

UNIVERZA U LJUBLJANI  
FAKULTETA ZA ŠPORT  
KINEZILOGIJA

**AKUTNI UČINKI RAZLIČNIH INTENZIVNOSTI  
NALOGE RAVNOTEŽJA NA VZDRAŽNOST SKLADA  
ALFA MOTORIČNIH NEVRONOV**

MAGISTRSKO DELO

DARJAN SMAJLA

Ljubljana, 2015



UNIVERZA V LJUBLJANI  
FAKULTETA ZA ŠPORT  
Kineziologija

**AKUTNI UČINKI RAZLIČNIH INTENZIVNOSTI NALOGE  
RAVNOTEŽJA NA VZDRAŽNOST SKLADA ALFA  
MOTORIČINIH NEVRONOV**

MAGISTRSKO DELO

MENTORICA:  
doc. dr. Katja Tomažin  
KONZULTANT:  
doc. dr. Igor Štirn  
RECENZENT:  
prof. dr. Vojko Strojnik

Avtor dela:  
DARJAN SMAJLA

Ljubljana, 2015

## IZJAVA

Magistrska naloga z naslovom **Akutni učinki različnih intenzivnosti naloge ravnotežja na vzdražnost sklada alfa motoričnih nevronov** je rezultat lastnega znanstveno-raziskovalnega dela.

Darjan Smajla

## **Zahvala**

Najlepša hvala mentorici dr. Katji Tomažin za vso pomoč, nasvete, ideje in odzivnost pri izdelavi magistrske naloge. Zahvaljujem se tudi prof. dr. Vojku Strojniku za pripombe in pomoč. Hvala vsem, ki so si vzeli čas in sodelovali na meritvah. Hvala staršem, sestri in Tini za vso podporo med študijem.

**Ključne besede:** ravnotežje, refleks H, intenzivnost, vzdražnost

## **AKUTNI UČINKI RAZLIČNIH INTENZIVNOSTI NALOGE RAVNOTEŽJA NA VZDRAŽNOST SKLADA ALFA MOTORIČNIH NEVRONOV**

**Darjan Smajla**

### **Izvleček**

Cilj magistrske naloge je bil preveriti akutne učinke različno intenzivnih ravnotežnih nalog (RN) na val H.

V raziskavi je prostovoljno sodelovalo 13 merjencev. Vsak merjenec je izvedel RN treh različnih (vnaprej določenih) intenzivnosti po naključnem vrstnem redu. Odmor med posameznimi meritvami je bil en teden. RN so izvajali v stoji na levi nogi na ravnotežni deski, ki omogoča gibanje v sagitalni ravnini. Spremljali smo akutno spremembo spinalnih mehanizmov z merjenjem vala H na mišici soleus. Merili smo čas aktivnega vzpostavljanja ravnotežja, število dotikov opore z roko zaradi izgube ravnotežnega položaja, opravljeno pot in hitrost gibanja ravnotežne deske.

Za vse parametre smo izračunali povprečne vrednosti in preverili normalnost porazdelitve s Shapiro – Wilkovim testom. Za ugotavljanje razlik med odvisnimi spremenljivkami smo uporabili enofaktorsko analizo variance za ponavljajoče meritve. V primeru izračunane značilnosti smo uporabili Tukeyev Post-hoc test. Pri nenormalno porazdeljenih spremenljivkah smo uporabili Friedmanov test in v primeru njegove značilnosti Wilcoxonov test vsote rangov. Spearmanovi korelacijski koeficienti so bili izračunani za analizo povezanosti med izbranimi spremenljivkami.

Čas aktivnega vztrajanja v ravnotežnem položaju, število dotikov opore z roko zaradi izgube ravnotežnega položaja in hitrost gibanja deske v sagitalni ravnini so se med intenzivnostmi statistično značilno razlikovali (vsi;  $p < 0,05$ ). Srednje vrednosti amplitud vala H izmerjene v leži na trebuhu in stoji po izvedbi celotne RN so bile statistično značilno manjše glede na vrednosti pred izvedbo RN, medtem ko med intenzivnostmi ni bilo statistično značilnih razlik. Pri najvišji intenzivnosti se srednje vrednosti amplitude vala H statistično značilno zmanjšajo že po drugi ponovitvi, medtem ko se pri najnižji intenzivnosti vrednosti znižajo šele po peti ponovitvi.

Ugotavljamo, da je pri bolj zahtevni ravnotežni nalogi potrebno manj ponovitev, da pride do značilnega upada vala H. Vzrok pa je najverjetneje v večji zahtevi po natančnejši kontroli gibanja. Najverjetneje med izvedbo RN pride do sprememb na kortikalnem nivoju, ki pa se odražajo tako, da se zniža vzdražnost sklada alfa motoričnih nevronov v hrbtenjači in/ali poveča predsinaptična inhibicija Ia aferentnih vlaken. Oba dejavnika lahko zmanjšata odzivnost Ia aference na električno draženje med proženjem vala H.

**Key words:** balance, reflex H, intensity, excitability

## **ACUTE EFFECTS OF DIFFERENT INTENSITY BALANCE TASK ON ALFA MOTONEURON POOL EXCITABILITY**

**Darjan Smajla**

### **Abstract**

The purpose of this study was to determine differences between different intensities of balance task and their acute influence on H-reflex amplitude.

The research included 13 voluntary participants. Each of them performed balance task of three different intensities in random order. The rest time between each intensity was one week. Balance task was performed on balance board with motion in sagittal plane. We measured acute changes of spinal mechanisms with recording soleus H-reflex, active time of establishing balance control, number of hand supports because of losing balance, distance and speed of balance board.

We calculated arithmetic mean for all variables. Normal distributed variables were analyzed with Shapiro – Wilk test. Differences between dependent variables were analyzed with repeated measures ANOVA procedure. In case of statistical significance, we used Tuckey – Post-hoc test. For abnormal distributed variables we used Friedman test and in case of statistical significance, Wilcoxon rank sum test. Spearman correlation coefficients were calculated to analyze dependence of chosen variables.

Active time of establishing balance, number of hand supports because of losing balance and speed of balance board are statistically different between intensities (all:  $p < 0,05$ ). Mean values of wave H amplitude measured prone and standing after whole balance task were significantly lower than before balance task ( $p < 0,05$ ). We did not find significant differences between intensities. More intensive balance task induced significant reduction of H-reflex amplitude after two series, compared to less intensive task, which induces significant reduction after five series.

We noted that more intensive balance task reduces amplitude of wave H in less series, compared to less intensive ones. Possible cause is probably the need for more precise control of movement. We assume that performing balance task induces changes in cortical structures, which effect excitability of alfa motoneurons in spinal cord and/or increases presynaptic inhibition of Ia afferents. Both factors can reduce responsiveness of Ia afferents on electrical stimulation during eliciting wave H.

## Kazalo

<b>1</b>	<b>UVOD .....</b>	<b>10</b>
<b>1.1</b>	<b>Nadzor gibanja.....</b>	<b>10</b>
<b>1.2</b>	<b>Nadzorni sistemi za vzdrževanje ravnotežja .....</b>	<b>13</b>
1.2.1	Senzorni del za ohranjanje ravnotežja med stojo .....	15
1.2.2	Motorični del ohranjanja ravnotežja med stojo .....	16
1.2.3	Integracija senzoričnega in motoričnega dela pri ohranjanju ravnotežja med stojo .....	19
<b>1.3</b>	<b>Refleks H kot orodje raziskovanja mehanizmov nadzora gibanja.....</b>	<b>21</b>
<b>1.4</b>	<b>Vadba ravnotežja.....</b>	<b>26</b>
1.4.1	Akutni učinki različnih ravnotežnih nalog na refleks H.....	27
1.4.2	Kronični učinki vadbe ravnotežja na refleks H .....	28
1.4.3	Vzroki akutnih in kroničnih sprememb refleksa H med ravnotežnimi nalogami in vadbo .....	28
<b>1.5</b>	<b>Problem, cilji in hipoteze.....</b>	<b>31</b>
1.5.1	Cilji .....	31
1.5.2	Hipoteze .....	32
<b>2</b>	<b>METODE DELA .....</b>	<b>33</b>
<b>2.1</b>	<b>Preizkušanci .....</b>	<b>33</b>
<b>2.2</b>	<b>Potek meritve .....</b>	<b>33</b>
2.2.1	Merjenje živčno mišičnih parametrov .....	35
2.2.2	Merjenje mehanskih parametrov RN .....	37
<b>2.3</b>	<b>Metode obdelave podatkov .....</b>	<b>38</b>
<b>3</b>	<b>REZULTATI .....</b>	<b>39</b>
<b>3.1</b>	<b>Predstavitev rezultatov.....</b>	<b>39</b>
3.1.1	Primerjava časa ohranjanja ravnotežnega položaja med RN različnih intenzivnosti .....	39
3.1.2	Primerjava števila dotikov opore z roko zaradi izgube ravnotežnega položaja med izvedbo RN različnih intenzivnosti .....	40
3.1.3	Primerjava poti gibanja deske v sagitalni ravnini med RN nalogo različnih intenzivnosti .....	41
3.1.4	Primerjava hitrosti gibanja deske v sagitalni ravnini med RN različnih intenzivnosti.....	42
3.1.5	Primerjava odstotka sprememb velikosti amplitude vala H mišice soleus v leži po različno intenzivnih RN .....	43
3.1.6	Primerjava odstotka sprememb velikosti amplitude vala H mišice soleus v stoji po različno intenzivnih RN .....	44
3.1.7	Primerjava odstotka sprememb velikosti amplitud vala H mišice soleus v stoji po vsaki ponovitvi RN najnižje zahtevnosti (INT 1).....	45
3.1.8	Primerjava odstotka sprememb velikosti amplitud vala H mišice soleus v stoji po vsaki ponovitvi RN srednje zahtevnosti (INT 2).....	46
3.1.9	Primerjava odstotka sprememb velikosti amplitud vala H mišice soleus v stoji po vsaki ponovitvi RN najvišje zahtevnosti (INT 3) .....	47
3.1.10	Povezanost med povprečnim časom vztrajanja v RN in odstotkom spremembe amplitude vala H ..	48
3.1.11	Povezanost med gibanjem deske v sagitalni ravnini in odstotkom spremembe amplitude vala H....	48
<b>4</b>	<b>RAZPRAVA .....</b>	<b>50</b>



<b>5</b>	<b>SKLEP.....</b>	<b>54</b>
<b>6</b>	<b>VIRI.....</b>	<b>57</b>

# 1 UVOD

## 1.1 Nadzor gibanja

Izvedba gibanja je odvisna od dveh sistemov. Prvi sistem je nadzorni, drugi je gibalni. Nadzorni del vključuje centralni (CŽS) in periferni živčni sistem, gibalni del pa mišice, skelet in njim pripadajoče strukture. Najpomembnejše strukture CŽS, ki so odgovorne za nadzor gibanja, so prikazane na sliki 1. Njihova osnovna značilnost je hierarhična organizacija, kjer najnižji nivo predstavlja hrbtenjača, ki je preko alfa motoričnega nevrona neposredno povezana z mišico. Hrbtenjača je tudi sedež refleksnih in ritmičnih gibov (Kandel, Schwartz in Jessell, 2000) in igra pomembno vlogo pri nadzoru mišic preko različnih refleksnih poti. Med njimi so refleks umika in miotatični refleks. Ti refleksi se združujejo z bolj kompleksnimi v hrbtenjačnih vezjih, ki organizirajo bolj ali manj dovršena delovanja, kot je ritmično premikanje udov pri hoji, teku ali plavanju.

Naslednji nivo kontrole možgansko deblo (MD), ki je izredno kompleksen integrativni sistem osrednjega živčevja. Ima dva sistema nevronov, medialnega in lateralnega, ki sprejemajo informacije iz cerebralnega korteksa in subkortikalnega jedra ter jih projicirajo v hrbtenjačo. Poleg nadzora pomembnih funkcij za preživetje MD z medialnim descendentnim sistemom nadzira držo z integracijo vizualnih, vestibularnih in somatosenzornih informacij. Nadzor drže MD izvaja na dva načina: (1) descendente proge iz MD z ekscitacijo in inhibicijo spreminjajo aktivnost spinalnih motoričnih nevronov glede na hoteno motoriko in tako omogočijo zeleno držo telesa, (2) descendente proge iz MD spreminjajo občutljivost hrbtenjačnih refleksnih zank ustrezno zeleni drži in gibanju. Najpomembnejši refleksi v MD, ki so odgovorni za vzdrževanje drže, so: (1) vestibulospinalni refleks (prerazporeditev antigravitacijskega tonusa pri premikih glave), (2) tonični vratni refleksi (prerazporeditev antigravitacijskega tonusa pri fleksiji v vratu) in (3) refleksi izravnavanja drže. Lateralni descendenti sistem ima pod kontrolo bolj distalne mišice okončin in je zaradi tega pomemben za ciljna gibanja, še posebej roke in dlani (Kandel idr., 2000).

Možganska skorja je najvišji nivo motorične kontrole in omogoča nadzor najbolj natančnih hotenih gibov. Primarni motorični korteks in nekoliko premotoričnih področji vplivajo direktno na hrbtenjačo skozi kortikospinalni trakt. Prav tako regulirajo motorične poti v hrbtenjači. Premotorična področja so pomembna za koordinacijo in načrtovanje zapletenih sekvenc gibanja. Raznolikost refleksnih poti v hrbtenjači in možganskem deblu poenostavlja navodila, ki prihajajo iz možganske skorje. Z vzdraženjem nekaterih in inhibicijo drugih poti višji centri kontrole prepustijo nižjim centrom začasno kontrolo nad razvijajočim se gibanjem (Kandel idr., 2000).

Poleg neposrednega dela nadzora (piramidni sistem) spodnjega motoričnega nevrona je pomemben tudi posredni del nadzora (ekstrapiramidni sistem) gibanja, ki ga izvajata dve možganski strukturi, in sicer: (1) mali možgani (MM) in (2) bazalni gangliji (BG). Medtem ko mali možgani tvorijo povezave s hrbtenjačo, te povezave BG nimajo (Takakusaki, Oohinata-

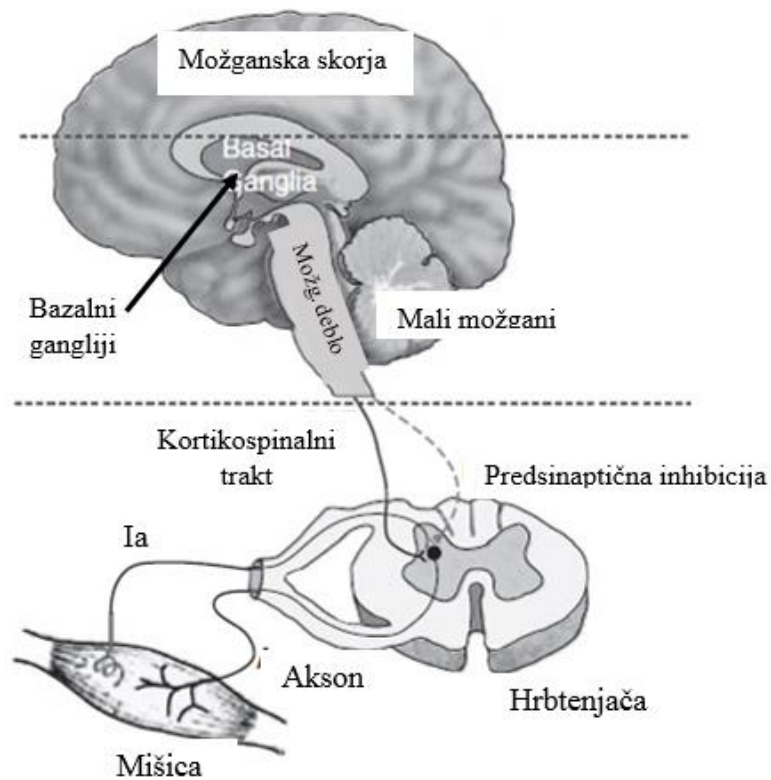
Sugimoto, Saitoh, Habaguci, 2004). Ključna vloga BG v nadzoru gibanja je v: (1) planiranju gibov, (2) začetku izvedbe gibov, (3) učenju gibov, (4) velikosti in timingu gibov. MM pa modulirajo izvrševanje motoričnih gibov in nadzor drže tako, da prilagajajo motorična povelja, ki potujejo po descendentnih sistemih v hrbtenjačo glede na povratna sporočila iz somato-senzornega sistema. Njihova nadzorna vloga se kaže v učinkoviti koordinaciji gibov, natančnosti, ustreznem timingu, dobrem ravnotežju in ustreznem mišični tonusu. MM prek notranjih in zunanjih povratnih informacij sproti popravljajo napake v potekajočih gibih. Prav tako lahko MM (npr. pri hitrejših gibih, kjer sprotno popravljanje ni mogoče) modificirajo descendentne ukaze tako, da potekajo gibi bolj natančno, gladko in hitreje. MM so odgovorni za kontrolo ravnotežja in postavitve oz. orientacije telesa v prostoru. Poškodbe medianega cerebelluma rezultirajo v okvari ravnotežja in očesnih premikov ter v ataksiji trupa in hoje (Kandel idr., 2000).

Kljub temu da je postavitvev oz. orientacija telesa v prostoru ter vzdrževanje stabilnosti ena od najbolj osnovnih dejavnikov brez katerih ne moremo učinkoviti delovati, nadzor ni enostaven. Za ponazoritev nadzora lahko uporabimo dva kontrolna sistema: (1) sistem kontrole odprte in (2) zaprte zanke.

Pri sistemu kontrole odprte zanke (angl. feedforward) je gibalni program izveden brez vmesnih prilagoditev, zato gre za anticipacijsko strategijo. Takšna kontrola je nujna, ko izvajamo hitra gibanja, pri katerih ni dovolj časa za uporabo povratnih informacij. V tem primeru je gibalna akcija hitrejša od časa potrebnega za generiranje, sprejem, primerjavo in prilagajanje gibalne akcije. Senzorične informacije, ki jih zaznavamo med izvedbo giba, omogočajo prilagajanje gibalnega programa šele od naslednjega giba. Minimalni čas, ki ga potrebujemo za zaznavanje in spremembo gibalnega ukaza, pri morebitnih spremembah v okolju (npr. sprememba položaja našega cilja/tarče) je 200 ms in se imenuje senzomotorična zakasnitev (Enoka, 2015). Pri sistemu kontrole odprte zanke centralni živčni sistem uporablja senzorne informacije za anticipacijo prihajajoče motnje in vnaprejšnjo pripravo gibalnega odgovora, ki temelji na izkušnjah. Ta sistem kontrole pogosto uporabljamo pri uravnavanju drže in gibanja. Npr. preden dvignemo roko v zrak (v stoji) napnemo mišice nog, da sprememba težišča telesa nebi povzročila padec. Mišični tonus naših nog se prav tako spreminja med dihanjem, da lahko kompenziramo spremembo težišča telesa (Kandel idr., 2000).

Za zaprto zanko (angl. feedback) je značilno stalno prilagajanje/kompenzacija gibalnega programa, ki temelji na primerjavi med pričakovanimi in dejanskimi senzornimi informacijami iz periferije. Razliko med njima (signal napake) uporabimo za prilagoditev ali spremembo gibalnega ukaza. Z tem mehanizmom uravnavamo počasne in natančne gibe (Enoka, 2015). Sistem kontrole zaprte zanke je zelo pomemben pri ohranjanju položaja naših okončin in pri generiranju sile na objekte, ki jih držimo. Natančne povratne informacije nam omogočajo občutljivi mehanoreceptorji v mišicah in sklepni receptorji v prstih na podlagi katerih prilagodimo gibalni ukaz (Kandel idr., 2000).

Večina hotenih gibov vključuje kontrolna sistema odprte in zaprte zanke. Začetni del vseh hotenih gibov (preden pride do spremembe začetnega pogoja) je opravljen s pomočjo sistema kontrole odprte zanke. Za tem sistem kontrole zaprte zanke lahko spremeni gibalni ukaz, vendar samo če je čas izvedbe naloge daljši od senzomotorične zakasnitve. Med vzdrževanjem ravnotežja med stojo uporabljamo oba sistema, njun delež pa je odvisen od značilnosti naloge.



Slika 1. Poenostavljena ilustracija struktur živčnega sistema, ki imajo pomembno vlogo pri vzdrževanju drže in ravnotežja (prirejeno po Taube, Gruber in Gollhofer, 2008).

## 1.2 Nadzorni sistemi za vzdrževanje ravnotežja

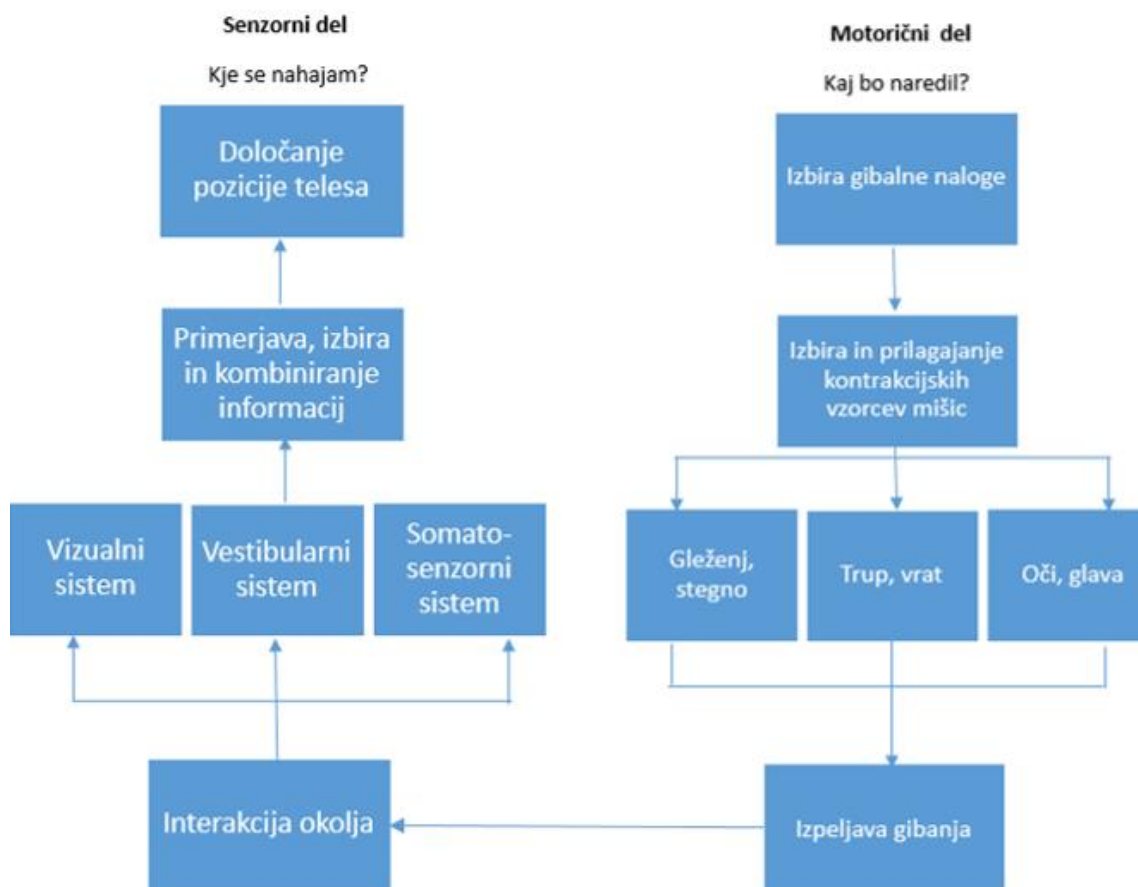
Ravnotežje je sposobnost, ki je ključnega pomena za izvedbo gibanja. Univerzalne definicije ravnotežja še vedno ni (Taube, 2007b). Definicija le tega pa izhaja iz vidika proučevanja. V mehaniki se izraz ravnotežje uporablja za tak položaj predmeta, kjer je rezultanta sil nanj enaka nič (1. Newtonov zakon). Torej telo je v statičnem ravnovesju, če je rezultanta vseh zunanjih sil ter vseh zunanjih navorov na telo enaka nič. Dinamično ravnovesje pa pomeni, da vsoti zunanjih sil, ki delujejo na telo, prištejemo systemske sile in zahtevamo, da je skupna vsota sil enaka nič (Kandel idr., 2000). Z biomehanskega vidika sposobnost človeka, da ohranja ravnotežje v statičnih pogojih (npr. med stojo) pomeni, da je sposoben ohranjati vertikalno projekcijo težišča telesa znotraj podporne površine. Pri dinamičnih pogojih je potrebno upoštevati poleg gravitacije tudi druge sile, ki delujejo na človeško telo. Ohranjanje dinamičnega ravnotežja pomeni, da rezultanta vseh zunanjih sil, ki delujejo na človeško telo poteka čez podporno površino (Enoka, 2015).

Da lahko ohranjamo ravnotežje moramo biti sposobni (1) uravnati držo (npr. postavitev telesa) in (2) zagotoviti njegovo ravnovesje ali stabilnost. Uravnavanje drže se nanaša na sposobnost doseganja želene pozicije telesa (npr. pokončna stoja, stoja na eni enogi, tandemska stoja) v statičnih in/ali dinamičnih pogojih, medtem ko se kontrola ravnovesja nanaša na uravnavanje stabilnega položaja telesa in njegovih delov v odvisnosti od gravitacijskih in inercialnih sil. Uravnavanje drže telesa je ključnega pomena za dobro ravnotežje, saj se nanaša tako na biomehansko poravnavo vsakega dela telesa kot tudi orientacijo telesa v okolju (Shumway-Cook in Woollacott, 2007). Poleg uravnavanja drže je pomembna tudi dobra stabilnost telesa, kar pomeni, da ohranjamo težišča telesa nad podporno površino (PP) med hotenimi gibalnimi akcijami in tudi med zunanji (nenadnimi) motnjami položaja telesa (Weber, 2014).

Za ohranjanje ravnotežja bodisi v statičnih in dinamičnih pogojih, sta oba mehanizma nadzora neločljivo povezana, zato bomo v nadaljevanju govorili kar o **nadzoru ravnotežja**. Nadzor ravnotežja ni samo igra refleksov, ampak kompleksna sposobnost, ki temelji na interakciji senzoričnih in motoričnih procesov (slika 2). Na podlagi senzornih informacij in želenega gibanja izberemo določeno gibalno akcijo ter jo izpeljemo z aktivacijo določenih mišičnih skupin oz. telesnih segmentov. Med izvedbo gibanja senzorni del nadaljuje s prejemanjem informacij iz okolja in našega lastnega gibanja in tako motoričnemu sistemu omogoča nove informacije. Interakcija teh dveh delov omogoča nadzor ravnotežja. Senzorni del je odgovoren za določanje pozicije telesa, primerjavo, izbiro in kombiniranje različnih informacij, medtem ko je motoričen del odgovoren za izvedo gibalne naloge in prilagajanje ustrezne mišične aktivacije v različnih okoliščinah (Rose, 2010).

Nadzor ravnotežja lahko predstavimo z dinamični modelom, ki ga je prvi opisal Nashner (1990) s katerim je združil procese senzorega in motoričnega sistema, ki so pomembni za nadzor. Vidni, somatosenzorni in vestibularni receptorji so preriferne komponente senzornega

sistema, dokler so poti prenosa in specializirana področja znotraj centralnega živčnega sistema. V centralni komponenti sprejete informacije iz vizualnega, somatosenzornega in vestibularnega sistema primerjamo, izločamo in kombiniramo in s pomočjo teh ugotovimo pozicijo našega telesa v prostoru. Načrtovanje naslednje akcije se začne v centralni komponenti motoričnega sistema s selekcijo različnih mišičnih skupin, ki jih za akcijo potrebujemo, kot tudi specifičnih vzorcev aktivacije potrebnih za izpeljavo načrtovanega gibanja, kjer se načrt prenese na periferijo. Gibanje je lahko enostavno kot na primer mirna stoja ali zapleteno kot tek po razgibanem terenu. Različne mišične skupine, ki jih na podlagi perifernih informacij aktiviramo, bodo v trenutku odgovorne za izvedbo želenega gibanja (Rose, 2010).



Slika 2. Dinamični model nadzora ravnotežja (prirejeno po Nashner, 1990).

Nadzorni sistem ravnotežja med stojo je odvisen od učinkovitega delovanja (1) senzornega dela, (2) motoričnega dela in (3) njune integracije. Senzorni sistemi zagotavljajo informacije iz našega okolja in položaju in gibanju telesnih segmentov. Te informacije so ključnega pomena za pripravo hotenih gibanj, kakor tudi za anticipacijske reakcije med stojo. Na podlagi teh informacij lahko motorični sistem uspešno izpelje potrebno gibanje. Rezultat

integracije senzoričnega in motoričnega sistema je selekcija in aktivacija mišic, ki so potrebne za izpeljavo gibanja med stojo (Rose, 2010).

### **1.2.1 Senzorni del za ohranjanje ravnotežja med stojo**

Najpomembnejši senzorni sistemi, ki so odgovorni za uravnavanje drže med stojo so: (1) vidni sistem, (2) somato-senzorni, (3) vestibularni. Vsak sistem posamično ne more zagotoviti vse senzorne informacije, ki jih potrebujemo, da določimo položaj našega telesa v prostoru in razmerje med posameznimi telesnimi segmenti med stojo. Vsak sistem prispeva pomembne in edinstvene informacije o položaju in gibanju telesa v centralni živčni sistem, saj se odziva na različne vrste informacij. Vid je občutljiv na svetlobo, somatosenzorni sistem na dotik, vibracije in bolečino, medtem ko vestibularni sistem reagira na gibanje glave (Rose, 2010). Vid omogoča zaznavanje predmetov v okolju (lastnosti okolja) in naše pozicije glede na okolje (predmete v okolju) (Franklin, So, Burdet in Kawato, 2007). Vidne informacije so ključnega pomena za uspešno izvedbo hotenih gibanj kot tudi za anticipacijske akcije, ki so potrebne za vzdrževanje stoje. Naš vidni sistem uporabljamo za predvidevanje sprememb, ki bodo imele vpliv na izvedbo določene naloge kot tudi za odgovor na spremembe, ki so se že zgodile. Med premikanjem skozi prostor nam vid tako omogoča varno gibanje, predvidevanje sprememb zaradi različne podlage in izogibanje oviram na poti, zaradi tega je zelo pomemben vir informacij med gibanjem (Rose, 2010). S pomočjo vidnih informacij lahko supraspinalni mehanizmi natančno modificirajo prostorsko orientacijo telesa in prilagodijo kontrolo drže (Duarte in Zatsiorsky, 2002) med stojo.

Pomembne somatosenzorne informacije, ki omogočajo uravnavanje ravnotežja med stojo, posredujejo: mišično vreteno, golgijev kitni organ in sklepni receptorji, ki zaznavajo premik telesa na osnovi sprememb v dolžini mišice, napetosti in premikih sklepov (Shaffer in Harrison, 2007). Poleg proprioceptorjev so pomembni za uravnavanje ravnotežja med stojo tudi podplatni senzori in kožni receptorji, ki vključujejo nociceptorje in receptorje za temperaturo, ki zaznavajo stanje kožnih in podkožnih tkiv, kot so pritisk, mehanski dražljaj, temperaturo in bolečino (Shaffer in Harrison, 2007). Poleg pozicije segmentov med stojo mišično vreteno, golgijev kitni organ in taktilni mehanoreceptorji posredujejo tudi informacijo o vertikalni poziciji telesa (Anastasopoulos in Bronstein, 1999; Bisdorff, Anastasopoulos, Bronstein in Gresty, 1995; Bronstein, 1999). Senzorne informacije kožnih receptorjev lahko zaznajo že majhno spremembo v položaju gležnja (Iles, 1996) med stojo, zato ker posredujejo informacijo o začetku giba (Kandel idr., 2000). Njihove informacije so ključne zaradi interpretacije ostalih signalov iz ostalih receptorjev. Zunanja motnja ravnotežnega položaja stoje sproži povečan aferentni dotok iz kožnih receptorjev, kar vpliva na posturalne reflekse (McIlroy idr., 2003). V odsotnosti vida, somatosenzorni sistem postane primarni vir senzornih informacij za nadzor ravnotežja (Rose, 2010) med stojo.

Poleg naštetega zelo pomembne somatosenzorne informacije za nadzor ravnotežja med stojo posredujejo predvsem somatosenzorna in ekstravestibularna gravicepcija. Med mirno stojo somatosenzorna gravicepcija zagotavlja priliv informacij iz globokih mehanoreceptorjev podplata, ki se vzdražijo zaradi stika stopal s podporno površino. Ekstravestibularna

gravicepcija pa zagotavlja informacije o položaju telesa med stojo preko enajstega torakalnega in šestega vratnega vretenca hrbtenjače (Mergner, Maurer in Peterka, 2003).

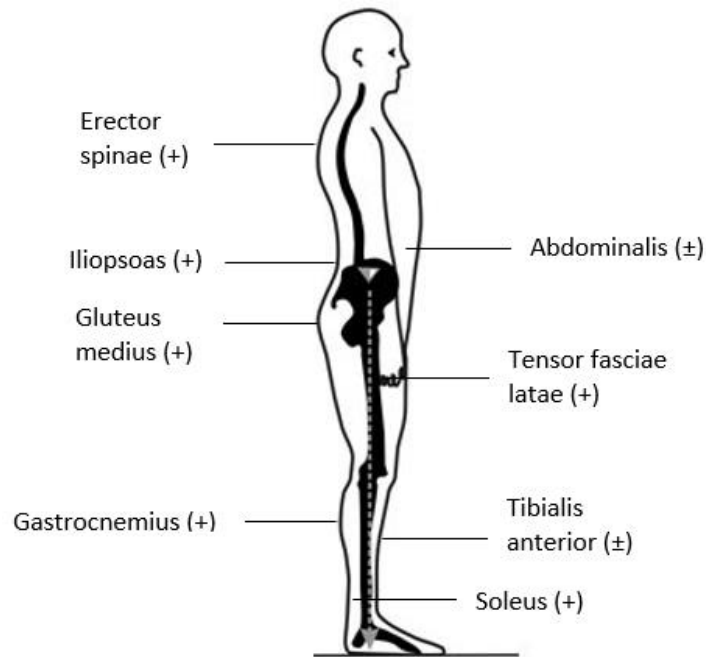
Zadnji del senzornega sistema, ki nam prav tako omogoča pomembne informacije za vzdrževanje ravnotežja med stojo, je vestibularni sistem. Vestibularni sistem in njegovi senzorni receptorji so občutljivi na vsako gibanje in spremembo v orientaciji glave (Horak, Shupert, Dietz in Horstmann, 1994). Ko se položaj glave spremeni receptorji v notranjem ušesu in semikularnem kanalu vzpodbudijo vestibularne senzorne signale in prispevajo k občutku položaja telesa in prostorskem zavedanju (Horak idr., 2001). Deluje v povezavi z vidnim sistemom in nam pomaga določiti ali se premikamo mi ali okolica, ko se hitro premikamo v prostoru. Sistem postane še posebej pomemben pri vzdrževanju ravnotežja, ko informacije iz vizualnega in somatosenzornega sistema niso dostopne ali niso pravilne. Vestibularne informacije lahko direktno vplivajo na aktivacijo spinalnega motonevrona, saj je raziskava Lowrey in Bent, (2009) pokazala, da galvanična vestibularna stimulacija zviša refleks H (20%).

Informacije iz vsakega od treh senzornih sistemov se organizirajo in integrirajo v centralnem živčnem sistemu, ki prilagodi/popravi ali izbere novo gibalno akcijo. Ne glede na gibalni odziv, senzorni sistem nadaljuje s pridobivanjem dodatnih informacij iz okolja, da lahko prilagaja trenutno akcijo, če je to le potrebno ali začne z novim gibanjem. To nenehno povezavo med senzoričnim in motoričnim sistemom pogosto imenujemo cikel percepcije in akcije (slika 2). Čeprav senzorni sistem nenehno dodaja informacije percepciji, ki jo uporabljamo za izvedbo naše prvotne akcije, se rezultat izvedbe našega prvotnega gibanja uporabi za ugotavljanje pravilnosti/preciznosti prvotne percepcije. Na ta način lahko obdržimo ali spremenimo naslednjo akcijo (Rose, 2010).

## **1.2.2 Motorični del ohranjanja ravnotežja med stojo**

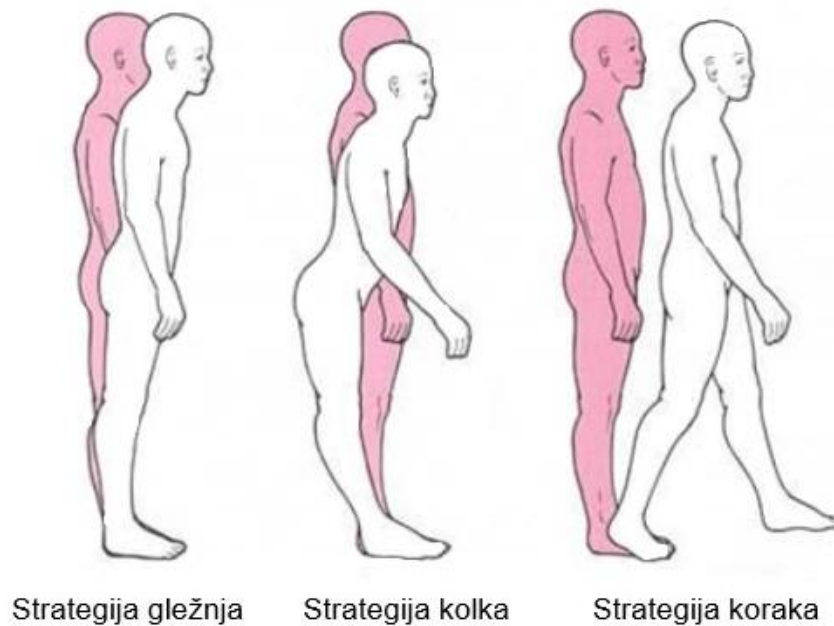
Medtem ko mirno stojimo, je naš cilj vertikalna poravnava telesnih segmentov in s tem čim manjša poraba notranje energije za vzdrževanje stabilne pozicije. Za to je potrebno proizvajati sile, ki so nasprotne silam gravitacije in zaradi tega aktiviramo mišice, ki so prikazane na sliki 3. To so mišice soleus in gastrocnemius, tibialis anterior (ko se telo nagiba v smeri nazaj), gluteus medius in tensor fasciae latae, iliopsoas, erector spinae v predelu prsnega koša in abdominalne mišice (Basmajian in De Luca, 1985).





Slika 3. Mišice, ki so aktivne med mirno stojo (prirejeno po Rose, 2010).

Pri stoji je podporna površina definirana s položajem stopal, zato ravnotežje uravnavamo tako, da telo nihamo v obliki narobe obrnjenega stožca. Če pride do majhnega odstopanja težišča telesa, ki pada pred drugim kržnim vretencem, v smeri naprej – nazaj (anterio – posteriorna smer) se rahlo poveča aktivnost antigravitacijskih mišic. V primeru večjih motenj so potrebne ustrezne strategije, ki kompenzirajo premik težišča telesa v sagitalni ravnini. To so: (1) strategija gležnja, (2) strategija kolka in strategija koraka (Rose, 2010) (slika 4). Te strategije ljudje uporabljajo za vzdrževanje ravnotežja kot odgovor na anteriorno-posteriorne translacije podlage.



Slika 4. Strategije uravnavanja ravnotežja v sagitalni ravnini (prirejeno po Shumway-Cook in Woollacott, 2007; Weber, 2014).

Pri strategiji gležnja se telo premika kot togo telo z osiščem v gležnju. Ko gledamo osebo, ki uporablja gleženjsko strategijo, opazimo, da se spodnji (golen) in zgornji del telesa (glava) premikata v isti smeri. Sile, ki jih proizvajajo mišice okoli gležnja so relativno majhne, zato to strategijo uporabljamo predvsem za kontrolo nihanja med mirno stoji ali med nihanjemv zelo majhen obsegu gibanja. To strategijo prav tako uporabljamo pri nezavedno vzpostavljanju ravnotežja, po majhnih motnjah iz okolice. Za uspešno uporabo strategije gležnja potrebujemo primeren obseg gibanja in moči v mišicah gležnja. Površina pod stopali mora biti trdna in dovolj široka, posameznik pa mora imeti primeren občutek v stopalih, da lahko začuti podlago in ustrezno reagira (Rose, 2010; Weber, 2014).

V primejavi s strategijo gležnja pri strategiji kolka prihaja do aktivacije večjih mišic kolka, ki jih uporabljamo v primeru večjih, oz. hitrejših motenj nad PP, oz. pri večji hitrosti in poti nihanja telesa. Če opazujemo osebo, ki uporablja strategijo kolka, opazimo nasprotno gibanje zgornjega dela telesa (trup in glava) glede na spodnji del (spodnje okončine). Strategija kolka je zelo pomembna, ko se hitrost in post nihanja povečata ali ko stojimo na podlagi, ki je krajša od dolžine naših stopal. V teh pogojih ne moremo več uporabljati strategije gležnja, ker nimamo dovolj podporne površine pod stopali na katero bi prenesli silo in vzpostavili ravnotežje z majhnimi mišicami gležnja. Pri uravnavanju nihanja s strategijo kolka je pomembna količina moči in obseg gibanja v predelu kolka. (Rose, 2010).

V primeru ko obe omenjeni strategiji ne zadostujeta za ohranjanje ravnotežnega položaja, je potrebna strategija koraka, ki se večinoma uporablja, ko gre za velike premike težišča telesa in ko se premakne izven PP (Horak in Nashner, 1986). Hitrost nihanja je prehitra, tako da niti strategija kolka ni zadostna za vzpostavljanje ravnotežnega položaja. V takšni situaciji moramo vzpostaviti novo podporo površino, da bi preprečili padec. Pri uporabi strategije

koraka, oseba izvede vsaj en korak v smeri izgube ravnotežja. Sposobnost izvajanje te strategije je odvisna od moči in hitrosti generiranja sile koraka (Rose, 2010).

Zgoraj naštetih strategije so strategije za uravnavanje drže v sagitalni ravnini, nihanje telesa pa se lahko zgodi tudi v lateralni smeri. Pri medio-lateralni stabilnosti je največji delež gibanja v kolkah in trupu in le manjši del gibanja v gležnju (Day, Steiger, Thompson in Marsden, 1993), opazno je tudi gibanje glave (Shumway-Cook in Woollacott, 2007). Zaporedje aktivacije mišic se med obema strategijama razlikuje. Pri odzivu v antero-posteriorni smeri se mišice aktivirajo po distalno-proksimalnem principu, medtem ko se pri odzivu v medio-lateralni smeri aktivirajo ravno obratno. Najprej se začne gibati glava, nato sledi gibanje kolkov in nato še gibanje v gležnjih. V takšni situaciji se glava giblje v nasprotni smeri kot kolk in gleženj (Horak in Moore, 1989). Nihanje v lateralni smeri je predvsem odvisno od mišic adduktorjev in abduktorjev. Šibkost teh mišic povzroča lateralno nestabilnost, ki ima veliko vlogo pri hoji (Rose, 2010).

Čeprav smo strategije opisali ločeno, študije nakazujejo, da za vzpostavljanje ravnotežja pri nihanju naprej-nazaj uporabljamo različne kombinacije opisanih strategij (Horak in Nashner, 1986).

### **1.2.3 Integracija senzoričnega in motoričnega dela pri ohranjanju ravnotežja med stojo**

Integracija senzoričnega in motoričnega sistema pri ohranjanju ravnotežja med stojo pomeni obdelavo senzoričnih informacij in oblikovanje ustreznih odgovorov nanje. Za integracijo senzoričnega in motoričnega sistema pri ohranjanju ravnotežja med stojo je pomembno usklajeno delovanje kortikalnih kot subkortikalnih področji ter spinalnih in supraspinalnih delov. Spinalna raven je odgovorna za refleksno uravnavanje ravnotežja med stojo. Supraspinalna raven, t.j. retikularna formacija in možgansko deblo, uravnava intenzivnost dražljajev, ki pridejo iz motorične skorje za začetek giba ter mišični tonus antigravitacijskih mišic med stojo (Kandel idr., 2000). Mali možgani prejemajo veliko količino somatosenzornih informacij, zato so ena ključnih subkortikalnih struktur, ki zagotavljajo tako orientacijo telesa med stojo kot posturalno ravnotežje. Pomembna subkortikalna struktura so tudi bazalni gangliji, katerih pomembna naloga je, da časovno uskladijo hotene gibe med stojo. Kortikalna področja, t.j. primarna motorična skorja, suplementarno motorično področje, premotorično področje, sprednja skorja cinguluma, frontalno očesno polje in parietalni reženj, programirajo, načrtujejo, izvedejo gib in so dejansko eden najpomembnejših nadzornih organov tudi za nadzor ravnotežja med stojo.

Ohranjanje ravnotežja lahko poteka na dva načina: (1) za nazaj kot odgovor (kompenzatorno) na senzorne povratne informacije in (2) v naprej kot vnaprejšnje (anticipacijske) prilagoditvene strategije.

Anticipacijsko strategijo uravnavanja drže uporabljamo pri hotenih gibih (Rose, 2010). Anticipacijski odgovori so odvisni od vnaprejšnje kontrole. Centralni ukaz za zavestno

aktivacijo mišice določenega segmenta je povezan z vnaprejšnjo kontrolo s katero predvidimo motnjo ravnotežja. Anticipacijske strategije potekajo pred hotenim gibanjem, so naučene in potekajo brez zavestne kontrole. Ti odgovori so zelo kompleksni in vključujejo veliko sinergističnih mišičnih skupin (Kandel, Schwartz in Jessell, 2000).

Poleg hotenih gibov na nas lahko deluje tudi nepričakovana sila, kjer odgovor ne more biti planiran vnaprej. Takrat uporabljamo kompenzatorno oz. reaktivno strategijo uravnavanja drže. Kontrola drže pri nepričakovanih, nenadnih motnjah je oblikovana hipno in temelji na povratnih informacijah. Ohranjanje ravnotežnega položaja tako zahteva kompleksno delovanje in sodelovanje spinalnih in supra-spinalnih mehanizmov (Kandel, Schwartz in Jessell, 2000).

Anticipacijsko strategijo uporabljamo za izogibanje oviram na naši poti, prav tako prispeva k prilagajanju našega vzorca hoje, ko se premikamo med različnimi tipi površin (npr. iz trdne na mehkejšo ali premikajočo podlago, iz ožje na bolj široko pot). Kompenzatorno strategijo uporabljamo v primerih, ko moramo hitro odgovoriti na dogodek, ki ga nismo pričakovali (npr. korak v luknjo, ki jo nismo videli) (Rose, 2010).

Kakšno strategijo bomo izbrali ni odvisno samo od značilnosti zunanjih motenj, temveč tudi od pričakovanj posameznika, njegovih ciljev in prejšnjih izkušenj. Anticipacijske strategije so zadolžene za uravnavanje stabilnosti drže tako, da aktivirajo ustrezne mišice kot odgovor na zunanje sile. Količina kognitivnih procesov potrebnih za kontrolo drže je odvisna od kompleksnosti naloge in zmožnosti kontrolnega sistema posameznika (Horak, 2006). Naloga živčnega sistema je, da zazna in predvidi možno nestabilnost/motnjo in se odzove s primerno aktivacijo mišic. Primerna mišična aktivacija pomeni, da so sile, ki delujejo na telo v ravnovesju (Horak, Henry in Shumway-Cook, 1997).

### 1.3 Refleks H kot orodje raziskovanja mehanizmov nadzora gibanja

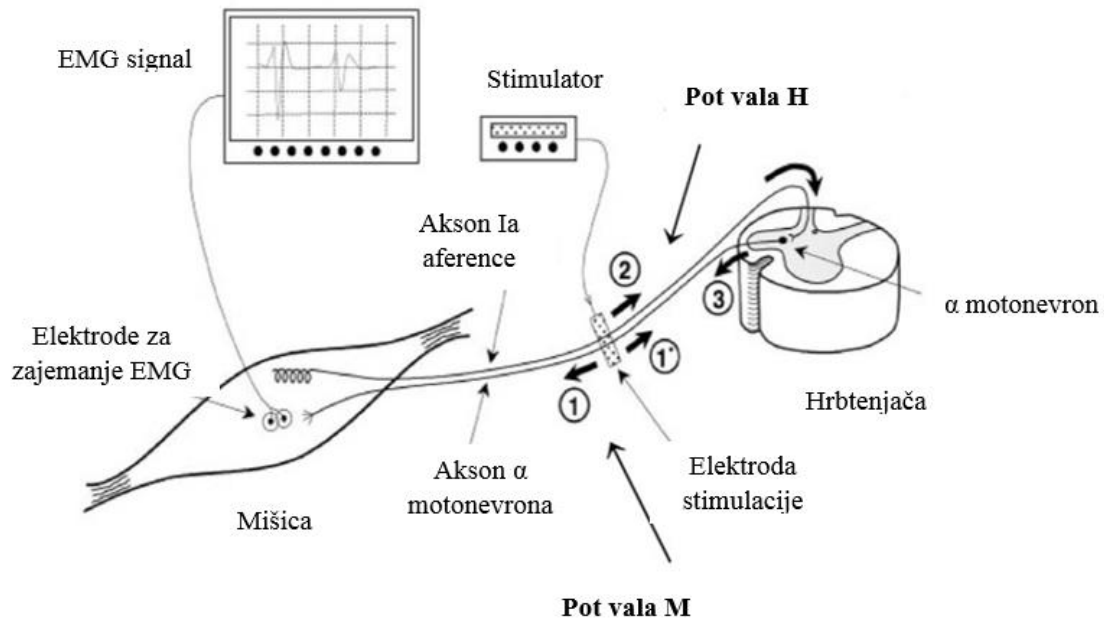
Refleks H je široko uporabljeno orodje za raziskovanje refleksne aktivnosti v hrbtenjači. Vrednosti amplitude refleksa H nam podajajo informacije o vzdražnosti sklada alfa motoričnih nevronov. S pomočjo teh vrednosti lahko ugotovimo kako različne naloge, pogoji merjenja in vrste vadbe vplivajo na refleksne poti v hrbtenjači in s tem tudi na motorično kontrolo.

Hoffmanov refleks je prvi opisal nemški doktor Paul Hoffmann leta 1910 (Hoffman, 1910). Refleks H je bil med leti 1940 in 1950 široko uporabljen kot nevrofiziološka meritev za proučevanje vpliva skupine Ia monosinaptičnih projekcij na spinalno aktivacijo alfa motonevronov (Magladery, Porter, Park in Teasdall, 1951). Med leti 1950 in 1980 je bil test modificiran z metodo pogojne električne stimulacije za raziskovanje inhibitornih ali ekscitacijskih vplivov specifičnih poti na aktivacijo alfa motonevrona (Hultborn, 2006). Ta monosinaptični refleksni odgovor mišice na umetno povzročen električni dražljaj je tudi danes zelo uporaben v raziskovanju. Zadnje čase se uporablja v študijah, ki preučujejo vlogo Ia aferentnega spinalnega loka v različnih vidikih človeškega gibanja, npr. v povezavi z funkcionalnimi nalogami, kot je kontrola drže, enosklepna in dvosklepna gibanja, ter lokomocija (Zehr, 2002).

Refleks je izzvan z enkratnim električnim draženjem perifernega živca nizke jakosti (slika 5). Električno draženje perifernega živca izzove selektivno aktivacijo Ia senzornih nevronov zaradi njihovih debelejših premerov v primerjavi z motoričnim nevronom. Posledično izzvan akcijski potencial potuje v hrbtenjačo, kjer izzove ekscitacijski postsinaptični potencial v telesu alfa motoričnega nevrona. Ta po njegovem aksonu potuje v mišico, kjer pride do njene aktivacije. Na površini mišice to aktivacijo zaznamo s površinsko elektromiografijo. Odziv imenujemo val H. Pri nekaterih mišicah je možno z nizko jakostjo dražljaja (t.j. pod motoričnim pragom) izzvati samo val H. Večanje jakosti enojnega električnega dražljaja povzroči tudi neposredno aktivacijo aksona alfa motoričnega nevrona in pripadajočih mišičnih vlaken. Ta odziv pa imenujemo val M. Akcijski potencial, ki nastane kot posledica električnega draženja MN, potuje tudi antidromno (v smeri hrbtenjače), kjer aktivira motorični nevron in zmanjša njegovo odzivnost na Ia aferenco. Zaradi močnejše električne stimulacije se v refleks vključuje vse več alfa motonevronov, se zaradi antidromične aktivnosti začne zmanjševati val H, kar na koncu privede do njegovega popolnega utišanja (Enoka, 2015).

Pri refleksu H ni vključeno mišično vreteno (Schieppati, 1987), zato je uporabno orodje ocenjevanja modulacije monosinaptične refleksne aktivnosti v hrbtenjači. Refleks H oceni vzdražnost alfa motonevrona, ko predsinaptična inhibicija (Zehr, 2002) in vzdražnostne lastnosti MN (Capaday, 1997) ostaneta konstantni. Merjenje refleksa H lahko uporabimo za vrednotenje odgovorov živčnega sistema pri različnih nevroloških stanjih (Fisher, 1992), živčno mišičnih poškodbah (Hopkins, Ingersoll, Edwards in Cordova, 2000; Palmeri idr., 2004a), terapevtskih učinkih (Bell in Lehman, 1987; Krause, Hopkins, Ingersoll, Cordova in Edwards, 2000), bolečini (Leroux, Belanger, Boucher, 1995), učinkih vadb (Bell in Lehman,

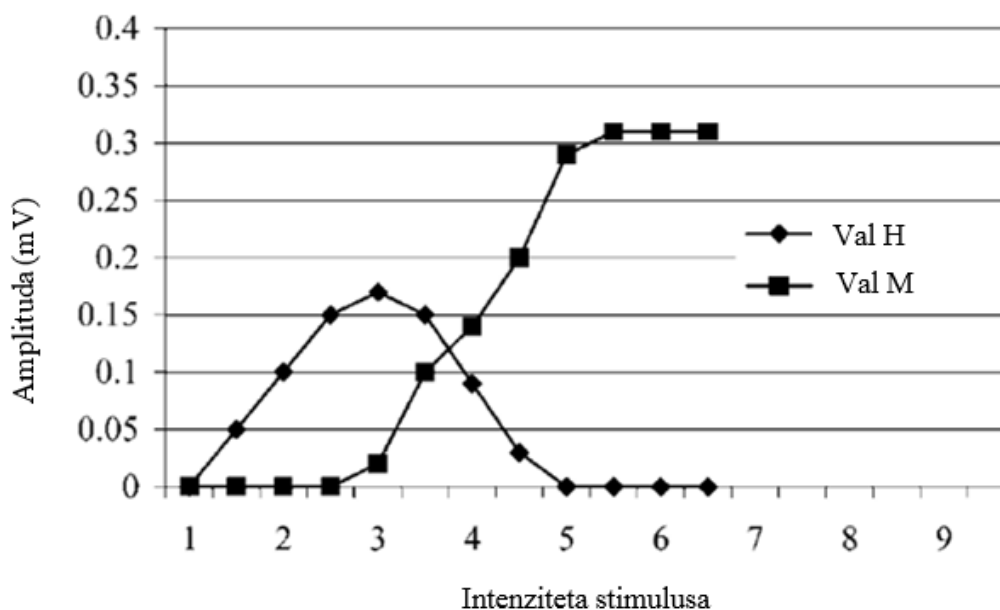
1987; Earles, Dierking, Robertson in Koceja, 2002; Trimble in Koceja, 1994) in med in po izvedbah različnih motoričnih nalog (Capaday, 1997; Hoffman in Koceja, 1995; Llewellyn, Yang in Prochazka, 1990; Taube, 2007b; Zehr, 2002).



Slika 5. Poenostavljena ilustracija Hoffmannovega refleksa (prirejeno po Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson in Dyhre-Poulsen, 2002).

Val H in val M merimo, ker s pomočjo njihovega odnosa lahko ocenimo število alfa motonevronov, ki smo jih sposobni aktivirati v danem pogoju. S pomočjo nujnega odnosa lahko normaliziramo vrednosti amplitude refleksa H in na ta način primerjamo posameznike ali različne pogoje merjenja (Palmeri idr., 2004b).

Sledi vala H se začnejo pojavljati na EMG-ju pri nizkem nivoju stimulacije. Ko intenzivnost dražljaja raste, dosežemo motorični prag motoričnih vlaken, kar povzroči pojav vala M, skupaj z valom H. Na sliki 6 vidimo, da nadaljnje povečevanje intenzivnosti dražljaja privede do doseganja maksimalnega vala H in njegovim postopnim umikom, medtem ko val M doseže svoj maksimum in ostane konstanten. Odnos med valom M in H lahko pridobimo s postopnim višanjem intenzivnosti dražljaja od nič do intenzivnosti, ki sproži maksimalno amplitudi vala M (Palmeri idr., 2004b).



Slika 6. Krivulja rekrutacije (prirejeno po Palmeri, 2004).

Maksimalni M val je izzvan z rekrutacijo vseh motoričnih aksonov stimulirane mišice in omogoča oceno odgovora celega sklada motonevrona. Ocena je pogosto tudi precenjena, ker je nemogoče omejiti vpliv stimulacije samo na motorične aksone testirane mišice. S pomočjo maksimalnega M lahko izrazimo val M kot odstotek maksimalnega odziva mišice, kar nam omogoča stabiliziranje pogojev merjenja (Pierrot-Deseilligny in Mazevet, 2000). Glede na relativno kratko pot vala M, se njegov EMG pojavi s krajšo latenco kakor vala H. Tako se val M pri soleusu pojavi po približno 6-9 ms. Maksimalni val H je mera maksimalne refleksne aktivacije oz. ocena števila motonevronov, ki jih je možno aktivirati v določenem stanju (Palmeri idr., 2004b).

Na velikost vala H in posledično tudi na razmerje med valom H in M vplivajo številni dejavniki: (1) položaj in pogoji merjenja, (2) pogostost proženja refleksa H, (3) individualne značilnosti posameznika in (4) mišična aktivacija.

Položaj merjenja je zelo pomemben pri merjenju refleksa H, ker je veliko faktorjev, ki vplivajo na njegove spremembe. Nekatere od teh so pozicija glave (Hayes in Sullivan, 1976; Kameyama, Hayes in Wolfe., 1989), kot/pozicija sklepa (Hwang, 2002; Hwang, Lin in Ho, 2002; Knikou, Rymer, 2002) in dolžina mišice (Garland, Gerilovsky, Enoka, 1994; Hayashi, Tako, Tokuda in Yanagisawa, 1992). V prejšnjih študijah (Dowman in Wolpaw, 1988; Hopkins idr., 2000; Palmeri, Hoffman in Ingersoll, 2002) so ugotovili, da položaj merjenja na hrbtu ali trebuhu ali vzdrževanje istih pozicij glave in rok med testiranje omogoča zanesljive meritve refleksa H.

Posebno pozornost pri stimulaciji refleksa H moramo nameniti pogostosti proženja refleksa H. Če pošiljamo dražljaje, ki so si zelo blizu, se bo amplituda vala H zmanjšala zaradi prejšnje aktivacije Ia aferentnih vlaken in izčrpanja nevrottransmitterjev. Ta pojav je znan kot po-aktivacijska depresija. Dražljaji naj bi bili uporabljeni vsaj 10 sekund (Crone in Nielsen, 1989) narazen, da izničimo efekt po-aktivacijske depresije (Pierrot-Deseilligny in Mazevet, 2000).

Amplitude refleksa H se med posamezniki razlikujejo, nastanejo zaradi različnega upora kože, različne količine podkožnega maščevja in pozicije živca (Palmeri idr., 2004b). Zato amplitudo vala H izrazimo kot odstotek maksimalnega vala M ( $M_{max}$ ). Metoda nalaga, da poiščemo amplitudo  $M_{max}$  in potem prilagodimo intenzivnost stimulacije tako, da uporabimo intenzivnost, ki je enaka določenemu odstotku  $M_{max}$ . Intenzivnost, ki jo izberemo je poljubna, vendar dražljaj naj ne bi bil nastavljen tako, da izzove odziv na padajočem delu krivulje (Pierrot-Deseilligny in Mazevet, 2000). Dražljaj mora biti izbran tako, da izzovemo odziv na naraščajočem delu krivulje. Večina raziskovalcev izbere odstotek med 10% in 25%  $M_{max}$ . Teoretično ta metoda omogoča oceno istega deleža motonevronskega sklada pri vsakem posamezniku. Prednost te metode je tudi ta, da omogoča bolj nadzorovane pogoje merjenja. Val M je precej stabilna vrednost, ker ni pod vplivom spinalnih centrov. Če prožimo s konstantnim dražljajem, mora vrednost vala M ostati konstantna. Če pride do spremembe, lahko sklepamo, da je prišlo do premika elektrod. Dodatna prednost je tudi ta, da so meritve časovno hitrejše, ko enkrat določimo odstotek intenzivnosti za proženje refleksa H (Palmeri idr., 2004b).

Še ena zelo podobna metoda normalizacije refleksa H je  $H_{max}/M_{max}$  razmerje.  $H_{max}$  je neposredna ocena števila rekrutiranih motonevronov,  $M_{max}$  pa predstavlja celoten sklad motonevronov, je lahko razmerje interpretirano kot delež celotnega sklada, ki je lahko rekrutiran (Palmeri idr., 2004b).

Pri merjenju H refleksa med dinamično aktivnostjo lahko pride tudi do različnih težav, ki se nanašajo na spremembe v aktivnosti testirane mišice. Nekateri avtorji navajajo, da je mišična kontrakcija eden od dejavnikov, ki lahko vplivajo na amplitudo refleksa H (Dowman in Wolpaw, 1988; Kameyama idr., 1989; Zehr, 1999). Težave se začnejo, ko zaznamo mišično aktivnost med merjenjem refleksa H, kar pomeni, da amplituda vala H ni rezultat samega električnega dražljaja ampak tudi mišične aktivnosti (Palmeri idr., 2004b). Zato je najbolj zanesljivo merjenje takrat, ko je mišica sproščena, medtem ko merjenje med dinamičnimi aktivnostimi spremeni osnovni nivo EMG signala, kar posledično vpliva na njegovo velikost (Capaday in Stein, 1987; Ferris idr., 2001). Ta problem rešimo s pomočjo izračuna prirastka refleksa H, ki je definiran kot razmerje med velikostjo amplitude refleksa H in osnovno EMG aktivnostjo pred stimulacijo (Capaday in Stein, 1987).

Tehnika merjenja refleksa H ni preveč zahtevna, če pa ni pravilno uporabljena, so lahko njeni podatki neuporabni. Sama narava refleksa je zelo spremenljiva in je pod vplivom veliko faktorjev.



Nekatere od omejitev smo do sedaj že navedli. Ena od primarnih omejitev je ta, da to ni naravni refleks, ampak je izzvan z električnim dražljajem. Kot smo že omenili, je vpliv mišičnega vretena pri tem refleksu zanemarljiv. Med gibanjem prilagajamo tudi občutljivost mišičnih vreten, zato je lahko njihov prispevek k vzdražnosti sklada alfa motoričnih nevronov različen (Hicks, Fenton, Garner, McComas, 1989).

Pomembna omejitev merjenja vzdražnosti sklada alfa MN s pomočjo spremembe amplitude vala H je dejstvo, da lahko pride do spremembe velikosti vala H zaradi predsinalptične inhibicije Ia (Palmeri idr., 2004b, Stein 1995), po-aktivacijske depresije (Misiasek, 2003) in notranjih lastnosti MN (Capaday, 1997).

Predsinalptična inhibicija lahko spremeni količino nevrotransmiterja na sinapsi Ia aference in alfa motonevra. Na ta način se zmanjša amplituda refleksa H brez sprememb v prevodnosti in membranskem potencialu alfa motonevra (Frank in Fuortes, 1957). Predsinalptična inhibicija Ia aference med monosinalptičnim refleksom je najverjetneje ključni mehanizem, ki vpliva na povezavo med Ia aferentnimi vlakni in alfa motonevri (Stein, 1995).

Po-aktivacijska depresija naznanja zgodovino aktivnosti Ia aferentnih dotokov na alfa motonevronske sinapse in je pomemben dejavnik, ki vpliva na prenos v živčni zanki refleksa H. Upad je posledica zmanjšane izločanja nevrotransmitrov iz sinaptičnih terminalov, ki so bili nedavno aktivni. Vsaka predhodna aktivnost vpliva na redukcijo nevrotransmiterskih skladišč. Če je izpraznitev večja, to onemogoča sprostitve celotne količine transmitra ob kasnejši aktivaciji. Po-aktivacijska depresija, med katero se amplitude refleksov H manjšajo, večino krat vztraja 8 s. To je potrebno upoštevati predvsem v študijah, ki testirajo refleks H med gibanjem pri katerem prihaja do spremembe mišic in aktivacije mišičnih vreten. Za kontrolo te depresije se pogosto uporablja fiksacija sklepa, preko katerega poteka mišica in sočasno spremljanje tonične aktivnosti mišice (Misiasek, 2003).

Na razlike v velikosti odziva vplivajo še notranje lastnosti motonevronov. Veliko študij poroča, da različni trenažni programi povzročajo tako akutne kot kronične adaptacije refleksa H (Beck idr., 2007; Gruber in Gollhofer, 2004; Gruber idr., 2007; Gruber in Taube idr., 2007b; Taube idr., 2008; Schubert idr., 2008, Zehr, 2006), na katere se bomo v nadaljevanju bolj osredotočili.

## 1.4 Vadba ravnotežja

Vadba ravnotežja se uporablja v treningu in rehabilitaciji otrok, odraslih, starostnikov in športnikov (Beck, Taube, Gruber, Amtage, Gollhofer in Schubert, 2007; Granacher, Gollhofer in Strass, 2006; Gruber idr., 2007a; Heitkamp idr. 2001; Taube idr., 2007b; Yaggie, Cambell, 2006). Ugotovili so, da ima vadba ravnotežja mnogovrstne učinke: (1) izboljša držo telesa in ravnotežje (Gollhofer, Gruber, Alt in Lohrer, 2000; Halvarsson idr. 2013; Jacobson, Thompson, Wallace, Brown in Rial, 2011); (2) izboljša odzivno in hitro moči (Heitkamp idr., 2001; Granacher idr., 2006; Gruber idr., 2004; Gruber idr. 2007b; Myer, Ford, Brent in Hewett. 2006; Taube idr., 2007b); (3) izboljša največjo moč (Bruhn, Kullmann in Gollhofer, 2006); (4) izboljša zaznavanje položajev telesa (Eils in Rosenbaum, 2001); (5) izboljša zavestno aktivacijo (Gollhofer idr., 2000; Gruber idr., 2004; Strojnik in Vengust, 2001) in (6) izboljša kontralateralni transfer (Rozzi, Lephart, Sterner in Kuligowski 1999).

Vadba ravnotežja je vadba nenehnega vzpostavljanja in ohranjanja ravnotežja na zmanjšani in/ali nestabilni podporni površini. Ta vadba lahko poteka v statičnih ali dinamičnih pogojih. Za ohranjanje ravnotežja v statičnih pogojih je pomembno, da je vertikalna projekcija težišča telesa znotraj podperne površine (PP), medtem ko je za ohranjanje ravnotežja v dinamičnih pogojih (premikanje telesa po prostoru) pomembno, da gre rezultanta vseh zunanjih sil, ki delujejo na telo čez PP. Uravnavanje ravnotežja je zato kompleksna naloga, ki je odvisna od pogojev v katerih izvajamo vadbo. Tako uporabimo anticipacijske in/ali kompenzatorne strategije za ohranjanje ravnotežnega položaja. Anticipacijske strategije, izvedene pred hotenim gibanjem, so naučene, vendar potekajo avtomatsko (brez zavedne pozornosti), medtem ko so kompenzatorne strategije bolj stereotipne. Uporabimo jih takrat, ko pride do nenadnih, nepričakovanih spremembe ravnotežnega položaja. Odgovor se oblikuje hipno na osnovi vestibularnih, vidnih in ostalih somatosenzornih informacij. Včasih je veljalo, da je ravnotežni položaj samo refleksno kontroliran s pomočjo nižjih nivojev centralnega živčnega sistema. Danes vemo, da ohranjanje ravnotežnega položaja zahteva kompleksno nadzor in sodelovanje spinalnih in supra-spinalnih mehanizmov (Kandel, Schwartz in Jessell, 2000) ter kortikalnih in subkortikalnih področij.

Sposobnost integracije senzoričnega in motoričnega dela pri ohranjanju ravnotežja med stojo je odvisna od plastičnosti nevrnalni zank, tako na spinalnem, supraspinalnem, subkortikalnem kot kortikalnem nivoju. Plastičnost nevrnalnih zank na vseh nivojih omogoči, da se prilagodimo pogojem okolja, t.j. učenju ali vadbi. Raziskave so pokazale, da plastičnost nevrnalnih zank lahko spremljamo tudi s spremembo spinalne in tudi kortikospinalne vzdražnosti (Taube, 2007b). Spremembe spinalne vzdražnosti so odvisne od specifičnosti naloge (Zehr, 2002). Spremembe v spinalni vzdražnosti lahko spremljamo z merjenjem refleksa. H. Pierrot-Deseilligny in Mazevet (2000) navajata, da je ne glede na omejitve metode, merjenje refleksa H ena izmed primernih tehnik, ki omogoča spremljanje učinke vadbde ravnotežja na adaptacijo spinalnih mehanizmov (vzdražnost sklada alfa MN).

### 1.4.1 Akutni učinki različnih ravnotežnih nalog na refleks H

Človeški spinalni refleksni sistem je visoko prilagodljiv in se hitro odziva na spremembe v okolju (Wolpaw in Tenissen, 2001). Človeški centralni živčni sistem se hipno odzove na spremembo podporne površine ali spremembo v dotoku senzornih informacij. Pokazali so, da hoja po ozki gredi zmanjša amplitudo refleksa H v primerjavi s hojo po široki površini (Llewellyn idr., 1990). Prav tako so ugotovili, da se refleks H zmanjša, če zapremo oči med stojo (Earles idr., 2000; Hoffman in Koceja, 1995; Pinar, Kitano in Koceja, 2010) ali če iz stoje na obeh nogah preidemo v stojo na eni nogi (Huang, Cherng, Yang, Chen in Hwang, 2009).

Zahtevnost ravnotežnega položaja torej zniža amplitudo refleksa H. To dokazuje tudi študija, pri kateri so ugotovili 14,5% depresijo v amplitudi refleksa H ob premiku iz leže v stojo pri mladih (Koceja, Markus in Trimble, 1995). Tudi če se je mišična aktivacija povečala, je bila zadušitev refleksa H še vedno prisotna (Koceja, Markus in Trimble, 1995). Ravno nasprotno se refleks H zviša, če so zahteve v nadzoru ravnotežja manjše npr. s pomočjo mehanične opore (Katz, Meunier in Pierrot-Deseilligny, 1988; Trimble 1998).

Pomembnost sposobnosti modulacije spinalnih poti za nadzor ravnotežja pa kažejo raziskave, ki so pokazale, da so pacienti s cerebralno ataksijo nezmožni zadušiti refleks H in je zato njihova stoja bolj nestabilna kot pri zdravih merjencih (Tokuda idr. 1991). Podobno so opazili pri pacientih s Parkinsonovo boleznijo ter ugotovili, da je njihova nestabilna stoja posledica nezmožnosti spreminjanja amplitude refleksa H pri spreminjanju zahtevnosti stoje (Hayashi idr., 1997). Mynark in Koceja (2002) poročata, da je sposobnost dušenja refleksa H zmanjšana pri starejših posameznikih (>65 let) in jo posledično spremlja slabša stabilnost v stoji.

V eni od študij navajajo, da se strukturne spremembe pojavijo zelo hitro kot odgovor na trening ravnotežja. Že ena sama vadbeni enota treninga ravnotežja (15 in 30 sekundni ravnotežni poskusi, 7.5 minut efektivnega treninga) je zadostna, da sproži makroskopske strukturne spremembe v področjih vestibularnega kortikalnega sistema (Taubert, Sehm, Trampel, Ruiz, Weiss, Ivanov idr., 2013 v Papegaaij idr., 2014).

Centralni živčni sistem je sposoben prilagoditi spinalne reflekse kot odgovor na specifične in pogojene spremembe v stoji tudi na nekoliko daljši rok. Trimble in Koceja (1994, 2001) sta ugotovila, da posamezniki, ki so izpostavljeni nestabilni podporni površini in ko je proženje refleksa H uporabljeno kot motnja ravnotežja, nekoliko zadušijo refleks H že znotraj dveh ur. Lahko bi sklepali, da merjenci preprosto minimizirajo refleks H, da bi zmanjšali velikost motnje.

Znižanje amplitude refleksa H med ravnotežnostno bolj zahtevnih položajih nastane zaradi inhibicije Ia aferentnih poti, kar posledično povzroči manjši priliv iz mišičnega vretena (Baudry in Duchateau, 2012; Gruber idr., 2007b; Pinar, Kitano in Koceja, 2008; Taube idr.,

2007a; Taube idr., 2007b; Trimble in Koceja, 1994). Prednost zmanjšanja amplitude refleksa H, t.j. znižanja vzdražnosti alfa MN, pri bolj zahtevnih nalogah ravnotežja je verjetno v preprečevanju nenadnih, t.j. neželenih sklepnih oscilacij in v premiku nadzora ravnotežja k višjim centrom CŽS (Koceja in Mynark, 2000; Llewellyn idr., Solopova, Kazennikov, Deniskina, Levik in Ivanenko, 2003).

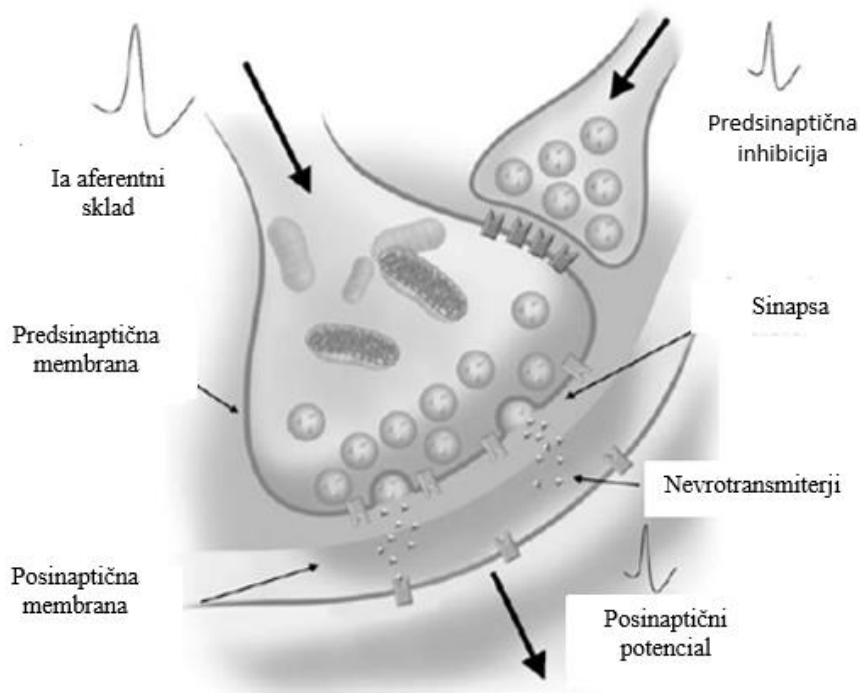
#### **1.4.2 Kronični učinki vadbe ravnotežja na refleks H**

Poleg akutnih sprememb spinalnih mehanizmov so študije pokazale, da ravnotežna vadba povzroči tudi kronične spremembe amplitude vala H. Večtedenski trening na nestabilni površini brez motnje električne stimulacije prav tako povzroči zadušitev refleksa H (Gruber idr., 2007b, Taube idr., 2007a, Taube idr., 2007b). Gruber idr. (2007) so merili adaptacijo refleksa H v mirovanju po 4 tednih treninga in ugotovili, da vadba ravnotežja privedla do znižanja amplitude vala H.

Mynark in Koceja (1997) sta ugotovila, da je refleks H zadušen pri dobro treniranih plesalcih v primerjavi s fizično aktivno kontrolno skupino, ko je bila meritev izvedena med stojo, v leži pa niso zabeležili razlik. Podobno se je amplituda refleksa H po 6-tedenskem treningu zmanjšala samo med nalogo na tekoči preprogi, ne pa tudi med mirno stojo (Taube idr., 2007b). Ugotovili so, da ni za modulacijo refleksa H s treningom ključna samo vadbena naloga, ampak tudi testna naloga. V študiji pri kateri so izvajali štiritedenski trening ravnotežja (kompenzacija posteriornega premika podlage) so ugotovili, da se razmerje H in M vala statistično značilno zmanjša samo pri odgovorih dolge latence (120 ms), pri odgovorih kratke latence (50 ms) niso opazili razlike (Taube idr., 2007b).

#### **1.4.3 Vzroki akutnih in kroničnih sprememb refleksa H med ravnotežnimi nalogami in vadbo**

Veliko študij, ki se ukvarja z ravnotežjem, skuša ugotoviti vzroke akutnih in kroničnih sprememb med ravnotežnimi nalogami in vadbo. Eden pomembnejših dejavnikov, ki lahko povzroči inhibicijo I aferentnih poti med izvajanjem zahtevnih ravnotežnih položajev, je predsinalptična inhibicija Ia (Baudry in Duchateau, 2012; Gruber idr., 2007b; Pinar, Kitano in Koceja, 2008; Taube idr., 2007a; Taube idr., 2007b; Trimble in Koceja, 1994). Funkcija predsinalptične inhibicije Ia je kontrola monosinalptičnega Ia inputa na motonevrone in je modulirana v skladu s potrebami naloge, ki jo opravljamo (Enoka, 2015). Predsinalptična inhibicija Ia vlaken vključuje več poti, ki lahko modulirajo sproščanje neurotransmitorja v sinapsi Ia aferentnih vlaken na alfa motonevron in povzročajo spremembo v postinaptičnem membranskem potencialu (slika 7). Najkrajša možna pot, ki lahko vpliva na predsinalptično Ia inhibicijo, vključuje dva internevrone, ki sprejemata informacije iz Ia in Ib aference, kožnih in sklepnih receptorjev in tudi descendetnih povezav. Descendentne povezave lahko povečajo ali zmanjšajo Ia predsinalptično inhibicijo.



Slika 7. Prikaz presinaptičnega inhibitornega procesa (prirejeno po Widmaier, Raff in Strang, 2008).

Predsinaptična inhibicija je lahko pod vplivom povratnih informacij iz senzornih sistemov in številnih supraspinalnih mehanizmov, odgovornih za motorično kontrolo (možganska skorja, možgansko deblo in bazalni gangliji) (Pinar idr., 2010). Nekatere študije omenjajo presinaptično inhibicijo kot pomembno regulacijsko mrežo za prenos senzornih informacij do motoneuronov, ki naj bi se povečevala z učenjem (Perez, Lundbye-Jensen in Nielsen, 2007) in z naraščanjem zahtevnosti ravnotežne naloge (Zehr, 2002).

Tudi Capaday in Stein (1987) ter Katz idr. (1988) navajajo, da se presinaptična inhibicija poveča s povečanjem nestabilnosti drže. Povišanje nivoja ko-kontraksije med ravnotežno nalogo (Llewellyn idr., 1990; Nielsen in Kagamihara, 1992) lahko podpre takšno refleksno inhibicijo, ker se je pokazalo, da se presinaptična inhibicija mišice soleus poveča med ko-kontraksijo (Nielsen in Kagamihara, 1993). Nekatere študije navajajo tudi, da bolj zahtevne ravnotežne naloge povzročijo večjo recipročno inhibicijo, (Kasai, Kawanishi in Yahagi, 1998; Lavoie, Devanne in Capaday, 1997), vendar lahko poudarimo, da je zelo malo verjetno, da je recipročna inhibicija glavni razlog kroničnih sprememb v refleksu H po treningu ravnotežja. To dokazujejo tudi študije ravnotežnega treninga, ki navajajo modulacijo refleksa H brez sprememb v EMG aktivnosti in v stopnji ko-kontraksije (Gruber idr., 2007b; Trimble in Koceja, 1994, Taube idr., 2007a, Taube idr., 2007b). Zaradi tega sklepamo, da post-inaptični mehanizmi niso odgovorni za spremembo v refleksih odzivih v teh študijah.

Pinar idr. (2010) prav tako navajajo presinaptično inhibicijo kot najbolj verjeten vzrok znižanja refleksa H. Kljub temu da se je EMG aktivnost mišic povečevala med večanjem nestabilnosti v stoj, se je amplituda refleksa H zmanjšala. V prejšnji študiji navajajo, da ima

na zmanjšanje amplitude refleksa H večji vpliv nestabilnost podlage kakor pa omejitve vidnih senzornih informacij. Čeprav se je pri obeh pogojih (stabilnost stoje in omejitve vida) zmanjšala je bil efekt znatno večji pri pogoju nestabilne podlage. Skupno se je amplituda refleksa H zmanjšala za 68,8% pri stoji na nestabilni podlagi in za 24,4% pri stoji z zaprtimi očmi. Interakcije med tema dvema dejavnikoma niso ugotovili. Iz tega bi lahko sklepali, da imajo večji vpliv na regulacijo refleksov centralni mehanizmi kakor viri iz periferije (Pinar idr., 2010).

Supraspinalni centri s prilagoditvijo velikosti predsinalptične inhibicije kontrolirajo količino aferentnega inputa odvisno od funkcionalne vloge ciljne mišice. To predvidevanje temelji na dejstvu, da se je amplituda refleksa H značilno zmanjšala, ko je bila motnja (električna stimulacija, med nepričakovanim izmikanjem podlage) izzvana pri zakasnitvi dolge latence (120 ms) refleksa na nateg, medtem ko je amplituda refleksa H ostala nespremenjena, ko je bila motnja izzvana med zakasnitvijo kratke latence (50 ms) (Taube idr., 2007a). Taube idr. (2006) poročajo, da čas omejuje vpliv supraspinalnih mehanizmov na odgovore kratke latence, ne pa tudi na odgovore dolge latence. Posledično supraspinalna kontrola predsinalptične inhibicije ne uspe inhibitorno vplivati na odgovor kratke latence, zato se zmanjšanje amplitude refleksa H zmanjša šele pri odgovoru dolge latence.

Iz vsega lahko povzamemo, da je zmanjšanje amplitude refleksa H med različnimi ravnotežnimi nalogami rezultat predsinalptične inhibicije Ia iz supraspinalnih, subkortikalnih in kortikalnih področij (Taube, 2007b). Adaptacija predsinalptične inhibicije je akutna ali kronična, saj je prišlo do zadužitev refleksa H vzporedno z izboljšanjem v kontroli ravnotežja po eni vadbeni enoti (Mynark in Koceja, 2002) ali po več vadbene enotah (Taube idr., 2008). Zmanjšanje amplitude refleksa H pri bolj zahtevnih ravnotežnih nalogah nam omogoči bolj precizen nadzor ukazov iz descendnih poti ter imanjše nepričakovane oscilacije v posameznih sklepih, ki bi lahko posledično nastale zaradi refleksov. Zmanjšanje vzdražnosti sklada alfa motonevronov je najverjetneje rezultat inhibitornega vpliva Ia aferentnih vlaken.

## 1.5 Problem, cilji in hipoteze

Vadba ravnotežja je zelo razširjena, ker ima mnogovrstne učinke (Taube idr., 2007b). Vendar kljub številnim raziskavam, ki so proučevale akutne spremembe spinalnih in supraspinalnih mehanizmov med ravnotežnimi nalogami, še vedno ni znanstveno podprtih dognanj o tem, kakšna naj bo intenzivnost in trajanje ravnotežne vadbe (Taube idr., 2008). Prav tako niso poznani akutni odzivi refleksa H med izvedbo enake ravnotežne naloge različne intenzivnosti. V športni praksi zahtevnost (intenzivnost) vadbe ravnotežja spreminjamo z uporabo različnih vadbenih sredstev in s spreminjanjem togosti podlage. Vendar brez ustreznih meritev ne moremo trditi, da je intenzivnost vadbe različna/primerna. V športni praksi velja načelo, da naj bo vadba ravnotežja oblikovana tako, da se ravnotežje ves čas vzpostavlja. Vendar na takšen način ne moremo z gotovostjo trditi, da je bila intenzivnost vadbe večja ali manjša. Prav tako primerjava kroničnih učinkov takšne vadbe, kjer ne poznamo njene intenzivnosti, ne predstavlja veljavnih rezultatov.

Ker je vadba ravnotežja, vadba nenehnega vzpostavljanja in ohranjanja ravnotežja na zmanjšani in/ali nestabilni podporni površini, zahteva kompleksno delovanje in sodelovanje spinalnih, supra-spinalnih mehanizmov (Kandel, Schwartz in Jessell, 2000). Zaradi tega lahko pričakujemo, da vadba RN povzroči akutne in kronične adaptacije spinalnih in supraspinalnih mehanizmov. Akutne in kronične adaptacije spinalnih mehanizmov med ravnotežno nalogo lahko spremljamo z merjenjem amplitude refleksa H (val H / val M) (Zehr, 2002). Ugotovile so, da je odziv refleksa H odvisen od specifičnosti naloge/vadbe (Zehr, 2002). Medtem ko vadba moči (Aagaard idr., 2002; Lagerquist, Zehr in Docherty, 2006), poveča amplitudo refleksa H, ravnotežna vadba zmanjša amplitudo refleksa H (Earles idr., 2000; Mynark in Koceja, 2002; Taube idr., 2008). Raziskave so že pokazale, da se odziv refleksa H zmanjšuje z naraščanjem zahtevnosti naloge ravnotežja (npr. primerjava hoje po ozki gredi s hojo po normalni površini (Llewellyn idr., 1990)). Kljub primerjavam ravnotežnih nalog, ki so bile različno zahtevne niso poznani akutni odzivi refleksa H med izvedbo enake ravnotežne naloge, enakega trajanja in različne zahtevnosti. Zato smo izvedli raziskavo, kjer smo želeli ugotoviti ali enaka ravnotežna naloga (stoja na eni nogi na nestabilni površini v sagitalni ravnini) treh različnih zahtevnosti, povzroči različno velikosti amplitude refleksa H. Prav tako smo želeli ugotoviti ali število ponovitev vpliva na spremembe v amplitudi refleksa H. V ta namen smo izmerili amplitudo refleksa H v stoji pred izvedbo RN ter po vsaki ponovitvi RN vseh treh zahtevnosti (večja zahtevnost je pomenila večje gibanje deske sagitalni ravnini).

### 1.5.1 Cilji

Cilji naloge so bili štirje:

- (1) primerjati aktivni čas vztrajanja v ravnotežnem položaju med tremi različnimi intenzivnostmi (večje gibanje ravnotežne deske v sagitalni ravnini) enake ravnotežne naloge;
- (2) primerjati dolžino poti ravnotežne deske v sagitalni ravnini med tremi različnimi intenzivnostmi enake ravnotežne naloge;

(3) primerjati akutni odziv refleksa H v leži in stoji pred in po RN glede intenzivnost (gibanje deske v sagitalni ravnini) ravnotežne naloge;

(4) primerjati akutni odziv refleksa H v stoji glede na število ponovitev (sedem) in intenzivnost (gibanje deske v sagitalni ravnini) ravnotežne naloge.

## 1.5.2 Hipoteze

Glede na zadane cilje smo postavili naslednje hipoteze:

H1: Bolj intenzivna naloga ravnotežja bo imela daljšo pot gibanja deske v sagitalni ravnini med izvedbo naloge.

H2: Pri bolj intenzivni nalogi ravnotežja bodo merjenci vztrajali krajši čas med aktivnim vzpostavljanjem ravnotežja (t.j. v ravnotežnem položaju).

H3: Bolj intenzivna naloga bo imela večje število rušenj ravnotežnega položaja (dotika stojala z roko) kot manj intenzivna naloga.

H4: Bolj intenzivna naloga ravnotežja bo imela večjo hitrost gibanja deske v sagitalni ravnini med izvedbo naloge.

H5: Bolj intenzivna naloga ravnotežja bo bolj zmanjšala amplitudo vala H mišice soleus (znižanje razmerja val H - val  $M^{-1}$ ) izmerjenega v leži po sedmih opravljenih ponovitvah.

H6: Bolj intenzivna naloga ravnotežja bo bolj zmanjšala amplitudo vala H mišice soleus (znižanje razmerja val H - val  $M^{-1}$ ) izmerjenega v stoji po sedmih opravljenih ponovitvah.

H7: Znižanje razmerja amplitud vala H in vala M mišice soleus v leži in stoji po sedmih ponovitvah RN bo negativno povezano s potjo gibanja deske v sagitalni ravnini pri vseh intenzivnostih.

H8: Znižanje razmerja amplitud vala H in vala M mišice soleus v leži in stoji po sedmih ponovitvah bo negativno povezano s časom vztrajanja med nalogo ravnotežja pri vseh intenzivnostih.

H9: Znižanje razmerja amplitud vala H in vala M mišice soleus v leži in stoji po sedmih ponovitvah bo negativno povezano s hitrostjo gibanja deske v sagitalni ravnini pri vseh intenzivnostih.



## 2 METODE DELA

### 2.1 Preizkušanci

V eksperimentu je prostovoljno sodelovalo 13 merjencev (7 moških in 6 žensk), ki niso bili v rednem procesu športne vadbe in niso bili poškodovani. Povprečna starost merjencev je bila  $24,1 \pm 1,5$  let, povprečna višina  $176,4 \pm 7,6$  cm in povprečna teža  $70,8 \pm 11,8$  kg. Pred začetkom meritev so bili vsi preizkušanci seznanjeni z eksperimentalnim postopkom in morebitnimi nevšečnostmi. Svojo prostovoljno udeležbo so potrdili s pisnim privoljenjem. Celoten eksperiment je bil izveden v skladu s Helsinsko-tokijsko deklaracijo.

### 2.2 Potek meritve

Meritve so potekale v Kineziološkem laboratoriju na Fakulteti za šport v Ljubljani. Vsak merjenec je izvedel ravnotežno nalogo (RN) treh različnih intenzivnosti po naključnem vrstnem redu, ki smo jih poimenovali intenzivnost 1 (nizka), intenzivnost 2 (srednja) in intenzivnost 3 (visoka). Odmor med posameznimi meritvami je bil en teden. Na dan meritve in dva dni pred meritvami merjenci niso imeli intenzivnih obremenitev. Pred prvo meritvijo smo merjencem predstavili nalogo in postopek meritve.

Merjenci so izvajali RN na ravnotežni deski, ki omogoča rotacijo in translacijo gležnja v sagitalni ravnini (slika 9). Nalogo so izvajali z levo nogo v standardiziranem položaju s pokončnim trupom in iztegnjenim kolonom, roke so lahko prosto premikali. Pred vsako meritvijo smo določili mesto električne stimulacije tibialnega živca v leži. Za tem je merjenec 2 minuti mirno stal, po tem se je ponovno ulegel. Izmerili smo osnovni odnos H val - M val v leži s pomočjo 15-25 električnih stimulacij, ki smo jih sprožili vsakih 10 sekund. Isto krivuljo smo izmerili tudi v stoji. Za oba primera smo določili velikost električnega draženja za refleks H, ki je znašal med 10 do 25% velikosti električnega draženja pri katerem smo dosegli največi val M (linearni del krivulje odnosa H-M). Po tem je bil merjenec pripravljen za izvedbo RN. Pred začetkom je stopil na ravnotežno desko in vzpostavil ravnotežje s pomočjo mehanske opore z roko (slika 8). Ko je ravnotežni položaj dosegel je mehansko oporo izpustil. To je predstavljal štart izvedbe RN. Ob izgubi ravnotežja se je merjenec ponovno oprijel in sočasno stisnil gumb, ob ponovni vzpostavitvi ravnotežnega položaja je gumb izpustil. Po 20 sekundah je merjenec sestopil z ravnotežne deske ter se postavil v mirno stoji na dveh nogah, z rokami in glavo v nevtralnem položaju. Prvo draženje smo izvedli natančno 10 sekund po koncu RN. Sledilo je še 9 draženj z 10 sekundnim razmikom. Po zadnjem draženju pa je imel merjenec 10 sekund časa, da ponovno vzpostavi ravnotežje na deski. Isti protokol smo ponovili za vsako od sedmih ponovitev RN. Po meritvi refleksa H v stoji v zadnji (sedmi) ponovitvi, smo isto ponovili tudi v leži kot pred prvo ponovitvijo RN.



Slika 8. Položaj merjenca pred pričetkom opravljanja RN (osebni arhiv).

Intenzivnost smo spreminjali z dvema kosoma pene, ki smo jih podstavili in pričvrstili pod ravnotežno desko glede na dano intenzivnost. Pri intenzivnosti 1 smo peni namestili pod celotno površino deske, pri intenzivnosti 2 pa pod polovico površine deske, dokler smo pri intenzivnosti 3 peni odstranili (slika 9).



Slika 9. Ravnotežna deska z goniometrom pri intenzivnosti 3 (osebni arhiv).

### 2.2.1 Merjenje živčno mišičnih parametrov

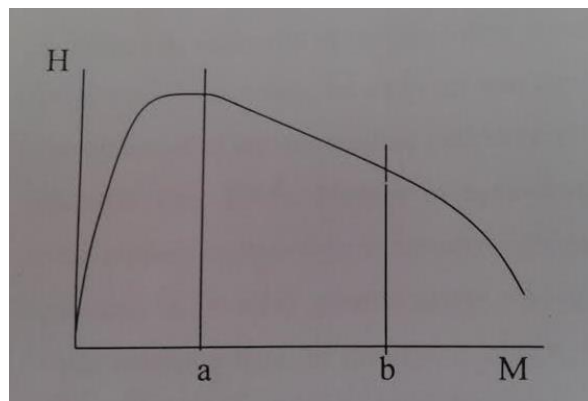
Pred začetkom meritve smo vsakega merjenca ustrezno pripravili. Po priporočilih SENIAM (Hermens idr., 1999) smo določili mesto postavitve EMG elektrod na m. soleus (slika 10). Ozemljitvena elektroda za spremljanje EMG odziva je bila postavljena na lateralni maleolus. Na teh mestih smo kožo ustrezno pripravili. Odstranili smo dlake, odmrle kožne celice in kožo razmastili z alkoholom. Uporabili smo Kendall ARBO elektrode z medsrediščno razdaljo 24 mm. Za zajemanje signalov smo uporabili PowerLab sistem (16/30—ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Australija). Frekvenca zajemnanja EMG signala je bila 2000 Hz. Podatki so bili analizirani z LabChart7 programsko opremo (ADInstruments, Bella Vista, Avstralija). Stimulacijska elektroda (premer 9 mm), ki je dražila tibialni živec. Postavljena je bila na posteriorno področje kolena v območje zakolenske jame, anoda (Medicompex SA, Ecublens, Švica) velikosti 5x5 cm pa na pogačico. Elektrodi smo dodatno pritrdili z medicinskim lepilnim trakom, da se skozi celotno nalogo nebi premaknile.



Slika 10. Postavitev elektrod in merjenje osnovne krivulje refleksa H v leži na trebuhu (osebni arhiv).

Akutno spremembo spinalnih mehanizmov smo spremljali z merjenjem refleksa H na mišici soleus. Za električno draženje je bil uporabljen tokovno konstanten električni stimulator (Digitimer DS7, Hertfordshire, Velika Britanija). Meritev je potekala tako, da smo najprej za vsakega posameznika pri vseh intenzivnostih izmerili osnovno H/M krivuljo v leži na trebuhu, nato še v stoji. V leži smo krivuljo izmerili po tem, ko je bila stimulacijska elektroda primerno postavljena ter so bili signali vala H in vala M ustrezni. Merjenci so sproščeno ležali in so v času merjenja krivulje popolnoma mirovali. Položaj glave, rok in dolžina merjene mišice je bila ves čas meritve enaka, merjenci so prav tako po sedmih ponovitvah zavzeli enak položaj. Osnovno H/M krivuljo smo izmerili tudi v stoji. Merjenci so sproščeno stali na obeh nogah z rokami ob telesu in glavo v nevtralnem položaju. Podatke amplitud vala H in vala M smo zajemali s programom Recruitment\_curve\_V1 (Simoneta, 2008). S pomočjo izmerjenih krivulj smo izrisali linearno regresijo (1) točk drugega dela krivulj, (od začetka padca krivulje H do najnižjih vrednostih) s katero smo nato primerjali amplitude refleksa H izmerjene po vsaki ponovitvi. Merjenec je po vsaki ponovitvi zavzel enak položaj v stoji kot pri merjenju osnovne krivulje. Jakost električnega toka smo izbirali tako, da je val H ustrezal linearnemu delu odnosa H/M, t.j. 10 do 25% jakosti draženja pri kateri dobimo največji val M. Po zadnji, sedmi ponovitvi, smo amplitude refleksa H izmerili tudi v leži.

Primerjali smo izmerjeni val H s pričakovanim oziroma izračunanim valom H, pri danem valu M, na intervalu (a,b) (slika 11). Pričakovani val H je bil izračunan po formuli (2) za linearno funkcijo, saj je bil le-ta izračunan iz odnosa med valoma H in M, ki pa je bil izmerjen na linearnem delu regresijske premice. Iz razmerja med vrednostima izmerjenega in pričakovanega vala H je bil po formuli (3) dobljen odstotek (%) spremembe, ki nakazuje spremembo vala H glede na osnovno H/M krivuljo.



Slika 11. Odnos med valoma H in M (Rugelj, 2006).

$$y = k * x + n \quad (1)$$

$$y = H$$

$$x = M$$

k- smerni koeficient strmine linearnega dela odnosa med valoma H in M

n- odsek na ordinatni osi

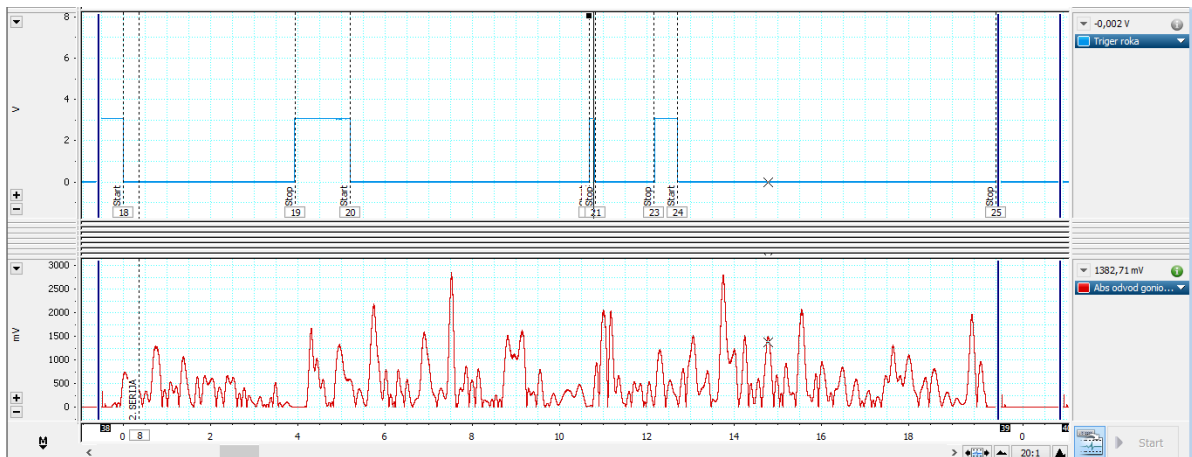
$$H_{\text{prič}} = k * M_{\text{izm}} + n \quad (2)$$

$$(H_{\text{izm}}/H_{\text{prič}}) * 100 = \% \text{ spremembe} \quad (3)$$

Izračunali smo odstotek (%) spremembe med pričakovano in izmerjeno velikostjo amplitude refleksa H pri danem električnem dražljaju po vsaki ponovitvi glede na vrednost pred začetkom izvedbe RN za vsako intenzivnost. V stoji smo odstotek spremembe izmerili po vsaki ponovitvi. V leži smo odstotek spremembe (%) izmerili samo po vseh sedmih ponovitvah pri vsaki intenzivnosti.

## 2.2.2 Merjenje mehanskih parametrov RN

Med izvajanjem ravnotežne naloge smo spremljali pot ravnotežne deske v sagitalni ravnini s pomočjo goniometra (Biovision, Werheim, Nemčija) (slika 9). Trajanje aktivnega vzpostavljanja ravnotežnega položaja smo kontrolirali s pomočjo senzorja kontakta (ADInstruments, Bella Vista, Australija) (slika 12), ki je bil postavljen na stojalo poleg ravnotežne deske. Merjenci so dobili nalogo, da ko izgubijo ravnotežje primejo za senzor kontakta na stojalu in ga držijo dokler ponovno ne začnejo aktivno vzpostavljati ravnotežje. Tako smo lahko zajeli samo odseke aktivnega vzpostavljanja ravnotežja. Izračunali smo: (1) trajanje posameznih odsekov (s); (2) pot deske v sagitalni ravnini ( $^{\circ}$ ); (3) hitrost njenega gibanja v sagitalni ravnini ( $^{\circ}/s$ ) in (4) število dotikov opore z roko zaradi izgube ravnotežnega položaja za vsako ponovitev RN. Izračunali smo tudi povprečje vseh štirih spremenljivk po vseh sedmih ponovitvah za vsako intenzivnost. Za zajemanje signalov je bil uporabljen PowerLab sistem (16/30—ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Australija) s frekvenco zajemanja 2000 Hz. Podatke smo prav tako analizirani z LabChart7 programsko opremo (ADInstruments, Bella Vista, Avstralija).



Slika 12. Spremljanje senzorja kontakta in absolutnega odvoda goniometra pri izvajanju RN v LabChartu7 (ADInstruments, Bella Vista, Avstralija) (osebni arhiv).

## 2.3 Metode obdelave podatkov

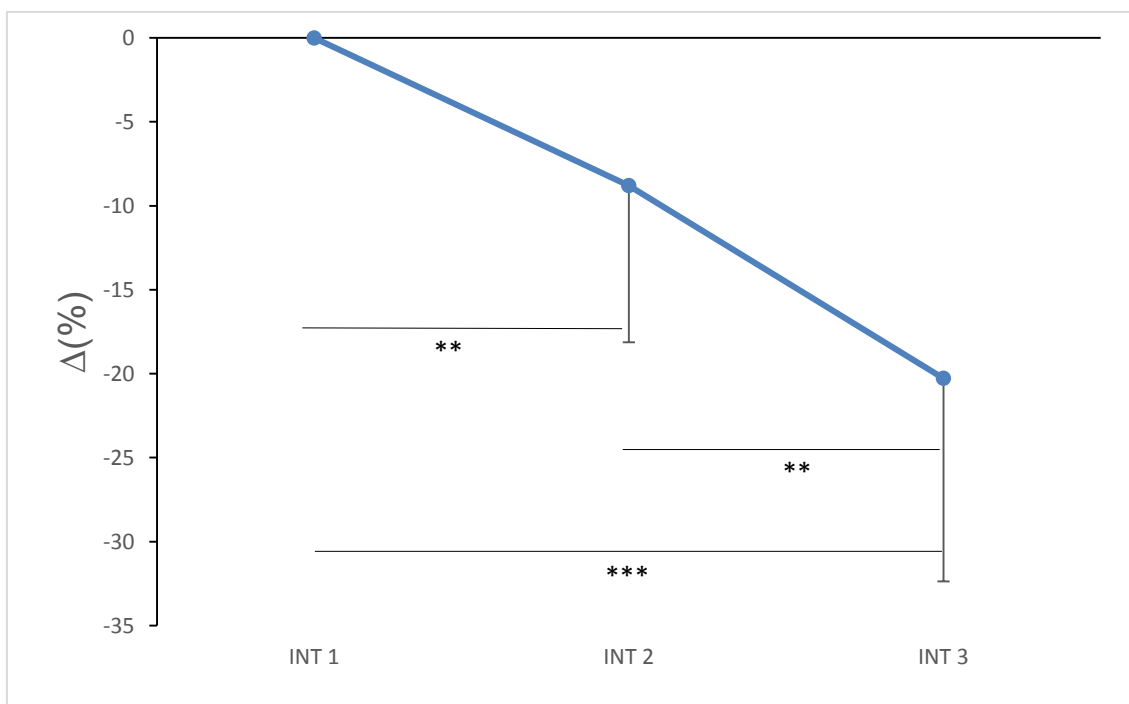
Za vse parametre so bile izračunane povprečne vrednosti in povprečni odkloni. Normalna porazdelitev predstavljenih parametrov je bila preverjena s Kolmogorov-Smirnov testom. Za normalno porazdeljene spremenljivke je bila uporabljena enosmerna analiza variance s tremi nivoji s katerimi smo analizirali razlike v mehanskih parametrih RN. Če je analiza variance pokazala na statistično značilne razlike, smo uporabili Tuckeyev post hoc test za ugotavljanje mesta nastalih razlik. Za spremenljivke, ki niso bile normalno porazdeljene, smo uporabili Friedmanov test. V primeru značilnosti Friedmanovega testa smo za ugotavljanje mesta razlik uporabili Wlicoxonov test vsote rangov. Spearmanovi korelacijski koeficienti so bili izračunani za analizo povezanosti med izbranimi spremenljivkami. Amplitude refleksa H so bile relativizirane na vrednost pred izvedbo RN. Za statistično obdelavo podatkov je bil uporabljen SPSS za Windows 21.0 (IBM Corporation, New York, ZDA). Statistična značilnost je bila sprejeta z dvostransko 5% napako alfa.

## 3 REZULTATI

### 3.1 Predstavitev rezultatov

#### 3.1.1 Primerjava časa ohranjanja ravnotežnega položaja med RN različnih intenzivnosti

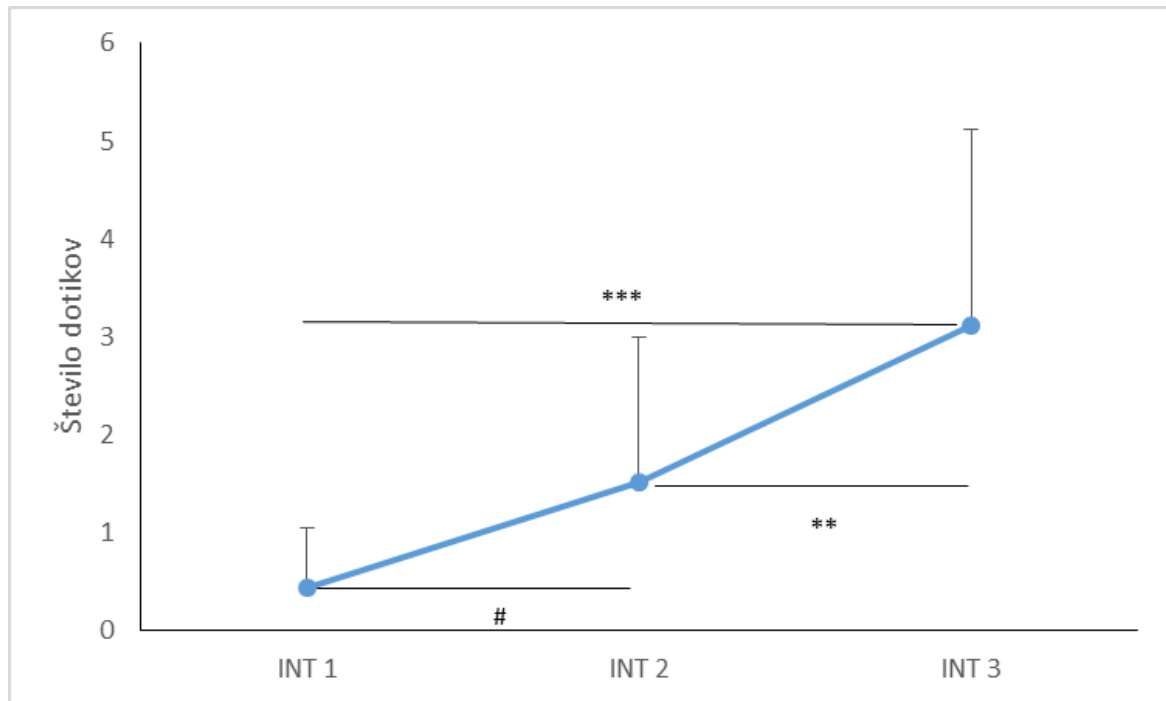
Čas ohranjanja ravnotežnega položaja na ravnotežni deski so se glede na intenzivnost RN statistično značilno razlikovali ( $F_{(2,24)} = 21,6$ ;  $p < 0,001$ ). Merjenci so pri intenzivnosti 1 (INT 1), ki je predstavljala najnižjo intenzivnost RN, povprečno vztrajali  $19,4 \pm 0,8$  sekund. Pri intenzivnosti 2 (INT 2), ki je predstavljala bolj intenzivno RN, so povprečno vztrajali  $17,7 \pm 2,4$  sekunde, pri najtežji intenzivnosti 3 (INT 3) pa  $15,5 \pm 2,6$  sekund. Povprečne relativne spremembe so prikazane na sliki 13.



Slika 13. Relativne spremembe ( $\Delta\%$ ) časa ohranjanja ravnotežnega položaja na ravnotežni deski glede na čas ohranjanja ravnotežnega položaja na ravnotežni deski med intenzivnostjo 1 (INT 1). INT 2 – intenzivnost 2; INT 3 – intenzivnost 3; \* prikazujejo statistično značilne spremembe med intenzivnostmi (\*\* $p < 0,01$ ; \*\*\* $p < 0,001$ ).

### 3.1.2 Primerjava števila dotikov opore z roko zaradi izgube ravnotežnega položaja med izvedbo RN različnih intenzivnosti

Primerjava števila dotikov opore z roko zaradi izgube ravnotežnega položaja so prikazane na sliki 14. Število ponovnega vzpostavljanja ravnotežja se je glede na intenzivnost RN statistično značilno razlikovalo ( $F_{1,12}=16,99$ ;  $p<0,001$ ). Merjenci so povprečno (v vseh sedmih ponovitvah) ponovno vzpostavili ravnotežni položaj 0,4 krat pri INT 1, 1,5 krat pri INT 2 in 3,1 krat pri INT 3.

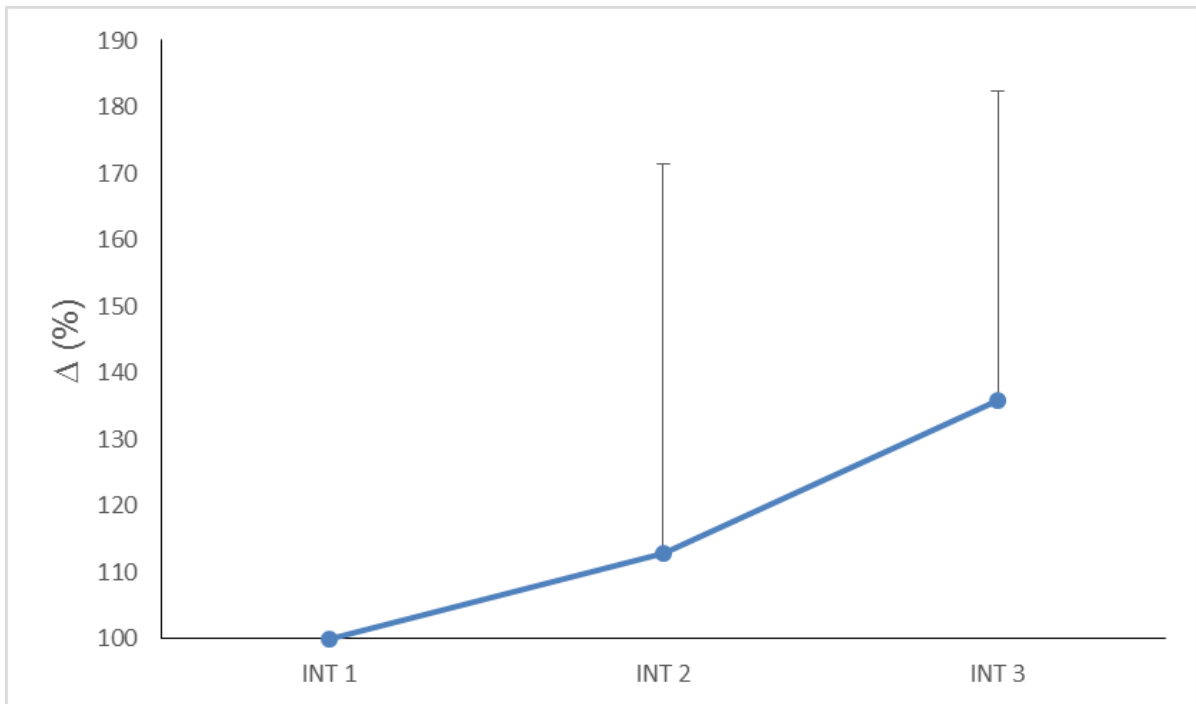


Slika 14. Število dotikov opore z roko zaradi izgube ravnotežnega položaja; INT 1 – intenzivnost 1, INT 2 – intenzivnost 2, INT 3 – intenzivnost; \* prikazujejo statistično značilne spremembe med intenzivnostmi (\*\* $p<0,01$ ; \*\*\* $p<0,001$ ); # prikazuje mejne vrednosti statistične značilnosti (0,06)



### 3.1.3 Primerjava poti gibanja deske v sagitalni ravnini med RN nalogo različnih intenzivnosti

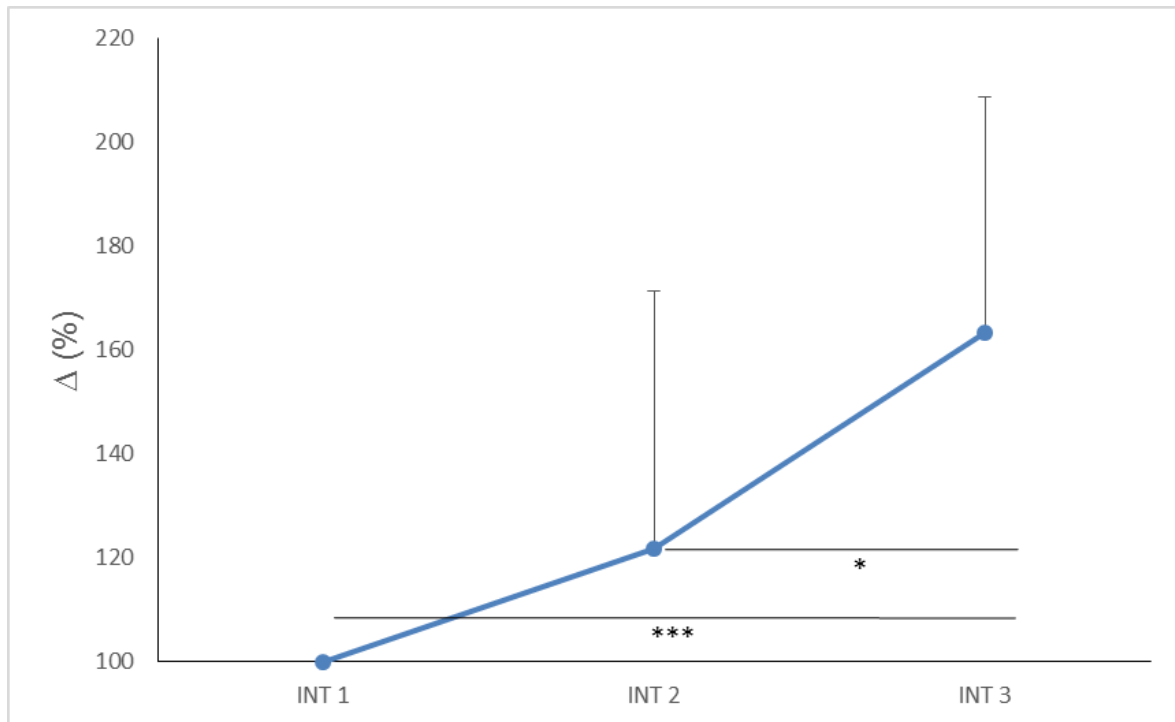
Merjenci so opravili pot v dolžini  $209,4^{\circ} \pm 165^{\circ}$  pri intenzivnosti 1,  $236,2^{\circ} \pm 68,5^{\circ}$  pri intenzivnosti 2 in  $284,5^{\circ} \pm 88,2^{\circ}$  pri intenzivnosti 3. Kljub temu da med opravljeno potjo v sagitalni ravnini med različnimi intenzivnostmi nalog ravnotežja ni statistično značilnih razlik ( $F_{2,24}=2,428$ ,  $p>0,05$ ), na sliki 15 vidimo tendenco podaljšanja poti deske v sagitalni ravnini pri INT 2 in 3.



Slika 15. Relativne spremembe ( $\Delta$ %) opravljene poti na ravnotežni deski v sagitalni ravnini glede na pot opravljeno pri intenzivnosti 1 (INT 1). INT 2 – intenzivnost 2; INT 3 – intenzivnost 3.

### 3.1.4 Primerjava hitrosti gibanja deske v sagitalni ravnini med RN različnih intenzivnosti

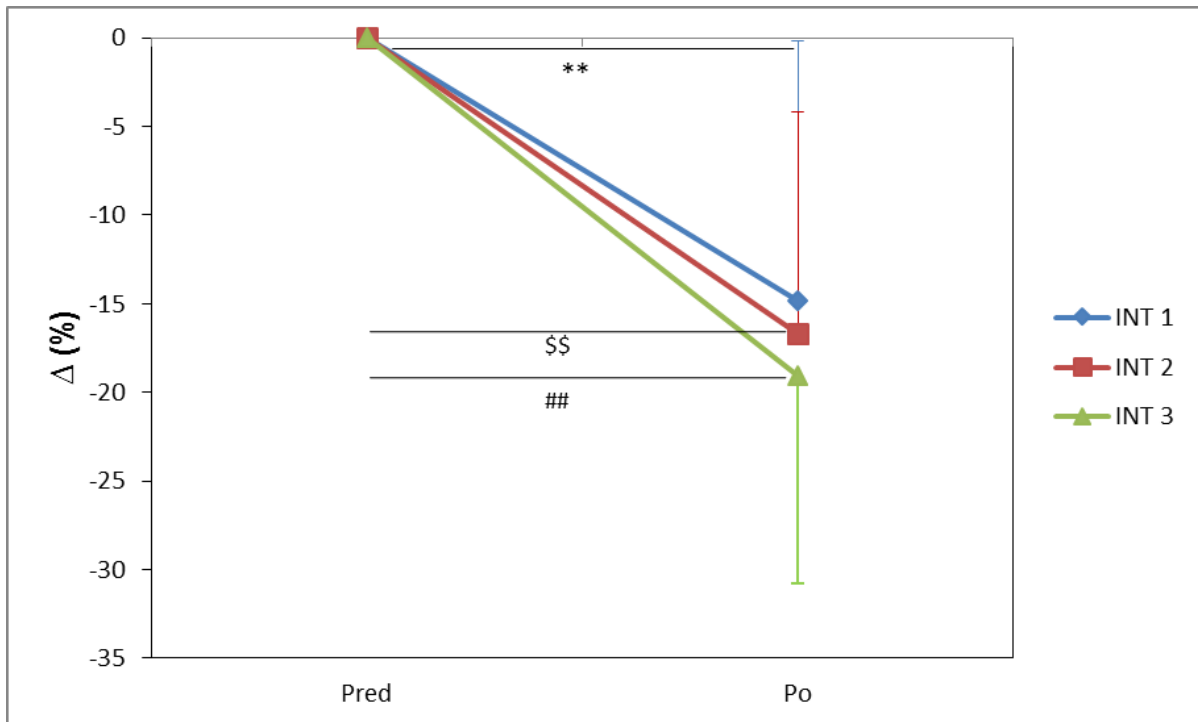
Relativne spremembe hitrosti gibanja deske pri treh intenzivnostih so prikazane na sliki 16. Hitrost gibanja deske v sagitalni ravnini se med intenzivnostmi razlikuje ( $F_{(2,24)}=10,3$ ;  $p<0,001$ ). Hitrost gibanja deske je najnižja pri INT 1 ( $10,8^\circ/s \pm 8,5^\circ/s$ ) in najvišja pri INT 3 ( $18,5^\circ/s \pm 5,7^\circ/s$ ). Hitrost pri INT 2 ( $13,3^\circ/s \pm 3,9^\circ/s$ ) je nižja kot pri INT3, medtem ko med INT 1 in INT 2 ni statistično značilnih razlik.



Slika 16. Relativne spremembe ( $\Delta\%$ ) hitrosti ravnotežne deske glede na hitrost pri intenzivnosti 1 (INT 1). INT 2 – intenzivnost 2; INT 3 – intenzivnost 3; \* prikazujejo statistično značilne spremembe med INT 1, INT 2 in INT 3, (\*\*\*) $p<0,001$ ; \*) $p<0,05$ ).

### 3.1.5 Primerjava odstotka sprememb velikosti amplitude vala H mišice soleus v leži po različno intenzivnih RN

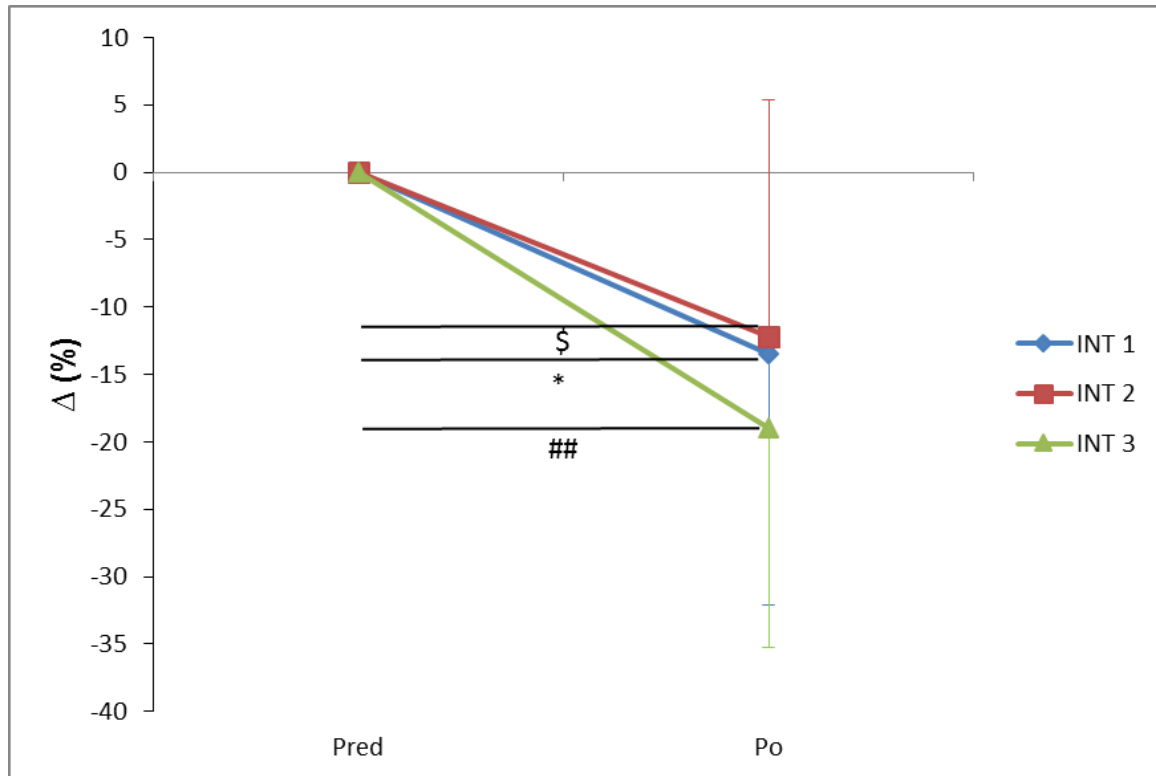
Srednje vrednosti amplitude vala H so bile po izvedbi sedmih ponovitev RN nižje pri vseh intenzivnostih (slika 17) ( $\chi^2=50,2$ ,  $p<0.001$ ; INT 1 ( $z=-3,1$ ;  $p<0,01$ ); INT 2 ( $z=-3,1$ ;  $p<0,01$ ); INT 3 ( $z=-3,2$ ;  $p<0,01$ )). Med intenzivnostmi ni bilo statistično značilnih razlik v upadu srednjih vrednosti amplitud vala H po sedmih ponovitvah RN ( $Z_{int1,int2}=-0,52$ ,  $Z_{int1,int3}=-1,2$ ,  $Z_{int2,int3}=-0,7$ ;  $p>0,05$ ).



Slika 17. Relativne spremembe ( $\Delta$ %) amplitud vala H v leži pred in po izvedbi ravnotežnih nalog pri intenzivnost 1 (INT 1), intenzivnost 2 (INT 2) in intenzivnost 3 (INT 3); \* prikazujejo statistično značilne spremembe med pred (Pred) in po izvedbi 7 ponovitev ravnotežne naloge (Po) intenzivnosti 1 (\*\* $p<0,01$ ); \$ prikazujejo statistično značilne spremembe med pred (Pred) in po izvedbi 7 ponovitev ravnotežne naloge (Po) intenzivnosti 2 (\$\$ $p<0,01$ ); # prikazujejo statistično značilne spremembe med pred (Pred) in po izvedbi 7 ponovitev ravnotežne naloge (Po) intenzivnosti (## $p<0,01$ )

### 3.1.6 Primerjava odstotka sprememb velikosti amplitude vala H mišice soleus v stoji po različno intenzivnih RN

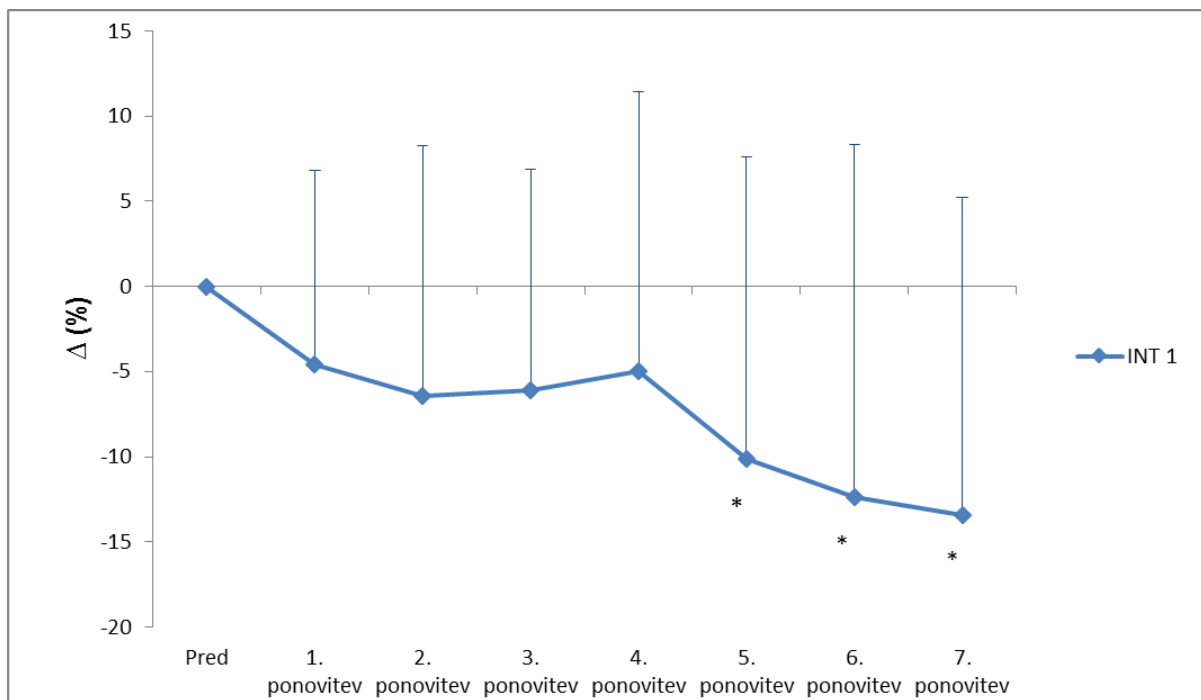
Povprečni rezultati amplitud vala H v stoji pred in po izvedbi ravnotežnih nalog so prav tako statistično značilno različni ( $\chi^2 = 43,8$ ,  $p < 0,001$ ; INT 1 ( $z = -2,3$ ;  $p < 0,05$ ); INT 2 ( $z = -2,2$ ;  $p < 0,05$ ); INT 3 ( $z = -3,1$ ;  $p < 0,01$ )) (slika 18). Stopnja intenzivnosti ni statistično značilno vplivala na spremembo amplitude vala H ( $Z_{int1,int2} = -0,2$ ,  $Z_{int1,int3} = -0,4$ ,  $Z_{int2,int3} = -1,1$ ;  $p > 0,05$ ).



Slika 18. Relativne spremembe ( $\Delta\%$ ) amplitud vala H v stoji pred in po izvedbi ravnotežnih nalog glede na intenzivnost 1 (INT 1), intenzivnost 2 (INT 2) in intenzivnost 3 (INT 3); \* prikazujejo statistično značilne spremembe med pred (Pred) in po izvedbi 7 ponovitev ravnotežne naloge (Po) intenzivnosti 1 ( $*p < 0,05$ ); \$ prikazujejo statistično značilne spremembe med pred (Pred) in po izvedbi 7 ponovitev ravnotežne naloge (Po) intenzivnosti 2 ( $\$p < 0,05$ ); # prikazujejo statistično značilne spremembe med pred (Pred) in po izvedbi 7 ponovitev ravnotežne naloge (Po) intenzivnosti ( $##p < 0,01$ )

### 3.1.7 Primerjava odstotka sprememb velikosti amplitud vala H mišice soleus v stoji po vsaki ponovitvi RN najnižje zahtevnosti (INT 1)

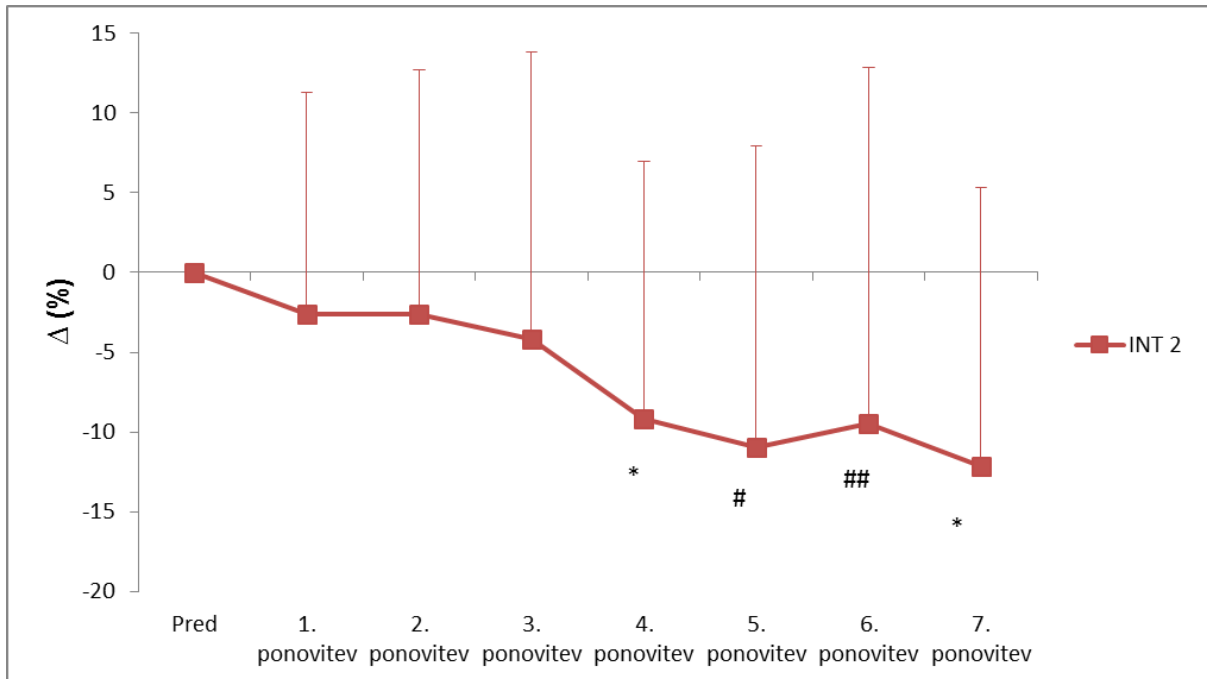
Upad amplitude vala H v stoji izmerjen pred RN in po vsaki od sedmih ponovitev RN je statistično značilen za vse intenzivnosti ( $\chi^2= 65,8$ ,  $p<0.001$ ). Stopnja intenzivnosti ni statistično značilno vplivala na amplitudo vala H ( $z$ =od  $-0,2$  do  $1,1$ ;  $p>0,05$ ). Pri INT 1 opazimo, da se je val H statistično značilno zmanjšal po 5. ponovitvi ( $z=-1,9$ ,  $p=0,05$ ), 6. ponovitvi ( $z=-2,1$ ,  $p<0,05$ ) in po 7. ponovitvi ( $z=-2,3$ ,  $p<0,05$ ) (slika 19).



Slika 19. Odstotek ( $\Delta\%$ ) spremembe amplitude vala H v stoji pri intenzivnosti 1 (INT 1), izmerjene po stoji (Pred), po 1. ponovitvi (1. ponovitev), po 2. ponovitvi (2. ponovitev), po 3. ponovitvi (3. ponovitev), po 4. ponovitvi (4. ponovitev), po 5. ponovitvi (5. ponovitev), po 6. ponovitvi (6. ponovitev) in po 7. ponovitvi (7. ponovitev); \* prikazujejo statistično značilne spremembe v amplitudi vala H med pred (Pred) in določeni ponovitvi intenzivnosti 1 (\* $p<0,05$ ).

### 3.1.8 Primerjava odstotka sprememb velikosti amplitud vala H mišice soleus v stoji po vsaki ponovitvi RN srednje zahtevnosti (INT 2)

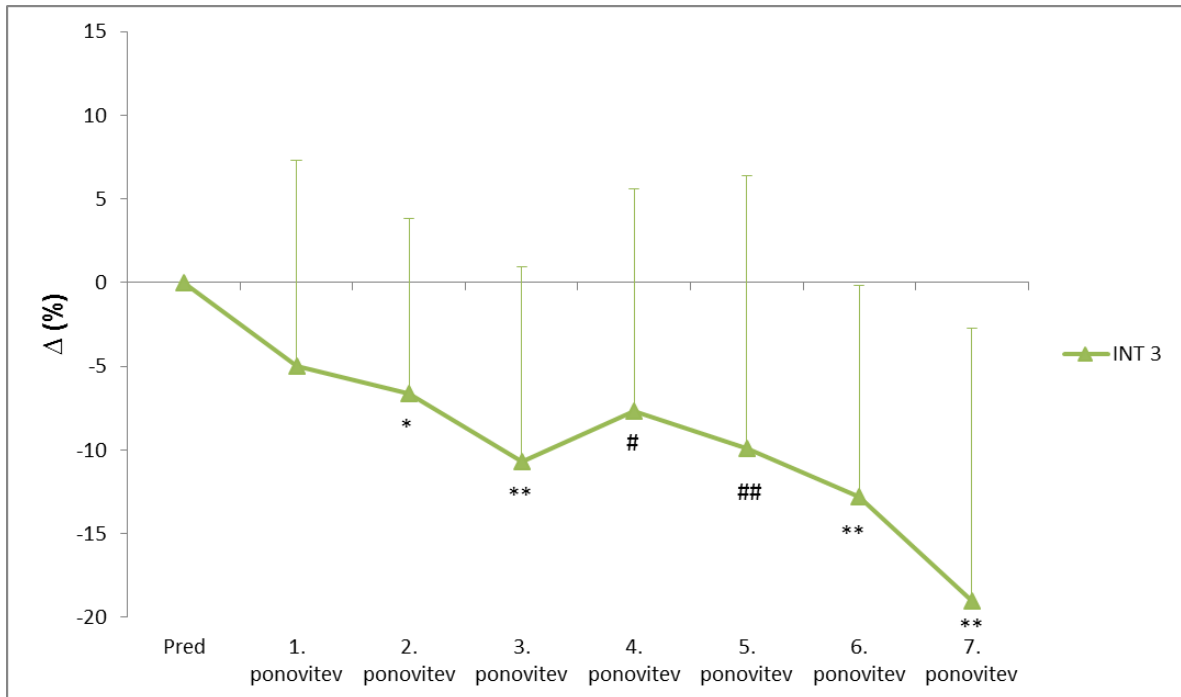
Amplituda vala H pri INT 2 se statistično značilno zmanjša že po 4 ponovitvi ( $z=-2,2$ ,  $p<0,05$ ). Po peti ( $p=0,064$ ) in šesti ( $p=0,1$ ) ponovitvi so vrednosti na mejah statistične značilnosti, dokler je po sedmi ponovitvi padec amplitude vala H ponovno statistično značilen ( $z=-2,2$ ,  $p<0,05$ ) (slika 20).



Slika 20. Odstotek ( $\Delta\%$ ) spremembe amplitude vala H v stoji pri intenzivnosti 2 (INT 2), izmerjene po stoji (Pred), po 1. ponovitvi (1. ponovitev), po 2. ponovitvi (2. ponovitev), po 3. ponovitvi (3. ponovitev), po 4. ponovitvi (4. ponovitev), po 5. ponovitvi (5. ponovitev), po 6. ponovitvi (6. ponovitev) in po 7. ponovitvi (7. ponovitev); \* prikazuje statistično značilne spremembe v amplitudi refleksa H med pred (Pred) in določeni ponovitvi intenzivnosti 1 ( $*p<0,05$ ); #prikazuje mejne vrednosti statistične značilnosti ( $\#p=0,064$ ;  $\#\#p=0,1$ ).

### 3.1.9 Primerjava odstotka sprememb velikosti amplitud vala H mišice soleus v stoji po vsaki ponovitvi RN najvišje zahtevnosti (INT 3)

Najhitrejši padec amplitude vala H opazimo pri INT 3 že po drugi ponovitvi ( $z=-2,1$ ,  $p<0,05$ ) in tretji tretji ( $z=-2,7$ ,  $p<0,01$ ). Po četrti ( $p=0,074$ ) in peti ( $p=0,064$ ) se vrednosti zelo približajo mejam statistične značilnosti, dokler so spremembe amplitude vala H po šesti ( $z=-3,1$ ,  $p<0,01$ ) in sedmi ponovitvi ( $-3,1$ ,  $p<0,01$ ) statistično značilne (slika 21).



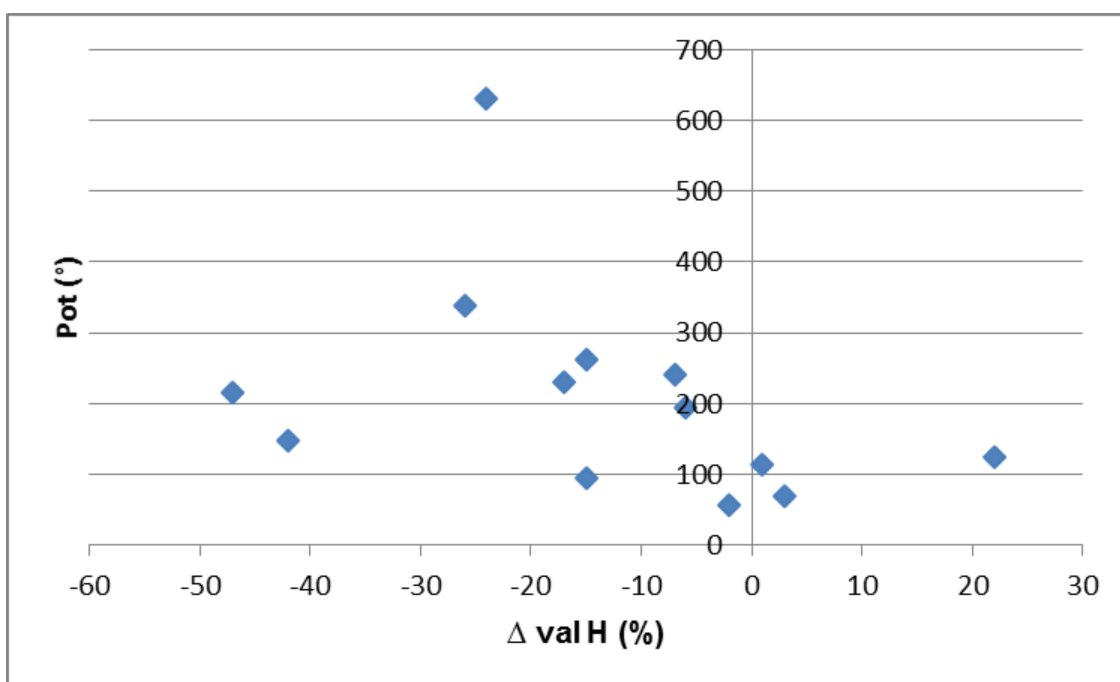
Slika 21. Relativne spremembe amplitude vala H v stoji pri intenzivnosti 3 (INT 3), izmerjene po stoji (Pred), po 1. ponovitvi (1. ponovitev), po 2. ponovitvi (2. ponovitev), po 3. ponovitvi (3. ponovitev), po 4. ponovitvi (4. ponovitev), po 5. ponovitvi (5. ponovitev), po 6. ponovitvi (6. ponovitev) in po 7. ponovitvi (7. ponovitev); \* prikazujejo statistično značilne spremembe v amplitudi vala H med pred (Pred) in določeni ponovitvi intenzivnosti 1 ( $*p<0,05$ ;  $**p<0,01$ ); #prikazuje mejne vrednosti statistične značilnosti ( $\#p=0,074$ ;  $\#\#p=0,064$ ).

### 3.1.10 Povezanost med povprečnim časom vztrajanja v RN in odstotkom spremembe amplitude vala H

Povprečen aktivni čas vztrajanja RN ni bil povezan z odstotkom spremembe vala H po zadnji ponovitvi, saj med odstotkom spremembe vala H v stoji po sedmiponovitvi in aktivnim časom vztrajanja v RN pri vseh zahtevnostih (intenzivnostih) nismo izračunali značilne povezanosti. Prav tako nismo izračunali značilne povezanosti med odstotkom spremembe vala H v leži po zadnji ponovitvi RN pri vseh treh intenzivnostih.

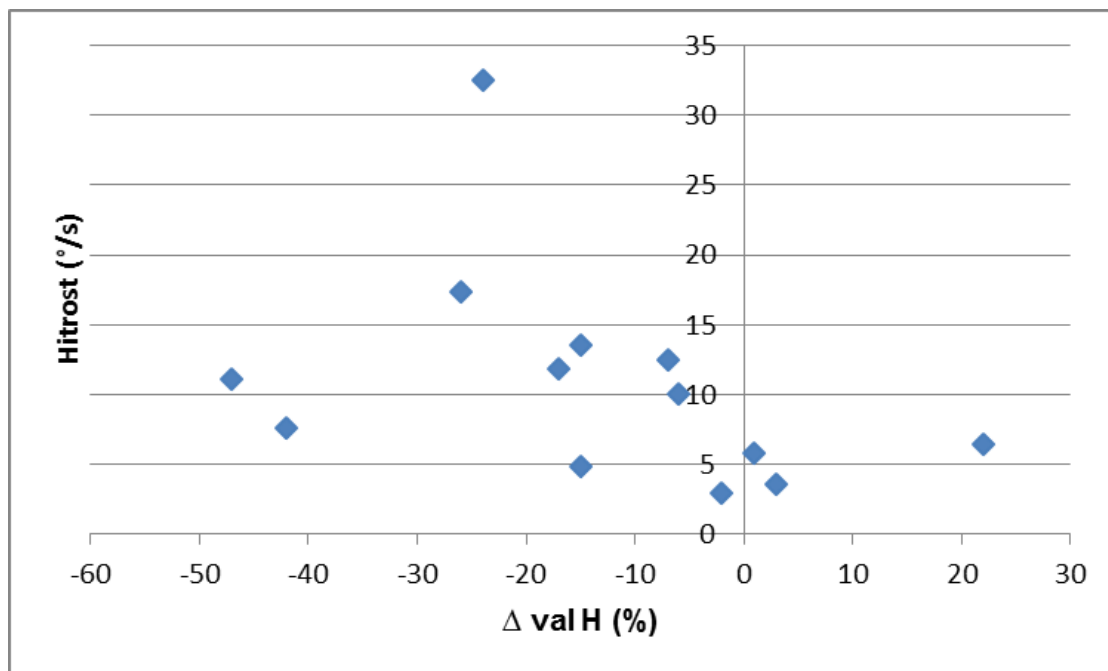
### 3.1.11 Povezanost med gibanjem deske v sagitalni ravnini in odstotkom spremembe amplitude vala H

Izračunali smo povezanost med povprečno potjo ( $r_s = -0,59$ ;  $p < 0,05$ ; slika 22) in povprečno hitrostjo vseh sedmih ponovitev ( $r_s = -0,59$ ;  $p < 0,05$ ; slika 23) gibanja deske v sagitalni ravnini pri INT 1 in odstotkom spremembe amplitude vala H mišice soleus v stoji po zadnji (sedmi ponovitvi). Pri INT 2 in INT 3 povezanosti med potjo in hitrostjo gibanja deske ter spremembo odstotka vala H niso pokazale statistične značilnosti. Povezave med gibanjem deske in odstotkom sprememb amplitude vala H v leži niso bile statistično značilne.



Slika 22. Povezanost med povprečno potjo gibanja deske v sagitalni ravnini (Pot ( $^{\circ}$ )) pri intenzivnosti 1 (INT 1) in odstotkom spremembe amplitude vala H mišice soleus ( $\Delta \text{ val H (\%)}$ ) v stoji po zadnji (sedmi ponovitvi).





Slika 23. Povezanost med povprečno hitrostjo gibanja deske v sagitalni ravnini (Hitrost ( $^{\circ}/\text{s}$ )) pri intenzivnosti 1 (INT 1) in odstotkom spremembe amplitude vala H mišice soleus ( $\Delta \text{ val H (\%)}$ ) v stoji po zadnji (sedmi ponovitvi).

## 4 RAZPRAVA

Namen naše raziskave je bil ugotoviti akutne učinke različnih intenzivnosti naloge ravnotežja na vzdražnost sklada alfa motoričnih nevronov. V ta namen so merjenci izvedli 7 ponovitev enake RN različnih intenzivnosti. Čas ohranjanja ravnotežja med RN različne intenzivnosti je bil različen (slika 13), in sicer merjenci so najdlje vztrajali pri INT 1 (19,4 s). Pri INT 2 so merjenci vztrajali nekoliko krajši čas (17,7 s), medtem ko so pri INT 3 najmanj časa vzdrževali ravnotežni položaj (15,5 s). Zato lahko potrdimo, da so INT 1, INT 2 in INT 3 za merjence predstavljale različno intenzivne/zahtevne RN. INT 1 se je pokazala kot najmanj zahtevna RN, INT 2 kot bolj zahtevna in INT 3 kot najbolj zahtevna RN. Kljub temu da med opravljeno potjo deske v sagitalni ravnini med intenzivnostmi ni bilo razlik (slika 15), lahko še vedno potrdimo, da so bile INT 1, INT2 in INT3 različne zahtevnosti.

Število popravkov (oz. rušenj ravnotežja) je bilo največje pri RN največje zahtevnosti (INT3) in najmanjše pri RN najnižje zahtevnosti (INT1) (slika 14). Zato je tudi čas aktivnega ohranjanja ravnotežnega položaja pri INT3 krajše, ker so merjenci morali med izgubo ravnotežja, le-tega večkrat ponovno vzpostaviti s pomočjo mehanske opore z roko. Povprečno število ponovnega vzpostavljanja ravnotežja v posamezni ponovitvi je bilo največje pri INT 3 (3,1 krat), za več kot polovico manjše je bilo pri INT 2 (1,5 krat), medtem ko so merjenci pri INT 1 (0,4 krat) vztrajali z najmanj težavami, saj so lahko ravnotežni položaj ohranjali. Zaradi večjega števila kompenzacij in ponovnega vzpostavljanja ravnotežnega položaja so merjenci pri višjih intenzivnostih vztrajali krajši čas. Ti podatki prav tako potrjujejo, da so si bile zahtevnosti med seboj drugačne. Resda se opravljena pot med različnimi intenzivnostmi ni značilno razlikovala, vendar je tendenca podaljšanja poti pri INT 2 in INT 3 opazna, kar lahko potrjuje našo tezo o različno intenzivnih nalogah. Čeprav so merjenci pri INT 1 vztrajali dlje časa, so glede na INT 2 in INT 3 opravili nekoliko krajšo pot. Merjenci so med INT 1 ( $209,4^\circ$ ) stali najbolj mirno, pri tem je bilo gibanje deske v sagitalni ravnini najmanjše zaradi podstavljene pene pod celotno površino deske. Nekoliko daljša pot pri INT 2 ( $236,2^\circ$ ) in najdaljša pri INT 3 ( $284,5^\circ$ ) je rezultat večje amplitude nihanja ravnotežne deske. Ne glede na to, da je bilo aktivno vzpostavljanje ravnotežja krajše pri INT 2 in INT 3, je bila amplituda gibanja ravnotežne deske toliko večja, da so pri teh intenzivnostih opravili daljšo pot. Čeprav se je pot povečevala glede na intenzivnost, razlike niso statistično značilne, zato naše prve hipoteze ne moremo v celoti potrditi, medtem ko v celoti lahko sprejmemo in potrdimo hipotezo 2 in 3.

Daljša pot v krajšem času pomeni, da so se spremembe morale zgoditi tudi v hitrosti gibanja deske v sagitalni ravnini (slika 16). Pri višji intenzivnosti so merjenci imeli več težav pri vzpostavljanju ravnotežnega položaja oz. je prišlo do hitrejših rušenj le-tega, zato je prihajalo do večjih in hitrejših nihanj deske v sagitalni ravnini. Pri INT 1 ( $11,5^\circ/s$ ) in INT 2 ( $15,4^\circ/s$ ) je razvoj večjih hitrosti preprečevala pena, ki je bila podstavljena pod desko, zato so največje hitrosti opazne pri INT 3 ( $23,6^\circ/s$ ), kjer pene pod desko ni bilo. Hitrosti so se med intenzivnostmi statistično značilno razlikovale, največje razlike so se pojavile med INT 1 in INT 3, nekoliko manjše med INT 2 in INT 3, medtem ko med INT 2 in INT 1 ni bilo statističnih razlik (slika 16). Na podlagi teh podatkov lahko sprejmemo našo četrto hipotezo.

Iz rezultatov lahko sklepamo, da so si INT 1 in INT 2 po intenzivnosti bližji kot pa INT 2 in INT 3. Razlike lahko pripišemo temu, da je pri obeh intenzivnostih podstavljena pena, vendar v različnem obsegu, medtem ko pri INT 3 pene ni bilo. Posledično so največjo hitrost, največjo pot, največje število kompenzacij in najkrajši čas vztrajanja merjenci opravili pri INT 3.

Posebnost naše raziskave glede na pregledane študije je v tem, da smo s pomočjo mehanskih parametrov lahko potrdili, da naloge za merjence predstavljajo različno intenzivnost oz. zahtevnost. Nekatere študije, ki so ugotavljale kronične učinke RV, so intenzivnost spreminjale s pomočjo različnih ravnotežnih pripomočkov kot so mehka pena, ravnotežni disk, ravnotežna deska in zračna blazina (Beck idr., 2007; Eils in Rosebaum, 2001; Granacher idr., 2006, Gruber in Gollhofer, 2004; Gruber idr., 2007a, Gruber idr., 2007b; Schuber idr., 2008 Taube idr., 2007; Trimble in Koceja, 1994), hkrati intenzivnosti RV niso spremljale. Vendar brez ustreznih meritev, ne moremo trditi, da je intenzivnost vadbe različna/primerna. Torej na takšen način ne moremo z gotovostjo trditi, da je bila intenzivnost vadbe večja in/ali manjša. Prav tako primerjava kroničnih učinkov takšne vadbe, kjer ne poznamo njene intenzivnosti oz. zahtevnosti, ne predstavlja veljavnih rezultatov.

Ohranjanje ravnotežja v stoji na eni nogi na nestabilni površini v sagitalni ravnini zahteva kompleksno delovanje in sodelovanje spinalnih in supra-spinalnih mehanizmov (Kandel, Schwartz in Jessell, 2000), zato smo pričakovali akutne adaptacije na spinalnem nivoju po izvajanju ponovitev RN na deski. Akutne adaptacije na spinalnem nivoju smo spremljali z merjenjem amplitude vala H na mišici soleus v leži po 7 ponovitvah RN različnih intenzivnosti. V skladu s študijo Mynark in Koceja (2002) ter Trimble in Koceja (1994) smo tudi mi pokazali, da je dovolj že sedem ponovitev RN (oz. ena vadbena enota), da znižamo amplitudo vala H. Posledično lahko ugotovimo, da že 7 ponovitev RN (enonožne stoje na gibljivi deski v sagitalni ravnini) privede do adaptacije na spinalnem nivoju. Podobno kot v študiji (Trimble in Koceja, 1994; Trimble in Koceja, 2001), so merjenci znižali amplitodo vala H za ~15% pri INT1, za ~17% pri INT2 in za ~19% pri INT3 (Slika 17). Predpostavimo lahko, da je vzrok nižjih vrednosti amplitude vala H mišice soleus v leži, manjša vzdražnost sklada alfa motoričnih nevronov v hrbtenjači (Capaday, 1997) ali pa večja presinaptična inhibicije Ia (Gruber idr., 2007b; Trimble in Koceja, 1994, Taube idr., 2007a, Taube idr., 2007b), ki zmanjša odzivnost Ia aference na električno draženje med izzvanjem refleksa H. Do tega naverjetneje pride zaradi prenosa kontrole na višje centre in sprememb na kortikalnem nivoju. V eni od študij navajajo, da se strukturne spremembe kortikalnega nivoja zgodijo že po eni vadbni enoti (Taubert, Sehm, Trampel, Ruiz, Weiss, Ivanov idr., 2013 v Papegaaij idr., 2014). Tudi Taube idr. (2007a) navajajo, da je izboljšanje stabilnosti stoje po treningu ravnotežja povezano z kortikalno vzdražnostjo, kar pomeni, da so supraspinalni mehanizmi bolj odgovorni za izboljšanje kontrole ravnotežja med stojo kot spinalni.

Ker so rezultati raziskave (Mynark in Koceja, 1997) pokazali, da so kronične adaptacije RV bile izmerjene samo v stoji, ne pa tudi v leži, smo tudi mi spremljali amplitudo vala H mišice soleus v stoji po vsaki ponovitvi RN in jo primerjali z vrednostjo izmerjeno pred začetkom izvedbe RN. Ugotovitve so bile v skladu z raziskavo, kjer so merjenci ravno tako izvajali sedem ponovitev RN na ravnotežni deski, ki je omogočala gibanje v sagitalni ravnini. V tej raziskavi so amplitudo vala H pri merjenjih merili v stoji takoj po izvedbi RN, povprečno pa

so jo zmanjšali za 26,2% (Trimble in Koceja, 1994). Trimble in Koceja (2001) sta isti protokol uporabila za ugotavljanje modulacije vala H tudi po tridnevnem treningu ravnotežja, kjer so v prvem dnevu izmerili zadušitev amplitude refleksa H za 22%, v drugem za 18% in v tretjem za 6%. Tudi v naši raziskavi je bil upad amplitude refleksa H podoben (slika 17 in slika 18). Kljub temu da smo po izbrani RN izmerili nižjo amplitudo vala H mišice soleus tako v leži kot v stoji, med intenzivnostmi nismo izračunali značilnih razlik.

Primerjava slike 19, 20 in 21 pokaže, da med različnimi intenzivnostmi le obstajajo določene razlike in sicer v hitrosti (glede na število ponovitev) upada amplitude vala H. Pri najlažji intenzivnosti (INT 1) se amplituda vala H statistično značilno zmanjša po peti (~10%), šesti (~12%) in sedmi ponovitvi (~13%). Če to primerjamo z INT 2 opazimo, da se značilno zmanjšanje pojavi že po četrti ponovitvi (~9%). Po analizi mehanskih parametrov smo že prej ugotovili, da so si INT 1 in INT 2 nekoliko bližje po intenzivnosti/težavnosti ter da je INT 3 nekoliko bolj zahtevna. To lahko vidimo tudi po amplitudah srednjih vrednostih vala H. Prva statistično značilna razlika se pri INT 3 pojavi že po drugi ponovitvi (~7%), kar je veliko prej kot pri INT 1 in INT 2. Pri INT 3 opazimo tudi nekoliko večje znižanje amplitude vala H po zadnji/sedmi ponovitvi (okrog 6% glede na prejšnjo ponovitev), ki bi se mogoče lahko še bolj nadaljevalo, če bi merjenci izvajali več kot sedem ponovitev. Na podlagi teh podatkov lahko delno sprejmemo 6. hipotezo, medtem ko 5. lahko zavrnamo. Najbolj intenzivna naloga je v povprečju sicer najbolj zmanjšala amplitudo vala H v stoji, vendar med intenzivnostmi ni bilo razlik. Razlike v upadu vala H med ležo in stojo so najverjetneje nastale zaradi načina merjenja vala H mišice soleus. Amplitudo vala H v leži smo izmerili samo pred RN in po koncu celotne RN naloge, medtem ko smo jo med stojo izmerili po vsaki ponovitvi. Na rezultat ima lahko vpliv tudi specifičnost položaja RN. Merjenci so RN izvajali v stoji, zato smo pri vrednostih amplitude vala H lahko pričakovali večje razlike v stoji kot v leži.

V literaturi navajajo, da bolj zahtevna ravnotežna naloga povzroči večje zmanjšanje amplitude refleksa H (Earles idr., 2000; Hoffman in Koceja, 1995; Huang idr., 2009; Llewellyn idr., 1990; Pinar idr., 2010). Zato ker večja zahtevnost RN pomeni natančnejšo kontrolo lahko sklepamo, da za takšno kontrolo potrebujemo večji prenos kontrole v višje centre CŽS. Tudi Katz idr. (1988) navajajo, da večja zahtevnost naloge poveča presinaptično inhibicijo, za katero so odgovorni supraspinalni mehanizmi. V skladu s tem smo pričakovali, da bo upad razmerja med valom H in valom M negativno povezano s potjo gibanja deske v sagitalni ravnini, časom ohranjanja ravnotežnega položaja na eni nogi in hitrostjo gibanja deske. Izračunali smo negativno povezanost med potjo in hitrostjo gibanja deske v sagitalni ravnini in odstotkom spremembe amplitude vala H, vendar samo pri INT 1. To pomeni, da so merjenci, ki jim je že INT 1 predstavljala zahtevno RN (opravili so večjo pot in dosegali večje hitrosti), bolj znižali refleks H kot tisti, ki so med INT 1 povprečno opravili manjšo pot in dosegali manjše hitrosti. Iz tega lahko zaključimo, da RN, ki posamezniku predstavlja veliko zahtevnost, najverjetneje povzroči večje znižanje amplitude vala H. Pri INT 2 in INT 3 nismo izračunali omenjene povezanosti. Zaradi tega hipotezo 7 in 9 lahko delno sprejmemo, medtem ko 8. hipotezo lahko zavrnamo.

Najtežja intenzivnost je predstavljala najbolj selektivno RN. Merjenci so največkrat ponovno vzpostavljali ravnotežje pri INT 3 (3,1 krat/ponovitev), vendar so vseeno najhitreje zmanjšali amplitudo vala H. Zaključimo lahko, da je za zmanjšanje vzdražnosti sklada alfa

motonevronov boljše izvajati bolj intenzivno RN, tudi če je za merjenca nekoliko prezahtevna. Merjenci so časovno manj časa vztrajali pri INT 2 in INT 3 in nekoliko bolj zmanjšali amplitudo vala H, čeprav ne statistično značilno.

Na koncu lahko povzamemo, da sedem ponovitev RN akutno vpliva na vzdražnost sklada alfa motoričnih nevronov predvsem na račun presinaptične inhibicije, medtem ko razlike v intenzivnosti ne povzročajo večjih razlik. Vpliv intenzivnosti opazimo pri številu ponovitev, ki so potrebne, da pride do znižanja razmerja med valom H in valom M. Višja intenzivnost povzroči statistično značilno znižanje že v začetnih ponovitvah RN, medtem ko se pri nižji intenzivnosti pojavi kasneje. Večja sposobnost znižanja je odraz večje vloge supraspinalnih mehanizmov pri kontroli ravnotežja. Funkcionalna pomembnost modulacije refleksov med različnimi nalogami je lahko zmanjšana pri ljudeh, ki jih ne morejo modulirati. Tokuda idr. (1991) so ugotovili, da so pacienti s cerebralno ataksijo nezmožni zadušiti refleks H in je zato njihova stoja bolj nestabilna kot pri zdravih merjencih. Pri pacientih s Parkinsonovo boleznijo so ugotovili, da je njihova nestabilna stoja posledica nezmožnosti spreminjanja amplitude vala H pri specifičnih nalogah (Hayashi idr., 1997). Mynark in Koceja (2002) navajata, da je sposobnost dušenja refleksa H zmanjšana pri starejših posameznikih (>65 let) in jo posledično spremlja slabša stabilnost v stoji.

Večje število ponovitev RN bi dodatno razjasnilo vpliv zahtevnosti vadbe na znižanje amplitude refleksa H (razmerja H/M). Rezultati kažejo, da večja kot je intenzivnost, manj ponovitev je potrebnih za podoben upad razmerja H/M. Ne vemo pa, ali lahko dosežemo plato in koliko ponovitev je za to potrebnih.

Najpomembnejša omejitev naše, pa tudi ostalih ravnotežnih študij predstavlja dejstvo, da enaka naloga za merjence ne predstavlja enako zahtevnost, ker njihove sposobnosti niso enake. Potrebno bi bilo izvesti individualizacijo obremenitve za vsakega merjenca.

Določanje intenzivnosti ravnotežja za vsakega posameznika je še danes velik problem. Farlie, Robins, Keatin, Molloy in Terry (2013) v preglednem članku navajajo, da v 148 študijah, ki poročajo o treningu ravnotežja, nobena ni določila veljavno merilo intenzivnosti nalog ravnotežja. Namesto tega študije opisujejo sistematičnost težavnosti nalog skozi katere so merjenci napredovali. Vsi posamezniki nimajo enake ravnotežne sposobnosti, zato jim lahko iste naloge predstavljajo različen izziv. Pri vadbi moči stopnjo/procent intenzivnosti lahko določimo s pomočjo določanja maksimalne obremenitve (1 RM) pri določeni nalogi, medtem ko je to pri vabi ravnotežja bolj zapleteno. Za določanje intenzivnosti ravnotežja se ponekod uporabljajo lestvice, ki so ocenjene na podlagi posameznikovega subjektivnega občutka. Intenzivnost na tak način ni točno določena, vendar nam še vedno lahko pripomore k oceni intenzivnosti naloge za določenega posameznika. Še vedno ni jasno, kako učinkovito meriti intenzivnost nalog ravnotežja in je še veliko prostora za napredek. Za boljše ugotovitve bi bila potrebna nadgradnja naše študije v številu merjencev, določanju individualnih intenzivnosti, spremljanju EMG-ja aktivnosti mišic in sprememb v vzdražnosti kortikospinalnega in kortikalnega sistema.

## 5 SKLEP

Vadba ravnotežja je zelo razširjena in uporabna oblika vadbe. Uporabljamo jo v rehabilitaciji in prevenciji poškodb, v treningu športnikov in otrok, ter kot preventivno vadbo pred padci pri starejši populaciji in med posamezniki z različnimi zdravstvenimi težavami in motnjami v ravnotežju.

Ravnotežje je sposobnost, ki je ključnega pomena za izvedbo gibanja. Univerzalne definicije ravnotežja še vedno ni (Taube, 2007b). Definicija le tega izhaja iz vidika proučevanja. Z biomehanskega vidika pomeni ohranjanje ravnotežja v statičnih pogojih (npr. med stoji) sposobnost ohranjanja vertikalne projekcijo težišča telesa, znotraj podporne površine. Medtem ko je pri dinamičnih pogojih potrebno upoštevati poleg gravitacije tudi druge sile, ki delujejo na človeško telo. Ohranjanje dinamičnega ravnotežja pomeni, da rezultanta vseh zunanjih sil, ki delujejo na človeško telo poteka čez podporno površino (Enoka, 2015).

Pri nadzoru ravnotežja, bodisi v statičnih ali dinamičnih pogojih so vključeni sezorični, motorični procesi in kontrolni procesi na različnih nivojih delovanja živčnega sistema, ki so odgovorni za izbiro ustreznih gibalnih odzivov za ohranjanje ravnotežja. Nadzor ravnotežja ni samo igra refleksov, ampak kompleksna sposobnost, ki temelji na interakciji teh procesov. Senzorni del je odgovoren za določanje pozicije telesa, primerjavo, izbiro in kombiniranje različnih informacij, medtem ko je motoričen del odgovoren za izvedo gibalne naloge in prilagajanje ustrezne mišične aktivacije v različnih okoliščinah.

Eno od orodij raziskovanja gibalne kontrole na nivoju hrbtenjače je refleks H. Vrednosti amplitude vala H nam podajajo informacije o vzdražnost sklada alfa-motoričnih nevronov. S pomočjo teh vrednosti lahko ugotovimo, kako različne naloge, pogoji merjenja in vrste vadbe vplivajo na refleksne poti v hrbtenjači in s tem tudi na motorično kontrolo.

Akutni odzivi refleksa H med izvedbo enake ravnotežne naloge, enakega trajanja in različne aktivnosti niso znani. Zaradi tega smo izvedli raziskavo, kjer smo želeli ugotoviti ali enaka ravnotežna naloga treh različnih zahtevnosti, povzroči različne velikosti amplitude vala H in ali število ponovitev vpliva na spremembe v amplitudi vala H. Spremljali smo akutno spremembo spinalnih mehanizmov z merjenjem refleksa H na mišici soleus. Merili smo čas aktivnega vzpostavljanja ravnotežja s pomočjo senzorja kontakta ter pot in hitrost ravnotežne deske s pomočjo goniometra.

Cilji naloge so bili štirje: (1) primerjati aktivni čas vztrajanja v ravnotežnem položaju med tremi različnimi intenzivnostmi (večje gibanje ravnotežne deske v sagitalni ravnini) enake ravnotežne naloge; (2) primerjati dolžino poti ravnotežne deske v sagitalni ravnini med tremi različnimi intenzivnostmi enake ravnotežne naloge; (3) primerjati akutni odziv refleksa H v leži in stoji pred in po RN glede intenzivnost (gibanje deske v sagitalni ravnini) ravnotežne

naloge; (4) primerjati akutni odziv refleksa H v stoji glede na število ponovitev (sedem) in intenzivnost (gibanje deske v sagitalni ravnini) ravnotežne naloge.

Za analizo vpliva intenzivnosti RN na vzdražnost sklada alfa motoričnih nevronov smo izbrali ravnotežno nalogo na ravnotežni deski, ki omogoča gibanje v sagitalni ravnini (rotacija in translacija v gležnju). Intenzivnost naloge smo spreminjali s pomočjo pene, ki smo jo podstavljali pod ravnotežno desko odvisno od intenzivnosti. Merjenci so v nekaj dnevnikih razmikih izvedli sedem ponovitev RN INT 1 (pena pod celotno površino deske), INT 2 (pena pod polovico površine ravnotežne deske) in INT 3 (brez pene).

Z analizo mehanskih parametrov smo ugotovili, da INT 1, INT 2 in INT 3 za merjence predstavljajo različno intenzivne naloge, kar je bil prvi poglavitni cilj naše naloge. Podatki amplitude refleksa H kažejo na to, da vadba ravnotežja akutno vpliva na znižanje vala H, ker se vrednosti amplitude vala H pred in po RN statistično značilno razlikujejo. Med intenzivnostmi nismo izračunali statistično značilnih razlik.

Vseeno smo prišli do ugotovitve, ki nakazuje da določene razlike med intenzivnostmi vseeno obstajajo. Izmerili smo, da pri najvišji intenzivnosti (INT 3) vrednosti amplitude vala H statistično značilno padejo veliko prej kakor pri nižjih intenzivnostih. Največji padec amplitude razmerja vala M in vala H se zgodi po zadnji ponovitvi, zato je v tem primeru pomanjkljivost naše naloge ta, da izvajanje RN nismo podaljšali za nekaj ponovitev. Čeprav so pri INT 3 merjenci povprečno vztrajali krajši čas, kar pomeni, da so manj časa aktivno vzpostavljali ravnotežje, se je amplituda vala H vseeno znižala že po drugi ponovitvi, verjetno zaradi večje zahtevnosti kontrole ravnotežnega položaja in večji zahtevi po vključitvi višjih centrov CZS.

Kako moramo izzvati naš ravnotežni sistem, da bi najhitrejše in najboljše napredovali? Iz naše naloge je razvidno, da pri izvajanju ravnotežne vadbe zahtevnost lahko pomembna v prvih serijah, kasneje pa ne več. Tudi to ni nujno, saj nismo preverili sistematičnost razlik po posameznih serijah v valu H med intenzivnostmi. Čas vztrajanja pri INT3 je bil najmanjši, padec amplitude vala H pa najhitrejši in največji. Predstavljeni rezultati nakazujejo, da se sistematično zmanjšanje vala H pojavi prej pri INT 3 kot pri drugih dveh intenzivnostih. Vzrok je najverjetneje zahteva po natančnejši kontroli gibanja. Najverjetneje med izvedbo RN pride do sprememb na kortikalnem nivoju, ki pa se odrazijo tako, da se zniža vzdražnost sklada alfa motoričnih nevronov v hrbtenjači in/ali poveča predsinaptična inhibicija Ia aferentnih vlaken. Merjenci, ki jim je že INT 1 predstavljala zahtevno ravnotežno nalogo (večja opravljena pot in večja hitrost) so bolj zmanjšali amplitudo vala H kot ostali. Ti rezultati nakazujejo, da bi bilo smiselno raziskati ali je bolj smiselno izvajati vadbo, kjer je zelo zahtevno ohranjati ravnotežni položaj, kakor takšno, kjer ravnotežni položaj lahko vzdržujemo. Potrebno bi bilo raziskati kronični učinek več različnih intenzivnosti na vzdražnost sklada alfa motoričnih nevronov, da bi ugotovili če obstajajo razlike tudi v dolgoročnih spremembah.

Čeprav vseh hipotez nismo potrdili ali smo jih delno sprejeli naša raziskava lahko prispeva k odkrivanju in nadaljnjem raziskovanju optimizacije treninga ravnotežja. V pregledanih študijah nismo zasledili raziskav, ki so spremljale različne intenzivnosti iste RN, zato je prostora za nadgradnjo še veliko.



## 6 VIRI

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P. in Dyhre-Poulsen, P. (2002). Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *J Appl Physiol*, 92(6), 2309-2318.
- Anastasopoulos, D., Bronstein, A. M. (1999). A case of thalamic syndrome: somatosensory influences on visual orientation. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 67(3), 390-394.
- Basmajian, J. V., De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography (5th edition)*. Baltimore: Williams in Wilkins.
- Baudry, S., Duchateau, J. (2012). Age-related influence of vision and proprioception on Ia presynaptic inhibition in soleus muscle during upright stance. *J Physiol*, 590(Pt21), 5541-5554.
- Beck, S., Taube, W., Gruber, M., Amtage, F., Gollhofer, A., in Schubert, M. (2007). Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training intervention. *Brain Res*, 1179, 51-60.
- Bell, K. R., Lehman, J. F. (1987). Effect of cooling on H- and T-reflexes in normal subjects. *Arch Phys Med Rehabil.*, 68(8), 490-493.
- Bisdorff, A. R., Anastasopoulos, D., Bronstein, A. M. in Gresty, M. A. (1995). Subjective postural vertical in peripheral and central vestibular disorders. *Acta Otolaryngol Suppl*, 520(Pt 1), 68-71.
- Bronstein, A. M. (1999). The interaction of otolith and proprioceptive information in the perception of verticality. The effects of labyrinthine and CNS disease. *Ann NY Acad Sci*, 871, 324-333.
- Bruhn, S., Kullmann, N., in Gollhofer, A. (2004). The effects of a sensorimotor training and a strength training on postural stabilisation, maximum isometric contraction and jump performance. *Int J Sports Med* 25(1), 56-60.
- Capaday, C. (1997). Neurophysiological methods for studies of the motor system in freely moving human subjects. *J Neurosci Methods*, 74(2), 201-218.
- Capaday, C. in Stein, R. B. (1987). Difference in the amplitude of the human soleus H reflex during walking and running. *J Physiol.*, 392, 513-522.
- Chalmers, G. R. in Knutzen, K. M. (2002). Soleus H-reflex gain in healthy elderly and young adults when lying, standing and balancing. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 57(8), B321-B329.
- Crone, C. in Nielsen, J. (1989). Methodological implications of the post activation depression of the soleus H-reflex in man. *Exp Brain Res*, 78(1), 28-32.

- Day, B. L., Steiger, M. J., Thompson, P. D. in Marsden, C.D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of physiology*, 469(1), 479-499.
- Dowman, R. in Wolpaw, J. R. (1988). Jendrassik maneuver facilitates soleus H-reflex without change in average soleus motoneuron pool membrane potential. *Exp Neurol*, 101(2), 288-302.
- Duarte, M. in Zatsiorsky, V. M. (2002). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res*, 146(1), 60-69.
- Earles, D. R., Dierking, J. T., Robertson, C. T. in Koceja, D. M. (2002). Pre- and post-synaptic control of motoneuron excitability in athletes. *Med Sci Sport Exerc.*, 34(11), 1766-1772.
- Earles, D. R., Koceja, D. M. in Shively, C. W. (2000). Environmental changes in soleus H-reflex excitability in young and elderly subjects. *Int J Neurosci*, 105(1-4), 1-13.
- Eils, E. & Rosenbaum, D. (2001). A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci sports Exerc*, 33(12), 1991-1998.
- Enoka, R. M. (2015). *Neuromechanics of Human Movement (Fifth Edition)*. Champaign: Human Kinetics.
- Farlie, M. K., Robins, L., Keating, J. L., Molly, E. in Haines, T. (2013). Intensity of challenge to the balance system is not reported in the prescription of balance exercises in randomised trials: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 59(4), 227-235.
- Fisher, M. A. (1992). H reflexes and F waves: physiology and clinical indications. *Muscle Nerve*, 15(11), 1223-1233.
- Frank, K. in Fuortes, M. G. F. (1957). Presynaptic and postsynaptic inhibition of monosynaptic reflexes. *Fed Proc*, 16, 39-40.
- Franklin, D. W., So, U., Burdet, E. in Kawato, M. (2007). Visual feedback is not necessary for the learning of novel dynamics, *PLoS One*, 19(2), e1336.
- Garland, S. J., Gerilovsky, L. in Enoka, R. M. (1994). Association between muscle architecture and quadriceps femoris H-reflex. *Muscle Nerve*, 17(6), 581-592.
- Gollhofer, A., Gruber, M., Alt, W., in Lohrer, H. (2000). Functional adaptation following proprioceptive training for ankle and knee joint stabilization. V *Abstract of the second congress »Skiing and science«* (str. 88-89). St. Christoph am Arlberg, Austria.
- Granacher, U., Gollhofer, A. in Strass, D. (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait Posture* 24(4), 459-466.
- Gruber, M. in Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur J Appl Physiol* 92(1-2), 92-105.

- Gruber, M., Gruber, S. B., Taube, W., Schubert, M., Beck, S. C. in Gollhofer, A. (2007). Differential effects of ballistic versus sensorimotor training on rate of force development and neural activation in humans. *J Strength Cond Res*, 21(1), 274-282.
- Halvarsson, A., Franzen, E., Faren, E., Olsson, E., Oddsson, I. in Stahle, A. (2013). Long-term effects of new progressive group balance training for elderly people with increased risk of falling – a randomized controlled trial. *Clin. Rehabil.* 27(5), 450-458.
- Hayashi, R., Tako, K., Tokuda, T. in Yanagisawa, N. (1992). Comparison of amplitude of human soleus H-reflex during sitting and standing. *Neurosci Res*, 13(3), 227-233.
- Hayashi, R., Tokuda, T., Tako, K. in Yanagisawa, N. (1997). Impaired modulation of tonic muscle activities and H-reflexes in the soleus muscle during standing in patients with Parkinson's disease. *J Neurol Sci*, 153(1), 61-67.
- Hayes, K. C., Sullivan, J. (1976). Tonic neck reflex influence on tendon and Hoffmann reflexes in man. *Electromyogr Clin Neurophysiol.*, 16(2-3), 251-261.
- Heitkamp, H. C., Horstman, T., Mayer, F., Weller, J. in Dickhut, H. H. (2001). Gain in strength and muscular balance after balance training. *Int J Sports Med*, 22(4), 285-290.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Meletti, R., Hagg, G. G., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G. in Disselhorst-Klug, C. (1999). *European recommendations for surface electromyography*. Enschede: Roessingh Research and Development.
- Hicks, A., Fenton, J., Garner, S. in McComas, A. J. (1989). M wave potentiation during and after muscle activity. *J Appl Physiol*, 66(6), 2606-2610.
- Hoffman, M. A. in Koceja D. M. (1995). The effects of vision and task complexity on Hoffman reflex gain. *Brain Res.*, 700(1-2), 303-307.
- Hoffman, P. (1910). Beitrag zur Kenntnis der menschlichen Reflexe mit besonderer Berücksichtigung der elektrischen Erscheinungen. *Arch Anat Physiol*, 1, 223-246.
- Hopkins, J. T., Ingersoll, C. D., Cordova, M. L. in Edwards, J. E. (2000). Intrasession and intersession reliability of the soleus H-reflex in supine and standing positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 40(2), 89-94.
- Hopkins, J. T., Ingersoll, C. D., Edwards, J. E. in Cordova, M. L. (2000). Changes in soleus motoneuron pool excitability after artificial knee joint effusion. *Arch Phys Med Rehabil.*, 81(9), 1199-1203.
- Horak, F. B., Earhart, G. M. in Dietz, V. (2001). Postural responses to combinations of head and body displacements: vestibular-somatosensory interactions. *Exp Brain Res*, 141(3), 410-414.
- Horak, F. B., Moore, S. (1989). Lateral postural responses: the effect of stance width and perturbation amplitude. *Physical Therapy*, 69, 363.
- Horak, F. B., Sharon, M. H., Shumway-Cook, A. (1997). Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Phys Ther.*, 77(5), 517-553.

- Horak, F. B., Shupert, C. L., Dietz, V., Horstmann, G. (1994). Vestibular and somatosensory contributions to response to head and body displacement in stance. *Exp Brain Res*, 100(1), 93-106.
- Horak, F.B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls. *Age and Ageing*, 35(S2), ii7-ii11.
- Horak, F.B., Nashner, L.M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. *J Neurophysiol*, 55(6), 1369-1381.
- Huang, C., Cherng, R., Yang, Z., Chen, Y., Hwang I. (2009). Modulation of soleus H reflex due to stance pattern and haptic stabilization of posture. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(3), 492-499.
- Hultborn, H. (2006). Spinal reflexes, mechanisms and concepts: from Eccles to Lundberg and beyond. *Prog Neurobiol*, 78(3-5), 215-232.
- Hwang I. S. (2002). Assessment of soleus motoneural excitability using the joint angle dependent H reflex in humans. *J Electromyogr Kinesiol.*, 12(5), 361-366.
- Hwang, I. S., Lin, Y. C. in Ho, K. Y. (2002). Modulation of soleus H-reflex amplitude and variance during pretibial contraction-effects of joint position and effort level. *Int J Neurosci.*, 112(6), 623-638.
- Iles, J. F. (1996). Evidence for cutaneous and corticospinal modulation of presynaptic inhibition of Ia afferents from the human lower limb. *J Physiol (Lond)*, 491(1), 197-207.
- Jacobson, G.H., Thompson, B., Wallace, T., Brown, L., in Rial, C. (2011). Independent static balance training contributes to increased stability and functional capacity in community dwelling elderly people: a randomized controlled trial. *Clin. Rehabil.* 25(6), 549-556.
- Kameyama, O., Hayes K. C. in Wolfe D. (1989). Methodological considerations contributing variability of the quadriceps H-reflex. *Am J Phys Med Rehabil.*, 68(6), 277-282.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H. in Jessell, T., M. (2000). *Principles of Neural Science*, 4th ed. McGraw-Hill, New York.
- Kasai, T., Kawanishi, M in Yahagi, S. (1998). Posture-dependent modulation of reciprocal inhibition upon initiation of ankle dorsiflexion in man. *Brain Res*, 792(1), 159-163.
- Katz, R., Meunier, S. in Pierrot-Deseilligny, E. (1988). Changes in presynaptic inhibition of Ia fibers in man while standing. *Brain*, 111(2), 417-437.
- Knikou, M., Rymer, Z. (2002). Effects of changes in hip joint angle on H-reflex excitability in humans. *Exp Brain Res.*, 143(2),149-159.

- Koceja, D. M., Markus, C. A. in Trimble M. H. (1995). Postural modulation of the soleus H reflex in young and old subjects. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 97(6), 387-393.
- Koceja, D. M., Mynark, R. G. (2000). Comparison of heteronymous monosynaptic Ia facilitation in young and elderly subjects in supine and standing positions. *Int J Neurosci*, 103(1-4), 1-17.
- Krause, B. A., Hopkins, J. T., Ingersoll, C. D., Cordova, M. L. in Edwards, J. E. (2000). The relationship of ankle cooling and rewarming to the human soleus H reflex. *J Sport Rehabil.*, 9, 1-10.
- Lagerquist, O., Zehr, E. P. in Docherty, D. (2006). Increased spinal reflex excitability is not associated with neural plasticity underlying the cross-education effect. *J Appl Physiol*, 100(1), 83-90.
- Lavoie, B. A., Devanne, H. in Capaday, C. (1997). Differential control of reciprocal inhibition during walking versus postural and voluntary motor tasks in humans. *J Neurophysiol* 78, 429-438.
- Leroux, A., Belanger, M. in Boucher, J. P. (1995). Pain effect on monosynaptic and polysynaptic reflex inhibition. *Arch Phys Med Rehabil.*, 76(6), 576-582.
- Llewellyn, M., Yang, J.F. in Prochazka, A. (1990). Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking. *Exp Brain Res*, 83(1), 22-28.
- Lowrey, C. R. in Bent, L. R., (2009). Modulation of the soleus H-reflex following galvanic vestibular stimulation and cutaneous stimulation in prone human subjects. *Muscle Nerve*, 40(2), 213-220.
- Magladery, J. W., Porter, W. E., Park, A. M. in Teasdall, R. D. (1951). Electrophysiological studies on nerve and reflex activity in normal man. IV. Two-neurone reflex and identification of certain action potentials from spinal roots and cord. *Bull Johns Hopkin's Hosp*, 88(6), 499-519.
- Mazaheri, M., Coenen, P., Parnianpour, M., Kiers, H. in van Dieen, J.H. (2013). Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: a systematic review. *Gait Posture* 37 (1), 12-22.
- Mergner, T., Maurer, C., Peterka, R. J. (2003). A multisensory posture control model of human upright stance. *Prog Brain Res*, 142, 189-201.
- Misiarek, J. E. (2003). The H-reflex as a tool in neurophysiology: its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle and Nerve*, 28 (2), 144-160.
- Mynark, R. G. in Koceja, D. M. (1997). Comparison of soleus H-reflex gain from prone to standing in dancers and controls. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 105(2), 135-140.

- Mynark, R. G. in Koceja, D. M. (2002). Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *J Appl Physiol*, 93(1), 127-133.
- Nielsen, J. in Kagamihara, Y. (1992). The regulation of disynaptic reciprocal Ia inhibition during co-contraction of antagonistic muscles in man. *J Physiol*, 456, 373-391.
- Nielsen, J. in Kagamihara, Y. (1993). The regulation of disynaptic reciprocal Ia inhibition during co-contraction of antagonistic muscles in man. *J Physiol*, 464, 575-593.
- Palmeri, R. M. (2004). *The Neuroendocrine Response and Spinal Inhibitory Processes Involved in Arthrogenic Muscle Response Following an Artificial Knee Joint Effusion* (Doktorska disertacija). University of Virginia, Charlottesville.
- Palmeri, R. M., Hoffman, M. A., Ingersoll, C. D. (2002). Intersession reliability for H reflex measurements arising from the soleus, peroneal and tibialis anterior musculature. *Int J Neurosci*, 112(7), 841-850.
- Palmeri, R. M., Ingersoll, C. D. in Hoffman, M. A. (2004b). The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 268-277.
- Palmeri, R. M., Ingersoll, C. D., Hoffman, M. A., Cordova, M. L., Porter, D. A., Edwards, J. E., Babington, J. P., Krause, B. A. in Stone, M. B. (2004a). Arthrogenic muscle response to a simulated ankle joint effusion. *Br J Sports Med.*, 38(1), 26-30.
- Papegaaij, S., Taube, W., Baudry, S., Otten, E. in Hortobagyi, T. (2014). Aging causes a reorganization of cortical and spinal control of posture. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6, 1-15.
- Paterno, M. V., Myer, G. D., Ford, K. R. in Hewett, T. E. 2004. Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*, 34(6), 305-316.
- Perez, M. A., Lundbye-Jensen, J., Nielsen, J. B. (2007). Task-specific depression of the soleus H-reflex after cocontraction training of antagonist muscle. *J Neurophysiol*, 98(6), 3677-3687.
- Pierrot-Deseilligny, E. in Mazevet, D. (2000). The monosynaptic reflex: a tool to investigate motor control in humans. Interest and limits. *Neurophysiol Clin*, 30(2), 67-80.
- Pinar, S., Kitano, K. in Koceja, D. M. (2010). Role of vision and task complexity on soleus H-reflex gain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 354-358.
- Rose, D. J. (2010). *Fallproof!: Comprehensive Balance and Mobility Training Program (Second edition)*. Champaign: Human Kinetics.
- Rozzi, S. L., Lephart, S. M., Sterner, R. in Kuligowski, L. (1999). Balance training for persons with functional unstable ankles. *J Orthop Sports Phy Ther*, 29(8), 478-486.

- Rugelj, D. (2006). Vpliv spreminjanja senzoričnega priliva na varnostno območje pri gibanju nad fiksno podporno ploskvijo (Doktorska disertacija). Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, Ljubljana.
- 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.
- Shaffer, S. W., Harrison, A. L. (2007). Akin gait somatosensory system: a translational perspective. *Phys Ther*, 87(2), 193-207.
- Shumway-Cook, A. in Woollacott, M. H. (2007). Motor control: translating research into clinical practice. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Simoneta, B. (2008). *Sviluppo di un sistema diagnostico per lo studio del riflesso H in applicazioni mediche e sportive basato sulla curva di reclutamento H-M*. Trieste: Università degli studi di Trieste, Facoltà di Ingegneria.
- Solopova, I. A., Kazennikov, O. V., Deniskina, N. B., Levik, Y. S. in Ivanenko, Y. P. (2003). Postural instability enhances motor responses to transcranial magnetic stimulation in humans. *Neurosci Lett*, 337(1), 25-28.
- Stein, R. B. (1995). Presynaptic inhibition in humans. *Prog Neurobiol*, 47(6), 533-544.
- Strojnik, V., Vengust, R., Pavlovic, V. (2002). The effect of proprioceptive training on neuromuscular function in patients with patellar pain. *Cell Mol Biol Lett*, 7(1), 170-171.
- Takakusaki, K., Oohinata-Sugimoto, J., Saitoh, K., Habaguchi, T. (2004). Role of basal ganglia-brainstem systems in the control of postural muscle tone and locomotion. *Progress in Brain Research*, 143, 231-237.
- Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A. in Schubert, M. (2007a). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiol (Oxf)*, 189(4), 347-358.
- Taube, W., Gruber, M., Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiol*, 193(2), 101-116.
- Taube, W., Kullmann, N., Leukel, C., Kurz, O., Amtage, F. in Gollhofer, A. (2007b). Differential reflex adaptations following sensorimotor and strength training in young elite athletes. *Int J Sports Med* 28(12), 999-1005.
- Taube, W., Leukel, C., Gollhofer, A. (2010). Influence of enhanced visual feedback on postural control and spinal reflex modulation during stance. *Experimental Brain Research*, 188(3), 353-361.
- Taube, W., Schubert, M., Gruber, M., Beck, S., Faist, M. in Gollhofer, A. (2006). Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *J Appl Physiol*, 101(2), 420-429.

- Tokuda, T., Tako, K., Hayashi, R. in Yanagisawa, N. (1991). Disturbed modulation of the stretch reflex gain during standing in cerebellar ataxia. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 81(6), 421-426.
- Trimble M. H. in Koceja D. M. (1994). Modulation of the triceps surae H-reflex with training. *Int J Neurosci*, 76(3-4), 293-303.
- Trimble, M. H. (1998). Postural modulation of the segmental reflex: effect of body tilt and postural sway. *Int J Neurosci*, 95 (1-2), 85-100.
- Trimble, M. H. in Koceja, D. M. (2001). Effect of a reduced base of support in standing and balance training on the soleus H-reflex. *Int J Neurosci*, 106(1-2), 1-20.
- Weber, D. (2014). Vpliv utrujenosti hrbtnih mišic na ravnotežje (Doktorska disertacija). Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, Ljubljana.
- Widmaier, E. P., Raff, H., Strang, K. T. (2008). *Vander's human physiology: the mechanisms of body function, 11th edition*. New York: McGraw-Hill.
- Wolpaw, J. R. in Tennissen, A. M. (2001). Activity-dependent spinal cord plasticity in health and disease. *Annu Rev Neurosci*, 24, 807-843.
- Yaggie, J. A. & Campbell, B. M. (2006). Effects of balance training on selected skills. *J Strength Cond Res*, 20(2), 422-428.
- Zehr, E. P. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *Eur J Appl Physiol*, 86(6), 455-468.
- Zehr, E. P. (2006). Training induced adaptive plasticity in human somatosensory reflex pathways. *Journal of applied Physiology*, 101 (6), 1783-1794.
- Zehr, E. P., Stein, R. B. (1999). Interaction of the Jendrassik maneuver with segmental presynaptic inhibition. *Exp Brain Res*, 124(4), 474-480.