



UNIVERZA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ŠPORT

Športno treniranje  
Kondicijsko treniranje

# **MERSKE ZNAČILNOSTI TESTA AKTIVNEGA SLEDENJA KOTA IN SILE V KOLENU**

DIPLOMSKO DELO

MENTOR  
dr. Vojko Strojnik  
SOMENTOR  
dr. Nejc Šarabon  
RECENZENT  
dr. Ivan Čuk

Avtor dela  
MILOŠ KALC

Ljubljana 2009

## ZAHVALA

Zahvaljujem se mentorju red. prof. dr. Strojnik Vojku in somentorju dr. Šarabon Nejcu za nasvete in pomoč pri izdelavi diplomskega dela.

Zahvaljujem se vsem merjencem, ki so sodelovali pri meritvah.

Posebna zahvala gre Ogrizović Saši in Rosker Jerneju za pomoč pri meritvah in koristne nasvete pri pisanju naloge.

Zahvaljujem se še vsem, ki ste v času študija verjeli vame in me spodbujali!

# MERSKE ZNAČILNOSTI TESTA AKTIVNEGA SLEDENJA KOTA IN SILE V KOLENU

Miloš Kalc

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, letnica

Športno treniranje, Kondicijsko treniranje

Strani 73; preglednic 6; slik 20; virov 67.

## IZVLEČEK

**NAMEN:** (i) preveriti ponovljivost metode aktivnega sledenja sile oziroma kota v kolenskem sklepu in (ii) preveriti sposobnost posameznika sledenja sili oziroma kotu v različnih pogojih merjenja. **METODE DELA:** V raziskavi je sodelovalo 30 prostovoljcev (povprečna starost  $22 \pm 2,45$  let), med njimi 21 moških in 9 žensk. Za potrebo naloge smo uporabili dve opornici. Prva je služila za merjenje sposobnosti sledenja kota. Z drugo smo merili sposobnost sledenja sile v kolenskem sklepu. Merjenec je na ekranu sledil dvema krivuljama. Eno je določil program po nastavitvah merilca, drugo je upravljal merjenec z delovanjem na senzor. Meritve so potekale v treh ločenih seansah, med katerimi smo preverjali zanesljivost metode in občutljivost metode na spremembo določenih vhodnih parametrov (trajanje cikla signala, amplituda giba, območje sile in oblika krivulje). Podatke smo zbirali s posebno programsko opremo Wise Coach in jih statistično obdelali s pomočjo SPSS 14.0 za Widows. Izračunali smo Friedmanovo ANOVO in ICC vrednosti. **REZULTATI:** ICC vrednosti so pokazale srednje visoko zanesljivost pri naslednjih meritvah: sledenje kota en obisk (ICC =0,868), sledenje kota več obiskov (ICC=0,833), sledenje sile en obisk (ICC=0,898) in nizko zanesljivost pri meritvi sledenje sile več obiskov (ICC=0,509). Metoda se je izkazala kot zelo občutljiva na hitrost gibanja ( $p < 0,05$ ) in območje sile ( $P < 0,05$ ). Manj občutljiva je na spremembe oblike signala in amplitudo gibanja v kolenskem sklepu. **SKLEP:** Metoda se je izkazala za srednjevisoko zanesljivo in občutljivo na določene spremembe vhodnih parametrov.

**Ključne besede:** naloge sledenja, , koleno, sila/navor, kot, ponovljivost, občutljivost.

# MEASUREMENT CHARACTERISTICS OF THE TEST OF ACTIVE FORCE AND ANGLE TRACKING IN THE KNEE

Miloš Kalc

University of Ljubljana, Faculty of Sport

Sport Training, Condition Training

No. of pages: 73; No. of tables: 6; No. of diagrams: 20; No. of sources: 67.

## ABSTRACT

**PURPOSE:** (i) To test repeatability of the method of active force or angle tracking in the knee joint and (ii) to examine individual's capability of tracking the force or angle under different measurement conditions. **METHODS OF WORK:** 30 volunteers participated in this study (average age  $22 \pm 2,45$  years), 21 of whom were male and 9 female. For the purpose of the task two splints were used. The first served for measuring the force tracking ability in the knee joint. The subject was tracking two curves on the monitor. One was set by the program according to the measurer's settings, whereas the second was controlled by the subject activating the sensor. Measurements took place over three separate sessions, during which reliability of the method was examined, as well as sensitivity to changes in certain input parameters (signal cycle duration, movement amplitude, force area and shape of the curve). Data were collected using special software called Wise Coach and statistically analysed using SPSS 14.0 for Windows. Friedman ANOVA and ICC values were calculated. **RESULTS:** ICC values indicated medium reliability in the following measurements: single-session angle tracking ( $ICC=0,868$ ), multiple-session angle tracking ( $ICC=0,833$ ), single-session force tracking ( $ICC=0,898$ ), and low reliability in measuring force tracking over multiple sessions ( $ICC=0,509$ ). The method proved to be extremely sensitive to the velocity of movement ( $p < 0,05$ ) and force area ( $P < 0,05$ ). It is less sensitive to changes in the signal and amplitude of movement in the knee joint. **CONCLUSION:** The method proved to be of medium reliability and sensitivity to certain changes in the input parameters.

**Key words:** tracking tasks, knee, force/torque, angle, repeatability, sensitivity.

# KAZALO

<b>1. UVOD</b> .....	<b>6</b>
1.1 PROPRIOCEPCIJA .....	7
1.2 VPLETENI RECEPTORJI.....	8
1.2.1 Mišično vreteno.....	8
1.2.2 Golgijev kitni organ (GKO).....	11
1.2.3 Sklepni receptorji.....	12
1.2.4 Kožni receptorji .....	14
1.3 VID.....	15
1.4 CENTRALNI ŽIVČNI SISTEM.....	16
1.5 MEHANIZMI SENZORIČNO-MOTORIČNE INTEGRACIJE .....	17
1.6 ODPRTA IN ZAPRTA ZANKA.....	20
<b>2. PREDMET IN PROBLEM</b> .....	<b>22</b>
2.1 OCENJEVANJE SENZORIČNO-MOTORIČNEGA URAVNAVANJA GIBANJA.....	22
2.2 AKTIVNO SLEDENJE – ANGL. TRACKING .....	23
2.3 ZANESLJIVOST MERJENJA.....	26
<b>3 CILJI</b> .....	<b>29</b>
<b>4 HIPOTEZE</b> .....	<b>30</b>
<b>5 METODE DELA</b> .....	<b>31</b>
5.1 VZOREC MERJENCEV .....	31
5.2 OPREMA IN NAMESTITEV MERJENCA .....	31
5.3 OPORNICA ZA AKTIVNO SLEDENJE KOTA.....	31
5.4 OPORNICA ZA AKTIVNO SLEDENJE SILE.....	33
5.5 PRENOS IN OBDELAVA PODATKOV .....	35
5.6 ANALIZA PODATKOV .....	36
5.7 PROTOKOL MERITEV .....	37
5.7.1 Sledenje kota.....	37
5.7.2 Sledenje sile .....	37
5.7.3 Trajanje cikla signala .....	38
5.7.4 Amplituda in območje signala.....	38
5.7.5 Oblika signala.....	38
<b>6 REZULTATI</b> .....	<b>44</b>
6.1 SLEDENJE KOTA PRI RAZLIČNIH TAJANJH CIKLA SIGNALA CILJNE KRIVULJE.....	44
6.2 SLEDENJE SILE PRI RAZLIČNIH TRAJANJH CIKLA SIGNALA CILJNE KRIVULJE .....	46
6.4 SLEDENJE SILE PRI RAZLIČNIH OBMOČJIH CILJNE KRIVULJE .....	49
6.5 SLEDENJE KOTA PRI RAZLIČNIH OBLIKAH KRIVULJE .....	51
6.7 PREVERJANJE PONOVLJIVOSTI SLEDENJA KOTA .....	54
<b>7 RAZPRAVA</b> .....	<b>58</b>
<b>8 ZAKLJUČEK</b> .....	<b>63</b>
<b>9 LITERATURA</b> .....	<b>64</b>
<b>10 PRILOGA</b> .....	<b>70</b>

## 1. Uvod

Vrednotenje natančnega upravljanja gibanja je zelo koristno pri ugotavljanju motoričnega obnašanja in učenja. Nenazadnje so senzorično-motorične funkcije prizadete ob poškodbah tako mišično-skeletnega sistema kot živčnega sistema. Za uspešno vrednotenje senzorično-motoričnih funkcij so potrebni zanesljivi in občutljivi testi. Razvitih je veliko metod, ki ocenjujejo senzorično-motorične funkcije na različnih nivojih.

Med omenjene metode sodijo tudi naloge sledenja (angl. tracking tasks), ki se že vrsto let uporabljajo za merjenje in vrednotenje učinkovitosti gibalnega nadzora in napredkov pri gibalnem učenju. Metoda se je razvila v vojaške namene na začetku dvajsetega stoletja. Kasneje so psihologi metodo uporabljali za spremljanje gibalnega učenja (Schmidt in Lee, 1999). V zadnjih dveh desetletjih uporabljajo metodo pri ugotavljanju razlik v gibalnem upravljanju pri pacientih multiple skleroze, Parkinsonove bolezni, cerebralne ataksije in drugih okvar centralnega živčnega sistema (Carrey, Patterson in Hollenstein, 1988).

Za naloge sledenja je značilna uporaba povratnih vidnih informacij, ki se izrisujejo na računalniškem ekranu (v obliki krivulje, histograma, točke itd.). Za potrebe naše naloge smo uporabili signal v obliki dveh krivulj. Prvo izriše programska oprema po nastavitvah merilca. Druga ponazarja vrednost signala senzorja, ki zaznava bodisi položaj telesnega segmenta bodisi sklepni navor oziroma mišično silo. S premikanjem (sledenje kota) oz. potiskanjem opornice (sledenje sile) merjenec spreminja vrednost signala senzorja: pri tem mora merjenec izvajati nalogo tako, da je krivulja, ki ponazarja vrednost senzorja, čim bolj podobna predprogramirani.

Za razumevanje zapletenih živčno-mišičnih mehanizmov, ki omogočajo izvedbo takih nalog, bodo v naslednjih straneh predstavljene potrebne teoretične osnove.

Najprej bodo predstavljene propriocepcija in kinestetični občutek ter z njima povezani periferni senzori. Nato bomo na kratko predstavili živčni sistem in mehanizme gibalnega upravljanja.

## 1.1 Propriocepcija

Propriocepcija v ožjem pomenu besede pomeni sposobnost organizma zavestnega in podzavestnega prepoznavanja položajev delov telesa v prostoru. K propriocepciji prištevamo tudi kinestezijo, oziroma sposobnost zaznavanja smeri in hitrosti gibanja (Kandel, 2000).

Periferni senzorični mehanoreceptorji (mišično vreteno, Golgijev kitni organ, kožni in sklepni receptorji) predstavljajo izhodne senzorične signale za proprioceptivni občutek. Ti nimajo samo refleksne funkcije, temveč prinašajo v centralni živčni sistem (CŽS) veliko informacij o položaju in gibanju telesnih segmentov. Poleg perifernih receptorjev igrajo veliko vlogo centralno generirani motorični ukazi, ki v sebi že nosijo informacijo o položaju, gibanju telesnih segmentov in naporu. Funkcije vseh teh organov se med seboj prepletajo in dopolnjujejo (Enoka, 2002).

Med pionirje raziskovanja propriocepcije in kinestetičnega občutka spada Goldscheider (1889), ki je pred več kot sto leti sistematično meril najmanjšo rotacijo sklepa, ki jo je bilo mogoče zaznati. Bil je eden prvih, ki je sistematično opredelil zavedanje telesnih segmentov, njihovih položajev in njihove medsebojne orientacije. Sherrington (1906) je prvi opredelil termin propriocepcija. Skoval ga je iz latinskih besed (re)ceptus (dejanje, sprejemanje) in proprius (nekaj svojega).

Nekateri avtorji definirajo propriocepcijo kot kompleksen živčno-mišični proces, ki omogoča organizmu ohranjati stabilnost in orientacijo med statičnimi in dinamičnimi aktivnostmi (Lephart, 1994). Ločimo dva nivoja propriocepcije: zavestni in podzavestni (refleksno povzročeni). Zavestna propriocepcija omogoča pravilno funkcijo sklepov pri zavestnem gibanju. Podzavestna propriocepcija modulira funkcijo mišic na nivoju hrbtenjače in tako povzroča refleksne odzive, ki pomagajo ohranjati stabilno stanje sklepa (Laskowsky, Newcomer-Aney in Smith, 2000).

Centralni živčni sistem stalno dobiva informacije iz perifernih receptorjev. Veliko število informacij zagotavlja bolj precizno delovanje sistema. Notranje informacije dovajajo proprioceptorji, zunanje pa eksteroreceptorji (Enoka, 2002).

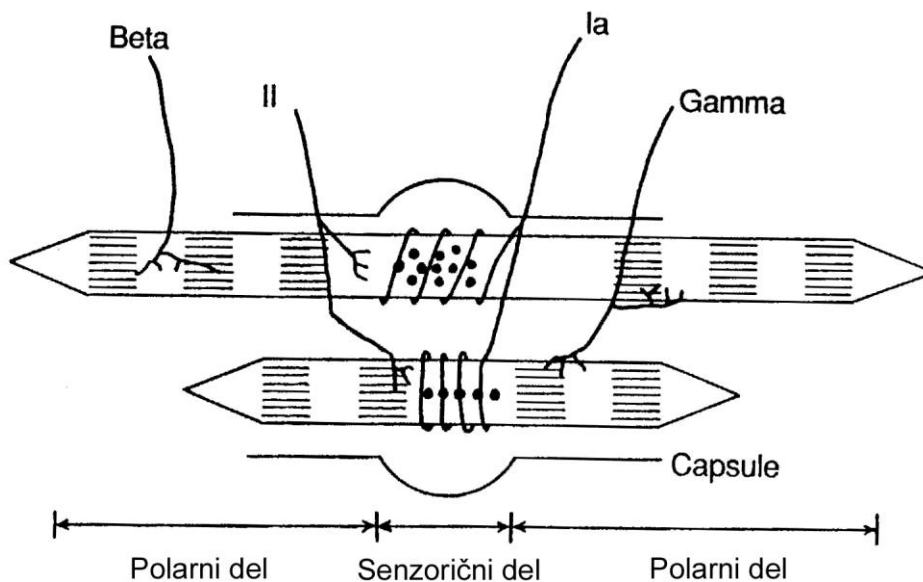


## 1.2 Vpleteni receptorji

### 1.2.1 Mišično vreteno

Mišično vreteno (MV) je mehanoreceptor, ki se nahaja v skeletnih mišicah. Vreteno ima podolgovato obliko in je zaraščeno vzporedno z mišičnimi vlakni. Število vreten se razlikuje od mišice do mišice in je odvisno od funkcije mišice (Enoka, 2002). Največ jih je v mišicah, ki izvajajo natančna gibanja in ležijo distalno (mišice dlani, vratu), manj pa v proksimalnih mišicah. Njihova funkcija je vezana na zaznavanje hitrosti in dolžine raztezanja ter krajšanja mišice. Na najdebelejšem delu je premer mišičnega vretena od 80 do 250 nm, dolgo je lahko do 10 mm. Obdana so z ektrafuzalnimi mišičnimi vlakni (Enoka, 2002).

Mišično vreteno je sestavljeno iz centralnega dela, ki predstavlja senzorni del, in iz polarnih delov, na katerih so intrafuzalna mišična vlakna (*Slika 1*). Iz senzoričnega dela izhajajo senzorična živčna vlakna skupine Ia in II. Vsa mišična vretena nimajo aferentnih živčnih vlaken skupine II, medtem ko imajo vsa MV aferentna živčna vlakna skupine Ia. Ta dajejo informacijo o hitrosti raztezanja, II živčne vlakna pa o dolžini raztezanja. Mišično vreteno oživčujeta še dva tipa živčnih vlaken: Beta živčna vlakna oživčujejo intrafuzalna in ektrafuzalna mišična vlakna. Gama živčna vlakna oživčujejo le intrafuzalna mišična vlakna na polarnih delih mišičnega vretena. Poznamo statična in dinamična gama živčna vlakna. Prva se bolj vzdražijo pri počasnih in predvidljivih spremembah v dolžini mišice, druga pa so bolj aktivna pri hitrih in nepričakovanih spremembah mišične dolžine. Gama živčna vlakna uravnavajo napetost intrafuzalnih mišičnih vlaken. Ko se le ta skrčijo na polarnih delih, raztegnejo sredinski senzorični del mišičnega vretena, kjer se tvorijo akcijski potenciali, ki potujejo po Ia in II aferentnih vlaknih do hrbtenjače. Na ta način daje mišično vreteno centralnemu živčnemu sistemu čutne informacije o absolutni dolžini mišice (statična komponenta) in hitrosti spremembe mišične dolžine (dinamična komponenta) (Enoka, 2002).



Slika 1: Mišično vreteno. Povzeto po Enoka, 2002.

Mišično vreteno je mogoče vzdražiti preko gama motonevronov, ki povzročajo krčenje polarnih delov in tako raztegnejo senzorični del, vzdražiti pa ga je mogoče tudi z raztezanjem ektrafuzalnih mišičnih vlaken, ki prav tako povzročijo raztezanje senzoričnega dela in generiranje akcijskih potencialov, ki se prevajajo po aferentnih vlaknih (Enoka, 2002).

Izsledki raziskovalnega dela Goodwina, McCloskya in Matthews (1972) dokazujejo, da je mišično vreteno glavni senzor, ki daje informacije o položaju in gibanju telesnega segmenta. Če mišico izpostavimo mehanskim vibracijam, dobimo občutek gibanja sklepa. Vibracije stimulirajo Ia aference mišičnega vretena, ki pošiljajo informacije z drugačno frekvenco kakor sicer in zmotijo normalno zaznavanje položaja sklepa.

Novejše raziskave so pokazale, da informacije o občutku položaja in gibanju telesnega segmenta potujejo po različnih živčnih poteh. Posledično jih CŽS različno interpretira. Zaradi tega občutek položaja in gibanja sklepa obravnavamo kakor dva ločena občutka. Do teh ugotovitev so prišli s pomočjo raziskav, v katerih so utrujali roko. Merjenec je izvajal določeno nalogo proti uporabi sile, dokler ni največja zavestna kontrakcija (NZK) padla za 30%. Nato so merjencu postavili utrujeno roko v določen položaj. Z drugo roko je moral zavestno zavzeti isti položaj utrujene roke. Prišlo je do napak. Podoben eksperiment so ponovili v vodoravni ravnini. V takih pogojih ni velike potrebe po uporabi sile, zaradi tega utrujenost nima vpliva na občutek položaja telesa. Izsledki raziskave nakazujejo, da je mišično vreteno glavni senzor za občutek

gibanja in ni pod vplivom utrujanja, medtem ko je občutek položaja odvisen še od drugih dejavnikov (Allen in Proske, 2006).

Obstajajo še drugi dokazi, da mišično vreteno ni glavni senzor pri zaznavanju položaja sklepa:

Mišično vreteno je pod vplivom fuzimotornega sistema, kar pomeni, da se aktivnost sensorja lahko sproži bodisi kot posledica mišičnega raztezanja zaradi zunanje sile bodisi kot rezultat krčenja intrafuzalnih mišičnih vlaken. Z vidika sensorike to pomeni, da lahko vreteno pošilja dvoumne informacije, saj pri izometričnih kontrakcijah prihaja do krčenja mišice brez spremembe položaja sklepa.

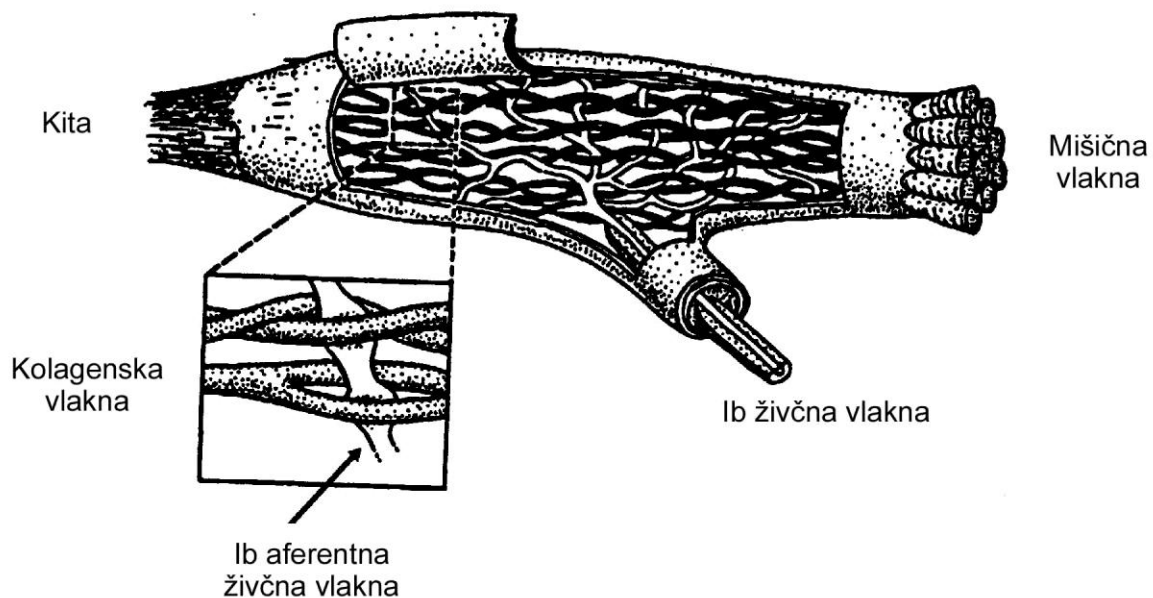
V petdesetih letih prejšnjega stoletja so nevrofiziologi prišli do pomembnih ugotovitev na področju gibalnega upravljanja na podlagi povratne zveze. Uvedli so dva pomembna pojma: eferenčno kopijo in zaključni (korolarni) signal („corollary discharge“). Izraz eferenčna kopija sta prva uporabila Von Holst in Mittelstaedt (1950, v Proske, 2005). To označuje gibalni ukaz, ki ga CŽS pošilja po eferentnih poteh in se istočasno prepíše v možgane same. Na podlagi informacij, ki so kodirane v gibalnem programu, lahko CŽS primerja želeno stanje (eferenčna kopija) in dejansko stanje, ki ga predstavljajo informacije iz perifernih sensorjev (reaferenca). V primeru, da se gibalni ukaz izvede po načrtih, se eferenčna kopija in reaferenca ujemata. V primeru da pride do določene motnje v izvedbi naloge, se zazna razliko med eferenčno kopijo in reaferenco. To razliko pošljejo možgani v senzorične centre, kjer se zazna napaka, kar sproži spremembo programa v gibalnih centrih.

Sperry (1950, v Proske, 2005) je uvedel pojem „corollary discharge“. To predstavlja neposredno povezavo gibalnega programa s senzoričnimi centri. Gibalni ukaz poseduje informacije o položaju telesa, ki se takoj prepíšejo v senzorične centre v CŽS. V teh se sproži občutek položaja telesa (Donaldson, 2000).

To razmišljanje lahko prenesemo na konkreten primer delovanja mišičnega vretena. Gibalni ukaz, ki potuje na periferijo in se istočasno prepíše v možgane, nosi v sebi informacije o aktivnosti fuzimotornega sistema. S primerjavo teh informacij in tistih, ki se sprožijo v senzoričnem delu mišičnega vretena, CŽS registrira le pasivno komponento signala, kar se nato izoblikuje v občutek položaja (McCloskey, Gandevia, Potter in Colebatch, 1993).

### 1.2.2 Golgijev kitni organ (GKO)

Golgijev kitni organ je receptor, ki ima vlogo monitorja mišične sile (Petit, Scott in Reynolds, 1997), saj zelo natančno spremlja napetost mišice (Kandel, 2000). Poleg tega GKO aktivira inhibitorni refleks, kadar postane sila v mišičnokitnem (MK) kompleksu dovolj velika. Funkcija inhibitornega refleksa je zmanjšanje aktivacije mišice in s tem zaščita mišičnokitnega kompleksa pred prekomernimi silami. GKO je relativno enostavno sestavljen receptor. Sestavljajo ga veje Ib živčnih vlaken, ki so prepletene s snopiči kolagenskih vlaken tetive (*Slika 2*). Pri sproščeni in normalno dolgi mišici kolagenska vlakna ne povzročajo deformacije Ib senzornih končičev. Ko se MK kompleks raztegne zaradi aktivacije mišice ali zaradi zunanega raztezanja, kolagenska vlakna deformirajo receptorje, ki tvorijo akcijski potencial. Ta potuje v hrbtenjačo, kjer preko inhibitornih živčnih vlaken povzroča inhibicijo agonistov (Enoka, 2002).



*Slika 2: Golgijev kitni organ (GKO). Povzeto po Enoka, 2002.*

### 1.2.3 Sklepni receptorji

Sklepe obdaja sinovijalna ovojnica, v kateri so zaraščeni receptorji (Ruffinijevi končiči, Golgijevi končiči, Pacinijeva telesca in prosti živčni končiči), ki jih imenujemo sklepni receptorji (*Slika 3*). Ti se nahajajo tudi v vezeh in mehkem vezivnem tkivu.

Ruffinijevi končiči imajo nizek prag vzdražnosti in se počasi prilagajajo. Ločimo jih na statične in dinamične mahanoreceptorje, ki merijo položaj sklepa, sklepne premike, kotno hitrost in pritisk v notranjosti sklepa (Johansson, Sjölander in Sojka, 1991).

Pacinijeva telesca imajo zelo nizek prag vzdražnosti, a se hitro prilagajajo. Občutljiva so na sklepne pospeške (Bell, Bolanowski in Holmes, 1994).

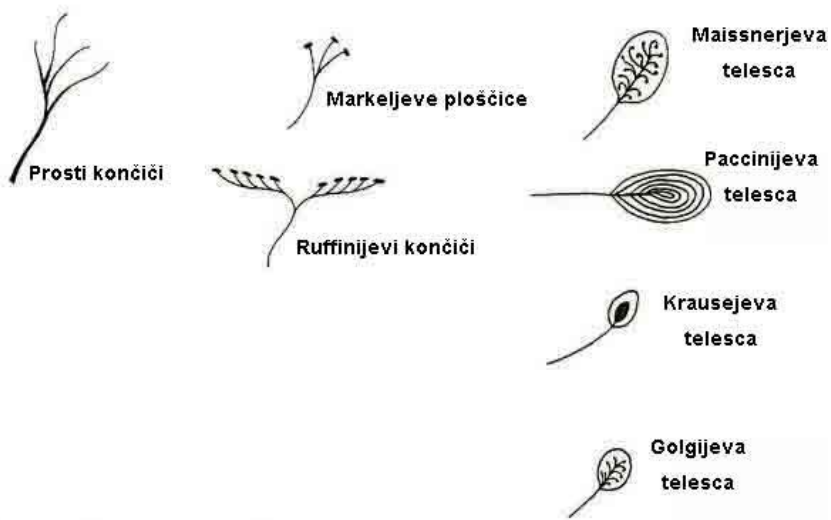
Golgijevi končiči so podolgovati senzorji, ki so podobni GKO. Ti receptorji imajo visok prag vzdražnosti in registrirajo silo v vezeh, predvsem v skrajnih položajih sklepa (Enoka, 2002).

Prosti živčni končiči so zelo gosto razporejeni in predstavljajo bolečinski sistem v sklepu. Reagirajo na nenormale mehanske obremenitve sklepa ali na določene kemijske substance.

Sklepni mehanoreceptorji oskrbujejo CŽS z informacijami pozicije, premikanja (kotni hitrosti in pospešku sklepa), kakor tudi o škodljivih dražljajih, ki lahko delujejo na sklep (Dyhre-Poulsen in Krogsgaard, 2000).

S pomočjo raziskav na živalih so ugotovili, da so sklepni receptorji položajsko specifični. To pomeni, da zaznavajo le v določenem obsegu giba. Na ta način naj bi CŽS prepoznal pozicijo sklepa (Dyhre-Poulsen in Krogsgaard, 2000). Drugi raziskovalci pa ugotavljajo, da se večina sklepnih receptorjev aktivira le v skrajnih položajih sklepa (Burgess in Clark, 1969).

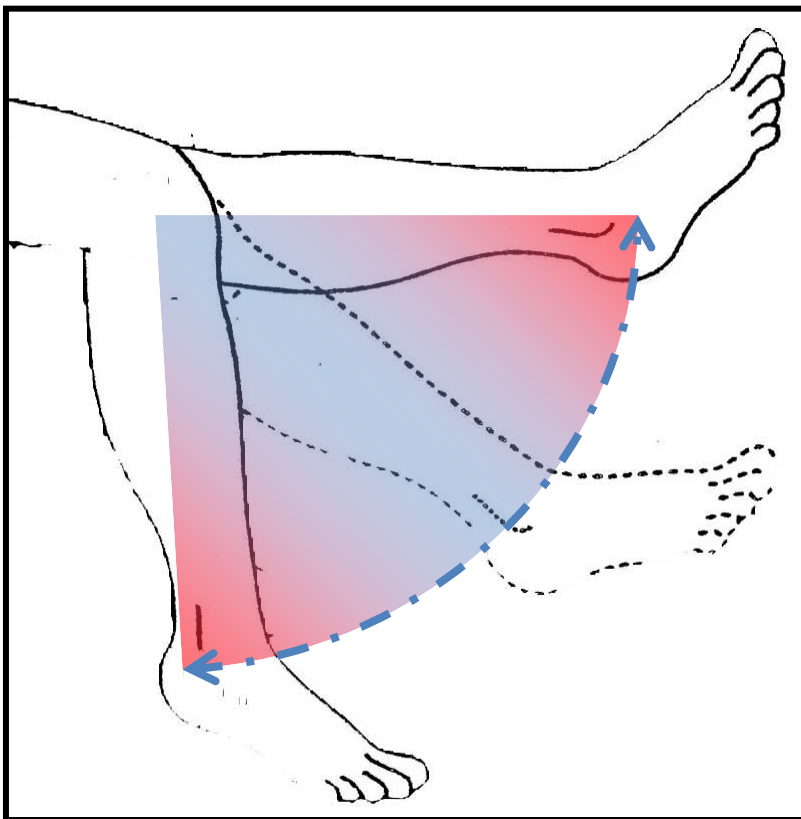
Z eksperimentom, kjer so vbrizgali tekočino v sinovialno ovojnico kolenskega sklepa, so ugotovili, da prihaja do inhibicije štiriglave stegenske mišice (Young, Stokes in Iles, 1987). Podobno se dogaja pri bolnikih, ki so utrpeli poškodbo sprednje križne vezi. Ti niso sposobni v celoti aktivirati tako štiriglave stegenske mišice kakor mišic zadnje lože (Johansson idr., 1991). Najnovejše študije dokazujejo, da sklepni receptorji delujejo na inhibiciji gama živčnih vlaken (Enoka, 2002), ki posredno vplivajo na zmanjšanje vzdražnosti alfa živčnih vlaken.



*Slika 3: Kožni in sklepni receptorji*

### 1.2.4 Kožni receptorji

Kožni receptorji zaznavajo pritiske in raztezanja na koži. Ločimo več tipov receptorjev: mehanoreceptorje (Merkeljeve ploščice, Meissnerjeva telesca, Rufinijevi končiči, Pacinijeva telesca) in nocioceptorje (Enoka, 2002). Merkeljeve ploščice se odzivajo na lokalni vertikalni pritisk, Meissnerjeva telesca se odzivajo na ohranjanje lokalnega pritiska, oba mehanoreceptorja se nahajata na kožni površini. Rufinijevi končiči se odzivajo na raztegnitev kože, medtem ko Pacinijeva telesca zaznavajo hitre spremembe pritiska (Enoka, 2002) in ležijo globlje v koži (Schmidt in Lee, 1999).



*Slika 4: K propriopciji veliko pripomore mišično vreteno (modra), v ekstremnih položajih so bistvenega pomena sklepni receptorji (rdeča).*

### 1.3 Vid

Oko je najvažnejši receptor za prepoznavanje okolja in interakcijo z ostalimi predmeti okrog nas (Schmidt in Lee, 1999). Kljub temu vida ne uvrščamo med najpomembnejše čute, ki pripomorejo h motoričnemu upravljanju, saj so slepi ljudje prav tako sposobni gibanja in izvajanja kompliciranih gibov.

Vid je sistem, ki omogoča ljudem, da pridobivajo vidne informacije iz zunanjega okolja. Proces sprejemanja informacij preko očesa se začne, ko leča v očesu izostri sliko iz zunanjega okolja in jo projicira na svetlobno občutljivo membrano, imenovano mrežnica. Ta je receptor, ki sprejema svetlobne informacije in jih spreminja v živčne signale, ki jih lahko možgani uporabijo za predstavo vida.

Pojem vida vsebuje več podskupin. Za potrebe diplomske naloge pa omenjamo osrednji in prostorski vid.

Osrednji vid je povezan s prepoznavanjem predmetov (primer branja). Preciznost prepoznavanja predmetov se zmanjšuje z zmanjšanjem svetlobe. Imenujemo ga tudi kognitivni vid.

Prostorski vid ni pod tolikšnim vplivom spremembe svetlobe in je dejaven v glavnem pri določanju oddaljenosti predmetov. Imenujemo ga tudi senzorično-gibalni vid, saj je odgovoren za zaznavanje predmetov v prostoru. Z vidika športa je zelo pomemben zaradi sposobnosti sledenja premikajočim predmetom (Schmidt in Lee, 1999).

Oko je organ vida. Kot senzor ga uvrščamo v kategorijo fotoreceptorjev, ki so občutljivi na svetlobo (Squire, Berg, Bloom, Lac in Ghosh, 2008).

Že dolga leta raziskovalci preučujejo čas reakcije živčno-mišičnega sistema na vidne dražljaje. Začetnik klasičnih študij s tega področja je Woodworth (1899), ki je preverjal sposobnost izvajanja določenih gibalnih nalog z odprtimi in zaprtimi očmi. Ugotovil je, da je mejna vrednost, pri kateri je človeški organizem še sposoben reagirati na vizualne informacije, približno 250 ms.

To področje se je obogatilo z raziskovalnim delom, ki sta ga opravila Keele in Posner (1968). Merjenci so risali črto od točke do točke z različno hitrostjo. Med risanjem so nenadoma ugasnili luč. Raziskovalca sta ugotovila, da mehanizem vidne povratne informacije odpove med 190 in 250 ms. Izsledki nadaljnjih raziskav na tem področju dokazujejo, da je reakcijski čas na vidne informacije odvisen od eksperimentalne



situacije in da se njegove latence ne da ugotoviti (Schmidt in Lee, 1999). Pri hitrejših gibalnih nalogah je natančnost manjša tudi zaradi bolj grobih povratnih informacij iz vidnih senzorjev.

## **1.4 Centralni živčni sistem**

Centralni živčni sistem (CŽS) je sestavljen iz možganov in hrbtenjače. CŽS igra pomembno vlogo pri prepoznavanju in organizaciji senzornih ter motoričnih informacij, ki so vključene v gibalno uravnavanje.

Vsako gibanje je odvisno od motivacije, za kar je odgovoren limbični sistem. Motivacija je pomembna za začetek in spreminjanje gibanja. Limbični sistem je funkcionalna enota, ki vključuje dele prednjih in srednjih možganov ter hipotalamusa. Z delovanjem tega sistema je pogojeno glavno biološko in emocionalno vedenje organizma. Deluje kot emocionalni center, saj lahko povzroči specifična vedenja in ima neposreden vpliv na aktivnost živčnih vlaken odgovornih za gibanje (Holstege, 1992).

Z vidika priprave, izvedbe in nadzora gibanja so pomembna mnoga možganska področja, med katerimi so: motorični in senzorični korteks (Magill, 1989), mali možgani in podaljšana hrbtenjača (Popper in Eccles, 1977). Glavni nalogi senzoričnega in motoričnega korteksa sta sprejemanje in interpretacija senzoričnih signalov in pošiljanje gibalnih ukazov po ustreznih poteh do mišic.

Znotraj velikih možganov so tri velika jedra, imenovana bazalni gangliji. Ta jedra so odgovorna za selekcijo in organizacijo motoričnega odgovora. Pomembna so tudi pri vzdrževanju ravnotežja med aktivnostjo agonistov in antagonistov (Hore in Vilas, 1980).

Iz malih možganov vodijo poti v hrbtenjačo, motorični korteks, talamus in okulomotorna jedra, ki so odgovorna za gibanje oči. Pomembni so pri vzdrževanju ravnotežja, nadzoru drže, lokomociji in refleksni aktivnosti.

Na področju možganskega debla so za gibanje pomembne štiri strukture. Pod možganskim korteksom se nahaja talamus, katerega jedra so razdeljena na levo in desno polovico. Povezan je s senzoričnim in motoričnim korteksom in služi kot center, ki prevaja senzorne informacije iz nižjih področij možganov v možgansko

skorjo (korteks). Skozi most (pons) tečejo različne živčne poti iz motoričnega korteksa do hrbtenjače. Na tej točki se kortikospinalne proge senzoričnih in motoričnih poti križajo in preidejo na nasprotno stran telesa. Z vidika nadzora zavestnega gibanja velja omeniti še retikularno formacijo, ki naj bi bila najbolj vitalna povezava med živčnimi strukturami, ležečimi med receptorji in izvršilnimi centri v malih možganih in možganskem korteksu. Glavna naloga je tako integracija senzoričnih in motoričnih signalov (Kandel, 2000).

V hrbtenjači ločimo sivo in belo substanco. Siva predstavlja telesa živčnih celic. Za gibanje so pomembne dorzalne in ventralne korenine živčnih vlaken, ki izhajajo na zadnji oziroma sprednji strani hrbtenjače. Zadnje korenine izhajajo iz celic senzoričnih, sprednje pa iz celic motoričnih živčnih vlaken. Celice senzoričnih in motoričnih živčnih vlaken so povezane tudi z višje ležečimi živčnimi vlakni v možganih. V hrbtenjači se nahajajo internevroni, ki so primarno locirani v ventralnem delu. Veliko descendentnih živčnih vlaken iz možganov je na motorična živčna vlakna povezanih z internevroni. Zato se upravičeno sklepa o njihovi pomembnosti pri gibalnem uravnavanju (Enoka, 2002).

## **1.5 Mehanizmi senzorično-motorične integracije**

Senzorično-motorična integracija je kompleksen živčno-mišični proces, v katerega so vključeni (i) senzorični vnos informacij iz perifernih receptorjev, (ii) obdelava teh informacij v centralnem živčnem sistemu in (iii) gibalni odziv. Informacije se iz perifernih senzorjev prenašajo v hrbtenjačo po aferentnih poteh. Eferentni odziv na senzorične informacije imenujemo živčno-mišično upravljanje (Jonsson, Karrholm in Elmquist, 1989). Na živčno-mišično upravljanje vplivajo proprioceptivne, vidne in ravnotežne informacije, kot tudi tiste, ki prihajajo neposredno iz hrbtenjače in drugih živčnih centrov (Kandel, 2000).

Pri obdelavi informacij in programiranju ustreznega giba sodelujeta nadzorna mehanizma odprte in zaprte zanke (Dunn, Gilling, Ponser in Weil, 1986). Obema so skupni nadzorni center v možganih in mišice. Nadzorni center v možganih vključuje identifikacijo signalov, selekcijo in programiranje odgovora. Končni rezultat je gibalni program, ki določi zaporedje mišičnih kontrakcij in velikost proizvedene sile. Gibalni program lahko zadošča za celotno izvedbo gibanja, kar je značilnost sistema odprte zanke, ki načrtuje gibanje s pomočjo senzoričnih informacij iz predhodnih izkušenj (La Croix, 1981). Pri zaprti zanki so v gibalno upravljanje vključene še povratne

informacije iz različnih senzorjev. Te informacije služijo za nenehno primerjavo med želenim in izvedenim gibanjem ter za odpravo napak, ki izhajajo iz te primerjave (Schmidt in Lee, 1999).

Mehanizmi odprte zanke so pomembni za pripravo mišične aktivacije pred gibanjem, medtem ko so mehanizmi zaprte zanke povezani z uravnavanjem refleksne mišične aktivacije. S koordinacijo gibalnih ukazov iz refleksnih in descendentnih gibalnih poti se uravnava togost mišic (Johansson idr., 1991).

Prvotni gibalni ukaz se razvije v limbičnem sistemu, ki je pod vplivom posameznikove motivacije. Ukaz nato potuje do senzomotoričnega korteksa, malih možganov, bazalnih ganglijev in nekaterih subkortikalnih jeder, kjer se izoblikuje v ustrezen vzorec mišične aktivacije. Iz motoričnega korteksa potuje gibalni program do ciljnih motoričnih živčnih vlaken.

Rezultat programiranja je centralni ukaz, ki je posredovan nižje ležečim živčnim centrom (hrbtenjača, možgansko deblo), kjer se začne izvršilna faza gibanja. Ta faza vključuje aktivacijo mišic, ki so direktno vpletene v gibanje, in tistih, ki stabilizirajo telo (omogočajo podporo). Obstaja veliko različnih aktivacijskih vzorcev za določeno gibanje. Gibalno učenje vpliva na razvoj specifičnega oz. stereotipnega vzorca aktivacije. Specifični vzorec aktivacije pomeni večjo skladnost in natančnost gibanja. Gibalni program je posledica sodelovanja med programiranimi aktivnostmi suprasegmentalnih centrov, hrbtenjačnih povezav in aferentega dotoka. Izvršilna faza vključuje tudi spremembo gibanja preko povratne zveze iz senzorjev (mišičnega vretena, kitnega organa, sklepnih receptorjev, kožnih receptorjev). Senzorični signali delujejo na nivoju hrbtenjače in se po senzoričnih poteh prenašajo tudi v višje ležeče centre. Preko senzoričnih povezav delujejo refleksi, ki so lahko odgovorni za začetek gibanja, a so običajno uporabljeni za skladnost med gibanjem in okoljem. V hrbtenjači se nahajajo internevroni, ki prevajajo aferentni dotok v ustrezna motorična živčna vlakna, s čimer je zagotovljena ustrezna aktivacija motoričnih živčnih vlaken glede na pogoje, zaznane preko senzorjev. Če se določena senzorično-gibalna situacija zgodi večkrat, lahko te živčne povezave postanejo bolj ekonomične, kar pomeni, da so bolj občutljive na zunanje dražljaje in se vzdražijo že z minimalnim vhomom preko senzorjev (Schmidt in Lee, 1999).

Senzorično-motorična integracija je del procesa, s katerim je organizem sposoben uravnati mišično silo kot odgovor na informacije iz perifernih receptorjev.

Nivo mišične aktivacije v veliki meri določa mišično togost (Rack in Westbury, 1974; Nichols in Houk, 1976). Z mehanskega vidika je mišična togost definirana kot razmerje med spremembo sile in dolžino mišice. Toga mišica ima večji tonus in se učinkoviteje upira raztegu (Bach, Champan in Calvert, 1983; McNair, Wood in Marshall, 1992). Vse skupaj pa med izvajanjem statičnih in dinamičnih aktivnosti

omogoča dinamično stabilnost sklepa (Lephart, Pincivero, Giralso in Fu, 1997). Dinamična stabilnost je definirana kot sposobnost pravilne aktivacije mišic, ki omogoča optimalno stabilizacijo sklepa. Senzorično-motorična integracija je ključna komponenta dinamične stabilnosti sklepa, saj se na osnovi senzoričnih informacij posredno ustvarja in prilagaja gibalni odgovor, ki živčno-mišičnemu sistemu omogoča, da ohrani ravnotežje med stojo in gibanjem.

Tako vnaprejšnja kakor povratna zanka lahko izboljšata dinamično stabilnost sklepa. Signali se prevajajo preko sinaps tako hitro, kolikor pogosto neki signal potuje skozi nje (Guyton, 1981). Če je skozi sinapso potovalo dovolj veliko število signalov, se oblikuje spomin na ta signala in se ga lahko priključuje v program za oblikovanje bodočih gibov (Guyton, 1981). Pogoste ponovitve izboljšajo spomin za določeno nalogo, kar omogoča boljše predprogramirano upravljanje. Ta mehanizem omogoča kvalitetnejšo izvedbo specifičnih gibanj v športu, ker zagotavlja primerno aktivacijo mišic in pripravi podlago za ustrezne refleksne odgovore.

Tudi občutek napora vpliva na gibalno uravnavanje. Ohranjanje aktivnega položaja telesnega segmenta zahteva uporabo sile, ki lahko privede do utrujenosti. Utrujenost povzroči padec sile, ki ga mora CŽS kompenzirati z aktivacijo drugih motoričnih enot, kar se odraža v večjem občutku napora. Izvor tega občutka še ni povsem raziskan (Gandevia idr., 1993; Ellaway, Prochazka, Chan in Gauthier, 2004).

Izsledki raziskav, v katerih so merjenci ponavljali delovanje ene roke, še krepijo zgornjo ugotovitev. Merjencu so roko postavili v določen položaj (kot v komolcu je bil večji od 90 stopinj), ki ga je moral zavestno ponoviti z drugo roko. Po utrujanju ene roke je prišlo do napak ponavljanja z drugo roko. Merjenci so zavestno postavili neutrujeno roko v položaj, v katerem je bila agonistična mišična skupina v bolj skrčenem položaju (bliže 90. stopinjam). Raziskovalci menijo, da po utrujanju mora CŽS delovati z večjo intenzivnostjo, kar se odraža v večjem občutku napora. Da bi z neutrujeno roko CŽS dosegel podoben občutek napora, mora delovati z večjo jakostjo. Večja aktivnost CŽS pomeni tudi večjo aktivacijo mišic in posledično bolj upognjeno postavitev roke. To dokazuje, da CŽS uravnava položaj telesnih segmentov na podlagi občutka napora in ne samo na podlagi informacij iz perifernih senzorjev (Proske, 2005).

Tudi pri izvajanju gibalnih nalog v ekscentričnih pogojih pride do velikega vpliva centralno generiranega občutka napora. Raziskovalci menijo, da se v teh pogojih v večji meri uporablja centralno generirani program gibanja, v manjši meri pa povratne informacije iz periferije. Če bi CŽS upošteval dejansko izmerjeno napetost v Golgijevem kitnem organu, ne bi prišlo do napak (Proske, Gregory, Morgan, Percival, Weerakkody, Canny, 2004).

## 1.6 Odprta in zaprta zanka

Značilnost mehanizma zaprte zanke (angl. feed-back) je stalno prilagajanje gibalnega programa na informacije iz perifernih sensorjev. Mehanizem uravnava počasne gibe in tiste, ki jih je treba izvesti zelo natančno. Receptorji, ki sodelujejo v sistemu zaprte zanke, so: oči, ušesa, vestibularni aparat, Golgijev kitni organ, mišična vretena, sklepni in kožni receptorji (Schmidt, 1982). Obstajajo trdni dokazi, da se tudi hitrejša gibanja uravnavajo preko mehanizmov zaprte zanke. Henry (1953) in Dewhust (1967) sta namreč ugotovila, da se določene majhne korekcije gibov zgodijo tako hitro, da jih ne zaznamo. Takim korekcijam pravimo refleksi in jih delimo na: (i) monosinaptični refleks raztezanja (latenca 30 ms), (ii) transkortikalni refleks (latenca 80-180 ms) in (iii) hotni odziv z reakcijskim časom (150 ms in več). Gibanja, ki zahtevajo veliko pozornost, uravnava predvsem mehanizem zaprte zanke (glej tudi Ells, 1973), medtem ko gibanja na podlagi gibalnega programa (t.j. po principu odprte zanke) naj ne bi zahtevala velike pozornosti (Keele in Posner, 1968).

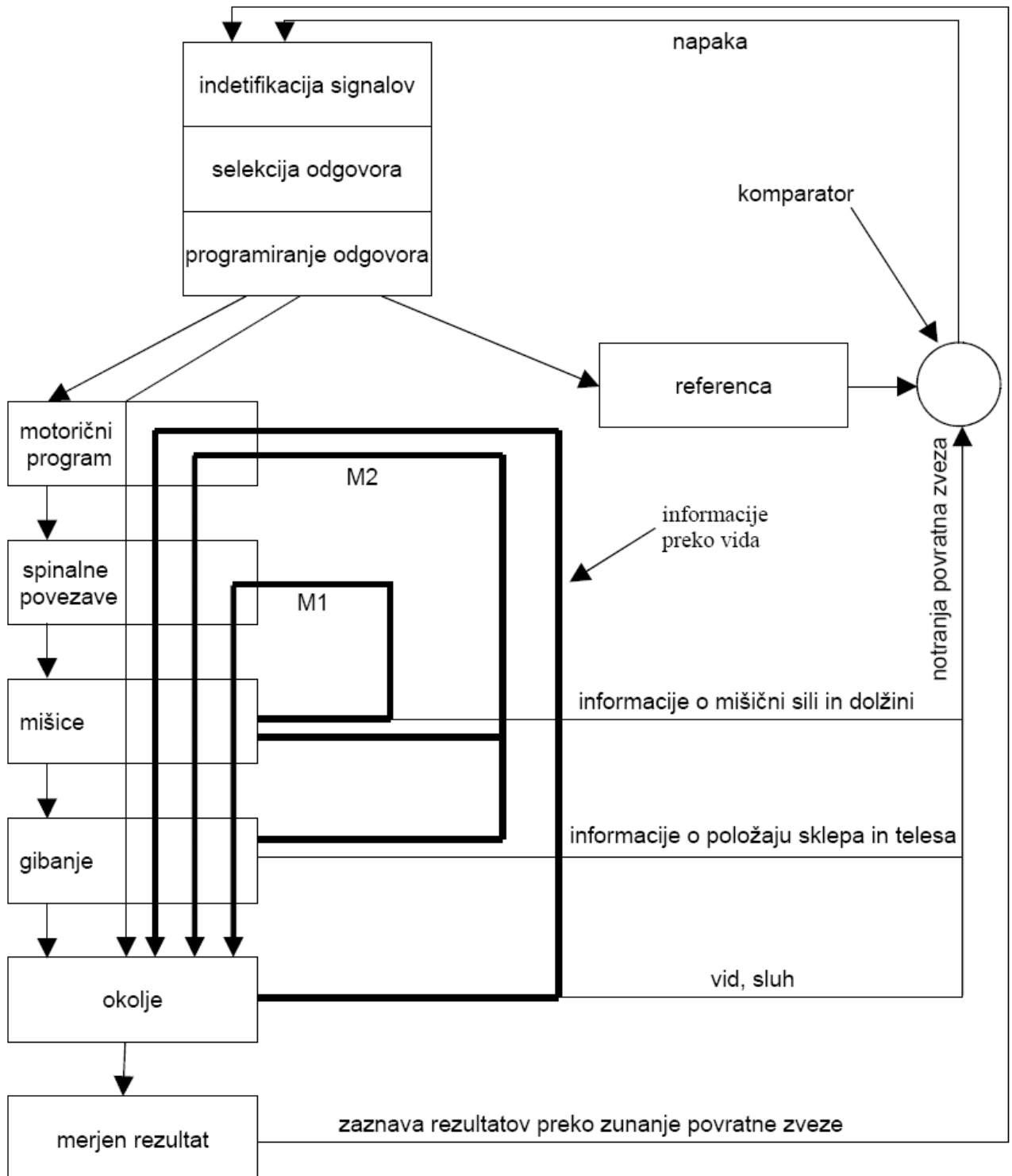
Mehanizem odprte zanke živčno-mišičnega uravnavanja sloni na senzoričnih informacijah iz predhodnih izkušenj (La Coux, 1981; Dunn idr., 1986). Če gib večkrat ponovimo oziroma če določeni signali večkrat tečejo po istih sinapsah, se v možganih utrdi spomin na ta gib (Guyton, 1981). Strategijo odprte zanke uporablja CŽS pri programiranju hitrih (balističnih) gibov. Pri teh ni dovolj časa za uporabo povratnih informacij. Gibalni program zato vsebuje začetne pogoje, specifične zahteve gibanja in pričakovane senzorične posledice.

Senzorične informacije, ki jih zaznamo med izvedbo giba, omogočajo prilagajanje gibalnega programa šele od naslednjega giba. Iz tega lahko povzamemo, da pogoste ponovitve utrdijo spomin in tako zagotovijo boljšo izvedbo gibalne naloge.

Novejši pogledi na področje gibalnega upravljanja oporekajo tako togemu ločevanju med mehanizmoma odprte in zaprte zanke, ker najhitrejši odgovori na zunanje dražljaje nastanejo v obliki monosinaptičnih refleksov, ki se pojavijo z latenco 50 ms. Zaradi tega mora biti vsaj prvi del vsakega zavestnega giba predprogramiran, drugače bi se vsak gib izvedlo z določeno zakasnitvijo (Nielsen, 2004). Novejše teorije govorijo o prepletanju obeh mehanizmov in ne o njunem strogem ločevanju.

V 150 letih se je gledanje na področje propriocepcije in kinestezije večkrat spremenilo. V zadnjih letih strokovnjaki dokazujejo, da sta tako propriocepcija kakor kinestetični občutek pod vplivom informacij, ki prihajajo iz perifernih mehanoreceptorjev in tistih, ki so kodirane v gibalnem programu. Proske (2006) ponuja zanimivo rešitev: ko je sklep rahlo obremenjen, prihajajo glavne informacije iz perifernih mehanoreceptorjev, z večanjem obremenitve pa se njihov doprinos

zmanjša.



Slika 5: Grafična ponazoritev mehanizma zaprte zanke. Povzeto po Schmidt in Lee, 1999

## 2. Predmet in problem

V diplomski nalogi smo preučili zanesljivost merilne metode za hoteno sledenje kota oz. navora v kolenu. Zanimala nas je zanesljivost parametrov pri isti nalogi in občutljivost parametrov med različnimi nalogami. Zanimalo nas je tudi, kako se obnašajo parametri glede na spremembo hitrosti in amplitude.

Predmet naloge je predstavljalo spremljanje sposobnost natančnega spreminjanja položaja sklepa (sledenje kota) in navora v kolenskem sklepu (sledenje sile), s pomočjo naprave, ki nudi povratno informacijo.

Problem naloge je bil ugotoviti metrijske značilnosti testa aktivnega sledenja sile in kota v kolenskem sklepu.

Namen naloge je bila optimizacija merskega postopka.

### 2.1 Ocenjevanje senzorično-motoričnega uravnavanja gibanja

Senzorično-motorična integracija je proces, pri katerem motorični sistem neprestano sprejema periferni senzorični dotok in te informacije uporablja za prilagajanje izvedbe gibalne naloge. Ločimo jo na več različno kompleksnih nivojev in jo zaradi tega ocenjujemo z različnimi metodami in orodji. Nekatere metode so prikazane v sledeči preglednici.

Ravnotežje	Rombergov test	Merimo sposobnost ohranjanja ravnotežja. Obstajajo različne stopnje istega testa
	Stabilometrija	Merimo potovanje centralnega težišča telesa med stojo
Testiranje propriocepcije in kinestezije	Prag zaznavanja pasivnega giba	Merimo najmanjši premik sklepa, ki ga merjenec lahko zazna
	Pasivna reprodukcija položaja sklepa	Merimo sposobnost prepoznavanja sklepne položaja pri pasivnem gibanju sklepa
	Aktivna reprodukcija položaja sklepa	Merimo sposobnost prepoznavanja sklepne položaja pri aktivnem gibanju sklepa

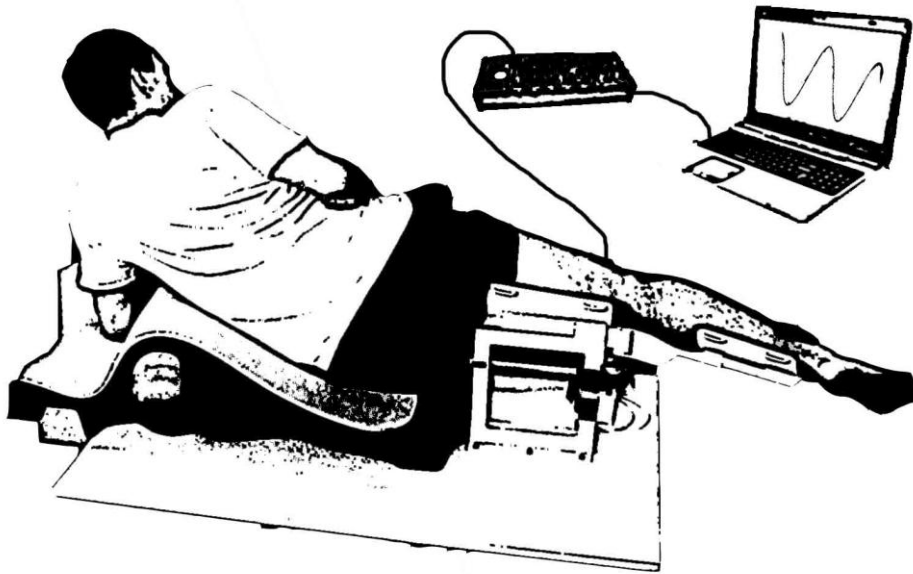
<b>Tracking</b>	Naloge sledenja	Naloge z vizualno povratno informacijo. Sledimo predprogramiranemu gibu, ki se izrisuje na ekranu v obliki krivulje, histograma, točke...
<b>Motorični evocirani potenciali</b>	M val	Mera eferentne periferne vzdražnosti pridobljena z draženjem perifernega živčevja s posamičnim dražljajem
	Hoffmanov refleks	Majhna intenzivnost draženja perifernega nevrona vzdraži la vlakna in vzbudi refleksni lok. Mera vzdražnosti alfa motonevronov
	F val	Antidromna aktivacija spinalnih motoričnih celic pri električnem draženju perifernega nevrona. Uporabljamo kjer težko sprožimo H refleks
	Transkraniialno magnetno draženje	Magnetno draženje možganske skorje aktivira internevrone v možganski skorji, čemur sledi prenos tega signala po kortikospinalni progi do alfa živčnih vlaken
<b>Merjenje Sile</b>	Izometrične meritve	Potiskamo v nepremičen predmet v katerem je vgrajen senzor
	Izokinetične meritve	Potiskamo v opornico, ki nam vsiljuje gibanje, istočasno zaznava s kolikšno silo delujemo.

*Preglednica 1: Predstavitev nekaterih testov za ocenjevanje senzorično-motorične integracije*

## 2.2 Aktivno sledenje – angl. tracking

Za naloge sledenja je značilna uporaba vizualnih povratnih informacij. Tovrstno metodo uporabljajo že dolga leta za merjenje in vrednotenje gibalnega nadzora in učinkov gibalnega učenja. Prvi objavljeni primeri uporabe tovrstne metode za opazovanje gibalnega obnašanja izhajajo iz leta 1922. Veliko zanimanje za to metodo se je pojavilo med drugo svetovno vojno v povezavi s sposobnostjo streljanja. Psihologi so uporabljali teste sledenja za vrednotenje gibalnega učenja (Schmidt in Lee, 1999). Drugi raziskovalci so kasneje uporabili to metodo za ugotavljanje razlik v gibalnih sposobnostih pri pacientih multiple skleroze, Parkinsonove bolezni, cerebralne ataksije in drugih okvar centralnega živčnega sistema (Carrey, Patterson in Hollenstein, 1988).





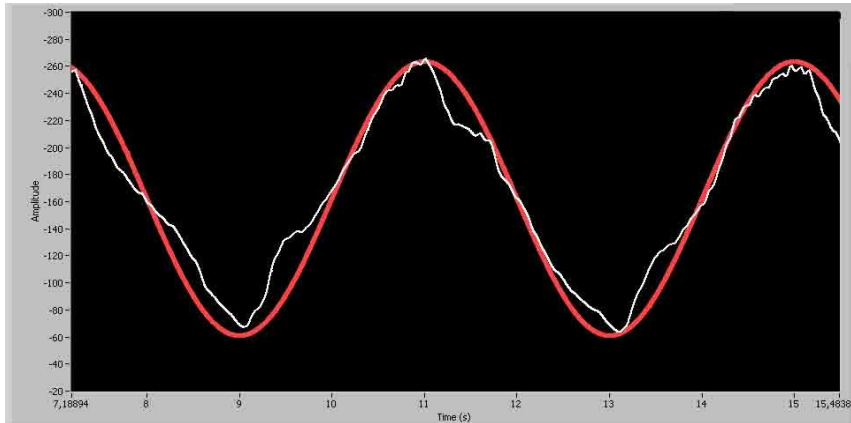
Slika 5: Grafični prikaz naloge sledenja

Naloge sledenja ločimo v tri kategorije: (i) zasledovalne naloge, kjer se cilj premika, (ii) kompenzacijske naloge, kjer je cilj statičen, (iii) kombinirane naloge. Obstaja še več delitev nalog sledenja, ki jih ločujemo na podlagi tega, katere parametre lahko spreminjamo (samo smer gibanja, smer in hitrost gibanja ali smer in pospešek gibanja) (Wetherell, 1996).

Najbolj uporabljene naloge sledenja so zasledovalne naloge (angl. pursuit tracking task). Tipično nalogo sledenja predstavlja „zasledovalni rotor“. To je naprava, na katerem je plošča, ki se vrti z različno hitrostjo. Merjenec drži v roki „pisalo“ in skuša slediti krivulji, ki jo riše naprava. Pri tem izmerimo koliko časa se je merjenec dotikal pravilnega dela na plošči (Schmidt in Lee, 1999). Modernejši sistemi predvidevajo uporabo računalnika. Na ekranu lahko sledimo različnim oblikam in tipom signalov: krivulji, histogramu, točkam itd. V našem primeru se na ekranu sproti izrisujeta dve krivulji. Prvo krivuljo izriše programska oprema po nastavitvah merilca. Ta lahko spreminja trajanje cikla signala, obliko, amplitudo in trajanje naloge. Druga krivulja ponazarja vrednost signala senzorja, ki zaznava tako spremembo položaja telesa, kakor spremembo sile oz. navora. Pri tem mora merjenec tako izvajati gibe, da bo preko njih izrisana krivulja čimbolj podobna predprogramirani.

Predprogramirana krivulja lahko ima različne oblike: *sinusoida*, *trapezoid*, *trikotnik*, *kvadrat*, itd. Izbira oblike signala je odvisna od namena testiranja. Pri sinusoidni obliki prihaja do enakomernega in postopnega nihanja signala. Zaradi tega je primerna prav za ugotavljanje natančnosti sledenja. Trapezoidna krivulja (linearno naraščanje, plato, linearno padanje krivulje) je primerna za vrednotenje sposobnosti enakomernega narastka sile in ohranjanja le te. Pravokotna oblika pa je primerna za

spremljanje balističnih gibov oz. merjenje časa reakcije na določen signal (Kurillo, Zupan, in Bajd, 2004; Kurillo, Gregoric, Goljar, in Bajd, 2005).



*Slika 6: Grafična ponazoritev dveh krivulj. Rdeča krivulja je predprogramirana, belo upravlja merjenec. Programska oprema Wise Coach*

Nekateri avtorji opozarjajo, da mora biti vizualni signal čimbolj poenostavljen in ne sme dajati dvoumnih informacij (Slifkin, Vaillancourt in Newell, 2000), tako da se lahko merjenec osredotoči samo na gibalno nalogo.

## 2.3 Zanesljivost merjenja

Zanesljiv merski instrument zagotavlja, da so razlike pri ponovni meritvi ob enakih pogojih merjenja posledica dejanskih sprememb v opazovanem pojavu. Pri zanesljivosti ločimo dva vidika:

- *ponovljivost merjenj*: pri ponovnem merjenju v enakih pogojih daje merski postopek enak rezultat,
- *konsistentnost merjenj*: stopnja enakovrednosti različnih spremenljivk za merjenje določene dejanske spremenljivke.

Metode za ocenjevanje zanesljivosti razdelimo v dve skupini:

- (i) metode s ponovljenimi merjenji istih enot ob različnih časih (ang. Intersession measurement),
- (ii) metode z več enakovrednimi spremenljivkami, merjenimi ob istem času (ang. Intrasection measurement).

S tem dobimo tudi različni obliki zanesljivosti: stabilnost in enakovrednost.

V metode za ocenjevanje zanesljivosti spada *metoda retesta*, za katero je značilno, da merjenci po določenem času ponovijo isti test (odgovarjajo na enaka vprašanja). Če so meritve vzporedne, zanesljivost enostavno ocenimo s *Pearsonovim korelacijskim koeficientom*. Težava te metode je, da pri prekratnem času med meritvama lahko na rezultat vpliva človekov spomin (npr. navajenost na testno situacijo), pri predolgem času pa lahko pride do dejanske spremembe spremenljivke (če smo npr. merili znanje, se lahko merjenec pouči o temah, ki jih pri prvem merjenju ni poznal).

Zanesljivost pisnih testov večkrat preverimo z *metodo razpolovitve* (split-halves method). Vsa parna vprašanja iz vprašalnika postavimo v eno polovico, neparna v drugo. Vsako polovico nato jemljemo kot eno ponovitev. Izračunana zanesljivost je odvisna od načina, kako razdelimo vprašanja v vsako polovico, zaradi tega je tudi manj primerna za testiranje motoričnih testov.

*Metoda notranje konsistentnosti* odpravlja zgoraj omenjeni pomanjkljivosti. Med drugim ne zahteva ponovnega testiranja. Notranjo konsistentnost preverjamo z uporabo *Cronbachovega alfa koeficienta*. Pri ponovljenih meritvah je rezultat

Crombach alfa koeficienta enak kakor ICC – *Intraclass Correlation Coefficient*.

Pearsonov korelacijski koeficient omogoča primerjavo samo dveh vzorcev naenkrat, poleg tega pa ne prepozna sistemskih napak, ki se pojavljajo pri merjenju. Bolj primerna je uporaba *intraklasnega korelacijskega koeficienta* (Intraclass correlation coefficient – ICC). Ta korelacija sloni na analizi variance (ANOVA) za ponovljene poskuse in meri homogenost variance znotraj skupin v odnosu s celotno varianco (Nelson in Thomas, 2001). ICC je visok, če se varianca pri ponovljenih meritvah malo spremeni, čeprav prihaja do večjih sprememb pri aritmetični sredini. ICC je nizek, če se varianca med ponovljenimi meritvami močno razlikuje, kljub temu da se aritmetične sredine ponovljenih meritev ne razlikujejo. Največja vrednost ICC je 1, kar označuje popolno ujemanje, najmanjša vrednost je 0, kar pomeni, da ni ujemanja med spremenljivkami (Pellis, Franssen-van Hal, Burema in Keijer, 2003).

Metodo so razvili za vrednotenje zanesljivosti ocenjevalcev. Danes ICC uporabljamo za preverjanje zanesljivosti ob večkratnih ponovitvah (McGraw in Wong, 1996). Znanstveno sta jo utemeljila Shrout in Fleiss (1979) in razvila tri podskupine te metode:

- ICC (1) Naključno izbrani ocenjevalci iz večje populacije ocenjujejo naključno izbrane merjence;
- ICC (2) Naključno izbrani ocenjevalci iz večje populacije ocenjujejo vse merjence;
- ICC (3) Vsi ocenjevalci ocenjujejo vse merjence.

Poleg teh skupin ločimo še dve podskupini:

- ICC (1, 1) samo ena meritev, ICC (1, k) več meritev
- ICC (2, 1) samo ena meritev, ICC (2, k) več meritev
- ICC (3, 1) samo ena meritev, ICC (3, k) več meritev

Pri interpretaciji rezultatov se bomo posluževali merske lestvice, ki jo predlagata

Shrout in Fleiss (1979):

<b>Vrednost ICC</b>	<b>Stopnja ujemanja</b>
>0,90	visoko ujemanje
0,80 – 0,90	srednje visoko ujemanje
<0,80	dvomljivo ujemanje

Predmet in problem naloge je bil (i) preveriti ponovljivost metode aktivnega sledenja sile oziroma kota in (ii) preveriti sposobnost posameznika za sledenje sili oziroma kotu v različnih pogojih merjenja: trajanje cikla signala, oblika signala, amplituda in območje signala.

### 3 Cilji

Za izbran vzorec merjencev smo v skladu s predmetom in problemom raziskave postavili naslednje cilje:

1. Ugotoviti odvisnost sledenja sile in kota od trajanja cikla predprogramiranega signala.
2. Ugotoviti odvisnost sledenja sile in kota pri različnih območjih sile in različnih amplitudah giba.
3. Ugotoviti odvisnost sledenja sile in kota od različnih oblik predprogramiranega signala.
4. Preveriti zanesljivost metode sledenja sile in kota.

## 4 Hipoteze

H01: Odstopanje od ciljne predprogramirane krivulje se statistično ne spreminja pri različnih trajanjih cikla signala.

H02: Odstopanje od ciljne predprogramirane krivulje se statistično ne spreminja pri različnih amplitudah signala pri nalogah sledenja kota.

H03: Odstopanje od ciljne predprogramirane krivulje se statistično ne spreminja pri različnih območjih signala pri nalogah sledenja sile.

H04: Odstopanje od ciljne predprogramirane krivulje se statistično ne spreminja pri različnih oblikah signala.

H05: Obstaja visoka zanesljivost med zaporednimi meritvami na istem obisku.

H06: Obstaja visoka zanesljivost med meritvami na zaporednih obiskih.

## **5 Metode dela**

### **5.1 Vzorec merjencev**

V raziskavi je sodelovalo 30 mladih odraslih prostovoljcev (21 moških in devet žensk), starih povprečno  $22 \pm 2,45$  let, brez predhodnih poškodb živčno-mišičnega in mišično-skeletnega sistema. Vsi so bili pred začetkom seznanjeni z eksperimentalnim postopkom. Prav tako je vsak podpisal pisno izjavo o seznanjenosti z zahtevami in cilji eksperimentalnega postopka ter o morebitnih tveganjih in prostovoljnem sodelovanju pri nalogi.

### **5.2 Oprema in namestitev merjenca**

Za potrebo raziskovalne naloge smo uporabili dve opornici. Prva je namenjena aktivnemu sledenju kota, druga aktivnemu sledenju sile v kolenskem sklepu.

### **5.3 Opornica za aktivno sledenje kota**

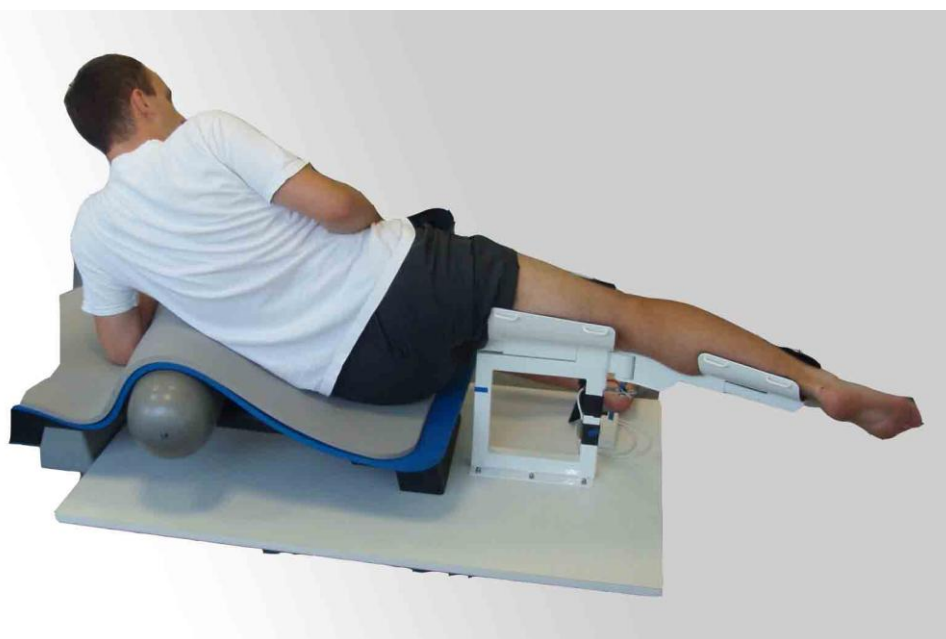
Opornica za aktivno sledenje kota je sestavljena iz premičnega kraka, na katerem sloni golen, in nepremičnega dela, na katerem sloni stegno merjenca. Premični del se giblje le v horizontalni smeri. V vrtilšču med premičnim in nepremičnim delom je vgrajen električni goniometer (kotomer), ki je povezan z računalnikom. Opornica omogoča prilagajanje dolžine goleničnega kraka, tako da se čimbolj prilega velikosti merjenca.





*Slika 7: Opornica za sledenje kota in detajl električnega kotomera.*

Merjenca smo pritrdili v opornico, tako da je ležal na levem boku, glavo je imel podprto, desna noga je bila postavljena v opornico. Stegno je slonelo na nepremičnem delu opornice, golen na premičnem kraku. Kolenski sklep je bil poravnan z osjo vrtenja opornice. Nogo smo še dodatno oblazinili in pritrdili s pomožnimi trakovi, tako da se je čimbolj prilegala opornici in med meritvijo ni prihajalo do nezaželenih premikov. Pozorni smo bili, da uporabljene fiksacije niso bistveno motile eksteroreceptivnega dotoka. Leva noga je ležala ob opornici, tako da ni ovirala dela desne noge. Merjenec je sledil krivuljama na računalniškem ekranu (oddaljen približno 1,5 m), hkrati pa ni videl gibajoče noge. Na računalniškem ekranu sta se izrisovali dve krivulji. Prvo, predprogramirano, je določil merilec (rdeče barve). Druga predstavlja vrednost signala senzorja opornice (bela barva). Premikom opornice so sledili tudi premiki druge krivulje. Naloga merjenca je bila premikanje opornice na tak način, da je z drugo krivuljo čim bolj natančno sledil prvi.

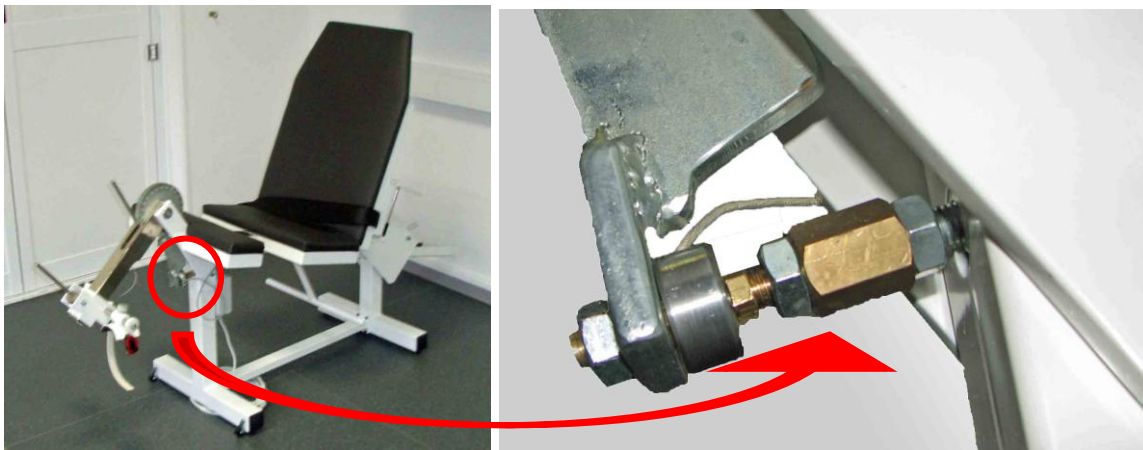


*Slika 8: Postavitev merjenca pri nalogah sledenja kota*

## 5.4 Opornica za aktivno sledenje sile

Opornica za merjenje sile/navora v statičnih pogojih je sestavljena v obliki stola. V sprednjem delu je pritrjen podaljšek, na katerem se nahaja nastavljivi del opornice. Spreminjamo lahko naklon in dolžino podaljška glede na ostali del stola.

Med podaljškom in stolom je pritrjen senzor za silo, ki je povezan z računalnikom. Tudi naslonjalu stola lahko spreminjamo kot, tako da napravo prilagodimo telesnim razsežnostim merjenca.



*Slika 9: Opornica za sledenje sile/navora in detajl senzora za silo*

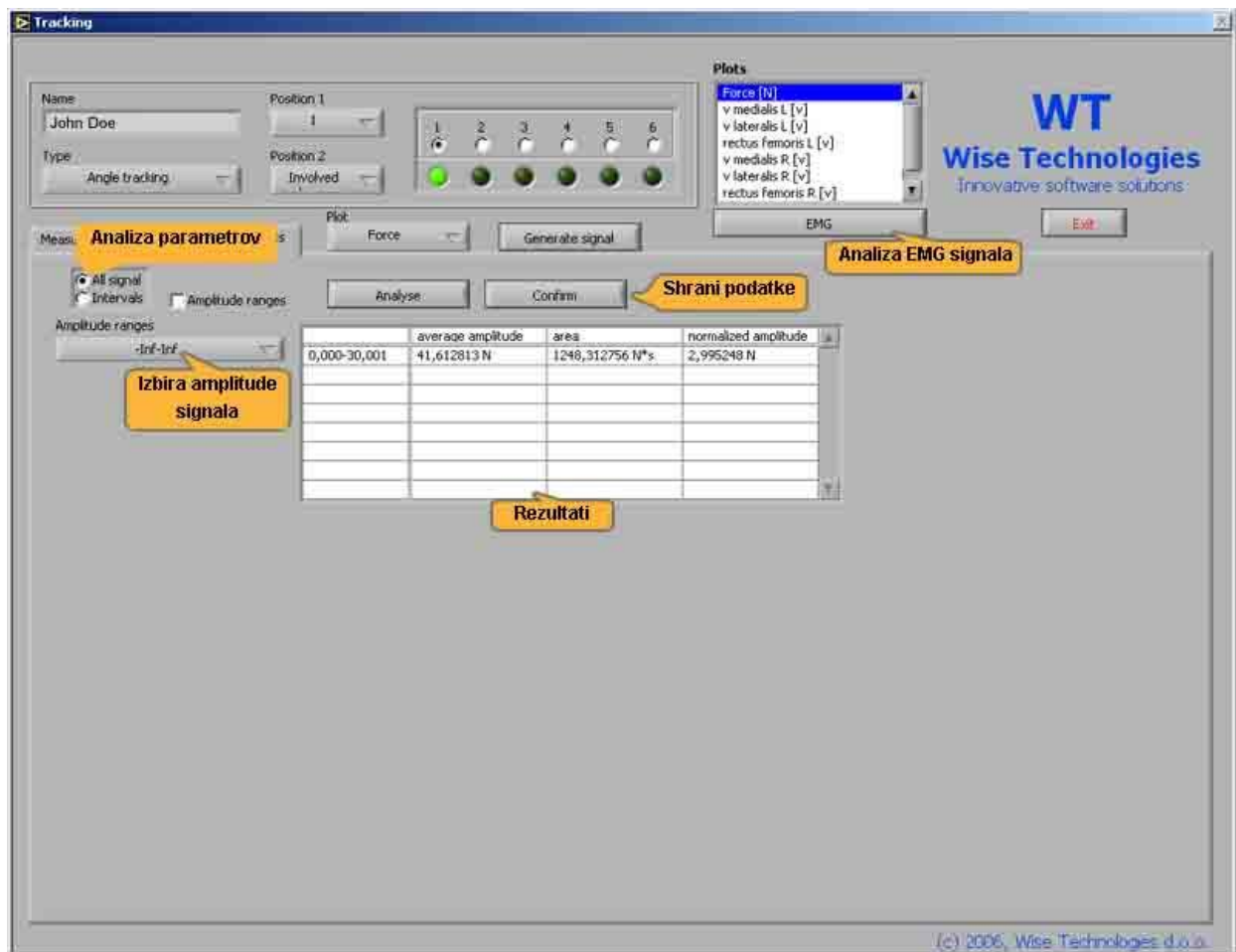
Merjenca smo posedli v stol in ga pritrdili s pasom. Os kolenskega sklepa smo poravnali z osjo vrtilišča ročice. Naslonjalo smo postavili tako, da se je prilegalo telesnim razsežnostim merjenca, kot v kolku je meril 90 stopinj. Kolenski sklep smo postavili v kot 60 stopinj, oporni mehanizem smo naravnali na golen desne noge. S potiskom v smeri iztegovanja kolena je merjenec deloval na distalni del stola. Sila se je prenašala preko ročice na senzor. Leva noga je bila postavljena v naravni položaj, tako da se ni dotikala občutljivega dela opornice. Približno 1,5 m pred glavo je imel merjenec postavljen ekran, na katerem sta se izrisovali dve krivulji (enako kakor pri meritvi sledenja kota). S potiskanjem na opornico je merjenec spreminjal potek krivulje, ki je predstavljala vrednost signala senzora.



*Slika 10: Postavitev merjenca v opornico za sledenje sile*

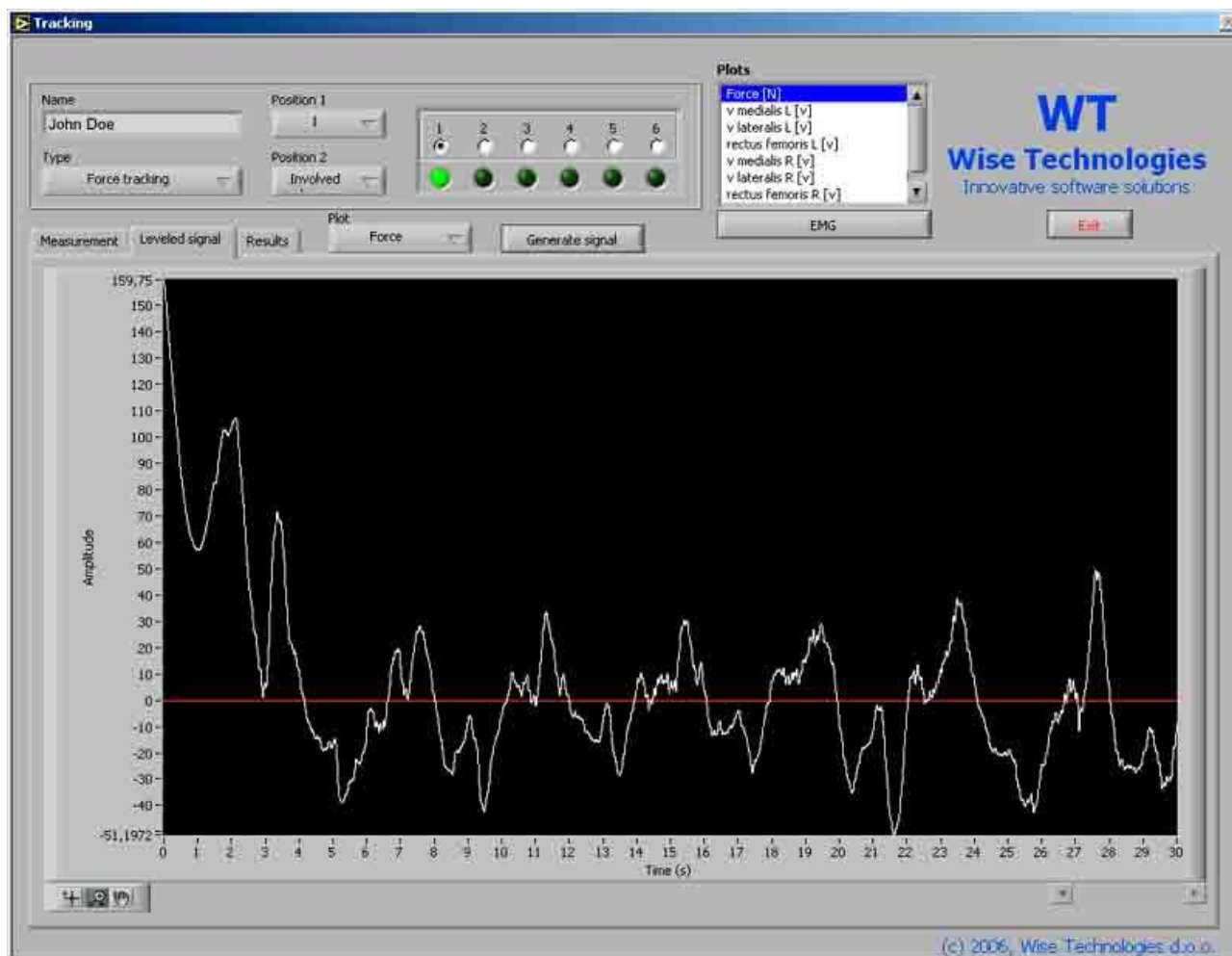
## 5.5 Prenos in obdelava podatkov

Električni kotomer in senzor za silo sta bila povezana na osebni računalnik preko A/D vmesnika (analogno/digitalni vmesnik) podjetja National Instruments (Austin, Texas). Meritev in shranjevanje podatkov je omogočal namenski program Wise Coach (Wise Technologies d.o.o., Ljubljana). Za obdelavo in statistično analizo podatkov smo uporabili programa Excel (Microsoft, Redmond, Washington) in SPSS (Chicago, IL).



Slika 11: Programsko okolje Wise Coach, primer shranjevanja podatkov.

Programska oprema je avtomatično izračunala napako med predprogramirano in uravnavano krivuljo. Ker smo pri meritvi uporabili različne cikle trajanja signala (naloge smo izvajali z različno hitrostjo), smo rezultate normalizirali, tako smo dobili primerljive podatke.



Slika 12: Programsko okolje Wise Coach. Površina med belo (upravljano) in rdečo (predprogramirano) črto predstavlja napako sledenja. Program je začel registrirati razliko po 5 sekundah. Za lažje upravljanje so podatki v tem primeru normalizirani.

## 5.6 Analiza podatkov

Podatki meritev so bili nenormalno porazdeljeni, zaradi tega smo uporabili neparametrične teste za njihovo analizo. Pri analizi smo uporabili metodo Friedmanove ANOVE, ki je neparametrična različica za testiranje razlik pri ponovljenih meritvah. Rezultat je bil statistično značilen, če je bila napaka alfa manjša od 5% ( $p < 0,05$ ). Post-hoc testiranja za ugotavljanje razlik med posameznimi spremenljivkami smo izvedli z Wilcovim testom, ki je neparametrična različica t-testa za odvisne vzorce. Pri tem smo bili pozorni kako zavračamo hipoteze, saj je v tem primeru treba upoštevati število primerjav. Na primer pri testiranju treh

spremenljivk (A-B; A-C; B-C) zavračamo hipotezo pri  $p=0,05/3$ , kar pomeni  $p=0,0167$  (Field, 2000).

V drugem sklopu smo preverjali zanesljivost metode sledenja, pri ponovljenih ponovitvah v enem obisku in med različnimi obiski. Zanesljivost smo ugotavljali s pomočjo ICC (3, k) (Intraclass Correlation Coefficient).

## **5.7 Protokol meritev**

Protokol meritev je predvideval več meritev v treh ločenih obiskih. Na vsakem obisku smo morali pred začetkom meritev določiti aktivno amplitudo gibanja oz. območje sile, na katerem smo izvajali meritev.

### **5.7.1 Sledenje kota**

Pred meritvijo aktivnega sledenja kota smo postavili merjenca v opornico (za podroben opis glej *Oprema in namestitve merjencev*). Prva naloga merjenca je bila popolna iztegnitev in upogib kolena z desno nogo. Na ta način smo na računalniku dobili podatke o celotni amplitudi gibanja v kolenskem sklepu. Ker lahko ekstremni položaji privedejo do napak, smo pri protokolu uporabili od 10% do 90% celotne amplitude giba. Proceduro smo izvedli na vseh treh obiskih neposredno pred začetkom meritev aktivnega sledenja kota.

### **5.7.2 Sledenje sile**

Pred meritvijo sledenja sile smo merjenca postavili na opornico (za podroben opis glej *Oprema in namestitve merjencev*). Prva naloga merjenca je bila največja zavestna izometrična kontrakcija (NZK). Meritev NZK smo ponovili trikrat, med vsako

ponovitvijo je imel merjenec dve minuti odmora. V osnovnem protokolu smo uporabili območje od 30% do 60% NZK. Proceduro smo izvedli na vseh treh obiskih neposredno pred začetkom meritev aktivnega sledenja sile.

### **5.7.3 Trajanje cikla signala**

Trajanje cikla signala (TCS) označuje čas, ki je potreben, da se zaključi en cikel gibanja, in s tem hitrost izvajanja naloge. Pri meritvah kota TCS označuje gib iz celotne ekstenzije v celotno fleksijo in nazaj v začetni položaj. Pri meritvah sile TCS označuje čas razvoja sile iz spodnje do zgornje meje in nazaj do spodnje meje (npr. od 30% NZK do 60% NZK in nazaj do 30% NZK). Pri meritvah smo uporabili različna TCS: 1s, 2s, 4s, 8s in 16s.

### **5.7.4 Amplituda in območje signala**

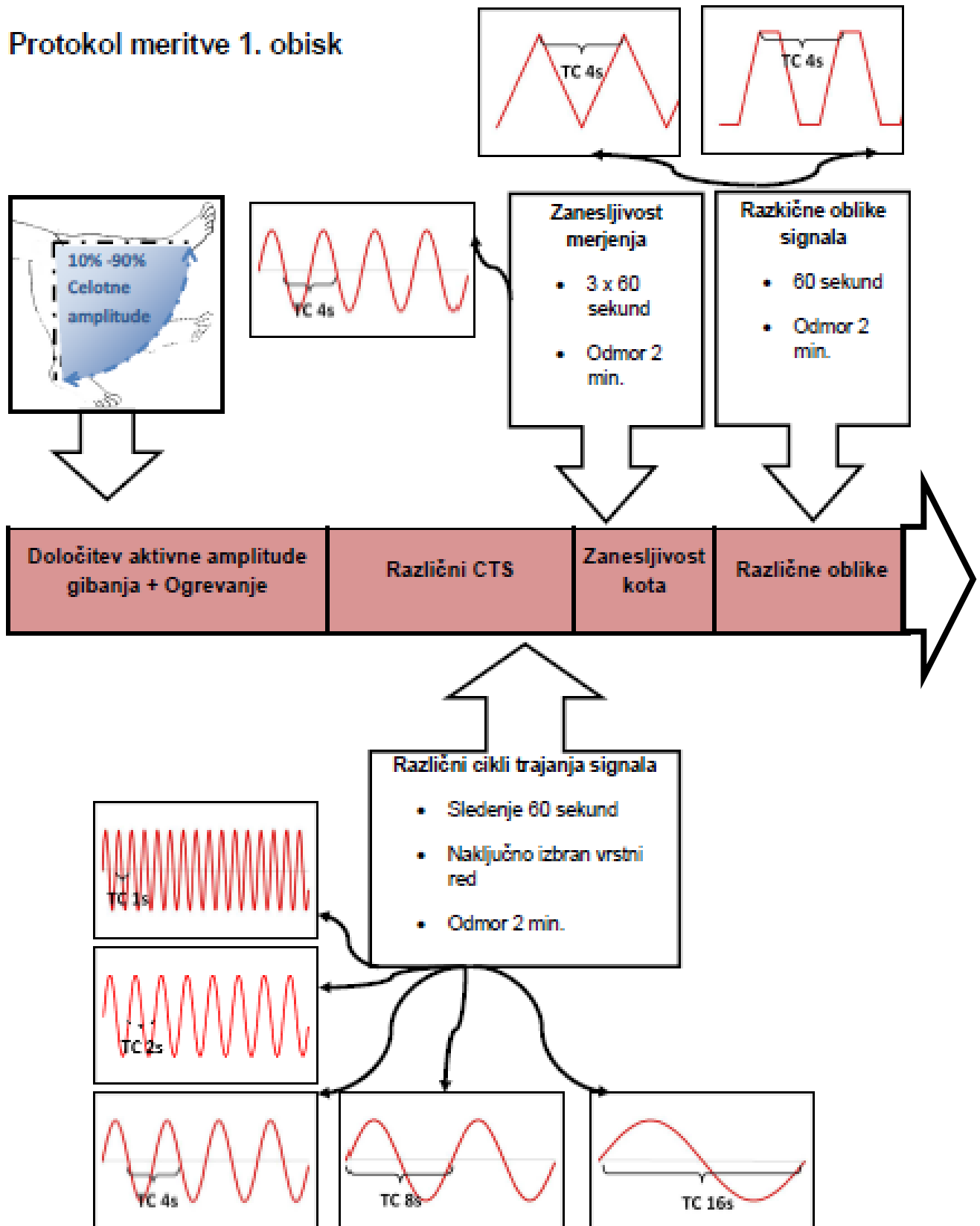
Amplituda signala se nanaša na meritev kota. Meritev smo izvedli v celotni amplitudi sklepa, od polne ekstenzije do polne fleksije oz. samo v zgornji ali spodnji polovici amplitude.

Območje signala se nanaša na meritev sile. Meritve smo izvedli v območju 10% - 30%, 30% - 60%, oz. 60% - 80% NZK.

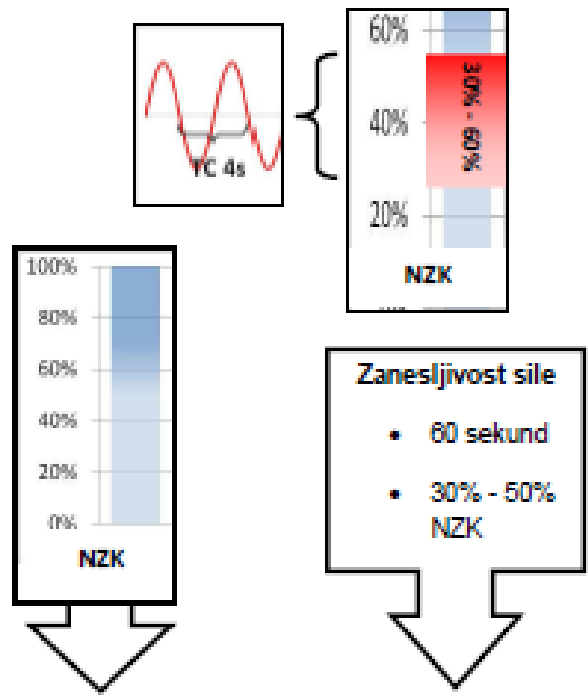
### **5.7.5 Oblika signala**

Oblika signala se nanaša na obliko, ki jo riše predprogramirana krivulja. Uporabljali smo sinusno, trapezoidno in trikotno obliko signala

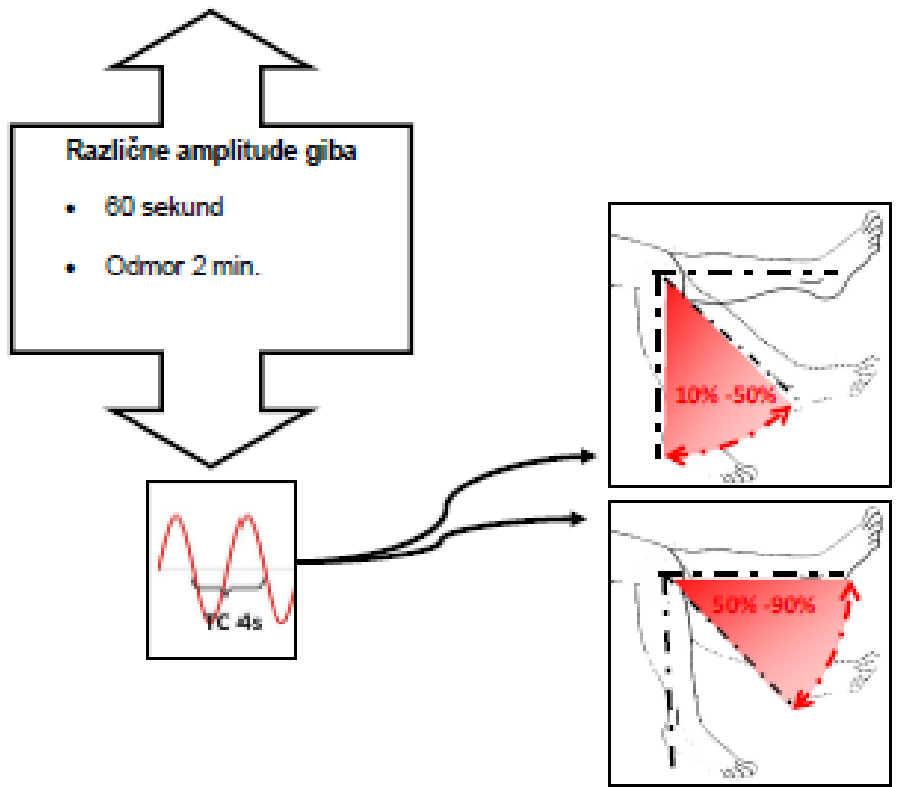
# Protokol meritve 1. obisk



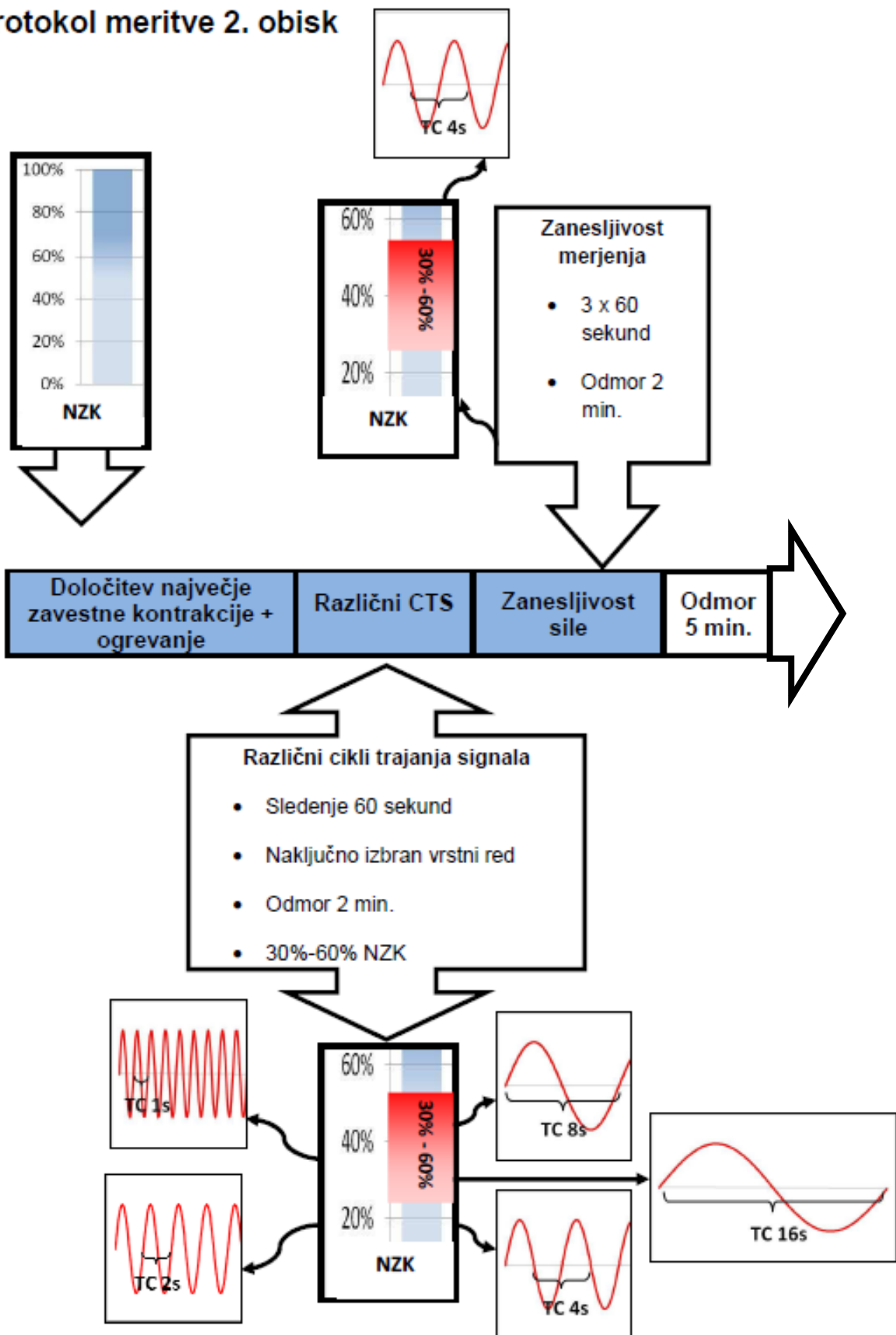


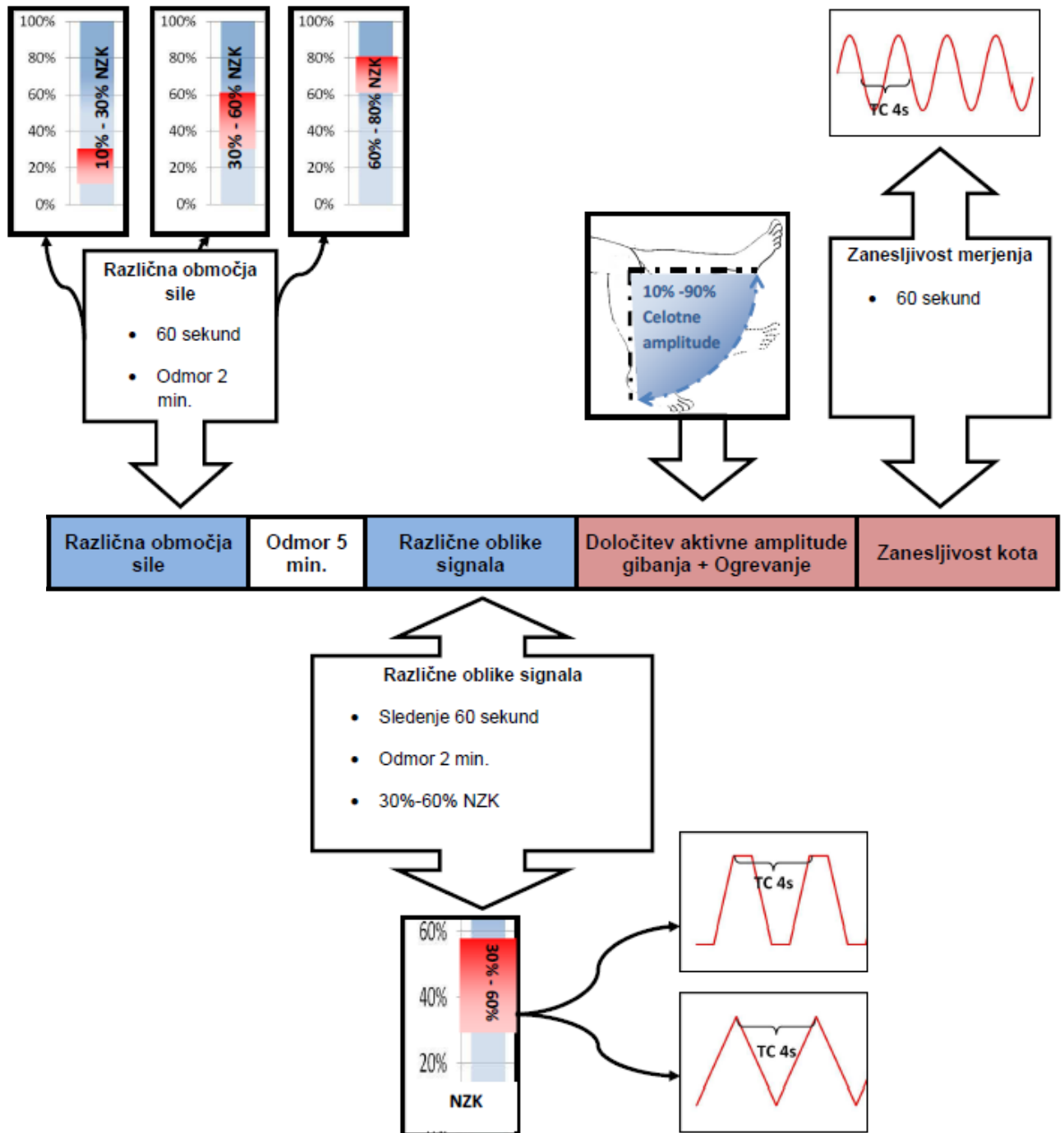


Različne amplitude giba	Odmor 5 min.	Določitev največje zavestne kontrakcije + ogrevanje	Zanesljivost Sile
-------------------------	--------------	---	-------------------

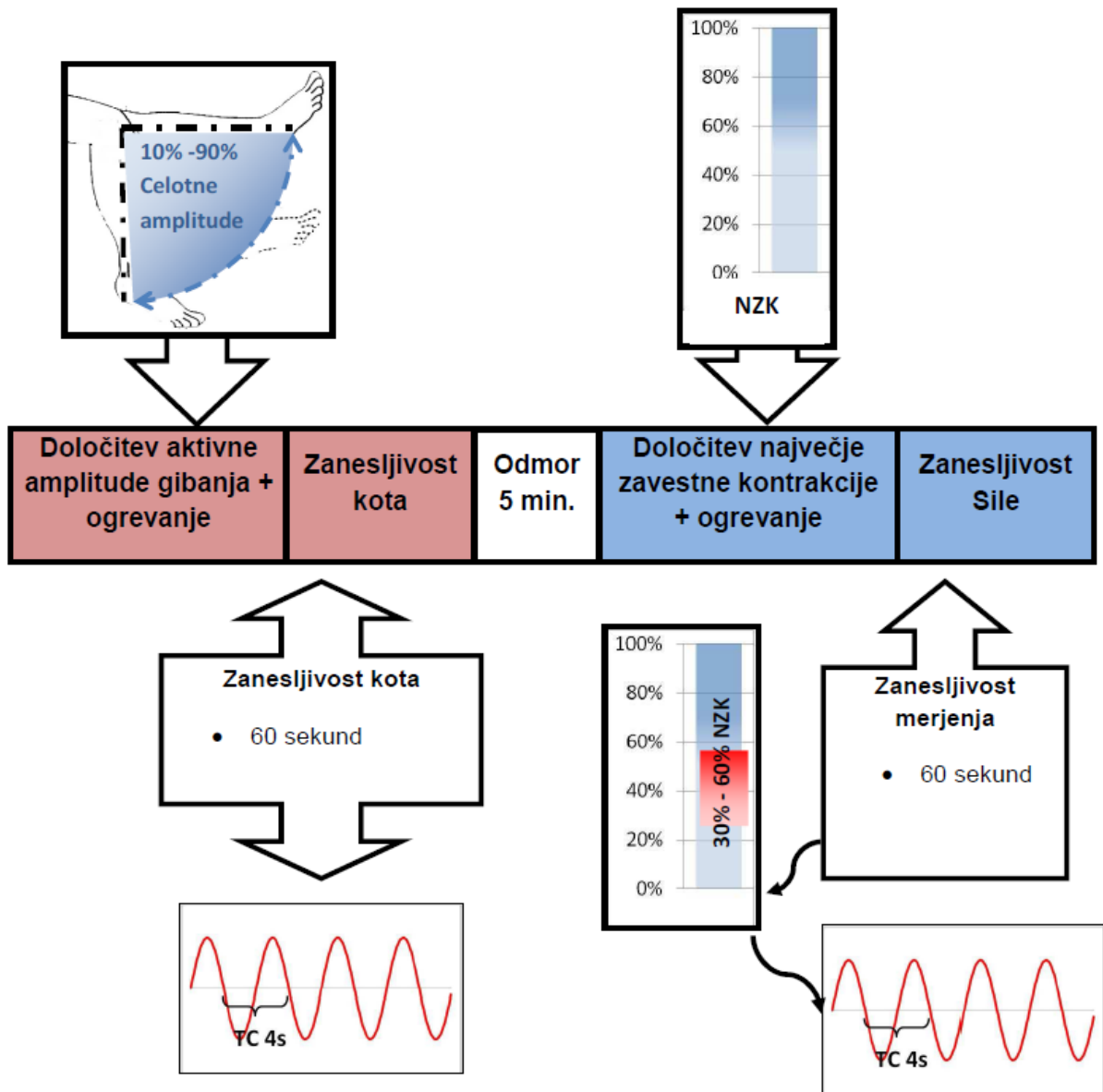


## Protokol meritve 2. obisk





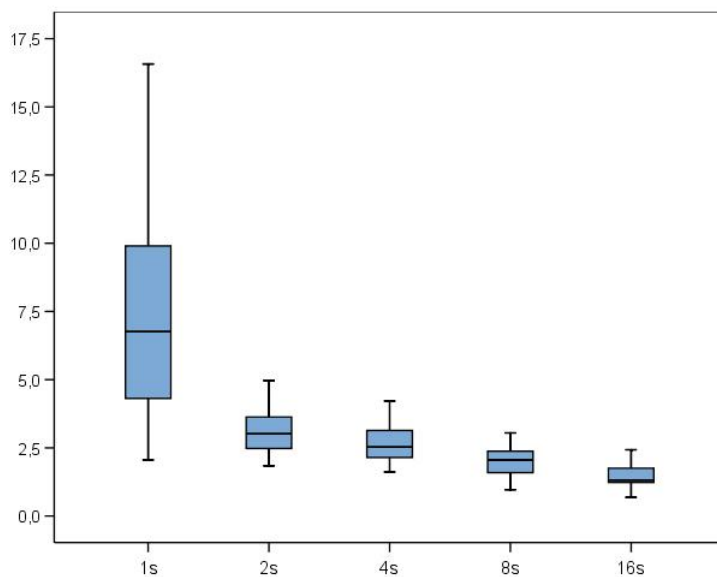
### Protokol meritve 3. obisk



## 6 Rezultati

Rezultate bomo podali v dveh ločenih vsebinskih sklopih. V prvem bodo predstavljeni rezultati pri različnih pogojih merjenja. Preverjali smo, ali obstajajo odstopanja pri različnih hitrostih, območjih in oblikah predprogramirane krivulje. Rezultati so podani ločeno za meritve sledenja kota in sile v kolenskem sklepu. V drugem sklopu smo preverjali zanesljivost metode pri ponovljenih meritvah na enem obisku in pri zaporednih obiskih. Tudi tukaj so rezultati podani ločeno za meritve kota in sile v kolenskem sklepu.

### 6.1 Sledenje kota pri različnih trajanjih cikla signala ciljne krivulje.



*Slika 13: Sledenje kota pri različnih trajanjih cikla signala. 1s označuje trajanje cikla dolgega eno sekundo. 2s dolgega dve sekundi itd.*

*Legenda: Zgornji graf (angl. boxplot) prikazuje: srednja črta **mediano**, pravokotnik **interkvartilni razpon**, tanke črte **spodnjo in zgornjo mejno vrednost**.*

Friedmanov test kaže na statistično značilne razlike ( $p < 0,05$ ) med spremenljivkami.

Wilcox<sup>1</sup> test je pokazal statistično pomembne razlike med naslednjimi pari.

Med spremenljivkama Kot 1s (7,24 ±3,422) in Kot 2s (3,09±0,856) je bila razlika statistično značilna.

Med spremenljivkama Kot 2s (3,09±0,856) in Kot 4s (2,65 ±0,694) je bila razlika statistično značilna.

Med spremenljivkama Kot 4s (2,65 ±0,694) in Kot 8s (2,00±0,554) je bila razlika statistično značilna.

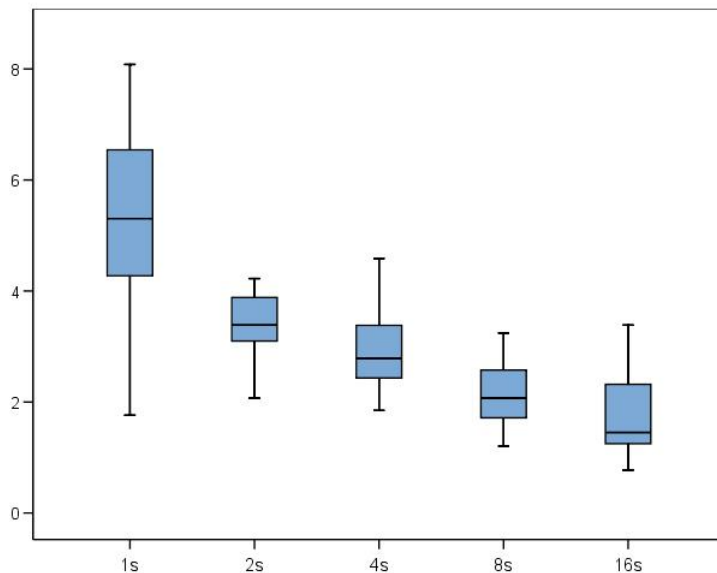
Med spremenljivkama Kot 8s (2,00±0,554) in Kot 16s (1,94±2,515) je bila razlika statistično značilna.

---

<sup>1</sup> Statistično značilna razlika:  $p < 0,05/10 = p < 0,005$ .

## 6.2 Sledenje sile pri različnih trajanjih cikla signala ciljne krivulje

Kakor za naloge sledenje kota smo podobno ponovili tudi pri nalogah sledenja sile in ugotovili, da se rezultati slabšajo z manjšanjem trajanja cikla signala krivulje.



Slika 14: Sledenje sile pri različnih trajanjih cikla signala. 1s označuje trajanje cikla signala dolgega eno sekundo. 2s dolgega dve sekundi itd.

Legenda: Zgornji graf (angl. boxplot) prikazuje: srednja črta **mediano**, pravokotnik **interkvartilni razpon**, tanke črte **spodnjo in zgornjo mejno vrednost**.

Friedmanov test kaže na statistično značilne razlike ( $p < 0,05$ ) med spremenljivkami.

Wilcox<sup>2</sup> test je pokazal statistično pomembne razlike med naslednjimi pari.

Med spremenljivkama Sila 1s ( $7,23 \pm 10,529$ ) in Sila 2s ( $4,06 \pm 2,979$ ) je bila razlika statistično značilna.

Med spremenljivkama Sila 2s ( $4,06 \pm 2,979$ ) in Sila 4s ( $3,05 \pm 0,694$ ) je bila razlika statistično značilna.

Med spremenljivkama Sila 4s ( $3,05 \pm 0,694$ ) in Sila 8s ( $2,95 \pm 2,853$ ) ni bilo statistično

<sup>2</sup> Statistično značilna razlika:  $p < 0,05/10 = p < 0,005$ .

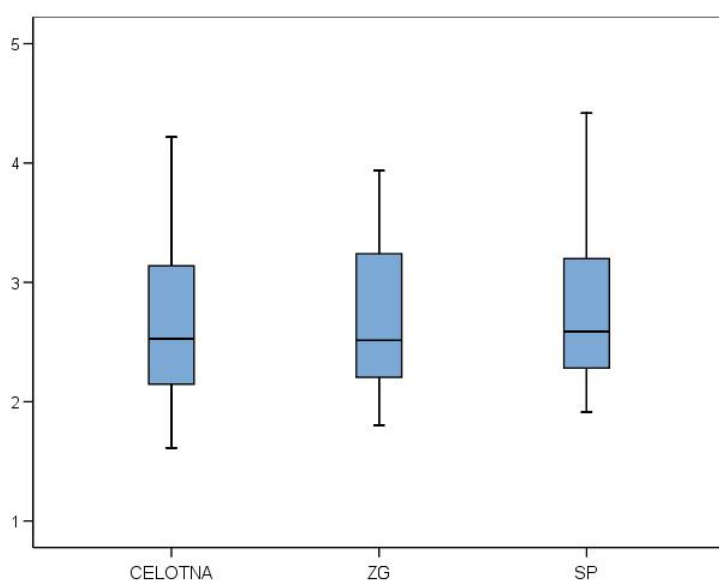
značilnih razlik.

Med spremenljivkama Sila 8s ( $2,95 \pm 2,853$ ) in Sila 16s ( $2,47 \pm 3,055$ ) ni bilo statistično pomembnih razlik.



### 6.3 Sledenje kota pri različnih amplitudah ciljne krivulje

Primerjali smo sposobnost sledenja kota pri nalogah, izvedenih v celotni amplitudi gibanja z nalogami, izvedenih samo v zgornji polovici amplitude giba (od polovice do polne iztegnitve v kolenskem sklepu) in samo v spodnji polovici amplitude giba (od polovice do popolnega upogiba v kolenskem sklepu). Vse ciljne krivulje so bile sinusne oblike. Trajanje cikla signala: štiri sekunde.



*Slika 15: Sledenje kota v različnih amplitudah ciljne krivulje. Krivulja je imela sinusno obliko, trajanje cikla 4s. CELOTA - celotna amplituda giba, ZG – zgornja amplituda giba, SP- spodnja amplituda giba.*

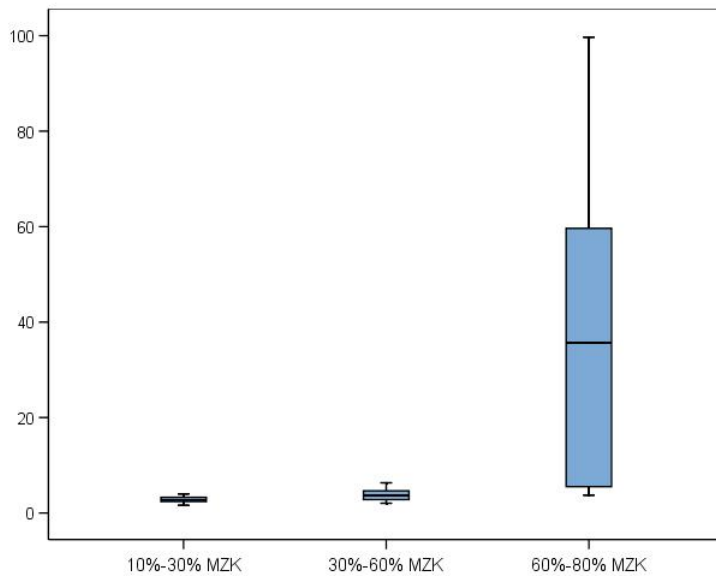
*Legenda: Zgornji graf (angl. boxplot) prikazuje: srednja črta **mediano**, pravokotnik **interkvartilni razpon**, tanke črte **spodnjo** in **zgornjo mejno vrednost**.*

Friedmanov test ne kaže na statistično značilne razlike ( $p > 0,05$ ) med spremenljivkami.

Obstajajo določena odstopanja med spremenljivkami Celota ( $2,65 \pm 0,694$ ), Kot\_Zg ( $2,93 \pm 1,264$ ) in SP ( $2,84 \pm 0,909$ ), vendar razlike niso statistično značilne.

## 6.4 Sledenje sile pri različnih območjih ciljne krivulje

Primerjali smo sposobnost sledenja sile pri nalogah, izvedenih v območju nizkih sil (10%-30% največje zavestne kontrakcije), območju srednjih sil (30%-60% NZK) in območju velikih sil (60%-80% NZK). Vse ciljne krivulje so bile sinusne oblike. Trajanje cikla signala: štiri sekunde.



Slika 16: Sledenje sile pri različnih območjih sile.

Legenda: Zgornji graf (angl. boxplot) prikazuje: srednja črta **mediano**, pravokotnik **interkvartilni razpon**, tanke črte **spodnjo in zgornjo mejno vrednost**.

Friedmanov test kaže na statistično značilne razlike ( $p < 0,05$ ) med spremenljivkami.

Wilcox<sup>3</sup> test kaže na statistično značilne razlike med naslednjimi pari spremenljivk:

Med spremenljivkama 10%-30% NZK ( $4,50 \pm 9,494$ ) in 30%-60% NZK ( $4,45 \pm 2,691$ ) je bila razlika statistično značilna.

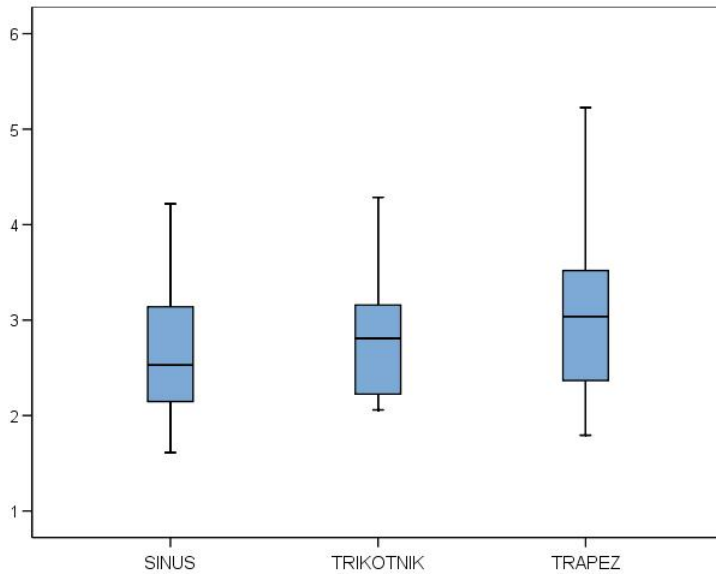
Med spremenljivkama 10%-30% NZK ( $4,50 \pm 9,494$ ) in 60%-90% NZK ( $34,93 \pm 29,874$ ) je bila razlika statistično značilna.

<sup>3</sup> Statistično značilna razlika:  $p < 0,0166$ .

Med spremenljivkama 30%-60% NZK ( $4,45 \pm 2,691$ ) in 60%-90% NZK ( $34,93 \pm 29,874$ ) je bila razlika statistično značilna.

## 6.5 Sledenje kota pri različnih oblikah krivulje

Primerjali smo sposobnost sledenja kota pri nalogah sledenja ciljnim krivuljam različnih oblik (sinus, trikotnik in trapez). Trajanje cikla signala: štiri sekunde.



Slika 17: Sledenje kota pri različnih oblikah krivulje

Legenda: Zgornji graf (angl. boxplot) prikazuje: srednja črta **mediano**, pravokotnik **interkvartilni razpon**, tanke črte **spodnjo in zgornjo mejno vrednost**.

Friedmanov test kaže na statistično značilne razlike ( $p < 0,05$ ) med spremenljivkami.

Wilcox<sup>4</sup> test kaže na statistično značilne razlike med naslednjimi pari spremenljivk:

Med spremenljivkama Sinus ( $2,65 \pm 0,694$ ) in Trikotnik ( $2,93 \pm 0,931$ ) ni statistično značilnih razlik.

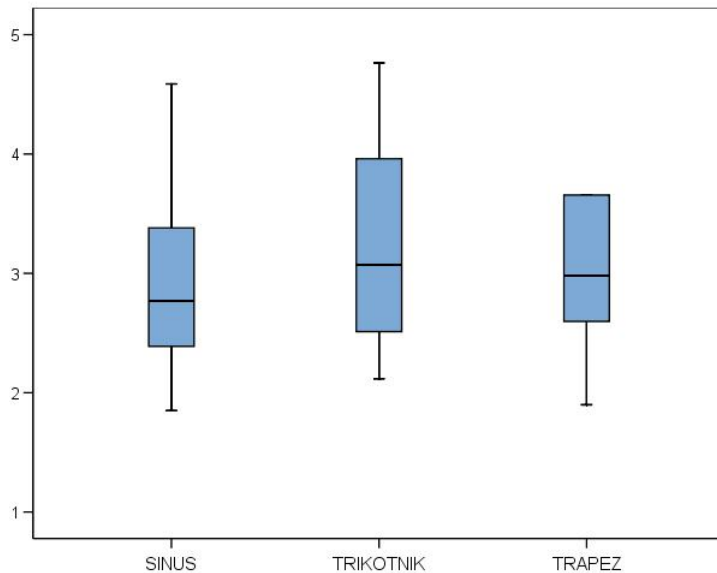
Med spremenljivkama Sinus ( $2,65 \pm 0,694$ ) in Trapez ( $3,09 \pm 0,868$ ) je bila razlika statistično značilna.

Med spremenljivkama Trikotnik ( $2,93 \pm 0,931$ ) in Trapez ( $3,09 \pm 0,868$ ) ni statistično značilnih razlik.

<sup>4</sup> Statistično značilna razlika:  $p < 0,0166$ .

## 6.6 Sledenje sile pri različnih oblikah krivulje

Primerjali smo sposobnost sledenja sile pri nalogah sledenja ciljnim krivuljam različnih oblik (sinus, trikotnik in trapez). Trajanje cikla signala: štiri sekunde.



Slika 18: Sledenje sile pri različnih oblikah krivulje

Legenda: Zgornji graf (angl. *boxplot*) prikazuje: srednja črta **mediano**, pravokotnik **interkvartilni razpon**, tanke črte **spodnjo in zgornjo mejno vrednost**.

Friedmanov test ne kaže na statistično značilne razlike ( $p < 0,05$ ) med spremenljivkami.

Wilcox<sup>5</sup> test ni pokazal statistično značilnih razlik.

Med spremenljivkama Sinus ( $3,05 \pm 0,694$ ) in Trikotnik ( $4,34 \pm 4,382$ ) ni statistično značilnih razlik

Med spremenljivkama Sinus ( $3,05 \pm 0,694$ ) in Trapez ( $7,31 \pm 10,895$ ) ni statistično značilnih razlik.

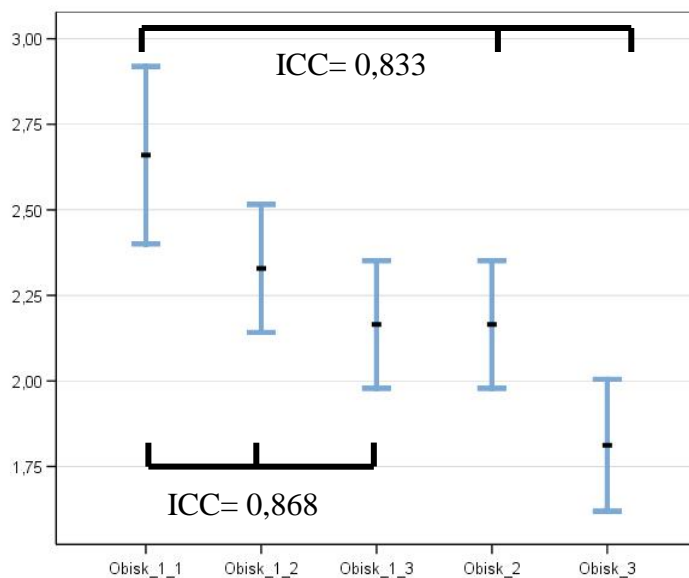
<sup>5</sup> Statistično značilna razlika:  $p < 0,0166$ .

Med spremenljivkama Trikotnik ( $4,34 \pm 4,382$ ) in Trapez ( $7,31 \pm 10,895$ ) ni statistično značilnih razlik.

## 6.7 Preverjanje ponovljivosti sledenja kota

Preverjali smo ponovljivost meritev znotraj enega samega obiska in meritve na različnih obiskih.

Pri preverjanju ponovljivosti so merjenci sledili ciljni krivulji sinusne oblike. Trajanje cikla signala: štiri sekunde.



Slika 19: Ponovljivost kota. Spodaj primerjava znotraj obiska, zgoraj primerjava zaporedni obiski.

Intraklasni korelacijski koeficient je pokazal srednje veliko stopnjo zanesljivosti pri meritvah znotraj enega obiska ( $ICC=0,868$ ) in prav tako srednje visoko stopnjo zanesljivosti pri meritvah na zaporednih obiskih ( $ICC=0,833$ ).

Friedmanov test kaže na statistično značilne razlike ( $p<0,05$ ) pri meritvah na enem obisku.

Wilcoxon test je pokazal statistično značilne razlike med naslednjimi pari spremenljivk:

Med spremenljivkama Obisk\_1\_1 ( $2,65 \pm 0,694$ ) in Obisk\_1\_2 ( $2,32 \pm 0,500$ ) je bila razlika statistično značilna.

Med spremenljivkama Obisk\_1\_1 (2,65 ±0,694) in Obisk\_1\_3 (2,16±0,499) je bila razlika statistično značilna.

Med spremenljivkama Obisk\_1\_1 (2,65 ±0,694) in Obisk\_2 (2,16±0,499) je bila razlika statistično značilna.

Statistična značilnost pri  $p < 0,0166$ .

Friedmanov test kaže na statistično značilne razlike ( $p < 0,05$ ) pri meritvah na zaporednih obiskih.

Med spremenljivkama Obisk\_1\_1 (2,65 ±0,694) in Obisk\_3 (1,81±0,516) je bila razlika statistično značilna.

Med spremenljivkama Obisk\_2 (2,16±0,499) in Obisk\_3 (1,81±0,516) je bila razlika statistično značilna.

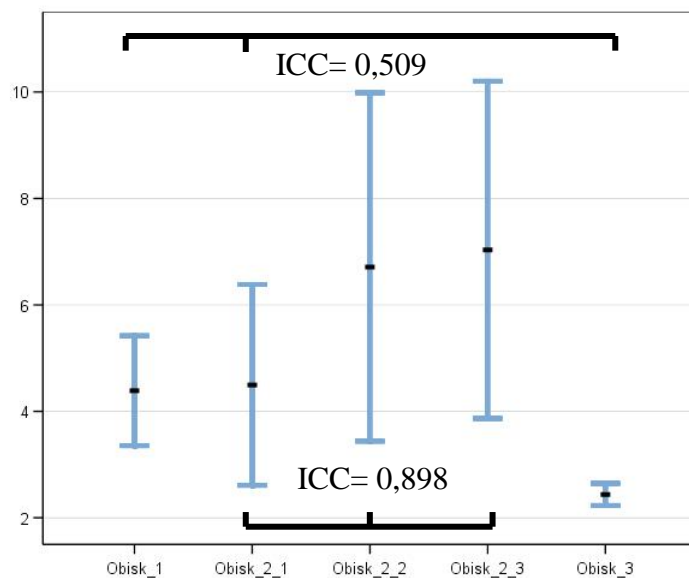
Statistična značilnost pri  $p < 0,0166$ .



## 6.8 Preverjanje ponovljivosti sledenja sile

Preverjali smo ponovljivost meritev znotraj enega samega obiska in meritve na različnih obiskih.

Pri preverjanju ponovljivosti so merjenci sledili sinusni ciljni krivulji. Trajanje cikla signala 4 sekunde.



Slika 20: Ponovljivost sile. Spodaj primerjava znotraj obiska, zgoraj primerjava zaporedni obiski.

Intraklasni korelacijski koeficient je pokazal srednje veliko stopnjo zanesljivosti pri meritvah znotraj enega obiska ( $ICC=0,898$ ). Meritve na zaporednih obiskih pa ne kažejo na visoko stopnjo zanesljivosti ( $ICC=0,509$ ).

Friedmanov test ne kaže na statistično značilne razlike ( $p>0,05$ ) pri meritvah na enem obisku.

Wilcox test ni pokazal statistično značilnih razlik.

Statistična značilnost pri  $p<0,0166$ .

Friedmanov test kaže na statistično značilne razlike ( $p < 0,05$ ) pri meritvah na zaporednih obiskih.

Med spremenljivkama Obisk\_1 ( $4,45 \pm 2,691$ ) in Obisk\_3 ( $2,43 \pm 0,544$ ) je bila razlika statistično značilna.

Med spremenljivkama Obisk\_2\_1 ( $4,47 \pm 4,874$ ) in Obisk\_3 ( $2,43 \pm 0,544$ ) je bila razlika statistično značilna.

Statistična značilnost pri  $p < 0,0166$ .

## 7 Razprava

Z nalogo smo želeli (i) preveriti ponovljivost metode aktivnega sledenja sile oziroma kota in (ii) preveriti sposobnost posameznika za sledenje sili oziroma kotu v različnih pogojih merjenja.

Eksperiment je pokazal, da:

- sposobnost aktivnega sledenja sile in kota v kolenskem sklepu pogojuje hitrost izvajanja naloge;
- spreminjanje amplitude gibanja pri meritvi sledenja kota ni učinkovalo na natančnost izvajanja naloge;
- pri nalogah sledenja v različnih območjih sile smo ugotovili statistično značilne razlike;
- tudi spreminjanje oblike signala ni učinkovalo na natančnost izvajanja naloge.
- test aktivnega sledenja sile in kota v kolenskem sklepu je srednjevisoko zanesljiv;

Od naštetih točk ugotavljamo, da sta hitrost in natančnost gibanja v obratnem sorazmerju, kar pomeni, da se pri hitrejših nalogah natančnost sledenja slabša. To je opazil že pionir raziskovanja propriocepcije in kinestetičnega občutka Woodworth (1899), medtem ko je v petdesetih letih prejšnjega stoletja te ugotovitve znanstveno podkrepil Fitts (1954). Ugotovil je, da sta natančnost in hitrost gibanja v logaritemskem sorazmerju. Zakaj sta hitrost in natančnost v obratnem sorazmerju, razumemo, če poznamo mehanizme upravljanja gibanja (zaprta in odprta zanka).

Mnogi avtorji (med katere spada tudi Nielsen, 2004) sicer oporekajo togemu ločevanju med odprto in zaprto zanko, saj so ugotovili, da v vseh naravnih gibih obstajajo elementi enega in drugega principa. Mehanizem odprte zanke se namreč pokaže tudi v dolgo trajajočem gibanju, hkrati pa se mehanizem zaprte zanke pokaže pri hitrem gibanju (Schmidt in Lee, 1999).

Nadalje ugotavljamo, da pri nalogah sledenja poteka uravnavanje gibanja po principu zaprte zanke (feed-back), kar pa ne velja, ko se trajanje cikla signala krajša in posledično hitrost gibanja večja. Informacije namreč potrebujejo določen čas, da prepotujejo iz senzorjev v nadzorni center, se v njem ovrednotijo in sprožijo ustrezne odgovore. Poleg tega je pri cikličnih gibih pomemben pojav anticipacije, torej sposobnosti posameznika da predvideva nadaljnje gibanje.

Za naš eksperiment so pomembne tako informacije iz perifernih mehanoreceptorjev kakor tudi vidne informacije. Obdelava obojnih terja določen čas (Schmidt in Lee,

1999), zato se pri krajših trajanjih cikla signala (1s in 2s) gibanje najbrž uravnava po principu odprte zanke, kjer igrajo zelo pomembno vlogo predhodne izkušnje. Krajša TCS (1s in 2s) so torej neprimerna za vrednotenje senzorično-motorične funkcije po principu zaprte zanke, saj v tem primeru CŽS ni sposoben prilagoditi gibalnih ukazov na podlagi informacij iz perifernih receptorjev.

Na tem mestu si upravičeno postavimo vprašanje, ali je hitrost gibanja, pri kateri smo najbolj natančni, tudi najbolj primerna za ocenjevanje senzorično-motorične funkcije kolenskega sklepa. Podobno kot Fitts smo tudi mi najboljše rezultate zabeležili pri najpočasnejšem gibanju (CTS 16s). To pa ne pomeni, da ravno ta hitrost najboljše ponazarja delovanje živčno-mišičnega sistema pri najpogostejših gibih.

Pri vrednotenju senzorično-motorične funkcije se zato s težavo odločimo med različnimi TCS (4s, 8s in 16s).

Po vsem tem lahko razumemo, kako sta povezani hitrost in natančnost gibanja, pri čemer lahko zavrnemo prvo hipotezo.

Če se zaustavimo pri odnosu med spreminjanjem amplitude giba in njegovo natančno izvedbo, se velja spomniti Johanssona idr. (1991). Ti so ugotovili, da so v skrajnih položajih sklepa zelo pomembne informacije iz sklepnih receptorjev, medtem ko so znotraj aktivne amplitude sklepa bolj pomembne informacije iz mišičnega vretena. Zaradi tega bi pričakovali, da se v različnih amplitudah gibanja sposobnost sledenja kota spremeni, saj so sklepni receptorji bolj aktivni v skrajnih položajih sklepa, kjer je večja možnost poškodb. Poleg tega tudi iz sprednje križne vezi prihajajo pomembne informacije o položaju sklepa. Vendar kljub temu testiranje aktivnega sledenja kota v različnih amplitudah giba ni pokazalo statistično pomembnih razlik. Že res, da rezultati kažejo na določen trend poslabšanja sposobnosti sledenja pri polovični amplitudi giba, a razlike niso statistično značilne.

Zaradi tega ne moremo zavreči druge hipoteze.

Ko govorimo o nalogah sledenja v različnih območjih sile, moramo razložiti, zakaj se pojavijo statistično značilne razlike. Za natančno prilagajanje sile v izometričnih pogojih so zelo pomembne informacije iz Golgijevega kitnega organa (Petit idr., 1997) in tudi informacije o občutku napora (Proske, 2005). Po pričakovanjih so razlike v aktivnem sledenju sile v različnih območjih največje zavestne kontrakcije (NZK) statistično značilne. V najnižjem območju NZK (10% - 30% NZK) so merjenci dosegali najboljše rezultate. Slabše rezultate so dosegali v srednjem območju NZK (30% - 60% NZK), daleč najslabše pa v zgornjem območju NZK (60% - 80%). Spričo tega sta natančnost gibanja in sila v obratnem sorazmerju (Schmidt in Lee, 1999). Razvoj velikih sil zahteva velik napor tako CŽS kot mišičnega sistema. To pa privede do centralnega in perifernega utrujanja.

Zaradi tega zavrnamo tretjo hipotezo.

Glede spreminjanja oblik signala in njegovega učinkovanja na natančnost izvajanja naloge moramo obrazložiti, da natančnost gibanja pomeni poleg dobro izdelanega motoričnega programa tudi posebno delovanje živčnega sistema. To se kaže pri mehanizmu zadevanja cilja (v našem primeru gre za natančno premikanje telesnega segmenta), ko se mišice agonistov in antagonistov krčijo istočasno, čemur pravimo kokontraktura (Enoka, 2002). Hkratna aktivacija agonistov in antagonistov postopno zaustavlja gib in omogoča gladke prehode iz iztegovanja v upogibanje. Ta mehanizem kontrole lepo ponazarja sinusna krivulja, medtem ko sta trapezoidna in trikotna zaradi svoje oblike manj nazorni, ker ne ponazarjata naravnega gibanja. Zaradi tega bi pričakovali velike razlike pri meritvah z različnimi oblikami krivulj, vendar statistično značilne razlike so se pokazale le med sinusno in trapezoidno krivuljo pri aktivnem sledenju kota.

Zaradi tega ne moremo povsem ovreči četrte hipoteze.

Zanesljivost metode aktivnega sledenja sile in kota v kolenskem sklepu se je po našem preverjanju izkazala za srednjevisoko.

Večina raziskav (Carey idr., 1988; Patten, Kothari, Whitney, Lexell in Lum, 2003; Maffiulett, Bizzini, Schatt in Munziinger, 2005) je zanesljivost metode sledenja preverilo z intraklasno korelacijo (ICC – intraclass correlation coefficient), pri čemer se je metoda izkazala za visoko zanesljivo. Z razliko od naše raziskave je večina drugih raziskav merila natančnost sledenja na zgornjih okončinah, zlasti na prstih. Kljub srednjevisoki zanesljivosti je za našo raziskavo značilno, da se rezultati testa sledenja kota stalno izboljšujejo, testi sledenja sile pa slabšajo. Poudariti je treba, da so razlike med zaporednimi meritvami pri istem obisku in meritvami na različnih obiskih statistično značilne (glej poglavje 7. Rezultati). Vzroke tega neskladja gre iskati v značilnosti metode za testiranje zanesljivosti (ICC), ki sloni na analizi variance za bločne poskuse. To pomeni, da je metoda zanesljiva, če se variance ponovljenih meritev ne bistveno razlikujejo, čeprav se aritmetične sredine spreminjajo. Zaradi tega lahko sklepamo, da so bili merjenci pod vplivom drugih zunanjih dejavnikov, ki jih nismo predvideli – učenje in utrujenost. Oba pojava vplivata na potek izvajanja naloge.

Če nalogo večkrat ponovimo, bo merjenec izuril spomin na gib. Gibalno učenje je torej zanimiv pojav, ki je deležen velike pozornosti s strani raziskovalcev. Samo metodo sledenja so na začetku uporabili za vrednotenje napredka pri učenju enostavnih gibov. Smisel in cilj naše naloge pa je bil med drugim preveriti, ali lahko našo metodo uporabimo za ocenjevanje senzorično-motorične funkcije. Metoda nam mora dati vpogled v sposobnost CŽS, da s pomočjo informacij, ki prihajajo iz perifernih mehanoreceptorjev in oči, natančno izvede določen gib. Pri tem je

smiselno, da vsi vpleteni sistemi (motorični korteks, periferni mehanoreceptorji, oči) delujejo z veliko intenzivnostjo. Spomin olajša delo prej omenjenih centrov, ki so vpleteni v kontrolo želenega gibanja. Zato v naši raziskavi gibalno učenje in utrujenost predstavljata neznanki, ki ju ne moremo kvantificirati.

Kot smo že večkrat omenili so vsa gibanja pod nadzorom tako mehanizmov zaprte kakor odprte zanke. To pa pomeni, da je vsak gib na začetku izveden s pomočjo programa, ki sloni na predhodnih izkušnjah. Opazovanja večjega števila ponovitev iste naloge (10 zaporednih ponovitev sledenja sile in 18 zaporednih ponovitev sledenja kota na treh ločenih obiskih) so pokazala, da so po določenem številu ponovitev vplivi učenja veliko manjši, s čimer lahko sklepamo, da potrebuje merjenec določen čas preden se prilagodi nalogi (Šarabon in Rosker, 2007). Avtorja ugotavljata, da se na prvem obisku po petih zaporednih ponovitvah (sledenje sile) in po devetih zaporednih ponovitvah (sledenje kota) trend izboljšanja umiri, razlike med meritvami se zmanjšajo in narastejo ICC vrednosti (nad 0,9). Na naslednjih obiskih so rezultati ves čas umerjeni.

S podobnimi težavami so se soočali tudi drugi avtorji, ki so metodo sledenja uporabili pri treningu ljudi s posledicami možganske kapi (Carrey idr., 2002; Cho idr. 2007). S treningom so hoteli ponovno aktivirati poškodovane centre v možganih. Zaradi tega so Cho idr. (2007) razvili protokol treninga s pomočjo metode sledenja za paciente, ki so utrpeli možgansko kap. Značilnost tega protokola je v tem, da se ciljna krivulja stalno spreminja (trajanje cikla signala in amplituda), kar merjencu onemogoča, da bi se privadil na gibalno nalogo. Naključno spreminjanje frekvence in amplitude ciljne krivulje pripomore poleg k izboljšanju sposobnosti sledenja tudi k izboljšanju drugih sposobnosti, ki jih merjenci niso vadili. S pomočjo magnetne resonance (MRI) so ugotovili, da prihaja pri nalogah sledenja do izboljšanja tako delovanja funkcije roke kakor reorganizacije motoričnega korteksa (Carrey idr., 2002). V drugi raziskavi so na podoben način ugotavljali učinke treninga sledenja kota v skočnem sklepu in ugotovili, da je poleg izboljšane preciznosti sledenja prišlo do reorganizacije motoričnega korteksa in splošnega izboljšanja hoje (Carrey idr., 2004). Kriz idr. (1995) so ugotovili, da z uporabo naključno prilagodljive ciljne krivulje se sposobnost sledenja izboljša tudi v nalogah, ki jih merjenci niso trenirali. Cho idr. (2007) prav tako dokazujejo reorganizacijo predelov motoričnega korteksa pri ljudeh, ki so utrpeli možgansko kap.

Torej lahko sklenemo, da je naključno spreminjajoča se krivulja bolj primerna za trening kompleksnih senzorično-motoričnih funkcij.

Že prej smo omenili, da se rezultati pri zaporednih ponovitvah iste naloge sledenja sile slabšajo. Razloge za to gre iskati v napornosti našega protokola. Kljub številnim odmorom je očitno prišlo do kopičenja utrujenost, ki povzroča bistveno poslabšanje rezultatov sledenja (Huysmans, Hoozemans, van der Beek, de Looze in van Dieën

2008). Testiranje se je izvajalo na srednje nizkem območju sile, ki jo je bil posameznik sposoben razviti (30% - 60% NZK). Drugi avtorji so uporabili manjšo mero sile pri testiranjih. Maffioletti idr. (2005) so uporabili 10% telesne mase za izvajanje naloge na običajni nožni preši. Voelcker-Rehage in Alberts (2005) so ugotavljali razlike med mlajšimi in starejšimi odraslimi in ugotovili razlike v natančnosti sledenja sile pri 5% - 25% NZK. Blank, Heizer in von Voss (2000) so ugotavljali razliko v sposobnosti sledenja sile. Pri tem so uporabljali sile od 3N do 7N pri otrocih in odraslih. Lindberg, Ody, Feydy in Maier (2009) so ugotovili, da obstajajo razlike v sposobnosti natančnega nadzora sile v različnih starostnih skupinah.

V naši raziskavi so merjenci izvajali nalogo z veliko večjimi silami, kar je kljub dolgim odmorom privedlo do utrujanja. Kljub temu gre poudariti, da je metoda zelo občutljiva na spremembo območja sile in potencialno uporabna za spremljanje učinkov utrujanja.

Zaradi motečih dejavnikov (učenje in utrujenost) ne moremo v celoti sprejeti pete in šeste hipoteze. Spričo raziskav z velikim številom zaporednih meritev, ki sta jih nadaljnjo izvajala Šarabon in Roškar (2007), lahko trdimo, da je metoda sledenja sile in kota visoko zanesljiva v primeru, ko uporabimo ustrezen akomodacijski protokol, s katerim izključimo akutne učinke motoričnega učenja.

Do pred kratkim se je metoda sledenja uporabljala za spremljanje in vrednotenje gibalnega nadzora pri zdravih ljudeh in pri ljudeh z nevrološkimi okvarami. V zadnjih letih se vedno bolj uveljavlja kot terapevtski pripomoček, zlasti pri zdravljenju nevroloških bolnikov (Chung, Cho in Lee, 2006). Ugotovili so, da trening s pomočjo nalog sledenja izboljšuje tudi kinestetični občutek v posameznih sklepih (Kriz, idr. 1995).

Metoda treninga s pomočjo naprav za sledenje je še v povojih in zahteva nadaljnje preverjanje najbolj učinkovitih trenažnih protokolov. Veliko študij je preučevalo natančnost sledenja na zgornjih udih, le malo pa na spodnjih. Nekateri avtorji menijo, da so za trening zgornje ekstremitete bolj učinkovite naloge v odprti kinetični verigi, medtem ko so za spodnje okončine veliko bolj učinkovite naloge v zaprti kinetični verigi (Carrey idr., 2004).

S prilagoditvijo opornice lahko metodo enostavno uporabimo za vrednotenje potencialno vseh telesnih sklepov. Podobno metodo uporabljajo že na komolcu, gležnju, dlani in prstih.

Rezultati, ki jih navaja literatura in smo jih preverili z svojo raziskavo, dokazujejo, da test za aktivno sledenje sile in kota v kolenskem sklepu potrebuje nadaljnje preverjanje in ugotavljanje najbolj primernih protokolov. Kljub temu pa lahko sklenemo, da je metoda občutljiva na spremembe hitrosti gibanja in območja sile.

## 8 Zaključek

Vrednotenje natančnega upravljanja gibanja je zelo koristno pri ugotavljanju motoričnega obnašanja in učenja. Ne nazadnje so senzorično-motorične funkcije prizadete ob poškodbah tako mišično-skeletnega sistema kot živčnega sistema. Za uspešno vrednotenje senzoričnomotoričnih funkcij so potrebni zanesljivi in občutljivi testi. Razvitih je veliko metod, ki ocenjujejo senzoričnomotorične funkcije na različnih nivojih. Med omenjene metode sodijo tudi naloge sledenja, za katere je značilna uporaba vizualnih povratnih informacij. Tovrstno metodo uporabljajo že dolga leta za merjenje in vrednotenje motoričnega nadzora in učinkov motoričnega učenja.

Namen diplomske naloge je bil (i) preveriti ponovljivost metode aktivnega sledenja sile oziroma kota v kolenskem sklepu in (ii) preveriti sposobnost posameznika sledenja sili oziroma kotu v različnih pogojih merjenja. V raziskavi je sodelovalo 30 prostovoljcev (povprečna starost  $22 \pm 2,45$  let), med njimi 21 moških in devet žensk. Za potrebo naloge smo uporabili dve opornici. Prva je služila za merjenje sposobnosti sledenja kota. Z drugo smo merili sposobnost sledenja sile v kolenskem sklepu. Merjenec je na ekranu sledil dvema krivuljama. Eno je določil program po nastavitvah merilca, drugo je upravljal merjenec z delovanjem na senzor. Meritve so potekale v treh ločenih seansah, med katerimi smo preverjali zanesljivost metode in občutljivost metode na spremembo določenih vhodnih parametrov (trajanje cikla signala, amplituda giba, območje sile in oblika krivulje). Podatke smo zbirali s posebno programsko opremo Wise Coach in jih statistično obdelali s pomočjo SPSS 14.0 za Windows. Izračunali smo Friedmanovo ANOVO in ICC vrednosti, ki so pokazale srednje visoko zanesljivost pri meritvah sledenja kota na enem obisku (ICC = 0,868), sledenja kota na več obiskih (ICC = 0,833) in sledenja sile na enem obisku (ICC = 0,898). Metoda se je izkazala kot zelo občutljiva na hitrost gibanja ( $p < 0,05$ ) in območje sile ( $p < 0,05$ ). Manj občutljiva je na spremembe oblike signala in amplitudo gibanja v kolenskem sklepu.

Metoda potrebuje nadaljnje preverjanje najbolj učinkovitih protokolov merjenja. Kljub temu se je metoda izkazala kot zanesljiva, zlasti pa visoko občutljiva na spremembe hitrosti gibanja in območja sile.

Metoda se že vrsto let uporablja kor pripomoček pri spremljanju motoričnega obnašanja. V zadnjih desetletjih se uporablja tudi za rehabilitacijo nevroloških bolnikov. Pomembno vlogo lahko zavzame kot pripomoček za objektivno ocenjevanje stanja poškodbe in stopnje rehabilitacije pri poškodbah lokomotorne aparata.



## 9 Literatura

- Allen, T.J. in Proske, U. (2006). Effect of muscle fatigue on the sense of limb position and movement. *Experimental brain research*, 170(1), 30-38.
- Bach, T. M., Champan, A. E. in Calvert, T. W. (1983). Mechanical resonance of the human body during voluntary oscillations about the ankle. *Journal of Biomechanics*, 16, 85-90.
- Bell, J., Bolanowski, S. in Holmes, M. H. (1994). The structure and function of Pacinian corpuscles: a review. *Progress in Neurobiology*, 42(1), 79-128.
- Blank, R., Heizer, W. in von Voss, H. (2000). Development of externally guided grip force modulation in man. *Neuroscience Letters*, 286(3), 187-190.
- Burgess, P. R. in Clark, F. J. (1969). Characteristics of knee joint receptors in the cat. *The Journal of Physiology*, 203(2), 317-335.
- Carrey, J. R., Bogard, C. L., King, B. A. in Suman, V. J. (1994). Finger-movement tracking scores in healthy subjects. *Perceptual and Motor Skills*, 79(1 Pt 2), 563-76.
- Carrey, J. R., Patterson, R. in Hollenstein, P. J. (1988). Sensitivity and reliability of force tracking and joint-movement tracking scores in healthy subjects. *Physical Therapy*, 68(7), 1087-91.
- Carrey, J.R., Kimberley, T.J., Lewis, S.M., Auerbach, E.J., Dorsey, L., Rundquist, P. in Ugurbil, K. (2002). *Analysis of fMRI and finger tracking training in subjects with chronic stroke*. *Brain: a journal of neurology*. 125(4), 773-788.
- Carrey, J.R., Anderson, K.M., Kimberley, T.J., Lewis, S.M., Auerbach, E.J. in Ugurbil, K. (2004). fMRI analysis of ankle movement tracking training in subject with stroke. *Experimental brain research*. 154(3), 281-90.
- Cho, S., Shin, H., Kwon, Y., Lee, M. Y., Lee, Y., Lee, C., et al. (2007). Cortical activation changes induced by visual biofeedback tracking training in chronic stroke patients. *NeuroRehabilitation*, 22(2), 77-84.
- Chung, Y.J., Cho, S.H., Lee, Y.H. (2006). *Effect of the knee joint tracking training in closed kinetic chain condition for stroke patients*. *Restorative neurology and neuroscience*. 24(3), 173-80.

- Dewhurst, 1967 Dewhurst, D. J. (1967). Neuromuscular control system. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 14(3), 167-171.
- Donaldson, I. M. L. (2000). The function of the proprioception of the eye muscle. *Philosophical transactions of the Royal society*. London. 355(1404), 1685-1754.
- Dunn, T. G., Gillig, S. E., Ponser, S. E. in Weil, N., (1986). The learning process in biofeedback: Is it feed-forward or feedback? *Biofeedback Self Refugation*, 11(2), 143-155.
- Dyhre-Poulsen, P. in Krogsgaard, M.R. (2000) Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans. *Journal of applied physiology*. 89(6), 2191-5.
- Ellaway, P.H., Prochazka, A., Chan, M. in Gauthier, M.J. (2004). The sense of movement elicited by transcranial magnetic stimulation in humans is due to sensory feedback. *The Journal of physiology*. 556(2), 651-660.
- Ells, J. G. (1973). Analysis of temporal and attentional aspects of movement control. *Journal of Experimental Psychology*, 99, 10-21.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Field, A., (2000), *Discovering statistics using SPSS for Windows: advanced techniques for beginners*. London, Thousand Oaks (California), New Delhi.
- Fitts, P. M., (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47(6), 381-391.
- Gandevia, S.C., Killian, K., McKenzie, D.K., Crawford M., Allen G.M., Gorman, R.B. in Hales, J.P. (1993). Respiratory sensations, cardiovascular control, kinaesthesia and transcranial stimulation during paralysis in humans. *The Journal of Physiology*. 470(1), 85-107.
- Goldscheider, A. (1889). Untersuchungen über den muskelsinn. *Arch Anat Physiol*, 3, 369-502.
- Goodwin, G.M., McClosky, D.I. in Matthews, P.B.(1972). The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain*, 95(4), 705-748.
- Guyton, A. C. (1981). *Textbook of medical physiology 6<sup>th</sup> edition*. (str. 534-536, 562-564, 588, 595), Philadelphia: Saunders.

Henry 1953

Holstege, G. (1992). The emotional motor system. *European Journal of Morphology*, 30, 67-79.

Hore, J. in Vilas, T. (1980). Arm movement performance during reversible basal ganglia lesions in the monkey. *Experimental Brain Research*, 39, 217-228.

Huysmans, M. A., Hoozemans, M. J. M., van der Beek, A. J., de Looze, M. P. in van Dieën, J. H. (2008). Fatigue effects on tracking performance and muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(3), 410-419.

Johansson, H., Sjölander, P. in Sojka, P. (1991). Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 18(5), 341-68.

Jonsson, H., Karrholm, J. in Elmquist, L. G. (1989). Kinematics of active knee extension after tear of the anterior cruciate ligament. *American Journal of Sports Medicine*, 17, 796-802.

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

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

Kriz, G., Hermsdörfer, J., Marquardt, C. in Mai, N. (1995). Feedback-based training of grip force control in patients with brain damage. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(7), 653-9.

Kurillo, G., Gregoric, M., Goljar, N., in Bajd, T. (2005). Grip force tracking system for assessment and rehabilitation of hand function. *Technology and Health Care: Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 13(3), 137-149.

Kurillo, G., Zupan, A. in Bajd, T. (2004). Force tracking system for the assessment of grip force control in patients with neuromuscular diseases. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(10), 1014-1021.

La Croix, J. M. (1981). The acquisition of autonomic control through biofeedback: The case against an afferent process and a two process alternative. *Psychophysiology*, 18, 573-587.

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

- Lephart, S.M. (1994). Reestablishing proprioception, kinesthesia, joint position sense and neuromuscular control in rehabilitation. V W.E. Prentice (Ur.), *Rehabilitation techniques in sports medicine*. St. Luois, CV Mosby.
- Lephart, S.M., Pincivero, D.M., Giralso, J.L. in Fu, F.H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American Journal of sports medicine*, 25(1), 130-137.
- Lindberg, P., Ody, C., Feydy, A. in Maier, M. A. (2009). Precision in isometric precision grip force is reduced in middle-aged adults. *Experimental Brain*
- Maffiuletti, N.A., Bizzini, M., Schatt, S. in Munzinger, U. (2005). A multi-joint lower-limb tracking-trajectory test for the assessment of motor coordination. *Neuroscience letters*. 384(1-2), 106-111.
- Magill, R. A. (1989). *Motor Learning. Concepts and Applications*. W m. C. Brown Publishers Dubuque, Iowa.
- McCloskey, D. I., Gandevia, S., Potter, E. K. in Colebatch, J. G. (1983). Muscle sense and effort: motor commands and judgments about muscular contractions. *Advances in Neurology*, 39, 151-167.
- McGraw, K. O. in Wong, S. P. (1996). Forming Inferences About Some Intraclass Correlation Coefficients. *Psychological Methods*. 1(1), 30-46.
- McNair, P. J., Wood, G. A. in Marshal, R. N. (1992). Stiffness of the hamstring muscles and its relationship to function in anterior cruciate deficient individuals. *Clinical Bimechanics*, 7, 131-173.
- Nichols, T. R. in Houk, J. C. (1976). Improvements in linearity and regulation of stiffness that results from action of stretch reflex. *Journal of Neurophysiology*, 39, 119-142.
- Nielsen, J. B. (2004). Sensorimotor integration at spinal level as a basis for muscle coordination during voluntary movement in humans. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 96(5), 1961-7.
- Patten, C., Kothari, D., Whitney, J., Lexell, J. in Lum, P. S. (2003). Reliability and responsiveness of elbow trajectory tracking in chronic poststroke hemiparesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40(6), 487-500.
- Pellis, L., Franssen-van Hal, N. L. W., Burema, J. in Keijer, J. (2003). The intraclass correlation coefficient applied for evaluation of data correction, labeling methods, and rectal biopsy sampling in DNA microarray experiments. *Physiological Genomics*, 16(1), 99-106.

- Petit, J., Scott, J. J. in Reynolds, K. J. (1997). Tendon organ sensitivity to steady-state isotonic contraction of in-series motor units in feline peroneus tertius muscle. *The Journal of Physiology*, 500(1), 227-233.
- Popper, K. in Eccles, J. C. (1977). *The self and its brain*. New York: Springer-Verlag.
- Proske, U. (2005). What is the role of muscle receptors in proprioception?. *Muscle & Nerve*. 31, 780-787.
- Proske, U. (2006). Kinesthesia: the role of muscle receptors. *Muscle & Nerve*. 34(5):545-558.
- Proske, U., Gregory, J. E., Morgan, D. L., Percival, P., Weerakkody, N. S. in Canny, B. J. (2004). Force matching errors following eccentric exercise. *Human Movement Science*, 23(3-4), 365-378.
- Rack, P. H. M. in Westbury, D. R. (1974). The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *Journal of Physiology*, 240, 331-350.
- Schmidt, R.A. (1982). *Motor control and learning: A behavioral emphasis*. Champaign, (IL): Human Kinetics.
- Schmidt R.A. in Lee, T.D. (1999). *Motor control and learning: a behavioral emphasis*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Sherrington, C.S. (1906). *The integrative action of the nervous system*. New Haven: Yale university press.
- Shrout, P. E. in Fleiss, J. L. (1979). Intraclass Correlations: Uses in Assessing Rater Reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420-428.
- Slifkin, A.B., Vaillancourt, D.E. in Newell, K.M.(2000). Intermittency in the control of continuous force production. *Journal of neurophysiology*. 84(4), 1708-1718.
- Squire, L. R., Berg, D., Bloom, F., Lac, S. D. in Ghosh, A. (2008). *Fundamental Neuroscience, Third Edition* (3. izd.). Academic Press.
- Šarabon, N. in Rošker, J. 2007. Neobjavljeni podatki.
- Thomas, J. R. in Nelson, J. K. (2001). *Research Methods in Physical Activity, 4th Edition*. Human Kinetics Publishers.

- Voelcker-Rehage, C. in Alberts, J. L. (2005). Age-related changes in grasping force modulation. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale*, 166(1), 61-70.
- Wetherell, A. (1996). Performance tests. *Environmental Health Perspectives*, 104 Suppl 2, 247-273.
- Woodworth, R. S. (1899). The accuracy of voluntary movement. *Psychological review Monographs*, 3.
- Young, A., Stokes, M. in Iles, J.F. (1987). Effects of joint pathology on muscle. *Clinical orthopaedics and related research*. (219), 21-27.

## 10 Priloga

### Sledenje kota

Pogoj	M	SO	SIG (Friedman)	SIG (Wilcoxon)					
				1s	2s	4s	8s	16s	
Trajanje cikla signala	1s	7,24	3,422	0,000	-	0,000 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>
	2s	3,09	0,856		-	0,001 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>	
	4s	2,65	0,694		-	0,000 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>		
	8s	2,00	0,554		-	0,002 <sup>(a)</sup>			
	16s	1,94	2,515		-				
Amplituda	CELA	2,65	0,694	0,905	CELA	ZG	SP		
	ZG	2,93	1,264		-	0,289	0,393		
	SP	2,84	0,909		-	-	0,766		
Oblika	SIN	2,65	0,694	0,000	SIN	TRI	TRA		
	TRI	2,93	0,931		-	0,111	0,000 <sup>(b)</sup>		
	TRA	3,09	0,868		-	-	0,349		

Preglednica 2: Sledenje sile: Pogoj – Tip meritve; M – Aritmetična sredina; SO – Standardni odklon; SIG (Friedman) – pomembnost Friedmanovega testa; SIG (Wilcoxon) – pomembnost Wilcoxonovega testa (testiranje razlik po parih); 1s, 2s,... – Trajanje cikla signala, sinusna oblika krivulje; CELA – celotna amplituda giba; ZG – Zgornja polovica amplitude; SP – Spodnja polovica amplitude; SIN – sinusna oblika krivulje; TRI – Trikotna oblika krivulje; TRA – Trapezasta oblika krivulje.

(a) Statistična značilnost pri  $p < 0,05/10 = p < 0,005$

(b) Statistična značilnost pri  $p < 0,05/3 = p < 0,0166$

### Sledenje sile

Pogoj	M	SO	SIG (Friedman)	Primerjave po parih (Wilcoxon)						
				1s	2s	4s	8s	16s		
Trajanje cikla signala	1s	7,23	10,529	0,01	-	0,000 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>	0,001 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>	
	2s	4,06	2,979		-	0,003 <sup>(a)</sup>	0,002 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>		
	4s	3,05	1,157		-	0,017	0,000 <sup>(a)</sup>			
	8s	2,95	2,853		-	0,023				
	16s	2,47	3,055		-					
Območje	10-30	4,50	9,494	0,001	10-30	30-60	60-80	-	0,002 <sup>(b)</sup>	0,000 <sup>(b)</sup>
	30-60	4,45	2,691		-	0,000 <sup>(b)</sup>				
	60-80	34,93	29,874		-					
Oblika	SIN	3,05	1,157	0,125	SIN	TRI	TRA	-	0,018	0,063
	TRI	4,34	4,382		-	0,430				
	TRA	7,31	10,865		-					

*Preglednica 3: Sledenje kota: Pogoj – Tip meritve; M – Aritmetična sredina; SO – Standardni odklon; SIG (Friedman) – pomembnost Fredmanovega testa; SIG (Wilcoxon) – pomembnost Wilcoxovega testa (testiranje razlik po parih); 1s, 2s,... – Trajanje cikla signala, sinusna oblika krivulje; 10–30 – Različna območja sile; ; SIN – sinusna oblika krivulje; TRI – Trikotna oblika krivulje; TRA – Trapezasta oblika krivulje*

(a) Statistična značilnost pri  $p < 0,05/10 = p < 0,005$

(b) Statistična značilnost pri  $p < 0,05/3 = p < 0,0166$

(c) Statistična značilnost pri  $p < 0,05/2 = p < 0,025$



### Zanesljivost merjenja

Meritev	Ponovitev	M	SO	ICC	
<b>Kot</b>	en obisk	1. obisk; 1. ponovitev	2,65	0,694	0,886 <sup>(a)</sup>
		1. obisk; 2. ponovitev	2,32	0,500	
		1. obisk; 3. ponovitev	2,16	0,499	
	več obiskov	1. obisk	2,65	0,694	0,833 <sup>(a)</sup>
		2. obisk	2,16	0,499	
		3. obisk	1,81	0,516	
<b>Sila</b>	en obisk	2. obisk; 1. ponovitev	4,47	4,874	0,898 <sup>(a)</sup>
		2. obisk; 2. ponovitev	6,70	8,456	
		2. obisk; 3. ponovitev	6,91	8,207	
	več obiskov	1. obisk	4,45	2,691	0,509 <sup>(b)</sup>
		2. obisk	4,47	4,874	
		3. obisk	2,43	0,544	

*Preglednica 4: Zanesljivost merjenja: Sinusna oblika krivulje; trajanje cikla 4s; M – aritmetična sredina; SO – Standardni odklon; ICC – Intraklasni korelacijski koeficient*

(a) Srednje visoka korelacija

(b) Nizka korelacija

### Primerjava kota

	Pogoj	M	SO	SIG (Friedman)	Primerjave po parih (Wilcoxon)		
					1_1	1_2	1_3
En obisk	1_1	2,65	0,694	0,000	-	0,001 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>
	1_2	2,32	0,500		-	0,043	
	1_3	2,16	0,499		-	-	
Več obiskov	1_1	2,65	0,694	0,000	-	0,000 <sup>(a)</sup>	0,000 <sup>(a)</sup>
	2	2,16	0,499		-	0,003 <sup>(a)</sup>	
	3	1,81	0,516		-	-	

*Preglednica 5: Razlilike med meritvami sledenja kota na enem in več obiskih: Sinusna oblika krivulje; Trajanje cikla signala 4s; Pogoj – Tip meritve; M – Aritmetična sredina; SO – Standardni odklon; SIG (Friedman) – pomembnost Fredmanovega testa; SIG (Wilcoxon) – pomembnost Wilcoxovega testa (testiranje razlik po parih);*

(a) Statistična značilnost pri  $s < 0,05/3 = s < 0,0166$

### Primerjava sile

	Pogoj	M	SO	SIG (Friedman)	Primerjave po parih (Wilcoxon)		
					2_1	2_2	2_3
En obisk	2_1	4,47	4,874	0,273	-	0,032	0,090
	2_2	6,70	8,456		-	0,629	
	2_3	6,91	8,207		-	-	
Več obiskov	1	4,45	2,691	0,000	-	0,079	0,000 <sup>(a)</sup>
	2_1	4,47	4,874		-	0,000 <sup>(a)</sup>	
	3	2,43	0,544		-	-	

*Preglednica 6: Razlilike med meritvami sledenja sile na enem in več obiskih: Sinusna oblika krivulje; Trajanje cikla signala 4s; Pogoj – Tip meritve; M – Aritmetična sredina; SO – Standardni odklon; SIG (Friedman) – pomembnost Fredmanovega testa; SIG (Wilcoxon) – pomembnost Wilcoxovega testa (testiranje razlik po parih);*

(a) Statistična značilnost pri  $s < 0,05/3 = s < 0,0166$