



UNIVERZA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ŠPORT

Športno treniranje  
Kondicijsko treniranje

# **VPLIV JENDRASIKOVEGA MANEVRA NA SPREMEMBO V REFLEKSU H MIŠICE SOLEUS**

DIPLOMSKO DELO

MENTOR  
dr. Vojko Strojnik

RECENZENTKA  
dr. Katja Tomažin

KONZULTANT  
dr. Anton Ušaj

AVTOR DELA  
Mitja Uršič

Ljubljana 2010

## **ZAHVALA**

Iskrena hvala dr. Vojku Strojniku za vse nasvete in pomoč pri izdelavi diplomskega dela.

Posebna zahvala gre vsem merjencem, ki so bili tako pogumni, da so se prepustili neveščemu in nerodnemu merilcu in sodelovali v raziskavi.

Zahvaljujem se tudi vsem ostalim, ki so me tekom študija podpirali, spodbujali ali pa mi preprosto stali ob strani.

# VPLIV JENDRASIKOVEGA MANEVRA NA SPREMEMBO V REFLEKSU H MIŠICE SOLEUS

Mitja Uršič

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, 2010

Športno treniranje, Kondicijsko treniranje

Strani: 62; preglednic: 3; slik: 24; virov: 65.

## IZVLEČEK

**NAMEN:** Ugotoviti, če prihaja do razlik v amplitudi refleksa H mišice soleus med fazo naraščanja sile mišic rok in fazo ohranjanja sile na konstantni vrednosti. **METODE DELA:** V raziskavi je sodelovalo 13 merjencev (7 moških in 6 žensk), starih povprečno  $24 \pm 1,6$  let. Jendrasikov maneuver (JM) se je izvajal v leži na trebuhu, tako da je posameznik z rokami v predročenju skrčeno stiskal dve vzporedni palici. Telo je bilo v celoti iztegnjeno, maneuver pa se je poizkušal izvesti samo s stiskom mišic upogibalk prstov. Refleks H mišice soleus se je izvajal z draženjem tibialnega živca. V eksperimentu smo merili EMG odzive mišice soleus in tibialis anterior ter potek sile stiska v času. Reflekse H smo izmerili za vsakega posameznika v mirovanju ter dveh različnih pogojih. Pogoj 1: Posameznik je na merilčev znak (pripravi, stisni) izvedel JM, tako da je sila hitro naraščala; in ko je le-ta presegla 1/3 največje posameznikove sile, se je samodejno sprožil stimulacijski impulz. Pogoj 2: Merjenec je na znak (pripravi, stisni) stisnil palici na največjo silo (vsaj nad 80%  $F_{max}$ ) in v tem vztrajal, vse dokler ni prejel stimulacijskega impulza. **REZULTATI:** T-test za odvisne vzroce je pokazal statistično značilne razlike ( $P < 0,05$ ) med srednjimi vrednostmi refleksov H v prvem pogoju in kontrolnimi vrednostmi, medtem ko vrednosti v drugem pogoju od kontrolnih niso bile statistično različne. Dobili smo tudi pozitivno povezanost ( $r = 0,930$ ) med potenciacijo refleksa H in povprečnim prirastom sile v prvih 200 ms po kontrakciji. **SKLEP:** Rezultati nakazujejo, da se refleks H mišice soleus med izvedbo JM poveča ter da je ta sprememba najbolj očitna, ko je prirast sile največji.

**Ključne besede:** Jendrasikov maneuver, refleks H, sila stiska.

# EFFECT OF THE JENDRASSIK MANEUVER ON MODULATION OF H-REFLEX OF SOLEUS MUSCLE

**Mitja Uršič**

**University of Ljubljana, Faculty of Sport**

**Sport Training, Condition Training**

**No. of pages: 62; No. of tables: 3; No. of diagrams: 24; No. of sources: 65.**

## **ABSTRACT**

**PURPOSE:** The aim of the study was to identify whether any differences in the amplitude of the soleus H-reflex arise between the phase of increasing the force of the hand muscles and the phase of preserving this force at a constant value.

**METHODS:** There were 13 subjects (7 men and 6 women) participating in this study with an average age of  $24 \pm 1.6$  years. Jendrassik maneuver (JM) was performed lying on the abdomen side, so that the subjects, with both hands in front of them and little flexed, were pressing together two parallel sticks. Their body was fully extended while they tried to perform the maneuver only by straining the hand muscles. Soleus H-reflex was evoked by stimulating the right tibial nerve. The experiment also measured the EMG responses of soleus and tibialis anterior muscles and the course of grip force in time. H-reflexes were measured for each participant during relaxation and under two other conditions. (1) The testing subject executed JM on an auditory command (get ready, press) by rapidly increasing the force. After having reached 1/3 of the subject's maximal force, an automatic electric stimulus was triggered. (2) The testing subject pressed the sticks on an auditory command (get ready, press) by applying his/her maximal force (at least 80%  $F_{max}$ ) and sustaining it on that level until having received the electric stimulus. **RESULTS:** T-test has exhibited statistically significant differences ( $P < 0.05$ ) between the mean values of H-reflexes under the first condition and the control values, while the values under the second condition did not significantly deviate from the control ones. We also discovered a positive correlation ( $r = 0,930$ ) between the potentiation of H-reflex and the mean force increase in the first 200 ms after contraction. **CONCLUSION:** The results indicate that the soleus H-reflex is facilitated by JM, and that this change is most obvious where the force increase is the greatest.

**Key words:** Jendrassik maneuver, H-reflex, grip force.

## KAZALO

|                                                                                                                                       |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1.0 UVOD .....                                                                                                                        | 7  |
| 1.1 REFLEKS H KOT NEVROFIZIOLOŠKO ORODJE.....                                                                                         | 8  |
| 1.1.1 Omejitve pri uporabi refleksa H.....                                                                                            | 9  |
| 2.0 PREDMET in PROBLEM .....                                                                                                          | 12 |
| 2.1 RAZLIČNI MANEVRI ZA DOSEGANJE POTENCIACIJE .....                                                                                  | 14 |
| 2.1.1 Stiskanje zob kot možen potenciacijski manever.....                                                                             | 14 |
| 2.1.2 Valsalva manever .....                                                                                                          | 16 |
| 2.1.3 Jendrasikov manever .....                                                                                                       | 17 |
| 2.2 MOŽNI DEJAVNI MEHANIZMI IN NJIHOVE RAZLAGE FENOMENA<br>JENDRASIKOVEGA MANEVRA IN DRUGIH SORODNIH POTENCIACIJSKIH<br>MANEVROV..... | 25 |
| 2.2.1 Trifazni odziv .....                                                                                                            | 26 |
| 2.2.2 Alfa motonevron ali gama sistem? .....                                                                                          | 30 |
| 2.2.3 Mišična vretena – predsinalptične in posinalptične spremembe .....                                                              | 31 |
| 2.2.4 Centralni mehanizmi .....                                                                                                       | 33 |
| 2.3 OPTIMIZACIJA JENDRASIKOVEGA MANEVRA .....                                                                                         | 35 |
| 2.3.1 Kombinacije različnih manevrov in njihova učinkovitost .....                                                                    | 35 |
| 2.3.2 Tip kontrakcije .....                                                                                                           | 37 |
| 2.3.3 Intenzivnost in trajanje .....                                                                                                  | 39 |
| 2.3.4 Vplivi starosti .....                                                                                                           | 41 |
| 2.3.5 Časovni potek ojačanja.....                                                                                                     | 41 |
| 3.0 CILJI.....                                                                                                                        | 42 |
| 4.0 HIPOTEZE.....                                                                                                                     | 43 |
| 5.0 METODE DELA.....                                                                                                                  | 44 |
| 5.1 VZOREC MERJENCEV .....                                                                                                            | 44 |
| 5.2 EKSPERIMENTALNI PROGRAM .....                                                                                                     | 44 |
| 5.3 VZOREC SPREMENLJIVK .....                                                                                                         | 46 |
| 5.4 NAČIN ZBIRANJA, OBDELAVE IN ANALIZE PODATKOV .....                                                                                | 46 |
| 5.5 STATISTIČNA ANALIZA PODATKOV .....                                                                                                | 46 |
| 6.0 REZULTATI.....                                                                                                                    | 47 |
| 6.1 TESTIRANJE RAZLIK MED VALOM H PRI POGOJU 1 IN KONTROLNIMI<br>VREDNOSTMI ZA VSAKEGA MERJENCA POSEBEJ.....                          | 47 |
| 6.2 TESTIRANJE ODPSTOPA SREDNJIH VREDNOSTI VALA H MED POGOJEM 1 IN<br>2 OD KONTROLNIH VREDNOSTI .....                                 | 48 |
| 6.3 TESTIRANJE RAZLIK MED SREDNJIMA VREDNOSTMA VALA H PRI POGOJU<br>1 IN POGOJU 2 .....                                               | 49 |
| 6.4 TESTIRANJE KORELACIJE MED PRIRASTOM SILE IN JAKOSTJO<br>POTENCIACIJE V POGOJU 1.....                                              | 49 |
| 7.0 RAZPRAVA .....                                                                                                                    | 51 |
| 8.0 SKLEP.....                                                                                                                        | 54 |
| 9.0 LITERATURA.....                                                                                                                   | 56 |

## 1.0 UVOD

Športna znanost ter specializirani trenerji, kot njeni praktični uresničevalci, iščejo vedno nove ter boljše trenažne (kondicijske) programe, s katerimi bi bilo mogoče maksimalizirati napredek v določenih motoričnih sposobnostih. Najbolj eksaktno opredeljena motorična sposobnost je moč, kar posledično določa tudi konkretnije in raznovrstnejše programe za razvoj le-te. V protokolih razvoja moči v vrhunskem športu se dandanes izkorišča majhne detajle, in sicer z namenom, da bi se tako lahko povečala količina in kvaliteta obremenitve med vadbo, kar pa bi posledično vodilo v večji napredek v določeni vrsti moči. Živčno-mišična potenciacija predstavlja znano fiziološko ozadje, ki omogoča nekaj upanja v želeni napredek (Pisk, 2002; Hodgson, Docherty in Robbins, 2005). Nekoliko bolj ob robu, vsaj v kineziološki znanstveni literaturi, pa je fenomen hkratne potenciacije (angl. concurrent activation potentiation, CAP), ki s pomočjo sočasne kontrakcije mišičnih skupin, katere niso vključene v izvedbo določenega giba, omogoča povečano silo primarnih agonističnih mišičnih skupin (Ebben, Leigh in Geiser, 2008). V študijah obstaja več manevrov, s katerimi je mogoče doseči omenjeni efekt. Le-te obsegajo učinke interkortikalne komunikacije in motoričnega preplavljanja (angl. motor overflow), Jendrasikovega manevra (JM) in zavestne kontrakcije distalnih mišičnih skupin (angl. remote voluntary contraction, RVC) na spremembo živčno-mišičnega statusa v gib vključenih mišic, in sicer s prej omenjenim potenciacijskim mehanizmom (Ebben, 2006).

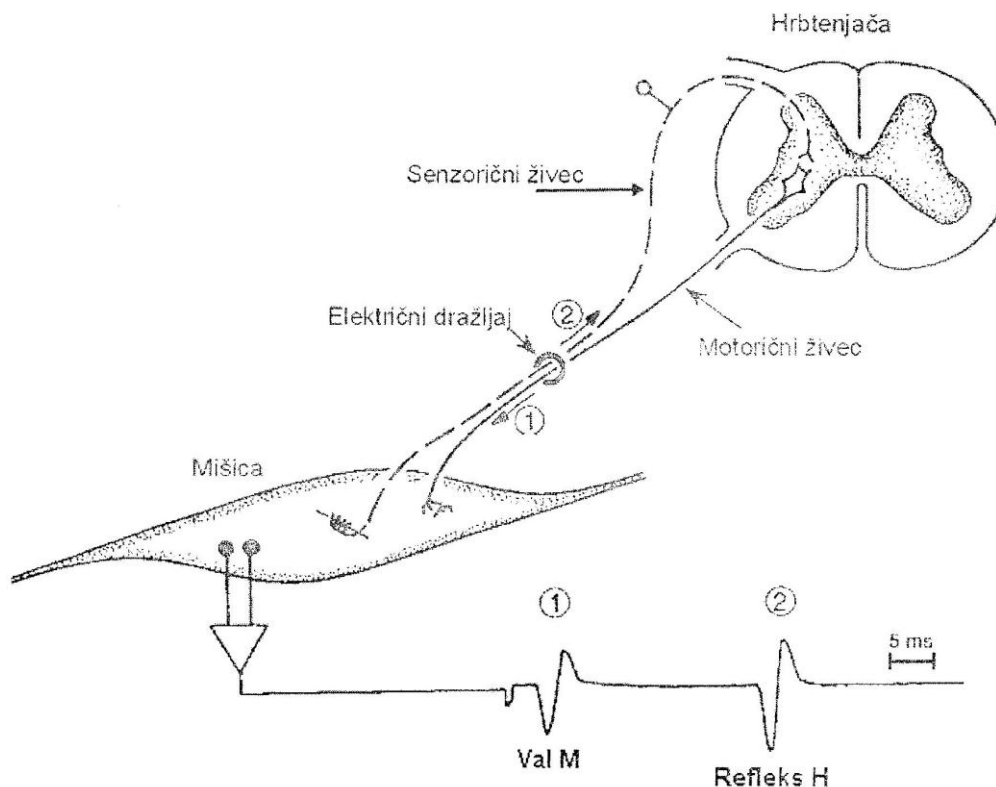
Jendrasikov manever (JM) je glede na enostavnost izvedbe zelo uporaben mehanizem, s katerim lahko preko kontrakcije distalnih mišic rok hkrati povečamo vzdraženost živčno mišičnega sistema nog (Ebben, 2006; Ribot-Ciscar, Rossi-Durand in Roll, 2000; Bussel, Morin in Pierrot-Deseilligny, 1978; Kawamura in Watanabe, 1975; Myriknas, Beith in Harrison, 2000). S tem nam JM ponuja dobro teoretično in praktično izhodišče, preko katerega bi bilo mogoče optimizirati vadbo za razvoj moči tako vrhunskih športnikov kot starejših oseb. Pri slednjih bi bile koristi JM uporabne tudi pri vsakdanjih opravilih, na primer pri vstajanju s stola, hoji ob opori... Nevrofiziološko ozadje za JM naj bi se skrivalo v povečanem aferentnem dotoku monosinaptičnega refleksnega loka refleksa H mišic nog ali pa naj bi izviralo iz povečanega direktnega vpliva na  $\alpha$  motonevrone iz centralnega živčnega sistema (Delwaide in Toulouse, 1981). V večini študij je učinek Jendrasikovega manevra merjen s pomočjo izvabljanja Hoffmannovega refleksa, v nekaterih pa tudi refleksa T. V diplomski nalogi sem se odločil, da bom spremljal vpliv JM na spremembo refleksa H predvsem zaradi metodološke enostavnosti, zavedajoč se obenem njegovih omejitev pri interpretaciji rezultatov (Misiaszek, 2003).

Kawamura in Watanabe (1975) sta prišla do ugotovitve, da igra čas med začetkom JM in časom stimulacije za izvabljanje refleksa H pomembno vlogo v velikosti

refleksnega odziva. To morebiti pomeni odločilno karakteristiko manevra, saj je le ob upoštevanju te mogoča optimalna uporaba oziroma dosežen bistven učinek na vzdraženost živčno-mišičnega sistema. Zato se nam zdi smiselno proučiti, če prihaja do kakšnih razlik v refleksu H v fazi naraščanja sile mišic rok in med ohranjanjem le-te na konstantni vrednosti.

## 1.1 REFLEKS H KOT NEVROFIZIOLOŠKO ORODJE

To je najbolj množično ter podrobno proučevan refleks v človeški nevrofiziologiji. Refleks H je monosinaptični refleksni odgovor mišice na umetno povzročen električni dražljaj na periferni živec (slika 1) (Enoka, 2002).



**Slika 1:** Potek delovanja refleksa H. Povzeto po: Enoka, 2002.

Treba je poudariti, da analogije z refleksom T ne držijo, saj gre za direktno električno draženje senzoričnih vlaken preko kože, kar omogoča izogib vplivu stanj mišičnih vreten oziroma gama sistema. Uporablja se ga za testiranje vzdražnosti živčno-mišičnega sistema, raziskovanje funkcionalne organiziranosti živčnih poti, za ugotavljanje sprememb v vzdražnosti hrbtenjače, modulaciji predsinalptične inhibicije la aferentnih vlaken in adaptacij hrbtenjačnih struktur v zdravju ter bolezni (Misiasek, 2003). Ker stimulus predstavlja en sam dražljaj, je odziv v obliki skrčka mišice, ki jo oživčuje stimuliran periferni živec. Skrček mišice lahko merimo kot EMG



signal ali silo povezano z le-tem. Refleks H se najpogosteje proučuje na mišici soleus, čeprav je lahko povzročen tudi na drugih mišicah. Temelji na selektivni aktivaciji Ia aferentnih vlaken, kar povzroči nastanek akcijskega potenciala v motoričnih (eferentnih) vlaknih, ki oživčujejo mišico. Selektivno aktivacijo Ia vlaken dosežemo tako, da začnemo z nizko intenzivnim dražljajem in ga postopoma povečujemo. Tako se najprej aktivirajo najdebelejša vlakna, to so Ia aferentna vlakna, katera nato povzročijo posinaptični potencial na  $\alpha$  motoričnem živčnem vlaknu. Ali bodo ti sinaptični potenciali povzročili akcijski potencial, je odvisno od velikosti sinaptičnih potencialov in nivoja membranskega potenciala. Bližje ko se membranski potencial nahaja vzdražnostnemu pragu, manjši sinaptični potencial bo zadoščal za povzročitev akcijskega potenciala na motoričnem vlaknu. Če je več membranskih potencialov motoričnih vlaken bližje pragu vzdraženosti, bo stimulus povzročil akcijske potenciale v več motoričnih vlaknih in odziv v obliki EMG-ja ter sile bo večji. Zato se refleks H uporablja kot test za merjenje stopnje vzdražnosti skupine motoričnih živčnih vlaken. Večji kot je odziv, večje je število motoričnih enot, ki so ta odziv povzročile, zaradi višje vzdražnosti skupine motoričnih živčnih vlaken. Če velikost draženja živčnih vlaken še povečujemo, se pojavi tudi val M. Val M je namreč posledica direktnega vzdraženja  $\alpha$  motoričnega vlakna, ki povzroči direktni odziv mišice. S tem ko se v refleks vključuje vse več  $\alpha$  motonevronov, se zaradi antidromične aktivnosti začne zmanjševati val H, kar na koncu privede do popolnega utišanja le-tega (Enoka, 2002).

Sodeč po Misiaszku (2003) so lahko spremembe v amplitudi refleksa razložene na tri načine: (1) na podlagi sprememb v vzdražljivosti motonevronov, (2) variacijah v količini sproščenega nevrottransmitra s strani aferentnih terminalov in (3) v notranjih lastnostih samih motonevronov.

### **1.1.1 Omejitve pri uporabi refleksa H**

Na prvi pogled se zdi tehnika izvajanja refleksa H preprosta in neproblematična, vendar če metodološko ni pravilno rabljena, so lahko dobljeni podatki neuporabni in interpretacija nemogoča. Ne gre samo za tehnične težave med stimulacijo in merjenjem, ampak že za to, da je sama narava refleksa zelo spremenljiva in nanjo vpliva mnogo faktorjev. Očitno postaja dejstvo, da je refleks H več kot zgolj monosinaptični refleks. Monosinaptična hipoteza se je najprej vzpostavila le na podlagi latenc med stimulacijo in prvim pojavom odziva mišice. Nato so ugotovili, da ima sestavljeni ekscitacijski posinaptični potencial (EPSP) tako dolgo fazo naraščanja, da bi bilo mogoče predvideti oligosinaptične vplive, še preden bi se EPSP začel zmanjševati. Zgodnje faze refleksa so najbrž monosinaptične, sledeče pa so že odvisne tudi od mnogosinaptičnih Ia živčnih poti (Misiaszek, 2003).

Električna stimulacija pa ne vzdraži izolirano samo la vlaken. Ker se običajno refleks H izvablja s tako jakostjo, da dobimo zraven tudi val M, obstaja možnost, da so hkrati vzdražena še druga, tanjša vlakna, kot na primer Ib senzorična vlakna, debelejša kožna senzorična vlakna in II živčna vlakna. Praktično nobena od teh ne morejo biti izključena iz razlage (Misiaszek, 2003).

Najbolj problematična je tipična predpostavka, ki smatra refleks H kot mero za vzdraženost sklada motoričnih nevronov. Ta predpostavka ne bo držala v primeru, da se amplituda refleksa H spremeni pod vplivom različnih količin nevrotansmitrov, ki so sproščeni iz terminalov la aferentnih vlaken. Dvoje faktorjev ima vpliv na to izločanje; in sicer predsinaptična inhibicija la aferentnih terminalov ter poaktivacijska depresija. Med testiranjem že blage spremembe v položaju, tonični kontrakciji ipsilateralne ali pa kontralateralne okončine vodijo v drugačno predsinaptično inhibicijo. Predsinaptična inhibicija pa se spreminja še na podlagi descendntnih supraspinalnih informacij (vestibularna jedra v možganskem deblu, lokomocijsko področje mezencefalona) (Misiaszek, 2003).

Poaktivacijska depresija (PAD) je prav tako faktor, ki ga je potrebno upoštevati, saj naznanja zgodovino aktivnosti la aferentnih dotokov na  $\alpha$  motonevronske sinapse in je pomemben dejavnik, ki vpliva na prenos v živčni zanki refleksa H. Upad je posledica zmanjšane izločitve nevrotansmitrov iz sinaptičnih terminalov, kateri so bili nedavno aktivni. Zato lahko vsako predhodno gibanje (oz. aktivnost) vpliva na redukcijo nevrotansmiterskih »skladišč«. Če je ta izpraznitev izrazita, vse to onemogoča, da bi se sprostila celotna količina transmitra ob kasnejši aktivaciji. Poaktivacijska depresija, med katero se amplitude refleksov H manjšajo, ponavadi vztraja 8 s. Ta dognanja je potrebno upoštevati predvsem pri študijah, ki poskušajo uporabljati testiranje refleksa H med gibanjem. In to še posebej pri gibanjih, kjer bo prihajalo do sprememb dolžine mišice, kar bo vodilo v aktivacijo mišičnih vreten. Predhodna aktivnost la aferenc bo zaradi PAD povzročila, da bo prihajalo do zmanjšanja refleksa H. Druga možna težava pa je ta, da se nekatera la vlakna zaradi tega znajdejo v refraktorni fazi, kar posledično pomeni manjšo rekrutacijo teh vlaken med električno stimulacijo. V izogib tem metodološkim težavam se često uporablja fiksacija sklepa, preko katerega poteka mišica, s spono in sočasno spremljanje tonične aktivnosti mišice (Misiaszek, 2003).

Nadalje na variiranje velikosti odziva refleksa H vplivajo še notranje (intrinzične) lastnosti motonevronov. Veliko je študij, ki so dokazale, da različni »trenažni programi« povzročajo tako akutne kot tudi trajne adaptacije refleksa H (Enoka in Gandevia, 2006; Thompson in Bélanger, 2002; Taube idr., 2007; Schubert idr., 2007; Armstrong idr., 2008; Duclay, Martin, Robbe in Pousson, 2008; Adkins, Boychuk, Remple in Kleim, 2006; Wolpaw, 2007; Zehr, 2006; Del Balso in Cafarelli, 2007). Del

teh adaptacij pa tiči ravno v spremenjenih karakteristikah samega motonevronta. Kronične prilagoditve so pomembne pri primerjanju različnih skupin ljudi, ki imajo za sabo različne zgodovine (na primer zdravi – bolni, tekači na dolge proge – šprinterji itd.). Upoštevati gre tudi kratkotrajne spremembe. Znano je, da je na primer nevromodulator 5-hydroxytryptamine [(5-HT) serotonin] zmožen spremeniti hitrost sprožanja potencialov motonevronta. To implicira misel, da se z različno nalogo ali stanjem pojavi spremljajoča deviacija v motonevronskih lastnostih, ki nato deluje na prirast refleksa H (Misiaszek, 2003).

Ob vsej očitni preprostosti nevronske zanke refleksa H pa smo do sedaj spoznali, da je njegova regulacija zelo kompleksna. Odvisna je od mentalnih ter fizičnih stanj posameznika. Če se ne poskrbi za temeljito kontrolo eksperimentalnih okoliščin, lahko postane uporaba refleksa H težavna, če ne celo nesmiselna. Kennedy, Cresswell, Chua in Inglis (2004) so ugotovili, da so vplivi galvanične vestibularne stimulacije na refleks H mišice soleus odvisni od pozicije glave. Zgleda, da je refleks H dovzeten že za majhne spremembe v položaju dela telesa. Če na kratko povzamem, refleks H modulirajo mnogi dejavniki, kot so:

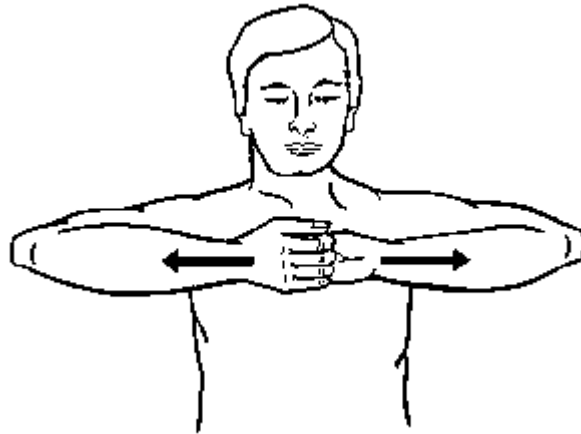
- spremembe v senzoričnem prilivu iste mišične skupine (poaktivacijska depresija);
- vplivi nasprotnih mišičnih skupin (pred in posinaptične spremembe v vzdraženosti motonevronta in/ali predsinaptična inhibicija);
- vplivi med okončinami (ipsilateralno, kontralateralno, diagonalno);
- vestibularno povzročene deviacije;
- descendente motorične spodbude;
- psihološka stanja (pozornost) (Misiaszek, 2003).

Končna amplituda refleksa H odraža skupen preplet vseh omenjenih faktorjev. Kakorkoli že, je to še vedno zelo primerna metoda za študij nevrofiziološkega ozadja gibanja, če se zavedamo njenih mej in jo uporabljamo z ustrezno metodološko pronicljivostjo.

## 2.0 PREDMET in PROBLEM

Kot sem omenil že v uvodu, se refleks H ali refleks T na mišicah nog ojača, če hkrati zavestno skrčimo tudi mišice rok (Tazoe idr., 2005; Delwaide in Toulouse, 1981; Dowman in Wolpaw, 1988; Kawamura in Watanabe, 1975; Bussel idr., 1978). Pojav je poznan pod imenom Jendrasikov manever. Ernst Jendrassik je leta 1883 prvi prikazal ta fiziološki fenomen, ki pa je z leti še vedno precej kontroverzen; vsaj kar se tiče njegovih možnih latentnih faktorjev, kateri naj bi doprinesli k večji vzdraženosti zavestno neaktivirane mišice. V osnovi se je JM uporabljal v klinični praksi, saj so lahko s tem mehanizmom povečali refleksno vzdraženost distalnih mišic in na tak način testirali, v kakšnem stanju je pacientova integriteta živčnega sistema. S tega stališča so zanimivi rezultati študije Péréona, Geneta in Guihéneuca (1995), saj so pri pacientih s spinalnimi lezijami, zaradi katerih naj bi bila popolnoma blokirana živčna kortikospinalna pot, in pa pri pacientih z multiplo sklerozo pokazali, da prej manjkajoč MEP (motorični evocirani potencial) odziv na magnetno stimulacijo postane viden po predhodni izvedbi JM. Z nekoliko drugačnimi nameni pa se mehanizme JM poizkuša uporabljati v kineziološki znanosti. Osnovno vodilo, ki ga je mogoče razbrati z dosegljive literature (Ebben, Flanagan in Jensen, 2008; Ebben, 2006; Ebben idr., 2008), teži v smeri izboljšanja živčno-mišičnega sistema pri različnih oblikah mišičnih kontrakcij. Vse to stremi h končnemu cilju, ko bi bilo možno različne potenciacijske mehanizme (med te spada tudi JM) uporabiti praktično med trenažnim procesom ali pa kar med samim tekmovanjem. Verjetno je vsakomur jasno, da se določenih manevrov, kateri nam omogočajo razvoj večje mišične sile, poslužujemo skorajda spontano. Ob dvigu težjega bremena skoraj samodejno stisnemo zobe in skrčimo mišice trebuha. Vendar je na tem mestu potrebno povedati, da so ti potenciacijski mehanizmi vse prej kakor dobro pojasnjeni. Nerazumevanje letih lahko vodi v morebitne neuporabne trenažne konstrukte, ki v ničemer ne služijo ustreznemu napredku ter tudi vedno večji objektivizaciji športne prakse.

Prvotno se JM izvede tako, da se z rokami, ki so odročene ter pokrčene not, primemo in jih nato poizkušamo silovito razkleniti (slika 2).



**Slika 2:** *Klasični način izvedbe Jendrasikovega manevra.*

Ker so pri takšni izvedbi manevra prisotne mnoge mišične skupine, so pri nekaterih raziskavah le-tega poenostavili, saj so s tem postali parametri kontrakcije lažje merljivi. Delwaide in Toulouse (1981) sta proceduro JM poenostavila samo na ekstenzijo zapestja, ki pa je prav tako delovala kot zadosten potenciacijski mehanizem. S tem sta si omogočila spremljanje vpliva JM na spremembo refleksa T m. rectus femoris ob hkratni modifikaciji moči kontrakcije iztegovalk zapestja. Raziskave v zvezi z JM so zelo heterogene, in sicer tako glede metod, s katerimi se spremlja fenomen, kot glede eksperimentalnih procedur. V novejših študijah je opaziti spremljanje vpliva JM (in drugih sorodnih manevrov) v realnejših razmerah, na primer ob poskokih (Ebben idr., 2008). V precej širši kontekst pa pade JM v bazičnih študijah, kjer se preko njega ponuja možnost razumevanja motorične kontrole, njenih živčnih poti ter integracijskih mehanizmov. Kar nekaj nesporazumov se pojavlja glede miotatičnega refleksnega loka, ki naj bi sodeloval pri povečanju vzdraženosti živčno-mišičnega sistema. Nekateri avtorji so prišli do zaključkov, da so med JM vzdražena le alfa motorična vlakna (Hagbarth, Wallin, Burke in Löfstedt, 1975; Bussel idr., 1978), medtem ko so drugi že dokazali povečan gama odziv (Ribot-Ciscar idr., 2000). Čeprav osnovne dileme še vedno ostajajo, so znanstveniki zedinjeni v mnenju, da gre pri JM za kompleksno in večsegmentno sovplivanje, pri čemer se kot možni vzroki pojavljajo: posinaptična facilitacija motonevrona, povečana aktivnost gama sistema (Ribot-Ciscar idr., 2000), zmanjšanje tonične predsinaptične inhibicije (Dowman in Wolpaw, 1988; Zehr in Stein, 1999) ter sprememba oligosinaptičnih poti (Gregory, Wood in Proske, 2001).

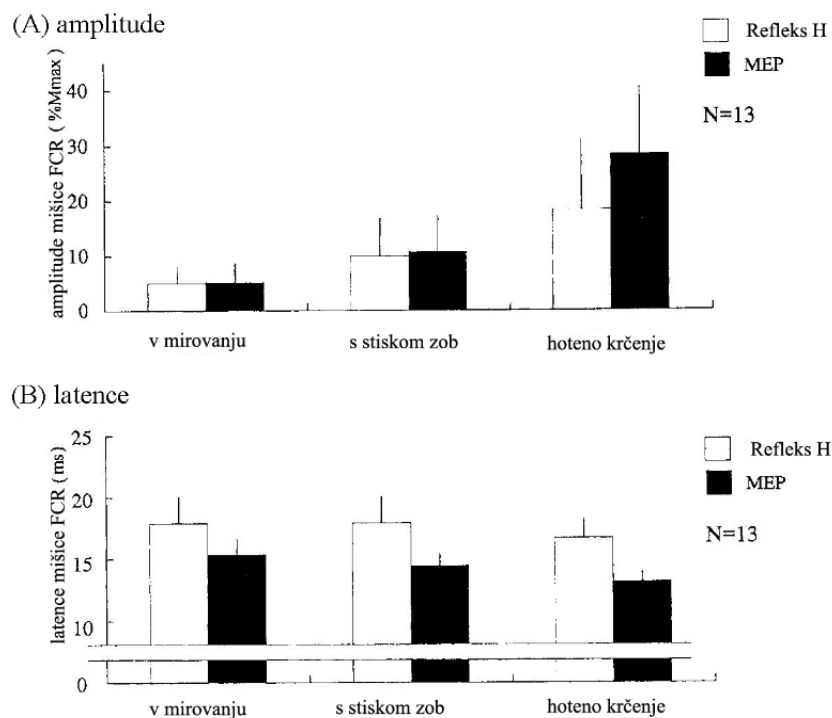
Navkljub vsem nasprotjem, ki se pojavljajo v razlagah JM, bi izpostavil še eno karakteristiko omenjenega manevra, to je njegovo časovno odvisnost. Pri tej je posebej pomemben dejavnik čas med začetkom manevra in električnim impulzom za izvajanje odziva H kot tudi časovni potek povečane vzdraženosti merjene mišice (Kawamura in Watanabe, 1975). Slednji se predvidoma lahko razdeli na tri faze

(Kawamura in Watanabe, 1975; Delwaide in Toulouse, 1981). To predstavlja zelo pomemben vidik JM, kajti optimalne učinke je mogoče doseči šele s poznavanjem njegove največje potenciacije ter z uskladitvijo z le-to. Ob tem je potrebno dejati to, da ta odvisnost ni fiksna oziroma ponovljiva, temveč je odvisna od hitrosti ter moči kontrakcije (Delwaide in Toulouse, 1981), števila vključenih mišicnih skupin (Ebben idr., 2008) in stanja (v mirovanju, kontrahirana) potencirane mišice (Tazoe idr., 2005).

## **2.1 RAZLIČNI MANEVRI ZA DOSEGANJE POTENCIACIJE**

### **2.1.1 Stiskanje zob kot možen potenciacijski manever**

Stiskanje zob in povečevanje napetosti mišic vratu ter obraza se v športu velikokrat pojavi spontano. Še posebej se to rado zgodi pri atletskih disciplinah in drugih športnih panogah, kjer je od tekmovalca zahtevana izjemna silovitost. V večini teh primerov gre za kratkotrajne napore, ki svoje energetske potenciale dolgujejo anaerobnim alaktatnim virom. Med takšne panoge bi prištevali tudi skok v višino in daljino, kjer se pojavlja tipično mišično krčenje, ki je zaradi svojih posebnih lastnosti precej pomembno; gre za t.i. ekscentrično-koncentrično kontrakcijo. Zato je s tega vidika zanimiva študija Ebbena idr. (2008), v kateri so opazovali vpliv stiska zob na hitrost razvoja sile, na čas do razvoja maksimalne sile in na največjo silo med skokom z nasprotnim gibanjem. Merjenci so polovico skokov izvedli z odprtimi usti, polovico pa tako, da so med koncentrično fazo odriva močno ugriznili v ščitnik za zobe. V tej študiji so rezultati pokazali povprečno 19,5% izboljšanje hitrosti razvoja sile med skokom z nasprotnim gibanjem, ki je bil izveden skupaj s stiskom zob. Prav tako se je zmanjšal čas do razvoja maksimalne sile, in sicer iz  $385,79 \pm 166,56$  milisekund brez manevra na  $308,07 \pm 123,52$  ms z manevrom. Največja sila se statistično ni razlikovala med izvedbama, kljub nekoliko večji sili v prid skoku z manevrom (Ebben idr., 2008). Pri neaktivni populaciji je obetavne rezultate dobil Hiroshi (2003, v Ebben idr., 2008), saj je zavestno stiskanje zob povečalo silo stiska rok za 15,8%. Opisani manever ima, kot kaže, vpliv na potenciacijo tako mišic zgornjih kot spodnjih okončin. Manever lahko poveča tudi amplitudo refleksa H in MEP odziv m. flexor carpi radialis (slika 3a) ter zmanjša latence MEP odziva, medtem ko so latence refleksa H nespremenjene (slika 3b) (Sugawara in Kasai, 2002).



**Slika 3:** Povprečja in standardni odkloni amplitud in latenc refleksa H in motoričnih evociranih potencialov pri različnih stanjih merjenja. Povzeto po: Sugawara in Kasai, 2002.

Karakteristike motoričnih evociranih potencialov pa se ne spremenijo vedno, temveč so odvisne od orientacije toka magnetnih pulzov (v anteriorno-medialni ali posteriorno-lateralni smeri), kateri nato prehajajo preko lobanje in inducirajo električne tokove, ki spremenijo aktivnost živčnih celic možganov (Sugawara idr., 2005). V eksperimentalnem protokolu, ko je bila merjena mišica aktivirana, so Sugawara idr. (2005) ugotovili, da se amplituda MEP ob stisku zob poveča le pri TMS, ki je izvedena v anteriorno-medialni smeri, medtem ko se ob stimulaciji v posteriorno-lateralni smeri celo zniža. Do sprememb v latencah odziva pa ne pride v nobenem primeru. Spet drugačni odzivi se pojavijo, ko mišica ni aktivirana. V tem primeru se amplituda MEP v obeh načinih draženja poveča (statistično pomembni odzivi se še vedno pojavijo le pri TMS v anteriorno-medialni smeri), zmanjšajo pa se tudi latence evociranih potencialov (Sugawara idr., 2005). Prav tako so napredke v nivoju refleksa H mišic podlahti dobili Takahashi, Ueno in Ohya (2003), ko so proučevali vplive m. masseter na m. flexor capri radialis in m. extensor capri radialis. Podobno se je zgodilo z izzvanim refleksom H na pretibialnih mišicah in m. soleus, ko so merjenci žvečili žvečilni gumi (Takahashi, Ueno, Taniguchi, Ohya in Nakamura, 2001). Med fazo, ko se je čeljust odpirala, se je pri pretibialnih mišicah refleks ojačal na 135,4% kontrolnega, pri zapiranju čeljusti pa na 133,8%, kar kaže na majhno razliko potenciacije med različnima fazama. Ojačanje refleksa m. soleus je bilo nekoliko manjše med obema fazama (pri prvi 125,1%, drugi pa 123,9% kontrole), vendar vseeno statistično različno od kontrolnih meritev. Omeniti pa je

potrebno še to, da razlik v potenciranju refleksa H tekom žvečilnega cikla ni bilo (Takahashi idr., 2001).

Dodaten pogled na omenjen manever nam podaja študija, v sklopu katere so proučevali, ali lahko s posameznimi manevri in njihovimi kombinacijami vplivamo na navor pri iztezanju kolena (Ebben idr., 2008). Pri tem so merili povprečne in absolutne napore, dosežene brez krčenja drugih mišičnih skupin, s stiskom obeh rok (SOR), s stiskom zob (SZ), v kombinaciji stisk leve roke (SLR) – stisk zob – Valsalva manever (VM) ter stisk obeh rok – stisk zob – Valsalva manever. Rezultati v povprečnih in absolutnih navorih so bili med sočasnim stiskom zob za 10% in 9,1% večji kot brez manevra, medtem ko med stiskom obeh rok ni prišlo do statistično značilne spremembe (Ebben idr., 2008). Navedena omejitev SOR je neskladna z raziskavo Dowmana in Wolpawa (1988), pri kateri sta izmerila povečanje refleksa H med enoročnim stiskom. Ostali dve kombinaciji različnih manevrov sta privedli do sklepa, da se ob povečanju v manever vključenih mišičnih skupin temu ustrezno poveča tudi navor. Tako so bili povprečni in absolutni navori pri uporabi SOR-SZ-VM za 14,6% in 14,8% večji kot navori brez vsakršnega manevra (Ebben idr., 2008). SOR-SZ-VM kombinacija je dominirala nad vsemi ostalimi in dosegla največje napore, večje tudi od SLR-SZ-VM, čeprav pri slednji ne na statistično značilnem nivoju (Ebben idr., 2008).

### **2.1.2 Valsalva manever**

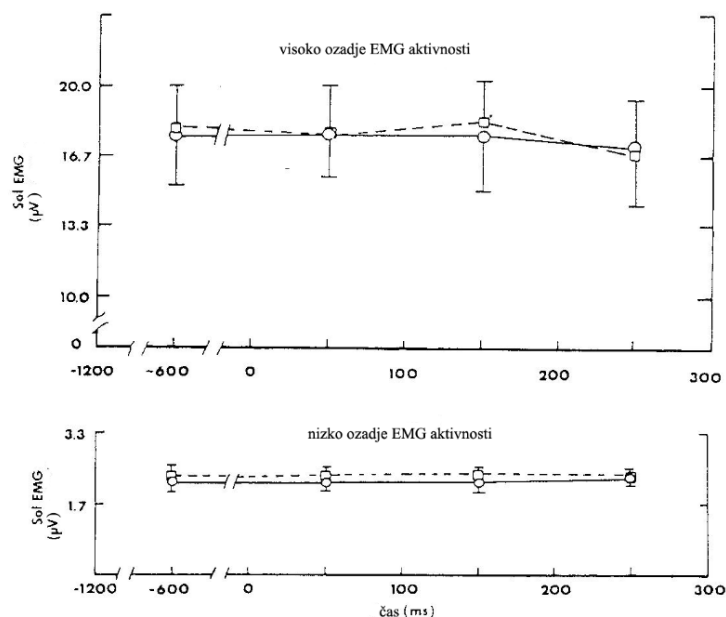
Valsalva manever se izvede tako, da se poizkuša ob zaprtih ustih in nosu močno izdihniti. To običajno poveča krvni tlak, intratorakalni tlak in dotok krvi v srce. V zdravniški praksi se uporablja kot diagnostično orodje, ki pomaga ugotoviti nekatera patološka stanja srca. Včasih pa služi tudi kot mehanizem, s katerim lahko popravimo določene nenormalne srčne ritme in lajšamo prsne bolečine (Valsalva manever, 2009). Že prej sem navedel, da ima VM v kombinaciji z drugimi manevri možne pozitivne posledice na povečanje aktivacije mišic, ki direktno ne sodelujejo v manevru. Harman, Frykman, Clagett in Kraemer (1988, v Ebben idr., 2008) so našli koleracije med povečanim intratorakalnim pritiskom in dvignjenim bremenom pri vadbi za moč. V prid VM govori v svojem kratkem komentarju Stejskal (1969), kjer trdi, da večja nevro-mišična vzdraženost, ki se dogodi ob JM, ni posledica domnevne odvrtnosti pacienta in s tem preprečene zavestne inhibicije izvabljenega refleksa ali pa povečanega »mišičnega dotoka«, ampak sprememb v karakterju dihanja v zvezi z VM. Pri raziskavi Hagbartha idr. (1975), v kateri so merjenci izvajali JM (ob silovitejših izvedbah pa je prišlo tudi do VM), je bila iz intrafascikularnih meritev razvidna utripajoča simpatična vazokonstrikcija. Le-ta je znano, da se še poveča med ojačitvenimi manevri (predvsem VM). Pri človeku naj bi takšna aktivnost sprožila



spremembe v delovanju mišičnih vreten, in sicer njihov večji spontan tremor ter odzivnost na vibracije (Hagbarth idr., 1975). Nasprotno pa nam dokazujejo Hagins, Pietrek, Sheikhzadeh in Nordin (2006, v Ebben idr., 2008), ko niso uspeli potrditi povezanosti med različnimi strategijami dihanja in produkcijo izometrične sile. Na podlagi navedenih podatkov in dejstva, da med VM prihaja do kontrakcije večjih mišičnih skupin trupa, upravičeno domnevamo o verjetnih ugodnih vplivih manevra na živčno-mišično potenciacijo.

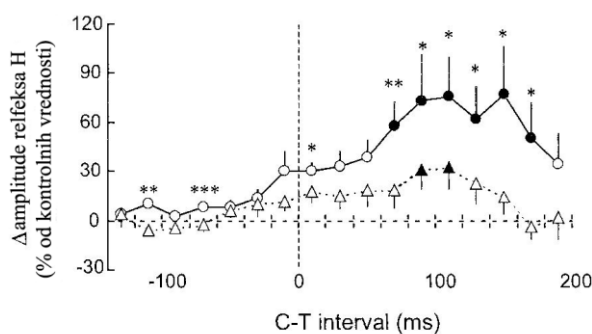
### **2.1.3 Jendrasikov manever**

Veliko je število raziskav, ki so konsistentno dokazale pozitivno odvisnost med JM in drugimi odvisnimi spremenljivkami, katere vključujejo potenciranje refleksa H, refleksa T, motorične evocirane potenciale, elektromiografijo (EMG), silo kontrakcije, hitrost razvoja sile in moč (Dowman in Wolpaw, 1988; Ebben idr., 2008; Péréon idr., 1995; Struppler in Preuss, 1959; Tazoe idr., 2005; Delwaide in Toulouse, 1981; Young in Hagbarth, 1980; Kawamura in Watanabe, 1975; Bussel idr., 1978; Hayes, 1972). Od teh se zdi, da je refleks H med najpomembnejšimi predstavniki pri razlagah JM. Verjetno temu botruje to, da je refleks precej dobro znan in se ga lahko izvabi na večini mišic. Uporablja se ga tudi pri raziskavah, kjer se ugotavljajo vplivi raznih vadbenih programov, ki naj bi vodili v spremembe živčno-mišičnega delovanja. Tipično povečanje refleksa H med JM sta odkrila Dowman in Wolpaw (1988), ki sta merila spremembe refleksa H m. soleus pri stisku roke, na isti strani telesa, in ob rahlem vzdrževanju kontrakcije merjene mišice. Ob uporabi prirejenega JM sta dobila približno 50% večje amplitude refleksa kot v kontrolnih serijah (Dowman in Wolpaw, 1988). Med JM se EMG aktivnost mišice ni spremenila (slika 4), kar očitno namiguje na dejstvo, da sprememba refleksnega loka ni posledica večjega vzdraženja sklada motoričnih nevronov m. soleus.



**Slika 4:** Srednje vrednosti osnovne EMG aktivnosti mišice soleus v dveh pogojih; in sicer pri visoki (zgornji grafikon) in nizki (spodnji grafikon) aktivaciji. Med omenjenimi vrednostmi v kontrolnih (neprekinjena črta) ter JM (prekinjena črta) pogojih ni bilo statističnih razlik. Povzeto po: Dowman in Wolpaw, 1988.

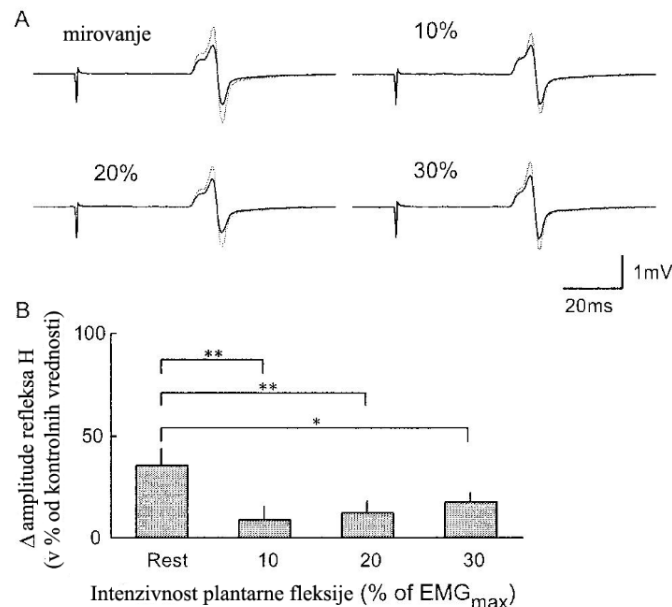
Podobne rezultate glede velikosti potenciacije refleksa H so dobili Tazoe idr. (2005), pri čemer so bili le-ti odvisni od moči upogiba roke ter plantarne fleksije m. soleus. Iz slike 5 je razvidno, da so amplitude refleksa H v najbolj izraženi fazi za okrog 50 do 70% večje od kontrolnih, medtem ko ob sočasni nizko intenzivni plantarni fleksiji le-te padejo pod 30% (Tazoe idr., 2005).



**Slika 5:** Spremembe amplitude refleksa H med JM, in sicer, ko je noga v skočnem sklepu mirovala (polni in prazni krogci) ter med plantarno fleksijo (polni in prazni trikotniki). Povzeto po: Tazoe idr., 2005.

Čeprav v isti študiji navajajo še nekoliko drugačne rezultate ( $35,3 \pm 8,7\%$  ko je gleženj v mirovanju;  $8,8 \pm 6,6\%$  ob  $10\%$  EMG<sub>max</sub> plantarni fleksiji;  $12,4 \pm 5,7\%$  ob

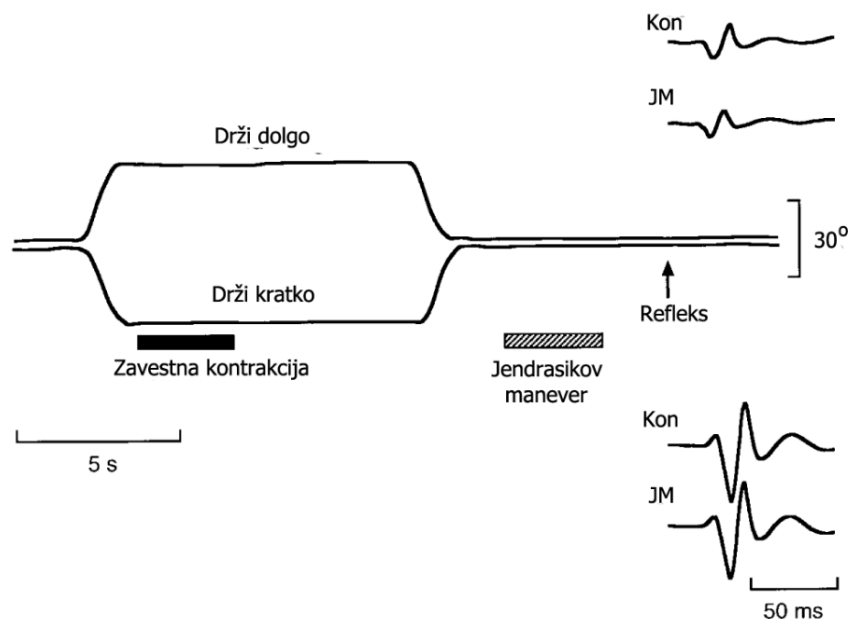
20% fleksiji in  $17,7 \pm 4,5\%$  ob 30% fleksiji), kar nam prikazuje slika 6 (Tazoe idr., 2005).



**Slika 6:** Vpliv različno intenzivne aktivacije mišice soleus na potenciacijsko moč JM. Povzeto po: Tazoe idr., 2005.

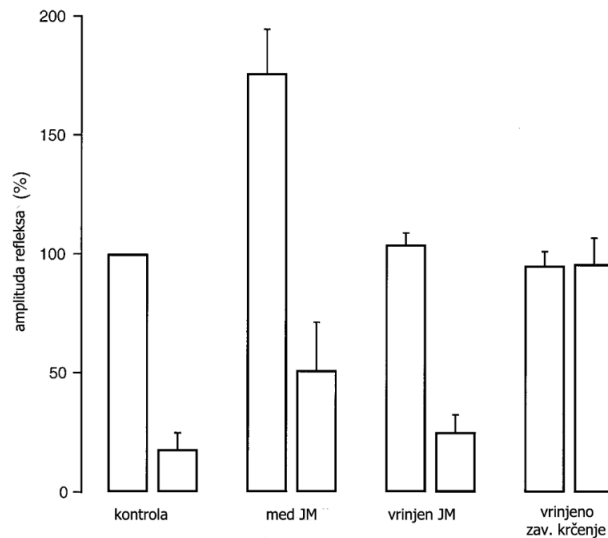
Do zelo visokih vrednosti povečanja refleksa T m. quadriceps sta prišla Delwaide in Toulouse (1981). Tudi v tej raziskavi so le-te variirale v odvisnosti od intenzivnosti JM (pri maksimalni izvedbi do 400% povečanje) ter med progresivno in hitro kontrakcijo. Bussel idr. (1978) so dobili nekoliko bolj primerljive rezultate, to je od 122% do 185% povečanje refleksa H ter med 140% in 196% refleksa T. Tarkka (1986) prav tako omenja povečano vzdraženost živčno-mišičnega sistema pod vplivom JM. Pri testiranju m. triceps brachii se je za 2 ms zmanjšala latenca refleksa T in iz 1,6 mV na 4,7 mV povečala njegova amplituda; pri čemer je bila sprememba večja kot ob različnih toničnih vratnih refleksih (Tarkka, 1986).

Moč potenciacije refleksa H med JM je odvisna tudi od predhodnega stanja mišičnih vreten. To so v svoji specifično zastavljeni študij pokazali Gregory idr. (2001), kjer je bila pred izvedbo JM opravljena plantarna ali dorzalna fleksija, s katero so spreminjali stanje mišičnih vreten (slika 7).



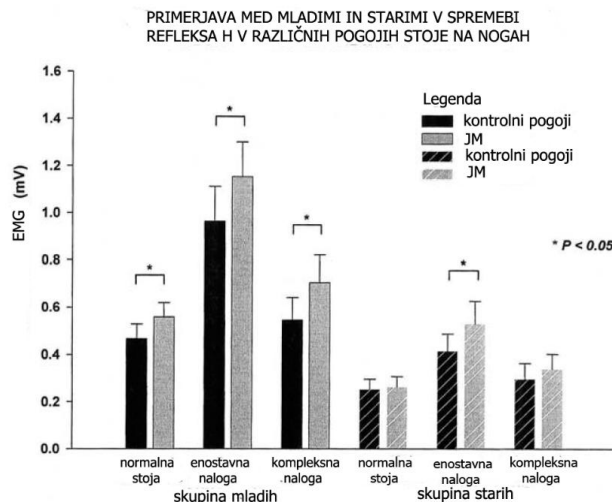
**Slika 7:** Ilustracija metode, s katero so testirali mogoče vplive fuzimotornega sistema med JM. V testu »Drži dolgo« je merjenec izvedel dorzalno fleksijo gležnja (okrog 30°), ki je trajala okrog 10 s, preden je nato nogo vrnil v začetni položaj. Na začetku dorzalne fleksije je merjenec za 2 s močno kontrahirал mišico, preostali čas pa je poizkušal biti čim bolj relaksiran. Takšen protokol naj bi mišična vretena pustil v mehanično neobčutljivem stanju, z nizko frekvenco proženja potencialov. Test »Drži kratko« je bil izveden na podoben način, le da se noga v gležnju ni premikala ter se je namesto dorzalne izvedla plantarna fleksija. V takšnih okoliščinah naj bi bila mišična vretena mehanično bolj občutljiva. Povzeto po: Gregory idr., 2001.

Omenjene predhodne kontrakcije (glej besedilo pod sliko 7) so se pokazale kot uspešne, saj so bile amplitude izzvanih refleksov, ko so bila mišična vretena v mehanično neobčutljivem stanju, manjše od tistih, kjer je bil fuzimotorni sistem bolj vzdražljiv (slika 8). Kot je bilo pričakovati, so se pod JM vsi refleksi ojačali. Do večjega napredka (280%) je prišlo v stanju nenapetosti vreten (Gregory idr., 2001). Iz slike 8 lahko opazimo, da vrinjen JM med predhodno kontrakcijo ter izvabljen refleks H ni prinesel povečanja amplitude le-tega. Tako lahko sklepamo, da če bi JM imel kakšen vpliv na  $\gamma$  motorni sistem, bi se to moralo pokazati v povečani refleksni amplitudi, kar pa se ni zgodilo (Gregory idr., 2001).



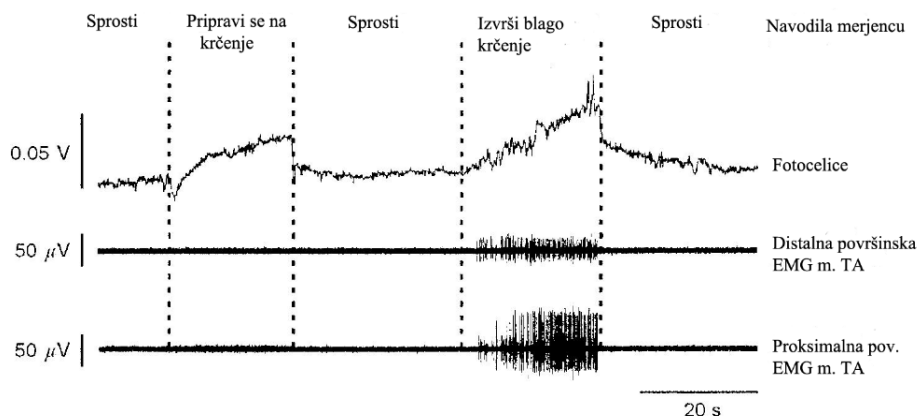
**Slika 8:** Pregled rezultatov eksperimenta, s katerim se je testirala fuzimotorna aktivnost med JM. Vsak par stolpcev prikazuje srednje vrednosti amplitud refleksa; levi v pogoju »Drži kratko«, desni pa v pogoju »Drži dolgo«. Povzeto po: Gregory idr., 2001.

JM ima nekoliko različne učinke pri določenih posebnih populacijah, ki trpijo za Parkinsonovo boleznijo in cerebrovaskularnimi poškodbami. Pri bolnikih s Parkinsonovo boleznijo je prišlo do povečanja refleksnega odziva, pri hemiplegičnih bolnikih pa je bil na spastični strani telesa odziv majhen (Kawamura in Watanabe, 1975). Nekaj razlik v zmožnosti vpliva JM na povečanje refleksa H so našli tudi v primerjavi med mlajšimi in starejšimi merjenci. Na sliki 9 vidimo, da je pri mlajših osebah prišlo do statistično značilnih sprememb praktično v vseh zadanih nalogah (med normalno stojo, v sproščenem stanju mišic goleni ob 30° hrbtni podpori ter pri aktiviranih mišicah goleni ob hrbtni podpori), medtem ko se je pri starejših osebah to zgodilo le med drugo, enostavnejšo motorično nalogo (Tsuruike, Koceja, Yabe in Shima, 2003).



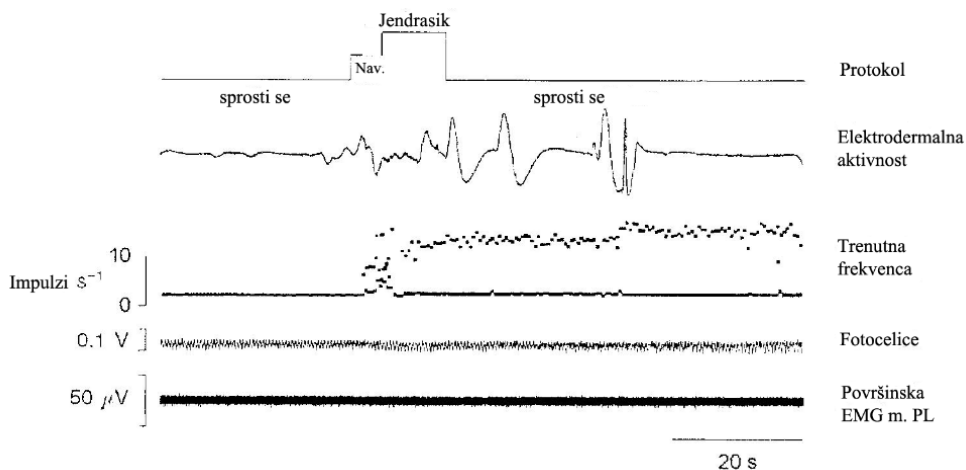
**Slika 9:** Primerjava povprečnih skupinskih refleksov H med kontrolnimi in JM poskusi, izvedenimi v treh različnih pogojih. Povzeto po: Tsuruike idr., 2003.

V živčni lok refleksa H so vključene predvsem monosinaptične povezave la aferentnih vlaken z alfa motoričnim nevronom. Ob električnem draženju, kjer je prisoten direkten odziv M, pa je možno, da prihaja še do rekrutacije Ib živčnih vlaken iz Golgijevega kitnega organa, vlaken tipa II iz mišičnih vreten ter drugih kožnih senzoričnih vlaken. Zato popolnejši pogled na problematiko v zvezi z JM ponujajo mikronevrografske študije. V eni od teh so ugotovili, da kar pri 15 senzoričnih vlaknih, od vseh 28 (od teh jih je bilo 21 tipa Ia, 7 pa tipa II), ni prišlo do spremembe v frekvenci proženja potencialov, ko je bila merjena mišica med manevrom v konstantni dolžini, kontrolirano raztegnjena, električno vzdražena ali pa vzdražena posredno preko tresenja njene kite (Hagbarth idr., 1975). Pri ostalih, ki so pokazale določeno odzivnost na JM, je prihajalo do različnih reakcij, katere pa so od testa do testa variirale, kar je še oteževalo interpretacijo. Le štiri od teh naj bi pokazale povečano frekvenco proženja, nekatere pa so le-to celo zmanjšale. Kakorkoli že, se je ob spremembi odgovora aferentnih mišičnih živcev na JM istočasno pojavila sprememba v ektrafuzalnih vlaknih. Pri testih, kjer je prišlo do odziva mišičnih vreten, je bila vzpostavljena večja korelacija z mišičnim EMG-jem, spremembami v navoru, pasivnemu premiku ter kontrakciji sinergističnih in antagonističnih mišičnih skupin, kot s samim potekom manevra (Hagbarth idr., 1975). V veliko boljše metodološko zasnovani raziskavi so Ribot-Ciscar idr. (2000) dobili realnejše rezultate, saj so izredno pozornost namenili temu, da je bil merjenec med meritvami v sproščenem mentalnem stanju, kar so dosegli z merjenjem elektrodermalne aktivnosti, in s popolnoma sproščeno merjeno mišico. Slednje so dosegli s spremljanjem EMG signala mišice in posebno napravo za spremljanje mikropremikov njene kite ob nehotnih gibih. Kot se vidi na sliki 10, je ta metoda veliko bolj občutljiva kot EMG.



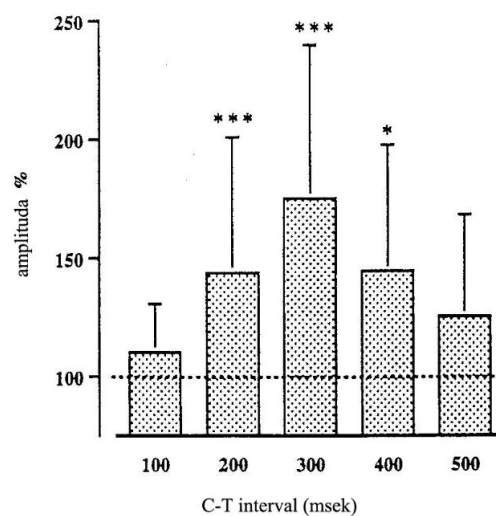
**Slika 10:** Ilustracija, ki ponazarja senzitivnost fotocelic. Na podlagi fotoelektričnega sistema je mogoče prvo aktivnost zaznati že ob opozoritvi merjenca na sledečo kontrakcijo, kar priča o večji občutljivosti tega merskega sistema nasproti površinski EMG metodi. Povzeto po: Ribot-Ciscar, 2000.

V tej raziskavi so ugotovili, da je polovica od vseh merjenih primarnih senzoričnih vlaken pod vplivom stiska pesti ali računskih nalog bodisi povečala število poslanih impulzov bodisi zmanjšala zakasnitev odziva. Takšen odziv enega la vlakna na sinusoidno pasivno raztezanje mišice med JM je viden na sliki 11.



**Slika 11:** Primer la aferentnega odziva (ponazorjenega s krivuljo trenutne frekvenca) na sinusoidno raztezanje med izvedbo Jendrasikovega manevra. Povzeto po: Ribot-Ciscar idr., 2000.

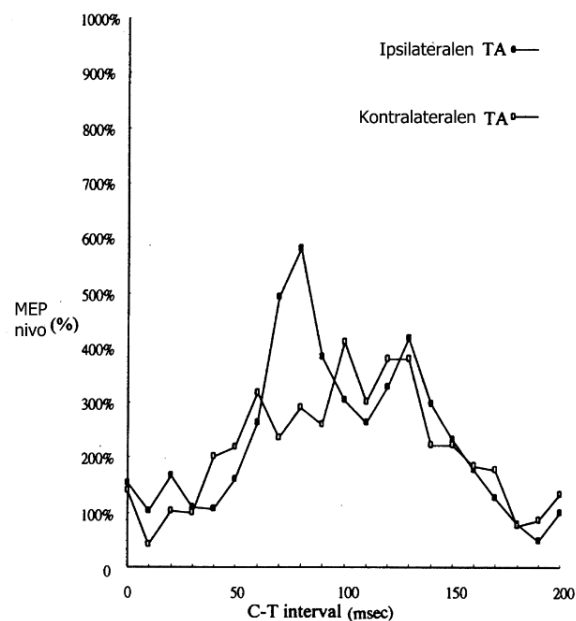
Proučevanje mehanizmov JM in njemu podobnih ojačevalnih manevrov sega tudi na področje transkranijske magnetne stimulacije (TMS) ter z njo povezanimi motorično evociranimi potenciali, ki v zgodbo vključuje še centralne motorične poti. Péréon idr. (1995) so z metodo TMS dokazali povečanje amplitud MEP odzivov m. tibialis anterior, ki so jih dosegali pri različnih zakasnitvah med začetkom soročnega stiska pesti ter magnetno stimulacijo (slika 12). Največja in statistično značilna povečanja MEP odzivov so se dogodila pri 200, 300 in 400 ms intervalih (pri 300 ms intervalu je amplituda MEP odziva znašala 175% kontrolne). Opaziti je bilo tudi zmanjšane latence odzivov, ki pa z izjemo 300 ms intervala niso bile statistično značilne (Péréon idr., 1995).



**Slika 12:** Grafikon prikazuje normalizirane srednje vrednosti amplitud motoričnih evociranih potencialov, kateri so bili ojačani s strani JM ter merjeni v različnih intervalih. Povzeto po: Péréon idr., 1995.

Podobno pritrujejo podatki študije, kjer so z električno stimulacijo ene roke in hkratno TMS povzročili povečanje MEP-a na obeh spodnjih okončinah (Chen, Chen, Kao, Wu in Liao, 1999). Slika 13 nam prikaže tipičen odnos med pogojenimi MEP odzivi in različnimi časovnimi intervali - od električnega impulza izzvanega na roki do TMS - pri enem merjencu.





**Slika 13:** Pogojeni MEP odzivi mišice tibialis anterior. Povzeto po: Chen idr., 1999.

Nadalje je prišlo do določenih razlik med odzivi noge na isti strani telesa (angl. ipsilateral), kot je bila električno vzdražena roka, in noge na drugi strani (angl. contralateral). Čas trajanja povečanega MEP odziva je trajal na ipsilateralni nogi v intervalu 60-130 ms ter je bil daljši kot na nasprotni nogi (od 70-100 ms). Večji in zgodnejši je bil tudi največji MEP odziv na ipsilateralni strani, saj je znašal 309% kontrolnega pri 80 ms intervalu, medtem ko je bil na kotralateralni strani le 207% pri 90 ms intervalu. Razlike v moči vpliva so se pokazale tudi med m. gastrocnemius medialis (GC) in m. tibialis anterior (TA), kjer so bili rezultati sledeči: levi TA 309% proti levemu GC 405%; desni TA 207% proti desnemu GC 283%. Na spremembe v latencah MEP odzivov je bil opazen le blažji vpliv unilateralne električne stimulacije (Chen idr., 1999). V isti študiji so na ipsilateralni strani testirali še obnašanje refleksa H m. soleus ter dobili povečane odzive pri intervalih od 70 do 100 ms (največje povprečne vrednosti pri 90 ms so bile  $217\% \pm 40\%$  kontrolnih).

## 2.2 MOŽNI DEJAVNI MEHANIZMI IN NJIHOVE RAZLAGE FENOMENA JENDRASIKOVEGA MANEVRA IN DRUGIH SORODNIH POTENCIACIJSKIH MANEVROV

Zaradi kompleksnosti problema se razlage JM med seboj razlikujejo ter ponujajo precejšen spekter možnih mehanizmov, ki naj bi eventuelno povzročili povečano vzdraženost živčno-mišičnega sistema. Večji del novejših študij išče vzroke za JM tudi v kortikalnih mehanizmih, ki so še vedno slabo znani. Tukaj se pojavlja nekaj

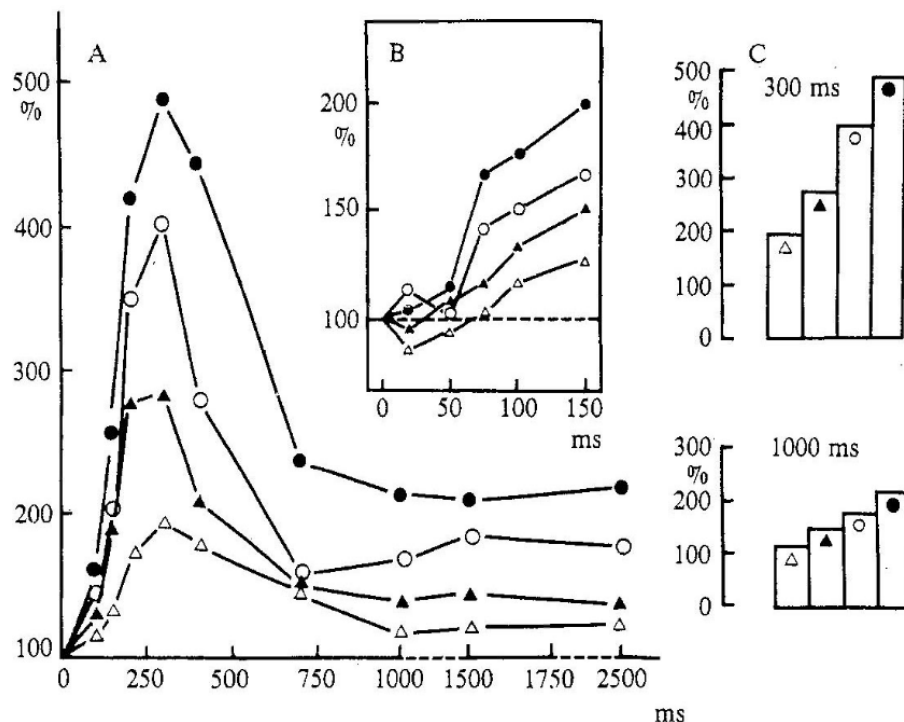
možnih hipotez, ki podpirajo idejo o obstoju funkcionalnih kortikalnih povezav. Če se izrazim z drugimi besedami, gre za možnost, da so ob aktivnosti enega dela motoričnega korteksa, kar se dogodi med izvedbo JM, s tem pogojena tudi druga motorična področja. Eden izmed možnih vzrokov za takšno možgansko dejavnost je funkcionalna sinergija med zgornjimi in spodnjimi okončinami, ki se mora nujno vzpostavljati pri človeški hoji in drugih lokomocijah. Opisane povezave bi lahko pojasnjevali še z evolucijskimi in razvojnimi teorijami, kjer so le-te posledica nuje po sočasnem hranjenju (seganju z roko, prijemanju, grizenju, žvečenju itd.) in gibanju.

Na podlagi prejšnjih poglavij je očitno, da so v potenciacijske manevre vključeni še drugi, t.i. »nižji« deli živčnega sistema. Tu imam v mislih razne hrbtenjačne reflekse in med njimi predvsem Hoffmannov refleksni lok, ki je dober potencialni agens za tolmačenje ojačevalnih manevrov, navkljub vsem nejasnostim glede konkretnih specifičnih dejavnikov. Ker dokončnih odgovorov v zvezi z JM znanost še ni našla, se med najpogostejše činitelje trenutno uvršča povečano aktivnost  $\alpha$  motonevrona, gama povratne zanke, mišičnih vreten, motoričnega kortikalnega dotoka, ter sprememb v aferentnem segmentalnem dotoku, ki se izraža v zaviranju predsinaptične inhibicije in posinaptičnih spremembah v membranskem potencialu.

### **2.2.1 Trifazni odziv**

V znanstveni literaturi je mogoče najti nekaj pričevanj, ki kažejo na to, da poteka vpliv JM na refleksno ojačanje v treh različnih fazah. Kawamura in Watanabe (1980) sta kot prva poizkušala razložiti omenjeni manever na podlagi treh različnih faz, ki sta jih dobila pri svojem raziskovalnem delu. Prvo in po moči odziva refleksa H najpomembnejšo fazo sta postavila v časovni okvir, ki se je raztezal od 100 ms pred začetkom manevra do 300 ms po tem dogodku. To pomeni, da se je refleks H povečal že ob tem, ko se je merjenec pripravljal na izvedbo manevra in še preden se je zaznalo gibanje v zgornjih ekstremitetah. V eksperimentu se je ob tem spremljal še vpliv začetnega svetlobnega signala in morebitnega psihološkega pričakovanja na »predčasno« refleksno vzdraženost, vendar se je le-ta pojavila le ob dejanski kontrakciji rok, ki je sledila signalu. To je avtorja napeljalo na misel, da je namera o udejanjitvi manevra rezultirala ne le v povečani vzdraženosti  $\alpha$  motonevronov zgornjih okončin, ampak tudi alfa motoričnih živcev spodnjih okončin (Kawamura in Watanabe, 1980). V naslednji fazi se je povečana krivulja postopoma nižala do določene vrednosti, ki je bila še vedno večja od kontrolne ter se je ohranjala na enakem nivoju vse do konca manevra. Zadnja faza v tej študiji pa je predstavljala pojav, ki je bil razviden ob zaključku manevra. Povečana vzdraženost refleksa H v tej fazi je po znaku za prekinitev manevra izginila, medtem ko je naprava za merjenje sile še vedno nakazovala mišično aktivnost (Kawamura in Watanabe, 1980).

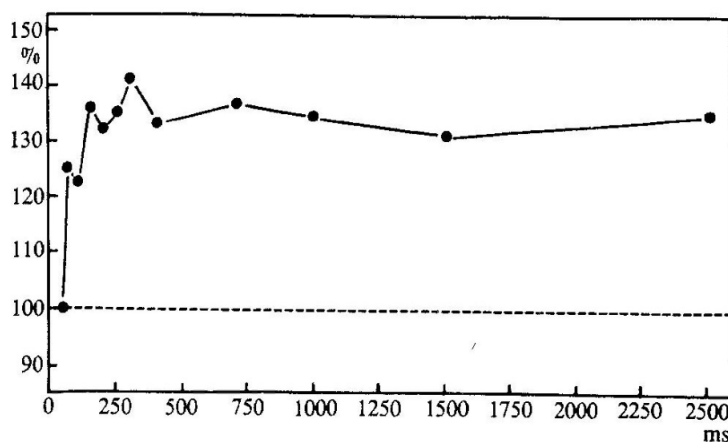
Delwaide in Toulouse (1981) sta pri obnašanju refleksa T med ojačevalnim manevrom prav tako našla tri faze odziva, ki pa so se nekoliko razlikovale od maloprej omenjenih. Na sliki 14 lahko vidimo dobljene rezultate v enem eksperimentu. Navkljub dejstvu, da vsaka krivulja ustreza različno intenzivni ojačevalni kontrakciji, se vse štiri v svojem osnovnem poteku ne razlikujejo bistveno. Najprej je po 70 do 80 ms dolgem odlogu vidna progresivna facilitacija, katera je bolj izražena ob večji intenzivnosti manevra. Ta facilitacija se pojavi že pred elektromiografsko aktivnostjo v »oddaljeni« mišici, s katero želimo povečati refleks. Prva EMG aktivnost se pojavi šele po 150 do 180 ms, kar po mnenju avtorjev konstituira fazo I. Nato postane po 200 ms zakasnitvi uvodna facilitacija bolj izražena in doseže maksimum okrog 300 ms, potem pa se zmanjšuje do 600 ms. To predstavlja fazo II. Tej sledi faza III, kjer se krivulja stabilizira na manjši ravni in vztraja do konca JM (Delwaide in Toulouse, 1981).



**Slika 14:** Povečanje kitnega refleksa mišice quadriceps, ki je sledilo ipsilateralnemu krčenju iztegovalk zapestja. Krčenje je bilo izvedeno pri štirih različnih intenzivnostih: polni krogci – maksimalno krčenje, prazni krogci –  $\frac{3}{4}$  max, polni trikotniki –  $\frac{1}{2}$  max, prazni trikotniki –  $\frac{1}{4}$  max. Slika A prikazuje fazi II in III, medtem ko B prikazuje fazo I. Na Sliki C so predstavljena povečanja refleksa ob 300 ms in 1000 ms pri različnih intenzivnostih. Povzeto po: Delwaide in Toulouse, 1981.

Avtorja prejšnje raziskave sta na podlagi dobljenih rezultatov sklepala, da so v vsako fazo vključeni drugi potenciacijski faktorji. Ker sta testirala reflekse različnih mišic, sta ugotovila, da se pojavi faza I prej v m. masseter kot v m. quadriceps. Jedro motoričnega živca m. quadriceps je bilo v individualnih poskusih vzdraženo 10 do 20 s po tistem v m. masseter. Glede na to, da je razdalja med jedroma znašala okrog 40 cm, je spodbuda v fazi I potovala od zgoraj navzdol s hitrostjo med 20 in 40 m/s. Faza se ujema s šibkim prirastom amplitude testiranega monosinaptičnega refleksa in je vidna ob zavestni pobudi, ki je usmerjena k mišičnim skupinam, vključenim v maneuver, ter se pojavi tudi takrat, ko se te zaradi kondukcijske napake (anestezija ali paraliza živca) v motoričnih vlaknih ne uspejo krčiti. Po drugi strani pa facilitacija ni bila izzvana, ko so se mišice iztegovalke zapestja pasivno raztezale ali dražile z vibracijsko stimulacijo. Zato sta Delwaide in Toulouse (1981) prepričana, da naj bi bila povečana vzdraženost v tej fazi povezana z zavestno komando, ki je lahko del bolj splošnega fenomena motorične vzdraženosti. JM v fazi I je zato verjetno posledica vpliva supraspinalnih struktur, ki pošiljajo impulze po relativno počasi prevajajočih živčnih poteh.

Naslednja faza, v kateri je viden vrh vzdraženosti, je izražena čisto le v primerih, ko se JM izvede z začetno sunkovitostjo in balistično kontrakcijo, ali pa začne balistično, ki je nato vzdrževana. Pojavi se vedno po nastopu EMG aktivnosti »ojačevalne mišice« in dospe do svojega vrha okrog 100 ms po tem dogodku. Ponavadi povečana vzdraženost, vsaj v primeru balistične izvedbe manevra, vztraja še po končani elektromiografski dejavnosti. Podobna povečana odzivnost refleksa T, ki se pojavlja brez predhodne prve faze in jo je mogoče uvrstiti v drugo, se prikaže tudi 80-90 ms po hitrem pasivnem gibu v zapestju. Nasprotno pa faze II ni videti, ko ne pride do dejanskega krčenja mišice, kljub maksimalni zavestni angažiranosti. V tem primeru se faza I podaljša ter nadomesti fazo II (slika 15).



**Slika 15:** Ojačanje refleksa T mišice quadriceps s pomočjo vibracijske stimulacije mišic roke. Povzeto po: Delwaide in Toulouse, 1981.

Končno je faza II zavrta tudi ob blokadi motoričnega živca, v katerega se vbrizga lokalni anestetik. Če vzamemo vse te rezultate v zakup, bi bilo smiselno domnevati, da je facilitacija v drugi fazi odvisna od proprioceptivnih aferentnih impulzov, katere sproži mišična kontrakcija ter jih prevajajo Ia in II živčna vlakna iz mišičnih vreten (Delwaide in Toulouse, 1981). Ob tem moramo upoštevati še morebitni doprinos Ib aferentnih vlaken, ki so dejavna med izotonično kontrakcijo, kot tudi sklepnih receptorjev. Dalje bi bilo možno špekulirati o živčnih poteh, ki so vključene v omenjene aferentne zanke (predvsem Ia vlakna). Takšne poti morajo biti sposobne prenašati informacije navzgor in navzdol po hrbtenjači, saj se je JM pokazal uporaben tako za zgornje kot spodnje okončine. Znani so tudi bilateralni vplivi potenciacijskih manevrov. Zato je v teh primerih smelo nameniti pozornost propriospinalnim potem. Pri mačkah je znano, da ventralni fascikli izvirajo iz celic, ležečih med segmenti C2 in C4, ter se končujejo na L7-S1. Te celice so aktivirane preko vestibulospinalnih in retikulospinalnih poti, kot tudi s tektospinalnimi in interstitiospinalnimi vlakni. Vpliv na te celice imajo tudi kortikospinalna vlakna. Efekti teh ventralnih fasciklov se izražajo bilateralno na motonevronih proksimalnih mišičnih skupin (tako ekstenzorjev kot fleksorjev). Lateralni fascikli, kateri so vzdraženi po kortikospinalni in rubrospinalni progi, pa vplivajo predvsem ipsilateralno na motonevrone distalnih mišic. Nevroni obeh prog so lahko vzdraženi z Ia vlakni in so še posebej občutljivi na mehanizem časovne sumacije. Tako si je možno predstavljati, da se ob aktivaciji motonevronov mišic roke in s proženjem Ia aferentnih vlaken v teh mišicah impulzi prevajajo do motonevronov mišic nog. Vseeno pa takšna interpretacija ne vzdrži, če ji dodamo hrbtenjačne karakteristike v kaudalno-rostralni smeri, saj so lastnosti ascendentnih propriospinalnih prog drugačne od descendentnih propriospinalnih. Prav tako pa ascendentne ne gredo više od segmenta C2. Tako je očitno potrebno v zgodbo vpeljati še supraspinalne poti, če se hoče zadovoljivo pojasniti facilitacijo v fazi II. Šele s temi mehanizmi je mogoče razložiti dejstvo, da je bila ob kontrakciji m. tibialis anterior največja facilitacija vidna prej v m. masseter kot m. quadriceps; in to kljub temu, da primarna aferentna vlakna iz ojačevalne mišice vstopajo v hrbtenjačo (L5) mnogo bližje motoričnemu jedru (L4) m. quadriceps kot m. masseter. Tudi izmerjene latence (70 ms in več), ki so ločevale začetek EMG aktivnosti ojačevalne mišice ter vrh refleksne vzdraženosti v fazi II, so kompatibilne s supraspinalnimi progami. Zato Delwaide in Toulouse (1981) zagovarjata idejo, da je maksimalna vzdraženost refleksa T med JM prevajana po dolgi živčni zanki, ki je sestavljena iz perifernih senzoričnih vlaken, hrbtenjačnih senzoričnih prog, supraspinalnih zank in hrbtenjačnih motoričnih prog. Vpliv dolge refleksne zanke na povečanje refleksa H mišice soleus po stimuliranju medialnega živca so dokazali tudi Kagamihara, Hayashi, Masakado in Kouno (2003). Le-ta naj bi bila dosežena prek struktur možganskega debla.

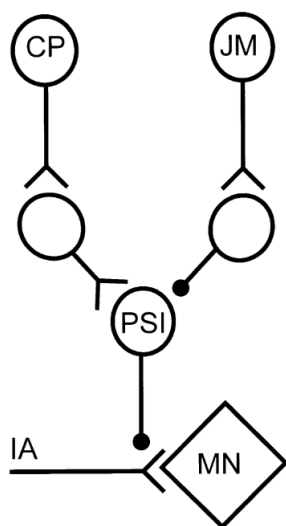
Tretja faza se najbolj jasno opazi v primerih izometrične kontrakcije, ki mora biti daljša od 600 ms. Nasprotno pa je ni mogoče definirati ob čisto balistični kontrakciji in v primerih paralize oziroma anestezije motoričnega živca. Potencialni vzrok za fazo III gre iskati v aktivnosti la senzoričnih vlaknih – podobno kot v fazi II –, vendar sedaj bolj v toničnem in manj frekventnem načinu. Seveda ne gre izključiti centralnih mehanizmov povečanja vzdraženosti, saj so verjetno dejavno vključeni tudi v tej fazi (Delwaide in Toulouse, 1981). Definicije predstavljenih faz so arbitrarno določene in so kot take vezane na posamezne eksperimentalne procedure, saj so lahko v drugačnih pogoji precej spremenjene.

### **2.2.2 Alfa motonevron ali gama sistem?**

Če na primer interpretiram rezultate Bussela idr. (1978), ki so ugotovili, da so učinki JM na refleks H ostali kljub blokadi la živčnih vlaken, kar je posledično onemogočilo vpliv mišičnih vreten na alfa motonevrone, bi dejal, da potenciacijski efekt JM ni dosežen preko gama zanke. Do sličnih ugotovitev so že pred tem prišli Hagbarth idr. (1975), saj so ob vsaki spremembi aktivnosti mišičnih vreten dokazali istočasno povečanje EMG-ja ektrafuzalnih vlaken. Nasprotno pa se v drugih raziskavah ob spremembi merjenih refleksov osnovna linija EMG ni spremenila (Nardone in Schieppati, 2008; Dowman in Wolpaw, 1988). Zaradi dejstva, da so Burg, Szumski, Struppler in Velho (1974) ob primerjanju časovnega odziva povečanega delovanja mišičnih vreten in povečane refleksne vzdraženosti pred, med in po JM dobili podobne rezultate, so sklepali, da je fuzimotorni sistem glavni mehanizem ojačevalnih manevrov. S pomočjo občutljivejšega instrumentarija za merjenje stanja mišice so Ribot-Ciscar idr. (2000) potrdili, da prihaja do povečane odzivnosti primarnih vlaken mišičnih vreten na stiskanje pesti in računske (mentalne) naloge. Ta študija potrjuje tezo, da je  $\gamma$  fuzimotorni sistem mogoče aktivirati neodvisno od  $\alpha$  motonevronskega sistema, kar v predhodnih raziskavah ni bilo potrjeno (Gandevia in Burke, 1985; Gandevia, Wilson, Inglis in Burke, 1997). Glede na to, da je fuzimotorni sistem izredno občutljiv na fizično in psihično stanje merjenca, je prav gotovo možno, da se ravno preko njega vrši bistven mehanizem ojačevalnih manevrov (Ribot-Ciscar, 2000; Rossi-Durand, 2002). Kljub vsemu obstaja še vedno veliko dvomov o tem, da bi bil fuzimotorni sistem sam zmožen signifikantno potencirati izvabljene reflekse.

### 2.2.3 Mišična vretena – presinaptične in posinaptične spremembe

V skladu z Dowmanom in Wolpawom (1988) se povečanje refleksa H zgodi v odsotnosti povečanja EMG merjene mišice, kar pomeni, da med JM ne prihaja do večjega toničnega descendentnega in segmentalnega dotoka na sklad motoričnih nevronov mišice. Omenjena avtorja nato razloge za to razdelita na dve kategoriji pojavov: (1) spremembe v aferentnem dotoku na sklad motoričnih nevronov in (2) spremembe v vzdražljivosti sklada motoričnih nevronov. V prvi sklop bi spadala naslednja hipoteza, katera pripisuje posledice JM zmanjšani presinaptični inhibiciji na Ia aferentnih vlaknih. Presinaptična inhibicija (PSI) lahko zmanjša spinalne refleksne amplitude tako pri živalih kot človeku (Hortobágyi idr, 2003), kar se zgodi brez sprememb v motonevronskega membranskega potencialu ter osnovni frekvenci sproženja potencialov motorične enote. Ta hipoteza je bila testirana v študiji, v kateri so se primerjale amplitude refleksa H v odvisnosti od JM, od stimulacije motoričnega živca antagonistične mišice (le-ta je znano, da povzroča povečano segmentalno presinaptično inhibicijo) in od obeh pogojev hkrati (Zehr in Stein, 1999). Rezultati so pokazali, da se je refleks H statistično povečal v primeru JM, zmanjšal pod drugim pogojem ter dosegal vrednosti med njima v zadnjem pogoju. To pomeni, da so multinevronske poti, ki so vključene v JM, nekoliko blokirale povečano presinaptično inhibicijo Ia živčnih vlaken. Preprosta shema, ki sta jo predlagala avtorja, je ponazorjena na sliki 16.



**Slika 16:** Model interakcije med Jendrasikovim manevrom (JM) in stimulacijo peronealnega živca (angl. common peroneal, CP) na ojačanje refleksa H mišice soleus. JM in CP signali se linerano stekajo na presinaptične internevrone. Prikazane so tako ekscitacijske kot inhibicijske mednevronske povezave, vključno z IA presinaptičnim inhibicijskim internevronom (PSI). Povzeto po: Zehr in Stein, 1999.

Možno pa je, da obstajajo še drugačne povezave; in sicer, da JM pre-sinaptično in/ali posinaptično blokira kar živčne poti antagonistične mišice. Vendar bi bile vrednosti v tem primeru podobne kot pri prvem pogoju, kar se rezultatsko ni pokazalo. Kot zadnja varianta, ki prav tako ni vključena v model, pa bi bila ravno nasprotna prej navedeni. Le-ta je manj verjetna, saj naj bi bile motorične živčne proge nedovzetne za dražljaje, ki povzročajo pre-sinaptično inhibicijo pri človeku (Zehr in Stein, 1999). Pritrditev teoriji o zmanjšani PSI bi lahko pomenila tudi raziskava, v kateri se je pokazalo, da se moč potenciacije refleksa H s pomočjo JM zmanjša s sočasno kontrakcijo merjene mišice (Tazoe idr., 2005). Razlog za takšno obnašanje refleksa gre iskati pri Devandanu, Ecclesu in Stenhouseu (1966, v Tazoe, idr. 2005), saj so pri spinalni mački (to je mačka, ki ima prekinjeno hrbtenjačo) demonstrirali, da Ia-Ib aferentna vlakna, ki spremljajo kontrakcijo mišice, povečajo PSI. Hultborn, Meunier, Pierrot-Deseilligny in Shindo (1987, v Zehr in Stein, 1999) so ugotovili, da se Ia pre-sinaptična inhibicija zmanjša na začetku osredotočene kontrakcije. V tem primeru bi ostalo le malo prostora za dodatno zmanjšanje PSI z JM, zato ostaja razlaga manevra – vsaj v tem primeru – na tak način še vedno sporna oziroma vsaj odprta za dodatne, še nepoznane mehanizme.

Dodatno razlago in relevanten doprinos obravnavani temi podaja sledeča študija, v kateri so ugotovili, da se možnosti za spremembo hrbtenjačnih refleksov pri različnih položajih telesa razlikujejo med mlajšo in starejšo populacijo (Tsuruie idr., 2003). Pri mlajših subjektih je lahko JM med stojo statistično značilno vplival na reflekse nog, medtem ko je bil pri starejših ta manever brez učinka. Med stojo je znan porast PSI, kar zmanjša Ia senzorični dotok ter s tem povzroči upad refleksa H. Študija pravzaprav potrjuje hipotezo o redukciji PSI, ob tem pa ji dodaja to, da je le-ta odvisna od kompleksnosti motorične (ravnotežne) naloge. Zdi se, da se pri starejših osebah, katere imajo že okrnjene Ia monosinaptične živčne poti, zmanjšano PSI med stojo ter s tem večje vrednosti refleksa H – kar vodi v slabše ohranjanje ravnotežja med stojo -, med zahtevnejšimi nalogami zato pojavi težava v modulaciji teh poti s strani JM. Vpliv JM je bil pri starejših viden samo v najlažji nalogi, ko so reflekse merili med ležom na hrbtu na 30° podporni deski ter brez krčenja mečnih mišic (Tsuruie idr., 2003). Kot kaže, so potenciacijske možnosti JM med različnimi starostnimi skupinami drugačne, kot so drugačni tudi mehanizmi ohranjanja pokončne drže, kateri mlajšim osebam dopuščajo več »fiziološke svobode«, medtem ko je pri starejši le-ta omejena.

Drugi možni razlogi za povečanje amplitude refleksa H z JM pa se skrivajo v spremembah oligosinaptičnih poti. Debelina vlaken tipa Ia in Ib je zelo podobna, kar pomeni, da se med električno stimulacijo velikokrat aktivirajo oboja, ne le izključno Ia živčna vlakna. Nadalje se je pokazalo, da obstojajo tako Ia kot Ib večsinaptične poti ter da so te z veliko verjetnostjo vključene v modulacije preprostih hrbtenjačnih refleksnih lokov (na primer refleksa H in T). In to kljub temu, da spremembe v



vzdraženosti interneuronov, ki tvorijo živčno mrežo omenjenih poti, ob tem bržkone nimajo vpliva na osnovni motonevronske membranske potencial ter zato tudi na bazično EMG stanje mišice; seveda pod pogojem, da z njihove strani na motonevrone ni bistvenega toničnega priliva. Gregory idr. (2001) zagovarjajo ter nakazujejo vpletenost teh povezav v JM, vendar čvrstih dokazov o tem še vedno ni.

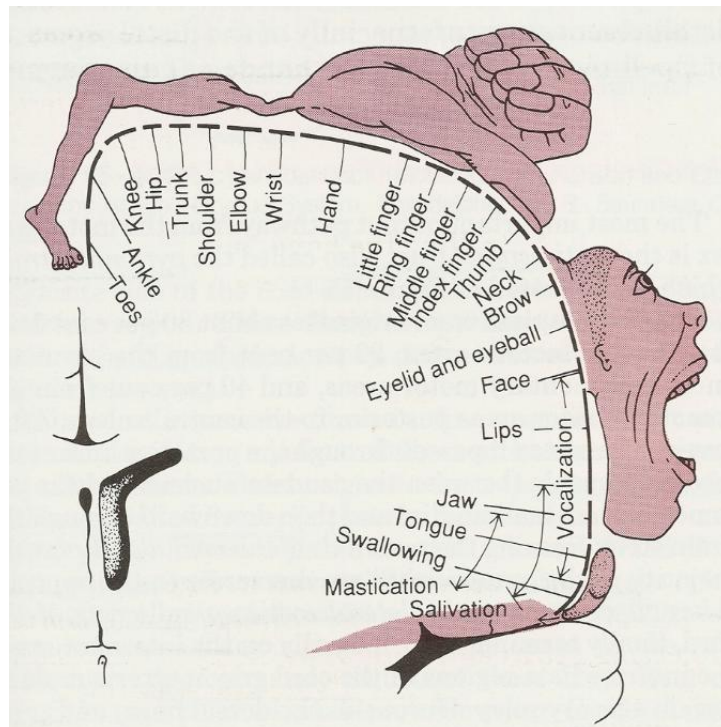
Motonevronske membranske potencial se delno izraža v seštevku mnogih centralnih in perifernih, ekscitacijskih in inhibicijskih dražljajih, ki se neprestano stekajo nanj. Hipoteza, ki bi jo uvrstili v drugi sklop glede na uvodno delitev, trdi, da obstaja možnost, da se med JM zgodi sočasna redukcija tako inhibicijskega kot ekscitacijskega dotoka, tako da ta ne povzroči odklona povprečnega potenciala sklada motoričnih nevronov. Te spremembe pa bi vendar povečale vhodno upornost motoričnih nevronov, kar bi se nato odražalo v večjem ekscitacijskem posinaptičnem potencialu na določen sinaptični dotok. Tako bi več motoneuronov doseglo prag vzdraženosti in na ta način povečalo refleks H brez sprememb v osnovnem EMG odzivu (Dowman in Wolpaw, 1988).

## **2.2.4 Centralni mehanizmi**

Borojerdi idr. (2000) so pri raziskovanju nevrofiziološkega mesta, kjer naj bi se vršili ojačevalni efekti stiskanja zob, prišli do izsledkov, da se s tem manevrom znatno poveča vzdraženost kortikospinalnih poti k mišicam zgornjega kot tudi spodnjega uda. Rekrutacijske krivulje mišice first dorsal interosseus in amplitude MEP mišice tibialis anterior so se v eksperimentu statistično povečale, kar priča o določeni povečani vzdraženosti motoričnega sistema. Naj omenim, da nam TMS in njej pripadajoči MEP odziv ponujajo informacije o vzdražljivosti sklada motoričnih nevronov preko motoričnih kortikospinalnih poti. Medtem ko nam val F odraža vzdražljivost sklada motoričnih nevronov na prihajajoče antidromične periferne prilive. Glede na to, da se med manevrom oba parametra povečata, nam to indicira, da se pomemben del ojačanja dogodi na subkortikalni ravni (Borojerdi idr., 2000).

Hkrati pa so isti avtorji s pomočjo testiranja ekscitacije možganskega debla, in sicer z uporabo določene komponente mežikalnega refleksa, in motorične kortikalne vzdraženosti priskrbeli še dokaze o suprasegmentalnih spremembah. Med izvedbo manevra in testiranjem vpliva na mišico roke je prišlo do zmanjšanja relativne intrakortikalne inhibicije in facilitacije (glej tudi Sugawara idr., 2005). In ker je bila intenzivnost impulza tako majhna, da naj ne bi prišlo do draženja spinalnih motoričnih prog, je verjetno, da ima inhibicija dejansko kortikalne izvore. Rezultati so nekoliko paradoksní, saj bi med manevrom pričakovali večjo intrakortikalno facilitacijo, ne pa njenega zmanjšanja. Kljub temu Borojerdi idr. (2000) dopuščajo možnost, da prihaja

med zavestnim aktiviranjem obraznih motoričnih področij v možganskem korteksu pri krčenju mišic zapiralk čeljusti do širjenja vzdraženosti na sosednja področja, ki reprezentirajo mišice dlani (slika 17).



**Slika 17:** Somatotopična organiziranost motorične skorje. Povzeto po: Enoka, 2002.

Če je ta razlaga vsaj kolikor toliko resnična, je nekako logično, zakaj ni prišlo do statistično pomembnih odstopanj v interkortikalnih nevronskih povezavah pri merjenju vpliva manevra na mišice upogibalke gležnja, saj so projekcije le-teh v motoričnem korteksu veliko bolj oddaljene od mišic obraza. Razlogi za spremembo kortikalnega motoričnega izhoda med ojačevalnimi manevri so posledica demaskiranja oziroma ojačanja prej obstoječih in funkcionalno inhibiranih sinaptičnih povezav, ki potekajo v istih anatomsko-funkcionalnih možganskih področjih. Verjetno je, da lahko manever zniža prag vzdraženosti možganskih nevronov, kar nato privede do porasta ekscitacijskih kortikospinalnih povezav nevronov v bližini primarnega motoričnega področja (Sugawara in Kasai, 2002). Iz literature pa je znano, da imajo posamezna kortikospinalna vlakna mnogo aksonskih odrastkov, ki se končujejo na različnih segmentih hrbtenjače in imajo možnost vplivanja na ločene motonevronske populacije (Takahashi idr., 2001).

Na drugačen način se obravnavane teme lotijo Chen idr. (1999), ki so z električno stimulacijo senzoričnega živca zgornje okončine izvabili povečano amplitudo evociranih potencialov v obeh spodnjih okončinah. Tako so z enostranskim draženjem spremenili obojestranski descendetni dotok na hrbtenjačne motonevrone. Pri dveh pacientih, ki sta utrpela okvaro talamusa, sta ob stimulaciji roke, katera je imela prekinjeno senzorično živčevje, prej potencirana MEP odziva

izostala. Vse to jasno kaže, da je talamus centralni relejni sistem za senzorične informacije, s katerimi se nato spreminja aktivnost korteksa (Chen idr., 1999). Ob tem je razvidno, da se potenciacijski plato ne doseže le s segmentalnimi hrbtenjačnimi mehanizmi, ampak so v to dejavno vključeni tudi centralni faktorji. Pri kliničnih testih se je izkazalo, da sta pacienta izgubila zavedanje pozicije sklepa in občutke za vibracije, še vedno pa delno ohranila občutke močne vbodne bolečine. Znano je, da ascendentne dorzalne proge podajajo informacije o poziciji okončine in taktilnih občutkih, vključno z občutkom za dotik in vibracije; medtem ko po spinotalamičnem traktu »potujejo« predvsem termalni občutki ter močni, škodljivi dražljaji (Enoka, 2002). Iz tega so avtorji sklepali, da se potenciacija odvija bolj po posteriornih progah, ne pa toliko po spinotalamičnem traktu (Chen idr., 1999). Nadalje naj bi se živčno vzdraženje preneslo v kontralateralni korteks in potem preko korpusa kalosuma v nasprotno hemisfero, kar nazadnje aktivira motorične proge bilateralno (za razlago bilateralne organiziranosti možganov glej Bodwell, Mahurin, Waddle, Price in Cramer, 2003; Ebben, 2006). Drugi razlog bilateralnega odziva pa gre iskati v retikularni formaciji. Raziskava nam torej posreduje dodatne razloge in mehanizme delovanja JM, vendar gre opozoriti na to, da se glede časovne facilitacije MEP (v tej študiji so latence od 80-100 ms) precej razlikuje od študije Péréona idr. (1995) (latence od 100-400 ms); kar priča o drugačnih mehanizmih delovanja med zavestno izvedenim JM oziroma krčenjem mišice ter zunanji stimulaciji le-te (Chen idr., 1999; Hortobágyi idr., 2003).

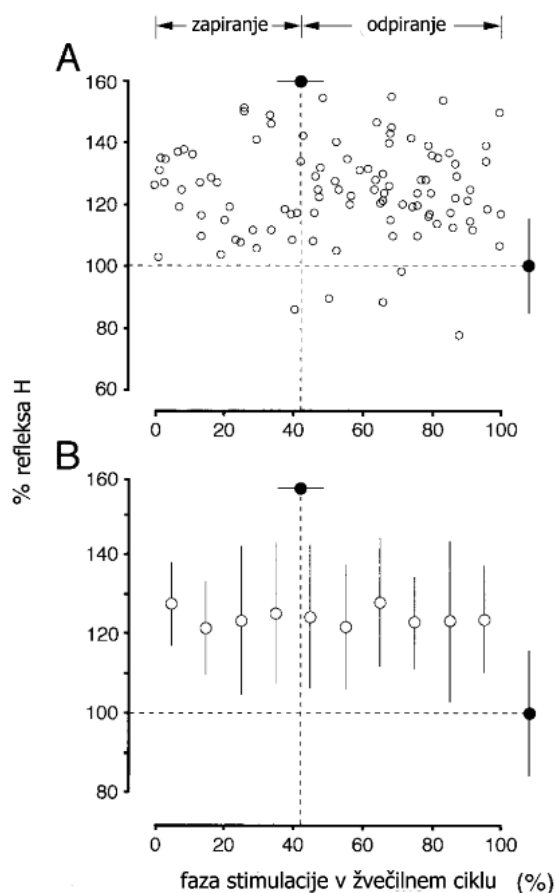
Motorične poti, po katerih se prenašajo dražljaji in ki v končni fazi privedejo do učinka JM, so mnogovrstne, zato so znanstveniki glede tega še vedno dokaj neenotni. Nedavno so Sugawara idr. (2005) predpostavili, da se vzdražijo podobne poti kot pri zavestnem krčenju. Motoričen ukaz, kateri poveča refleks H distalne mišične skupine, pa se sproži sočasno z ukazoma za krčenje »ojačevalne« mišice (Takahashi idr., 2003). Učinki JM so pravzaprav kombinacija kortikalnih (Sugawara idr., 2005; Hortobágyi idr., 2003), subkortikalnih (Nardone in Schieppati, 2008; Kagamihara idr., 2003) ter spinalnih vplivov.

## **2.3 OPTIMIZACIJA JENDRASIKOVEGA MANEVRA**

### **2.3.1 Kombinacije različnih manevrov in njihova učinkovitost**

Pravzaprav ne obstaja praktično nobena študija, ki bi med seboj primerjala več različnih manevrov ter s tem poizkušala dokazati njihove morebitne razlike v učinkovitosti. Kljub temu, da je fond raziskav na temo precej obsežen in vključuje vso

paleta poznanih ojačevalnih manevrov, si s primerjavo različnih študij le težka pomagamo, saj jih večina uporablja specifične eksperimentalne procedure, kar nam otežkoča verodostojnost takih interpretacij. Če bi vse skupaj zaobjel z zelo bežnim, splošnim pogledom, bi si upal trditi, da imajo vse oblike – in sicer klasični Jendrasikov maneuver, upogib in izteg zapestja, stisk rok, stisk zob, električno draženje mišice, upogib gležnja itd. – podobne potenciacijske karakteristike, ki se odražajo v večjem refleksu H oddaljenih mišičnih skupin zgornje ter spodnje ekstremitete. Miyahara (1991, v Ebben idr., 2008) je ugotovil, da je samo stiskanje zob učinkoviteje povečalo refleks H mišice soleus kot stiskanje zob in krčenje drugih mišic telesa skupaj. Takahashi idr. (2001) so nato prikazali, da ni razlik v moči ojačanja perifernih refleksnih lokov med odpiranjem in zapiranjem čeljusti (slika 18). Ker je v tej študiji prihajalo do submaksimalnih krčenj, bi bilo v športnem kontekstu, zaradi enostavnejše izvedbe in doseganja maksimalne sile krčenja, bolj smiselno izrabiti drugo fazo, in sicer v obliki ugriza v ščitnik za zobe.

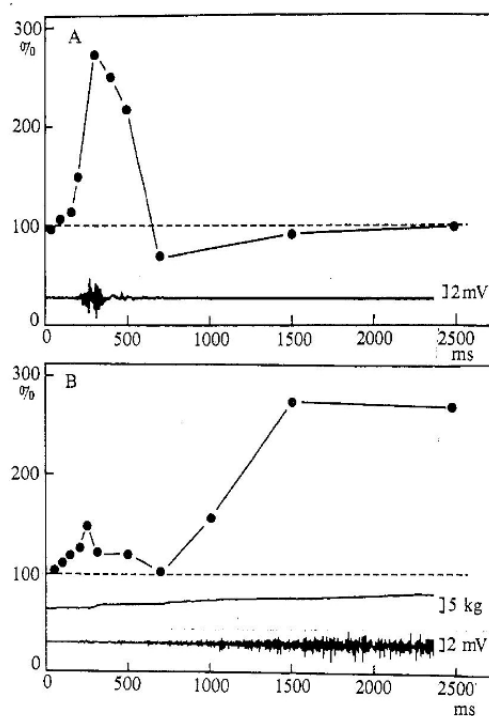


**Slika 18:** Razmerje med velikostjo refleksa H (ordinata) in fazo stimulacije v žvečilnem ciklu (abscisa). Povzeto po: Takahashi idr., 2001.

Ebben idr. (2008) so opravili eno redkih študij, ki se je lotila testiranja različnih kombinacij manevrov, med katerimi so največje napredke v navoru mišic iztegovalk kolena dobili s hkratnim stiskom zob, stiskom obeh rok ter prirejenim Valsalva manevrom. Pokazalo se je, da se z večanjem vključene mišične mase v manever proporcionalno večja tudi navor. Resda niso vse razlike statistično značilne, a je določen trend obnašanja vseeno možno zapaziti.

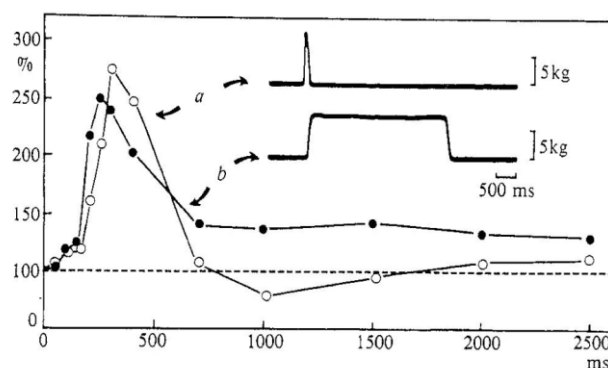
### **2.3.2 Tip kontrakcije**

Edino konkretno primerjavo med različnimi tipi mišičnega krčenja, s katerimi izzovemo vpliv JM, je mogoče najti v študiji Delwaida in Toulousa (1981), v kateri sta opravila testiranja v dveh pogojih: v prvem so merjenci izvedli izteg v zapestju brez odpora (izotonična kontrakcija), v drugem pa je šlo za postopno naraščajoče krčenje v izometričnih pogojih. Kot je razvidno s slike 19A, se elektromiografska aktivnost prične 180 ms po zvočnem signalu in to v obliki visoke amplitude, ki hitro pojenja ter traja 100 do 120 ms. Blago povečanje refleksa T mišice quadriceps je vidno od 100 ms po začetnem signalu. Nato se s pojavom EMG aktivnosti drastično poveča, doseže svoj maksimum po 300 ms ter se potem zmanjšuje do 600 ms. Opazimo lahko, da traja povečana vzdraženost dlje kot EMG aktivnost. Na sliki 19B se EMG spet pojavi po okrog 180 ms ter se nato postopoma povečuje. Odziv mišice quadriceps se očitno pojavi že pred EMG-jem ter ostaja zmeren od 1000 ms, potem pa strmo narašča do svojega platoja.



**Slika 19:** Primerjava v potenciaciji refleksa T med balistično kontrakcijo (A) in počasno, progresivno naraščajočo kontrakcijo (B). Pod grafoma sta vidni tudi elektromiogramski vrednosti, ki ustrezata različnima tipoma kontrakcij, ter v primeru B še mehanogramski zapis. Povzeto po: Delwaide in Toulouse, 1981.

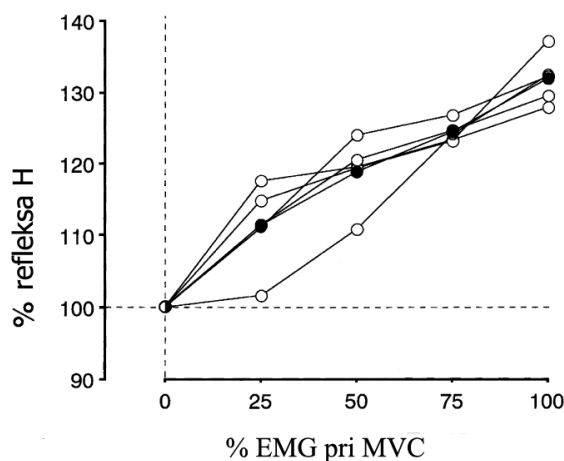
Tako izotonično kot izometrično krčenje poveča refleks T za maksimalno 175%, kar pomeni, da sta obe vrsti mišičnega krčenja podobno uspešni v potenciaciji. Razlike pa so se pojavile med istovrstnim krčenjem. Konkretno je do teh razlik prišlo med dvema izometričnima kontrakcijama, od katerih je bila ena izvedena hitro in je trajala 200 ms, druga pa je bila po enaki začetni izvedbi vzdrževana na določenem nivoju do konca treh sekund. Neskladnosti med obema se pojavijo šele po 600 ms, ko se pri 20a pojavi inhibicija, medtem ko pri 20b refleksno povečanje vztraja na 40 odstotkih (slika 20) (Delwaide in Toulouse, 1981).



**Slika 20:** Facilitacija refleksa T na podlagi hitre kontrakcije (a) in 3-sekundne kontrakcije (b) iztegovalk zapestja. Povzeto po: Delwaide in Toulouse, 1981.

### 2.3.3 Intenzivnost in trajanje

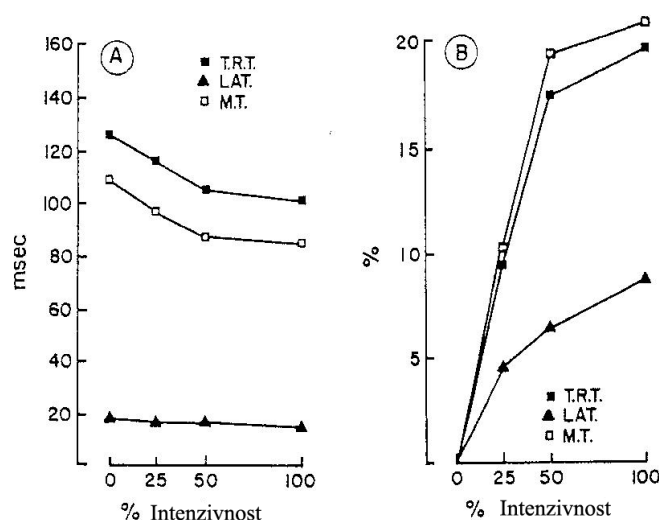
Bussel idr. (1978) poročajo, da je hiter in silovit stisk z obema rokama učinkovitejši v moči potenciacije, kot je to dalj časa trajajoč stisk na določeni relativni sili. Prav tako se velikosti refleksa T in H povečujeta, če se dolgotrajen stisk izvaja pri različnih jakostih (pri 25%, 50% in 100% maksimalne sile je refleks H za 131%, 152% in 150% večji od kontrole, refleks T pa za 135%, 140% in 180% večji od kontrole) (Bussel idr., 1978). V enako smer nas obračajo tudi podatki s slike 21, kjer je razvidna pozitivna korelacija med amplitudo refleksa H in amplitudo integriranega EMG-ja mišice masseter (Takahashi idr., 2003).



**Slika 21:** Korelacijske krivulje med stopnjo ojačanja refleksa H mišice flexor capri radialis in integriranimi EMG vrednostmi mišice masseter. Polni krogi predstavljajo srednje vrednosti vseh merjencev. Povzeto po: Takahashi idr., 2003.

Večina študij poroča o večjem učinku JM ob večanju intenzivnosti manevra, kar lepo prikaže slika 14 (Delwaide in Toulouse, 1981). Enak mehanizem delovanja se, kljub sicer nižjim vrednostim, pojavi tudi ob krčenju ciljne mišične skupine (Tazoe idr., 2005).

Po Hayesovih (1972) ugotovitvah sodeč se z večjo intenzivnostjo manevra temu primerno manjšajo latence refleksnih komponent (slika 22), kot jih je definiral avtor. Na drugi strani pa obstajajo objave, ki zanikajo kakršno koli spreminjanje (manjšanje) refleksnih latenc (Delwaide in Toulouse, 1981; Sugawara in Kasai, 2002). Kljub vsemu se pri izvajanju JM priporoča maksimalna zavestna krčenja, saj imajo le-ta očitno največji vpliv.



**Slika 22:** Spreminjanje refleksnih komponent z večanjem jakosti stiska rok. T.R.T. = celotni refleksni čas; LAT. = živčni latentni čas; MT. = motorični čas. A: neobdelani rezultati v odnosu do intenzivnosti stiska rok; B: procentualni delež ojačanja v odnosu do intenzivnosti stiska rok. Povzeto po: Hayes, 1972.

Vedno več je dejstev, da se učinkovitost JM s podaljševanjem njegovega trajanja manjša. Kawamura in Watanabe (1975) sta ugotovila, da je povečana vzdraženost sicer vidna cel čas manevra, ampak se po 300 ms, ko je dosežena maksimalna vzdraženost (glej še Péréon idr., 1995 in Delwaide in Toulouse, 1981), postopoma manjša do 10 s. Podobno ugotavlja Hayes (1972), ki trdi, da se s povečevanjem trajanja manevra povečujejo refleksne latence. Celoten refleksni čas patelarnega kitnega refleksa je bil 107,89 ms po 1 s manevra, v primerjavi s 108,67 in 110,79 ms po 3-4 s in 6 s. Maksimalna redukcija latenc pa je odvisna od optimalne kombinacije trajanja in jakosti manevra (Hayes, 1972).



### **2.3.4 Vplivi starosti**

S starostjo ob upadu mnogih funkcij sledi tudi upad v učinkovitosti JM. Tsuruike idr. (2003) so našli razlike v možnostih povečanja refleksa H z JM med starejšimi in mlajšimi merjenci, ko so le-te preizkušali v preprostih ter kompleksnih nalogah. V skladu z raziskavo Burka idr. (1996, v Ebben, 2006) lahko pride s starostjo do 33% zmanjšanja potenciacijskih moči JM. Vse to je nekako kar pričakovano, saj, kot navaja Enoka (2002), se s starostjo dogodijo spremembe v morfoloških in biofizikalnih lastnostih nevronov, zmanjšajo hitrosti prevajanja akcijskih potencialov, upade število delujočih motoričnih enot itd.

### **2.3.5 Časovni potek ojačanja**

O časovnem poteku ojačanja refleksa H sem govoril že v predhodnih poglavjih in ker se nočem ponavljati, bi tukaj le na kratko navedel osnovna spoznanja, saj so le ta pomembna za vznik mojih raziskovalnih hipotez. Raziskovalci se nekako strinjajo, da poteka odziv perifernih refleksnih lokov na JM v treh fazah, ki pa vseeno niso vedno vidne (Kawamura in Watanabe, 1975; Delwaide in Toulouse, 1981). Prav tako je znano, da se to povečanje zgodi pred zaznavo EMG odziva mišice, ki je vključena v manever (Takahashi idr., 2003). To bi pomenilo, da je manever smiselno začeti že nekoliko pred izvedbo gibalne naloge. Ob vsem tem se je potrebno vprašati, ali obstaja določeno optimalno okno, ko bi bila potenciacija največja. In res se največje vrednosti refleksov tekom JM običajno pojavijo le za kratko obdobje, to je pri 150 ms (Tazoe idr., 2005) ter 300 ms (Delwaide in Toulouse idr., 1981) po začetku manevra. Dalje se nam pokaže to, da je čas med začetkom manevra in električno stimulacijo bistvenega pomena (Kawamura in Watanabe, 1975; Chen idr., 1999; Péréon idr., 1995), če hočemo manever maksimalno izkoristiti. Ker je sama časovna odzivnost refleksa H na JM nestalna in variira z načinom izvedbe, bi bilo smiselno najti povezave med določeno merljivo karakteristiko manevra in največjim vzdraženjem. To pot sta nakazala že Kawamura in Watanabe (1975), ko sta opazila, da se refleks H v večji meri poveča, ko sila narašča, ter upade, ko je le ta na konstantni vrednosti. Problem je v tem, da do danes tega ni še nihče konkretno utemeljil oziroma znanstveno verificiral.

Zato je problem naloge ugotoviti, ali je povečanje refleksa H večje med fazo naraščanja sile ali med drugo fazo, ko je sila vzdrževana na konstantni vrednosti.

### **3.0 CILJI**

V skladu z zastavljenim predmetom in problemom raziskave smo si postavili dva večja cilja:

1. Ugotoviti vpliv Jendrasikovega manevra na spremembo refleksa H mišice soleus.
2. Ugotoviti, če prihaja do razlik v amplitudi refleksa H med fazo naraščanja sile mišic rok in fazo ohranjanja sile na konstantni vrednosti.

#### **4.0 HIPOTEZE**

H1: Kontrakcija mišic rok poveča amplitudo vala H mišice soleus.

H2: Amplituda vala H mišice soleus je večja med fazo naraščanja sile mišic rok kot med fazo ohranjanja sile na konstantni vrednosti.

## **5.0 METODE DELA**

### **5.1 VZOREC MERJENCEV**

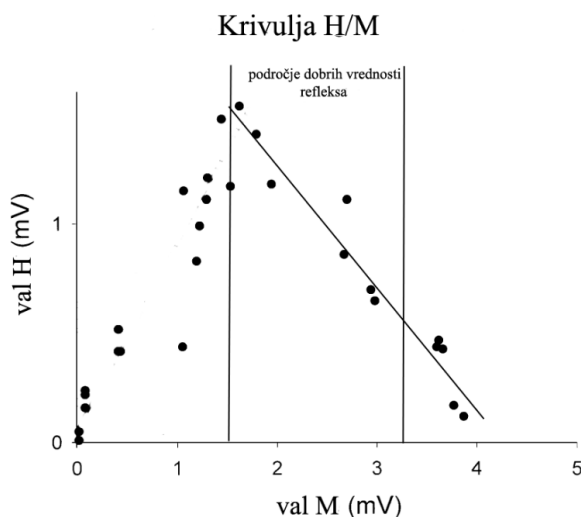
V raziskavi je sodelovalo 13 merjencev (7 moških in 6 žensk), starih povprečno  $24 \pm 1,6$  let, ki predhodno niso imeli kakšnih nevroloških motenj kot tudi ne drugih večjih poškodb živčno-mišičnega sistema. Pred začetkom so bili vsi sodelujoči seznanjeni z eksperimentalnim postopkom, njegovim namenom, dobrobitjo ter morebitnimi nevšečnostmi. Svojo prostovoljno udeležbo so potrdili s pisnim privoljenjem, tako kot to narekuje Helsinška deklaracija.

### **5.2 EKSPERIMENTALNI PROGRAM**

Merjenec je Jendrasikov maneuver izvajal v leži na trebuhu, in sicer tako, da je z rokami v predročenu skrčeno stiskal dve vzporedni palici. Na zgornjo, ki ni bila fiksirana, je bil nameščen dinamometer (Sensy, Jumet, Belgija), s katerim smo spremljali silo stiska in potek te sile v času. Maneuver se je poizkušal opraviti samo s stiskom mišic upogibalk prstov. Telo merjenca je bilo iztegnjeno, prav tako tudi obe nogi, kar je omogočalo, da se je lahko merjenec med stimulacijo primerno sprostil ter umiril.

Stimulacijska elektroda (premer 9 mm), ki je dražila tibialni živec, je bila postavljena na posteriorno področje kolena v območje zakolenske jame, anoda (Axelgaard, Fallbrook, ZDA) – v velikosti 5 x 5 cm - pa na pogačico. Prvi dve površinski Ag-AgCl EMG elektrodi (Hellige, Freiburg, Nemčija) sta bili v skladu s SENIAM (Hermens idr., 1999) priporočili postavljeni na mišico soleus, in sicer 2 cm narazen. Drugi dve pa na antagonistično mišico tibialis anterior. Ozemljitveni elektrodi za spremljanje EMG odziva sta bili postavljeni na lateralni maleolus in tibialno grčo. Pred postavitvijo EMG elektrod je bilo potrebno pripraviti mesto, kjer so bile nato le-te nameščene. Z mesta smo odstranili dlake, odmrle celice kože, maščobo in ostale nanose, ki se naberejo na koži. Za boljšo prevodnost med kožo in elektrodo smo uporabili posebno pasto. Morebitne motnje EMG signala zaradi stimulacijske elektrode smo preprečili z uporabo vlažnega pasu, ki smo ga namestili vmes med te elektrode. Parametri stimulacije so se ohranjali tekom celotnih meritve. Vsak impulz je trajal 0,3 ms, frekvenca pa je bila večja od 0,2 Hz. Če smo hoteli zadostiti zadanim eksperimentalnim kriterijem, pa je bilo seveda potrebno prilagajati jakost stimulacije (mA). Pri vseh merjencih smo reflekse merili na desni nogi. Uporabljen je bil tudi tokovni električni stimulator (Furlan in Co., Ljubljana, Slovenija).

Najprej smo za vsakega posameznika posebej izmerili osnovno H/M krivuljo. To smo izvedli po tem, ko je bila stimulacijska elektroda dobro postavljena, tako da je bil po enojnem impulzu viden trzaj mišice, in ko je bil merjenec v sproščenem stanju ter je popolnoma miroval. Nekaj časa smo morali nameniti privajanju na električno stimulacijo, saj se je večina nanjo odzivala prekomerno ter po nepotrebnem sočasno krčila tudi druge mišične skupine, kar bi vse onemogočilo korektne rezultate. Nato smo izmerili maksimalno silo stiska za vsakega posameznika. Sledil je prvi pogoj, v katerem je moral posameznik na merilčev znak stisniti skupaj omenjeni palci, tako da je sila hitro naraščala (merilčeva navodila so bila sledeča: pripravi, stisni). Ko je sila presegla 1/3 maksimalne posameznikove sile, se je samodejno sprožila električna stimulacija in takrat je merjenec prenehal s stiskom. V drugem pogoju pa je moral merjenec na znak (pripravi, stisni) stisniti palci na maksimalno silo (vsaj nad 80%  $F_{max}$ ) in v tem vztrajati, vse dokler ni dobil električnega impulza. Merilec je pri tem spremljal potek sile na računalniškem zaslonu ter sprožil električni impulz približno 1-2 s po tem, ko je bila sila v platoju oziroma je nekoliko nihala v tem območju. Za vsak pogoj smo poizkušali zbrati vsaj 20 dobrih meritev refleksa H. Med merjenjem se je stalno kompenzirala jakost stimulacijskega impulza, tako da so bile dobljene vrednosti v območju 2/3 linearnega dela vala M, kar je prikazano na sliki 23. Med vsemi meritvami smo spremljali tudi EMG aktivnost mišic soleus ter tibialis anterior. Na koncu smo izmerili še največje hoteno naprežanje obeh mišic. Meritve so bile izvedene v enakem vrstnem redu (kontrola, pogoj 1, pogoj 2) pri vseh merjencih.



**Slika 23:** Področje dobrih vrednosti refleksa H na krivulji H/M, ki smo jih uporabili za nadaljnjo analizo, je med obema navpičnima črtama.

### 5.3 VZOREC SPREMENLJIVK

Pri vsakem merjencu se je spremljala amplituda vala H in vala M med vsakim pogojem, ter tudi sila stiska in EMG aktivnost mišic soleus in tibialis anterior. Slednjo smo spremljali zaradi njene antagonistične funkcije v odnosu s prvo in možnosti recipročnega inhibiranja le-te. Zaradi ustrezne relativizacije dobljenih EMG podatkov smo merili še največje hoteno naprezanje omenjenih mišic.

### 5.4 NAČIN ZBIRANJA, OBDELAVE IN ANALIZE PODATKOV

Za branje podatkov, to je sile stiska rok, EMG signale ter signale stimulacijske elektrode, smo uporabili program DasyLab, ki je le-te bral s frekvenco 5000 Hz. Hkrati pa smo amplitude vala H in M vnašali v Excel, kjer smo izrisali krivuljo H/M ter tako omogočili korektnost meritev. Nato smo s posebnim programom pregledali podatke iz Dasylaba, izločili morebitne slabe meritve in razložili pogoje izvedb. Podatki so bili nadalje transformirani v datoteke, ki so bile berljive s programom Recruitment\_curve\_V1 (Simoneta, 2008). Tukaj smo ponovno izrisali krivulje H/M ter v primeru ustreznosti izračunali linearno regresijo točk drugega dela (ko začno maksimalni rezultati vala H padati pa vse do najnižjih vrednosti) teh krivulj. Potem smo določili še srednjo razdaljo med osnovno krivuljo ter krivuljami v dveh različnih pogojih izvedbe JM in standardno deviacijo točk od svoje premice.

Prirast sile v prvih 200 ms smo izračunali s programom DasyLab.\* Pri tem smo si pri določanju začetka kontrakcije pomagali z odvodom prvotne krivulje sile v času. Vrednosti smo nato normalizirali glede na maksimalne vrednosti stiskov iz pogoja 2.

### 5.5 STATISTIČNA ANALIZA PODATKOV

Statistično obdelavo končnih rezultatov smo opravili s pomočjo programa SPSS. S T-testom za odvisne in neodvisne vzorce smo dokazovali značilnost razlik v srednjih vrednostih med kontrolnimi ter drugimi pogoji, s Pearsonovim koeficientom korelacije pa povezave med parametrom prirastka sile in velikostjo vala H. Napaka alfa je bila pri dvostranskem testu postavljena na vrednost  $P \leq 0,05$ .

---

\* Enačba za izračun stopnje prirasta sile: 
$$F = \frac{\bar{x}_{\min} - \bar{x}_{200ms}}{x_{\max}}.$$

## 6.0 REZULTATI

### 6.1 TESTIRANJE RAZLIK MED VALOM H PRI POGOJU 1 IN KONTROLNIMI VREDNOSTMI ZA VSAKEGA MERJENCA POSEBEJ

V preglednici 1 so prikazani rezultati poprečnih amplitud refleksov H v različnih pogojih izvedbe za posameznega merjenca. Videti je mogoče zelo različne odzive. Od vseh dvanajstih merjencev so se pri prvem pogoju le pri štirih pokazali statistično značilni odstopi od kontrolnih vrednosti (za P vrednosti glej preglednico 1). Zanje lahko domnevamo, da so dosegli višje vrednosti vala H od kontrolnih. Dva pa sta dosegla celo nižje vrednosti od kontrolnih, vendar se niso pokazale kot statistično pomembne ( $P < 0,05$ ). Največje srednje vrednosti vala H pri prvem pogoju smo dobili pri M1, M4 in M12, ki so dosegli sledeče vrednosti: 154%, 130% in 138%. Poleg teh je bil statistično značilen odstop dobljen še pri merjencu M7, ki pa je imel povprečje v prvem pogoju pod 120%. Izvzemši dveh, to je M7 in M9, ki sta imela v drugem pogoju večje povprečje od tistega v prvem, so ostali v drugem pogoju dosegali manjše vrednosti refleksa H kot v prvem pogoju. V drugem pogoju je kar nekaj merjencev (M2, M3, M4, M5, M6 in M10), katerih rezultati vala H so padli tudi pod kontrolne vrednosti, medtem ko se je to v prvem pogoju zgodilo le pri dveh (M5 in M6). Omeniti je potrebno še dve največji povprečni vrednosti refleksa H v drugem pogoju, kjer je dosegel M7 130%, M12 pa 124%. Ti vrednosti sta, čeprav nekoliko pod največjima vrednostma prvega pogoja, z njima kljub vsemu primerljivi in bi, v kolikor bi jih statistično testirali, bili zagotovo značilno različni od kontrolnih pogojev. Tudi standardni odkloni so od merjenca do merjenca drugačni. Ekstremni vrednosti doseže M5, in sicer gre v prvem pogoju za 18%, v drugem pa za 36% standardni odklon. Več standardnih odklonov, ki imajo vrednosti nad 10 odstotki, je opaziti v drugem pogoju, kar gre lahko na rovaš temu, da so bili merjenci v tem času že bolj nemirni oziroma je bil sam poskusni postopek tak, da je povzročal velika nihanja v jakosti refleksa H.

**Preglednica 1:** Srednje vrednosti valov H v različnih pogojih izvedbe ter njihovi standardni odkloni od svoje premice.

| Merjenec | Pogoj 1 (%) | Pogoj 2 (%) |
|----------|-------------|-------------|
| M1       | 154 (12)*   | 102 (11)    |
| M2       | 100 (2)     | 96 (3)      |
| M3       | 103 (5)     | 90 (1)      |
| M4       | 130 (13)*   | 87 (12)     |
| M5       | 98 (18)     | 86 (36)     |
| M6       | 97 (7)      | 91 (11)     |
| M7       | 119 (11)*   | 130 (11)    |
| M8       | 105 (5)     | 103 (5)     |
| M9       | 100 (6)     | 102 (10)    |
| M10      | 101 (5)     | 93 (8)      |
| M11      | 107 (6)     | 102 (4)     |
| M12      | 138 (7)*    | 124 (6)     |

**Legenda:** P vrednosti označane z zvezdico zaznamujejo statistično pomembne razlike ( $P < 0,05$ ) refleksa H pri pogoju 1 od kontrolnih vrednosti. Vrednosti predstavljajo povprečne amplitude refleksov. V oklepajih so njihovi standardni odkloni.

## 6.2 TESTIRANJE ODPSTOPA SREDNJIH VREDNOSTI VALA H MED POGOJEM 1 IN 2 OD KONTROLNIH VREDNOSTI

Iz preglednice 2 lahko razberemo, da sta spremenljivki v paru 1 statistično različni ( $P = 0,038$ ), medtem ko nam med spremenljivkama v paru 2 tega ni uspelo statistično potrditi. Glede na to, da so srednje vrednosti refleksa H v pogoju 1 večje od kontrolnih, lahko predpostavimo, da so se le-te v pogoju 1 glede na kontrolne povečale.

**Preglednica 2:** Statistika T-testa za odvisne vzorce.

|               | Srednja vrednost | N  | Standardni odklon | Standardna napaka | P    |
|---------------|------------------|----|-------------------|-------------------|------|
| Par 1 Pogoj 1 | 112,67           | 12 | 18,568            | 5,360             | ,038 |
| Kontrola      | 100,00           | 12 | ,000              | ,000              |      |
| Par 2 Pogoj 2 | 100,50           | 12 | 13,833            | 3,993             | ,903 |
| Kontrola      | 100,00           | 12 | ,000              | ,000              |      |

**Legenda:** P - statistična značilnost razlik med paroma spremenljivk.



### 6.3 TESTIRANJE RAZLIK MED SREDNJIMA VREDNOSTMA VALA H PRI POGOJU 1 IN POGOJU 2

Iz preglednice 3 je razvidno, da sta srednji vrednosti refleksov H pri prvem in drugem pogoju različni ( $P = 0,039$ ). Še več: vse kaže na to, da so vrednosti v prvem pogoju večje od tistih, ki so bile izmerjene v drugem pogoju.

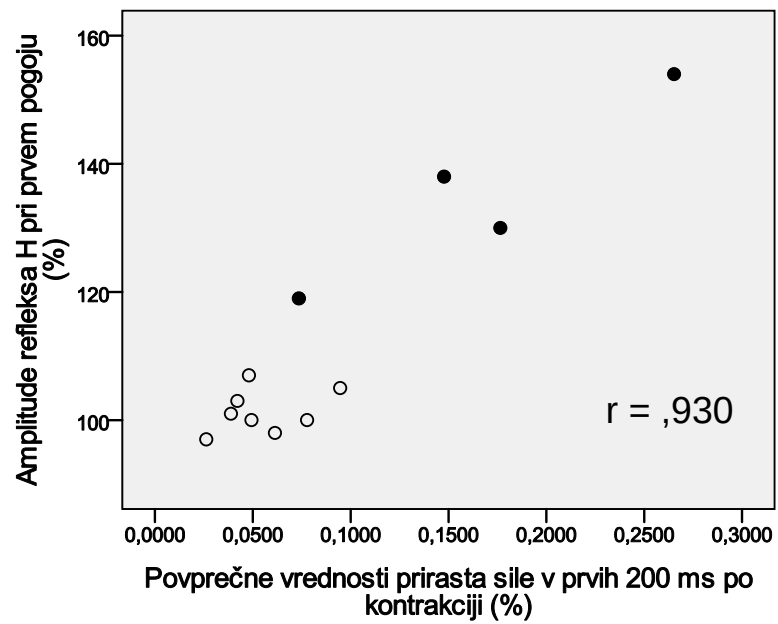
**Preglednica 3:** Rezultati T-testa za odvisne vzorce.

|       |         | Srednja vrednost | N  | Standardni odklon | Standardna napaka | P    |
|-------|---------|------------------|----|-------------------|-------------------|------|
| Par 3 | Pogoj 1 | 112,67           | 12 | 18,568            | 5,360             | ,039 |
|       | Pogoj 2 | 100,50           | 12 | 13,833            | 3,993             |      |

**Legenda:** P - statistična značilnost razlik med spremenljivkama.

### 6.4 TESTIRANJE KORELACIJE MED PRIRASTOM SILE IN JAKOSTJO POTENCIACIJE V POGOJU 1

Na sliki 24 je razvidno precejšnje odstopanje amplitud refleksa H, ko je bil povprečen prirast sile v prvih 200 ms velik (trije skrajno desni in črno obarvani krogci), od teh, ko je bil prirast sile majhen (skrajno levi, neobarvani krogci). Visoko povezanost med povprečnim prirastom sile v prvih 200 ms po kontrakciji in amplitudami refleksa H v prvem pogoju nam kaže tudi velik koeficient korelacije ( $r = 0,930$  pri  $2P < 0,01$ ).



**Slika 24:** Povezanost med jakostjo potenciacije refleksa H in povprečnim prirastom sile v prvih 200 ms po kontrakciji. Polni krogi označujejo statistično pomembne odstopne od kontrolnih vrednosti.

## 7.0 RAZPRAVA

Iz preglednice 1 je razvidno, da so dobljeni podatki precej heterogeni, tako da se že znotraj vsakega pogoja merjenci zelo razlikujejo. Tako pri enih naletimo na povečanje refleksa H v prvem pogoju (to je med tem, ko je sila v fazi naraščanja), pri drugih pa celo na njegovo zmanjšanje. Največja dobljena potenciacija refleksa je 54% nad kontrolnimi vrednostmi, sledijo pa ji še trije večji odstopi, in sicer z 38, 30 ter 19% prirastom. Razen prvega so vsi rezultati nekako pod nivojem potenciacije, ki so jo raziskovalci izmerili v drugih tovrstnih študijah (Dowman in Wolpaw, 1988; Tazoe idr., 2005; Bussell idr., 1978; Gregory idr., 2001; Chen idr., 1998). Vendar gre opozoriti, da v navedenih znanstvenih raziskavah prihaja do različnih velikosti potenciacije refleksa H tudi zaradi neenakosti eksperimentalnih protokolov. Tako se rezultati raztezajo od 50 -70 odstotnih povečanj amplitud refleksa (Dowman in Wolpaw, 1988; Tazoe idr., 2005; Bussell idr., 1978) pa vse do 217 odstotnih (Chen idr., 1998). Vzroke za nižje rezultate bi lahko iskali v nižjih silah stiska, saj je znano, da je »moč« JM odvisna tudi od silovitosti kontrakcije (Bussell idr., 1978; Tazoe, idr., 2005; Takahashi idr., 2003). Prav tako je dokazana večja učinkovitost manevra, ko se le-ta kombinira z drugimi ter je vanj vključenih več mišičnih skupin (Ebben idr., 2008). Res pa je, da so facilitacije refleksa H vidne tudi pri kontrakcijah manjših mišičnih skupin in nižjih silah. Delwaide in Toulouse (1981) sta na primer ugotovila, da je krčenje ekstenzorjev zapestja enako učinkovito kot standardni JM. Povečanje amplitude refleksa H pa se zgodi že pri  $\frac{1}{4}$  maksimalne sile, zato smo v našem primeru upravičeno pričakovali enako.

Na podlagi izračunanih srednjih vrednosti vseh merjencev smo tako pokazali, da so le-te v obeh pogojih večje od kontrolnih. Statistično značilen odstop je bilo mogoče dokazati le za prvi pogoj ( $P < 0,025$ ), katerega srednja vrednost je znašala 112,67%, medtem ko v drugem pri enakem kriteriju tega nismo uspeli najti. V analizi smo ugotovili tudi neenakost med povprečjema amplitud prvega in drugega pogoja ( $P < 0,025$ ), kjer se je kazal trend, da je prvo večje od drugega. Vse to nam jasno potrjuje obe postavljeni hipotezi, saj so vidni potencijski učinki JM ter očitne prednosti prve faze nasproti drugi. Vendar moramo biti previdni s takšnimi prenapetimi sodbami.

Zanimivo je, da nam v drugem pogoju, kjer naj bi prihajalo do maksimalnih stiskov rok (vsaj navodila merjencu so bila takšna), ni uspelo doseči značilnih povečanj refleksa H, kar se ne sklada z obstoječimi strokovnimi viri (Ebben, 2006).

Detajlna obravnava rezultatov prvega pogoja za vsakega merjenca posebej, kjer so se upoštevali še standardni odkloni od povprečenih amplitud (in kateri so bili v nekaterih primerih kar veliki), je razkrila ne preveč prepričljiva povečanja. Tako smo

pri analizi prvega pogoja dobili samo štiri merjence (M1, M4, M7, M12), ki so imeli statistično značilne spremembe ( $P < 0,05$ ), to je potencirane reflekse H. Kje se skrivajo razlogi za takšne medindividualne razlike? Uspelo nam je dobiti pozitivno korelacijo med povprečnim prirastom sile in velikostjo potenciacije, saj smo dobili kar visok Pearsonov korelacijski koeficient ( $r = 0,930$  pri  $P < 0,01$ ). Zgleda, da gre razloge za dokaj neuspešno potenciacijo iskati v dejstvu, da večina merjencev ni bila sposobna hitrega razvoja sile. Pri večini je kontrakcija trajala predolgo, kajti kot uspešni so se pokazali le tisti, ki so uspeli močno povečati silo že v prvih 200 ms po začetku manevra. Kawamura in Watanabe (1980) sta najmočnejšo fazo JM postavila v časovni razpon, ki se je raztezal od 100 ms pred začetkom manevra in do 300 ms po njem. Še krajše optimalno okno potenciacijskega manevra sta določila Delwaide in Toulouse (1981), ki sta maksimalno facilitacijo dobila med 200 in 300 ms po začetku kontrakcije. To se delno sklada z našimi ugotovitvami. Povečanje refleksa H je bilo statistično značilno le v prvem pogoju, ko smo reflekse merili pri 1/3 MVC – to pri maksimalno eksplozivni kontrakciji znaša cca 100-200 ms -, kar se časovno dokaj dobro ujema z največjimi dobljenimi refleksi iz raziskave Tazoe idr. (2005), kjer so se le-te dogodile okrog 80-140 ms. Vendar nam to pravzaprav ne reši temeljnega vprašanja, ki bi ga lahko postavili takole: ali je bistveni dejavnik JM čas, ki preteče po kontrakciji, ali prirast sile? Vse kaže, da je JM nekako časovno odvisen oziroma je njegova učinkovitost časovno determinirana; hkrati pa nam pozitivna korelacija med prirastom sile in povečanjem refleksa H v zgodbo vpeljuje še en dejavnik. S stališča naše eksperimentalne zasnove žal ne moremo določiti, kateri od teh dveh je bolj pomemben, saj bi za to rabili izračunati še časovno odvisnost potenciacije. Ko je bil manever izveden hitro in je bil prirast sile velik, je bil hkrati s tem krajši tudi čas od izvedbe pa do stimulacijskega impulza, zato mi dejansko ne vemo, ali je prirast sile tisti bistveni faktor, kajti lahko da je omenjena korelacija le odraz neke časovne pogojenosti. Navkljub nerazrešeni dilemi je to primerno izhodišče za nadaljnje študije JM v športu.

»Najugodnejši« del manevra ima, kot kaže, izredno majhno časovno okno, kar zmanjšuje njegovo praktično uporabnost. Zaradi majhnega vzorca nam rezultati ne omogočajo posploševanja, ampak bi si vseeno upali trditi, da obstaja določena pozitivna zveza med prirastom sile in potenciacijsko učinkovitostjo JM, zato bi deloma potrdili drugo hipotezo. Bistveno vlogo tako igra hitrost kontrakcije in ne samo njena silovitost. Podobno so ugotovili Bussel idr. (1978). Naša študija predstavlja ustrezno izhodišče za nadaljnje raziskave, vendar bi bile potrebne obsežnejše študije, da bi lahko zagotovo potrdili omenjeno odvisnost manevra oziroma določili naravo (linearna, krivuljčna) te odvisnosti.

Prva hipoteza je preko predhodnih raziskav že kar krepko potrjena (Dowman in Wolpaw, 1988; Takahashi idr., 2001; Zehr in Stein, 1999; Tsuruie idr., 2003; Tazoe idr., 2005; Takahashi idr., 2003; Gregory idr., 2001; Sugawara in Kasai, 2002;

Kawamura in Watanabe, 1975; Bussel idr., 1978). Ker v pogoju 2 nismo dobili povečanih amplitud refleksov, se tukaj naši rezultati ne skladajo z ustaljenimi, razlogov za to pa je verjetno več. Mogoče gre krivdo za netipične rezultate iskati v slabo izvedenih meritvah in drugih težavah z nastavitami, motnjami instrumentarija, ki smo ga uporabili v raziskavi. Omeniti je treba, da smo imeli pri večini merjencev precej težav s kompenzacijo jakosti stimulacije živca, saj so se dobljene refleksne amplitude nenehno spreminjale, in sicer v kar velikih proporcijah glede na majhne spremembe jakosti. Delno lahko to pripišemo tudi dolgotrajnosti meritev, neudobnosti položaja, mravljičavosti testirane noge in posledične nemirnosti merjencev.

Kar se tiče praktične uporabnosti manevra, bi zelo težko karkoli posploševali. Na podlagi naših meritev in drugih, že omenjenih raziskav, je potrebno JM izvesti hitro in čimbolj silovito, kar bi bržkone predstavljalo dodatno moč pri »eksplozivnih športih«; na primer pri skoku v višino, daljino, kjer bi tekmovalec tik pred odzivom hkrati ugriznil v ščitnik za zobe oziroma močno stisnil pesti; prav tako bi to lahko uporabljali dvigovalci uteži, mogoče še šprinterji itd. Pri časovno dalj trajajočih naporih bi bilo JM smiselno izvajati v presledkih, tako da bi tekmovalec med tekom izvajal kratkotrajna krčenja in v manevru ne bi vztrajal dalj časa, saj bi tako JM izgubil svoj vpliv. Če gremo z našo teorijo še dlje, bi bilo možno reči, da so rekordni časi v ekipnih tekih na 100 m bolj posledica izkoriščanja potenciacijskih mehanizmov JM (tu imamo v mislih stiskanje štafetne palice) kot pa tistih bolj psiholoških dejavnikov, ki jih opisujemo s pojmi, kot so ekipni duh, povečana motivacija itn.

## 8.0 SKLEP

Jendrasikov manever je kompleksen mehanizem, s katerim je mogoče izboljšati delovanje živčno-mišičnega sistema, in zato še vedno predstavlja določeno naravno ergogeno sredstvo, ki bi ga bilo v športu smiselno izkoristiti. V diplomski nalogi smo se v uvodnih poglavjih ukvarjali predvsem s konkretnimi študijami, ki smo jih uspeli dobiti na to temo, in z njihovimi različnimi hipotezami ter fiziološkimi razlagami, katere so poizkušale prikazati živčne poti in mehanizme za vzpostavitev takšnega manevra. Naša zastavitev problema nam ne omogoča pozicije, s katere bi bilo možno kakorkoli komentirati razne fiziološke razlage, ki tvorijo podlago JM, zato puščamo to območje odprto za nadaljnje študije, ki bodo usmerjene v specifično problematiko potenciacijskih manevrov. Velja pa reči, da predstavlja JM ugodno izhodišče za študij motorične kontrole (descendentne vplive na hrbtenjačne refleksne poti, medsegmentalno vplivanje na nivoju hrbtenjače itd.) ter različnih nevrofizioloških ustrojev pri vzpostavljanju stoje med raznimi starostnimi populacijami (Tsuruike idr., 2003) itd.

Namen naloge je bilo ugotoviti, če prihaja do razlik v amplitudi refleksa H mišice soleus med fazo naraščanja sile mišic rok in fazo ohranjanja sile na konstantni vrednosti. V raziskavi je sodelovalo 13 merjencev (7 moških in 6 žensk), starih povprečno  $24 \pm 1,6$  let. Jendrasikov manever (JM) se je izvajal v leži na trebuhu, tako da je posameznik z rokami v predročenu skrčeno stiskal dve vzporedni palici. Telo je bilo v celoti iztegnjeno, manever pa se je poizkušal izvesti samo s stiskom mišic upogibalk prstov. Refleks H mišice soleus se je izvajal z draženjem tibialnega živca. V eksperimentu smo merili EMG odzive mišice soleus in tibialis anterior ter potek sile stiska v času. Reflekse H smo izmerili za vsakega posameznika v mirovanju ter dveh različnih pogojih. V prvem pogoju je posameznik na merilčev znak (pripravi, stisni) izvedel JM, tako da je sila hitro naraščala; in ko je le-ta presegla  $1/3$  največje posameznikove sile, se je samodejno sprožil stimulacijski impulz. V drugem pogoju pa je merjenec na znak (pripravi, stisni) stisnil palici na največjo silo (vsaj nad  $80\% F_{max}$ ) in v tem vztrajal, vse dokler ni prejel stimulacijskega impulza. S T-testom za odvisne vzorce smo pokazali statistično značilne razlike ( $P < 0,05$ ) med srednjimi vrednostmi refleksov H v prvem pogoju in kontrolnimi vrednostmi, medtem ko vrednosti v drugem pogoju od kontrolnih niso statistično značilno odstopale. Dobili smo tudi pozitivno povezanost ( $r = 0,930$ ) med potenciacijo refleksa H in povprečnim prirastom sile v prvih 200 ms po kontrakciji.

Naš osnovni cilj je deloma dosežen, saj nam je uspelo pokazati, da je JM odvisen od prirasta sile, in sicer tako, da je manever bolj uspešen med hitrim prirastom sile kot pa počasnim. Če hočemo maksimalno izkoristiti potenciacijske možnosti JM, ga moramo zato izvajati hitro ter z maksimalno silovitostjo. Glede na to, da maksimalna

potenciacija ne vztraja prav dolgo in s podaljševanjem trajanja manevra slabi, ga izkoristimo najboljše, če napravimo hoteni gib takoj ob začetku »eksplozivne« kontrakcije.

V aplikativnem delu športne znanosti se ob tem poraja vedno večja potreba po bolj situacijskem testiranju vplivov JM, kjer bi vplive manevra ugotavljali med izvedbo kompleksnejših gibanj. Teh študij je v svetu izredno malo, saj večina literature na temo JM izhaja iz medicinske stroke. Zna pa se zgoditi, da se bo ob takih projektih pojavljala nemoč znanstvene kontrole eksperimentalnih postopkov, kajti med gibanjem so dejavne mnoge mišične skupine (in ob silovitih gibih uporabljamo mehanizem JM skoraj samoumevno), slednje po bo nedvomno otežkočalo interpretacijo ter posledično verodostojnost takšnih rezultatov. Navkljub vsemu je to smiselna smer, ki bi jo bilo potrebno ubrati v športnih študijah potenciacijskih manevrov.

## 9.0 LITERATURA

Adkins, D. L., Boychuk, J., Remple, M. S. in Kleim, J. A. (2006). Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord. *Journal of Applied Physiology*, 101 (3), 1776-1782.

Armstrong, W. J., Nestle, H. N., Grinnell, D. C., Cole, L. D., Van Gilder, E. L., Warren, G. S. idr. (2008). The acute effect of whole-body vibration on the Hoffmann reflex. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22 (2), 471-476.

Bodwell, J. A., Mahurin, R. K., Waddle, S., Price, R. in Cramer, S. C. (2003). Age and features of movement influence motor overflow. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51 (12), 1735-1739.

Boroojerdi, B., Battaglia, F., Muellbacher, W. in Cohen, L. G. (2000). Voluntary teeth clenching facilitates human motor system excitability. *Clinical Neurophysiology*, 111 (6), 988-993.

Burg, D., Szumski, A. J., Struppler, A. in Velho, F. (1974). Assessment of fusimotor contribution to reflex reinforcement in humans. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 37 (9), 1012-1021.

Bussel, B., Morin, C. in Pierrot-Deseilligny, E. (1978). Mechanism of monosynaptic reflex reinforcement during Jendrassik manoeuvre in man. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 41 (1), 40-44.

Chen, J.-T., Chen, C.-C., Kao, K.-P., Wu, Z.-A. in Liao, K.-K. (1999). Effect of stimulation of an upper limb on motor evoked potentials in lower limb muscles to transcranial magnetic stimulation in normal subjects and patients with thalamic infarction. *Clinical Neurophysiology*, 110 (3), 499-507.

Conrad, B., Benecke, R., Carnehl, J., Höhne, J. in Meinck, H. M. (1983). Pathophysiological aspects of human locomotion. *Advances in Neurology*, 39, 717-726.

Danziger, N., Rémy, P., Pidoux, B., Dormont, D., Samson, Y., Fournier, E. idr. (1996). A clinical and neurophysiological study of a patient with an extensive transection of the spinal cord sparing only a part of one anterolateral quadrant. *Brain*, 119 (6), 1835-1848.



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.

Delwaide, P. J. in Toulouse, P. (1981). Facilitation of monosynaptic reflexes by voluntary contraction of muscles in remote parts of the body: Mechanisms involved in the Jendrassik manoeuvre. *Brain*, 104 (4), 701-719.

Dowman, R. in Wolpaw, J. R. (1988). Jendrassik maneuver facilitates soleus H-reflex without change in average soleus motoneuron pool membrane potential. *Experimental Neurology*, 101 (2), 288-302.

Duchateau, J., Semmler, J. G. in Enoka, R. M. (2006). Training adaptations in the behavior of human motor units. *Journal of Applied Physiology*, 101 (6), 1766-1775.

Duclay, J., Martin, A., Robbe, A. in Pousson, M. (2008). Spinal reflex plasticity during maximal dynamic contractions after eccentric training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40 (4), 722-734.

Earles, D. R., Dierking, J. T., Robertson, C. T. in Koceja, D. M. (2002). Pre- and post-synaptic control of motoneuron excitability in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34 (11), 1766-1772.

Ebben, W. P. (2006). A brief review of concurrent activation potentiation: theoretical and practical constructs. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20 (4), 985-991.

Ebben, W. P., Flanagan, E. P. in Jensen, R. L. (2008). Jaw clenching results in concurrent activation potentiation during the countermovement jump. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22 (6), 1850-1854.

Ebben, W. P., Leigh, D. H. in Geiser, C. F. (2008). The effect of remote voluntary contractions on knee extensor torque. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40 (10), 1805-1809.

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

Enoka, R. M. in Gandevia, S. C. (2006). Neural changes associated with training. *Journal of Applied Physiology*, 101 (4), 1009-1010.

Gandevia, S. C. in Burke, D. (1985). Effect of training on voluntary activation of human fusimotor neurons. *Journal of Neurophysiology*, 54 (6), 1422-1429.

Gandevia, S. C., Wilson, L. R., Inglis, J. T. in Burke, D. (1997). Mental rehearsal of motor tasks recruits  $\alpha$ - motoneurons but fails to recruit human fusimotor neurones selectively. *Journal of Physiology*, 505, 259-266.

Gregory, J. E., Wood, S. A. in Proske, U. (2001). An investigation into mechanisms of reflex reinforcement by the Jendrassik manoeuvre. *Experimental Brain Research*, 138 (3), 366-374.

Hagbarth, K.-E., Wallin, G., Burke, D. in Löfstedt, L. (1975). Effects of the Jendrassik manoeuvre on muscle spindle activity in man. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 38 (12), 1143-1153.

Hayes, K. C. (1972). Jendrassik maneuver facilitation and fractionated patellar reflex times. *Journal of Applied Physiology*, 32 (3), 290-295.

Hermens, H. J., Freriks, B., Meletti, R., Hägg, G. G., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G. in Disselhorst-Klug, C. (1999). European recommendations for surface electromyography. Enschede: Roessingh Research and Development.

Hodgson, M., Docherty, D. in Robbins, D. (2005). Post-activation potentiation: underlying physiology and implications for motor performance. *Sports Medicine*, 35 (7), 585-595.

Hopkins, J. T., Ingersoll, C. D., Krause, B. A., Edwards, J. E. in Cordova, M. L. (2001). Effect of knee joint effusion on quadriceps and soleus motoneuron pool excitability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (1), 123-126.

Hortobágyi, T., Taylor, J. L., Petersen, N. T., Russell, G. in Gandevia, S. C. (2003). Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. *Journal of Neurophysiology*, 90 (4), 2451-2459.

Hortobágyi, T., Taylor, J. L., Petersen, N. T., Russell, G. in Gandevia, S. C. (2003). Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. *Journal of Neurophysiology*, 90 (4), 2451-2459.

Kagamihara, Y., Hayashi, A., Masakado, Y. in Kouno, Y. (2003). Long-loop reflex from arm afferents to remote muscles in normal man. *Experimental Brain Research*, 151 (1), 136-144.

Kawamura, T. in Watanabe, S. (1975). Timing as a prominent factor of the Jendrassik manoeuvre on the H reflex. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 38 (5), 508-516.

Kennedy, P. M., Cresswell, A. G., Chua, R. in Inglis, J. T. (2004). Vestibulospinal influences on lower limb motoneurons. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 82 (8-9), 675-681.

Kennedy, P. M., Cresswell, A. G., Chua, R. in Inglis, J. T. (2004). Vestibulospinal influences on lower limb motoneurons. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 82 (8-9), 675-681.

Knikou, M. in Taglianetti, C. (2006). On the methods employed to record and measure the human soleus H-reflex. *Somatosensory and Motor Research*, 23 (1/2), 55-62.

Lundbye-Jensen, J. in Nielsen, J.B. (2008). Immobilization induces changes in presynaptic control of group Ia afferents in healthy humans. *The Journal of Physiology*, 586 (17), 4121-4135.

Misiaszek, J. E. (2003). The H-reflex as a tool in neurophysiology: its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle & Nerve*, 28 (2), 144-160.

Myriknas, S. E., Beith, I. D. in Harrison, P. J. (2000). Stretch reflexes in the rectus abdominis muscle in man. *Experimental Physiology*, 85 (4), 445-450.

Nardone, A. in Schieppati, M. (2008). Inhibitory effect of the Jendrassik maneuver on the stretch reflex. *Neuroscience*, 156 (3), 607-617.

Neurognostics Answer. (2005). *Journal of the History of the Neurosciences*, 14 (4), 341-345.

Nielsen, J. B. (2004). Sensorimotor integration at spinal level as a basis for muscle coordination during voluntary movement in humans. *Journal of Applied Physiology*, 96 (5), 1961-1967.

Péréon, Y., Genet, R. in Guihéneuc, P. (1995). Facilitation of motor evoked potentials: timing of Jendrassik maneuver effects. *Muscle & Nerve*, 18 (12), 1427-1432.

Pierrot-Deseilligny, E. (1997). Assessing changes in presynaptic inhibition of Ia afferents during movement in humans. *Journal of Neuroscience Methods*, 74 (2), 189-199.

Pisk, J. (2002). *Kratkotrajno izboljšanje delovanja živčno-mišičnega sistema*. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Ratto, S., Reni, L., Abbruzzese, G., Abbruzzese, M. in Favale, E. (1986). Facilitation and inhibition of synaptic transmission in the spinal cord: an electroneurographic study in humans. *Experimental Brain Research*, 64 (3), 411-420.

Ribot-Ciscar, E., Rossi-Durand, C. in Roll, J.-P. (2000). Increased muscle spindle sensitivity to movement during reinforcement manoeuvres in relaxed human subjects. *Journal of Physiology*, 523 (1), 271-282.

Rossi-Durand, C. (2002). The influence of increased muscle spindle sensitivity on achilles tendon jerk and H-reflex in relaxed human subjects. *Somatosensory and Motor Research*, 19 (4), 286-295.

Schubert, M., Beck, S., Taube, W., Amtage, F., Faist, M. in Gruber, M. (2008). Balance training and ballistic strength training are associated with task-specific corticospinal adaptations. *European Journal of Neuroscience*, 27 (8), 2007-2018.

Simoneta, B. (2008). *Sviluppo di un sistema diagnostico per lo studio del riflesso H in applicazioni mediche e sportive basato sulla curva di recruitment H-M*. Trieste: Università degli studi di Trieste, Facoltà di Ingegneria.

Stejskal, L. (1969). The Jendrassik manoeuvre and the Valsalva manoeuvre. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 26 (2), 234.

Struppler, A. in Preuss, R. (1959). Untersuchungen über periphere und zentrale Faktoren der Eigenreflexerregbarkeit am Menschen mit Hilfe des Jendrassikschen Handgriffes. *Pflügers Archiv*, 268 (5), 425-434.

Sugawara, K. in Kasai, T. (2002). Facilitation of motor evoked potentials and H-reflexes of flexor carpi radialis muscle induced by voluntary teeth clenching. *Human Movement Sciences*, 21 (2), 203-212.

Sugawara, K., Furubayashi, T., Takahashi, M., Ni, Z., Ugawa, Y. in Kasai, T. (2005). Remote effects of voluntary teeth clenching on excitability changes of the human hand motor area. *Neuroscience Letters*, 377 (1), 25-30.

Takahashi, T., Ueno, T. in Ohyama, T. (2003). Modulation of H reflexes in the forearm during voluntary teeth clenching in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 90 (5-6), 651-653.

Takahashi, T., Ueno, T., Taniguchi, H., Ohyama, T. in Nakamura, Y. (2001). Modulation of H reflex of pretibial and soleus muscles during mastication in humans. *Muscle & Nerve*, 24 (9), 1142-1148.

Tarkka, I. M. (1986). Short and long latency reflexes in human muscles following electrical and mechanical stimulation. *Acta Physiologica Scandinavica Supplementum*, 557, 1-32.

Taube, W., Kullmann, N., Leukel, C., Kurz, O., Amtage, F. in Gollhofer, A. (2007). Differential reflex adaptations following sensorimotor and strength training in young elite athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 28 (12), 999-1005.

Tazoe, T., Kida, T., Wasaka, T., Sakamoto, M., Nakajima, T., Nishihira, Y. idr. (2005). Attenuation of the effect of remote muscle contraction on the soleus H-reflex during plantar flexion. *Clinical Neurophysiology*, 116 (6), 1362-1369.

Thompson, C. in Bélanger, M. (2002). Effects of vibration in inline skating on the Hoffmann reflex, force, and proprioception. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34 (12), 2037-2044.

Tsuruike, M., Koceja, D. M., Yabe, K. in Shima, N. (2003). Age comparison of H-reflex modulation with the Jendrassik maneuver and postural complexity. *Clinical Neurophysiology*, 114 (5), 945-953.

Valsalva maneuver. (2009). The Free Dictionary. Pridobljeno 14.7.2009, iz <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/Valsalva+maneuver>

Wolpaw, J. R. (2007). Spinal cord plasticity in acquisition and maintenance of motor skills. *Acta Physiologica*, 189 (2), 155-169.

Young, R. R. in Hagbarth, K.-E. (1980). Physiological tremor enhanced by manoeuvres affecting the segmental stretch reflex. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 43 (3), 248-256.

Zehr, E. P. in Stein, R. B. (1999). Interaction of the Jendrassik maneuver with segmental presynaptic inhibition. *Experimental Brain Research*, 124 (4), 474-480.

Zehr, P. E. (2006). Training induced adaptive plasticity in human somatosensory reflex pathways. *Journal of Applied Physiology*, 101 (6), 1783-1794.