

FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO
UNIVERZA V LJUBLJANI

Matjaž Mihelj

VODENJE GIBANJA GLEŽNJEV MED STOJO BREZ
OPORE ROK

Mentor: prof. dr. Marko Munih, univ. dipl. inž. el.
Somentor: prof. dr. Drago Matko, univ. dipl. inž. el.

Ljubljana, 2002

Kazalo

Povzetek	1
Abstract	3
1 Uvod	5
1.1 Nadzor pokončne drže	5
1.2 Vzdrževanje ravnotežja pri zdravih osebah	6
1.2.1 Strategija gležnja, strategija trupa ter kombinirana strategija odziva	7
1.2.2 Mirna stoja in nosilna togost gležnjev	8
1.2.3 Model z dvema prostostnima stopnjama	9
1.2.4 Izbira strategije odziva na posturalne motnje	9
1.3 Koristnost stoje za paraplegične osebe	10
1.4 Metode za obnovitev stoje paraplegičnih oseb	10
1.5 Stoja paraplegičnih oseb s funkcionalno električno stimulacijo	11
1.5.1 Regulacijske zahteve	12
1.5.2 Osnovni način zagotavljanja pokončne drže z odprtozančnim sistemom stimulacije	14
1.5.3 Zaprtozančni sistemi FES	15
1.6 Hipoteza	17
1.7 Utemeljitev	18
1.8 Metodologija	20
1.8.1 Načrtovanje regulacije momenta	20
1.8.2 Načrtovanje vodenja nepodprte stoje	20
1.8.3 Verifikacija sistema vodenja	21
2 Regulacija momenta	22
2.1 Modeliranje mišice	22
2.2 Odprtozančna kompenzacija	24
2.2.1 Načrtovanje lokalnega kompenzatorja	26
2.2.2 Izračun nelinearnega kompenzatorja z interpolacijo lokalnih kompenzatorjev	29
2.3 Zaprtozančna regulacija	32
2.3.1 Teorija vodenja v drsnem režimu	33
2.3.2 Regulator v drsnem režimu	34
2.3.3 Observator stanj v drsnem režimu	37
2.3.4 Izračun vektorja zelenih stanj	39

2.3.5	Sinteza regulatorja momenta	41
3	Vodenje stoje brez opore rok	44
3.1	Modeliranje stoje	45
3.1.1	Rekurzivna Newton-Eulerjeva inverzna dinamična analiza	45
3.1.2	Dinamični model dvojnega invertiranega nihala	46
3.1.3	Izračun položaja reakcijske sile podlage	49
3.2	Načrtovanje linearnega kvadratičnega regulatorja	51
3.2.1	Določitev kriterijske funkcije za načrtovanje optimalnega regula- torja	51
3.2.2	Vključitev dinamike vodenja in aktivacije mišic v model stoje .	54
3.2.3	Razširjena kriterijska funkcija za regulator	57
3.3	Kalmanov observator	58
3.4	Združitev regulatorja in observatorja	61
3.4.1	Določitev pogojev za izbiro drže	62
3.4.2	Simulacijska študija sistema vodenja	63
4	Empirična analiza stoje	69
4.1	Merilno okolje	69
4.1.1	Aktivna rotacijska opornica	69
4.1.2	Merjenje kinematičnih ter dinamičnih parametrov stoje	72
4.1.3	Električni stimulator	73
4.1.4	Testne osebe	74
4.2	Regulacija momenta	75
4.2.1	Identifikacija stimuliranih mišic	75
4.2.2	Načrtovanje regulatorja momenta	87
4.2.3	Analiza regulacije momenta	91
4.3	Vodenje stoje	97
4.3.1	Združitev momentne in položajne regulacije	97
4.3.2	Implementacija regulacijskega algoritma	98
4.3.3	Merilni protokol stoje	98
4.3.4	Sledenje gibanju trupa	100
4.3.5	Mirna stoja s povečanim utrujanjem	102
4.3.6	Mirna stoja z minimalnim utrujanjem	104
5	Zaključek	106
	Uporabljeni simboli	114
	Literatura	123

Slike

2.1	Interpolacijske funkcije.	31
2.2	Regulator gleženjskega momenta.	42
3.1	Prosti segment.	46
3.2	Model dvojnega invertiranega nihala.	47
3.3	Položaj reakcijske sile podlage.	50
3.4	Dinamika stoje in vodenje.	56
3.5	Določitev delovne točke momenta gležnjev.	62
3.6	Simulacija nepodprte stoje.	64
3.7	Simulacija mirne stoje; delovna točka momenta gležnjev -10 Nm.	65
3.8	Simulacija mirne stoje; delovna točka momenta gležnjev -40 Nm.	65
3.9	Simulacija stoje z motnjami; delovna točka momenta gležnjev -10 Nm.	66
3.10	Simulacija stoje z motnjami; delovna točka momenta gležnjev -40 Nm.	66
3.11	Primerjava odzivov zdrave osebe in optimalnega regulatorja na motnje.	67
4.1	Aktivna rotacijska opornica.	70
4.2	Merilno okolje.	74
4.3	Paraplegična oseba med identifikacijo mišic.	76
4.4	Paraplegična oseba - postavitve stimulacijskih elektrod.	76
4.5	Določitev praga in nasičenja električno stimulirane mišice.	77
4.6	Primer vhodnih signalov za identifikacijo mišic plantarnih fleksorjev v štirih delovnih točkah.	78
4.7	Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev zdrave osebe - časovni poteki.	79
4.8	Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev zdrave osebe - diagram polov in ničel.	80
4.9	Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev zdrave osebe - Bodejev diagram prenosne funkcije in Fourierova analiza.	81
4.10	Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev zdrave osebe - časovni poteki.	82
4.11	Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev zdrave osebe - diagram polov in ničel.	83
4.12	Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev zdrave osebe - Bodejev diagram prenosne funkcije in Fourierova analiza.	83
4.13	Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev paraplegične osebe - časovni poteki.	84
4.14	Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev paraplegične osebe - diagram polov in ničel.	85
4.15	Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev paraplegične osebe - Bodejev diagram prenosne funkcije in Fourierova analiza.	86

4.16	Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev paraplegične osebe - časovni poteki.	87
4.17	Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev paraplegične osebe - diagram polov in ničel.	88
4.18	Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev paraplegične osebe - Bodejev diagram prenosne funkcije in Fourierova analiza.	88
4.19	Izvedba koaktivacije mišic.	89
4.20	Zdrava oseba - regulacija izometričnega momenta (sinusni signal). . . .	92
4.21	Zdrava oseba - regulacija izometričnega momenta (majhen sinusni signal).	93
4.22	Zdrava oseba - regulacija izometričnega momenta (naključni signal, $f_m = 1.7 \text{ Hz}$).	94
4.23	Paraplegična oseba - regulacija izometričnega momenta (sinusni signal).	95
4.24	Paraplegična oseba - regulacija izometričnega momenta (naključni signal, $f_m = 1.7 \text{ Hz}$).	96
4.25	Zdrava oseba - regulacija neizometričnega momenta (regulacija togosti).	96
4.26	Regulacijski sistem	98
4.27	Izvedba regulacijskega algoritma v okolju Simulink.	99
4.28	Paraplegična oseba med nepodprto stojo.	100
4.29	Nepodprta stoja - sledenje referenci trupa.	101
4.30	Nepodprta stoja - mirna stoja s povečanim utrujanjem.	102
4.31	Analiza utrujanja.	103
4.32	Nepodprta stoja - mirna stoja z minimalnim utrujanjem.	105

Tabele

4.1	Prenosne funkcije in enosmerna ojačenja lokalnih modelov plantarnih fleksorjev zdrave osebe.	80
4.2	Prenosne funkcije in enosmerna ojačenja lokalnih modelov dorzalnih fleksorjev zdrave osebe.	82
4.3	Prenosne funkcije in enosmerna ojačenja lokalnih modelov plantarnih fleksorjev paraplegične osebe.	85
4.4	Prenosne funkcije in enosmerna ojačenja lokalnih modelov dorzalnih fleksorjev paraplegične osebe.	86

Povzetek

Pričujoča disertacija obravnava stoji brez opore rok oseb s popolno poškodbo hrbtenjače v torakalnem predelu.

Stoja - vzdrževanje pokončne drže - je tako običajna človekova funkcija, da je pogosto privzeta kot kriterij normalnosti. Sposobnost vzdrževanja pokončne drže je izjemnega pomena za opravljanje številnih funkcij, hkrati pa je tudi pogoj za prehod v hojo. Zaželeno bi bilo, da bi hroma oseba lahko v stoječem položaju opravljala tudi vsakdanje oziroma profesionalne aktivnosti. To v trenutni fazi rehabilitacijskih naprav ni mogoče, saj oseba, ki stoji ob pomoči funkcionalne električne stimulacije, nujno potrebuje za vzdrževanje ravnotežja tudi oporo rok.

Iz biomehanskega stališča ter vidika vodenja je človeško telo nestabilen večsegmentni sistem, čigar lastnosti se neprestano spreminjajo zaradi gibanja posameznih segmentov pri opravljanju različnih nalog. V fazi stoji brez opore rok je potrebno zagotoviti vzdrževanje težišča telesa nad relativno majhno podporno ploskvijo, ki je določena z velikostjo ter položajem stopal. Zaradi kompleksnega biomehanskega sistema, katerega osnovne karakteristike so veliko število prostostnih stopenj, nelinearna in časovno spremenljiva narava električno stimuliranih mišic, funkcionalno redundantno delovanje mišic, interakcije biomehanskega sistema preko medsebojnih povezav različnih sklepov ter obstoj dodatnih med seboj izključujočih se mehanizmov (refleksi, hoteni gibi neprizadetega dela telesa), se študija omejuje le na gibanje v sagitalni ravnini.

Doktorska disertacija predstavlja razvoj originalnega algoritma za dinamično, zaprtozančno vodenje električne stimulacije mišic gležnjev za stoji brez opore rok pri bolnikih s poškodbo hrbtenjače. Razviti algoritem integrira motorične funkcije zgornjega neprizadetega dela telesa (posturalno in funkcionalno aktivnost) in zagotavlja stabilno stoji, medtem ko oseba stoji v aktivni rotacijski opornici, ki omeji gibanje telesa v sagitalno ravnino. Sistem vodenja upošteva zavestno gibanje osebe v trupu kot osnovo za zagotavljanje nadzora nad držo ob minimalnem zato potrebnem naporu v mišicah gležnjev. Tako načrtano vodenje še ne zagotavlja avtonomne stoji brez opore rok, omogoča pa stabilizacijo telesa v eni ravnini, kar je pogoj za doseg končnega cilja.

Delo je razdeljeno v tri dele. Osnova za vzdrževanje ravnotežja brez opore rok je stabilizacija sklepov gležnjev, ki se med stoji gibajo daleč od svojih anatomskih meja dorzalne oziroma plantarne fleksije. Prvi del študije je zato namenjen sintezi vodenja momenta gležnjev z uporabo funkcionalne električne stimulacije. Drugi del predstavlja

načrtovanje sistema vodenja ravnotežja pri stoji brez opore rok, ki integrira hoteno dejavnost osebe v trupu z električno stimulacijo mišic gležnjev in zagotavlja stabilno stoji ob minimalnem naporu v gleženjskih mišicah. V tretjem delu je sintetizirana regulacija stoji brez opore rok z integracijo obeh podsistemov vodenja ter analizirano vzdrževanje ravnotežja paraplegične osebe med stoji brez opore rok.

Originalni prispevki disertacije so:

- biomehanska analiza posturalne dinamike, ki vključuje hotene gibe trupa in funkcionalno električno stimulacijo antagonističnih mišic gležnjev,
- optimalno vodenje stoji brez opore rok na osnovi minimizacije utrujanja električno stimuliranih mišic,
- izbira vodene drže med stoji brez opore rok na podlagi implicitne detekcije hotenja osebe,
- vodenje momenta električno stimuliranih antagonističnih mišic gležnjev v obliki diskretnega regulatorja v drsnem režimu,
- vpeljava koaktivacije električno stimuliranih antagonistov za kompenzacijo nezveznosti momenta pri preklopu aktivnosti med plantarnimi in dorzalnimi fleksorji,
- algoritem optimizacije parametrov regulatorja momenta na osnovi identificiranih modelov mišic,
- empirična analiza vplivov hotene aktivnosti osebe in utrujanja električno stimuliranih mišic na stoji brez opore rok.

Abstract

The core of this thesis is synthesis of the arm free standing in complete thoracic spinal cord injured subjects.

The maintenance of upright posture is such a common occurrence among human beings that is perhaps the most universally accepted measure of normality. The ability to control the upright posture is not only of significant importance for enabling the subject to perform functional tasks but also enables the beginning and the termination of a walking sequence. Arm free standing would be required for the paralyzed subject to be able to perform some daily or professional tasks. However, the present state of the art in the rehabilitation based on the functional electrical stimulation requires use of arms for providing support and balance during standing.

From the biomechanical and the control point of view, the human body is an multisegment unstable system with time varying characteristics due to the movement of segments according to the task requirements. During the arm free standing the control system has to maintain the position of the body's center of gravity over a relatively small supporting surface determined by the size and the position of the feet. Due to the complexity of the biomechanical system with numerous degrees of freedom, nonlinear and time varying nature of electrically activated muscles, multiple and partially functionally redundant nature of actuators, the interaction of biomechanical subsystems through force-producing interconnections, the existence of additional, possibly competing controllers (spinal reflexes, voluntary limb and body motions) this study focuses on the balance control in the sagittal plane.

The thesis considers the development of a novel control strategy for a dynamic closed-loop control of functional electrical stimulation of ankle joint antagonist muscles for restoration of unsupported standing in spinal cord injured subjects. The developed algorithm integrates the preserved upper body motor and sensor functions with the artificial control of the paralyzed ankle joints and ensures a stable standing of a paraplegic subject constrained in the mechanical rotating frame that limits the motion to the sagittal plane. The designed control system implicitly detects the subject's volition through the observation of the voluntary activity of the subject's upper body. The detected volition presents the reference for the control of the standing posture, based on the minimization of the ankle joint muscles effort. The proposed control does not allow autonomous standing of a paraplegic person yet, however it enables the stabilization of

posture in one significant plane, thus lying the foundation for the achievement of the final goal.

The thesis is divided into three main sections. In order to assure control of balance without the arm support, first the ankle joints being far from their anatomical constraints of dorsiflexion and plantarflexion during standing, need to be stabilized. Therefore, the first section considers the synthesis of a novel ankle joint torque controller based on variable structure control systems theory. The second part of the study concerns the design of the balance control during arm free standing that integrates subject's voluntary activity with the artificial control of ankle joints and ensures stable standing with the minimal required effort in the ankle joint muscles. In the third section, the control of arm free standing is synthesized based on the integration of the ankle joint torque and body balance controllers. Analysis of the arm free standing is performed.

The main contributions of the thesis are as follows:

- biomechanical analysis of postural dynamics including voluntary upper body movement and artificial control of ankle joint antagonist muscles,
- design of an optimal control for unsupported standing based on the minimization of the effort in electrically stimulated muscles,
- control of unsupported standing posture based on the implicit detection of the subject's volition,
- design of a robust torque control for electrically stimulated ankle joint antagonist muscles based on variable structure control systems theory,
- introduction of coactivation of electrically stimulated antagonists for the compensation of torque discontinuity during the switching between plantarflexor and dorsiflexor muscle groups,
- algorithm for the optimization of torque control system parameters based on the identified muscle models,
- empirical analysis of the impact of subject's voluntary activity and muscle fatigue on the unsupported standing.

1

Uvod

Hoteno gibanje človeka je doseženo s koordiniranim delovanjem številnih mišic. Veliko število električnih signalov (akcijskih potencialov) se nepretrgoma prenaša po živčnem sistemu do mišičnih vlaken, ki generirajo želeno silo. Ob poškodbi hrbtenjače ali poškodbi motoričnega korteksa v možganih hoteni gibi oslabijo oziroma izginejo, povečajo pa se nehoteni refleksni gibi. Takšna oslabitev gibov iz primarno nevroloških vzrokov je često trajna. Pri poškodbi hrbtenjače je obseg nevrološke pomanjkljivosti odvisen od kompletnosti poškodbe ter njenega mesta. V splošnem velja, da višja poškodba pomeni posledično večjo izgubo funkcij [1]. Poškodba hrbtenjače je ena najbolj pogubnih in frustrirajočih poškodb živčnega sistema. Pogubna je predvsem za osebo zaradi trenutne in največkrat ireverzibilne spremembe v kvaliteti življenja, frustrirajoča pa predvsem za družino ter zdravstveno osebje zaradi pomanjkanja učinkovitih terapij. Zdravljenje je omejeno predvsem na stabilizacijo poškodovane hrbtenice ter preprečitev morebitnih dodatnih komplikacij [2]. Funkcionalna obnovitev hrbtenjače bi bila idealna rešitev. Čeprav je opazen napredek tudi na tem področju, predvsem pri razumevanju celičnih mehanizmov potrebnih za regeneracijo aksonov centralnega živčnega sistema, različne metode, ki bi regenerirale poškodovane živce hrbtenjače pri človeku še ne dajejo zelenih rezultatov. Na Floridski univerzi so znanstveniki izvedli prvo transplantacijo embrionalnih celic živčnega tkiva v poškodovano hrbtenjačo pacienta za upočasnitev napredovanja poškodbe [3]. Žal pa cilj zdravljenja še ni ponovna vzpostavitev izgubljenih funkcij.

1.1 Nadzor pokončne drže

Stoja - vzdrževanje pokončne drže - je tako običajna človekova funkcija, da je pogosto privzeta kot kriterij normalnosti [4]. Sposobnost vzdrževanja pokončne drže je izjemnega pomena za opravljanje številnih funkcij, hkrati pa je tudi pogoj za prehod v

hojo. Proces stoje je sam po sebi zelo kompleksen in ni odvisen le od ustrezne transformacije senzornih signalov v motorične odzive (naloga centralnega živčnega sistema), temveč je predpogoj najprej nepoškodovan skeletni sistem, zatem pravilno oživčene ter dovolj močne mišice. Vzdrževanje pokončne drže pri nevrološko nepoškodovani osebi temelji na dveh obsežnih živčnih poteh. Prva pot vodi od motoričnega korteksa preko živcev skozi hrbtenjačo do mišic, ki izvedejo želeni posturalni gib. Druga pot vodi od različnih senzoričnih organov navzgor do višjih centrov ter prenaša povratno senzorično informacijo. Nadzor drže zahteva koordinirano stabilizacijo številnih sklepov večsegmentnega sistema. Cilj nadzornega sistema pokončne drže je vzdrževanje težišča telesa znotraj podporne ploskve [5, 6, 7]. Sistem vključuje tako naprej kot tudi nazaj zaključeno vodenje. Naučena interpretacija meja stabilnosti omogoča na podlagi izkušenj izvajanje različnih gibov ter sočasne popravke v drži telesa (naprej zaključeno vodenje), medtem ko številni senzorični signali omogočajo natančne gibe ter korekcije zaradi zunanjih motenj (nazaj zaključeno vodenje). Posturalni sistem nima enotnega indikatorja o položaju težišča telesa. Informacija o položaju težišča je rezultat integracije številnih senzoričnih poti, vključujoč taktilne ter globoke pritiskovne senzorje v stopalih, propiocepcijo v sklepih ter vestibularne in vidne signale. Če je katera koli od senzoričnih poti poškodovana, postane posturalni sistem moten in ne more več kompetentno opravljati svoje funkcije.

1.2 Vzdrževanje ravnotežja pri zdravih osebah

Telesa mnogo zemeljskih bitij so sestavljena iz togih segmentov, ki so povezani med seboj s sklepi z eno ali več prostostnimi stopnjami. Zaradi takšne mehanske strukture, se mišične ter zunanje sile, ki delujejo na posamezen segment preko vztrajnostnih sklopitvenih sil prenašajo na vse druge segmente strukture. Poleg tega posamezne skeletne mišice delujejo pogosto preko dveh ali celo treh sklepov. Tako enostavni gibi enega samega segmenta zahtevajo globalno shemo vodenja aktivacije mišic preko celotnega telesa [8]. Senzorične informacije, ki so potrebne za izvedbo vodenja izvirajo iz različnih centrov:

- vid podaja informacijo o položaju očesa glede na okolico,
- vestibularni organ podaja orientacijo glave v inercialnem ter gravitacijskem polju ter
- propioceptivna čutila podajajo informacijo o medsebojnem položaju segmentov telesa.

Med aktivnostjo stoje je za pravilno interpretacijo vidnih signalov potrebno upoštevati gibanje glave ter oči. Te podatke pa dajejo vestibluarni organ ter proprioceptivna čutila. Poleg tega je potrebno upoštevati, da vsako čutilo daje informacijo glede na drugo referenco in da se medsebojni položaj referenc neprestano spreminja. Zato je tudi za interpretacijo senzoričnih informacij potrebna globalna shema. Nashner in McCollum [8] sta pri študiju mehanike gibanja v sagitalni ravnini prišla do zaključka, da:

- vodenje posturalnih aktivnosti poteka tako, da zahteva uporabo minimalnega števila mišičnih skupin in
- gibi, ki se pogosto izvajajo, so tako organizirani, da zahtevajo minimalni psihični napor za izvedbo vodenja.

Ti dve hipotezi vodita do predvidevanja, da so posturalni gibi, ki so generirani s krčenjem različnih mišičnih struktur, izbrani iz omejene množice različnih mišičnih vzorcev. Organizacija posturalnih gibov v kombinacije različnih strategij hkrati poenostavlja interpretacijo senzoričnih informacij. Natančno izvedbo gibalnih strategij je mogoče doseči z razstavitvijo kompleksnih senzoričnih množic v skalarne veličine, ki so v neposredni povezavi z ustrezno gibalno strategijo.

1.2.1 Strategija gležnja, strategija trupa ter kombinirana strategija odziva

Pokončna bipedalna popolnoma vzravnana stoja pomeni vzdrževanje metastabilnega ravnovesja glede na gravitacijo [8]. V takšni konfiguraciji ni potrebne nikakršne aktivne mišične sile za vzdrževanje ravnovesja. Naloga nadzornega sistema je tako omejena na vzdrževanje ravnovesja v primeru motenj. Biped se lahko nahaja v ravnotežju tudi v primeru sključene drže, če se le težišče telesa nahaja nad osjo gležnjev. V takšni drži mora biti medsebojni položaj posameznih segmentov stabiliziran z aktivno mišično silo. V katerikoli od prej opisanih drž se lahko zgodi, da težišče telesa ni več natančno nad osjo gležnjev. V tem primeru sila gravitacije povzroči vrtilni moment okrog osi gležnja in s tem dodatno poveča razdaljo med vertikalno projekcijo težišča telesa ter osjo gležnja. Odstopanje položaja težišča od zelene lege je mogoče popraviti s posturalnim gibom, ki generira vertikalno silo (dominantna aktivnost mišic gležnja - strategija gležnja) na podlago, oziroma s kombinacijo momenta, vertikalne ter horizontalne sile na podlago (dominantna aktivnost mišic trupa - strategija trupa). Za zaustavitev prostega padanja je potrebna aktivna sila mišic gležnja in trupa. Posledica aktivnosti mišic je nova smer gibanja telesa. Oseba, katere gibanje v sagitalni ravnini je omejeno

na dve prostostni stopnji, lahko pri odzivih na motnje uporablja eno od sledečih strategij: strategijo gležnja, strategijo trupa ali katerokoli kombinacijo obeh. Med stojo je velikost momenta nevrolško ter fiziološko neprizadetega gležnja normiranega na maso telesa omejena z dolžino stične ploskve med stopalom ter podporno ploskvijo. Ta omejitev določa zgornjo mejo dovoljene sile mišic gležnja med izvajanjem strategije gležnja. Po drugi strani so strižne sile med podporno ploskvijo ter stopalom omejene z maso osebe ter količnikom trenja med ploskvama. Ta omejitev določa zgornjo mejo mišične sile, ki jo lahko generirajo mišice trupa pri uporabi strategije trupa. Omejitve glede maksimalnih mišičnih sil pri uporabi strategije gležnja oziroma trupa, določene z velikostjo podporne ploskve ter velikostjo količnika trenja, silijo osebo k uporabi kombiniranih strategij s pravilnim razmerjem posameznih prispevkov mišic gležnja ter mišic trupa.

1.2.2 Mirna stoja in nosilna togost gležnjev

Med fazo stoje, ki ni motena z nikakršnimi zunanji motnjami, mirna stoja, je za vzdrževanje ravnotežja potrebna le aktivnost mišic gležnja (strategija gležnja), saj so potrebni momenti dovolj majhni. Ker je aktivnost v trupu mogoče v tem primeru zanemariti, je upravičeno celotno telo aproksimirati z enojnim invertiranim nihalom z eno prostostno stopnjo v osi gležnjev [9]. Moment okrog osi rotacije, ki je posledica delovanja sile gravitacije, je določen z enačbo $\tau = mgh \sin \theta$, pri čemer je τ moment zaradi delovanja sile teže, m masa telesa nad gležnji, h razdalja od osi rotacije v gležnjih do težišča telesa, ter θ kot med daljico, ki povezuje os gležnjev s težiščem telesa, ter vertikalno osjo. Ker je kot pri pokončni drži največ nekaj stopinj anteriorno oziroma posteriorno od vertikalne osi, je upravičena linearizacija enačbe v okolici delovne točke, kjer velja $\sin \theta \approx \theta$ za dovolj majhne kote. Po delitvi leve in desne strani enačbe s θ , je rezultat razmerje med momentom ter kotom. Velicina predstavlja togost. V primeru, da je togost izračunana za mirno stojo, le ta kompenzira le vpliv težnosti, ne pa tudi motenj. V primeru, ko je kot θ enak odklonu spodnjega dela telesa od vertikalne osi, s čimer je določen kot gležnjev, je mogoče nosilno togost izenačiti s togostjo gležnjev, ki predstavlja razmerje med momentom gležnjev ter ustreznim kotom gležnjev. Nosilna togost v tem primeru določa linearno zvezo med kotom v gležnju in momentom v gležnju ter hkrati določa minimalno gleženjsko togost, ki je potrebna za stojo ter odzive na majhne nezaznavne motnje.

1.2.3 Model z dvema prostostnima stopnjama

V primeru večjih motenj v anteriorno/posteriorni smeri samo strategija gležnja ne zadostuje za vrnitev telesa v ravnotežni položaj. V tem primeru se aktivirajo mišice trupa, ki generirajo moment v lumbosakralnem sklepu, ter tako preko vztrajnostne sklopitve ter strižnih sil na podlago sodelujejo pri vzpostavitvi ravnotežja. Rezultat je strategija trupa oziroma kombinirana strategija [8]. Podobno strategijo je mogoče razbrati iz eksperimentov z regulacijsko shemo predlagano v [10, 11], kjer samo pasivna togost 8 Nm/° ni dovolj za učinkovite odzive na motnje, zato oseba aktivno uporablja trupne mišice.

1.2.4 Izbira strategije odziva na posturalne motnje

Kot je bilo že razloženo, strategija odziva na motnje v sagitalni ravnini temelji na kombinaciji odzivov gležnja ter trupa, kjer je razmerje med posameznimi prispevki določeno z vplivi različnih faktorjev. Na izbiro posturalne strategije vpliva poleg vrste motnje tudi nagib osebe okrog osi gležnja pred nastopom motnje [12, 13, 14]. Osebe uporabljajo drugačno strategijo odziva, če motnja nastopi v drži, ki je v bližini anteriornih oziroma posteriornih meja stabilnosti. Na ta način se spremeni posturalna koordinacija, tako da se minimizira mišična aktivnost glede na različne biomehanske omejitve. V primeru da motnja povzroči gibanje v tisto smer, v katero je bila oseba predhodno nagnjena, se posturalna strategija spremeni iz prevladujoče strategije gležnja v kombinirano strategijo, ki temelji na večji uporabi horizontalni strižnih sil ter manjšemu momentu v gležnju, za premik težišča telesa. Oseba poskuša na ta način čim hitreje pospešiti težišče telesa pri pogoju, da ostanejo kolena iztegnjena ter pete in prsti stopala na tleh.

Pomembna značilnost posturalne dinamike je vpliv anteriornega nagiba, kar rezultira v povečani tonični komponenti momenta mišic gležnja, zaradi potrebe po kompenzaciji povečanega momenta gravitacije. Kljub temu anteriorni nagib ne poveča togosti same drže [15], ampak poveča stabilnost drže s poenostavitvijo odziva na motnjo. Težišče telesa je postavljeno bližje anteriorni meji podporne ploskve, kar poenostavi uporabo strategije trupa. Nevarnost padca nazaj je posledično zmanjšana zaradi povečane razdalje med težiščem telesa ter posteriorno mejo podporne ploskve. Posturalna dinamika gležnja je v tem primeru omejena le na eno gleženjsko mišično skupino - plantarne fleksorje gležnjev. Anteriorno držo je opaziti predvsem v primerih, ko oseba pričakuje motnjo, vendar sta izvor in smer motnje neznana, v primerih, ko si motnje zvezno sledijo ter v primerih, ko oseba stoji z zavezanimi očmi. Posteriorna

drža v nasprotju z anteriorno držo zmanjša stabilnost stoje zaradi bližine težišča telesa posteriorni meji podporne ploskve, kar glede na kratko razdaljo od osi gležnja do iste meje podporne ploskve, onemogoča kakršnokoli aktivnost v gležnjih pri odzivih na posteriorne motnje.

1.3 Koristnost stoje za paraplegične osebe

Stoja v splošnem pomeni izboljšanje kakovosti življenja paraplegičnih bolnikov [16, 17]. Pogosta stoja prepreči kontrakture mišic spodnjih okončin z eliminacijo dolgotrajnega sedenja, zmanjša izločanje mineralov iz kosti z vzdrževanjem povečane obremenitve, izboljša krvni obtok, zmanjša spastičnost ter izboljša funkcije izločanja. Poleg tega pokončna drža izboljša položaj in delovanje notranjih organov ter preprečuje nastanek preležanin. Povečane funkcionalne sposobnosti lahko dodatno pripomorejo k izboljšanju samospoštovanja ter ugleda v družbi.

1.4 Metode za obnovitev stoje paraplegičnih oseb

Metode za obnovitev stoje oziroma hoje lahko glede na literaturo klasificiramo v pet skupin: 1) ortotični pripomočki (mehanske ortoze)[18], 2) okvir za stojo, 3) posebej prirejeni vozički, 4) funkcionalna električna stimulacija ter 5) hibridni sistemi (različne kombinacije prej opisanih metod). Osnovni način zagotavljanja mobilnosti bolnikov s popolno poškodbo hrbtenjače (paraplegikov oziroma tetraplegikov) temelji na uporabi vozička [2]. Medtem ko so tetraplegični bolniki (poškodba C-5 ali višje) odvisni predvsem od električnih vozičkov, se paraplegične osebe lahko zaneajo tudi na moč svojih rok. Toda tudi uporaba vozička ima številne omejitve, ki se kažejo predvsem v naravnih ovirah, ki pa ne predstavljajo nikakršne ovire za zdravega človeka s funkcionalnimi spodnjimi okončinami. Funkcionalna električna stimulacija v tem pogledu ponuja alternativno možnost za rehabilitacijo. Funkcionalna električna stimulacija je sredstvo za aktivacijo živčnega sistema za doseg bodisi terapevtskih ali funkcionalnih učinkov [19]. Nadzorovano živčno aktivacijo je mogoče doseči z uporabo šibkega električnega toka. Cilj funkcionalne električne stimulacije je odziv živčnega sistema, ki povzroči gibanje paralizirane okončine. Namen stimulacije je izsiliti motorični odziv (krčenje mišice) z aktivacijo specifične skupine živčnih vlaken, kar je mogoče doseči z aktivacijo motoričnih živcev oziroma z refleksnim lokom preko aktivacije senzoričnih živčnih vlaken. Funkcionalna obnovitev gibanja lahko poveča manipulativno sposobnost zgornjih ekstremitet oziroma pripomore k vzpostavljanju ter vzdrževanju pokončne drže in k izvedbi

lokomocije spodnjih ekstremitet. V primeru poškodovane hrbtenjače je mogoče električno stimulacijo uporabiti za vzdraženje motoričnih nevronov ter posledično mišičnih vlaken, katerih povezava z višjimi živčnimi centri je bila prekinjena. Klinične raziskave se usmerjajo predvsem v dve smeri: 1) uporaba funkcionalne električne stimulacije za zgornje okončine tetraplegičnih oseb ter 2) uporaba električne stimulacije za omogočitev vstajanja, stoje ter bipedalne hoje paraplegičnih oseb. Pričakovati je, da je v tem primeru uporaba funkcionalne električne stimulacije aplikacija, ki bo uporabna v teku celotnega življenja, saj je nevrolška poškodba v splošnem stabilna skozi dolgo časovno obdobje.

1.5 Stoja paraplegičnih oseb s funkcionalno električno stimulacijo

Uporaba električnih naprav za premagovanje nevrolških deficitov predstavlja osnovni koncept nevroprotetike. Eno od prvih znanstvenih aplikacij električne stimulacije na področju poškodb hrbtenjače je predstavil Kantrowitz leta 1960 [20]. S stimulacijo mišic quadriceps ter gluteus je uspel vzpostaviti pokončno držo paraplegika s poškodbo hrbtenjače T-3. Čas trajanja stoje je bil omejen predvsem zaradi utrujanja mišic. Po Kantrowitzu so številne raziskovalne skupine potrdile učinkovitost uporabe funkcionalne električne stimulacije za doseg stoje in celo osnovnih oblik hoje pri paraplegičnih bolnikih. Kljub tem številnim dokazom o uspešnosti terapije z električno stimulacijo, je uporaba le počasi prodirala v rehabilitacijsko okolje predvsem zaradi medicinskih in tehnoloških težav. Leta 1970 je Wilemon s sodelavci [21] v Rancho Los Amigos Hospital bilateralno implantiral elektrode na femoralni živec pacienta, s čimer je lahko dosegel stojo in osnovne vzorce hoje. Kralj in Bajd [22, 23, 24] sta razvila površinsko tehniko stimulacije, ki je še danes pogosto uporabljena v številnih laboratorijih po svetu in jo paraplegične osebe uporabljajo predvsem kot trening tudi doma [25]. Klinične študije so pokazale smiselnost in učinkovitost stoje s funkcionalno električno stimulacijo [26]. Relativno kratek čas stoje, ki je posledica utrujanja električno stimulirani mišic, je mogoče znatno podaljšati s preklapljanjem med različnimi držami, kar omogoča stimulacija različnih skupin mišic [27]. Opisana oblika stimulacije je neinvazivna, saj ne zahteva kirurškega posega, temelji pa na minimalnem številu stimulacijskih kanalov. Pomanjkljivost sistema se kaže predvsem v dejstvu, da ne upošteva povratnih informacij iz prizadetih okončin, saj je v osnovi povsem odprtozančni sistem. Nekateri laboratorijski sistemi za funkcionalno električno stimulacijo so zaprtozančni sistemi, ki samodejno popravljajo razliko med želeno in doseženo aktivnostjo (položaj sklepa

oziroma sila dotika), ki je rezultat stimulacije [4]. Zaradi tega je mogoče doseči mnogo bolj ponovljive gibe, saj obstaja notranja kompenzacija za spremembe, ki so posledica sprememb v mišični aktivaciji (posledica utrujenosti) oziroma zunanjih motenj (gravitacija). Sistem vodenja, ki izvaja popravke mora delovati na širokem področju različnih pogojev delovanja. Vodovnik et al. [28] so že leta 1967 uspešno izvedli zaprtozračno vodenje položaja komolca. Leta 1974 sta Stanič in Trnkoczy [29] pokazala zaprtozračno vodenje položaja gležnja na hemiplegični osebi.

V zaprtozračnih sistemih imajo pomembno vlogo tudi nadomestni sistemi za prenos senzoričnih informacij o stanju v paraliziranem delu telesa preko senzorjev na nepri-zadetem področju. Takšen sistem lahko občutno izboljša delovanje stimulacijskega sistema, saj uporabnik navadno nima nobene informacije iz paraliziranih okončin in mora vložiti mnogo zavestnega truda za nadzor gibanja le teh [30].

Človeka je v grobem mogoče obravnavati kot povezavo treh podsistemov [1]. Prvi podsistem je centralni živčni sistem, drugi podsistem je biomehanski sistem, tretji podsistem pa so fiziološki senzorji. Biomehanski sistem sestavljajo okostje, mišice, kite, ligamenti ter ostala tkiva. Izhod tega sistema so veličine gibanja, kot so položaji posameznih sklepov, hitrosti v posameznih sklepih ter sile v dotiku z okolico. Zdrav človek lahko nadzira delovanje biomehanskega sistema nehoteno neposredno iz centralnega živčevja ob upoštevanju signalov iz fizioloških senzorjev. Tako motorični ukazi kot povratne informacije iz senzorjev se prenašajo preko živcev v hrbtenjači. Če so te poti poškodovane, bolnik nima več ne nadzora ne občutka iz nekaterih delov biomehanskega sistema. V takem primeru lahko pomanjkljivost sistema deloma nadomesti nevrolška proteza, ki mora zadostovati varnostnim, kozmetičnim zahtevam ter mora biti dovolj učinkovita glede na dane zahteve, kar implicira bolj ali manj kompleksen sistem vodenja.

1.5.1 Regulacijske zahteve

Sistem vodenja predstavlja celotno računsko in procesno moč, ki je potrebna za pretvorbo bolnikovih ukazov ter povratnih informacij iz senzorjev v časovno zaporedje stimulacijskih impulzov. Sistem vodenja je mogoče v grobem razdeliti na del, ki pretvori ukaze bolnika v želene biomehanske izhode ter del, ki generira potrebne krmilne signale za doseg zelenega cilja. Konceptualno nadzor spodnjih okončin zahteva dva nivoja operacij: nižji nivo vključuje generiranje potrebnih signalov za doseg zelenih biomehanskih trajektorij, medtem ko višji nivo koordinira delovanje sistema na nižjem nivoju. Nadzorni sistem nevrolške proteze mora zadovoljiti številnim zahtevam:

- **Vhodno/izhodne karakteristike električno stimulirane mišice upoštevaje nelinearnost in časovno spremenljivost**

Električno stimulirana mišica je nelinearen in časovno spremenljiv sistem. Amplituda sile, ki jo generira mišica ob krčenju je odvisna od števila mišičnih vlaken, ki so aktivirana. Krčenja mišičnih vlaken je mogoče spreminjati bodisi s spreminjanjem amplitude, frekvence ali širine pulza. Pri električno stimulirani mišici sta opazna prag, to je amplituda pulza, pri kateri krčenje mišic še ne nastopi, in nasičenje, kjer mišična sila ne narašča več, kljub večanju nivoja stimulacije.

- **Mnogovrstna ter deloma funkcionalno redundantna narava mišic**

Specifična trajektorija položaja in momenta v posameznem sklepu je lahko dosežena z več različnimi izbirami stimulacijskih vhodov. Obstoje večjega števila mišic, ki lahko opravljajo približno iste naloge lahko zmanjša občutljivost mišic na utrujanje ob ciklični aktivaciji le teh. Posledica tega pa je zapleten sistem vodenja.

- **Nefiziološki vrstni red aktivacije stimuliranih mišic**

V nasprotju z naravno aktivacijo mišic, kjer se prvotno aktivirajo počasna mišična vlakna, se pri aktivaciji mišic z električno stimulacijo najprej aktivirajo hitra mišična vlakna, katerih utrujanje je znatno hitrejšo od utrujanja počasnih vlaken. Posledica je hitro utrujanje električno stimuliranih mišic.

- **Interakcija več segmentov preko povezav istih mišic preko različnih sklepov**

Obstoje povezav posameznih sklepov preko istih mišic neposredno izključuje možnost decentraliziranih regulacijskih shem pri umetnem vodenju vpeljanem v spodnje okončine

- **Obstoje dodatnih med seboj izključujočih se regulatorjev (refleksi, hoteni gibi zgornjih okončin in trupa)**

Bolnikove akcije v zgornjih okončinah oziroma trupu so pogosto navzkrižne z delovanjem nadzornega sistema spodnjih ekstremitet. Delovanje obeh sistemov je potrebno uskladiti, zaradi česar je potrebno prilagoditi sistem vodenja različnim bolnikovim akcijam.

- **Razmerje med ceno in koristnostjo zaprtozančnih sistemov vodenja**

Uporaba zaprtozančnih sistemov vodenja v nevroloških protezah prinaša s seboj tudi številne težave. Merjenje količin gibanja je potrebno izvesti s pomočjo ume-

tnih senzorjev pritrjenih na bolnika ali na sredstva za oporo oziroma so vgrajeni v ortotične naprave. Dodajanje senzorjev povečuje kompleksnost in energijske zahteve ter rezultira v večjem številu sestavnih delov, ki so potencialni kandidati za okvare in s tem povečujejo nevarnost za bolnika.

- **Bolnika je potrebno oskrbeti z nadomestnimi senzoričnimi informacijami**

Nadomestne senzorične informacije so lahko podane v zvočni, v svetlobni obliki, v obliki prikazovalnika oziroma z uporabo taktilne stimulacije. Enako je mogoče posredovati tudi položaj nevrološke proteze. Vse oblike nadomestnih informacij pa zahtevajo od bolnika vsaj v začetni fazi zavesten napor, zato je za spontano reagiranje na informacije potrebno veliko učenja.

- **Ukazni signali bolnika sistemu vodenja električne stimulacije morajo biti enostavni ter verodostojno interpretirani**

Ukazni signali so lahko podani s pomočjo ročne naprave, kot je tipka ali kontrolna ročica pretvornika pritrjenega nekje drugje na telesu, EMG signala nevrološko neprizadetih mišic oziroma s pomočjo govora. Enostavnost uporabe je odvisna od kompleksnosti naprave ter sposobnosti bolnika. Izdajanje krmilnih ukazov mora od pacienta zahtevati kar se da majhen zavestni napor. Hitrost in zanesljivost delovanja sistema za procesiranje ukazov je izrednega pomena pri funkcionalni električni stimulaciji spodnjih okončin.

1.5.2 Osnovni način zagotavljanja pokončne drže z odprto-zančnim sistemom stimulacije

V sagitalni ravnini je ekstenzija v kolenu, kolku in trupu omejena z ligamenti, strukturo sklepov ter pasivnim raztegom mišic in pripadajočih kit. Te omejitve omogočajo notranjo pasivno stabilnost v nekaterih oblikah drže, kar je mogoče s pridom uporabiti pri načrtovanju sistemov umetnega vodenja. Osnovni način zagotavljanja pokončne drže pri bolnikih s poškodbo hrbtenjače z uporabo funkcionalne električne stimulacije temelji na aktivni zaklenitvi kolenskih sklepov v ekstenziji. Aktivna zaklenitev je izvedena s tetanično stimulacijo mišic quadriceps. Kolčna sklepa morata biti v hiperekstenziji, medtem ko ostaneta gleženjskega sklepa prosta. Zgornje okončine imajo pomembno vlogo pri zagotavljanju ravnotežja momenta v gležnju. Takšna drža zahteva minimalne korekcijske sile, ki jih je potrebno generirati z rokama tao, da je vsota vseh momentov v gležnju enaka nič. Skoraj celotna teža telesa obremenjuje le spodnji okončini. Za-

radi utrujanja lahko po določenem času ekstenzorji kolena popustijo, kar lahko pomeni izgubo hiperekstenzije v kolenu in s tem nevarnost padca. Za preprečitev prehitrega utrujanje mišic ter s tem podaljšanja časa stoje, je bil predlagan sistem preklapljanja med različnimi držami [27]. Različne drže zahtevajo aktivacijo različnih mišic, s čimer je omogočena ciklična funkcionalna električna stimulacija.

1.5.3 Zaprtozančni sistemi FES

Predstavljeni odprtozančni sistem brez neposredne povratne informacije o sili in položaju v posameznem sklepu omogoča le stabilizacijo kolenskih ter kolčnih sklepov v ekstenziji. Funkcionalne električne stimulacije z uporabo odprtozančnega sistema ni mogoče uporabiti za stabilizacijo položaja gleženjskega sklepa, saj je le ta med stojo daleč od svoji anatomskih meja ekstenzije oziroma fleksije. Zatorej, mišični par, ki deluje v gležnju ne more nikakor zagotoviti stabilnosti pri pogojih odprtozančne električne stimulacije. Za zagotovitev umetnega vodenja v gleženjskem sklepu je torej nujno potrebna povratna informacija o položaju sklepa oziroma gleženjskem momentu. Vpeljava vodenja v gleženjski sklep je eden od osnovnih pogojev za doseg funkcionalne stoje, ki naj bi paraplegičnemu bolniku omogočila sprostitev vsaj ene zgornje okončine z namenom, da jo uporabi za opravljanje vsakodnevnih nalog. Med stojo mora oseba vzdrževati ravnotežje tako v sagitalni kot tudi v frontalni ravnini. Matjačić et al. [31] so pokazali, da je vzdrževanje ravnotežja v posameznih ravninah med seboj neodvisno, zaradi česar se lahko načrtovanje vodenja izvede ločeno za posamezno smer. V nadaljevanju se bomo omejili predvsem na sagitalno ravnino, s čimer zagotovimo zmanjšanje kompleksnosti biomehanskega sistema. V gleženjskem, kolenskem in kolčnem sklepu ostane tako le po ena prostostna stopnja. Za trup je mogoče predpostaviti, da je funkcionalno pod hotenim nadzorom, saj se bomo omejili le na paraplegične bolnike s takšno poškodbo hrbtenjače, ki zagotavlja v večji meri avtonomen nadzor zgornjega dela telesa. Glede na dejstvo, da kolenska sklepa med fazo stoje ne opravljata pomembne funkcije pri zagotavljanju ravnotežja, ju je za poenostavitev nadaljnje obravnave koristno zanemariti. Poenostavitev je mogoče upravičiti z dejstvom, da za zagotovitev hiperekstenzije kolen zadostuje bodisi funkcionalna električna stimulacija mišic quadriceps oziroma mehanske opornice. Na podoben način je mogoče zagotoviti tudi hiperekstenzijo kolkov. Takšna poenostavitev vodi do biomehanskega sistema z eno prostostno stopnjo v gležnjih, ki nista pod nadzorom centralnega živčnega sistema, ter aktiven zgornji del telesa s trupom, zgornjimi okončinami ter glavo. Za izvedbo funkcionalne stoje, ki bi paraplegičnemu bolniku omogočala stojo brez opore rok, je v gleženjski sklep potrebno

vpeljati umetno vodenje. Kot je bilo že prej nakazano, je v sistem umetnega vodenja potrebno vpeljati povratno informacijo najmanj o kotu gleženjskega sklepa, saj je položaj gležnjev med fazo stoje daleč od anatomskih meja gibanja.

Sistem z eno prostostno stopnjo

Pri stoji paraplegičnih bolnikov je smiselno ločiti tri vplive, ki skupaj določajo gibanje v sklepih: 1) vpliv funkcionalne električne stimulacije na mišice spodnjih okončin, 2) večinoma nepredvidljiva spastičnost, ki rezultira v mišičnih krčih in predstavlja nepredvidljivo motnjo v sistemu ter 3) nevrološko neprizadeti zgornji del trupa. V slednjem segmentu se nahajajo čutila, ki omogočajo vzdrževanje ravnotežja, kot so oči, vestibularni organ ter proprioceptivni in mehanoreceptivni senzorji v trupu.

Pri načrtovanju sistema umetnega vodenja je potrebno upoštevati zavestno aktivnost človeka v zgornjem delu telesa, saj v nasprotnem primeru le ta predstavlja večjo motnjo v sistemu. Da bi se bilo mogoče vsaj deloma izogniti kompleksnosti sistema vodenja zaradi vpliva zavestne aktivnosti, je smiselno v prvi fazi omejiti gibanje neprizadetega dela telesa z opornico. Na ta način se kompleksen biomehanski sistem z velikim številom prostostnih stopenj poenostavi v sistem le s po eno samo prostostno stopnjo v vsakem gleženjskem sklepu. Vse kar se nahaja nad osjo gležnjev je mogoče obravnavati kot enojno invertirano nihalo in cilj vodenja je določitev takšnih gleženjskih momentov, ki bodo invertirano nihalo stabilizirali v vertikalni legi. Donaldson et al. [32, 33], Hunt et al. [34, 35, 36, 37, 38] ter Munih et al. [39], so tako na zdravi kot tudi na prizadeti osebi pokazali izvedljivost takšnega pristopa. Osnovni sistem vodenja temelji na linearnem kvadratičnem Gaussovem optimalnem regulatorju. Stimulirane so bile mišice gleženjskih plantarnih fleksorjev. Za potrebe vodenja je bila najprej izvedena identifikacija mišic s psevdonaključnim binarnim signalom (PRBS) ali periodičnimi sinusnimi signali. Model mišice je bil izdelan na osnovi Hammersteinovega pristopa [40], ki predstavlja mišico kot zaporedno vezavo statične krčitvene nelinearnosti ter linearne prenosne funkcije. Regulator je bil izveden v obliki kaskadne regulacije, kjer je notranja zanka zagotavljala želeni moment v gležnjih, zunanja zanka pa je nadzorovala naklon telesa. Prednost kaskadne strukture regulatorja je predvsem v robustnosti, ki kljub spremembam mišičnih lastnosti (utrujanje) ter vplivom spastičnosti zagotavlja vzdrževanje ravnotežja. Uspešnost predlaganega regulacijskega sistema je predvsem omejena z utrujanjem mišic in spastičnostjo, ki bi v normalnih razmerah povzročila padce. Kljub temu je takšen sistem vodenja lahko še vedno uspešen v primeru, da je cilj kratkotrajna funkcionalna raba zgornje okončine v fazi stoje brez zunanjih momentov ter spastičnosti. Učinkovitost predlagane krmilne sheme je omejena predvsem z

dejstvom, da regulirne signale, ki so potrebni za vodenje avtonomno generira sistem vodenja, medtem ko ni nikakršne aktivnosti v nevrološko neprizadetem delu telesa. Izboljšavo regulacijske sheme v smislu robustnosti, s čimer se podaljša čas stoje paraplegične osebe, je mogoče doseči z zamenjavo linearnega kvadratičnega Gaussovega regulatorja z regulatorjem načrtanim s polaganjem polov [41].

Sistem z dvema prostostnima stopnjama

Izboljšana krmilna shema bi morala poleg umetnega vodenja vpeljanega v gleženjski sklep, upoštevati tudi hoteno aktivnost neprizadetega dela telesa, ki lahko znatno pripomore k vzdrževanju zelene drže. Zavestni gibi zgornjega dela telesa lahko preko dinamične sklopitve vplivajo tudi na gibanje v gležnjih in tako dodatno prispevajo k momentom proizvedenim z električno stimulacijo mišic. Regulacijsko strategijo za nepodprto stojo paraplegičnih bolnikov, ki upošteva ta dejstva, sta predlagala Matjačić in Bajd [10, 11]. Strategija temelji na koristni uporabi preostalih zaznavnih in motoričnih sposobnosti paraplegičnega bolnika. Regulacijska shema temelji izključno na hoteni ter refleksni aktivnosti v trupu paraplegičnega bolnika ter umetni pasivni togosti vpeljani v gleženjska sklepa. Kolenska ter kolčna sklepa sta v eksperimentalne namene fiksirana v ekstenziji s pomočjo opornic. Oseba je tako omejena v sistem dvojnega invertiranega nihala z eno prostostno stopnjo v gleženjskih sklepih ter drugo prostostno stopnjo v trupu. Zgornji okončini sta zaradi poenostavitve sistema skrčeni tesno ob trupu. Iz rezultatov meritev je mogoče sklepati, da sta tako nevrološko neprizadeta kot tudi paraplegična oseba sposobni vzdrževati ravnotežje na osnovi tako izvedene regulacijske sheme. Potrebna umetno generirana togost v gleženjskih sklepih, ki omogoča vzdrževanje pokončne drže brez velikih zavestnih naporov je približno 8 Nm/° za oba gležnja skupaj. Pri tako določeni vrednosti pasivne togosti sta tako neprizadeta kot tudi paraplegična oseba bili sposobni generirati takšne hotene odzive na motnje, ki so v relativno kratkem času stabilizirali celotno telo. Podoben eksperiment kot Matjačić in Bajd so ponovili tudi Hunt et al. [42] in Jaime et al. [43], le da so za zagotavljanje umetne togosti namesto hidravličnega motorja uporabili električno stimulacijo antagonističnih mišic gležnjev.

1.6 Hipoteza

Cilj doktorske disertacije je razvoj originalnega algoritma za dinamično, zaprtozračno vodenje električne stimulacije antagonističnih mišic gležnjev za povrnitev izgubljene funkcije stoje brez opore rok pri bolnikih s poškodbo hrbtenjače. Telo obravnavamo kot

dvojno invertirano nihalo. Razviti algoritem mora znati integrirati motorične funkcije zgornjega neprizadetega dela telesa (posturalno in funkcionalno aktivnost) in zagotoviti stabilno stoji, medtem ko oseba stoji v aktivni rotacijski opornici [11, 13], ki omeji gibanje telesa v sagitalno ravnino. Tako načrtano vodenje še ne zagotavlja avtonomne stoji brez opore rok, omogoča pa stabilizacijo telesa v eni ravnini, kar je pogoj za doseg končnega cilja.

1.7 Utemeljitev

Funkcionalna stoji, ki naj omogoči paraplegični osebi opravljanje vsakdanjih aktivnosti, zahteva prosti zgornji okončini, ki posledično ne moreta prispevati k vzdrževanju ravnotežja. Zato mora biti nadzor pokončne drže robusten ne glede na delovanje motenj. Zaradi kompleksnega biomehanskega sistema [1], katerega osnovne karakteristike so veliko število prostostnih stopenj, nelinearna in časovno spremenljiva narava električno stimuliranih mišic, funkcionalno redundantno delovanje mišic, interakcije biomehanskega sistema preko medsebojnih povezav različnih sklepov ter obstoj dodatnih med seboj izključujočih se mehanizmov (reflexi, hoteni gibi neprizadetega dela telesa), se študija omejuje le na gibanje v sagitalni ravnini. Zdrava oseba se odziva na motnje v sagitalni ravnini bodisi s povečano aktivnostjo v gležnjih (strategija gležnjev [8] - gležnji imajo vodilno vlogo pri odzivu), bodisi s povečano aktivnostjo v kolkih (strategija kolkov [8] - kolki imajo odločilno vlogo pri odzivu), oziroma s kombinacijo obeh strategij [44, 45, 9, 46, 12, 47, 48, 14, 15]. Paraplegični bolnik lahko v nasprotju z zdravimi osebami izvaja hotene gibe le z zgornjim delom telesa, medtem ko so gležnji, kolena in kolki paralizirani [49, 50]. Ker je aktivnost kolen med stoji zanemarljiva je mogoče brez izgube funkcionalnosti privzeti, da so ves čas v iztegnjenem položaju, kar je mogoče zagotoviti s FES ekstenzorjev kolena. Gibanje v kolkih je za vzdrževanje ravnotežja pomembno predvsem pri odzivih na motnje (strategija kolkov). Podoben učinek je mogoče doseči tudi z gibanjem trupa [10, 11, 13, 14]. Nedvomno pa je za vzdrževanje ravnotežja potrebno stabilizirati sklepe gležnjev, saj je sistem z dvema prostostnima stopnjama (gleženj in trup) in le enim 'motorjem' v trupu (ang. underactuated system [51]) nestabilen [10]. Za fiksiranje kolenskih in kolčnih sklepov zadostuje enostaven odprtozančni sistem FES brez neposredne povratne informacije o sili in položaju, saj so sklepi fiksirani v skrajni legi področja gibanja. Odprtozančnega sistema FES pa ni mogoče uporabiti za stabilizacijo položaja gležnja, saj je med stoji daleč od svojih anatomske omejitve gibanja. Pri zasnovi vodenja sklepov gležnjev prav tako ni smiselno uporabljati lokalnih regulacijskih shem, saj ne upoštevajo vplivov zaradi hotenega gi-

banja zgornjega dela telesa, kar je pomembno za uspešnost predlaganega regulacijskega sistema.

Pomemben razlog za nadaljnje raziskave na področju stoje paraplegičnih oseb je nevrološko neprizadeti zgornji dela telesa. Analiza kaže, da je število ohranjenih prostostnih stopenj telesa paraplegične osebe tolikšno, da je lahko drži brez opore rok še vedno vodljiva ob pravilni organizaciji hotenih gibov in hkrati pravilno načrtanih umetnih regulacijskih sistemih funkcionalne električne stimulacije. Ti naj bodo načrtani glede na zahteve funkcionalne stoje in ocenjevani glede na učinkovitost pri podpori uporabnika med stojo. Rezultat načrtovanja je sistem dveh paralelnih regulatorjev, prvi je fiziološki sistem, ki predstavlja hoteni nadzor, drugi je regulator FES mišic gležnjev. Paralelno delovanje dveh regulatorjev postavlja vprašanja o medsebojnih povezavah sistema umetne podpore s fiziološkim sistemom:

- Kako zagotoviti uporabniku ves čas nadzor nad stojo?
- Kakšne senzorne informacije posredovati uporabniku in umetnemu sistemu vodenja?
- Ali naj umetno vodenje teži k minimalni potrebni hoteni aktivnosti trupa ali minimalnemu utrujanju stimuliranih mišic? Zahtevi sta namreč povsem v nasprotju, saj je potrebno za zmanjševanje hotene aktivnosti trupa (strategija trupa), znatno več napora v mišicah gležnja (strategija gležnja).

Nadzor uporabnika nad stojo je eden ključnih problemov. V aplikacijah FES se za proženje sistemov stimulacije pogosto uporabljajo ukazi preko neprizadetih mišic. Metode za integracijo umetnega vodenja z naravnim gibanjem trupa med stojo so relativno neraziskane. Paralelno delovanje dveh sistemov z istim ciljem zagotavljanja pokončne drže, omogoča povezave na številnih nivojih [52]. Oba sistema je mogoče razdeliti na regulator, mehanski mišično-skeletni sistem ter senzorni sistem, ki daje povratno informacijo regulatorju. Nevrološko neprizadeti osrednji živčni sistem je regulator za ohranjeni zgornji del telesa in dobiva informacije neposredno iz fizioloških senzorjev neprizadetega dela telesa. Namen uporabnika sistema se mora prenesti z zgornjega dela telesa do umetnega sistema vodenja bodisi z eksplicitnimi ukazi uporabnika ali z implicitno detekcijo namena uporabnika. Umetni sistem deluje na mehaniko telesa preko električne stimulacije mišic. Umetni senzorji oziroma umetno zajeti signali fizioloških senzorjev prizadetega dela telesa zaznavajo gibanje in posredujejo sile. Pomanjkanje senzornih informacij v osrednjem živčnem sistemu zaradi prekinjenih aferentnih senzornih poti iz paraliziranih delov telesa bi bilo mogoče deloma nadomestiti s kognitivno

povratno zanko senzornih signalov izmerjenih s fiziološkimi ali umetnimi senzorji [19]. Najpomembnejša interakcija med paraliziranim in neprizadetim delom telesa je povezava preko mehanske dinamične sklopitve, kar je potrební pogoj za dosego funkcionalne stoje [10].

1.8 Metodologija

Za raziskave bo uporabljena aktivna rotacijska opornica [11, 13, 14], ki je opremljena s pritiskovnimi ploščami [53] ter brezkontaktnim merilnim sistemom pozicije OPTO-TRAK. Opornica je tako zgrajena, da mehansko zaklene kolenska in kolčna sklepa in omogoča prosto gibanje zgornjega dela telesa ter gležnjev v anteriorno-posteriorni smeri. Gibanje v frontalni ravnini je zaradi same konstrukcije opornice onemogočeno. Os rotacije opornice je poravnana z osjo vrtenja gležnjev. V osi rotacijske opornice je vgrajen hidravlični motor, ki omogoča generiranje motenj za analizo robustnosti stoje ter dinamičnih odzivov osebe v opornici.

1.8.1 Načrtovanje regulacije momenta

Potrebno je načrtati regulator momenta gležnjev, ki bo robusten na časovne spremembe parametrov sistema, mišic, zaradi utrujanja, in kolikor mogoče na motnje, ki so posledica nezanesljivih senzornih informacij.

Električno stimulirana mišica bo obravnavana kot sistem s spremenljivo strukturo (ang. Variable Structure System). Model mišice potreben za načrtovanje regulatorja bo določen na podlagi identifikacije. Vodenje momenta električno stimuliranih antagonističnih mišic gležnja bo načrtano v obliki diskretnega regulatorja v drsnem režimu (ang. Sliding Mode Control). Delovanje regulatorja bo najprej verificirano na zdravih prostovoljcih ter v končni fazi na paraplegični osebi.

1.8.2 Načrtovanje vodenja nepodprte stoje

Potrebno je načrtati vodenje za paralizirane spodnje okončine, tako da bo regulator deloval usklajeno s hoteno aktivnostjo osebe v trupu (določitev hierarhičnega odnosa med obema paralelnima sistemoma vodenja ter določitev metodologije generiranja reference za regulator momenta gležnjev na podlagi implicitno detektiranega hotenja osebe).

Izvedena bo biomehanska analiza posturalne dinamike, ki vključuje hotene gibe v trupu in funkcionalno električno stimulacijo antagonističnih mišic gležnjev. Analizirane bodo stabilnostne razmere takšne konfiguracije. Rezultat bo poenostavljen dinamičen

model stoje v sagitalni ravnini. Predpostavljena bo bilateralna simetrija človeškega telesa. Model bo sestavljen iz treh segmentov (stopala, spodnje okončine, zgornji del telesa). Segmentu 'spodnje okončine' bo dodan nelinearni model električno stimuliranih mišic. Parametri dinamičnega modela, ki so odvisni od posamezne osebe, bodo določeni na podlagi kombinacije fizioloških meritev in antropometričnih izračunov (dolžine segmentov, položaji sklepov, mase in vztrajnostni momenti segmentov) ter identifikacije (parametri električno stimulirane mišice). Model bo verificiran s primerjavo simuliranih rezultatov z rezultati študije odzivov zdravih oseb na motnje v sagitalni ravnini [13, 14]. Načrtovanje vodenja, ki vključuje hotene funkcionalne in posturalne gibe trupa ter električno stimulacijo antagonističnih mišic gležnja, bo izvedeno v obliki simulacijske študije na prej opisanem modelu.

Vodenje bo načrtano v obliki kaskadne regulacije, kjer bo zunanja oziroma pozicijska zanka izvedena v obliki optimalnega regulatorja, ki minimizira določeno kriterijsko funkcijo in notranja oziroma momentna zanka načrtana v skladu z zahtevami podanimi v podglavju 1.8.1.

1.8.3 Verifikacija sistema vodenja

Celoten sistem vodenja bo verificiran na zdravih prostovoljcih ter paraplegični osebi. Verifikacija bo izvedena z analizo mirne stoje ter sledenjem hotene aktivnosti osebe. S spreminjanjem nivoja umetne podpore bo mogoče analizirati kvaliteto stoje z opazovanjem hotene aktivnosti trupa potrebne za vzdrževanje ravnotežja glede na napor mišic gležnjev. Najkvalitetnejša stoja pomeni najmanjšo hoteno aktivnost trupa, ki je potrebna za vzdrževanje ravnotežja, ob hkratnem najmanjšem naporu mišic gležnjev.

2

Regulacija momenta

2.1 Modeliranje mišice

Koncept vodenja stoje brez opore rok temelji na kaskadnem regulatorju. Takšno vodenje omogoča bolj robustno stojo, saj notranja oziroma momentna zanka s hitrejšo dinamiko kompenzira večino motenj, medtem ko zunanja oziroma pozicijska zanka vodi držo osebe. Zunanja regulacijska zanka vodi optimalno držo v smislu minimizacije momenta v gležnju oziroma mišičnega napora in generira referenco momenta gležnjev za notranjo momentno zanko. Regulacija momenta mora biti robustna na časovne spremembe parametrov sistema, mišic, zaradi utrujanja ter na motnje, ki so posledica refleksne aktivnosti ali nezanesljivih senzornih informacij. Osnovo za načrtanje vodenja momenta stimuliranih mišic predstavlja model električno stimulirane mišice [54]. Mišica je nelinearen ter časovno spremenljiv sistem s kompleksnim notranjim ustrojem. Za potrebe proučevanja delovanja mišic so bili razviti številni mišični modeli, ki večinoma temeljijo na fizioloških izhodiščih. Modeli opisujejo predvsem dinamiko generiranja sil aktiviranih mišic. Hillov mišični model temelji na zaporedni vezavi krčitvenega (aktivnega) elementa in elastičnosti in čez oba elementa vzporedni vezavi pasivnega elementa. Hatze [55] je izdelal natančnejši model, ki zajema fiziološke parametre aktivacije mišic kot so stimulacija ter krčitvene karakteristike mišičnih vlaken. Podrobnejši pregled lastnosti ter fizioloških modelov mišic in tetiv ter njihove uporabe pri študiju biomehanike in vodenja je zajet v [56]. Modeli, ki izhajajo iz fizioloških karakteristik mišice so relativno neugodni za uporabo v regulacijske namene zaradi njihove kompleksnosti in številnih nelinearnih parametrov, katere je potrebno vendar zelo težko natančno določiti [57, 58]. Dodatno je njihova uporaba omejena zaradi dejstva, da opisujejo le posamezno mišično skupino, ne pa njene funkcionalnosti v povezavi s sklepom. Prednost fizioloških modelov je predvsem relativno natančen opis dogajanja v mišici, zaradi česar jih lahko uporabimo za analizo identifikacijskih metod in

regulacijskih algoritmov.

Funkcionalno povezavo mišice in sklepa je mogoče modelirati z mehanskim sistemom vključujoč parametre statičnega in viskoznega trenja, vztrajnostnih ter elastičnih komponent [59, 60]. Model je namenjen predvsem za biomehanske raziskave.

Za potrebe načrtovanja regulacijskih algoritmov je bil razvit Hammersteinov model [40] funkcionalne povezave mišice in sklepa. Model temelji na zaporedni vezavi nelinearne statične krčivne karakteristike f_r ter linearne prenosne funkcije:

$$A_m(q^{-1})\tau(k) = q^{-n_k}B_m(q^{-1})\tilde{a}(k) + e_\tau(k), \quad (2.1)$$

kjer je

$$A_m(q^{-1}) = 1 + \alpha_1 q^{-1} + \dots + \alpha_{na} q^{-na} \quad \text{imenovalec prenosne funkcije,}$$

$$B_m(q^{-1}) = \beta_0 + \beta_1 q^{-1} + \dots + \beta_{nb} q^{-nb} \quad \text{števec prenosne funkcije,}$$

$$\tau(k) \quad \text{moment mišice,}$$

$$\tilde{a}(k) \quad \text{nivo aktivacije mišic ter}$$

$$e_\tau(k) \quad \text{signal šuma.}$$

Model temelji na predpostavki, da je dinamika mišice neodvisna od nivoja aktivacije. Parametre modela je mogoče določiti z identifikacijo, pri čemer se kot signali za identifikacijo uporabljajo predvsem posamezni pulzi električne stimulacije ali psevdonaključni-binarni signali. Glavna pomanjkljivost modela je predpostavka, da je dinamika mišice neodvisna od aktivacije, kar pa ne drži. Dinamika mišičnega odziva se namreč z večanjem aktivacije upočasnjuje. Poenostavitev mišične dinamike, ki jo vpelje Hammersteinov model, je mogoče odpraviti z modeliranjem mišice v več delovnih točkah porazdeljenih po celotnem območju aktivacije mišic. V okolici delovne točke se mišica obnaša kot linearen sistem drugega reda [40]. Celoten nelinearen model mišice je mogoče predstaviti z mrežo lokalnih modelov za različne aktivacije mišic [61, 62, 63]. V nadaljevanju si pogledjmo zapis identificiranega lokalnega modela mišice v diskretnem časovnem prostoru.

Nelinearen dinamičen sistem naj ima obliko

$$\tau(k) = f(\tau(k-1), \dots, \tau(k-n_a); \tilde{a}(k-n_k), \dots, \tilde{a}(k-n_k-n_b)) + e_\tau(k) \quad (2.2)$$

Definirajmo informacijski vektor ψ kot

$$\psi^T(k-1) = [\tau(k-1), \dots, \tau(k-n_a); \tilde{a}(k-n_k), \dots, \tilde{a}(k-n_k-n_b)] \quad (2.3)$$

in sistem (2.2) zapišimo v obliki

$$\tau(k) = f(\psi(k-1)) + e_\tau(k). \quad (2.4)$$

Za sistem (2.2) definirajmo fiksno delovno točko ψ_i^* , kjer je i indeks točke, kot

$$\psi_i^* = [\tau_{i,1}^*, \dots, \tau_{i,n_a}^*; \tilde{a}_{i,n_k}^*, \dots, \tilde{a}_{i,n_k+n_b}^*]^T, \quad \tau_{i,1}^* = \tau_{i,2}^* = \dots = \tau_{i,n_a}^*. \quad (2.5)$$

Sistem (2.2) je mogoče linearizirati v okolici delovnih točk ψ_i^* za področja aktivacije mišic $\tilde{a}_{i-1} \leq \tilde{a} < \tilde{a}_i$, $1 < i < n$, s čimer dobimo n linearnih modelov:

$$\begin{aligned} A_m^1(q^{-1})\tau(k) &= q^{-n_k} B_m^1(q^{-1})\tilde{a}(k) + d_1(k) + e_\tau(k), \quad \tilde{a}_0 \leq \tilde{a} < \tilde{a}_1, \\ &\vdots \\ A_m^n(q^{-1})\tau(k) &= q^{-n_k} B_m^n(q^{-1})\tilde{a}(k) + d_n(k) + e_\tau(k), \quad \tilde{a}_{n-1} \leq \tilde{a} < \tilde{a}_n, \end{aligned} \quad (2.6)$$

kjer je $d_i(k)$ člen, ki določa premik odvisen od delovne točke

$$d_i = \sum_{j=0}^{n_a} \alpha_{i,j} \tau_i^* - \sum_{j=0}^{n_b} \beta_{i,j} \tilde{a}_i^*, \quad \alpha_{i,0} = 1 \quad (2.7)$$

ter n število lokalnih modelov, vsi ostali parametri pa so definirani enako kot pri linearni prenosni funkciji drugega reda. V okolici delovne točke ψ_i^* se torej sistem obnaša kot to določa linearna prenosna funkcija B_m^i/A_m^i s konstantnim členom premika d_i . Lokalni linearni model (2.6) je smiselno predstaviti v regresijski obliki

$$\tau(k) = \psi_m^T(k-1)\theta_i + e_\tau(k), \quad (2.8)$$

kjer je regresijski vektor ψ_m določen z

$$\psi_m^T(k-1) = [-\tau(k-1), \dots, -\tau(k-n_a); \tilde{a}(k-n_k), \dots, \tilde{a}(k-n_k-n_b); 1] \quad (2.9)$$

ter vektor lokalnih parametrov

$$\theta_{m_i}^T = [\alpha_{i,1}, \dots, \alpha_{i,n_a}; \beta_{i,0}, \dots, \beta_{i,n_b}; d_i]. \quad (2.10)$$

2.2 Odprtozančna kompensacija

Naloga regulacijskega sistema funkcionalne električne stimulacije je določitev vrednosti spreminjajočega se parametra električne stimulacije za aktivacijo paraliziranih mišic. Večina danes uporabljenih sistemov električne stimulacije deluje v odprti zanki, kar pomeni, da je izhod stimulatorja prednastavljen in odvisen le od želje uporabnika.

Toda takšni sistemi so za namene regulacije momenta v sklepih povem neuporabni, zaradi želje po spreminjanju parametrov na vhodu v reguliran sistem.

Večini zahtevam pri regulaciji momenta je mogoče zadostiti s povratnozančnim vodenjem, ki zagotavlja ustrezno aktivacijo mišic neglede na nepričakovane situacije s stalnim nadziranjem stanja vodenega sistema in ustreznim popraviljanjem stimulacijskih parametrov. Toda učinkovitost povratnozančnega sistema je občutno zmanjšana zaradi počasnih odzivov stimuliranih mišic. Zatorej bi bilo smiselno poleg povratnozančnega vodenja v regulacijski sistem vpeljati še odprtozančno kompenzacijo, ki zagotavlja hiter odziv na spremembo reference momenta.

Največji izziv pri regulaciji momenta mišic predstavlja nelinearna ter časovno spremenljiva narava mišic. Poleg tega pa je pri paraplegičnih osebah potrebno dodatno računati na motnje, ki so posledica spastičnosti zaradi aktivnosti lokalnih refleksnih zank, ki se zaključijo v hrbtenjači pod poškodbo. Umetna aktivacija mišice je izvedena s pomočjo električne stimulacije, s karakteristično frekvenco 20 Hz, ki je dovolj visoka frekvenca za zagotavljanje tetanične mišične aktivnosti, hkrati pa povzroča zmerno utrujanje. Z določeno stimulacijsko frekvenco 20 Hz je določen tudi čas spreminjanja parametrov stimulacije in posledično tudi vzorčni čas regulatorja. Upošteva je našteje zahteve in omejitve je potrebno načrtati primeren sistem vodenja stimulacije mišic.

Povratnozančni sistemi vodenja s fiksnimi parametri so bili le delno uspešni zaradi specifičnih karakteristik mišic [64]. Hunt at al. [36, 65] so uporabili linearni kvadratični Gaussov regulator, ki je temeljil na Hammerstainovem modelu mišice. Pogosta je tudi uporaba nevronske mreže [66], ki pa zahteva dolgotrajno učenje mreže in je zaradi tega za uporabo pri vodenju stoje brez opore rok neprimerna. Skupna značilnost nekaterih regulacijskih sistemov je uporaba odprtozančne kompenzacije, ki je namenjena predvsem kompenzaciji nelinearnosti ter hitremu odzivu na spremembo reference. Hunt at al. so uporabili odprtozančni filter. Nevronske mreže se predvsem uporabljajo za identifikacijo inverznega modela mišice, ki je kasneje uporabljen kot odprtozančni kompenzator [66]. Nadaljni poskusi so bili izvedeni tudi z adaptivnimi regulatorji [67], pri čemer se je za največjo težavo izkazal relativno kompleksen algoritem ter problem konvergence estimiranih parametrov [68]. Adaptivni regulatorji so se tako pokazali primerni le za primere, ko je zaprtozančna pasovna širina bila omejena s primerno izbiro referenčnega signala [66].

Za potrebe regulacije stoje brez opore rok je regulacija momenta gležnjev izvedena s kombinacijo odprtozančne kompenzacije in zaprtozančnega vodenja. Odprtozančna kompenzacija temelji na vodenju s predhodno določenimi lokalnimi kompenzatorji za posamezne delovne točke [69, 70, 71] načrtanimi za n identificiranih lokalnih mode-

lov mišice. Povratnozančno vodenje temelji na regulatorju v drsnem režimu delovanja (ang. Sliding Mode Control). Takšna odločitev sledi iz zahteve za vnaprejšnjo nastavitev parametrov regulatorja s čimer se je mogoče ogniti sprotni identifikaciji in posledično problemom konvergence parametrov. Kljub temu pa regulator še vedno zagotavlja kompenzacijo motenj, ki izvirajo iz napak v modelu oziroma so posledica časovnih sprememb reguliranega sistema [72]. Najprej je v nadaljevanju predstavljeno načrtovanje odprtozančne kompenzacije.

Cilj načrtovanja odprtozančne kompenzacije je sistem, ki bo zagotovil, da bo odprtozančna prenosna funkcija od referenčnega vhoda do izhoda reguliranega sistema enaka zakasnitvi mišice q^{-n_k} , kar lahko zapišemo sledeče

$$\begin{aligned}\tilde{a}_{ff}(k) &= \hat{M}^{-1}(x_{\hat{M}^{-1}}(k), \xi(k), k) \\ \tau(k) &= M(x_M(k), \tilde{a}_{ff}(k), k) \\ \hat{M}^{-1}(x_{\hat{M}^{-1}}(k), \xi(k), k) M(x_M(k), \tilde{a}_{ff}(k), k) &\approx q^{-n_k} \\ \hat{M}^{-1}(x_{\hat{M}^{-1}}(k), \xi(k), k) &\approx q^{-n_k} M^{-1}(x_M(k), \tilde{a}_{ff}(k), k),\end{aligned}\tag{2.11}$$

kjer je

$\hat{M}^{-1}(x_{\hat{M}^{-1}}(k), \xi(k), k)$ odprtozančna kompenzacija,

$M(x_M(k), \tilde{a}_{ff}(k), k)$ model mišice,

$\xi(k)$ referenca momenta,

$\tilde{a}_{ff}(k)$ aktivacija mišice (pulzna širina stimulacije) ter

$\tau(k)$ moment mišice.

2.2.1 Načrtovanje lokalnega kompenzatorja

Odprtozančno vodenje je torej potrebno načrtati tako, da bo odprtozančni kompenzator enak inverznemu modelu mišice. Glede na dejstvo, da je mišica modelirana kot množica lokalnih modelov, si najprej pogledjmo inverzni model *i-tega* lokalnega modela

$$\tau(k) = \frac{q^{-n_k}(\beta_{i,0} + \beta_{i,1}q^{-1} + \dots + \beta_{i,n_b}q^{-n_b})}{1 + \alpha_{i,1}q^{-1} + \dots + \alpha_{i,n_a}q^{-n_a}} \tilde{a}_{ff}(k) + \frac{d_i}{1 + \alpha_{i,1}q^{-1} + \dots + \alpha_{i,n_a}q^{-n_a}}.\tag{2.12}$$

Z zanemaritvijo zakasnitve q^{-n_k} v prenosni funkciji (2.12) torej upošteva model (2.13)

$$\hat{\tau}(k) = \frac{\beta_{i,0} + \beta_{i,1}q^{-1} + \dots + \beta_{i,n_b}q^{-n_b}}{1 + \alpha_{i,1}q^{-1} + \dots + \alpha_{i,n_a}q^{-n_a}} \tilde{a}_{ff}(k) + \frac{d_i}{1 + \alpha_{i,1}q^{-1} + \dots + \alpha_{i,n_a}q^{-n_a}},\tag{2.13}$$

je za fazno minimalne sisteme inverzni sistem stabilen in ni težav z načrtovanjem odprtozančnega kompenzatorja. Vnaprej izračunani prispevek aktivacije mišic $\tilde{a}_{ff}$ je

$$\begin{aligned} \tilde{a}_{ff}(k) = & \frac{\frac{1}{\beta_0} + \frac{\alpha_1}{\beta_0}q^{-1} + \dots + \frac{\alpha_{n_a}}{\beta_0}q^{-n_a}}{1 + \frac{\beta_1}{\beta_0}q^{-1} + \dots + \frac{\beta_{n_b}}{\beta_0}q^{-n_b}}\xi(k) \\ & - \frac{\frac{1}{\beta_0}}{1 + \frac{\beta_1}{\beta_0}q^{-1} + \dots + \frac{\beta_{n_b}}{\beta_0}q^{-n_b}}d_i \quad \Leftarrow \quad \beta_0 \neq 0, \xi(k) \text{ v okolici } \tau_i^* \end{aligned} \quad (2.14)$$

kjer je $\xi(k)$ referenca momenta mišice.

Zaradi lastnosti identificiranega sistema, oziroma numerično pogojenih napak pri identifikaciji pa je lahko lokalni model fazno neminimalen in posledično inverzni model nestabilen. Potrebno ga je ustrezno popraviti, za kar je na voljo več možnih rešitev. Tomizuka [73] je predlagal aproksimacijo inverznega sistema brez vpeljave faznih napak z metodo ZPETC (ang. Zero Phase Error Tracking Control), kar pa povzroča napake v ojačenju, ki se s frekvenco večajo. Metoda temelji na razdelitvi števca prenosne funkcije modela na del, ki vsebuje ničle, ki so znotraj enotinega kroga, $B^a(q)$, ter ničle, ki so zunaj enotinega kroga $B^u(q)$: $B(q) = B^u(q)B^a(q)$. Potem pa je potrebno izvesti zamenjavo $\frac{1}{B^u q^{-1}}$ z $\frac{B^u(q)}{[B^u(q)]^2}$. Torfs et al. [74] so predlagali dve metodi za načrtovanje odprtozančne kompenzacije, ki odpravita pomanjkljivost ZPETC metode. Prva metoda EBZPETC (ang. Extended Bandwidth Zero Phase Tracking Control) temelji na dodajanju dodatnih odprtozančnih členov za kompenzacijo napake ojačenja, medtem ko druga metoda temelji na iterativnem procesu: inverznemu modelu je potrebno dodati toliko zakasnitev, da je mogoče zakasneni frekvenčni odziv aproksimirati s stabilnim predfiltrom. Vse metode povečajo red prenosne funkcije odprtozančnega kompenzatorja, kar posledično pomeni zakasnitev odprtozančne komponente regulirnega signala glede na referenco. Vsak kvant zakasnitve, ki je enak vzorčnemu času regulatorja predstavlja nezanemarljivo zakasnitev, zaradi relativno nizke frekvence delovanja regulatorja pogojene s frekvenco stimulacije. Potrebno je torej najti rešitev, ki ne bo vnesla dodatnih zakasnitev v odprtozančno vejo regulatorja. Slotine [75] predlaga zamenjavo polinoma števca $B(q^{-1})$ prenosne funkcije modela s polinomom $B_1(q^{-1})$, ki ima vse ničle znotraj enotinega kroga, njegova frekvenčna karakteristika pa se pri nizkih frekvencah ujema s karakteristiko originalnega sistema. Takšen sistem najbolj ustreza zahtevam odprtozančne kompenzacije, saj ne vnaša dodatnih zakasnitev v regulacijsko zanko, hkrati pa so fazne in amplitudne napake v uporabnem frekvenčnem pasu zanemarljive. Polinom $B(q^{-1})$ je potrebno torej zamenjati s polinomom z ustreznimi ničlami, nato pa prilagoditi ojačenje enosmernih signalov nove prenosne funkcije tako, da bo enako ojačenju originalne prenosne funkcije modela. Pole inverznega modela je

mogoče poljubno postaviti, s čimer lahko spreminjamo hitrost odziva odprtozančnega vodenja. Izračun vodenja za prenosno funkcijo i -tega lokalnega modela je določen z enačbo (2.15), kjer elementi $\gamma_{i,j}$ omogočajo poljubno postavitev polov prenosne funkcije.

$$\begin{aligned}
\tilde{a}_{ff}(k) &= \frac{1 + \alpha_{i,1}q^{-1} + \dots + \alpha_{i,n_a}q^{-n_a}}{1 + \gamma_{i,1}q^{-1} + \dots + \gamma_{i,n_b}q^{-n_b}} \cdot \frac{\sum_{j=0}^{n_a} \alpha_{i,j}}{\sum_{j=0}^{n_b} \beta_{i,j}} \cdot \frac{\sum_{j=0}^{n_b} \gamma_{i,j}}{\sum_{j=0}^{n_a} \alpha_{j,i}} \xi(k) \\
&\quad - \frac{1}{1 + \gamma_{i,1}q^{-1} + \dots + \gamma_{i,n_b}q^{-n_b}} \cdot \left(\frac{\sum_{j=0}^{n_a} \alpha_{i,j}}{\sum_{j=0}^{n_b} \beta_{i,j}} \cdot \frac{\sum_{j=0}^{n_b} \gamma_{i,j}}{\sum_{j=0}^{n_a} \alpha_{j,i}} \sum_{j=0}^{n_a} \alpha_{i,j} \tau_i^* - \sum_{j=0}^{n_b} \gamma_{i,j} \tilde{a}_i^* \right) \\
&= \frac{1 + \alpha_{i,1}q^{-1} + \dots + \alpha_{i,n_a}q^{-n_a}}{1 + \gamma_{i,1}q^{-1} + \dots + \gamma_{i,n_b}q^{-n_b}} \cdot \frac{\sum_{j=0}^{n_b} \gamma_{i,j}}{\sum_{j=0}^{n_b} \beta_{i,j}} \xi(k) \\
&\quad - \frac{1}{1 + \gamma_{i,1}q^{-1} + \dots + \gamma_{i,n_b}q^{-n_b}} \cdot \left(\frac{\sum_{j=0}^{n_b} \gamma_{i,j}}{\sum_{j=0}^{n_b} \beta_{i,j}} \cdot \sum_{j=0}^{n_a} \alpha_{i,j} \tau_i^* - \sum_{j=0}^{n_b} \gamma_{i,j} \tilde{a}_i^* \right) \\
&= \frac{\hat{\alpha}_{i,0} + \hat{\alpha}_{i,1}q^{-1} + \dots + \hat{\alpha}_{i,n_a}q^{-n_a}}{1 + \gamma_{i,1}q^{-1} + \dots + \gamma_{i,n_b}q^{-n_b}} \xi(k) - \frac{1}{1 + \gamma_{i,1}q^{-1} + \dots + \gamma_{i,n_b}q^{-n_b}} \hat{d}_i
\end{aligned}$$

kjer velja $\alpha_{i,0} = 1, \gamma_{i,0} = 1, \xi(k)$ v okolici τ_i^*

(2.15)

Faktor $\hat{d}_i$ v enačbi (2.15) predstavlja popravek vnaprejšnje kompenzacije premika d_i zaradi popravka odprtozančnega kompenzatorja glede na inverzni lokalni model i . Odprtozančni kompenzator (2.15) lahko zapišemo v regresijski obliki

$$\tilde{a}_{ff}(k) = \psi_c^T(k-1) \theta_{c_i}, \quad (2.16)$$

kjer je regresijski vektor ψ_c določen z

$$\psi_c^T(k-1) = [-\tilde{a}_{ff}(k-1), \dots, -\tilde{a}_{ff}(k-n_b); \xi(k), \dots, \xi(k-n_b); -1] \quad (2.17)$$

ter vektor lokalnih parametrov

$$\theta_{c_i}^T = [\gamma_{i,0}, \dots, \gamma_{i,n_b}; \hat{\alpha}_{i,1}, \dots, \hat{\alpha}_{i,n_a}; \hat{d}_i]. \quad (2.18)$$

S tem je določen približek inverznega lokalnega modela mišice za določen nivo aktivacije. V nadaljevanju je potrebno vse lokalne odprtozančne kompenzatorje povezati v nelinearno odprtozančno vodenje za celotno področje delovanja mišice [70, 71].

2.2.2 Izračun nelinearnega kompenzatorja z interpolacijo lokalnih kompenzatorjev

Nelinearni kompenzator bo izveden z mrežo lokalnih kompenzatorjev [70]. Ta je v močni povezavi s sistemi z mehkim preklapjanjem. Pod določenimi pogoji je Takagi-Sugenov model mehkega preklapljanja [77] ekvivalenten mreži lokalnih modelov, oziroma v konkretnem primeru kompenzatorjev. Funkcionalna enakost sistemov je predstavljena v [76].

Če obstaja množica funkcij $\{\tilde{\rho}_i : \Xi \rightarrow [0, 1]\}_{i=0}^{N-1}$ potem je sledeča enačba trivialno resnična [71]:

$$f(\xi) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} f(\xi) \tilde{\rho}_i(\xi)}{\sum_{i=0}^{N-1} \tilde{\rho}_i(\xi)}, \quad (2.19)$$

če za vsak $\xi \in \Xi$ niso vsi $\tilde{\rho}_i$ enaki nič. Funkcijo $\tilde{\rho}_i$ izberemo tako, da je lokalizirana v podmnožici $\Xi_i \in \Xi$. To pomeni, da je $\tilde{\rho}_i$ mnogo večja od nič za $\xi \in \Xi_i$ in je približno nič za $\xi \notin \Xi_i$. Ker je $\tilde{\rho}_i$ približno nič za $\xi \notin \Xi_i$, lahko na desni strani enačbe (2.19) zamenjamo f z $\hat{f}_i$, ki je dobra aproksimacija f znotraj Ξ_i , torej

$$\hat{f}(\xi) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} \hat{f}_i(\xi) \tilde{\rho}_i(\xi)}{\sum_{i=0}^{N-1} \tilde{\rho}_i(\xi)}. \quad (2.20)$$

Z vpeljavo normirane funkcije $\{\tilde{w}_i : \Xi \rightarrow [0, 1]\}$ definirane z

$$\tilde{w}_i(\xi) = \frac{\tilde{\rho}_i(\xi)}{\sum_{j=0}^{N-1} \tilde{\rho}_j(\xi)}, \quad (2.21)$$

je mogoče enačbo (2.20) zapisati kot

$$\hat{f}(\xi) = \sum_{i=0}^{N-1} \hat{f}_i(\xi) \tilde{w}_i(\xi). \quad (2.22)$$

V enačbi (2.22) je mogoče $\tilde{w}_i$ interpretirati kot funkcijo z vrednostjo blizu 1 v tistem področju Ξ , kjer predstavlja funkcija $\hat{f}_i$ dobro aproksimacijo funkcije f , in nič drugeje.

Iz definicije $\tilde{w}_i$ sledi, da je $\sum_{i=0}^{N-1} \tilde{w}_i(\xi) = 1$ za vse $\xi \in \Xi$. Funkcije $\tilde{w}_i$ imenujemo interpolacijske funkcije, ker so namenjene interpolaciji lokalnih modelov oziroma kompenzatorjev $\hat{f}_i$. Predpostavljamo, da je lokalni model oziroma kompenzator dober približek pravega f v lokalnem področju, kjer $\tilde{\rho}_i$ ni blizu nič. Množica vseh funkcij oblike (2.22) z lokalnimi modeli reda p in gladko interpolacijo je določena z

$$\tilde{\mathcal{F}}_p = \left\{ \hat{f} : \Xi \rightarrow Y \left| \hat{f}(\xi) = \sum_{i=0}^{N-1} \hat{f}_i(\xi) \tilde{w}_i(\xi) \right. \right\}. \quad (2.23)$$

Poglejmo nekaj lastnosti aproksimacije. Aproksimacija je lahko poljubno natančna z izbiro zadostnega števila lokalnih modelov. Kot merilo natančnosti aproksimacije je mogoče privzeti sledečo normo:

$$\|f - \hat{f}\|_\infty = \sup_{\xi \in \Xi} \|f(\xi) - \hat{f}(\xi)\|_2, \quad (2.24)$$

kjer $\|\cdot\|_2$ označuje evklidsko normo.

Naj bo $(p+1)$ odvod vektorske funkcije f v točki ξ označen z $\nabla^{p+1} f(\xi)$. Predpostavimo, da je f zvezno odvedljiva $(p+1)$ krat in so $\{\hat{f}_i\}_{i=0}^{N-1}$ lokalni modeli enaki prvim p elementom Taylorjeve vrste funkcije f v okolici točke ξ_i^* , ki ustreza delovni točki ψ_i^* . Za vsak $\xi \in \Xi$ velja

$$f(\xi) - \hat{f}(\xi) = \sum_{i=0}^{N-1} \left(f(\xi) - \hat{f}_i(\xi) \tilde{w}_i(\xi) \right). \quad (2.25)$$

Ob predpostavki da je $\|\nabla^{p+1} f(\xi)\| < M$ za vse $\xi \in \Xi$, kjer $\|\cdot\|$ označuje inducirano operatorsko normo, dobimo Taylorjev teorem [71]

$$\|f(\xi) - \hat{f}(\xi)\|_2 < \sum_{i=0}^{N-1} \frac{M}{(p+1)!} \|\xi - \xi_i^*\|_2^{p+1} \tilde{w}_i(\xi). \quad (2.26)$$

Zato, da bo norma (2.26) manjša od poljubnega $\varepsilon > 0$, je potrebno zagotoviti, da za vsak $\xi \in \Xi$ velja sledeč pogoj [71]:

$$\sum_{i=0}^{N-1} \|\xi - \xi_i^*\|_2^{p+1} \tilde{\rho}_i(\xi) < \varepsilon \frac{(p+1)!}{M} \sum_{i=0}^{N-1} \tilde{\rho}_i(\xi) \quad (2.27)$$

Z definiranjem množice funkcij $\{g_i : \Xi \rightarrow \mathbb{R}\}_{i=0}^{N-1}$ z

$$g_i(\xi) = \|\xi - \xi_i^*\|_2^{p+1} - \varepsilon \frac{(p+1)!}{M} \quad (2.28)$$

in vstavitvijo v pogoj (2.27) dobimo pogoj, ki velja za vse $\xi \in \Xi$

$$\sum_{i=0}^{N-1} g_i(\xi) \tilde{\rho}_i(\xi) < 0, \quad (2.29)$$

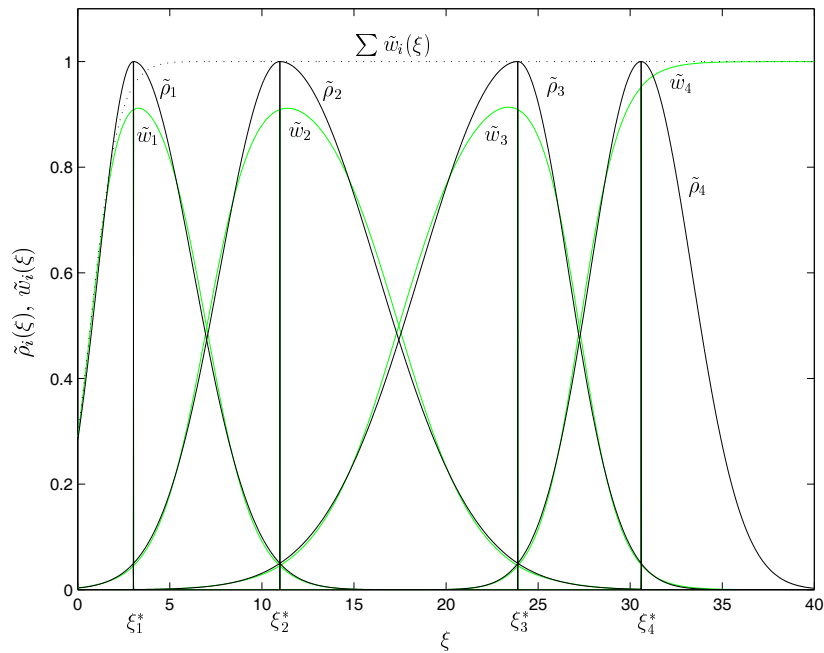
oziroma v normirani obliki

$$\sum_{i=0}^{N-1} g_i(\xi) \tilde{w}_i(\xi) < 0. \quad (2.30)$$

Potrebno je torej poiskati pogoj za N ter funkcije $\{\tilde{\rho}_i\}_{i=0}^{N-1}$, ki bodo zagotavljali da pogoj (2.29) velja za vsak $\varepsilon > 0$. Neenačba zagotovo velja, če negativni prispevek enega člena $g_i(\xi)\tilde{\rho}_i(\xi)$ prevlada nad vsemi mogoče pozitivnimi prispevki ostalih členov. Potrebni pogoj za to je $g_i(\xi)\tilde{\rho}_i(\xi) \rightarrow 0$, ko gre $\|\xi\| \rightarrow \infty$. Pogoj bo vedno izpolnjen, če za $\tilde{\rho}_i$ izberemo eksponentne ali Gaussove funkcije. Z izbiro oblike funkcij $\tilde{\rho}_i$ je določena oblika funkcij g_i . Poljubno pa je še vedno mogoče določiti število lokalnih modelov, N , ter njihov položaj. Slika (2.1) prikazuje Gaussove funkcije

$$\tilde{\rho}_i = e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{\xi - \xi_i^*}{\Sigma_i} \right)^2}$$

za $N = 4$ lokalne modele ter pripadajoče $\tilde{w}_i$ funkcije.



Slika 2.1: Interpolacijske funkcije.

V nadaljevanju definiramo množico delovnih točk Ξ ter obratovalni režim kot podmnožico Ξ . Obratovalni režim naj bo množica delovnih točk $\Xi_i \subset \Xi$, kjer se sistem obnaša približno linearno. Utežna funkcija modela $\{\tilde{\rho}_i : \Xi \rightarrow [0, 1]\}$ je gladka funkcija in zadostuje pogoju $\tilde{\rho}_i(\xi) \approx 1$ za vsak $\xi \in \Xi_i$ in gre proti nič izven Ξ_i . Interpolacijska funkcija $\tilde{w}_i(\xi)$ je definirana z enačbo (2.21) ob predpostavki, da za vsako delovno točko $\xi_i^* \in \Xi$ ne vse utežnostne funkcije $\tilde{\rho}_i(\xi)$ postanejo nič. S tako določeno interpolacijsko funkcijo $\tilde{w}_i(\xi)$ je mogoče izvesti interpolacijo lokalnih kompenzatorjev določenih z

regresijskim vektorjem (2.17)

$$\psi_c^T(k-1) = [-\tilde{a}_{ff}(k-1), \dots, -\tilde{a}_{ff}(k-n_b); \xi(k), \dots, \xi(k-n_b); -1]$$

ter vektorjem lokalnih parametrov (2.18)

$$\theta_{c_i}^T = [\gamma_{i,0}, \dots, \gamma_{i,n_b}; \hat{\alpha}_{i,1}, \dots, \hat{\alpha}_{i,n_a}; \hat{d}_i].$$

Mreža lokalnih odprtozančnih kompenzatorjev, ki gladko združi izhode posameznih lokalnih kompenzatorjev je določena z enačbo

$$\tilde{a}_{ff}(k) = \psi_c^T(k-1) \sum_{i=0}^{N-1} \theta_{c_i} \tilde{w}_i(\xi). \quad (2.31)$$

2.3 Zaprtozančna regulacija

Lokalna mreža odprtozančnih kompenzatorjev je načrtana tako, da zagotavlja regulirni signal, ki povzroči verno sledenje mišičnega momenta predpisani referenci v primeru, da se mišica obnaša kot njen časovno nespremenljiv model in ni vplivov zunanjih motenj.

Pri načrtovanju sistema vodenja se pojavijo tipična odstopanja med dejanskim sistemom ter matematičnim modelom, na osnovi katerega je načrtan regulacijski sistem. Vzroki odstopanj so predvsem v nemodelirani dinamiki, spreminjanju parametrov sistema ali aproksimaciji kompleksnega sistema z enostavnim modelom. Navkljub napakam modela in delovanju motenj v reguliranem sistemu pa mora regulacijski sistem zagotoviti stabilno delovanje sistema. Za izpolnitev zahtev povezanih s stojo brez opore rok je potrebno načrtati sistem vodenja, ki bo robusten tako na napake parametrov modela kot tudi na delovanje zunanjih moten. Vzdrževanje ravnotežja namreč zahteva natančno sledenje mišičnega momenta predpisani referenci, saj je potrebno telo osebe ves čas stoje vzdrževati znotraj zelo ozkih meja stabilnosti. Regulacija v drsnem režimu (Sliding Mode Control – SMC) predstavlja primerno metodo iz nabora robustnih sistemov vodenja. Drsní režim ima pomembno vlogo v teoriji sistemov s spremenljivo strukturo [78, 79, 80]. Sistemi vodenja s spremenljivo strukturo so okarakterizirani z nizom zaprtozančnih regulacijskih zakonov ter odločitvenim pravilom. Odločitveno pravilo oziroma preklopna funkcija ima kot vhod merilo trenutnega vedenja regulacijskega sistema in kot izhod izbiro zaprtozančnega regulacijskega zakona, ki naj bo v danem trenutku uporabljen. V drsnem režimu je sistem vodenja s spremenljivko strukturo načrtan tako, da omeji stanja sistema v bližino preklopne funkcije, kar pomeni, da je mogoče dinamično obnašanje sistema določiti z izbiro preklopne funkcije, posledično pa postane odziv zaprtozančnega sistema neobčutljiv na določen razred negotovosti.

2.3.1 Teorija vodenja v drsnem režimu

Načrtovanje regulatorja v drsnem režimu je mogoče razdeliti v dva dela. Prvi del zajema načrtovanje prekladne funkcije [81], tako da drsenje ustreza določenim specifikacijam, drugi del pa predstavlja načrtovanje regulacijskega zakona, ki bo zagotovil, da bo prekladna funkcija privlačna za stanja sistema.

Teorija vodenja v drsnem režimu je bila v osnovi razvita za zvezne sisteme končnih dimenzij, ki jih je mogoče opisati z navadnimi diferencialnimi enačbami. Nelinearni model mišice lahko v zveznem časovnem prostoru zapišemo kot

$$\dot{\mathbf{m}}(t) = f(\mathbf{m}(t), t) + \mathbf{B}(\mathbf{m}(t), t)\tilde{\mathbf{a}}(t), \quad (2.32)$$

kjer je $\mathbf{m}(t) \in \mathbb{R}^n$, $\tilde{\mathbf{a}}(t) \in \mathbb{R}^m$, $f : \mathbb{R}^{n+1} \rightarrow \mathbb{R}^n$, $\mathbf{B}(\mathbf{m}(t), t) : \mathbb{R}^{n+1} \rightarrow \mathbb{R}^{n \times m}$. Ideja drsnega režima zahteva, da so regulirne veličine podvržene nezveznostim na površini $s_i(\mathbf{m}(t)) = 0$, ($i = 1, \dots, m$) v prostoru stanj:

$$\tilde{a}_i(\mathbf{m}(t), t) = \begin{cases} \tilde{a}_i^+(\mathbf{m}(t), t) & \text{če je } s_i(\mathbf{m}(t)) > 0, \\ \tilde{a}_i^-(\mathbf{m}(t), t) & \text{če je } s_i(\mathbf{m}(t)) < 0. \end{cases} \quad (2.33)$$

Funkciji $\tilde{a}_i^+$ ter $\tilde{a}_i^-$ naj bosta zvezni in funkcije $s_i(\mathbf{m}(t)) = 0$, ($i = 1, \dots, m$) naj bodo odvedljive. Z začetkom ob času t_0 , vsaka trajektorija stanja pripada mnogoterosti $\mathbf{s}(\mathbf{m}(t)) = 0$, $\mathbf{s}^T = [s_1, \dots, s_m]$ in delovanje v drsnem režimu je opisano s sistemom reda $(n - m)$. Enačbo drsnega režima dobimo z zamenjavo originalnega vodenja s tako imenovanim ekvivalentnim vodenjem, $\tilde{a}_{eq}$, ki je določeno z rešitvijo enačbe $\dot{s} = 0$. Regulacija zahteva hitre nezvezne preklope za vodenje stanja sistema v drsni režim ter vzdrževanje drsenja v takšnem režimu. V regulacijskih sistemih izvedenih na digitalnih računalnikih se posledično pojavi problem podrhtavanja, saj frekvenca preklapljanja ne more preseči vzorčne frekvence sistema. Kot rezultat se pojavijo oscilacije omejenih amplitud, ki pa so nedopustne iz stališča stabilnosti in natančnosti vodenja. To je vodilo v razvoj diskretnih regulatorjev v drsnem režimu [82, 83, 84, 85, 86], ki večinoma odpravljajo problem drhtenja. Lineariziran zvezni sistem z enim vhodom in enim izhodom opisujeta sledeči enačbi:

$$\dot{\mathbf{m}}(t) = \mathbf{A}\mathbf{m}(t) + \mathbf{B}\tilde{a}_{ff}(t) + \mathbf{B}\tilde{a}_{fb}(t) + \mathbf{E}d_m(t) \quad (2.34)$$

$$\tau(t) = \mathbf{H}\mathbf{m}(t), \quad (2.35)$$

kjer je $\mathbf{m}(t)$ n - dimenzionalni vektor stanja, $\tilde{a}_{ff}(t) \in \mathbb{R}$ je izhod odprtozančnega kompenzatorja, $\tilde{a}_{fb}(t) \in \mathbb{R}$ je izhod zaprtozančnega regulatorja, $\tilde{a}_{ff}(t) + \tilde{a}_{fb}(t)$ je vhod

sistema, $\tau(t) \in \mathbb{R}$ je izhod sistema in $d_m(t)$ je signal motnje, ki predstavlja zunanje motnje in negotovosti parametrov sistema. $\mathbf{A}$, $\mathbf{B}$, $\mathbf{E}$ in $\mathbf{H}$ so konstantne matrike ustreznih dimenzij. Predpostavljamo, da velja določljivostni pogoj za zvezni sistem $\mathbf{E} = \mathbf{B}\Delta_d$ [86].

Diskretni model istega sistema z vzorčnim časom T je določen z

$$\mathbf{m}(k+1) = \mathbf{F}\mathbf{m}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{fb}(k) + \mathbf{D}d_m(k) \quad (2.36)$$

$$\tau(k) = \mathbf{H}\mathbf{m}(k), \quad (2.37)$$

kjer je $\mathbf{m}(k) = \mathbf{m}(kT)$, $\tilde{a}_{ff}(k) = \tilde{a}_{ff}(kT)$, $\tilde{a}_{fb}(k) = \tilde{a}_{fb}(kT)$, $d_m(k) = d_m(kT)$ in $\tau(k) = \tau(kT)$ in matrike so določene z

$$\begin{aligned} \mathbf{F} &= e^{\mathbf{A}T}; & \mathbf{G} &= \mathbf{\Gamma}\mathbf{B}; \\ \mathbf{D} &= \mathbf{\Gamma}\mathbf{E}; & \mathbf{\Gamma} &= \int_0^T e^{\mathbf{A}\tau} d\tau. \end{aligned} \quad (2.38)$$

V zgornjem diskretnem modelu naj bo par $(\mathbf{F}, \mathbf{G})$ vodljiv in par $(\mathbf{F}, \mathbf{H})$ spoznaven [86]. Določljivostni pogoj za diskretni sistem je določen z $\mathbf{D} = \mathbf{G}\Delta_d$. Od tod sledi

$$\mathbf{m}(k+1) = \mathbf{F}\mathbf{m}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{fb}(k) + \mathbf{G}f_m(k) \quad (2.39)$$

kjer je $f_m(k) = \Delta_d d_m(k)$ [87, 88].

Da bi se izognili drhtenju, ki je posledica končne frekvence preklapljanja regulirne veličine, je potrebno diskretni sistem vodenja v drsnem režimu nekoliko spremeniti v primerjavi z zveznim vzornikom. Za odpravljanje signala motnje, kar je v zveznem drsnem režimu mogoče doseči z visoko frekvenco preklopov, je v diskretnem drsnem režimu uporabljen estimator motnje formuliran na konceptu regulacije s časovno zakasnitvijo. Z dodanim signalom kompenzacije motnje k regulirni veličini, je mogoče vpliv motnje potlačiti [89].

2.3.2 Regulator v drsnem režimu

Predpostavimo, da je cilj sistema vodenja sledenje časovno spremenljivi referenci $\xi(k)$, ki je generirana z določenim regulacijskim namenom. Definirajmo še želeni vektor stanj [74]: $m_d(k)$ je želeni vektor stanj, če obstaja natančno ujemanje med izhodom sistema $\tau(k)$ ter želeno trajektorijo $\xi(k)$ ali drugače

$$\begin{aligned} \mathbf{m}_d(k+1) &= \mathbf{F}\mathbf{m}_d(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) \\ \xi(k) &= \tau(k) = \mathbf{H}\mathbf{m}_d(k) \end{aligned} \quad (2.40)$$

Vnaprej izračunani regulirni signal $\tilde{a}_{ff}(k)$ povzroči sledenje želeni trajektoriji, če se dejanski sistem vede natanko tako kot matematični model in je signal motnje $f_m(k) = 0$.

Površina drsenja oziroma funkcija drsenja je za primer sledenja trajektoriji definirana kot:

$$s^c(k) = \mathbf{C}\tilde{\mathbf{m}}(k), \quad \tilde{\mathbf{m}}(k) = \mathbf{m}_d(k) - \mathbf{m}(k) \quad (2.41)$$

kjer je $\mathbf{m}_d(k) = [(\mathbf{m}_d^1(k))^T m_d^2(k)]^T$, $\mathbf{m}_d^1(k) \in \mathbb{R}^{n-1}$ in $m_d^2(k) \in \mathbb{R}$ signal reference, $\tilde{\mathbf{m}}(k) = [(\tilde{\mathbf{m}}^1(k))^T \tilde{m}^2(k)]^T$, $\tilde{\mathbf{m}}^1(k) \in \mathbb{R}^{n-1}$ ter $\tilde{m}^2(k) \in \mathbb{R}$ napaka sledenja in $\mathbf{C}$ vrstični vektor dimenzije n tako da velja $\mathbf{C}\mathbf{G} \neq 0$

Z uporabo nominalnega modela (2.39) je mogoče določiti diskretno ekvivalentno vodenje kot rešitev enačbe $s^c(k+1) = 0$, kar ustreza $\dot{s} = 0$ v zveznem prostoru (nekateri avtorji določajo pogoj za diskretni sistem kot $s^c(k+1) - s^c(k) = 0$). Takšno ekvivalentno vodenje vodi pogrešek od katerekoli vrednosti, ki je manjša od neskončno, na površino drsenja v enem samem koraku, kar pa zahteva poljubno velike regulirne signale. Da bi se izognili prevelikim regulirnim signalom, ki so izven področja delovanja mišic $[\tilde{a}_{min}, \tilde{a}_{max}]$, je smiselno signal napake eksponencialno pripeljati na površino drsenja [90]. Prehodni pojav je mogoče oblikovati z vpeljavo dodatnega parametra v želeno dinamiko funkcije drsenja, tako da velja $s^c(k+1) = \beta s^c(k)$, $0 \leq \beta < 1$, oziroma

$$\begin{aligned} s^c(k+1) &= \beta s^c(k) = \mathbf{C}\tilde{\mathbf{m}}(k+1) = \mathbf{C}(\mathbf{m}_d(k+1) - \mathbf{m}(k+1)) \\ &= \mathbf{C}\mathbf{m}_d(k+1) - \mathbf{C}\mathbf{F}\mathbf{m}(k) - \mathbf{C}\mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) - \mathbf{C}\mathbf{G}\tilde{a}_{fb}(k) - \mathbf{C}\mathbf{G}f_m(k) \end{aligned} \quad (2.42)$$

Od tod sledi izraz za ekvivalentno vodenje z upoštevanjem motnje

$$\tilde{a}_{fb}^{eq}(k) = (\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1} [\mathbf{C}\mathbf{m}_d(k+1) - \mathbf{C}\mathbf{F}\mathbf{m}(k) - \mathbf{C}\mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) - \mathbf{C}\mathbf{G}f_m(k) - \beta s^c(k)] . \quad (2.43)$$

Z upoštevanjem $\mathbf{m}(k) = \mathbf{m}_d(k) - \tilde{\mathbf{m}}(k)$ ter $\mathbf{m}_d(k+1) = \mathbf{F}\mathbf{m}_d(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k)$ je ekvivalentno vodenje z upoštevanjem motnje določeno z enačbo

$$\tilde{a}_{fb}^{eq}(k) = (\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1} \mathbf{C}\mathbf{F}\tilde{\mathbf{m}}(k) - f_m(k) - (\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1} \beta s^c(k) . \quad (2.44)$$

V enačbi (2.44) predstavlja parameter $f_m(k)$ vpliv neznane motnje, zato ga je potrebno nadomestiti z oceno motnje. Definirajmo $\nu(k)$ kot oceno motnje $-f_m(k)$, torej velja $\nu(k) = -\hat{f}_m(k)$, kjer je $\hat{f}_m(k)$ ocena motnje $f_m(k)$. Za motnjo zahtevamo, da je njena zgornja frekvenčna meja znatno nižja od frekvence vzorčenja $f_s = 1/T$. Če to velja, potem je razlika med $f_m(k)$ in $f_m(k-1)$ zanemarljiva [88], torej je mogoče $f_m(k-1)$ uporabiti kot oceno vrednosti $f_m(k)$ in velja $\nu(k) = -f_m(k-1)$. Predno določimo $f_m(k-1)$, zapišimo $s^c(k+1)$ nekoliko drugače. Z zamenjavo $\nu(k) = -f_m(k)$ v enačbi (2.44), vstavitevijo enačbe (2.44) v izraz (2.42) ter upoštevanjem $\mathbf{m}_d(k+1) = \mathbf{F}\mathbf{m}_d(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k)$ je

$$\begin{aligned} s^c(k+1) &= \mathbf{C}[\mathbf{F}\mathbf{m}_d(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k)] - \mathbf{C}[\mathbf{F}\mathbf{m}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) \\ &\quad + \mathbf{G}(\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1} \mathbf{C}\mathbf{F}\tilde{\mathbf{m}}(k) + \mathbf{G}\nu(k) - \mathbf{G}(\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1} \beta s^c(k) + \mathbf{G}f_m(k)] . \end{aligned} \quad (2.45)$$

Ob upoštevanju enakosti $\tilde{\mathbf{m}}(k) = \mathbf{m}_d(k) - \mathbf{m}(k)$ ter izničenju nekaterih členov je izraz enak

$$s^c(k+1) = -\mathbf{C}\mathbf{G}(\nu(k) + f_m(k)) + \beta s^c(k). \quad (2.46)$$

Člen $\nu(k)$ zagotavlja stabilnost in robustnost zaprtozančnega sistema pri nastopu motenj. S premikom členov v enačbi (2.46) en vzorčni čas nazaj

$$s^c(k) = -\mathbf{C}\mathbf{G}(\nu(k-1) + f_m(k-1)) + \beta s^c(k-1), \quad (2.47)$$

ter upošteva $\nu(k) = -f_m(k-1)$ je ocena motnje določena s sledečo enačbo

$$\nu(k) = \nu(k-1) + (\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1}(s^c(k) - \beta s^c(k-1)). \quad (2.48)$$

Pomemben del načrtovanja zaprtozančnega regulatorja predstavlja določitev površine drsenja, oziroma matrike $\mathbf{C}$. Za začetek si pogledjmo dinamiko napake sledenja, z upoštevanjem enačb (2.39), (2.40) in (2.41)

$$\begin{aligned} \tilde{\mathbf{m}}(k+1) &= \mathbf{m}_d(k+1) - \mathbf{m}(k+1) = \\ &= \mathbf{F}\mathbf{m}_d(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) - [\mathbf{F}\mathbf{m}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) + \mathbf{G}(\tilde{a}_{fb}(k) + f_m(k))] \\ &= \mathbf{F}\tilde{\mathbf{m}}(k) - \mathbf{G}(\tilde{a}_{fb}(k) + f_m(k)). \end{aligned} \quad (2.49)$$

V naslednjem koraku definirajmo linearno transformacijo $\mathbf{T}_s \in \mathbb{R}^{n \times n}$, tako da velja

$$\mathbf{T}_s \mathbf{G} = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (2.50)$$

Transformirane spremenljivke stanj so posledično definirane kot $\mathbf{z}(k) = \mathbf{T}_s \mathbf{m}(k)$ oziroma $\tilde{\mathbf{z}}(k) = \mathbf{T}_s \tilde{\mathbf{m}}(k)$ in transformirana dinamika napake je določena s sledečo enačbo

$$\begin{aligned} \tilde{\mathbf{z}}(k+1) &= \mathbf{T}_s \mathbf{F} \mathbf{T}_s^{-1} \tilde{\mathbf{z}}(k) - \mathbf{T}_s \mathbf{G}(\tilde{a}_{fb}(k) + f_m(k)) \\ &= \bar{\mathbf{F}} \tilde{\mathbf{z}}(k) - \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} (\tilde{a}_{fb}(k) + f_m(k)), \end{aligned} \quad (2.51)$$

kjer je $\tilde{\mathbf{z}}(k) = [(\tilde{\mathbf{z}}^1(k))^T \tilde{\mathbf{z}}^2(k)]^T$, $\tilde{\mathbf{z}}^1(k) \in \mathbb{R}^{n-1}$ in $\tilde{\mathbf{z}}^2(k) \in \mathbb{R}$ transformirana napaka. Z upoštevanjem

$$\bar{\mathbf{F}} \triangleq \mathbf{T}_s \mathbf{F} \mathbf{T}_s^{-1} = \begin{bmatrix} \bar{f}_{11} & \bar{f}_{12} \\ \bar{f}_{21} & \bar{f}_{22} \end{bmatrix} \quad (2.52)$$

se enačba napake spremeni v

$$\tilde{\mathbf{z}}^1(k+1) = \bar{f}_{11} \tilde{\mathbf{z}}^1(k) + \bar{f}_{12} \tilde{\mathbf{z}}^2(k), \quad (2.53)$$

$$\tilde{\mathbf{z}}^2(k+1) = \bar{f}_{21} \tilde{\mathbf{z}}^1(k) + \bar{f}_{22} \tilde{\mathbf{z}}^2(k) - \tilde{a}_{fb}(k) - f_m(k). \quad (2.54)$$

Funkcija drsenja je s pomočjo transformiranih koordinat definirana kot

$$s^c(k) = \mathbf{C} \tilde{\mathbf{m}}(k) = (\mathbf{C} \mathbf{T}_s^{-1}) \tilde{\mathbf{z}}(k) = [\bar{\mathbf{C}}_1 \quad \bar{\mathbf{C}}_2] \tilde{\mathbf{z}}(k) = 0, \quad (2.55)$$

kjer je $\bar{\mathbf{C}}_1$ vrstični vektor dimenzij $(n - 1)$ ter $\bar{C}_2$ je realno število različno od nič. Ko stanja sistema dosežejo površino drsenja, se red sistema zmanjša. Določimo dinamiko napake sledenja znižanega reda. Iz enačbe (2.55) sledi

$$\tilde{z}^2(k) = -\frac{\bar{\mathbf{C}}_1}{\bar{C}_2} \tilde{\mathbf{z}}^1(k). \quad (2.56)$$

Z vstavitvijo zgornje enačbe v enačbo (2.53) dobimo izraz za dinamiko napake sledenja znižanega reda

$$\tilde{\mathbf{z}}^1(k+1) = \left(\bar{\mathbf{f}}_{11} - \bar{\mathbf{f}}_{12} \frac{\bar{\mathbf{C}}_1}{\bar{C}_2} \right) \tilde{\mathbf{z}}^1(k). \quad (2.57)$$

Iz enačbe (2.57) sledi, da je dinamika napake neobčutljiva na neznane motnje, ko se sistem nahaja na površini drsenja. Ker je par $(\mathbf{F}, \mathbf{G})$ vodljiv, je tudi par $(\bar{\mathbf{f}}_{11}, \bar{\mathbf{f}}_{12})$ vodljiv. To pomeni, da je mogoče vektor $\bar{\mathbf{C}}_1$ ter skalar $\bar{C}_2$ določiti tako, da so lastne vrednosti sistema (2.57) poljubno postavljene [86].

2.3.3 Observator stanj v drsnem režimu

Model sistema mišice, ki je uporabljen za načrtovanje regulatorja, je bil določen z uporabo parametrične identifikacijske metode najmanjših kvadratov [91]. Stanja sistema nimajo nikakršnega fizikalnega ozadja in so posledično nemerljiva neposredno. Za izvedbo zaprtozančnega regulatorja je nujno potrebno poznati napako stanj $\tilde{\mathbf{m}}(k) = \mathbf{m}_d(k) - \mathbf{m}(k)$. V ta namen bomo v nadaljevanju načrtali observator vektorja napake stanj $\tilde{\mathbf{m}}(k)$. Za začetek določimo observator stanj $\mathbf{m}(k)$. Tako kot regulator, naj bo tudi observator stanj izveden v diskretnem drsnem režimu, kar dosežemo s kompenzacijskim vhodom, ki ga dodamo v strukturo običajnega linearnega observatorja. Drsní režim je mogoče doseči v enem samem koraku. Na površini drsenja je dinamika napake ocene stanj enaka dinamiki pri Luenbergerjevem observatorju znižanega reda [86]. Za ocenjevanje stanj je uporabljena ocena motnje iz regulatorja.

Glede na enačbo (2.37) je smiselno drsno površino definirati kot [86]

$$s^o(k) = \mathbf{H}(\mathbf{m}(k) - \hat{\mathbf{m}}(k)) = \mathbf{H}\mathbf{e}_m(k), \quad (2.58)$$

kjer je $\hat{\mathbf{m}}(k) \in \mathbb{R}^n$ ocena vektorja stanj $\mathbf{m}(k)$, $\mathbf{e}_m(k) = [e_m^1(k) \ (\mathbf{e}_m^2(k))^T]^T$, $e_m^1(k) \in \mathbb{R}$ in $\mathbf{e}_m^2(k) \in \mathbb{R}^{n-1}$ napaka ocene vektorja stanj in matrika $\mathbf{H} = [1 \ 0]$ izhodna matrika sistema iz enačbe (2.37).

Glede na zahteve ima predlagani observator stanj sledečo obliko [86]

$$\hat{\mathbf{m}}(k+1) = \mathbf{F}\hat{\mathbf{m}}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{fb}(k) - \mathbf{G}\nu(k) + \mathbf{K}\eta(k+1) + \mathbf{L}v(k+1), \quad (2.59)$$

kjer je $v(k+1)$ kompenzacijski vhod in $\nu(k)$ ocena motnje $\nu(k) = -\hat{f}_m(k)$ določena pri načrtovanju regulatorja. Ojačenja observatorja $\mathbf{K} = [k_1 \quad \mathbf{K}_2^T]^T$, kjer je $k_1 \in \mathbb{R}$ in $\mathbf{K}_2 \in \mathbb{R}^{n-1}$ ter $\mathbf{L} = [l_1 \quad \mathbf{L}_2^T]^T$, kjer je $l_1 \in \mathbb{R}$ in $\mathbf{L}_2 \in \mathbb{R}^{n-1}$ je potrebno še določiti. Signal $\eta(k+1)$ je definiran kot

$$\begin{aligned} \eta(k+1) &= \tau(k+1) - \hat{\tau}(k+1) \\ &= \mathbf{H}\mathbf{m}(k+1) - \mathbf{H}(\mathbf{F}\hat{\mathbf{m}}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{fb}(k) - \mathbf{G}\nu(k)) , \end{aligned} \quad (2.60)$$

kjer je $\hat{\tau}(k+1)$ ocena izhoda sistema v naslednjem koraku izračunana na podlagi ocenjenih stanj.

Z upoštevanjem enačbe modela (2.39), enačb observatorja (2.59) in (2.60) ter napake ocene stanj $\mathbf{e}_m(k) = \mathbf{m}(k) - \hat{\mathbf{m}}(k)$, je enačba dinamike napake ocene stanj določena kot

$$\begin{aligned} \mathbf{e}_m(k+1) &= \mathbf{m}(k+1) - \hat{\mathbf{m}}(k+1) \\ &= \mathbf{F}\mathbf{e}_m(k) - \mathbf{K}\mathbf{H}\mathbf{F}\mathbf{e}_m(k) + \mathbf{G}[f_m(k) + \nu(k)] - \mathbf{K}\mathbf{H}\mathbf{G}[f_m(k) + \nu(k)] - \mathbf{L}v(k+1) . \end{aligned} \quad (2.61)$$

Z enakostjo $\tilde{f}_m(k) = f_m(k) + \nu(k)$ dobi enačba dinamike napake ocene stanj sledečo obliko

$$\mathbf{e}_m(k+1) = (\mathbf{I} - \mathbf{K}\mathbf{H}) \left[\mathbf{F}\mathbf{e}_m(k) + \mathbf{G}\tilde{f}_m(k) \right] - \mathbf{L}v(k+1) . \quad (2.62)$$

Glede na definicijo površine drsenja (2.58) je mogoče iz pogoja $s^o(k+1) = 0$ enako kot ekvivalentno vodenje za regulator, določiti tudi ekvivalentni kompenzacijski vhod za observator. Medtem, ko je bilo potrebno pri regulatorju paziti, da regulirni signal zaradi fizioloških omejitev v mišicah ne preseže območja $[\tilde{a}_{min}, \tilde{a}_{max}]$ pa pri observatorju načeloma to ni potrebno, saj ne obstajajo nikakršne fizikalne omejitve glede velikosti signalov. Na ta način lahko dosežemo drsni režim delovanja observatorja po enem samem vzorčnem intervalu. Poglejmo si izračun ekvivalentnega kompenzacijskega vhoda. Iz pogoja $s^o(k+1) = \mathbf{H}\mathbf{e}_m(k+1) = 0$ ter enačbe (2.62) dobimo

$$v^{eq}(k+1) = (\mathbf{H}\mathbf{L})^{-1} \mathbf{H}(\mathbf{I} - \mathbf{K}\mathbf{H}) \left[\mathbf{F}\mathbf{e}_m(k) + \mathbf{G}\tilde{f}_m(k) \right] . \quad (2.63)$$

Z upoštevanjem $\tilde{f}_m(k) = f_m(k) + \nu(k)$ ter enačb modela (2.39) in (2.37) je po kratkem izračunu končna oblika ekvivalentnega kompenzacijskega vhoda

$$\begin{aligned} v^{eq}(k+1) &= (\mathbf{H}\mathbf{L})^{-1} (\mathbf{I} - \mathbf{H}\mathbf{K}) [\tau(k+1) \\ &\quad - \mathbf{H}(\mathbf{F}\hat{\mathbf{m}}(k) + \mathbf{G}(\tilde{a}_{ff}(k) + \tilde{a}_{fb}(k) - \nu(k)))] . \end{aligned} \quad (2.64)$$

Z določitvijo $v^{eq}(k+1)$ so vse veličine, ki so potrebne za oceno vektorja stanj, razen matrik ojačenj $\mathbf{K}$ in $\mathbf{L}$, glede na enačbo observatorja (2.59) določene. Matrike ojačenj

bomo določili iz enačbe dinamike napake ocene stanj (2.62), v kateri upoštevamo ekvivalentni kompenzacijski vhod (2.63). Dinamika napake ocene stanj je tako določena z

$$\begin{aligned} \mathbf{e}_m(k+1) &= [\mathbf{I} - \mathbf{L}(\mathbf{H}\mathbf{L})^{-1}\mathbf{H}] (\mathbf{I} - \mathbf{K}\mathbf{H}) \left(\mathbf{F}\mathbf{e}(k) + \mathbf{G}\tilde{f}_m(k) \right) \\ &= \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ f_{21} - \mathbf{K}_r f_{11} & f_{22} - \mathbf{K}_r f_{12} \end{bmatrix} \mathbf{e}_m(k) + \begin{bmatrix} 0 \\ g_2 - \mathbf{K}_r g_1 \end{bmatrix}, \end{aligned} \quad (2.65)$$

kjer je $\mathbf{K}_r = \mathbf{K}_2 + \frac{1-k_1}{l_1}\mathbf{L}_2$, $\mathbf{F} = \begin{bmatrix} f_{11} & f_{12} \\ f_{21} & f_{22} \end{bmatrix}$ in $\mathbf{G} = \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \end{bmatrix}$.

Ker je $e_m^1(k+1) = 0$, je mogoče zapisati enačbo dinamike znižanega reda napake ocene stanj kot

$$\mathbf{e}_m^2(k+1) = (f_{22} - \mathbf{K}_r f_{12})\mathbf{e}_m^2(k) + (g_2 - \mathbf{K}_r g_1)\tilde{f}_m(k). \quad (2.66)$$

Ojačenja observatorja $\mathbf{K}$ in $\mathbf{L}$ je mogoče določiti tako, da ležijo lastne vrednosti izraza $f_{22} - \mathbf{K}_r f_{12}$ znotraj enotinega kroga. Iz enačbe 2.66 sledi, da bo napaka ocene stanj $\mathbf{e}_m(k)$ ob pravilni izbiri vektorjev $\mathbf{K}$ ter $\mathbf{L}$ konvergirala proti 0, če je $\tilde{f}_m(k) = 0$. Če je $\tilde{f}_m(k)$ omejena, bo tudi $\mathbf{e}_m(k)$ omejena.

2.3.4 Izračun vektorja zelenih stanj

Za izračun napake sledenja $\tilde{\mathbf{m}}(k)$ pa je potrebo določiti še vektor zelenih stanj $\mathbf{m}_d$ iz znane reference $\xi(k)$. Za določitev zelenih stanj lahko uporabimo model (2.40), ki povezuje zelena stanja sistema z referenco. Za oceno zelenih stanj uporabimo diskretni observator v drsnem režimu, enako kot smo to storili za oceno stanj sistema, vendar sedaj signala motnje ne upoštevamo.

Drsno površino definiramo kot

$$s_d^o(k) = \mathbf{H}(\mathbf{m}_d(k) - \hat{\mathbf{m}}_d(k)) = \mathbf{H}\mathbf{e}_{m_d}(k), \quad (2.67)$$

kjer je $\hat{\mathbf{m}}_d(k) \in \mathbb{R}^n$ ocena zelenega vektorja stanj $\mathbf{m}_d(k)$, $\mathbf{e}_{m_d}(k) = [e_{m_d}^1(k) \ (\mathbf{e}_{m_d}^2(k))^T]^T$, $e_{m_d}^1(k) \in \mathbb{R}$ in $\mathbf{e}_{m_d}^2(k) \in \mathbb{R}^{n-1}$ napaka ocene zelenega vektorja stanj in matrika $\mathbf{H} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix}$ izhodna matrika sistema iz (2.40).

Glede na zahteve ima sedaj predlagani observator zelenih stanj sledečo obliko

$$\hat{\mathbf{m}}_d(k+1) = \mathbf{F}\hat{\mathbf{m}}_d(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k) + \mathbf{K}\eta_d(k+1) + \mathbf{L}v_d(k+1), \quad (2.68)$$

kjer je $v_d(k+1)$ kompenzacijski vhod. Ojačenja observatorja $\mathbf{K}$ in $\mathbf{L}$ so enaka kot pri observatorju stanj, saj so kot bo pokazano v nadaljevanju odvisna le od nominalnega

modela. Signal $\eta_d(k+1)$ je sedaj definiran kot

$$\begin{aligned}\eta_d(k+1) &= \xi(k+1) - \hat{\xi}(k+1) \\ &= \mathbf{H}\mathbf{m}_d(k+1) - \mathbf{H}(\mathbf{F}\hat{\mathbf{m}}_d(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k)) ,\end{aligned}\tag{2.69}$$

kjer je $\hat{\xi}(k+1)$ ocena referenčnega signala v naslednjem koraku, izračunana na podlagi ocenjenih zelenih stanj.

Z upoštevanjem enačbe modela (2.40), enačb observatorja (2.68) in (2.69) ter napake ocene zelenih stanj $\mathbf{e}_{m_d}(k) = \mathbf{m}_d(k) - \hat{\mathbf{m}}_d(k)$, je enačba dinamike napake ocene zelenih stanj določena kot

$$\mathbf{e}_{m_d}(k+1) = (\mathbf{I} - \mathbf{K}\mathbf{H})\mathbf{F}\mathbf{e}_{m_d}(k) - \mathbf{L}v_d(k+1) .\tag{2.70}$$

Glede na definicijo površine drsenja (2.67) je mogoče iz pogoja $s_d^o(k+1) = 0$ določiti ekvivalentni kompenzacijski vhod za observator zelenih stanj, s čimer lahko dosežemo drsni režim delovanja observatorja po enem samem vzorčnem intervalu. Poglejmo si izračun ekvivalentnega kompenzacijskega vhoda. Iz pogoja $s_d^o(k+1) = \mathbf{H}\mathbf{e}_{m_d}(k+1) = 0$ ter enačbe (2.70) dobimo

$$v_d^{eq}(k+1) = (\mathbf{H}\mathbf{L})^{-1}\mathbf{H}(\mathbf{I} - \mathbf{K}\mathbf{H})\mathbf{F}\mathbf{e}_{m_d}(k) .\tag{2.71}$$

Z upoštevanjem enačb modela (2.40) je po kratkem izračunu končna oblika ekvivalentnega kompenzacijskega vhoda

$$v_d^{eq}(k+1) = (\mathbf{H}\mathbf{L})^{-1}(\mathbf{I} - \mathbf{H}\mathbf{K})[\xi(k+1) - \mathbf{H}(\mathbf{F}\hat{\mathbf{m}}_d(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{ff}(k))] .\tag{2.72}$$

Preverimo še ojačenja $\mathbf{K}$ in $\mathbf{L}$. Matrike ojačenj bomo ponovno določili iz enačbe dinamike napake ocene zelenih stanj (2.70), v kateri upoštevamo ekvivalentni kompenzacijski vhod (2.71). Dinamika napake ocene zelenih stanj je tako določena z

$$\begin{aligned}\mathbf{e}_{m_d}(k+1) &= [\mathbf{I} - \mathbf{L}(\mathbf{H}\mathbf{L})^{-1}\mathbf{H}](\mathbf{I} - \mathbf{K}\mathbf{H})\mathbf{F}\mathbf{e}_d(k) \\ &= \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ \mathbf{f}_{21} - \mathbf{K}_r\mathbf{f}_{11} & \mathbf{f}_{22} - \mathbf{K}_r\mathbf{f}_{12} \end{bmatrix} \mathbf{e}_{m_d}(k) .\end{aligned}\tag{2.73}$$

Ker je $e_{m_d}^1(k+1) = 0$, je mogoče zapisati enačbo dinamike znižanega reda napake ocene zelenih stanj kot

$$\mathbf{e}_{m_d}^2(k+1) = (\mathbf{f}_{22} - \mathbf{K}_r\mathbf{f}_{12})\mathbf{e}_{m_d}^2(k) .\tag{2.74}$$

Člen $\mathbf{f}_{22} - \mathbf{K}_r\mathbf{f}_{12}$, ki določa konvergenco napake ocene zelenih stanj $\mathbf{e}_{m_d}(k)$ proti 0 je enak kot v enačbi (2.66), kar pomeni, da so ojačenja $\mathbf{K}$ in $\mathbf{L}$ za observator stanj ter observator zelenih stanj enaka. Iz enačbe (2.74) sledi, da bo napaka ocene zelenih stanj $\mathbf{e}_{m_d}(k)$ ob pravilni izbiri vektorjev $\mathbf{K}$ ter $\mathbf{L}$ vedno konvergirala proti 0.

2.3.5 Sinteza regulatorja momenta

Iz ocenjenih stanj sistema ter ocenjenih zelenih stanj lahko določimo oceno $\hat{\mathbf{m}}(k)$ napake sledenja $\tilde{\mathbf{m}}(k)$, ki je

$$\hat{\mathbf{m}}(k) = \hat{\mathbf{m}}_d(k) - \hat{\mathbf{m}}(k). \quad (2.75)$$

Z upoštevanjem enačbe observatorja stanj (2.59) ter enačbe observatorja zelenih stanj (2.68) in ocene napake sledenja (2.75), je dinamika ocene napake sledenja določena z

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{m}}(k+1) &= \hat{\mathbf{m}}_d(k+1) - \hat{\mathbf{m}}(k+1) \\ &= \mathbf{F}\hat{\mathbf{m}}(k) + \mathbf{K}(\eta_d(k+1) - \eta(k+1)) \\ &\quad + \mathbf{L}(v_d(k+1) - v(k+1)) + \mathbf{G}(\nu(k) - \tilde{a}_{fb}(k+1)). \end{aligned} \quad (2.76)$$

Končna enačba dinamike ocene napake sledenja, v kateri so upoštevane enačbe signalov $\eta(k+1)$ (2.60) ter $\eta_d(k+1)$ (2.69) in ekvivalentnih kompenzacijskih vhodov $v(k+1)$ (2.64) ter $v_d(k+1)$ (2.72) je sledeča

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{m}}(k+1) &= [\mathbf{F} - \mathbf{KHF} - \mathbf{L}(\mathbf{HL})^{-1}(1 - \mathbf{HK})\mathbf{HF}] \hat{\mathbf{m}}(k) \\ &\quad + [\mathbf{K} + \mathbf{L}(\mathbf{HL})^{-1}(1 - \mathbf{HK})] (\xi(k+1) - \tau(k+1)) \\ &\quad + [\mathbf{G} - \mathbf{KHG} - \mathbf{L}(\mathbf{HL})^{-1}(1 - \mathbf{HK})\mathbf{HG}] (\nu(k) - \tilde{a}_{fb}(k)) \\ &= \mathbf{A}_{obs} \hat{\mathbf{m}}_k + \mathbf{B}_{obs}(\xi_{k+1} - \tau_{k+1}) - \mathbf{C}_{obs}(\tilde{a}_{fb,k} - \nu_k). \end{aligned} \quad (2.77)$$

Enačba observatorja stanj je s tem določena.

Na koncu si pogledjmo še zgradbo celotnega zaprtozančnega sistema, ki ga sestavljata regulator ter observator stanj. Zavedati se moramo, da regulator nima na razpolago natančnih vrednosti stanj, ampak le približke. Površina drsenja je v tem primeru definirana kot

$$\hat{s}^c(k) = \mathbf{C}(\hat{\mathbf{m}}_d(k) - \hat{\mathbf{m}}(k)) = s^c(k) + \mathbf{C}(\mathbf{e}_m(k) - \mathbf{e}_{m_d}(k)). \quad (2.78)$$

Na podlagi te ocene je izhod povratnozančnega regulatorja glede na enačbo (2.44) določen kot

$$\begin{aligned} \hat{a}_{fb}(k) &= (\mathbf{CG})^{-1}\mathbf{CF}\hat{\mathbf{m}}(k) + \nu(k) - (\mathbf{CG})^{-1}\beta\hat{s}^c(k) \\ &= \tilde{a}_{fb}(k) + \tilde{f}_m(k) + (\mathbf{CG})^{-1}[\mathbf{CF} - \beta\mathbf{C}](\mathbf{e}_m(k) - \mathbf{e}_{m_d}(k)). \end{aligned} \quad (2.79)$$

Z upoštevanjem enačbe modela (2.39), kjer zaprtozančni vhod $\tilde{a}_{fb}(k)$ zamenjamo z njegovim približkom $\hat{a}_{fb}$, določenim v prvi vrstici enačbe (2.79), ter upoštevanjem enačbe (2.78), enačbe

$$\mathbf{m}(k+1) = \mathbf{F}\mathbf{m}(k) + \mathbf{G}\tilde{a}_{fb}(k) + \mathbf{G}\hat{a}_{fb}(k) + \mathbf{G}f_m(k) \quad (2.80)$$

ter enačbe $\tilde{\mathbf{m}}(k) = \mathbf{m}_d - \mathbf{m}$, je dinamika napake sledenja določena z

$$\begin{aligned} \tilde{\mathbf{m}}(k+1) &= [\mathbf{F} - \mathbf{G}(\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1}(\mathbf{C}\mathbf{F} - \beta\mathbf{C})] \tilde{\mathbf{m}}(k) \\ &\quad - \mathbf{G}(\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1}(\mathbf{C}\mathbf{F} - \beta\mathbf{C}) (\mathbf{e}_m(k) - \mathbf{e}_{m_d}(k)) - \mathbf{G}\tilde{f}_m(k). \end{aligned} \quad (2.81)$$

Če definiramo $\mathbf{C} = [\mathbf{C}_1 \ \mathbf{C}_2]$, $\mathbf{C}_1 \in \mathbb{R}$ in $\mathbf{C}_2 \in \mathbb{R}^{n-1}$ ter $\mathbf{F}' = [\mathbf{f}_{11}^T \ \mathbf{f}_{22}^T - \beta\mathbf{I}]$, je mogoče dinamiko prehajanja stanj zapisati tudi kot

$$\begin{aligned} \tilde{\mathbf{m}}(k+1) &= [\mathbf{F} - \mathbf{G}(\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1}(\mathbf{C}\mathbf{F} - \beta\mathbf{C})] \tilde{\mathbf{m}}(k) \\ &\quad - \mathbf{G}(\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1}\mathbf{C}\mathbf{F}'(\mathbf{e}_m^2(k) - \mathbf{e}_{m_d}^2(k)) - \mathbf{G}\tilde{f}_m(k). \end{aligned} \quad (2.82)$$

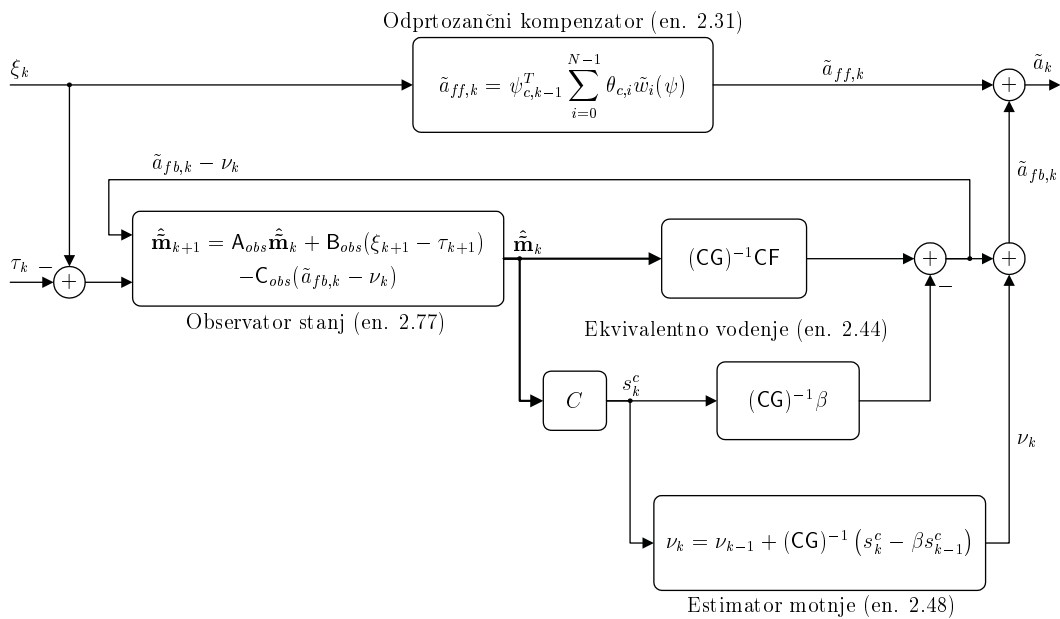
Analizirajmo še dinamiko napake ocene motnje $\tilde{f}_m(k+1) = f_m(k+1) + \nu(k+1)$. Z upoštevanjem enačb (2.48) ter (2.78), je dinamika določena kot

$$\begin{aligned} \tilde{f}_m(k+1) &= f_m(k+1) + \nu(k) + (\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1}(\hat{s}^c(k+1) - \beta s^c(k)) \\ &= f_m(k+1) - f_m(k) + (\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1}\mathbf{C}[\mathbf{e}_m(k+1) - \mathbf{F}\mathbf{e}(k) - (\mathbf{e}_{m_d}(k+1) - \mathbf{F}\mathbf{e}_d(k))], \end{aligned} \quad (2.83)$$

kar lahko ob upoštevanju enačb (2.65) in (2.73) zapišemo kot

$$\begin{aligned} \tilde{f}_m(k+1) &= -(\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1}(\mathbf{C}_1 + \mathbf{C}_2\mathbf{K}_r)\mathbf{f}_{12}(\mathbf{e}_m^2(k) - \mathbf{e}_{m_d}^2(k)) \\ &\quad + (\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1}\mathbf{C}_2(\mathbf{g}_2 - \mathbf{K}_r\mathbf{g}_1)\tilde{f}_m(k) + (f_m(k+1) - f_m(k)). \end{aligned} \quad (2.84)$$

Preverimo še lastne vrednosti zaprtozančnega sistema, ki določajo njegovo stabilnost. Lastne vrednosti izraza $\mathbf{F} - \mathbf{G}(\mathbf{C}\mathbf{G})^{-1}(\mathbf{C}\mathbf{F} - \beta\mathbf{C})$ v enačbi (2.82) so kar β ter lastne vrednosti izraza $\bar{\mathbf{f}}_{11} - \bar{\mathbf{f}}_{12}\frac{\bar{\mathbf{C}}_1}{\bar{\mathbf{C}}_2}$. Dinamika napake ocene motnje $\tilde{f}_m(k)$ je sklopljena z dinamiko napake ocene stanj določeno z enačbama (2.66) in (2.74). Ojačenja $\mathbf{K}$ ter $\mathbf{L}$



Slika 2.2: Regulator gleženjskega momenta.

je potrebno določiti tako, da so lastne vrednosti celotnega procesa ocenjevanja, ki je določen z enačbami (2.84), (2.66) ter (2.74) znotraj enotnega kroga. Ob upoštevanju ločitvenega načela so torej lastne vrednosti zaprtozančnega sistema enake lastnim vrednostim izraza $F - G(CG)^{-1}(CF - \beta C)$ ter lastnim vrednostim procesa ocenjevanja. Zatorej je mogoče s pravilno izbiro ojačenj β , C ter K_r načrtati stabilen zaprtozančni sistem.

Regulacijski sistem, ki združuje tako odprtozančno kompenzacijo, kot tudi zaprtozančno vodenje je prikazan na sliki 2.2.

3

Vodenje stoje brez opore rok

Nadzor drže zahteva koordinirano stabilizacijo sklepov večsegmentnega sistema. Cilj naravnega oziroma umetnega nadzornega sistema pokončne drže je vzdrževanje projekcije centra mas (COM) znotraj podporne ploskve, ki je določena s položajem in velikostjo stopal. Za izvedbo stoje pri kateri je oseba omejena v obliko enojnega invertiranega nihala [32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39], je za izpolnitev zahteve potrebno predpisati le pravilen kot gležnjev, s čimer je mogoče zagotoviti, da se COM vedno nahaja nad podporno ploskvijo. Umetni nadzorni sistem stoje je v tem primeru popolnoma neodvisen od hotene aktivnosti osebe, saj ta nikakor ne more vplivati na vzdrževanje ravnotežja. Razmere se občutno spremenijo v pogojih, ko oseba lahko izvaja hoteno gibanje s trupom. V teh pogojih je nemogoče vnaprej predpisati želeni kot gležnjev brez upoštevanja trenutnega položaja trupa, saj lahko v tem primeru oseba le z gibanjem trupa premakne projekcijo COM izven podporne ploskve, kar rezultira v izgubi ravnotežja. Poleg tega pa aktivnost v trupu preko dinamične sklopitve posredno vpliva tudi na spreminjanje kota v gležnjih. Zatorej je v procesu načrtovanja umetnega sistema vodenja stoje brez opore rok nujno potrebno upoštevati tudi gibanje trupa. To pa je v regulacijskem sistemu gležnja mogoče obravnavati kot motnjo oziroma kot spreminjajočo se vhodno referenco.

Kot je bilo že v uvodnem poglavju omenjeno, je ena bistvenih zahtev v postopku načrtovanje vodenja določitev hierarhičnega odnosa med naravnim (hoteno aktivnostjo) in umetnim sistemom vodenja (regulator). Sočasno pa je potrebno osebi omogočiti učinkovit nadzor nad stojo, kar je mogoče izvesti s podreditvijo umetnega sistema vodenja hotenim gibom osebe. Čeprav takšna rešitev izgleda trivialna pa bistveno težavo predstavlja izdelava in implementacija takšnega algoritma. V eksperimentalno preizkušenih sistemih stoje brez opore rok sta do sedaj veljali dve načeli. V primeru stoje v obliki enojnega invertiranega nihala, je celotno vlogo vzdrževanja ravnotežja prevzel umetni sistem vodenja, ki ni upošteval oziroma dovoljeval hotene aktivnosti človeka.

V primeru stoji v obliki dvojnega invertiranega nihala s pasivno togostjo v gležnjih sta naravni in umetni sistem vodenja neodvisna v smislu upoštevanja hotene aktivnosti osebe. Šele podreditev umetnega sistema vodenja omogoča osebi, da popolnoma prevzame nadzor nad stoji.

V nadaljevanju si pogledjmo kako določiti kriterij za načrtovanje sistema vodenja, z upoštevanjem postavljenih zahtev. Relevantne literature, ki bi koristila pri obravnavi problema, je relativno malo, velja pa omeniti sledeče avtorje. Hemami [92] je izdelal model trupa človeka v katerem je upošteval delovanje ter omejitve reakcijskih sil podlage in je bil namenjen študiju posturalne stabilnosti pokončne drže z uporabo Lyapunove funkcije. Khang in Zajac [93, 94, 95] sta izdelala dinamični model s tremi segmenti (golena, stegnenica in trup) in pripadajočimi mišičnimi strukturami ter za kriterij vodenja stoji uporabila minimizacijo energijske porabe pri odzivih na motnje. Analizo odzivov na motnje sta izvedla v simulacijski študiji. Na enakem modelu je Kuo [96] analiziral optimalno vodenje drže. Rezultate je primerjal z merjenimi odzivi zdravih oseb na motnje, da bi ugotovil ali optimalno vodenje ustreza izbiri regulacijskih strategij odzivov na motnje.

Rezultati slednje študije kažejo, da optimalno vodenje dovolj natančno aproksimira strategije zdravih oseb pri stoji, saj osebe dejansko optimizirajo stoji glede na določen kriterij. Analiza meritev odzivov zdravih oseb na motnje pri stoji kaže [13], da položaj reakcijske sile podlage predstavlja kakovosten pokazatelj optimalnosti stoji. V položaju reakcijske sile se odraža tako vpliv gravitacije, ki deluje na telo, kot tudi pospeškov pri gibanju telesa. Položaj reakcijske sile podlage glede na gležnje je odličen indikator tako energijske porabe, kot tudi stabilnosti stoji, zaradi česar bo v nadaljevanju uporabljen kot kriterij za načrtovanje optimalnega vodenja.

3.1 Modeliranje stoji brez opore rok

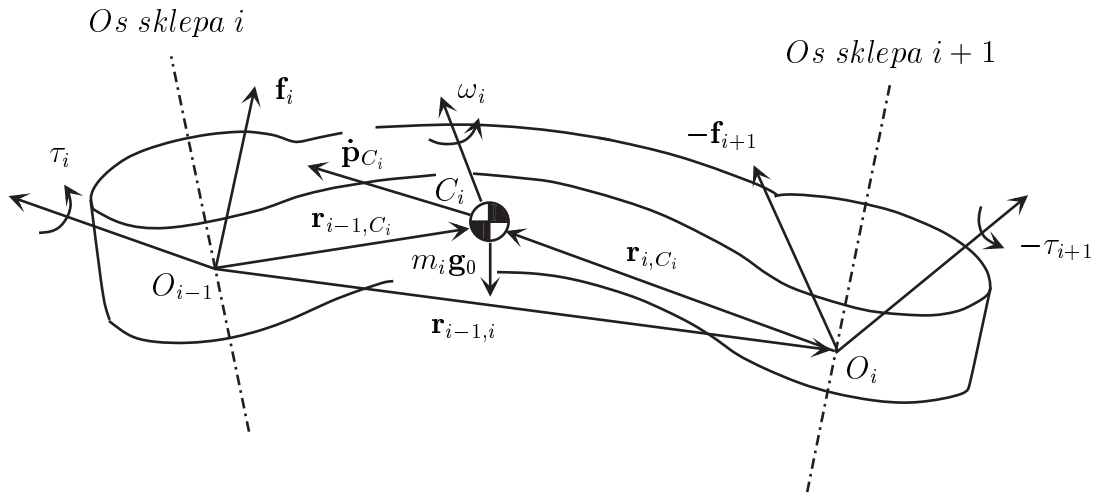
Načrtovanje vodenja stoji brez opore rok bomo začeli s preprostim modelom nepodprte stoji, ki temelji na dvosegmentnem invertiranem nihalu. Ker bomo v nadaljevanju potrebovali tudi reakcijske sile in ne le momente v sklepih, je za modeliranje primerna Newton-Eulerjeva metoda modeliranja dinamičnih sistemov [97].

3.1.1 Rekurzivna Newton-Eulerjeva inverzna dinamična analiza

Metoda temelji na Newtonovih zakonih mehanike:

- vsaka akcija ima za posledico reakcijo,

- sprememba gibalne količine telesa po času je enaka vsoti vseh zunanjih sil na telo in
- sprememba vrtilne količine telesa po času je enaka vsoti vseh zunanjih momentov na telo.



Slika 3.1: Prosti segment.

Iz zakona o ohranitvi gibalne količine velja enakost

$$\mathbf{f}_i - \mathbf{f}_{i+1} + m_i \mathbf{g}_0 = m_i \ddot{\mathbf{p}}_{C_i} \quad (3.1)$$

in iz zakona o ohranitvi vrtilne količine izhaja sledeča enačba

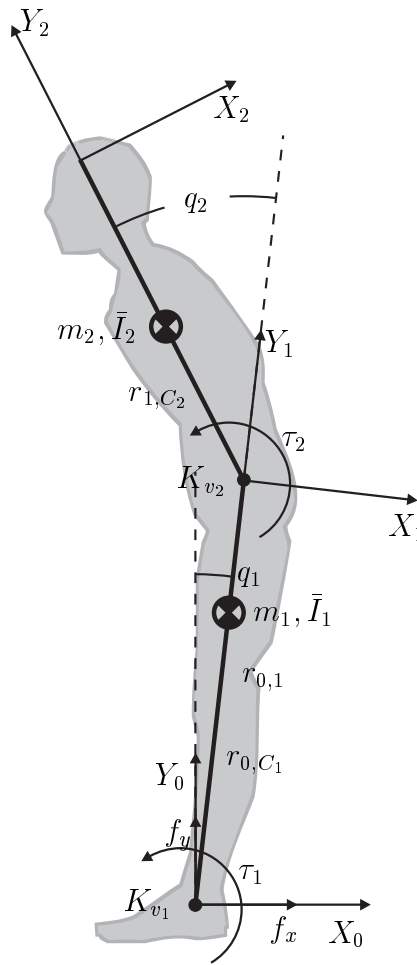
$$\tau_i + \mathbf{f}_i \times \mathbf{r}_{i-1,C_i} - \tau_{i+1} - \mathbf{f}_{i+1} \times \mathbf{r}_{i,C_i} = \frac{d}{dt} (\bar{I}_i \omega_i) . \quad (3.2)$$

3.1.2 Dinamični model dvojnega invertiranega nihala

Slika 3.2 prikazuje model dvojnega invertiranega nihala na podporni ploskvi končnih dimenzij.

Enačbe modela dvojnega invertiranega nihala, ki določajo momente v sklepih telesa ter reakcijske sile, ki delujejo v gležnju in ustrezajo razmeram na sliki 3.2 so rezultat modeliranja:

$$\begin{aligned} \tau_1^{nlin}(t) = & g (-\sin(q_1(t)) r_{0,C_1} m_1 - \sin(q_1(t)) r_{0,1} m_2 - \sin(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2) \\ & + K_{v1} \dot{q}_1(t) - 2 \sin(q_2(t)) r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 \dot{q}_1(t) \dot{q}_2(t) - \sin(q_2(t)) r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 \dot{q}_2^2(t) \\ & + (\bar{I}_1 + \bar{I}_2 + r_{0,C_1}^2 m_1 + r_{0,1}^2 m_2 + 2 \cos(q_2(t)) r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2) \ddot{q}_1(t) \\ & + (\bar{I}_2 + \cos(q_2(t)) r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2) \ddot{q}_2(t) \end{aligned} \quad (3.3)$$



Slika 3.2: Model dvojnega invertiranega nihala.

$$\begin{aligned} \tau_2^{nlin}(t) = & -(g \sin(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2) + \sin(q_2(t)) r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 \dot{q}_1^2(t) + K_{v_2} \dot{q}_2(t) \\ & + (\bar{I}_2 + \cos(q_2(t)) r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2) \ddot{q}_1(t) + (\bar{I}_2 + r_{1,C_2}^2 m_2) \ddot{q}_2(t) \end{aligned} \quad (3.4)$$

$$\begin{aligned} f_x^{nlin}(t) = & (\sin(q_1(t)) r_{0,C_1} m_1 + \sin(q_1(t)) r_{0,1} m_2 + \sin(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2) \dot{q}_1^2(t) \\ & + 2 \sin(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2 \dot{q}_1(t) \dot{q}_2(t) + \sin(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2 \dot{q}_2^2(t) \\ & + (-\cos(q_1(t)) r_{0,C_1} m_1 - \cos(q_1(t)) r_{0,1} m_2 - \cos(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2) \ddot{q}_1(t) \\ & - \cos(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2 \ddot{q}_2(t) \end{aligned} \quad (3.5)$$

$$\begin{aligned} f_y^{nlin}(t) = & g (m_1 + m_2) \\ & + (-\cos(q_1(t)) r_{0,C_1} m_1 - \cos(q_1(t)) r_{0,1} m_2 - \cos(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2) \dot{q}_1^2(t) \\ & - 2 \cos(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2 \dot{q}_1(t) \dot{q}_2(t) - \cos(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2 \dot{q}_2^2(t) \\ & + (-\sin(q_1(t)) r_{0,C_1} m_1 - \sin(q_1(t)) r_{0,1} m_2 - \sin(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2) \ddot{q}_1(t) \\ & - \sin(q_1(t) + q_2(t)) r_{1,C_2} m_2 \ddot{q}_2(t) \end{aligned} \quad (3.6)$$

Z zamenjavo $\sin(q_1(t)) \rightarrow q_1(t)$, $\sin(q_2(t)) \rightarrow q_2(t)$, $\cos(q_1(t)) \rightarrow 1$, $\cos(q_2(t)) \rightarrow 1$, $\sin(q_1(t) + q_2(t)) \rightarrow q_1(t) + q_2(t)$, $\cos(q_1(t) + q_2(t)) \rightarrow 1$, $\dot{q}_1^2(t) \rightarrow 0$, $\dot{q}_2^2(t) \rightarrow 0$ ter $\dot{q}_1(t)\dot{q}_2(t) \rightarrow 0$ izvedemo linearizacijo enačb (3.3), (3.4) in (3.5) ter delno linearizacijo enačbe (3.6) v okolici delovne točke, ki je določena z iztegnjenim vertikalnim položajem dvojnega invertiranega nihala ter dobimo sledeče enačbe inverznega dinamičnega modela:

$$\begin{aligned} \tau_1(t) = & -g(r_{0,C_1} m_1 + r_{0,1} m_2 + r_{1,C_2} m_2) q_1(t) - g r_{1,C_2} m_2 q_2(t) + K_{v_1} \dot{q}_1(t) \\ & + (\bar{I}_1 + \bar{I}_2 + r_{0,C_1}^2 m_1 + r_{0,1}^2 m_2 + 2 r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2) \ddot{q}_1(t) \\ & + (\bar{I}_2 + r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2) \ddot{q}_2(t) \end{aligned} \quad (3.7)$$

$$\begin{aligned} \tau_2(t) = & -g r_{1,C_2} m_2 q_1(t) - g r_{1,C_2} m_2 q_2(t) + K_{v_2} \dot{q}_2(t) \\ & + (\bar{I}_2 + r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2) \ddot{q}_1(t) + (\bar{I}_2 + r_{1,C_2}^2 m_2) \ddot{q}_2(t) \end{aligned} \quad (3.8)$$

$$f_x(t) = (r_{0,C_1} m_1 - r_{0,1} m_2 - r_{1,C_2} m_2) \ddot{q}_1(t) - r_{1,C_2} m_2 \ddot{q}_2(t) \quad (3.9)$$

$$\begin{aligned} f_y(t) = & g(m_1 + m_2) + q_2(t) (-r_{1,C_2} m_2 \ddot{q}_1(t) - r_{1,C_2} m_2 \ddot{q}_2(t)) \\ & + q_1((-r_{0,C_1} m_1 - r_{0,1} m_2 - r_{1,C_2} m_2) \ddot{q}_1(t) - r_{1,C_2} m_2 \ddot{q}_2(t)) \end{aligned} \quad (3.10)$$

V enačbi (3.10) vsaj za pogoje stoji velja, da je prispevek sile teže znatno večji od členov s pospeški, kar je potrjeno z eksperimenti [13]. Nadalje je običajno trup pospešen v nasprotni smeri kot spodnje okončine, s čimer se ohranja težišče telesa nad relativno majhno podporno površino, hkrati pa se učinki pospeškov v enačbi (3.10) izničujejo. Zato je enačbo smiselno zapisati v poenostavljeni linearizirani obliki:

$$f_y(t) = g(m_1 + m_2) \quad (3.11)$$

Na osnovi enačb (3.7) ter (3.8) je mogoče zapisati enačbe lineariziranega direktnega dinamičnega modela za delovno točko iztegnjene vertikalne lege.

$$\ddot{q}_1(t) = \frac{a_{21}^{dip} q_1(t) + a_{22}^{dip} \dot{q}_1(t) + a_{23}^{dip} q_2(t) + a_{24}^{dip} \dot{q}_2(t) + b_{21}^{dip} \tau_1(t) + b_{22}^{dip} \tau_2(t)}{\Delta^{dip}} \quad (3.12)$$

$$\ddot{q}_2(t) = \frac{a_{41}^{dip} q_1(t) + a_{42}^{dip} \dot{q}_1(t) + a_{43}^{dip} q_2(t) + a_{44}^{dip} \dot{q}_2(t) + b_{41}^{dip} \tau_1(t) + b_{42}^{dip} \tau_2(t)}{\Delta^{dip}} \quad (3.13)$$

Direktni dinamični model sistema dvojnega invertiranega nihala je mogoče zapisati v matrični obliki z enačbo (3.14)

$$\begin{bmatrix} \dot{q}_1(t) \\ \ddot{q}_1(t) \\ \dot{q}_2(t) \\ \ddot{q}_2(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ \frac{a_{21}^{dip}}{\Delta^{dip}} & \frac{a_{22}^{dip}}{\Delta^{dip}} & \frac{a_{23}^{dip}}{\Delta^{dip}} & \frac{a_{24}^{dip}}{\Delta^{dip}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ \frac{a_{41}^{dip}}{\Delta^{dip}} & \frac{a_{42}^{dip}}{\Delta^{dip}} & \frac{a_{43}^{dip}}{\Delta^{dip}} & \frac{a_{44}^{dip}}{\Delta^{dip}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q_1(t) \\ \dot{q}_1(t) \\ q_2(t) \\ \dot{q}_2(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ \frac{b_{21}^{dip}}{\Delta^{dip}} & \frac{b_{22}^{dip}}{\Delta^{dip}} \\ 0 & 0 \\ \frac{b_{41}^{dip}}{\Delta^{dip}} & \frac{b_{42}^{dip}}{\Delta^{dip}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_1(t) \\ \tau_2(t) \end{bmatrix}, \quad (3.14)$$

kjer so

$$\begin{aligned}
a_{21}^{dip} &= - \left(g \left(r_{0,C_1} r_{1,C_2}^2 m_1 m_2 + \bar{I}_2 \left(r_{0,C_1} m_1 + r_{0,1} m_2 \right) \right) \right), \\
a_{22}^{dip} &= K_{v_1} \left(\bar{I}_2 + r_{1,C_2}^2 m_2 \right), \\
a_{23}^{dip} &= g r_{0,1} r_{1,C_2}^2 m_2^2, \\
a_{24}^{dip} &= -K_{v_2} \left(\bar{I}_2 + r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2 \right), \\
a_{41}^{dip} &= g \left(r_{1,C_2} \left(-\bar{I}_1 + r_{0,C_1} \left(r_{0,1} - r_{0,C_1} + r_{1,C_2} \right) m_1 \right) m_2 + \bar{I}_2 \left(r_{0,C_1} m_1 + r_{0,1} m_2 \right) \right), \\
a_{42}^{dip} &= -K_{v_1} \left(\bar{I}_2 + r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2 \right), \\
a_{43}^{dip} &= -g r_{1,C_2} m_2 \left(\bar{I}_1 + r_{0,C_1}^2 m_1 + r_{0,1} \left(r_{0,1} + r_{1,C_2} \right) m_2 \right), \\
a_{44}^{dip} &= K_{v_2} \left(\bar{I}_1 + \bar{I}_2 + r_{0,C_1}^2 m_1 + r_{0,1}^2 m_2 + 2 r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2 \right), \\
b_{21}^{dip} &= -\bar{I}_2 + r_{1,C_2}^2 m_2, \\
b_{22}^{dip} &= \bar{I}_2 + r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2, \\
b_{41}^{dip} &= \bar{I}_2 + r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2, \\
b_{42}^{dip} &= - \left(\bar{I}_1 + \bar{I}_2 + r_{0,C_1}^2 m_1 + r_{0,1}^2 m_2 + 2 r_{0,1} r_{1,C_2} m_2 + r_{1,C_2}^2 m_2 \right), \\
\Delta^{dip} &= - \left(r_{0,C_1}^2 r_{1,C_2}^2 m_1 m_2 \right) - \bar{I}_2 \left(r_{0,C_1}^2 m_1 + r_{0,1}^2 m_2 \right) - \bar{I}_1 \left(\bar{I}_2 + r_{1,C_2}^2 m_2 \right).
\end{aligned} \tag{3.15}$$

Sistem je mogoče krajše zapisati kot

$$\dot{\mathbf{q}}(t) = {}^{dip}\mathbf{A} \mathbf{q}(t) + {}^{dip}\mathbf{B} \tau(t) \tag{3.16}$$

Če kot izhod sistema določimo vektor stanj sistema $\mathbf{q}(t)$, potem je izhod določen z enačbo

$$\mathbf{q}(t) = \mathbf{l} \mathbf{q}(t) + \mathbf{0} \tau(t), \tag{3.17}$$

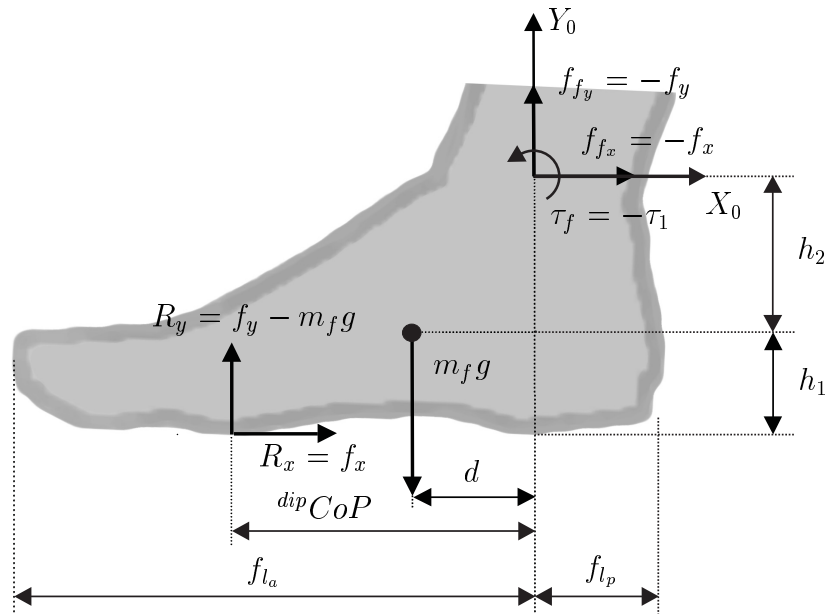
oziroma

$$\mathbf{q}(t) = {}^{dip}\mathbf{C} \mathbf{q}(t) + {}^{dip}\mathbf{D} \tau(t). \tag{3.18}$$

3.1.3 Izračun položaja reakcijske sile podlage

Za model dvojnega invertiranega nihala, ki je pritrjeno na podporno ploskev končnih dimenzij z obliko stopala, je mogoče določiti položaj reakcijske sile podlage ${}^{dip}CoP$, glede na sliko (3.3) iz enačbe

$${}^{dip}CoP(t) = -d - \frac{-\tau_1(t) - d f_y(t) + h f_x(t)}{f_y(t) - m_f g}. \tag{3.19}$$



Slika 3.3: Položaj reakcijske sile podlage.

Z združitvijo enačb (3.19), (3.7), (3.9) ter (3.11) je položaj reakcijske sile podlage mogoče določiti kot funkcijo stanj in vhodov modela dvojnega invertiranega nihala.

$$\begin{aligned}
 {}^{dip}CoP(t) &= \frac{1}{\Delta^{CoP}} (a_1^{CoP} q_1(t) + K_{v1} \dot{q}_1(t) + a_2^{CoP} \ddot{q}_1(t) + a_3^{CoP} q_2(t) + a_4^{CoP} \ddot{q}_2(t)) \\
 &= \begin{bmatrix} \frac{a_1^{CoP}}{\Delta^{CoP}} & \frac{K_{v1}}{\Delta^{CoP}} & \frac{a_3^{CoP}}{\Delta^{CoP}} & 0 \end{bmatrix} \mathbf{q}(t) + \begin{bmatrix} 0 & \frac{a_2^{CoP}}{\Delta^{CoP}} & 0 & \frac{a_4^{CoP}}{\Delta^{CoP}} \end{bmatrix} \dot{\mathbf{q}}(t) \\
 &= {}^{CoP}\gamma_1^T \mathbf{q}(t) + {}^{CoP}\gamma_2^T ({}^{dip}\mathbf{A} \mathbf{q}(t) + {}^{dip}\mathbf{B} \tau(t)) \\
 &= ({}^{CoP}\gamma_1^T + {}^{CoP}\gamma_2^T {}^{dip}\mathbf{A}) \mathbf{q}(t) + {}^{CoP}\gamma_2^T {}^{dip}\mathbf{B} \tau(t) \\
 &= {}^{CoP}\alpha \mathbf{q}(t) + {}^{CoP}\beta \tau(t),
 \end{aligned} \tag{3.20}$$

kjer so

$$\begin{aligned}
 a_1^{CoP} &= -g (r_{0,C1} m_1 + (r_{0,1} + r_{1,C2}) m_2), \\
 a_2^{CoP} &= \bar{I}_1 + \bar{I}_2 + h r_{0,C1} m_1 + r_{0,C1}^2 m_1 + h r_{0,1} m_2 + r_{0,1}^2 m_2, \\
 &\quad + h r_{1,C2} m_2 + 2 r_{0,1} r_{1,C2} m_2 + r_{1,C2}^2 m_2, \\
 a_3^{CoP} &= -g r_{1,C2} m_2, \\
 a_4^{CoP} &= \bar{I}_2 + r_{1,C2} (h + r_{0,1} + r_{1,C2}) m_2, \\
 \Delta^{CoP} &= g (m_1 + m_2), \\
 {}^{CoP}\gamma_1^T &= \begin{bmatrix} \frac{a_1^{CoP}}{\Delta^{CoP}} & \frac{K_{v1}}{\Delta^{CoP}} & \frac{a_3^{CoP}}{\Delta^{CoP}} & 0 \end{bmatrix}, \\
 {}^{CoP}\gamma_2^T &= \begin{bmatrix} 0 & \frac{a_2^{CoP}}{\Delta^{CoP}} & 0 & \frac{a_4^{CoP}}{\Delta^{CoP}} \end{bmatrix}, \\
 {}^{CoP}\alpha &= {}^{CoP}\gamma_1^T + {}^{CoP}\gamma_2^T {}^{dip}\mathbf{A}, \\
 {}^{CoP}\beta &= {}^{CoP}\gamma_2^T {}^{dip}\mathbf{B}.
 \end{aligned} \tag{3.21}$$

3.2 Načrtovanje linearnega kvadratičnega regulatorja

3.2.1 Določitev kriterijske funkcije za načrtovanje optimalnega regulatorja

Glede na dejstvo, da se vse aktivnosti med stojo neposredno odražajo na spreminjanju položaja reakcijske sile podlage in da je področje znotraj katerega se reakcijska sila podlage lahko nahaja omejeno z velikostjo ter položajem stopal, je smiselno regulacijski algoritem za gleženj, ki naj zagotavlja pokončno stojo, načrtati tako, da minimizira razdaljo reakcijske sile podlage od osi gležnjev. Položaj reakcijske sile podlage odraža tako pospeške posameznih segmentov telesa in s tem momente v sklepih, kot tudi položaj težišča telesa glede na os gležnjev predvsem med mirno stojo. Zahteve je mogoče izpolniti z linearnim kvadratičnim regulatorjem, pri čemer je kvadratična funkcija cene določena z enačbo

$$J(\mathbf{q}(t), \tau(t)) = \int_0^\infty \left({}^{dip}CoP^T(t) {}^{dip}CoP(t) + \tau^T(t) \mathbf{R} \tau(t) \right) dt. \quad (3.22)$$

Prvi člen znotraj integrala določa prispevek k ceni zaradi razdalje reakcijske sile podlage do osi gležnja, medtem ko drugi člen določa prispevek k ceni zaradi momentov v sklepih. Čeprav se obe ceni deloma prekrivata pa je takšna izbira smiselna, saj je s pravilno izbiro matrike $\mathbf{R}$ mogoče določiti razmerje med posameznimi prispevki, kakor tudi razmerje regulacijskih akcij v posameznih sklepih. Z upoštevanjem enačbe (3.20) je kvadratična funkcija cene enaka

$$\begin{aligned} J(\mathbf{q}(t), \tau(t)) &= \int_0^\infty \left(\left[({}^{CoP}\gamma_1^T + {}^{CoP}\gamma_2^T {}^{dip}\mathbf{A}) \mathbf{q}(t) + {}^{CoP}\gamma_2^T {}^{dip}\mathbf{B} \tau(t) \right]^T \right. \\ &\quad \left. \left[({}^{CoP}\gamma_1^T + {}^{CoP}\gamma_2^T {}^{dip}\mathbf{A}) \mathbf{q}(t) + {}^{CoP}\gamma_2^T {}^{dip}\mathbf{B} \tau(t) \right] + \tau^T(t) \mathbf{R} \tau(t) \right) dt \\ &= \int_0^\infty \left(\left[\mathbf{q}^T(t) {}^{CoP}\alpha^T + \tau^T(t) {}^{CoP}\beta^T \right] \left[{}^{CoP}\alpha \mathbf{q}(t) + {}^{CoP}\beta \tau(t) \right] \right. \\ &\quad \left. + \tau^T(t) \mathbf{R} \tau(t) \right) dt \quad (3.23) \\ &= \int_0^\infty \left(\mathbf{q}^T(t) {}^{CoP}\alpha^T {}^{CoP}\alpha \mathbf{q}(t) + 2 \mathbf{q}^T(t) {}^{CoP}\alpha^T {}^{CoP}\beta \tau(t) \right. \\ &\quad \left. + \tau^T(t) ({}^{CoP}\beta^T {}^{CoP}\beta + \mathbf{R}) \tau(t) \right) dt \\ &= \int_0^\infty \left(\mathbf{q}^T(t) \mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} \mathbf{q}(t) + 2 \mathbf{q}^T(t) \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau} \tau(t) + \tau^T(t) \mathbf{R}_{\tau\tau} \tau(t) \right) dt. \end{aligned}$$

Enačba kvadratične funkcije cene predstavlja križno-uteženi linearno kvadratični problem [98]. Stanja sistema so utežena glede na velikost regulacijskih akcij preko

utežnostne matrike stanj $\mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}}$, utežnostne matrike regulacijskih akcij $\mathbf{R}_{\tau\tau}$ ter križne utežnostne matriko $\mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau}$.

Če veljajo sledeče predpostavke :

1. Celotni vektor stanj $\mathbf{q}(t)$ je določljiv,
2. $\mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} = \mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}}^T \geq 0$, $\mathbf{R}_{\tau\tau} = \mathbf{R}_{\tau\tau}^T > 0$ in $\begin{bmatrix} \mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} & \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau} \\ \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau}^T & \mathbf{R}_{\tau\tau} \end{bmatrix} \geq 0$,
3. Sistem $\begin{bmatrix} \text{dip}\mathbf{A} & \text{dip}\mathbf{B} \end{bmatrix}$ je vodljiv in sistem $\begin{bmatrix} \text{dip}\mathbf{A} & \sqrt{\mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}}} \end{bmatrix}$ je spoznaven — matrični kvadratni koren matrike $\mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} = \text{CoP}_\alpha^T \text{CoP}_\alpha$ vedno obstaja za pozitivno semidefinitne matrike in je $\sqrt{\mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}}} = \text{CoP}_\alpha$,

potem velja

1. Linearni kvadratični regulator je edini, optimalni, zaprtozančni regulacijski zakon polnega reda

$$\begin{aligned} \tau(t) &= -{}^{LQ}\mathbf{K} \mathbf{q}(t) \\ {}^{LQ}\mathbf{K} &= \mathbf{R}_{\tau\tau}^{-1} (\mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau}^T + \text{dip}\mathbf{B} \mathbf{S}) , \end{aligned} \quad (3.24)$$

ki minimizira kvadratično funkcijo cene $J(\mathbf{q}(t), \tau(t))$ določeno z enačbo (3.23), ki ustreza dinamičnim omejitvam določenim z odprtozančno dinamiko določeno z enačbo (3.16).

2. Upošteva je $\text{dip}\mathbf{A}_r = (\text{dip}\mathbf{A} - \text{dip}\mathbf{B} \mathbf{R}_{\tau\tau}^{-1} \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau}^T)$, je $\mathbf{S}$ edina, simetrična, pozitivno semidefinitna rešitev algebrajske Riccatijeve enačbe

$$\mathbf{S} \text{dip}\mathbf{A}_r + \text{dip}\mathbf{A}_r^T \mathbf{S} + (\mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} - \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau} \mathbf{R}_{\tau\tau}^{-1} \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau}^T) - \mathbf{S} \text{dip}\mathbf{B} \mathbf{R}_{\tau\tau}^{-1} \text{dip}\mathbf{B}^T \mathbf{S} = 0 . \quad (3.25)$$

3. Zaprtozančna dinamika dobljena z zamenjavo enačbe (3.24) v enačbo (3.16) je asimptotično stabilna.

Za predpostavke 1 – 3 velja, da so vedno izpolnjene.

1. Predpostavka 1 je vedno izpolnjena, saj je celoten vektor stanj $\mathbf{q}(t)$ mogoče neposredno meriti.
2. Matrika $\mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}}^{4 \times 4}$ je simetrična in pozitivno definitna za poljubne vrednosti elementov.

Dokaz 1. Matrika $\mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}}$ je simetrična, ker je rezultat produkta dveh vektorjev. Realna simetrična matrika $\mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}}$ je pozitivno definitna, če in samo če je produkt $\mathbf{x}^T \mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} \mathbf{x} > 0 \quad \forall \quad \mathbf{x} \neq 0$.

Naj bo $\mathbf{x}$ stolpni vektor dimenzij (4×1) in ${}^{CoP}\alpha$ je vrstični vektor dimenzij (1×4) , potem je

$$\mathbf{x}^T \mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} \mathbf{x} = \mathbf{x}^T ({}^{CoP}\alpha^T {}^{CoP}\alpha) \mathbf{x} = (\alpha_1 x_1 + \alpha_2 x_2 + \alpha_3 x_3 + \alpha_4 x_4)^2 \geq 0. \quad (3.26)$$

Matrika $\mathbf{R}_{\tau\tau}^{2 \times 2}$ je simetrična in pozitivno definitna za poljubne vrednosti elementov, če je matrika $\mathbf{R}^{2 \times 2}$ realna diagonalna matrika s pozitivnimi diagonalnimi elementi $(r_{ii} \geq 0 \quad \forall \quad i = 1 \dots 2) \quad \wedge \quad (r_{ij} = r_{ji} = 0 \quad \forall \quad j \neq i)$

Dokaz 2. Matrika $\mathbf{R}_{\tau\tau}$ je simetrična, ker je rezultat razlike produkta dveh vektorjev in diagonalne matrike $\mathbf{R}$. Realna simetrična matrika $\mathbf{R}_{\tau\tau}$ je pozitivno definitna, če in samo če je produkt $\mathbf{x}^T \mathbf{R}_{\tau\tau} \mathbf{x} > 0 \quad \forall \quad \mathbf{x} \neq 0$.

Naj bo $\mathbf{x}$ stolpni vektor dimenzij (2×1) ter ${}^{CoP}\beta$ je vrstični vektor dimenzij (1×2) , potem je

$$\begin{aligned} \mathbf{x}^T \mathbf{R}_{\tau\tau} \mathbf{x} &= \mathbf{x}^T ({}^{CoP}\beta^T {}^{CoP}\beta + \mathbf{R}) \mathbf{x} \\ &= (\beta_1 x_1 + \beta_2 x_2)^2 + r_{11} x_1^2 + r_{22} x_2^2 \geq 0. \end{aligned} \quad (3.27)$$

Matrika $\begin{bmatrix} \mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} & \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau} \\ \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau}^T & \mathbf{R}_{\tau\tau} \end{bmatrix}$ je pozitivno definitna, če je matrika $\mathbf{R}^{2 \times 2}$ realna diagonalna matrika s pozitivnimi diagonalnimi elementi $(r_{ii} \geq 0 \quad \forall \quad i = 1 \dots 2) \quad \wedge \quad (r_{ij} = r_{ji} = 0 \quad \forall \quad j \neq i)$.

Dokaz 3. Realna simetrična matrika $\begin{bmatrix} \mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} & \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau} \\ \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau}^T & \mathbf{R}_{\tau\tau} \end{bmatrix}$ je pozitivno definitna, če in

samo če je produkt $\mathbf{x}^T \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} & \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau} \\ \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau}^T & \mathbf{R}_{\tau\tau} \end{bmatrix} \mathbf{x} > 0 \quad \forall \quad \mathbf{x} \neq 0$.

Naj bo $\mathbf{x}$ stolpni vektor dimenzij (6×1) , ${}^{CoP}\alpha$ je vrstični vektor dimenzij (1×4) ter ${}^{CoP}\beta$ je vrstični vektor dimenzij (1×2) , potem je

$$\begin{aligned} \mathbf{x}^T \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{\mathbf{q}\mathbf{q}} & \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau} \\ \mathbf{R}_{\mathbf{q}\tau}^T & \mathbf{R}_{\tau\tau} \end{bmatrix} \mathbf{x} &= \mathbf{x}^T \begin{bmatrix} [{}^{CoP}\alpha \quad {}^{CoP}\alpha^T] & [{}^{CoP}\alpha \quad {}^{CoP}\beta^T] \\ [{}^{CoP}\alpha \quad {}^{CoP}\beta^T]^T & [{}^{CoP}\beta \quad {}^{CoP}\beta^T] \end{bmatrix} \mathbf{x} \\ &= (\alpha_1 x_1 + \alpha_2 x_2 + \alpha_3 x_3 + \alpha_4 x_4 + \beta_1 x_5 + \beta_2 x_6)^2 \\ &\quad + r_{11} x_5^2 + r_{22} x_6^2 \geq 0 \end{aligned} \quad (3.28)$$

3. Sistem $\begin{bmatrix} {}^{dip}\mathbf{A} & {}^{dip}\mathbf{B} \end{bmatrix}$ je vodljiv.

Dokaz 4.

$$\text{rank} \begin{bmatrix} {}^{dip}\mathbf{B} & {}^{dip}\mathbf{A} \quad {}^{dip}\mathbf{B} & {}^{dip}\mathbf{A}^2 \quad {}^{dip}\mathbf{B} & {}^{dip}\mathbf{A}^3 \quad {}^{dip}\mathbf{B} \end{bmatrix} = 4 \quad (3.29)$$

Sistem $\begin{bmatrix} dip\mathbf{A} & \sqrt{\mathbf{R}_{qq}} \end{bmatrix}$ je spoznaven.

Dokaz 5.

$$\text{rank} \begin{bmatrix} CoP_{\alpha} \\ CoP_{\alpha} dip\mathbf{A} \\ CoP_{\alpha} dip\mathbf{A}^2 \\ CoP_{\alpha} dip\mathbf{A}^3 \end{bmatrix} = 4 \quad (3.30)$$

Izpis matrik pri dokazih (3.29) in (3.30) je izpuščen, zaradi preobsežnosti matrik.

3.2.2 Vključitev dinamike vodenja in aktivacije mišic v model stoji

Model predstavljen z enačbo (3.16) zajema samo dinamične parametre segmentov dvojnega invertiranega nihala. Človek, ki je sistem v obravnavi pa poleg dinamičnih parametrov mehanskega sistema vsebuje tudi zakasnitve, ki so posledica procesiranja senzornih signalov ter potovanja motoričnih ukazov, kakor tudi aktivacijskih karakteristik posameznih mišic. Pri načrtovanju regulatorja je te lastnosti sistema potrebno upoštevati, če naj sistem vodenja učinkovito deluje. Ker je za regulacijo momenta potrebna še notranja regulacijska zanka, je njeno dinamiko nujno potrebno upoštevati pri načrtovanju zunanje regulacijske zanke, ki določa referenco momenta za notranjo zanko. Dinamiko momentnega regulatorja je mogoče približno opisati s čisto zakasnitvijo, podobno kot to velja tudi za odzivni čas pri fiziološko neprizadetih osebah, ki je posledica zaznavanja, procesiranja signalov v možganih ter prenosa aktivacijskih signalov do mišic. Ker umetni sistem vodenja deluje samo na mišice gležnjev, medtem ko je nadzor gibanja trupa prepuščen hoteni aktivnosti osebe, je pri nadaljnjem načrtovanju potrebno ločeno upoštevati dinamiko osrednjega živčnega sistema ter dinamiko momentne zanke. Poenostavljen model dinamike osrednjega živčnega sistema predstavlja čista zakasnitev

$$G_{CNS}(s) = e^{-sT_D^{CNS}}, \quad (3.31)$$

oziroma v matrični obliki

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{x}}_{CNS}(t) &= \mathbf{A}_{CNS}\mathbf{x}_{CNS}(t) + \mathbf{B}_{CNS}u_{CNS}(t) \\ y_{CNS}(t) &= \mathbf{C}_{CNS}\mathbf{x}_{CNS}(t) + D_{CNS}u_{CNS}(t), \end{aligned} \quad (3.32)$$

kjer je prenosna funkcija (3.31) aproksimirana s Padejevo enačbo četrtega reda. Poenostavljen model dinamike momentne zanke je prav tako mogoče aproksimirati s čisto zakasnitvijo

$$G_{TL}(s) = e^{-sT_D^{TL}}, \quad (3.33)$$

oziroma v matrični obliki

$$\begin{aligned}\dot{\mathbf{x}}_{TL}(t) &= \mathbf{A}_{TL}\mathbf{x}_{TL}(t) + \mathbf{B}_{TL}\xi(t) \\ y_{TL}(t) &= \mathbf{C}_{TL}\mathbf{x}_{TL}(t) + D_{TL}\xi(t),\end{aligned}\tag{3.34}$$

kjer je prenosna funkcija (3.33) aproksimirana s Padejevo enačbo četrtega reda.

Poenostavljen dinamični model obnašanja ekstenzorjev in fleksorjev trupa je določen z enačbo

$$G_T(s) = \frac{1}{sT_T + 1},\tag{3.35}$$

kjer je T_T eksperimentalno določena časovna konstanta. Enačbo (3.35) je mogoče v matrični obliki zapisati kot

$$\begin{aligned}\dot{\mathbf{x}}_T(t) &= \mathbf{A}_T\mathbf{x}_T(t) + \mathbf{B}_Ty_{CNS}(t) \\ \tau_2(t) &= \mathbf{C}_T\mathbf{x}_T(t) + D_Ty_{CNS}(t).\end{aligned}\tag{3.36}$$

Poenostavljen dinamični model obnašanja ekstenzorjev in fleksorjev gležnjev je določen z enačbo

$$G_A(s) = \frac{1}{sT_A + 1},\tag{3.37}$$

kjer je T_A eksperimentalno določena časovna konstanta. Enačbo (3.37) je mogoče v matrični obliki zapisati kot

$$\begin{aligned}\dot{\mathbf{x}}_A(t) &= \mathbf{A}_A\mathbf{x}_A(t) + \mathbf{B}_Ay_{TL}(t) \\ \tau_1(t) &= \mathbf{C}_A\mathbf{x}_A(t) + D_Ay_{TL}(t).\end{aligned}\tag{3.38}$$

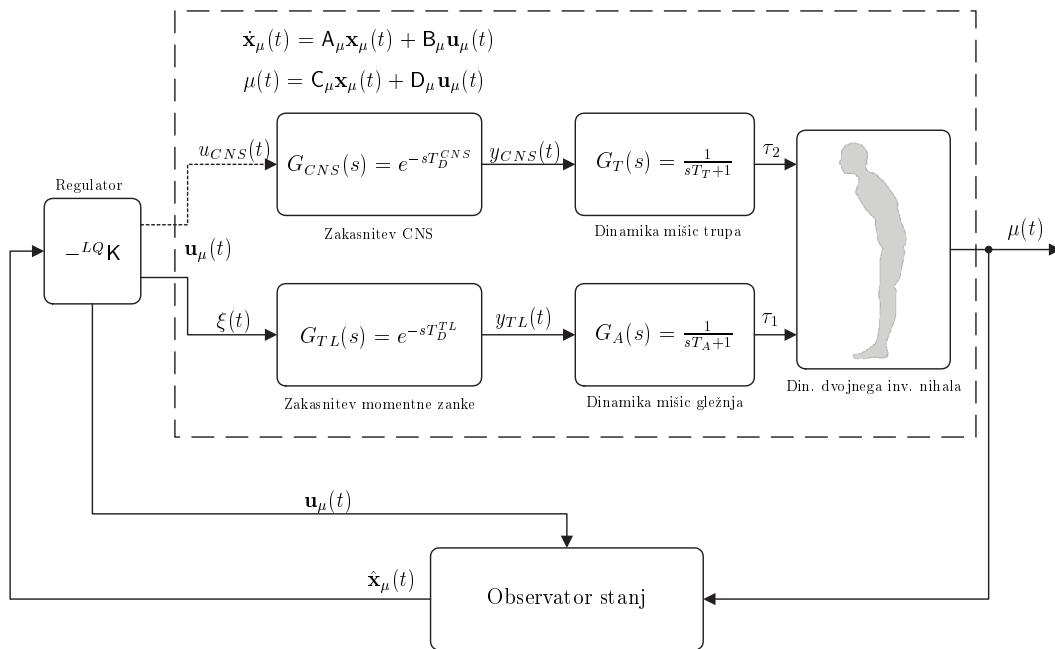
Vse elemente dinamike procesiranja, aktivacije mišic ter mehanskega sistema in linearni kvadratični regulator prikazuje slika 3.4. Signal $u_{CNS}(t)$ dejansko generira osrednji živčni sistem osebe in ne umetni sistem vodenja. Za potrebe načrtovanja vodenja in simulacijskih študij pa je bil signal $u_{CNS}(t)$ privzet kot izhod optimalnega regulatorja.

Celotno odprtozančno dinamiko, ki zajema zakasnitve v živčnem sistemu T_D^{CNS} in momentni zanki T_D^{TL} , dinamiko obnašanja mišic trupa T_T in gležnja T_A ter dinamiko mehanske strukture, je mogoče zapisati v prostoru stanj kot

$$\begin{aligned}\dot{\mathbf{x}}_\mu(t) &= \mathbf{A}_\mu\mathbf{x}_\mu(t) + \mathbf{B}_\mu\mathbf{u}_\mu(t) \\ \mu(t) &= \mathbf{C}_\mu\mathbf{x}_\mu(t) + \mathbf{D}_\mu\mathbf{u}_\mu(t),\end{aligned}\tag{3.39}$$

kjer je $\mathbf{x}_\mu(t)$ vektor stanj

$$\mathbf{x}_\mu(t) = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_{TL}(t) \\ \mathbf{x}_{CNS}(t) \\ \mathbf{x}_A(t) \\ \mathbf{x}_T(t) \\ \mathbf{q}(t) \end{bmatrix},\tag{3.40}$$



Slika 3.4: Dinamika stoje in vodenje.

$\mathbf{u}_\mu(t)$ vhodni vektor

$$\mathbf{u}_\mu(t) = \begin{bmatrix} \xi(t) \\ u_{CNS}(t) \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

ter $\mu(t)$ izhodni vektor oziroma vektor neposredno merjenih veličin

$$\mu(t) = \begin{bmatrix} \tau_1(t) \\ q_1(t) \\ \dot{q}_1(t) \\ q_2(t) \\ \dot{q}_2(t) \end{bmatrix}. \quad (3.42)$$

$\mathbf{A}_\mu$ je sistemski matrika odprtozančnega sistema

$$\mathbf{A}_\mu = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{A}_{TL} & 0 \\ 0 & \mathbf{A}_{CNS} \end{bmatrix} & 0 & 0 \\ \begin{bmatrix} \mathbf{B}_A & 0 \\ 0 & \mathbf{B}_T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{C}_{TL} & 0 \\ 0 & \mathbf{C}_{CNS} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} \mathbf{A}_A & 0 \\ 0 & \mathbf{A}_T \end{bmatrix} & 0 \\ \text{dip} \mathbf{B} \begin{bmatrix} D_A & 0 \\ 0 & D_T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{C}_{TL} & 0 \\ 0 & \mathbf{C}_{CNS} \end{bmatrix} & \text{dip} \mathbf{B} \begin{bmatrix} C_A & 0 \\ 0 & C_T \end{bmatrix} & \text{dip} \mathbf{A} \end{bmatrix}, \quad (3.43)$$

$\mathbf{B}_\mu$ je vhodna matrika

$$\mathbf{B}_\mu = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{B}_{TL} & 0 \\ 0 & \mathbf{B}_{CNS} \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} \mathbf{B}_A & 0 \\ 0 & \mathbf{B}_T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_{TL} & 0 \\ 0 & D_{CNS} \end{bmatrix} \\ \text{dip} \mathbf{B} \begin{bmatrix} D_A & 0 \\ 0 & D_T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_{TL} & 0 \\ 0 & D_{CNS} \end{bmatrix} \end{bmatrix}, \quad (3.44)$$

C_μ je izhodna matrika

$$\begin{aligned} C_\mu &= \begin{bmatrix} [D_A C_{TL} \ 0] \\ \text{dip } D \begin{bmatrix} D_A & 0 \\ 0 & D_T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_{TL} & 0 \\ 0 & C_{CNS} \end{bmatrix} \end{bmatrix} \text{dip } D \begin{bmatrix} C_A & 0 \\ 0 & C_T \end{bmatrix} \text{dip } C \\ &= \begin{bmatrix} 0 & [C_A \ 0] & 0 \\ 0 & 0 & \text{dip } C \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.45)$$

ter D_μ je vhodno-izhodna matrika odprtozančnega sistema

$$D_\mu = \begin{bmatrix} [D_A D_{TL} \ 0] \\ \text{dip } D \begin{bmatrix} D_A & 0 \\ 0 & D_T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_{TL} & 0 \\ 0 & D_{CNS} \end{bmatrix} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (3.46)$$

Glede na to, da je mehanski sistem določen z enačbama (3.14) in (3.16) sedaj razširjen z modelom zakasnitev ter modelom aktivacije mišic, je potrebno ustrezno prilagoditi tudi izračun položaja reakcijske sile podlage $^{\text{dip}}CoP(t)$. Izhajajoč iz enačbe 3.20 dobimo

$$\begin{aligned} ^{\text{dip}}CoP(t) &= CoP_{\gamma_1}^T \mathbf{q}(t) + CoP_{\gamma_2}^T \dot{\mathbf{q}}(t) \\ &= [\mathbf{0}^{1 \times 10} \ CoP_{\gamma_1}^T] \mathbf{x}_\mu(t) + [\mathbf{0}^{1 \times 10} \ CoP_{\gamma_2}^T] \dot{\mathbf{x}}_\mu(t). \end{aligned} \quad (3.47)$$

Upošteva je model 3.39 in definiciji

$$\begin{aligned} CoP_{\gamma_{1,ext}}^T &= [\mathbf{0}^{1 \times 10} \ CoP_{\gamma_1}^T] \\ CoP_{\gamma_{2,ext}}^T &= [\mathbf{0}^{1 \times 10} \ CoP_{\gamma_2}^T], \end{aligned} \quad (3.48)$$

je položaj reakcijske sile podlage določen z

$$^{\text{dip}}CoP(t) = (CoP_{\gamma_{1,ext}}^T + CoP_{\gamma_{2,ext}}^T \mathbf{A}_\mu) \mathbf{x}_\mu(t) + CoP_{\gamma_{2,ext}}^T \mathbf{B}_\mu \mathbf{u}_\mu(t). \quad (3.49)$$

3.2.3 Razširjena kriterijska funkcija za regulator

Enačba (3.49) za izračun $^{\text{dip}}CoP(t)$ sedaj povezuje položaj reakcijske sile podlage ter reference momenta za sklepe gležnjev ter trupa $\mathbf{u}_\mu(t)$. Ker $^{\text{dip}}CoP(t)$ prispeva glavni delež k cenilki za linearni kvadratični regulator, bo pravilno načrtani regulator generiral takšne regulirne signale oziroma reference momenta, ki bodo minimizirali razdaljo reakcijske sile podlage od osi gležnjev. Kriterijska funkcija dobi obliko

$$\begin{aligned} J(\mathbf{x}_\mu(t), \mathbf{u}_\mu(t)) &= \int_0^\infty (^{\text{dip}}CoP^T(t) ^{\text{dip}}CoP(t) + \mathbf{u}_\mu^T(t) \mathbf{R} \mathbf{u}_\mu(t)) dt \\ &= \int_0^\infty \left(\mathbf{x}_\mu^T(t) \mathbf{R}_{xx} \mathbf{x}_\mu(t) + 2\mathbf{x}_\mu^T(t) \mathbf{R}_{xu} \mathbf{u}_\mu(t) + \mathbf{u}_\mu^T(t) \mathbf{R}_{uu} \mathbf{u}_\mu(t) \right) dt, \end{aligned} \quad (3.50)$$

kjer so matrike

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_{\mathbf{xx}} &= (CoP_{\gamma_{1,ext}}^T + CoP_{\gamma_{2,ext}}^T \mathbf{A}_\mu)^T (CoP_{\gamma_{1,ext}}^T + CoP_{\gamma_{2,ext}}^T \mathbf{A}_\mu) \\ \mathbf{R}_{\mathbf{xu}} &= (CoP_{\gamma_{1,ext}}^T + CoP_{\gamma_{2,ext}}^T \mathbf{A}_\mu)^T (CoP_{\gamma_{2,ext}}^T \mathbf{B}_\mu) \\ \mathbf{R}_{\mathbf{uu}} &= (CoP_{\gamma_{2,ext}}^T \mathbf{B}_\mu)^T (CoP_{\gamma_{2,ext}}^T \mathbf{B}_\mu) + \mathbf{R} \end{aligned} \quad (3.51)$$

3.3 Načrtovanje Kalmanovega observatorja stanj

Glede na dejstvo, da ima odprtozančni sistem predstavljen z enačbo (3.39) 14 stanj, od katerih je mogoče neposredno meriti le štiri, ki predstavljajo vektor $\mathbf{q}(t)$, je za ostala stanja potrebno načrtati ustrezni observator stanj [99]. Za observator stanj je bil izbran Kalmanov observator, ki skupaj z linearni kvadratičnim regulatorjem tvori linearni kvadratični Gaussov regulator. Kalmanov filter predstavlja optimalni observator stanj v smislu minimizacije srednje kvadratične napake estimacije. Kot vhodne veličine za Kalmanov observator so na voljo sledeče veličine:

1. vektor notranjih spremenljivk mehanskega sistema ter njihovih odvodov $\mathbf{q}(t)$,
2. vektor izhodov linearne kvadratičnega regulatorja oziroma linearne kvadratičnega Gaussovega regulatorja in
3. moment v sklepih gležnjev, ki ga je tako kot vektor $\mathbf{q}(t)$ mogoče neposredno meriti, predstavlja veličino, ki je v bistvu izhod mišic gležnjev, torej nekje med izhodom linearne kvadratičnega regulatorja in izhodom sistema $\mathbf{q}(t)$ in predstavlja vhod v mehanski sistem predstavljen z enačbo (3.16) (moment v lumbosakralnem sklepu je sicer mogoče preračunati na osnovi izmerjenih sil in momentov, vendar je za to potrebno poznavanje antropometričnih parametrov spodnjih ekstremitet, kar lahko pomeni precejšnje napake v izračunanem momentu, zato tega momenta ni smiselno vključiti kot vhodno veličino v Kalmanov observator stanj).

Minimalna srednja kvadratična ocena $\hat{\mathbf{x}}_\mu(\mathbf{q}(t))$ vektorja stanj $\mathbf{x}_\mu(t)$, ob upoštevanju meritev $\{\mathbf{q}(\tau), 0 \leq \tau \leq t\}$ je definirana kot ocena, ki minimizira srednjo kvadratično napako:

$$J = E[\mathbf{e}_\mu(t)^T \mathbf{e}_\mu(t)] = E[\|\mathbf{e}_\mu(t)\|^2] = \sum_{k=1}^n E[\{x_{\mu,i}(t) - \hat{x}_{\mu,i}(t)\}^2], \quad (3.52)$$

kjer je $\mathbf{e}_\mu(t) = \mathbf{x}_\mu(t) - \hat{\mathbf{x}}_\mu(\mathbf{q}(t))$ napaka ocene.

Kalmanov filter ocenjuje stanja sistema ob upoštevanju znanih vhodov ter množice izmerjenih signalov. Sistem, ki upošteva tudi signal šuma na vhodu sistema $\mathbf{w}(t)$ ter

šum senzorjev $\mathbf{v}(t)$ opisuje model stanj

$$\begin{aligned}\dot{\mathbf{x}}_\mu(t) &= \mathbf{A}_\mu \mathbf{x}_\mu(t) + \mathbf{B}_\mu \mathbf{u}_\mu(t) + \mathbf{B}_w \mathbf{w}(t) \\ \mu(t) &= \mathbf{C}_\mu \mathbf{x}_\mu(t) + \mathbf{v}(t),\end{aligned}\tag{3.53}$$

kjer vektor $\mu(t)$ predstavlja vektor vseh merjenih signalov, ki so na voljo za Kalmanov observator. Predpostavimo, da sta šum sistema ter merilni šum bela šuma s spektralnima gostotama $\mathbf{S}_w$ ter $\mathbf{S}_v$

$$\begin{aligned}E[\mathbf{w}(t)\mathbf{w}^T(t+\tau)] &= \mathbf{S}_w \delta(\tau) \\ E[\mathbf{v}(t)\mathbf{v}^T(t+\tau)] &= \mathbf{S}_v \delta(\tau).\end{aligned}\tag{3.54}$$

Predpostavljamo, da sta sistemski šum ter merilni šum nekorelirana saj ju generirata različna vzroka. Ker sta srednji vrednosti obeh šumov enaki nič, sta šuma tudi ortogonalna

$$E[\mathbf{v}(t)\mathbf{w}^T(t+\tau)] = 0.\tag{3.55}$$

Prav tako predpostavimo, da sta nekorelirana in zato tudi ortogonalna začetno stanje sistema ter sistemski šum

$$E[\mathbf{x}_\mu(0)\mathbf{w}^T(t)] = 0 \quad \text{za vse } t \geq 0\tag{3.56}$$

in stanje sistema ter merilni šum

$$E[\mathbf{x}_\mu(t)\mathbf{v}^T(t+\tau)] = 0 \quad \text{za vse } t \geq 0,\tag{3.57}$$

zaradi različnih izvorov. Kalmanov filter generira oceno stanj sistema, ki minimizira srednjo kvadratično napako ocene

$$\begin{aligned}J &= E[\{\mathbf{x}_\mu(t) - \hat{\mathbf{x}}_\mu(t)\}^T \{\mathbf{x}_\mu(t) - \hat{\mathbf{x}}_\mu(t)\}] \\ &= \sum_{k=1}^n E[\{x_{\mu,i}(t) - \hat{x}_{\mu,i}(t)\}^2].\end{aligned}\tag{3.58}$$

Optimalni linearni observator stanj je dinamični sistem, saj so tako merjeni izhodi kot znani vhodi funkcije časa. Primeren model je mogoče zapisati v sledeči obliki

$$\dot{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) = \mathbf{F}_{Kal}(t)\hat{\mathbf{x}}_\mu(t) + \mathbf{G}_{Kal}(t)\mu(t) + \mathbf{H}_{Kal}(t)\mathbf{u}_\mu(t),\tag{3.59}$$

kjer so vse matrike v splošnem časovno spremenljive. Stanja v tem modelu predstavljajo ocene stanj procesa, s čimer je določen tudi red Kalmanovega observatorja. Matrike observatorja so določene z upoštevanjem ocene odvodov stanj. Podatki so razdeljeni na stare podatke od časa 0 pa do časa $(t - \varepsilon)$, kjer je ε majhno pozitivno

število, ter nove podatke, to so meritve izhodov ob času t . Optimalno oceno stanj določa enačba

$$\dot{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) = \hat{\mathbf{x}}_{\mu,\varepsilon}(t) + \mathbf{G}_{Kal}(t)[\mu(t) - \hat{\mu}_\varepsilon(t)], \quad (3.60)$$

kjer indeks ε označuje ocene, ki temeljijo na podatkih do časa $(t - \varepsilon)$. Odvod ocene stanja je tako popolnoma določen z $\hat{\mathbf{x}}_\mu(t)$, $\hat{\mu}_\varepsilon(t)$ ter Kalmanovo matriko ojačenja $\mathbf{G}_{Kal}(t)$. Oceno $\dot{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t)$ je mogoče določiti iz optimalne ocene stanja. Z upoštevanjem optimalne ocene $\hat{\mathbf{x}}_\mu(t)$ je smiselno oceniti odvod stanja kot

$$\dot{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) = \mathbf{A}_\mu \hat{\mathbf{x}}_\mu(t) + \mathbf{B}_\mu \mathbf{u}_\mu(t). \quad (3.61)$$

Znani vhod je vključen v enačbo in procesni šum je postavljen na pričakovano vrednost nič, saj je ta šum popolnoma nepredvidljiv. Ocena (3.61) je dejansko optimalna, kar je mogoče pokazati z uporabo načela ortogonalnosti

$$\begin{aligned} & E[\{\dot{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) - \hat{\mathbf{x}}_{\mu,\varepsilon}(t)\} \mu^T(\tau)] \\ &= E[\{\mathbf{A}_\mu \mathbf{x}_\mu(t) + \mathbf{B}_\mu \mathbf{u}_\mu(t) + \mathbf{B}_w \mathbf{w}(t) - \mathbf{A}_\mu \hat{\mathbf{x}}_{\mu,\varepsilon}(t) + \mathbf{B}_\mu \mathbf{u}_\mu(t)\} \mu^T(\tau)] \\ &= \mathbf{A}_\mu E[\{\mathbf{x}_\mu(t) - \hat{\mathbf{x}}_{\mu,\varepsilon}(t)\} \mu^T(\tau)] + \mathbf{B}_w E[\mathbf{w}(t) \mu^T(\tau)] = 0, \end{aligned} \quad (3.62)$$

kjer je $\tau \in [0, t - \varepsilon]$. Prvi člen v zgornji enačbi je enak nič zaradi načela ortogonalnosti, ki ga je mogoče uporabiti, ker je $\hat{\mathbf{x}}_{\mu,\varepsilon}(t)$ optimalna linearna ocena $\mathbf{x}_\mu(t)$. Drugi člen je enak nič ker sta procesni šum ob času t ter merilni šum ob zgodnejšem času τ nekorelirana in je pričakovana vrednost šuma procesa enaka nič.

Predvideni izmerjeni signal $\hat{\mu}_\varepsilon(t)$ je ocena signala $\mu(t)$ glede na podatke do časa $(t - \varepsilon)$. Oceno je mogoče zapisati v odvisnosti od ocene vektorja stanj $\hat{\mathbf{x}}_{\mu,\varepsilon}(t)$ kot

$$\hat{\mu}_\varepsilon(t) = \mathbf{C}_\mu \hat{\mathbf{x}}_{\mu,\varepsilon}(t), \quad (3.63)$$

kjer predpostavimo, da je neznani merilni šum enak pričakovani vrednosti nič. Enačba (3.63) predstavlja optimalno oceno, kar lahko pokažemo z upoštevanjem načela ortogonalnosti

$$\begin{aligned} & E[\{\mu(t) - \hat{\mu}_\varepsilon(t)\} \mu^T(\tau)] = \\ & \mathbf{C}_\mu E[\{\mathbf{x}_\mu(t) - \hat{\mathbf{x}}_{\mu,\varepsilon}(t)\} \mu^T(\tau)] + E[\mathbf{v}(t) \mu^T(\tau)] = 0, \end{aligned} \quad (3.64)$$

kjer je $\tau \in [0, t - \varepsilon]$. Prvi člen v zgornji enačbi je enak nič zaradi načela ortogonalnosti, ki ga je mogoče uporabiti, ker je $\hat{\mathbf{x}}_{\mu,\varepsilon}(t)$ optimalna linearna ocena $\mathbf{x}_\mu(t)$. Drugi člen je enak nič ker sta merilni šum ob času t ter merilni šum ob zgodnejšem času τ nekorelirana in je pričakovana vrednost merilnega šuma enaka nič.

Končno obliko Kalmanovega observatorja (prediktor/korektorska oblika) dobimo z združitvijo enačb (3.60), (3.61) ter (3.63), kjer upoštevamo, da gre ε v limiti proti nič

$$\dot{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) = \mathbf{A}_\mu \hat{\mathbf{x}}_\mu(t) + \mathbf{B}_\mu \mathbf{u}_\mu(t) + \mathbf{G}_{Kal}(t)[\mu(t) - \mathbf{C}_\mu \hat{\mathbf{x}}_\mu(t)]. \quad (3.65)$$

Observatorsko obliko Kalmanovega observatorja stanj določa sledeča enačba

$$\begin{aligned}\dot{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) &= [\mathbf{A}_\mu - \mathbf{G}_{Kal}(t)\mathbf{C}_\mu]\hat{\mathbf{x}}_\mu(t) + \mathbf{B}_\mu\mathbf{u}_\mu(t) + \mathbf{G}_{Kal}(t)\mu(t) \\ &= \mathbf{F}_{Kal}(t)\hat{\mathbf{x}}_\mu(t) + \mathbf{B}_\mu\mathbf{u}_\mu(t) + \mathbf{G}_{Kal}(t)\mu(t),\end{aligned}\quad (3.66)$$

kjer je $\mathbf{F}_{Kal}(t) = \mathbf{A}_\mu - \mathbf{G}_{Kal}(t)\mathbf{C}_\mu$. Enačba (3.66) ima obliko časovno spremenljivega Luenbergerjevega observatorja, kjer je potrebno določiti Kalmanovo matriko ojačenj $\mathbf{G}_{Kal}(t)$, ki v splošnem najprej doživi prehodni pojav, nato pa doseže ustaljeno stanje, ko gre čas proti neskončnosti. V aplikacijah, kjer pa je observator načrtan za delovanje v času, ki je precej daljši od časa prehodnega pojava Kalmanovih ojačenj, je smiselno zanemariti prehodni pojav ter upoštevati le ojačenje v stacionarnem stanju. Tako načrtan filter je suboptimalen oziroma skoraj optimalen pri ocenjevanju stanj daleč od začetnega časa. Enačba observatorja je v tem primeru enaka enačbi (3.65) oziroma enačbi (3.66), pri čemer postane matrika $\mathbf{G}_{Kal}(t)$ oziroma matrika $\mathbf{F}_{Kal}(t)$ časovno nespremenljiva. Kalmanovo matriko ojačenj $\mathbf{G}_{Kal}$ določimo z enačbo

$$\mathbf{G}_{Kal} = \Sigma \mathbf{C}_\mu^T \mathbf{S}_\mathbf{v}^{-1}, \quad (3.67)$$

kjer je matrika $\mathbf{S}_\mathbf{v}$ simetrična in pozitivno definitna matrika jakosti šuma senzorjev ter matrika Σ simetrična ter vsaj pozitivno semidefinitna, $\Sigma = \Sigma^T \geq 0$, rešitev filterske algebrajske Riccatijeve enačbe

$$\mathbf{A}_\mu \Sigma + \Sigma \mathbf{A}_\mu^T + \mathbf{B}_\mathbf{w} \mathbf{S}_\mathbf{w} \mathbf{B}_\mathbf{w}^T - \Sigma \mathbf{C}_\mu^T \mathbf{S}_\mathbf{v}^{-1} \mathbf{C}_\mu \Sigma = 0, \quad (3.68)$$

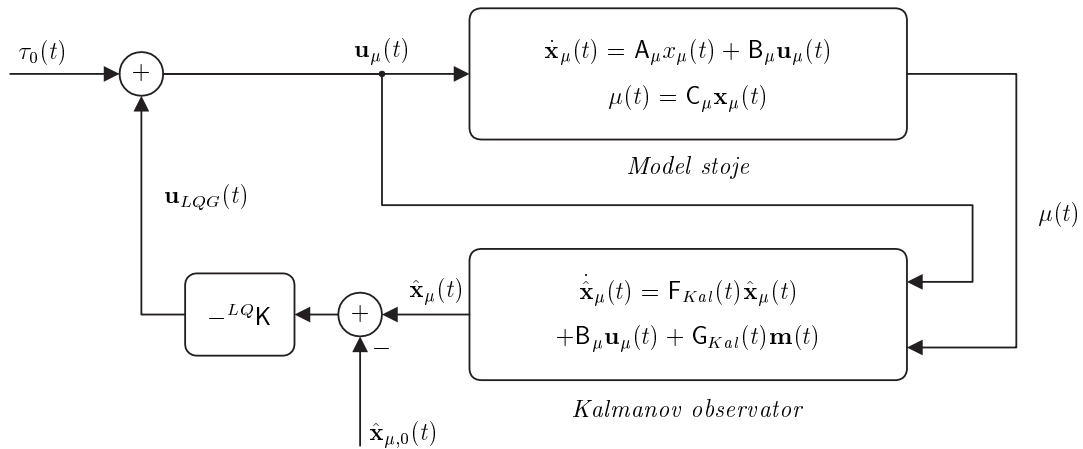
ob upoštevanju, da je $\mathbf{S}_\mathbf{w}$ simetrična in pozitivno definitna matrika jakosti signala $\mathbf{w}(t)$. Matrika $\mathbf{F}_{Kal}$ v observatorski obliki Kalmanovega filtra je določena s $\mathbf{F}_{Kal} = \mathbf{A}_\mu - \Sigma \mathbf{C}_\mu^T \mathbf{S}_\mathbf{v}^{-1} \mathbf{C}_\mu$.

3.4 Združitev regulatorja in observatorja

Z rešitvijo algebrajske Riccatijeve enačbe (3.25) ter izračunom matrike ojačenja linearnega kvadratičnega regulatorja (3.24) in rešitvijo algebrajske Riccatijeve enačbe (3.68) ter izračunom Kalmanove matrike ojačenja (3.67) je linearni kvadratični Gaussov regulator povsem določen. Rešitev problema linearnega kvadratičnega Gaussovega optimalnega vodenja je tako razdeljena v dva dela (stohastično načelo ločitve): (1) določitev povratnozančnih ojačenj linearnega kvadratičnega regulatorja, ki minimizirajo funkcijo cene (3.23) ob predpostavki poznavanja vseh stanj sistema; (2) izračun Kalmanovega filtra za estimacijo stanj. Takšna razdelitev zelo poenostavi načrtovanje ter preverjenje, saj je mogoče linearni kvadratični regulator ter Kalmanov filter načrtati ter preveriti ločeno.

3.4.1 Določitev pogojev za izbiro drže

Za načrtani linearni kvadratični Gaussov regulator zahtevamo delovanje v delovni točki, ki predstavlja nekoliko anteriorno držo. Zato postavimo zahtevo, da moment v gležnju ni enak nič, ampak zavzame majhne negativne vrednosti, kar pomeni aktivnost plantarnih fleksorjev. Zahteva je povezana z biomehanskimi lastnostmi strukture gležnja in stopala. Medtem ko v smeri anteriorno od osi gležnjev podporna ploskev sega relativno daleč, je v posteriorni smeri ta zelo kratka in sega le nekaj centimetrov za os gležnjev. Za doseg stabilne stoje, bi bilo najugodnejše, če bi vertikalna projekcija težišča telesa ležala čim bližje sredini podporne ploskve. Ker pa bi bila takšna stoja precej anteriorna, bi zahtevala zelo velike momente v sklepih gležnjev, kar bi rezultiralo v slabi učinkovitosti stoje zaradi pretiranega utrujanja mišic. Da bi se čim bolj približali učinkoviti, neutrujajoči stoji predpišemo delovno točko regulatorja v anteriorni drži, z minimalnimi momenti v gležnjih, reda velikosti -10 Nm. Tako lahko zagotovimo zadostne stabilnostne meje za primer delovanja posteriornih motenj in minimalno utrujanje mišic.



Slika 3.5: Določitev delovne točke momenta gležnjev.

Teoretično analizirajmo pogoje za izbiro drže. Glede na sliko 3.5, ki prikazuje model vodenja nepodprte stoje, lahko zapišemo sledečo enačbo

$$\mathbf{u}_\mu(t) = \mathbf{u}_{LQG}(t) + \tau_0(t), \quad (3.69)$$

kjer je

$$\mathbf{u}_{LQG}(t) = -{}^{LQ}\mathbf{K}(\hat{\mathbf{x}}_\mu(t) - \hat{\mathbf{x}}_{\mu,0}(t)) = -{}^{LQ}\mathbf{K}\tilde{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) \quad (3.70)$$

ob upoštevanju transformacije koordinat $\tilde{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) = \hat{\mathbf{x}}_\mu(t) - \hat{\mathbf{x}}_{\mu,0}(t)$.

Odprtozančni sistem opisuje enačba

$$\dot{\mathbf{x}}_\mu(t) = \mathbf{A}_\mu \mathbf{x}_\mu(t) + \mathbf{B}_\mu \mathbf{u}_\mu(t), \quad (3.71)$$

oziroma v stacionarnem stanju

$$\begin{aligned}\dot{\mathbf{x}}_\mu(t) &= 0 \\ \mathbf{x}_\mu(t) &= -\mathbf{A}_\mu^{-1} \mathbf{B}_\mu \mathbf{u}_\mu(t).\end{aligned}\tag{3.72}$$

Izhod sistema v stacionarnem stanju je enak

$$\mu(t) = \mathbf{C}_\mu \mathbf{x}_\mu(t) = -\mathbf{C}_\mu \mathbf{A}_\mu^{-1} \mathbf{B}_\mu \mathbf{u}_\mu(t)\tag{3.73}$$

Kalmanov observator opisuje enačba 3.66

$$\dot{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) = \mathbf{F}_{Kal}(t) \hat{\mathbf{x}}_\mu(t) + \mathbf{B}_\mu \mathbf{u}_\mu(t) + \mathbf{G}_{Kal}(t) \mu(t),\tag{3.74}$$

oziroma v stacionarnem stanju s transformacijo koordinat $\tilde{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) = \hat{\mathbf{x}}_\mu(t) - \hat{\mathbf{x}}_{\mu,0}(t)$ ter upoštevanjem enačbe (3.73)

$$0 = \mathbf{F}_{Kal} \tilde{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) + \mathbf{F}_{Kal} \hat{\mathbf{x}}_{\mu,0}(t) + (\mathbf{B}_\mu - \mathbf{G}_{Kal} \mathbf{C}_\mu \mathbf{A}_\mu^{-1} \mathbf{B}_\mu) \mathbf{u}_\mu(t)\tag{3.75}$$

Z zamenjavo enačb (3.69), (3.70) v enačbi (3.75) ter upoštevanje, da je $\tilde{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) = 0$, ko se sistem (3.71) nahaja v želeni delovni točki, dobimo sledečo enačbo

$$\begin{aligned}0 &= \mathbf{F}_{Kal} \tilde{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) + \mathbf{F}_{Kal} \hat{\mathbf{x}}_{\mu,0}(t) + (\mathbf{I} - \mathbf{G}_{Kal} \mathbf{C}_\mu \mathbf{A}_\mu^{-1}) \mathbf{B}_\mu \left(-{}^{LQ} \mathbf{K} \tilde{\hat{\mathbf{x}}}_\mu(t) + \tau_0(t) \right) \\ &= \mathbf{F}_{Kal} \hat{\mathbf{x}}_{\mu,0}(t) + (\mathbf{I} - \mathbf{G}_{Kal} \mathbf{C}_\mu \mathbf{A}_\mu^{-1}) \mathbf{B}_\mu \tau_0(t),\end{aligned}\tag{3.76}$$

oziroma želeno stanje sistema določa enačba

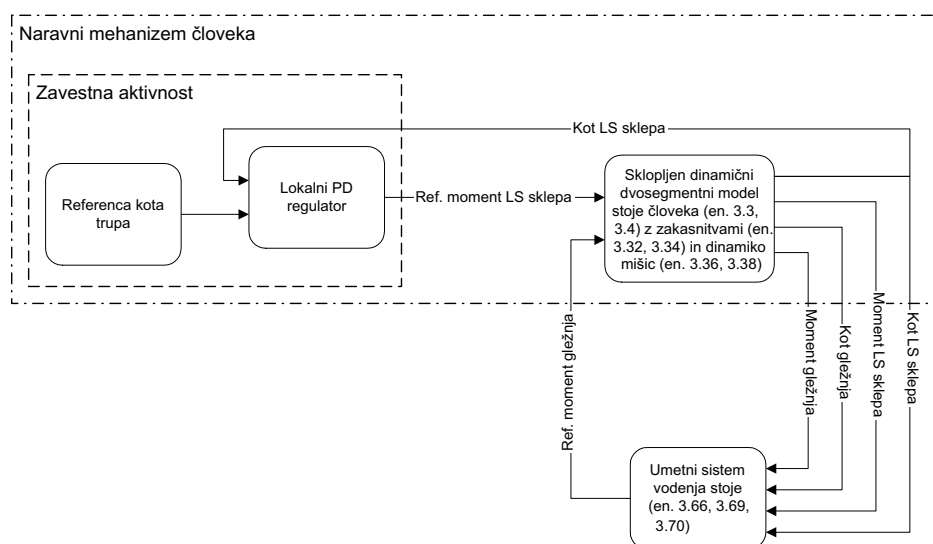
$$\hat{\mathbf{x}}_{\mu,0}(t) = -\mathbf{F}_{Kal}^{-1} (\mathbf{I} - \mathbf{G}_{Kal} \mathbf{C}_\mu \mathbf{A}_\mu^{-1}) \mathbf{B}_\mu \tau_0(t),\tag{3.77}$$

kjer je $\tau_0(t)$ predpisana delovna točka momentov gležnjev in trupa. Ker momenta trupa načemo vnaprej predpisati, lahko za oceno stanja $\hat{\mathbf{x}}_{\mu,0}(t)$ uporabimo trenutno ocenjeno vrednost tega momenta.

3.4.2 Simulacijska študija sistema vodenja

Da bi preverili delovanje položajne regulacijske zanke, sta bili izvedeni dve analizi. Prva analiza temelji na simulacijski študiji, katera je osnovana na modelu prikazanem na sliki 3.6. Uporabljen je bil sklopljen dinamični dvosegmentni model stoje človeka z vsemi znanimi zakasnitvami ter dinamiko mišic. Delovanje zavestnega vodenja gibanja trupa je bilo simulirano z lokalnim PD regulatorjem, ki je na podlagi razlike med naključno generirano referenco kota trupa ter dejansko vrednostjo kota trupa generiral referenco momenta v trupu. Umetni sistem vodenja stoje je na osnovi merjenih kotov ter momentov v obeh sklepih določil referenco momenta za mišice gležnjev. Delovanje

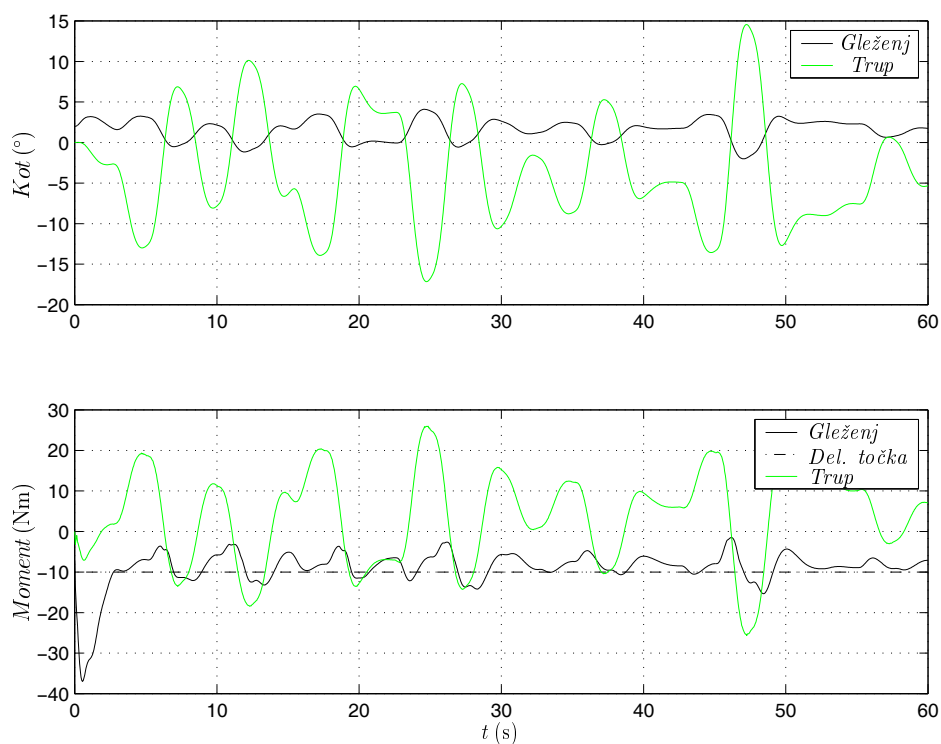
regulacijskega sistema smo preverili v dveh delovnih točkah, to je pri -10 Nm ter -40 Nm . Za oba primera smo izvedli študijo brez delovanja ter z delovanjem naključnih motenj v gležnjih. Parametri, ki smo jih uporabili za načrtovanje umetnega sistema vodenja stoje so naključno odstopali od parametrov dinamičnega dvosegmentnega modela človeka do 30% .



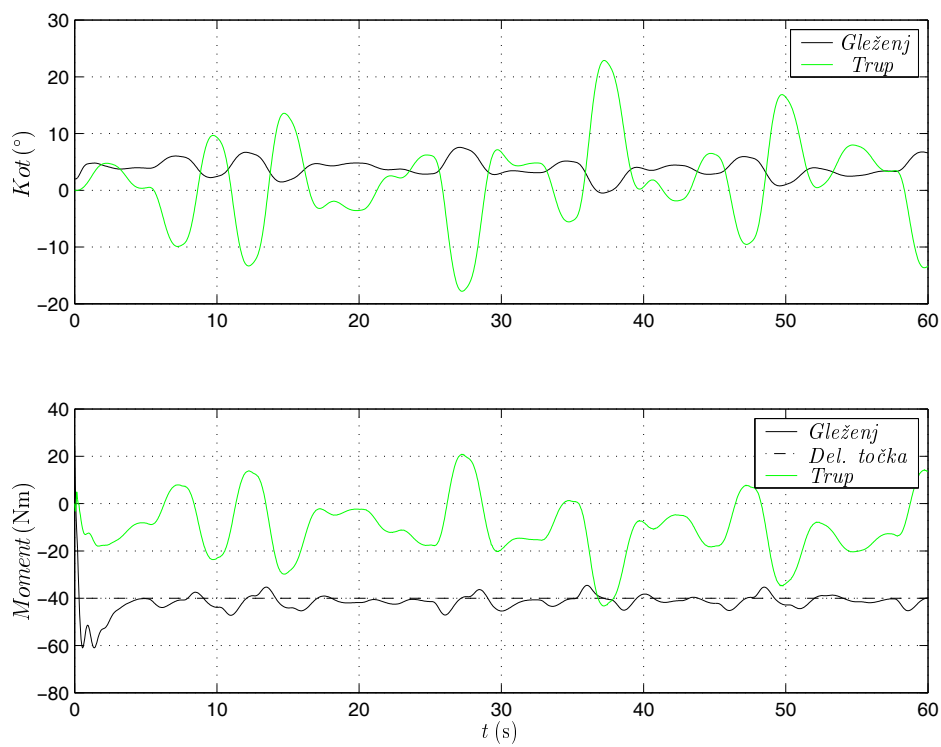
Slika 3.6: Simulacija nepodprte stoje.

Sliki 3.7 ter 3.8 prikazujeta delovanje načrtanega sistema v delovnih točkah momenta gležnjev -10 Nm oziroma -40 Nm brez delovanja motenj. Iz časovnih potekov kotov v obeh sklepih je razvidno protifazno spreminjanje kotov obeh sklepov. Na ta način je zagotovljeno relativno konstantna vrednost momenta v gležnjih, neglede na nihanje momenta v trupu. Ker predstavlja dvosegmentno invertirano nihalo sklopljen sistem, kjer moment generiran v trupu preko dinamične sklopitve vpliva tudi na gibanje spodnjih okončin (v nasprotni smeri gibanja trupa), morajo mišice gležnjev zagotoviti le majhne spremembe momenta glede na delovno točko, kar zagotavlja vzdrževanje pokončne drže dvojnega invertiranega nihala. Ob tem velja poudariti, da je moment gležnjev regulirna veličina, zato so večja odstopanja od predpisane delovne točke upravičena.

Sliki 3.9 ter 3.10 prikazujeta delovanje sistema v delovnih točkah momenta gležnjev -10 Nm oziroma -40 Nm in delovanju naključnih motenj. Podobno kot pri vzdrževanju ravnotežja brez motenj, je tudi v tem primeru mogoče opaziti protifazno usmerjenost gibanja sklepov trupa in gležnjev. Moment gležnjev je, ko ni motenj, v bližini predpisane delovne točke, v trenutku nastopa motnje pa se moment poveča v nasprotno smer delovanja motnje, s čimer kompenzira delovanje motnje. Čas trajanja odziva na

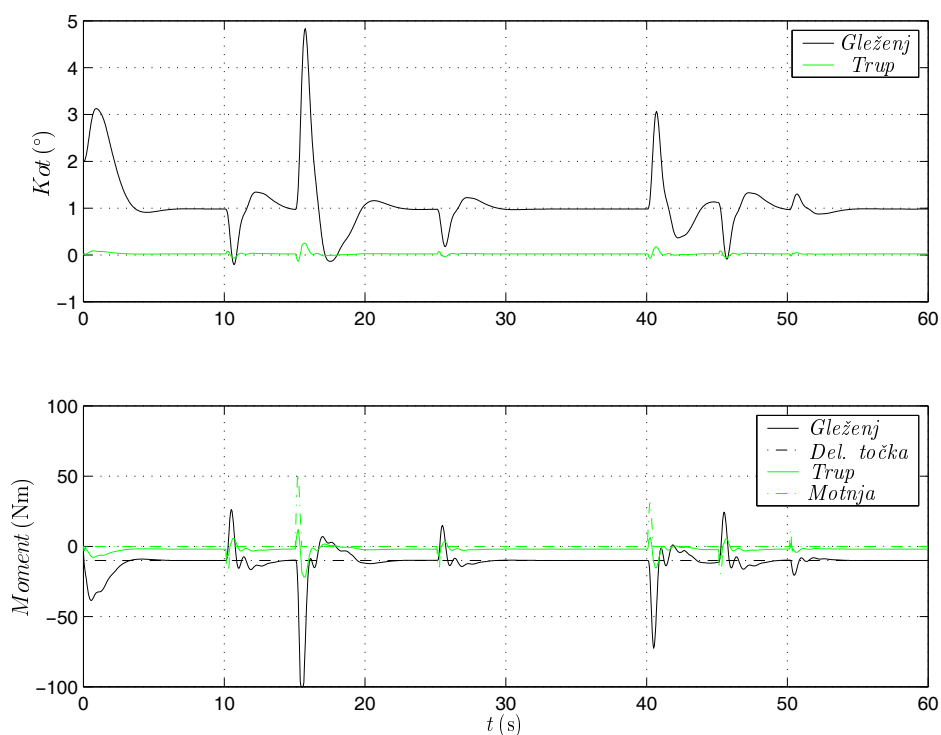


Slika 3.7: Simulacija mirne stoje; delovna točka momenta gležnjev -10 Nm.

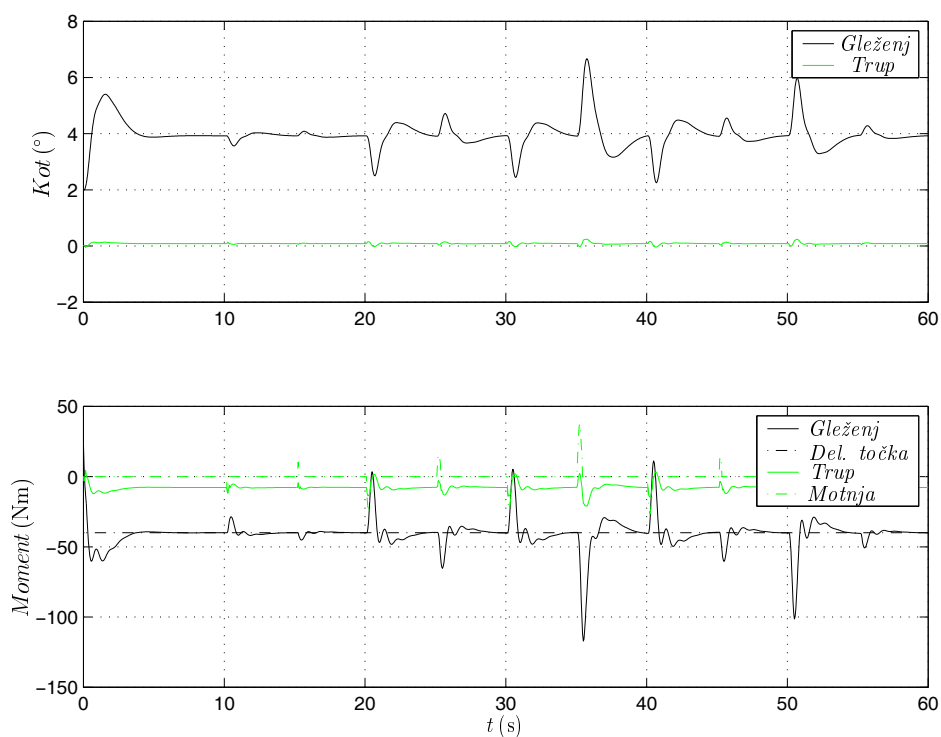


Slika 3.8: Simulacija mirne stoje; delovna točka momenta gležnjev -40 Nm.

motnjo znaša približno 1 sekundo, kar je enako odzivu zdravih oseb na motnje [13].



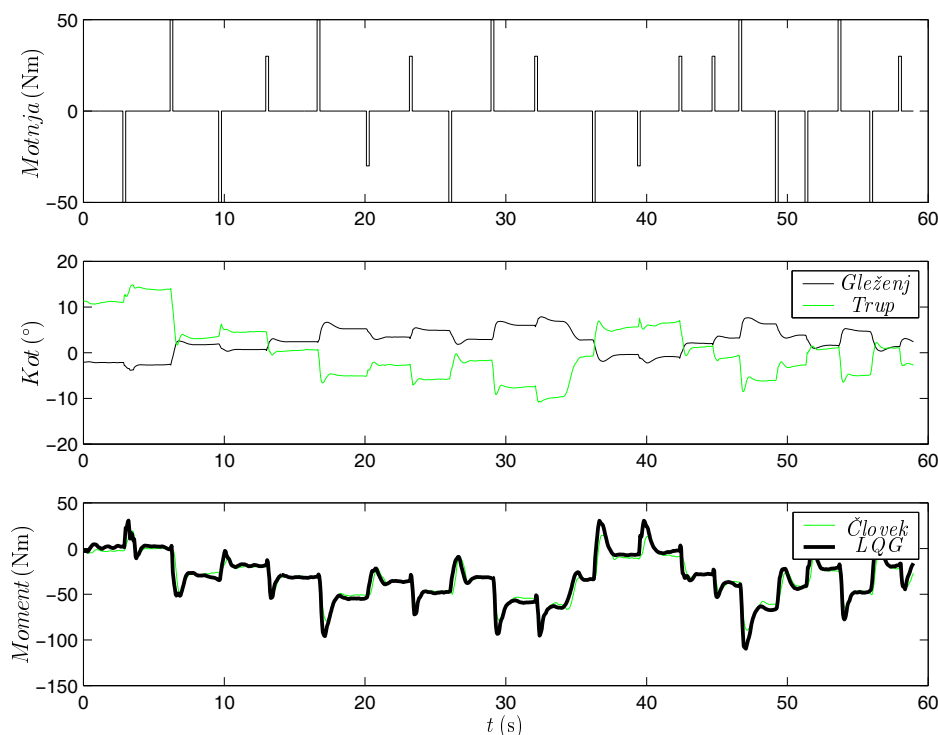
Slika 3.9: Simulacija stoje z motnjami; delovna točka momenta gležnjev -10 Nm.



Slika 3.10: Simulacija stoje z motnjami; delovna točka momenta gležnjev -40 Nm.

Poleg analize rezultatov simulacije je ustreznost delovanja regulacijskega sistema mogoče preveriti s študijo, ki temelji na primerjavi delovanja načrtanega sistema vo-

denja z odzivi zdravih oseb na motnje. Primerjava je bila izvedena z zdravo osebo zaklenjeno v mehansko rotacijsko opornico (poglavje 4.1). Hidravlični motor pritrjen v osi rotacijske opornice je bil uporabljen za generiranje naključnih motenj v anteriorni oziroma posteriorni smeri. Izmerjeni momenti gležnjev ter položaji spodnjih okončin in trupa osebe so služili kot vhod v načrtan regulacijski sistem, katerega izhod je bila referenca momenta gležnjev. Parametri regulacijskega sistema so bili določeni na podlagi izmerjenih antropometričnih podatkov osebe [5]. Slika 3.11 prikazuje primerjavo izmerjenih momentov pri odzivih zdrave osebe na motnje ter reference momenta kot izhoda načrtanega regulacijskega sistema. Iz časovnih potekov obeh veličin je razvidno natančno ujemanje med obema momentoma. Podrobnejša analiza rezultatov pokaže, da referenca momenta generirana z načrtanim regulatorjem prehitveva dejanski izmerjeni moment zdrave osebe od 100 do 150 ms. Hitrejši odziv regulacijskega sistema je razumljiv, saj potrebuje človek, da zazna motnjo ter se nanjo ustrezno odzove vsaj 100 ms. Ugotovljeno prediktorsko delovanje položajnega regulatorja je dobrodošlo, saj izhod tega regulatorja določa referenco regulatorju momenta gležnjev, katerega zakasnitev pa znaša najmanj 100 ms. V idealnem primeru bi bil torej odziv celotnega regulacijskega sistema za vzdrževanje ravnotežja časovno popolnoma usklajen z delovanjem naravnega regulacijskega sistema osebe. Slednja ugotovitev je zelo pomembna, saj



Slika 3.11: Primerjava odzivov zdrave osebe in optimalnega regulatorja na motnje.

vsaka dodatna zakasnitev, ki bi jo vpeljala regulacijska zanka, zelo poslabša možnosti učinkovitega vzdrževanja ravnotežja.

4

Empirična analiza stoje

4.1 Merilno okolje

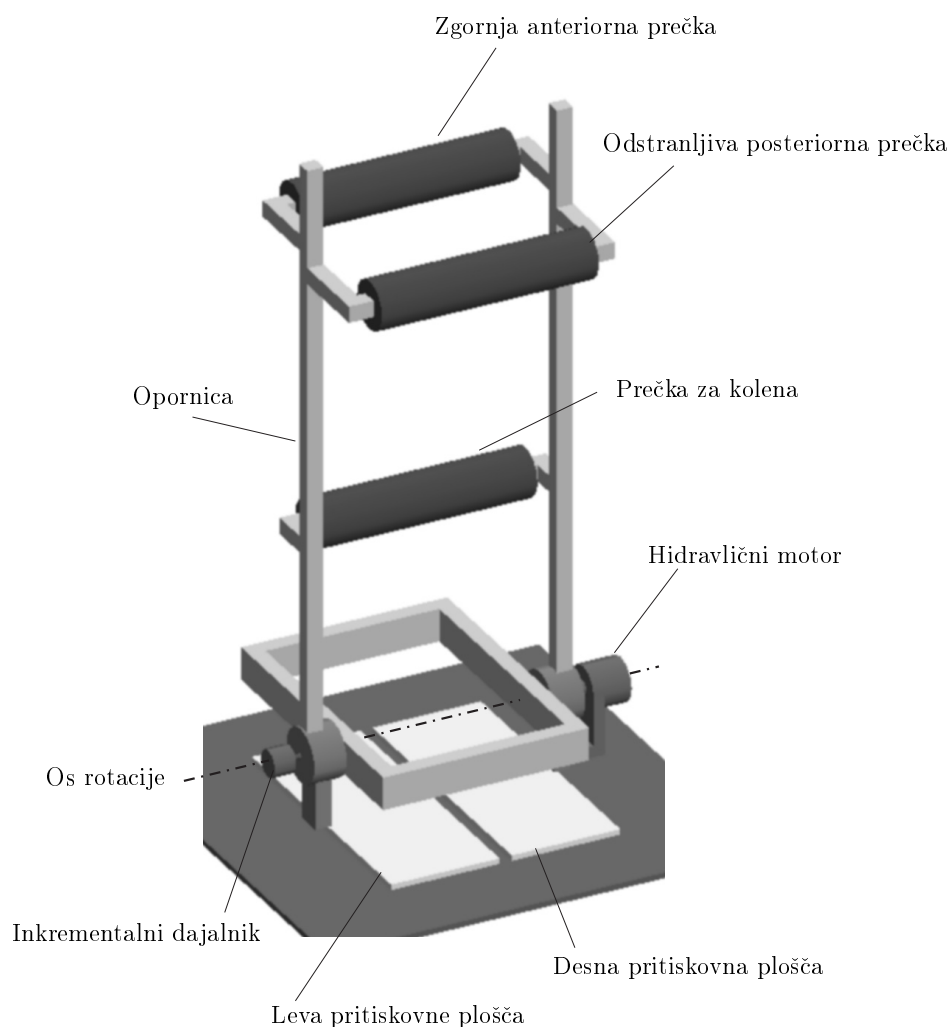
Merilno okolje mora zagotoviti pogoje za izvedbo eksperimentov stoje brez opore rok. Zgrajeno mora biti tako, da čim manj vpliva na rezultate meritev, hkrati pa mora zagotavljati varnost in udobje sodelujočim osebam. Elementi merilnega okolja so predstavljeni v nadaljevanju.

4.1.1 Aktivna rotacijska opornica

Eksperimentalno delo te raziskave temelji na uporabi aktivne mehanske opornice [11, 13]. Osnovne lastnosti opornice je mogoče strniti v sledeče točke:

- opornica zaklene kolenska ter kolčna sklepa v iztegnjenem položaju ter omeji gibanje poskusne osebe na sagitalno ravnino,
- opornica omogoča aktivno izvedbo anteriornih oziroma posteriornih motenj,
- merilni sistemi in pogoni povezani z opornico omogočajo analizo in sintezo stoje v sagitalni ravnini.

Slika 4.1 prikazuje aktivno rotacijsko opornico. Naprava sestoji iz podstavka ter rotirajoče opornice. Podstavek je sestavljen iz jeklene plošče (dimenzije: 500 mm x 550 mm x 10 mm) ter ležajev (SKF 431 700A, AKF AB, Goeteborg, Švedska), na katere je pritrjena opornica. Masa celotnega podstavka je 30 kg. V sredini nosilne plošče podstavka je odprtina (dimenzije: 350 mm x 300 mm) skozi katero stopala osebe dosežejo neposreden stik s pritiskovnimi ploščama pritrjenima pod podstavek. Opornica je zgrajena iz aluminijastih palic (BOSCH 30 mm x 30 mm). Dve vertikalni palici (višina: 1100 mm) sta paralelni z nogama osebe. Tri horizontalne palice (dolžina: 450 mm), dve sta postavljeni pred osebo ter ena postavljena za osebo, držijo



Slika 4.1: Aktivna rotacijska opornica.

kolenska ter kolčna sklepa v popolni ekstenziji. Spodnja anteriorna prečka je postavljena pod koleni osebe, zgornja anteriorna prečka je postavljena v višini medenice, prav tako tudi posteriorna prečka. Vse tri horizontalne palice so zaščitene s penastim materialom, kar preprečuje poškodbe poskusne osebe. Četrta prečka je postavljena na tleh za petami poskusne osebe, kar preprečuje gibanje stopal v smeri nazaj. Povezovalni okvir povezuje segmente opornice med seboj ter s tem povečuje kompaktnost celotnega sistema. Vstop v rotacijsko opornico je omogočen s tem, da je posteriorna prečka v višini medenice odstranljiva. Vse horizontalne prečke so nastavljive po višini ter oddaljenosti od vertikalnih nosilcev, s čimer je zagotovljena prilagodljivost osebam z različnimi postavami. Naklon rotacijske opornice je merjen z optičnim inkrementalnim dajalnikom (IRD 5810, PMS d.o.o., Ljubljana, Slovenija) z ločljivostjo 0.018 stopinje. Hidravlični sistem zagotavlja potreben moment za podporo stoje ali izvedbo motenj. Sistem je zgrajen iz štirih sklopov. Hidravlična črpalka zagotavlja stalni oljni tlak 50

barov. Iz črpalke so dovodne cevi speljane do servo ventila (MOOG 76-100 GmbH, Boblingen, Nemčija), ki določa razliko tlakov na vhidih v hidravlični motor. Hidravlični motor (ROTAC D 10, Knapp Mikrohydraulik GmbH, Neutraubling, Nemčija) zagotavlja potreben rotacijski moment (največ 50 Nm). Tlak na vhidih v hidravlični motor je merjen z dvema merilnikoma tlaka (VDO 3349.080.001, VDO INDUSTRIE MESSTECHNIK, GmbH, Frankfurt, Nemčija) z merilnim območjem od 0 do 60 barov ter merilno točnostjo 0.5 %, kar je ekvivalentno momentu 0.3 Nm. Razlika tlakov na vhidih ter ustrezni moment motorja sta povezana preko diferencialne enačbe drugega reda. Ker pa je mejna frekvenca sistema masa-vzmet (masa ter elastičnost olja v sekundarnem hidravličnem tokokrogu) približno 1 kHz, je upravičena ocena, da je moment motorja linearno proporcionalen razliki tlakov na vhidih.

Regulacija gibanja opornice

Regulacijski algoritem za vodenje aktivne opornice, ki omogoča bodisi podporo stoje ali izvedbo motenj, je izveden na osebнем računalniku (PC Intel 486,66, MHz), ki je dodatno opremljen z enoto za zajemanje podatkov (Burr-Brown PCI-20001C). Enota zagotavlja podporo za A/D ter D/A pretvorbo signalov ter nadzor vhodno/izhodnih operacij. Med osebnim računalnikom ter aktivno rotacijsko opornico je dodana strojna oprema, ki skrbi za prilagoditev signalov med dvema različnima sistemoma. Regulacijske veličine iz osebnega računalnika se tu pretvorijo v signale potrebne za vodenje ventila, medtem ko se senzorne veličine iz opornice pretvorijo v signale primerne za obdelavo na osebнем računalniku. Posebej zgrajen vmesnik pretvori signale iz optičnega dajalnika pozicije v absolutno vrednost pozicije, ki je določena z ločljivostjo 12 bitov. Regulacijski algoritem je napisan v programskem jeziku C++ v okolju DOS.

Vpliv aktivne rotacijske opornice na gibanje poskusne osebe

Mehanska opornica popolnoma onemogoča gibanje v kolenskih ter kolčnih sklepih. Os vrtenja opornice je poravnana z osjo vrtenja v gležnjih. Regulacijski sistem zagotavlja pri nepodprti mirni stoji prosto vrtenje opornice okrog svoje osi, zato je gibanje osebe v gležnjih neovirano. Celotna masa rotacijskega dela opornice znaša približno 15 kg. Težišče se nahaja približno 0.2 m nad osjo rotacije, vztrajnostni moment opornice okrog osi rotacije je približno 3 kgm². Celotna masa spodnjega dela telesa znaša približno 40 kg, težišče se nahaja približno 0.67 m nad osjo gležnja ter vztrajnostni moment okrog gležnja znaša približno 18 kgm². Torej vztrajnostni moment opornice ne prispeva občutnega deleža k celotnemu vztrajnostnemu momentu spodnjega dela telesa. Poleg tega sklopitveni učinek med segmenti ni občutljiv na parametre vztrajnosti, zaradi

česar je vpliv opornice še manjši [10]. Prečne letve opornice so tako postavljene, da ne ovirajo krčenja mišic, ki sodelujejo pri posturalni aktivnosti. Gibanje trupa od medenice navzgor je povsem neovirano.

Zagotavljanje varnosti poskusne osebe v aktivni rotacijski opornici

Zagotovitev varnosti poskusne osebe v aktivni rotacijski opornici je pomembna predvsem iz dveh razlogov:

- najpomembnejše je preprečiti morebitne poškodbe poskusne osebe,
- z zagotovitvijo varnosti se poskusna oseba sprosti in usmeri pozornost na izvajanje eksperimentov.

Gibanje aktivne rotacijske opornice je mehansko omejeno na $\pm 10^\circ$, s čimer je preprečeno preveliko gibanje v gleženjskih sklepih, kar bi lahko vodilo do poškodb. Poskusna oseba nosi varnostni pas, ki je z vrhoma vpet v strop, s čimer je omejeno gibanje zgornjega dela telesa in s tem so preprečene morebitne poškodbe hrbtenice. Tlak na izhodu hidravlične črpalke je omejen na 50 barov, s čimer je zagotovljeno, da največji moment v hidravličnem motorju ne preseže 50 Nm. V primeru napake v programski oziroma strojni opremi, ki je del regulacijske zanke, je delovanje hidravličnega sistema mogoče zaustaviti s pritiskom na tipko za nevarnost, s čimer se prekine krmilni signal ventilu in tako zaustavi delovanje hidravličnega motorja.

4.1.2 Merjenje kinematičnih ter dinamičnih parametrov stoje

Merjenje kinematičnih in dinamičnih parametrov stoje predstavlja eno najbolj kritičnih operacij v sistemu vodenja. Neglede na samo zgradbo regulacijskega sistema, vodenje stoje brez opore rok ne more biti uspešno brez natančnih meritev vhodnih veličin. Najbolj problematično se je izkazalo merjenje kinematičnih veličin, predvsem kotov v sklepih. Napake v izmerjenih kotih povzročajo znatno večje težave kot napake v ocenjenih antropometričnih parametrih, še zlasti zato, ker hoteno gibanje osebe s trupom predstavlja krmilne signale za vodenje drže. Koti sklepov, kot vhodi, ki jih zahteva model stoje brez opore rok, so določeni glede na premico, ki povezuje sklep s težiščem segmenta. Pri merjenju kotov na človeku je težko določiti že samo vrtilišče sklepa, skoraj nemogoče pa je pravilno določiti položaj težišča segmenta. Posledica je nenatančna meritev kota, kar je predvsem moteče pri meritvah na trupu, ki je že v osnovi zgrajen iz številnih majhnih sklepov, med seboj povezanih v hrbtenico. Pomembno je, da se

teh napak zavedamo in poskušamo njihov vpliv med meritvijo s pravilno postavitvijo markerjev merilnega sistema kar se da zmanjšati.

Kinematika gibanja je bila merjena s pomočjo optičnega merilnega sistema OPTOTRAK (Northern Digital Inc.). Za meritve je bilo uporabljenih pet infrardečih markerjev. Dva markerja sta zadoščala za natančno določitev kota gležnjev. Prvi marker je bil postavljen v os rotacije aktivne rotacijske opornice, ki je hkrati tudi os vrtenja sklepov gležnjev, medtem ko je bil drugi marker postavljen na vertikalni nosilec mehanske opornice. Za merjenje naklona trupa so bili uporabljeni trije markerji prilepljeni na plastično letev, ki je bila nato z elastičnimi trakovi pritrjena na trup osebe. Tretji marker je zagotavljal potrebno redundanco v primeru, da oseba enega od ostalih dveh markerjev zakrije z roko. Položaji markerjev so bili določeni sledeče: prvi marker je bil postavljen približno v os lumbosakralnega sklepa, drugi je bil postavljen na sredino med kolčni greben ter ramenski sklep, redundantni marker pa je bil postavljen približno pet centimetrov pod drugim markerjem. Kljub uporabi treh markerjev, je določitev naklona trupa še vedno relativno nenatančna v primerjavi z določitvijo kota v gležnju, zaradi poenostavitve celotne hrbtenice z enim samim sklepom ter zaradi nezanesljivega položaja markerjev pritrjenih na trup. Koti v posameznih sklepih so bili določeni glede na sliko 3.2 in iz meritev položaja štirih vidnih markerjev. Pozitivne vrednosti kotov ustrezajo dorzalni fleksiji gležnja oziroma fleksiji trupa.

Za zajem reakcijskih sil podlage sta bili uporabljeni dve pritiskovni plošči (AMTI OR6-5-1, Advanced Mechanical Technology Inc.), ki omogočata merjenje treh komponent sil ter treh momentov. Območje merjenja sil znaša $\pm 5.3 \text{ kN}$ za horizontalni komponenti sile ter $\pm 9.8 \text{ kN}$ za vertikalno komponento. Nelinearnost izmerjenih sil je manjša od 0.4 % in histereza je prav tako manjša od 0.4 % merilnega območja pritiskovnih plošč. Pritiskovni plošči sta bili pritrjeni pod nosilni podstavek opornice. Momenta v gležnju ter trupu sta bila določena na podlagi meritev reakcijskih sil na podlago z uporabo pritiskovne plošče ter kinematičnih parametrov izmerjenih z merilnim sistemom pozicije OPTOTRAK. Pozitivni momenti gležnja povzročijo gibanje okrog osi gležnja proti dorzalni fleksiji. Pozitivni momenti trupa povzročajo gibanje okrog osi lumbosakralnega sklepa proti ekstenziji trupa.

4.1.3 Električni stimulator

Za stimulacijo je bil uporabljen štirikanalni električni stimulator s tokovno izhodno stopnjo [100]. Krmiljenje stimulacije izvaja osebni računalnik preko RS-232 povezave s hitrostjo 9600 bit/s. Stimulatorju je mogoče spreminjati širino in amplitudo po-

sameznega pulza električne stimulacije. Frekvenco pulzov določa osebni računalnik neposredno s pošiljanjem parametrov stimulacije v natančno določenih časovnih razmakih.

Celotno merilno okolje z osebo v aktivni rotacijski opornici (ob opornici je razvijen hidravlični sistem z motorjem, servo ventilom ter merilnikoma tlaka), merilnim sistemom OPTOTRAK, pritiskovnima ploščama, stimulatorjem ter krmilnim osebnim računalnikom prikazuje slika 4.2. Na fotografiji ni prikazan sistem za varovanje osebe.



Slika 4.2: Merilno okolje.

4.1.4 Testne osebe

Za izvajanje meritev na osebah je bilo pridobljeno mnenje Komisije za medicinsko etiko pri Ministrstvu za zdravstvo Republike Slovenije. Komisija je v sklepu izdanem dne 12. decembra 2000 ugotovila, da nima ugovorov etične narave.

V raziskavi so sodelovale štiri gibalno neprizadete osebe in ena paraplegična oseba. Sodelovanje zdravih oseb v raziskavi je bilo namenjeno predvsem pripravi merilnega okolja ter testiranju algoritmov pred izvedbo meritev na paraplegični osebi. Rezultati meritev na zdravih osebah ne morejo pokazati uspešnosti delovanja sistema vodenja,

saj je nemogoče ločiti učinke umetnega vodenja od hotene aktivnosti osebe. Zaradi tega smo se pri prikazu rezultatov meritev na zdravih osebah omejili le na tiste rezultate, ki so nedvoumno posledica delovanja umetnega sistema vodenja. Tu gre predvsem za regulacijo momenta gležnjev ter regulacijo togosti gležnjev.

Celoten sistem vodenja je bil preizkušan na paraplegični osebi s poškodbo hrbtenjače T6. Oseba je visoka 1.89 m in teža 73 kg. Meritve so bile izvedene 9 mesecev po poškodbi. Pred meritvijo so bile mišice dorzalnih in plantarnih fleksorjev ojačane v enomesečnem treningu s pomočjo električne stimulacije. Oseba pred meritvijo ni trenirala stoje brez opore rok.

4.2 Regulacija momenta

4.2.1 Identifikacija stimuliranih mišic

Osnova za načrtanje regulatorja momenta stimuliranih mišic je poznavanje relacije med električno stimulacijo ter ustreznim momentom, ki ga mišice kot posledico stimulacije generirajo. V ta namen je potrebno najprej identificirati parametre mišic. Ti so posredno odvisni od pogojev med meritvijo. Identifikacija mišic je bila izvedena v pogojno izometričnih razmerah predstavljenih na sliki 4.3. Oseba je med meritvijo zaklenjena v mehansko opornico. Izometrične razmere so zagotovljene z vpetjem opornice s pomočjo vrvi v strop, kar onemogoča njeno rotacijo. Izraz pogojno izometrične razmere pomeni, da so spodnje okončine nepremične, kar pa ne velja za stopala, ki se lahko nemoteno dvigajo in spuščajo, kot posledica delovanja stimulacije in gravitacije.

Pri električni stimulaciji mišic so bile uporabljene površinske elektrode. Po en par elektrod je bil postavljen na dorzalne ter na plantarne fleksorje gležnjev. Elektrode so bile simetrično postavljene na levo in desno nogo. Natančen položaj stimulacijskih elektrod je bil na paraplegični osebi določen tako, da so mišice generirale največji možen moment. Osnovni kriterij postavitve elektrod na zdravo osebo pa je bil zmanjšanje neugodnega občutenja stimulacije. Postavitev elektrod na mišice paraplegične osebe je prikazana na sliki 4.4.

Stimulacija mišic se je ponavljala s konstantno frekvenco 20 Hz. Ta frekvenca je dovolj visoka, da je mišični odziv tetanični brez nihanja momenta. Čeprav višje stimulacijske frekvence zagotavljajo višje mišične momente in omogočajo višje vzorčne frekvence regulacijskega sistema, pa je frekvenca 20 Hz še tista, ki zagotavlja zmerno utrujanje mišic, kar je v pogojih stoje brez opore rok bistvenega pomena. Čeprav je v zaprtozančnih sistemih funkcionalne električne stimulacije mogoče hkrati spreminjati pulzno širino in amplitudo električne stimulacije [101], smo zaradi poenostavitve določili



Slika 4.3: Paraplegična oseba med identifikacijo mišic.



Slika 4.4: Paraplegična oseba - postavitve stimulacijskih elektrod.

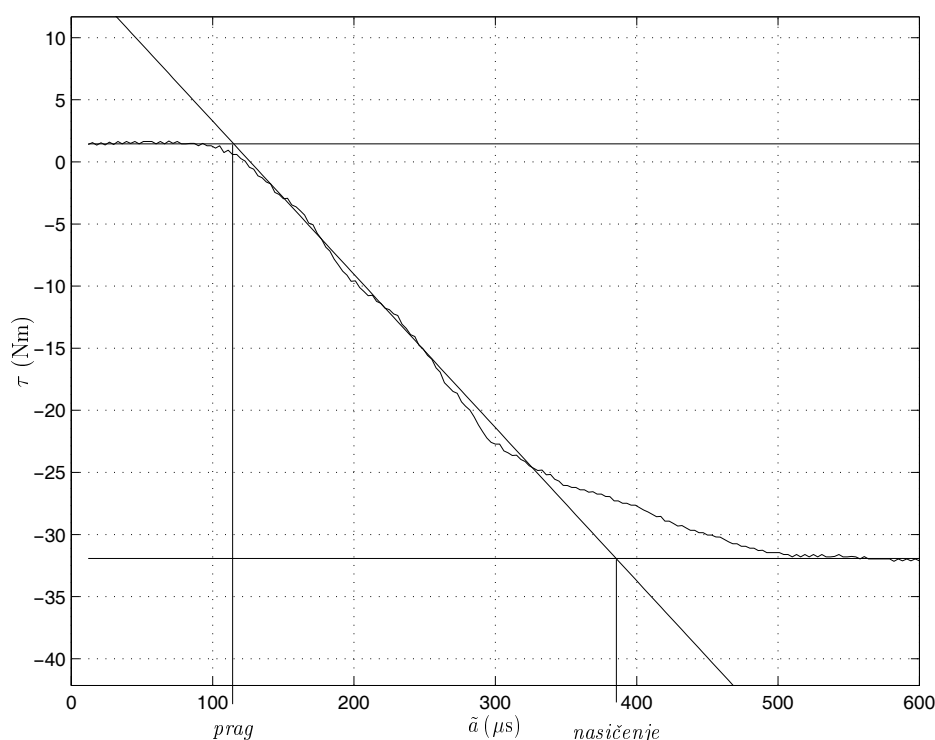
konstantno amplitudo pulzov električne stimulacije, vendar prilagojeno za vsako osebo posebej. Širina pulzov električne stimulacije je edina spremenljiva veličina s katero je mogoče poljubno spreminjati aktivacijo mišic.

Glede na zahteve za načrtovanje regulacijskega sistema momenta gležnjev, ki so bile podane v drugem poglavju, je bil model mišice določen z vnaprejšnjo identifikacijo lokalnih prenosnih funkcij v različnih delovnih točkah. Prednost takšnega modeliranja je natančnejši opis spreminjanja dinamike mišic pri različnih aktivacijah, kar ob uporabi

statične nelinearne karakteristike ter ene same prenosne funkcije ni mogoče.

Določitev praga in nasičenja

Mišice so bile identificirane posamično, s čimer so bili izločeni medsebojni vplivi. Da bi se izognili težavam pri načrtovanju regulatorja momenta, je identifikacija mišic zajemala le tisto področje delovanja, v katerem je absolutna vrednost ojačenja mišice večja od nič. Predpogoj za to je določitev praga in nasičenja za vsako od stimuliranih mišic. Za zdrave osebe je bil prag stimulacije določen z nivojem, ki je povzročil čutno zaznavo stimulacije, medtem ko je bilo nasičenje določeno tako, da stimulacija ni povzročala neprijetne bolečine. Ker paraplegične osebe ne čutijo ne stimulacije in tudi ne bolečine, sta bila prag in nasičenje določena iz statične nelinearne krčitvene karakteristike določene s počasnim večanjem nivoja stimulacije od pulzne širine $0 \mu s$ do pulzne širine pri kateri se izmerjeni moment mišice ni več povečeval [102]. Primer takšne določitve praga in nasičenja je prikazan na sliki 4.5.



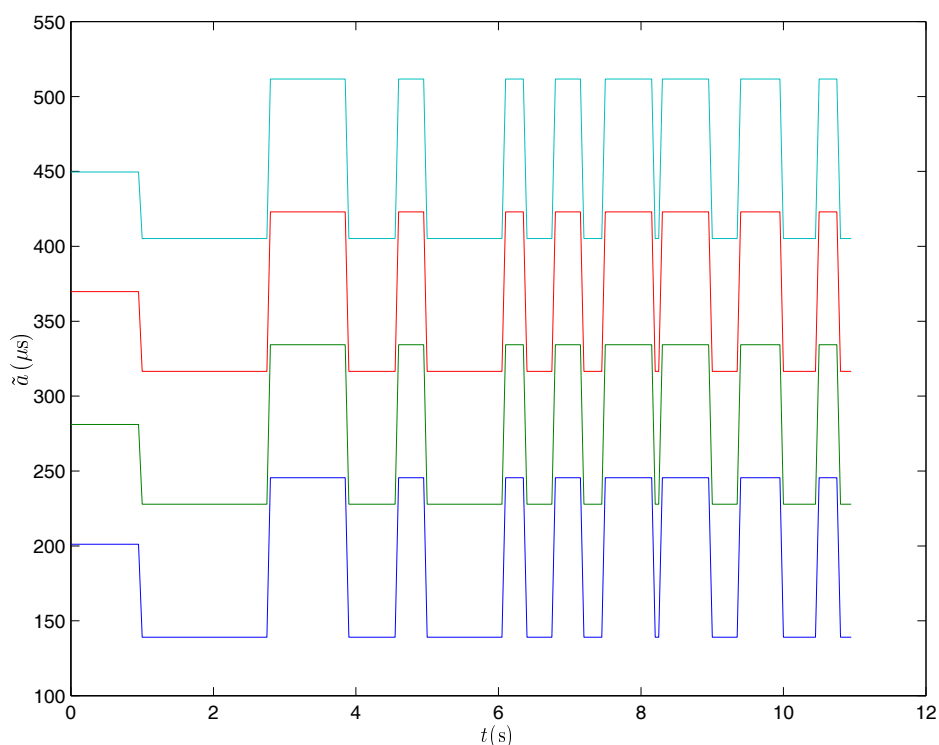
Slika 4.5: Določitev praga in nasičenja električno stimulirane mišice.

Mišica je bila nato identificirana v več delovnih točkah znotraj tega delovnega področja. Število delovnih točk je bilo določeno glede na zahteve za načrtanje regulacijskega sistema momenta gležnjev. Eksperimentalno je bilo ugotovljeno, da je najprimernejše število lokalnih modelov za mišice plantarnih fleksorjev gležnjev štiri ter za

mišice dorzalnih fleksorjev gležnjev tri, zaradi manjšega obsega momentov, ki jih te lahko generirajo. Po določitvi praga in nasičenja električno stimuliranih mišic, je bilo področje pulznih širin med tema karakterističnima točkama razdeljeno na toliko enot, v kolikor delovnih točkah je bila mišica identificirana. Okolice delovnih točk so zajemale enako področje električnih stimulacij. Med dvema sosednjima okolicama delovnih točk je bilo določeno prekrivanje nivoja stimulacije v velikosti 10 % velikosti okolice delovne točke.

Signal za identifikacijo

Za identifikacijo mišic je bil uporabljen psevdo-naključni-binarni signal (PRBS), znotraj katerega je pulzna širina stimulacije lahko zavzela eno od robnih vrednosti okolice delovne točke, za katero je bila identifikacija izvedena. Primer uporabljenih PRB signalov za identifikacijo mišic plantarnih fleksorjev v štirih delovnih točkah prikazuje slika 4.6. Vsak signal za identifikacijo se začne s stopnico dolžine trajanja 1 sekunde ter višine delovne točke v kateri se izvaja identifikacija mišice.



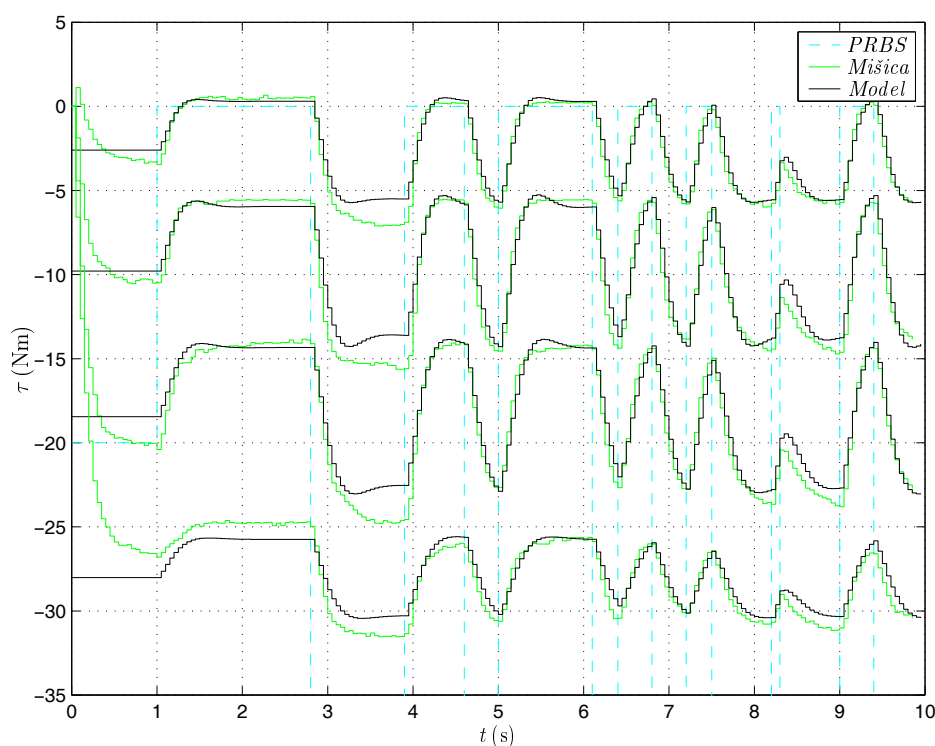
Slika 4.6: Primer vhodnih signalov za identifikacijo mišic plantarnih fleksorjev v štirih delovnih točkah.

V nadaljevanju so prikazani rezultati identifikacije mišic plantarnih fleksorjev ter dorzalnih fleksorjev pri zdravi in paraplegični osebi. Za vsako mišično skupino so podani časovni poteki momenta kot posledica vzbujanja s PRB signalom, Bodejevi diagrami

ter položaji polov in ničel. Odzive skeletnih mišic na električno stimulacijo za potrebe načrtovanje regulacijskih sistemov, dovolj natančno opisujejo modeli drugega reda [40]. Poleg mišičnega modela drugega reda, ki je služil za izhodišče načrtovanja regulatorja, smo mišice predstavili tudi z lokalnimi modeli četrtega reda. Iz lokalnih modelov mišic četrtega reda je bil z uporabo Gaussove interpolacije zgrajen nelinearni mišični model, na podlagi katerega so bili v postopku načrtovanja regulatorja optimirani parametri odprtozančnega ter zaprtozančnega vodenja. Identifikacija mišic je bila izvedena z metodo najmanjših kvadratov.

Identifikacija mišic zdrave osebe

Plantarni fleksorji Slika 4.7 prikazuje karakteristične časovne poteke momenta mišic plantarnih fleksorjev gibalno neprizadete osebe za identifikacijo štirih lokalnih modelov. Na diagramu so prikazani izmerjeni momenti mišic stimuliranih s PRB signalom prikazanim na sliki 4.6 ter izhodi linearnih lokalnih modelov drugega reda pri vzbujanju z istim signalom. Negativni izmerjeni moment je posledica aktivacije plantarnih fleksorjev. Prenosne funkcije diskretnih lokalnih modelov drugega reda ter njihova ojačenja, ki ustrezajo časovnim potekom na sliki 4.7 so prikazana v tabeli 4.1.



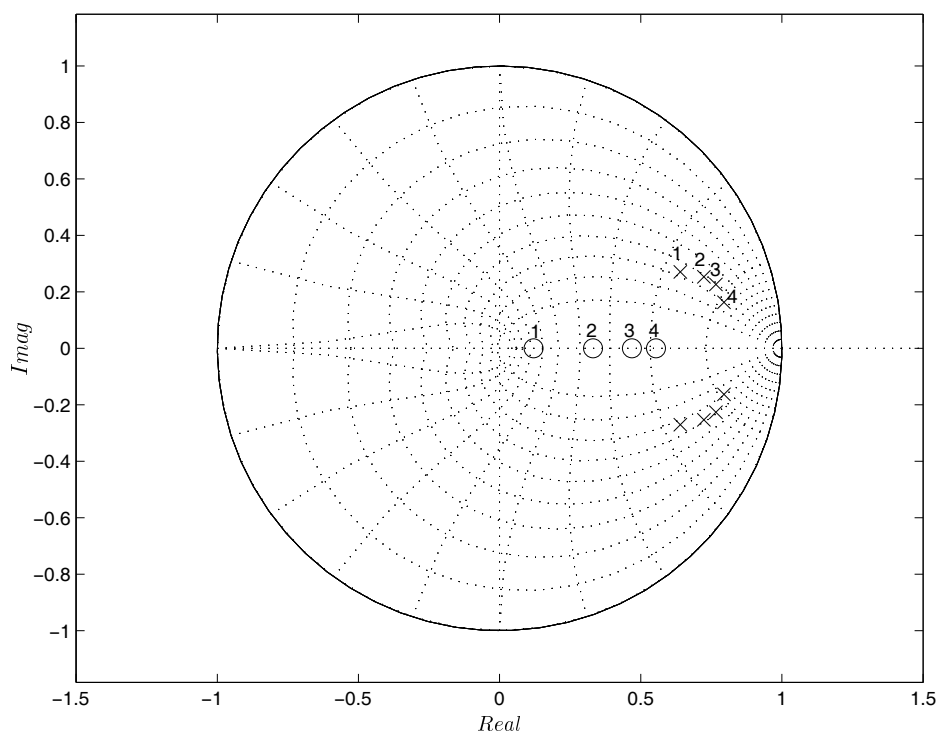
Slika 4.7: Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev zdrave osebe - časovni poteki.

Poli in ničle, ki ustrezajo identificiranim prenosnim funkcijam, so prikazani na sliki

Tabela 4.1: Prenosne funkcije in enosmerna ojačenja lokalnih modelov plantarnih fleksorjev zdrave osebe.

Model	Prenosna funkcija	Ojačenje
1	$\frac{q^{-1}(-0.1505+0.0181q^{-1})}{1-1.2796q^{-1}+0.7614q^{-2}}$	-0.0638
2	$\frac{q^{-1}(-2.2800+0.7538q^{-1})}{1-1.4470q^{-1}+0.5023q^{-2}}$	-0.0844
3	$\frac{q^{-1}(0.5706-0.2676q^{-1})}{1-1.5318q^{-1}+0.2335q^{-2}}$	-0.0904
4	$\frac{q^{-1}(0.2914-0.1614q^{-1})}{1-1.5890q^{-1}+0.2051q^{-2}}$	-0.0499

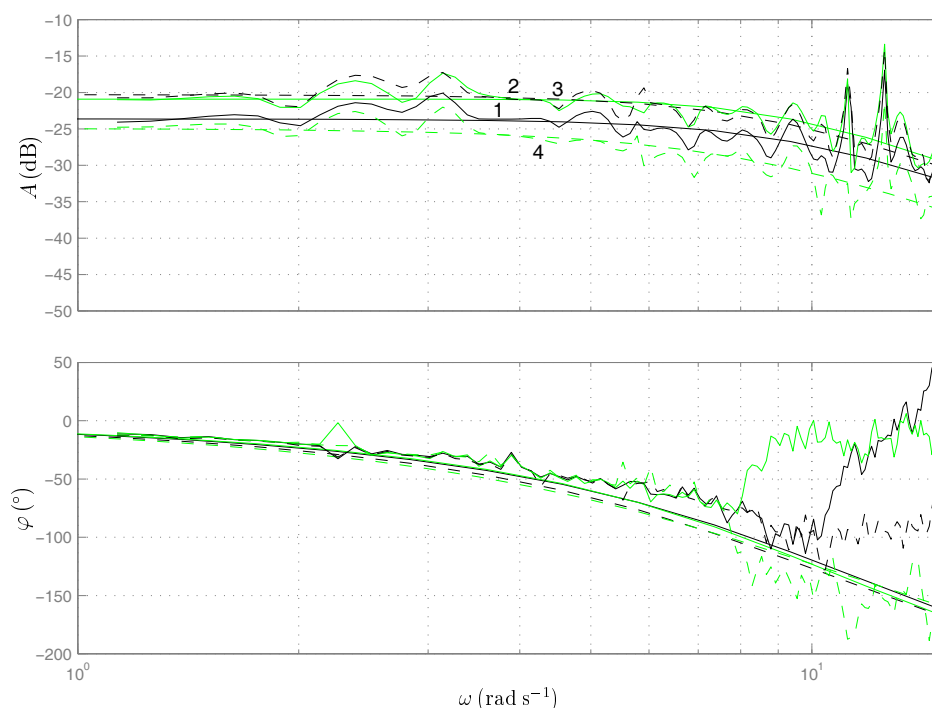
4.8. Iz položaja kompleksnih polov je razvidno, da se z večanjem aktivacije mišic poli premikajo proti realni osi.



Slika 4.8: Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev zdrave osebe - diagram polov in ničel.

Frekvenčna karakteristika identificiranih prenosnih funkcij je predstavljena z Bodejevimi diagrami na sliki 4.9. Iz diagramov je razvidno, da se mejna frekvenca stimuliranih mišic od približno 10 rad/s, oziroma 1.6 Hz, zniža do 7 rad/s, oziroma 1.1 Hz pri prehajanju od najnižje pa do najvišje aktivacije. Ojačenja prenosnih funkcij lokalnih modelov so načeloma najmanjša za prvi in zadnji model, večja pa za vmesne modele. Slednja ugotovitev je seveda neposredno odvisna od določitve vrednosti praga in nasičenja mišic. V primeru, da je prag dovolj visoko postavljen oziroma nasičenje

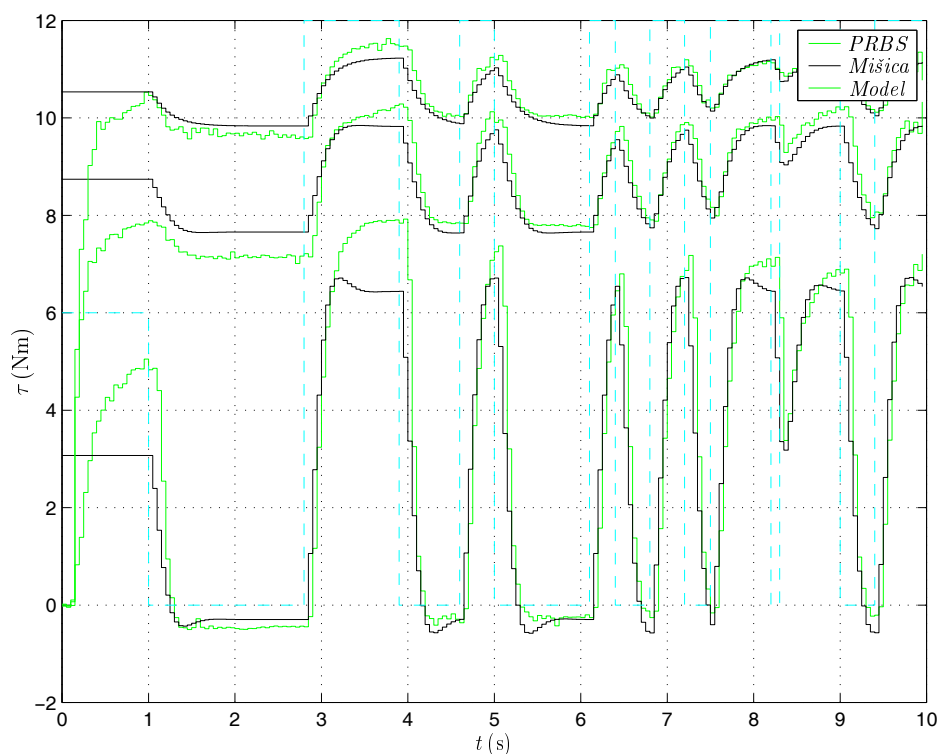
dovolj nizko, potem zgornja ugotovitev ni več nujno veljavna.



Slika 4.9: Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev zdrave osebe - Bodejev diagram prenosne funkcije in Fourierova analiza.

Dorzalni fleksorji V nadaljevanju bo prikazan primer identifikacije mišic dorzalnih fleksorjev zdrave osebe. Identifikacija teh mišic je v primerjavi z identifikacijo mišic plantarnih fleksorjev precej težavnejša. Vzroka sta predvsem dva. Mišice dorzalnih fleksorjev so v splošnem občutno šibkejšje od mišic plantarnih fleksorjev, saj imajo slednje odločilno vlogo pri odzivu, medtem ko prve predvsem delujejo pri dviganju stopala. To dejstvo pa že vodi do drugega od prej omenjenih vzrokov. Medtem ko pri stimulaciji plantarnih fleksorjev nasprotuje stimulaciji celotna teža telesa in torej zlahka zagotovimo izometrične pogoje, se pri stimulaciji dorzalnih fleksorjev pojavi dviganje stopala, ki se zaradi relativno majhne teže ter viskoznega in statičnega trenja v sklepu, tudi po znižanju nivoja stimulacije relativno počasi vrača v izhodiščno lego. Posledica so predvsem neustrezni rezultati identifikacije modelov v višjih področjih aktivacije mišic. Primer časovnega poteka momentov pri uspešni identifikaciji dorzalnih fleksorjev je prikazan na sliki 4.10. Zaradi prej omenjenih težav pri identifikaciji te mišične skupine, smo se v tem primeru omejili le na tri lokalne modele, ki zadovoljivo opisujejo celotno mišico. Iz časovnih potekov je razvidno, da je največji moment, ki ga te mišice generirajo po absolutni vrednosti približno trikrat manjši do momenta plantarnih fleksorjev.

Prenosne funkcije ter ojačenja lokalnih modelov, ki ustrezajo razmeram na sliki 4.10 so predstavljeni v tabeli 4.2.



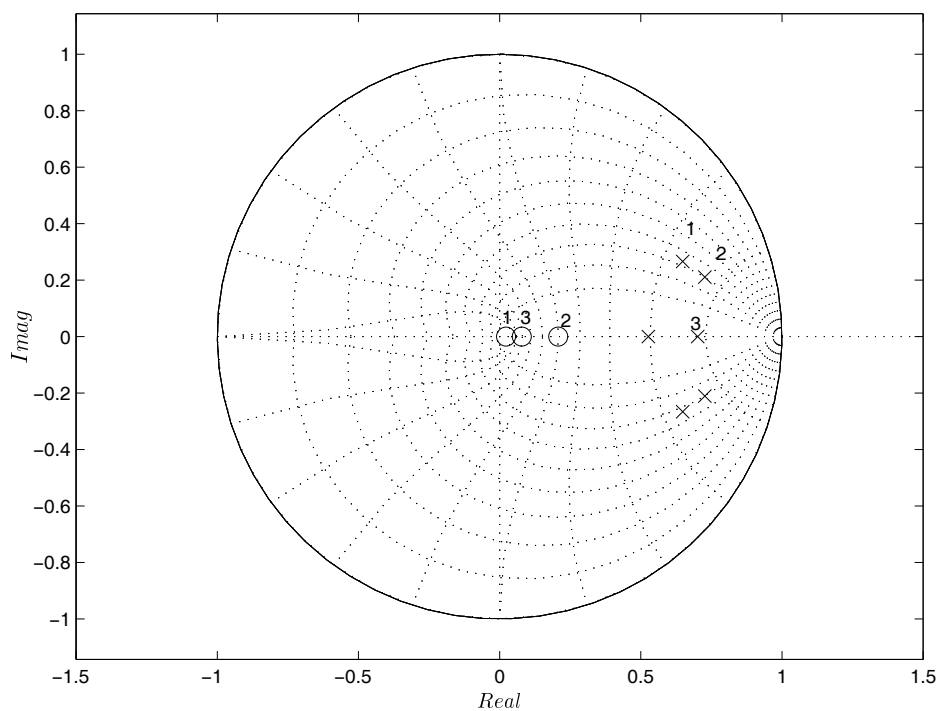
Slika 4.10: Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev zdrave osebe - časovni poteki.

Tabela 4.2: Prenosne funkcije in enosmerna ojačenja lokalnih modelov dorzalnih fleksorjev zdrave osebe.

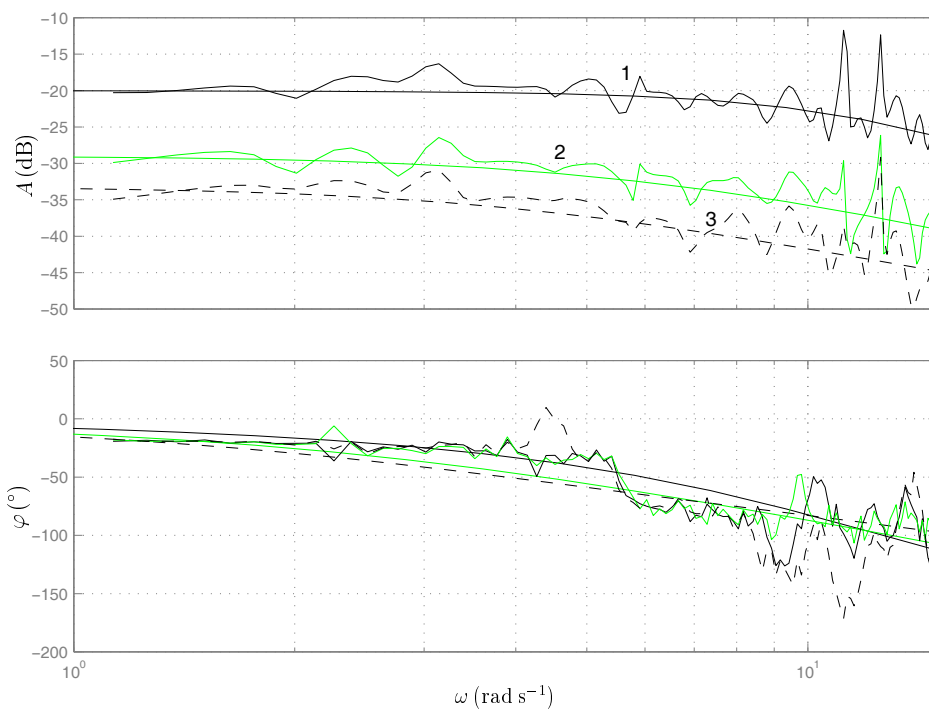
Model	Prenosna funkcija	Ojačenje
1	$\frac{q^{-1}(0.01881-0.0004298q^{-1})}{1-1.297q^{-1}+0.4915q^{-2}}$	0.0946
2	$\frac{q^{-1}(0.004346-0.0009016q^{-1})}{1-1.453q^{-1}+0.5723q^{-2}}$	0.0289
3	$\frac{q^{-1}(0.002861-0.0002249q^{-1})}{1-1.229q^{-1}+0.3698q^{-2}}$	0.0187

Poli in ničle prenosnih funkcij so prikazani na sliki 4.11. Podobno kot za mišice plantarnih fleksorjev, tudi za dorzalne fleksorje velja, da se z višanjem aktivacije mišic poli premikajo proti realni osi.

Frekvenčne karakteristike identificiranih modelov so prikazane z Bodejevimi diagrami na sliki 4.12. Frekvenčni spekter prenosnih funkcij za posamezne modele ne odstopa opazno od spektrov ugotovljenih za mišice plantarnih fleksorjev.



Slika 4.11: Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev zdrave osebe - diagram polov in ničel.

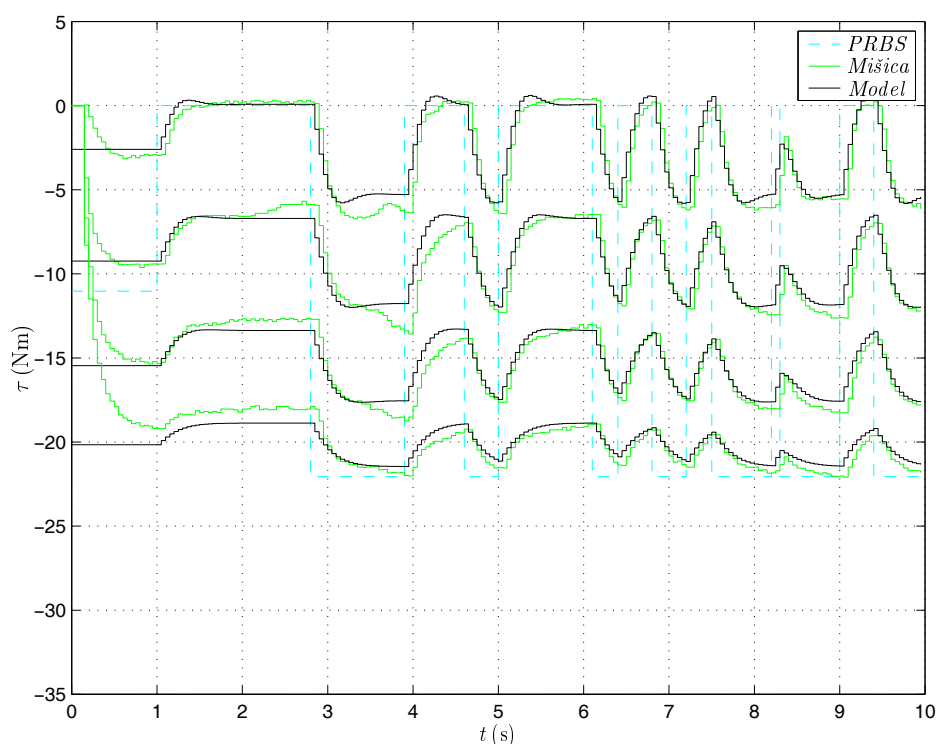


Slika 4.12: Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev zdrave osebe - Bodejev diagram prenosne funkcije in Fourierova analiza.

Identifikacija mišic paraplegične osebe

Za primerjavo bodo v nadaljevanju prikazani rezultati identifikacije mišic plantarnih in dorzalnih fleksorjev paraplegične osebe. Najprej analizirajmo rezultate identifikacije plantarnih fleksorjev.

Plantarni fleksorji Iz časovnih potekov izmerjenih momentov je razvidno, da je zaradi atrofije gleženjskih mišic mogoče s stimulacijo doseči občutno manjše momente kot pri zdravi osebi (slika 4.13). Največji izmerjeni moment je znašal le nekoliko več od 20 Nm, medtem ko lahko pri zdravi osebi brez težav dosežemo momente večje od 40 Nm, čeprav se zaradi neugodnega občutenja stimulacije raje omejimo na nižje vrednosti. Prenosne funkcije identificiranih lokalni modelov ter njihova ojačenja so prikazana v tabeli 4.3. Primerjava ojačenj identificiranih modelov pri nizkih frekvencah pokaže znatno nižja ojačenja pri paraplegični osebi, pri čemer je potrebno dodati, da so bile tudi amplitude pulzov električne stimulacije plantarnih fleksorjev paraplegične osebe znatno višje (55 mA pri zdravi osebi, 80 mA pri paraplegični osebi).

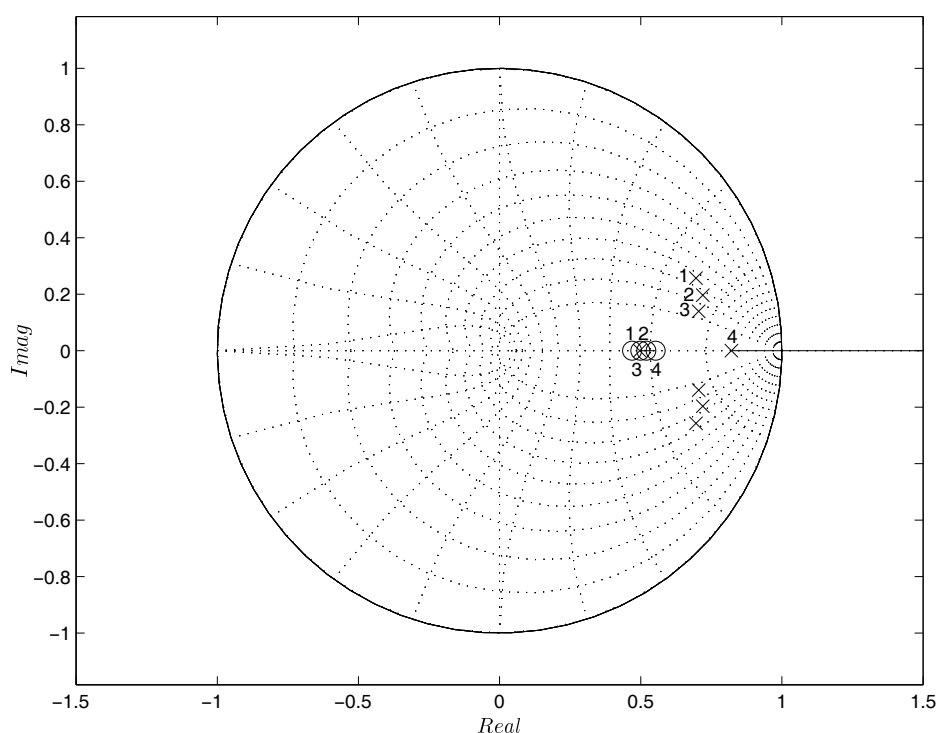


Slika 4.13: Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev paraplegične osebe - časovni poteki.

Slika 4.14 prikazuje lego polov in ničel identificiranih modelov. Tako kot pri mišicah zdrave osebe, tudi v tem primeru velja, da se z večanjem nivoja stimulacije poli od kompleksnih vrednosti premikajo proti realnim vrednostim.

Tabela 4.3: Prenosne funkcije in enosmerna ojačenja lokalnih modelov plantarnih fleksorjev paraplegične osebe.

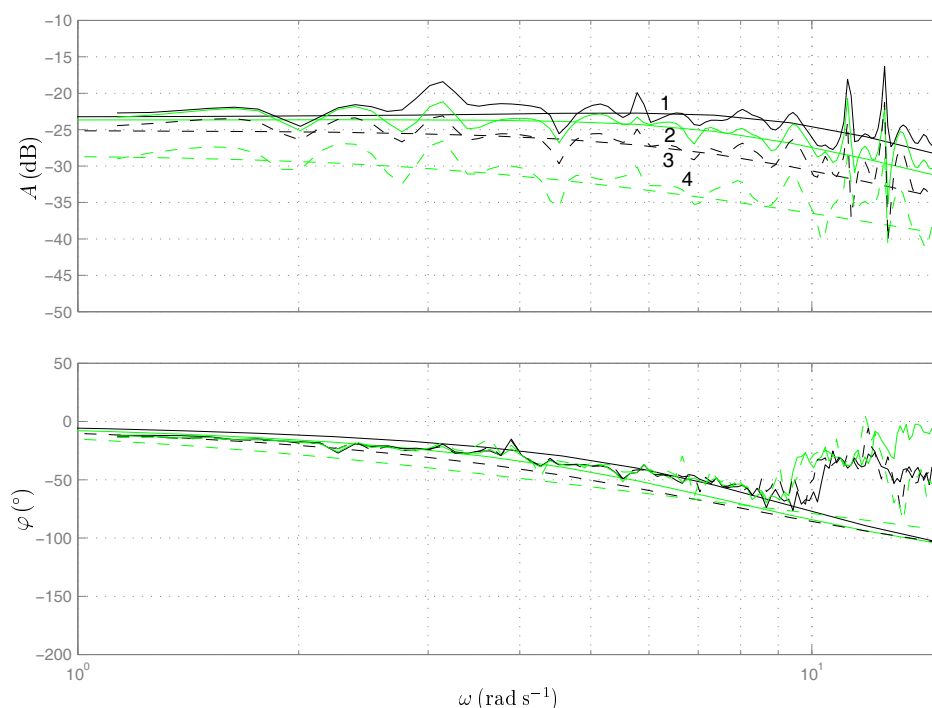
Model	Prenosna funkcija	Ojačenje
1	$\frac{q^{-1}(-0.0206+0.0097q^{-1})}{1-1.3911q^{-1}+0.5501q^{-2}}$	-0.0687
2	$\frac{q^{-1}(-0.0160+0.0083q^{-1})}{1-1.4392q^{-1}+0.5566q^{-2}}$	-0.0654
3	$\frac{q^{-1}(-0.0118+0.0059q^{-1})}{1-1.4098q^{-1}+0.5163q^{-2}}$	-0.0555
4	$\frac{q^{-1}(-0.0076+0.0042q^{-1})}{1-1.3174q^{-1}+0.4076q^{-2}}$	-0.0379



Slika 4.14: Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev paraplegične osebe - diagram polov in ničel.

Dinamiko mišic v različnih področjih delovanja najbolj prikazuje Bodejev diagram, prikazan na sliki 4.14. Mejna frekvenca stimuliranih mišic se od najnižje do najvišje aktivacije spreminja od približno 10 rad/s do 4 rad/s, oziroma od 1.5 Hz do 0.6 Hz. Čeprav je glede na majhno število identificiranih mišic paraplegičnih oseb težko posploševati, je iz konkretnega primera razvidno, da so ojačenja paraliziranih mišic manjša ter njihova dinamika počasnejša od neprizadetih mišic.

Dorzalni fleksorji Analizirajmo razmere pri stimulaciji dorzalnih fleksorjev paraplegične osebe. Enako kot za plantarne fleksorje, velja tudi pri dorzalnih fleksorjih ugotovitev, da so največje amplitude izmerjenih momentov znatno nižje kot pri zdra-



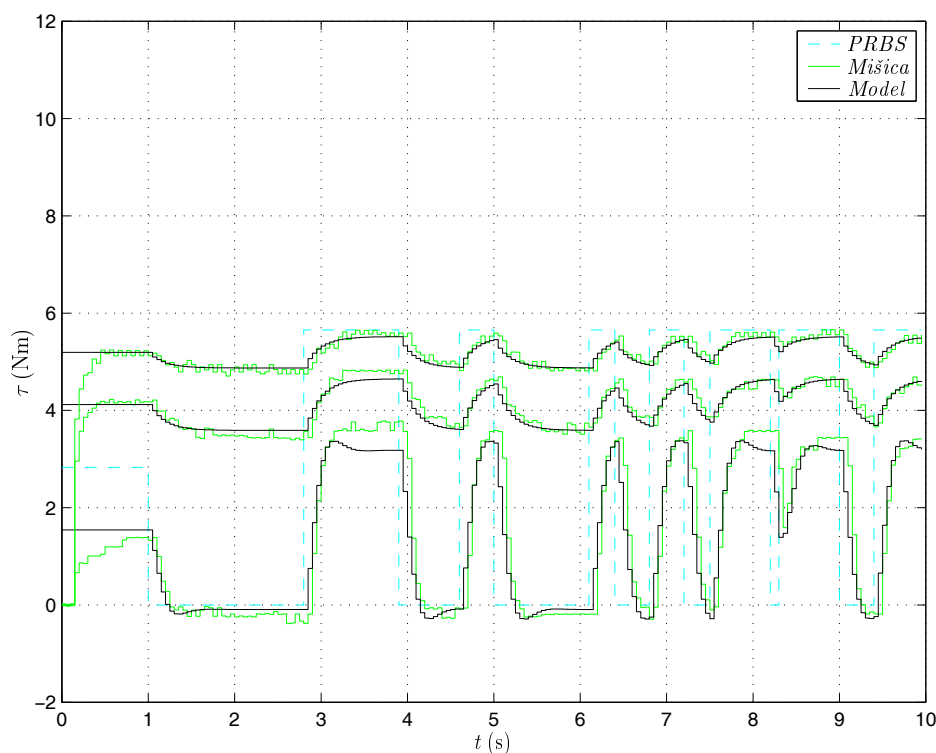
Slika 4.15: Identifikacija mišic plantarnih fleksorjev paraplegične osebe - Bodejev diagram prenosne funkcije in Fourierova analiza.

vih osebah (slika 4.16). Prav tako so tudi enosmerna ojačenja mišic v posameznih delovnih točkah znatno nižja kot pri zdravih osebah, navkljub višji amplitudi električne stimulacije (45 mA pri zdravih osebah ter 65 mA pri paraplegičnih osebah). Prenosne funkcije identificiranih modelov ter njihova enosmerna ojačenja so prikazana v tabeli 4.4.

Tabela 4.4: Prenosne funkcije in enosmerna ojačenja lokalnih modelov dorzalnih fleksorjev paraplegične osebe.

Model	Prenosna funkcija	Ojačenje
1	$\frac{q^{-1}(0.0798-0.0089q^{-1})}{1-1.2212q^{-1}+0.8744q^{-2}}$	0.0463
2	$\frac{q^{-1}(0.0868-0.0128q^{-1})}{1-0.9495q^{-1}+0.1520q^{-2}}$	0.0150
3	$\frac{q^{-1}(0.0479-0.0096q^{-1})}{1-0.7848q^{-1}+0.0226q^{-2}}$	0.0091

Poli in ničle, ki ustrezajo prenosnim funkcijam, so prikazani na diagramu 4.17. V splošnem velja ugotovitev, da se z večanjem aktivacije mišic poli selijo iz kompleksnih vrednosti na realno os. Natančnejši vpogled v dinamiko mišic prikazuje Bodejev diagram na sliki 4.18. Tako kot pri ostalih identificiranih mišicah, je tudi tokrat očitno, da se dinamika mišic s spreminjanjem delovne točke znatno spreminja. Mejna frekvenca se znižuje od 10 rad/s pri najnižji aktivaciji do približno 6 rad/s pri največji aktivaciji.



Slika 4.16: Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev paraplegične osebe - časovni poteki.

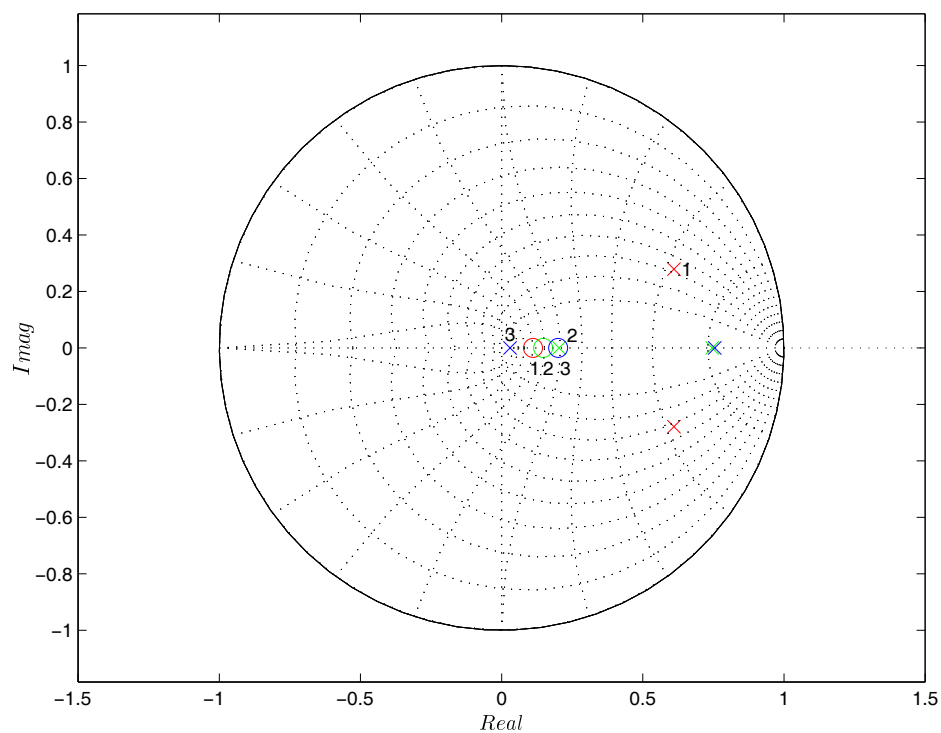
Empirično ugotovljeno spreminjanje dinamike mišic potrjuje upravičenost modeliranja mišic v več delovnih točkah.

4.2.2 Načrtovanje regulatorja momenta

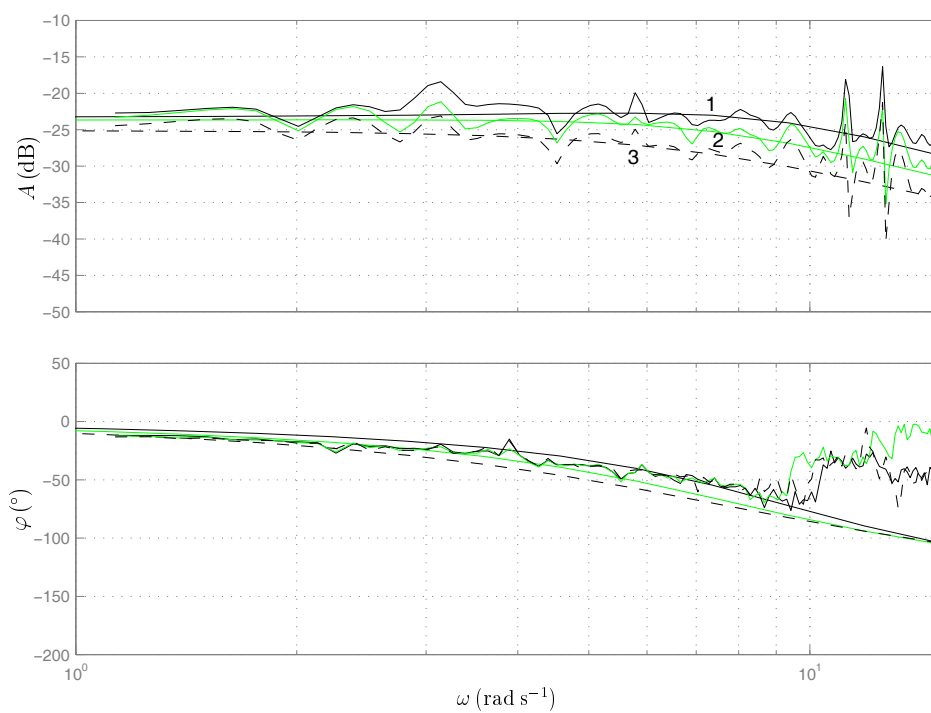
Prikazani rezultati identifikacije mišic so osnova za načrtovanje regulatorja momenta električno stimuliranih mišic gležnjev. Za posamezno mišično skupino je bil načrtan regulator v skladu s teoretičnimi osnovami predstavljenimi v drugem poglavju. Glede na to, da je bil regulator že izčrpno predstavljen, se bomo tokrat omejili na probleme preklapljanja med plantarnimi in dorzalnimi fleksorji ter nastavitve parametrov regulatorjev.

Preklopi med plantarnimi in dorzalnimi fleksorji

Za izvedbo zveznih prehodov med plantarnim in dorzalnim momentom je odločilnega pomena natančno predvideti prehod reference momenta preko vrednosti nič z zadostno časovno rezervo. Časovni interval mora biti vsaj toliko dolg, kolikor je zakasnitev v aktivaciji mišice. Analiza preklapljanja plantarnih in dorzalnih fleksorjev zdravih oseb je pokazala, da samo predikcija prehoda ničle ne zagotavlja zveznosti gleženjskega momenta. Za izboljšavo prekopov med mišicami, je bilo potrebno vpeljati koaktivacijo



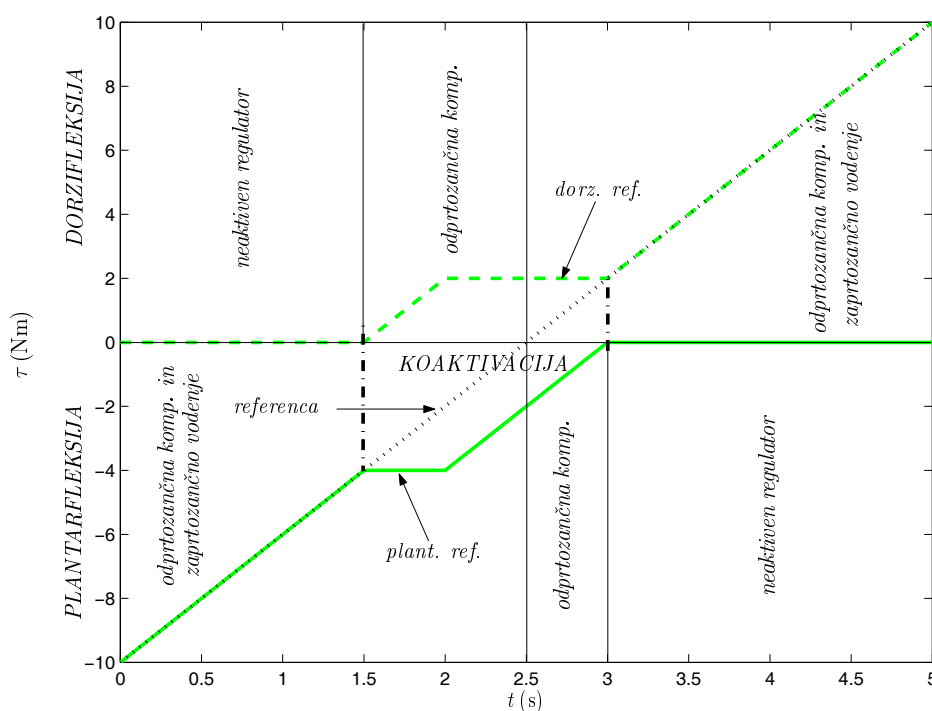
Slika 4.17: Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev paraplegične osebe - diagram polov in ničel.



Slika 4.18: Identifikacija mišic dorzalnih fleksorjev paraplegične osebe - Bodejev diagram prenosne funkcije in Fourierova analiza.

antagonističnih mišic v okolici referenčne vrednosti momenta nič. Ker sta tako regulator kot tudi mišica vselej aktivna, ko je referenca momenta v bližini vrednosti nič, je s tem izločen vpliv zakasnitev zaradi aktivacije regulatorja in mišice, s čimer je mogoče doseči zvezne prehode momente čez ničlo.

Zdrav človek lahko v normalnih okoliščinah neodvisno nadzira posamezne mišične skupine in lahko sočasno aktivira antagonistične mišice gležnjev. Problem sočasne aktivacije mišic z električno stimulacijo izvira iz nezmožnosti neodvisnega merjenja sile, ki jo generira posamezna mišica (plantarni oziroma dorzalni fleksor). Pritiskovne plošče omogočajo le merjenje skupnega učinka delovanja vseh stimuliranih mišic, torej velikosti in točke delovanja vektorja reakcijske sile na podlago. Izvedbo koaktivacije je potrebno temu prilagoditi. Slika 4.19 prikazuje razmere pri koaktivaciji za primer, ko se referenca momenta spreminja od negativne proti pozitivni, torej od plantarfleksije k dorzifleksiji in ob času 2.5 sekunde seka abscisno os. Izvedba koaktivacije temelji na zahtevi, da so pri absolutnih vrednostih reference momenta, ki je manjša od določenega praga, antagonistične mišice hkrati aktivirane. Ker nimamo instrumentov za merjenje aktivnosti posameznih mišic, temveč lahko opazujemo le skupni učinek, pri koaktivaciji ne moremo uporabljati zaprtozančne regulacije momenta na obeh mišičnih skupinah sočasno. To bi lahko privedlo do visokih aktivacij posameznih mišic, pri čemer bi bila rezultanta momenta še vedno nič. V izogib težavam, je regulacija momenta v koakti-



Slika 4.19: Izvedba koaktivacije mišic.

vaciji načrtana tako, da je ena mišična skupina vodena odprtozančno (vključuje samo odprtozančni kompenzator), druga pa zaprtozančno. Zaprtozančna regulacija je vedno izvedena na tisti mišični skupini, katere aktivacijo dejansko zahteva podana referenca momenta. S tako izvedeno aktivacijo mišic je mogoče doseči zvezne trajektorije momenta, brez vnaprejšnjega natančnega poznavanja trenutka prehoda ničle.

Nastavitve parametrov regulatorjev

V nadaljevanju si pogledjmo še nastavitve parametrov odprtozančne kompenzacije in zaprtozančnega vodenja. Narava eksperimentov ne omogoča spreminjanja parametrov s poskusi in napakami, ker je to neugodno za počutje osebe, hkrati pa tudi povzroča pretirano utrujanje mišic. V ta namen je bilo potrebno načrtati sistem za avtomatsko nastavitve parametrov regulatorja. Odprtozančni kompenzator in zaprtozančni regulator sta relativno neodvisna eden od drugega v smislu zahtev za njuno delovanje. Medtem ko od odprtozančnega kompenzatorja zahtevamo čim hitrejši odzive na spremembo reference pa so osnovne zahteve za zaprtozančno vodenje stabilno delovanje ter kompenzacija napak in odpravljanje motenj.

Parametri obeh podsistemov so bili določeni z optimizacijo. Ker je za nastavitve parametrov potrebno poznati dovolj natančen model mišice, smo v ta namen uporabili nelinearni model mišice zgrajen z Gaussovo interpolacijo identificiranih lokalnih modelov četrtega reda. Takšen model se je izkazal kot dovolj občutljiv za že majhne spremembe parametrov regulatorja. Najprej se posvetimo določitvi parametrov odprtozančne kompenzacije. Kot smo že uvodoma opozorili, je bistvo tega dela čim hitrejši odziv na spremembo reference. Za potrebe optimizacije je bil generiran naključen signal z mejno frekvenco 2 Hz določeno na podlagi analize odzivov zdravih oseb na motnje [13]. Optimizacija temelji na minimizaciji vsote kvadratov dveh napak, kot je določeno z enačbo 4.1.

$$J_{ff} = \sum_k \left(K_1 ((\xi_k - \tau_k) \dot{\xi}_k)^2 + K_2 \dot{a}_{ff,k}^2 e^{-K_3 |\dot{\xi}_k|} \right) \quad (4.1)$$

Člen $((\xi_k - \tau_k) \dot{\xi}_k)^2$ predstavlja zahtevo po minimalni napaki v trenutku spremembe reference, medtem ko člen $\dot{a}_{ff,k}^2 e^{-K_3 |\dot{\xi}_k|}$ predstavlja zahtevo po konstantni aktivaciji mišice v primeru konstantne reference. Faktorji K_1 , K_2 ter K_3 predstavljajo pozitivne utežne vrednosti za posamezne prispevke. Optimizacijska cenilka torej predstavlja zahtevo po čim hitrejšem odzivu mišice na spremembo reference momenta ob minimalnem prenihanju.

Poglejmo še optimizacijo parametrov zaprtozančnega dela regulatorja. Optimizacijski postopek je bil izveden z združenima odprtozančnim kompenzatorjem in zaprtozančnim regulatorjem. Uporabljeni so bili parametri odprtozančnega kompenzatorja določeni v prvi fazi optimizacije. Kot smo že omenili mora zaprtozančni regulator zagotavljati čim manjšo napako ter uspešno odpravljati motnje. Poleg tega pa mora ostati delovanje sistema stabilno. Za optimizacijo regulatorja je bil uporabljen naključen signal reference z mejno frekvenco 1.2 Hz. Referenčni signal predstavlja osnovo na katero so bile superponirane naključne motnje z mejno frekvenco 2 Hz, s čimer je bilo mogoče optimizirati parametre regulacijskega sistema za celotno področje delovanja. Cenilka za optimizacijo je bila določena z enačbo 4.2.

$$J_{fb} = \sum_k \left(K_4 (\xi_k - \tau_k)^2 + K_5 \dot{\tilde{a}}_{fb,k}^2 e^{-(K_6 |\dot{\xi}_k| + K_7 |\dot{\tau}_{pert,k}|)} \right) \quad (4.2)$$

Člen $(\xi_k - \tau_k)^2$ zagotavlja minimalno napako med referenco in izmerjenim momentom, člen $\dot{\tilde{a}}_{fb,k}^2 e^{-(K_6 |\dot{\xi}_k| + K_7 |\dot{\tau}_{pert,k}|)}$, kjer je $\tau_{pert,k}$ moment motnje, pa zagotavlja konstanten izhod zaprtozančnega sistema, ko je referenca konstantna in ni nastopila motnja. Drugi člen torej zagotavlja stabilno delovanje regulatorja brez prenehajev. Faktorji K_4 , K_5 , K_6 ter K_7 predstavljajo pozitivne utežne vrednosti za posamezne prispevke.

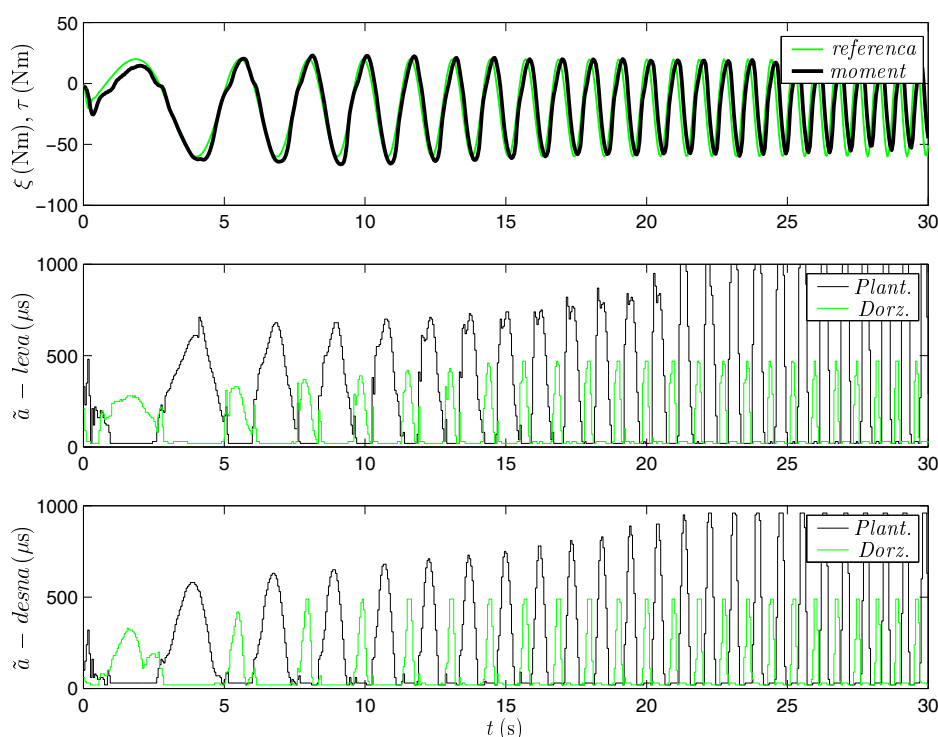
Tako načrtana optimizacija parametrov regulatorja zagotavlja učinkovito in stabilno delovanje regulatorja v vseh pogojih.

4.2.3 Analiza regulacije momenta

Vodenje momenta gležnjev smo preverili na zdravi in paraplegični osebi v izometričnih ter neizometričnih pogojih. V izometričnih pogojih smo uporabili dva tipa testnih referenčnih signalov. Prvi testni signal predstavlja sinusni val s spremenljivo frekvenco od 0.1 Hz do 1.5 Hz oziroma do 3 Hz, kar omogoča analizo delovanja sistema pri različnih frekvencah. Predvsem nas zanimajo odzivi v višjem frekvenčnem območju, kjer zakasnitve v regulacijski zanki pomenijo občutno fazno zaostajanje in mišice same ne morejo več slediti hitrim spremembam reference. Najprej si pogledjmo rezultate za zdrave osebe.

Slika 4.20 prikazuje odziv mišic zdrave osebe na sinusni signal s spreminjajočo frekvenco od 0.1 Hz do 1.5 Hz. Predpisana referenca zahteva tako aktivacijo plantarnih kot dorzalnih fleksorjev. Natančnost sledenja momenta gležnjev predpisani referenci je zadovoljiva. Izmerjeno zaostajanje dejanskega momenta za referenco znaša od 100 do 150 ms. Velikost zakasnitve je določena s časom potrebnim za zajemanje, procesiranje ter izdajo signalov regulatorja (50 ms) in lastno zakasnitvijo mišic aktiviranih z

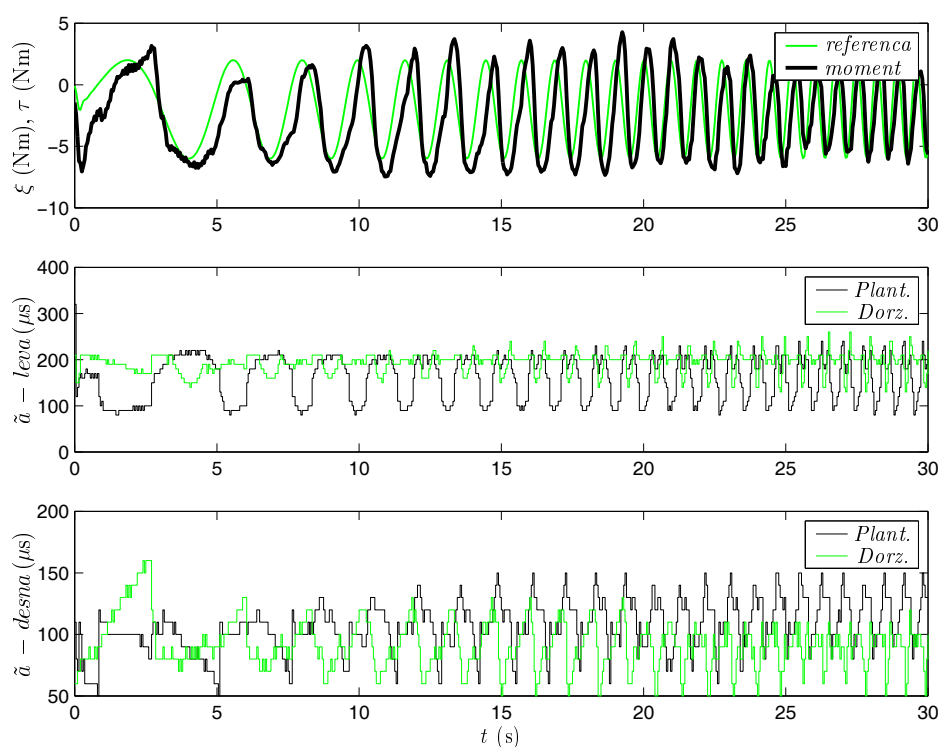
električno stimulacijo (50 ms). Časovni poteki aktivacije plantarnih fleksorjev kažejo znatno povečevanje aktivacije z višanjem frekvence referenčnega signala, kar je povezano z zahtevami za hitrejšo aktivacijo mišic. Podoben trend je mogoče opaziti tudi pri mišicah dorzalnih fleksorjev, le da ta ni tako izrazit. Nivo aktivacije se v tem primeru ne povečuje toliko, ker je relativno hitro doseženo nasičenje stimuliranih mišic. Velja poudariti, da povečevanje aktivacije mišic v tem primeru ni povezano z utrujanjem mišic, saj je sekvenca merjenja relativno kratka, poleg tega pa so mišice zdravih oseb dobro natrenirane.



Slika 4.20: Zdrava oseba - regulacija izometričnega momenta (sinusni signal).

Na sliki 4.21 so prikazani časovni poteki signalov pri vodenju momenta s podobno referenco kot na sliki 4.20, vendar z manjšo amplitudo. Bistvo diagrama je prikaz delovanja regulacijskega sistema v okolici referenčne vrednosti momenta nič. Pred analizo meritev velja poudariti, da so amplitude izmerjenega momenta na meji točnosti uporabljenih pritiskovnih plošč, zato je vprašljiva natančnost prikazanih rezultatov. Natančnejše sledenje momenta predpisani referenci onemogoča tudi uporabljeni stimulator, katerega inkrement pulzne širine znaša $10\mu\text{s}$, kar v konkretnem primeru predstavlja približno 10 % območja znotraj katerega se spreminja aktivacija mišic. Časovni poteki aktivacije mišic leve in desne noge se znatno razlikujejo. Možnih vzrokov za razliko je več, najverjetnejša pa sta nesimetrična stoja osebe ter zavestna aktivnost, ki

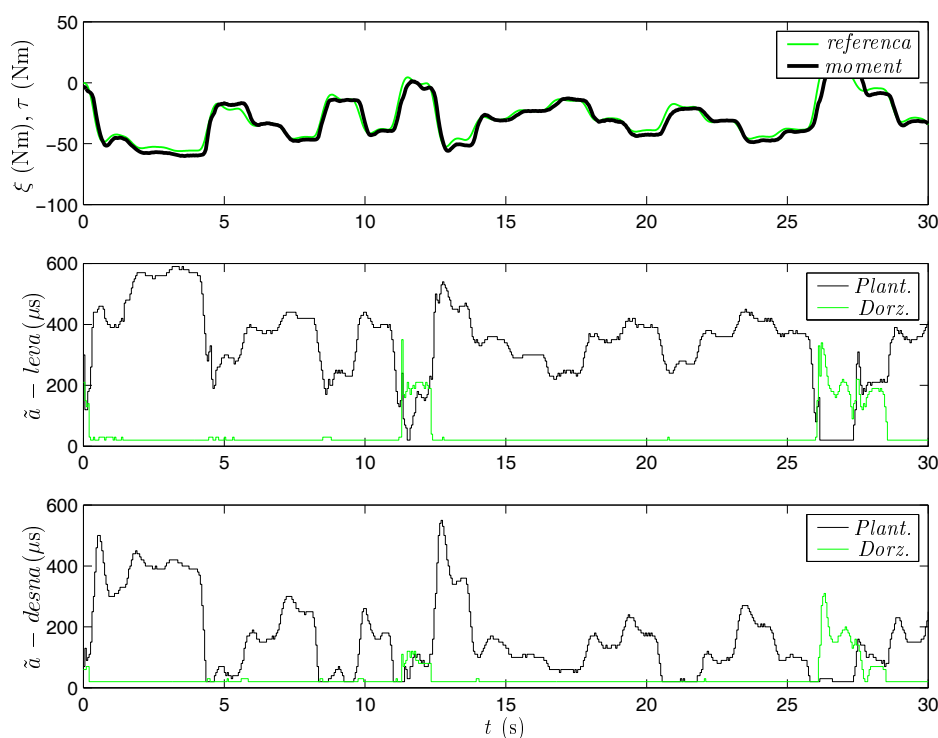
predstavlja motnjo. Časovni poteki aktivacije mišic leve noge predstavljajo lep primer koaktivacije mišičnih skupin. Razvidna je dokaj konstantna aktivacija mišic dorzalnih fleksorjev, ki le malo naraste, ko referenca dobi pozitiven predznak. Znatno večje so spremembe aktivacije plantarnih fleksorjev, ki ob relativno konstantni aktivaciji dorzalnih fleksorjev skrbijo za sledenje momenta predpisani referenci. Ker pri identifikaciji koaktivacija mišic ni bila upoštevana in torej odprtozančni kompenzator ne more predvideti potrebne aktivacije, dobi v tem primeru pomembnejšo vlogo zaprtozančna regulacija. Posledica tega dejstva so daljše zakasnitve v regulacijski zanki pri regulaciji zelo majhnih momentov. Pozitiven učinek takšnega vodenja pa je doseženo zvezno preklapljanje mišic razvidno iz časovnih potekov na sliki 4.20.



Slika 4.21: Zdrava oseba - regulacija izometričnega momenta (majhen sinusni signal).

Pomemben faktor pri izvajanju meritev na zdravih osebah je hitro prilagajanje hotenih odzivov referenčnemu signalu, če je ta determinističen. V izogib vplivom hotene aktivnosti osebe na rezultate vodenja, smo delovanje regulacijskega sistema preverili z naključnim signalom. Ker iz analize meritev potrebnih za identifikacijo mišic sledi, da je najvišja mejna frekvenca stimuliranih mišic približno 1.6 Hz (slika 4.9), smo mejno frekvenco testnega naključnega signala omejili na 1.7 Hz. Iz časovnih potekov referenčnega signala ter izmerjenega momenta je mogoče ugotoviti zadovoljivo sledilno delovanje regulacijskega sistema. Časovni poteki aktivacije mišic kažejo prenehaj ak-

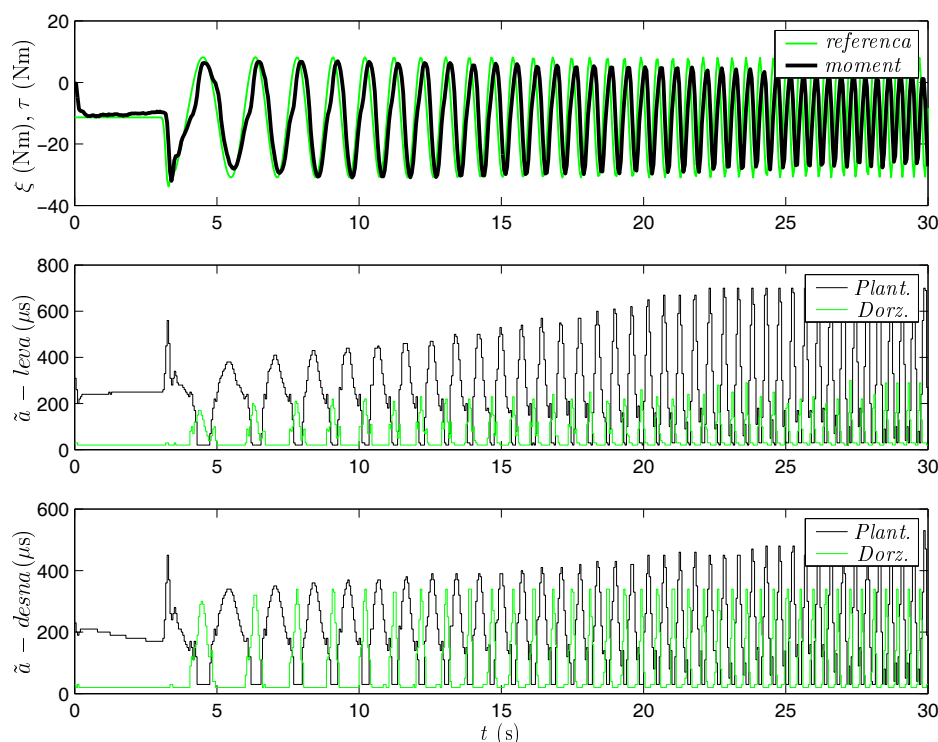
tivacije pri spremembi reference. Opozoriti velja, da je prenehaj deloma posledica prenehaja referenčnega signala dobljenega s filtriranjem pravokotnih pulzov, deloma pa je prenehaj posledica zahteve po hitri spremembi momenta mišic. Izmerjeni momenti vsebujejo le majhne prenehaje, ki se pokrivajo s prenehaji pri spremembi reference.



Slika 4.22: Zdrava oseba - regulacija izometričnega momenta (naključni signal, $f_m = 1.7$ Hz).

V nadaljevanju si pogledjmo še dva primera regulacije izometričnega momenta gležnja paraplegične osebe. V nasprotju z zdravo osebo, pri paraplegični osebi ne nastopa zavestna aktivnost, temveč predvsem refleksna dejavnost mišic, ki jo lahko sproži tudi hitra sprememba nivoja aktivacije. Slika 4.23 prikazuje regulacijo momenta z referenčnim signalom sinusne oblike, ki se začne s stopnico in katerega frekvenca se spreminja od 0.1 Hz do 3 Hz. Pri odzivu na stopnico ne pride ne do prenehaja aktivacije niti ne do prenehaja izmerjenega momenta. Sledenje sinusnemu signalu spremenljive frekvence je podobno kot pri zdravi osebi. Razvidno je povečevanje aktivacije mišic z večanjem frekvence sinusnega vala. Približno na polovici trajanja sinusnega signala, to je pri frekvenci 1.5 Hz, so pojavi upadanje izmerjenih amplitud reguliranega momenta. Ker so v tem področju nivoji aktivacije mišic že znotraj območja nasičenja, to očitno kaže na dejstvo, da mišice ne morejo slediti tako hitrim spremembam reference.

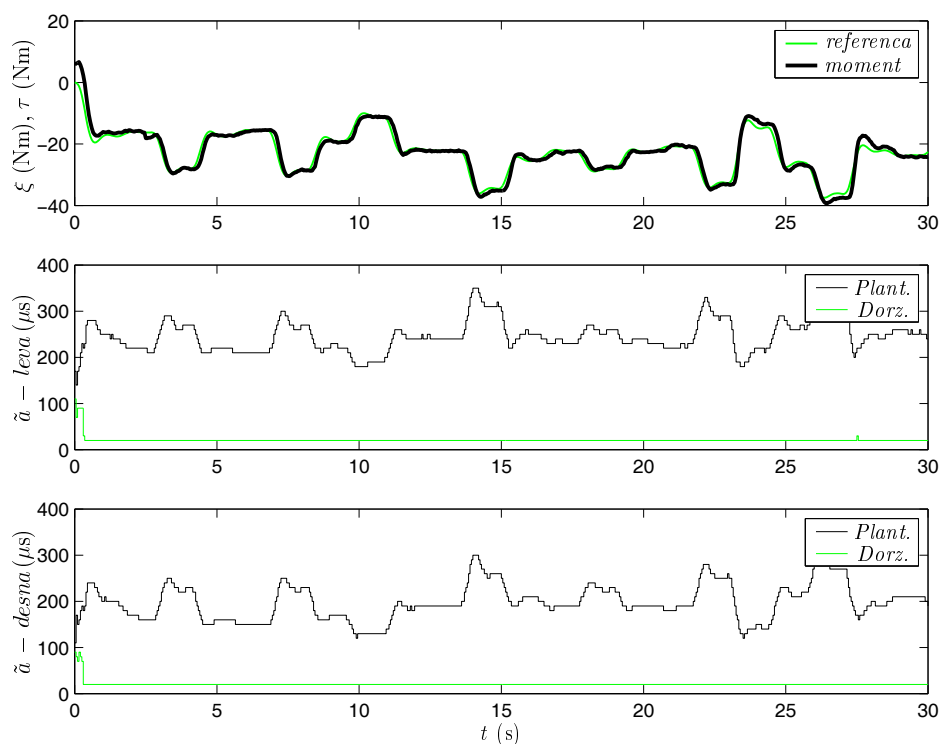
Za primerjavo z zdravo osebo, si v nadaljevanju pogledjmo še odziv stimuliranih mišic paraplegične osebe pri sledenju naključnemu signalu mejne frekvence 1.7 Hz.



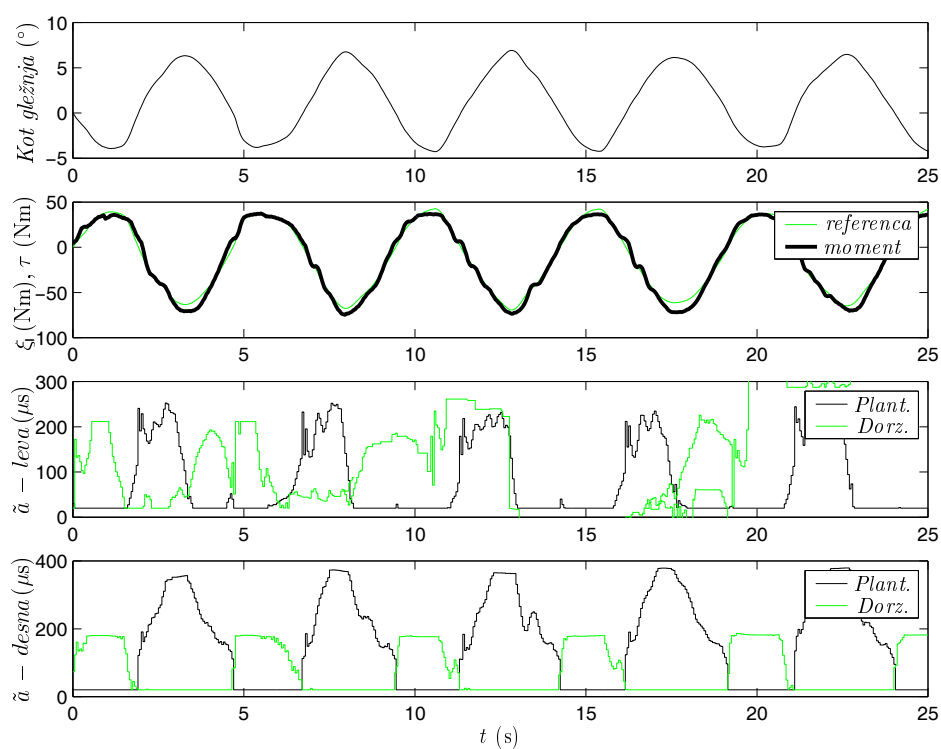
Slika 4.23: Paraplegična oseba - regulacija izometričnega momenta (sinusni signal).

Enako kot pri zdravi osebi, je tudi tokrat ujemanje med predpisanim in izmerjenim signalom zadovoljivo, kar pomeni, da ustreza zahtevam, ki morajo biti izpolnjene za načrtovanje stoje brez opore rok: 1) dovolj hiter odziv regulatorja, 2) natančno sledenje predpisanemu momentu ter 3) stabilno delovanje.

Vsi do sedaj analizirani rezultati, so bili izmerjeni v pogojno izometričnih razmerah. Čeprav stoja ne zahteva velikih sprememb kotov gležnja, pa to vseeno predstavlja neizometrične razmere, ki regulacijski sistem momenta postavijo na težjo preizkušnjo, saj so karakteristike mišic pri različnih dolžinah različne, poleg tega pa spreminjanje kota sklepa predstavlja dodatno motnjo. Zaradi različnih pogojev potrebnih za izvedbo neizometričnih meritev na zdravih ter paraplegičnih osebah, so bile te meritve izvedene z različnimi zahtevami. Rezultati vodenja momenta gležnjev paraplegične osebe v neizometričnih pogojih bodo prikazani v okviru podpoglavja o vodenju stoje brez opore rok (slike 4.29, 4.30, 4.32). V nasprotju s paraplegično osebo pa je na zdravi osebi izvajanje meritev med prosto stojo brez opore rok nesmiselno, saj je nemogoče ločiti zavestno aktivnost osebe od delovanja regulacijskega sistema. Posledično smo za izvedbo neizometričnih meritev na zdravi osebi načrtali eksperiment regulacije togosti gležnjev. Togost gležnjev je definirana kot razmerje med momentom ter kotom gležnja [11, 13]. Eksperiment je bil izveden tako, da je bila oseba zaklenjena v rotacijski opornici. S



Slika 4.24: Paraplegična oseba - regulacija izometričnega momenta (naključni signal, $f_m = 1.7$ Hz).



Slika 4.25: Zdrava oseba - regulacija neizometričnega momenta (regulacija togosti).

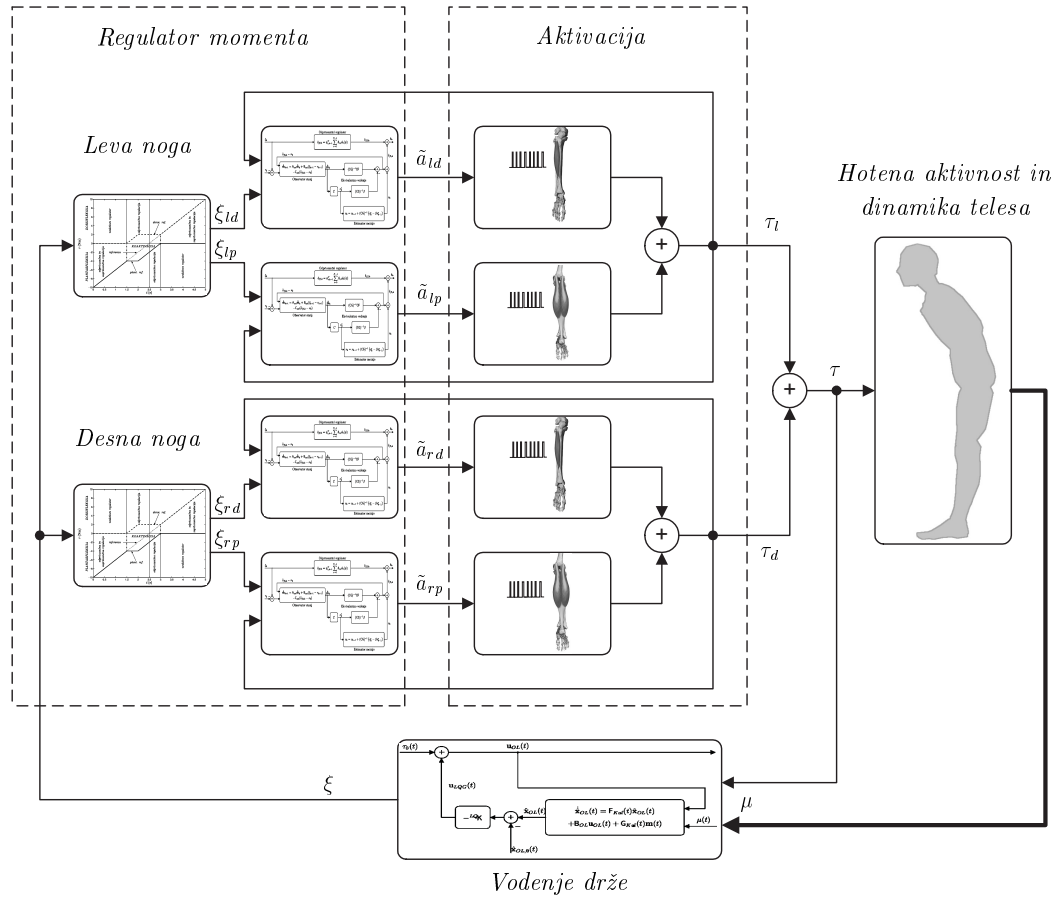
hidravličnim motorjem je bilo vsiljeno zibanje opornice v anteriorno/posteriorni smeri s čimer je bilo vsiljeno tudi spreminjanje kota gležnjev. Rezultati meritev so prikazani na sliki 4.25. Frekvenca vsiljenega zibanja znaša 0.2 Hz, amplituda pa 10° okrog vrednosti kota 1° . Prvi diagram na sliki prikazuje vsiljeno spreminjanje kota gležnja. Želeni moment v gležnjih je bil izračunan ob upoštevanju zahteve za konstantno togost gležnjev $10 \text{ Nm}/^\circ$. Želeni in doseženi moment prikazuje drugi diagram. Iz časovnih potekov aktivacije mišic na tretjem in četrtem diagramu je mogoče ugotoviti številne manjše popravke aktivacije mišic, ki so posledica kompenzacij motenj povezanih z neizometričnimi pogoji. Očitna je nesimetričnost aktivacije med levo in desno nogo. Neglede na spremenjene pogoje delovanja, je rezultat vodenja v okviru predpisanih zahtev, saj dejanski moment verno sledi predpisani referenci.

4.3 Vodenje stoje

4.3.1 Združitev momentne in položajne regulacije

Vse do sedaj, smo ločeno obravnavali regulacijski sistem momenta gležnjev ter sistem vodenja ravnotežja brez opore rok. Za potrebe stoje brez opore rok je potrebno oba bloka združiti v enoten sistem. Regulator momenta sedaj predstavlja notranjo regulacijsko zanko sistema vodenja. Referenco potrebno za regulacijo momenta definira podsistem vodenja drže. Celoten sistem je shematično prikazan na sliki 4.26.

Osrednjo vlogo v celotnem sistemu ima oseba s svojo hoteno aktivnostjo zgornjega dela telesa. Sistem vodenja drže na podlagi izmerjenih položajev ter hitrosti segmentov telesa, izmerjenega momenta v gležnjih in izračunanega momenta v trupu, določi potreben moment v gležnjih, ki zagotavlja pokončno ravnotežje ob minimalnem utrujanju stimuliranih mišic. Referenca momenta se na odločitvenem podsistemu porazdeli med regulatorje stimulacije posameznih mišic. Iz ene skupne reference nastanejo štiri zelene vrednosti momenta za posamezne regulatorje aktivacije mišic. Glede na dejstvo, da ni mogoče meriti sile, posameznih stimuliranih mišic, je v povratnih zankah regulatorjev aktivacije mišic uporabljen izmerjeni moment, ki je vsota prispevkov stimuliranih plantarnih in dorzalnih fleksorjev gležnja. Moment, ki ga generirajo stimulirane mišice gležnjev, skupaj z momentom zavestne aktivnosti v trupu, deluje na biomehansko strukturo telesa. Vsota delovanja momentov rezultira v vzdrževanju metastabilnega ravnovesja telesa paraplegične osebe.



Slika 4.26: Regulacijski sistem

4.3.2 Implementacija regulacijskega algoritma

Regulacijski algoritem je bil implementiran v okolju Matlab/Simulink (Mathworks Inc.) [100]. Izveden je bil v diskretni obliki s konstantno frekvenco vzorčenja 20 Hz. Skupna zakasnitev, ki je posledica zajemanja in obdelave podatkov ter krmiljenja stimulatorja znaša en vzorčni interval, oziroma 50 ms. Implementacija algoritma vodenja je v okrnjeni obliki prikazana na sliki 4.27. Svetli bloki na levi strani predstavljajo zajemanje merjenih veličin. Te so osnova za izračun kotov in momentov sklepov. Sledi izračun reference momenta v sklepih gležnjev, kar predstavlja vhodni signal momentnega regulatorja. Zadnja dva bloka v glavni veji predstavljata prilagoditev nivojev stimulacije ter pošiljanje izračunanih aktivacij mišic v krmilni sistem stimulatorja.

4.3.3 Merilni protokol stoji

Meritve so bile izvedene z osebo vpeto v mehansko opornico. Kolena in kolki so bili zaklenjeni, gležnji pa prosto gibljivi. Elektrode za električno stimulacijo so bile postavljene, kot je prikazano na sliki 4.4. Položaji spodnjih okončin ter trupa so bili merjeni



Učinkovitost delovanja načrtanega sistema vodenja je zelo težko, če že ne nemogoče dokazati na zdravih ljudeh, saj ti nehotе vzdržujejo pokončno ravnovesje in se ob morebitni nevarnosti padca nehotе odzovejo. Čeprav so bile meritve nepodprte stoje izvedene tudi na zdravih osebah pa je prikaz rezultatov omejen le na paraplegične osebe, saj je mogoče le v tem primeru nedvoumno pokazati uspešnost sistema vodenja.

Pred analizo rezultatov je potrebno poudariti, da osebe pred preizkusom vodenja stoje brez opore rok niso imele možnosti nikakršnega treninga v razmerah, ki bi bile kakorkoli podobne razmeram med eksperimenti. Poleg tega osebam tudi ni bila omogočena kakršnakoli dodatna informacija, ki bi nadomestila izgubo senzornih informacij iz spodnjih okončin. Čeprav je bila na zdravih osebah preizkušena kognitivna zvočna povratna



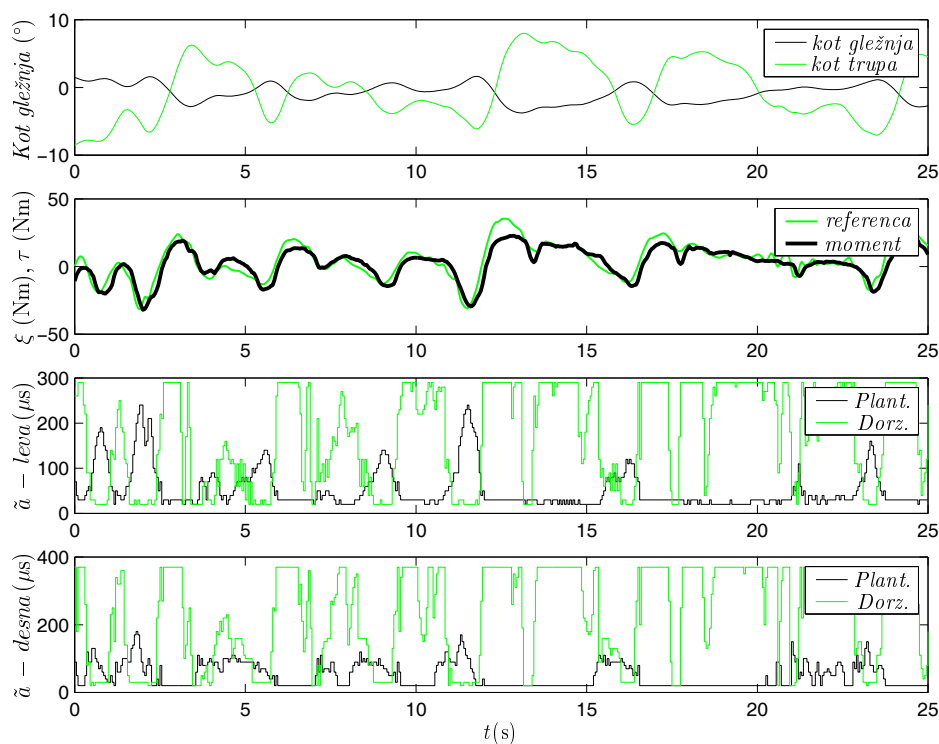
Slika 4.28: Paraplegična oseba med nepodprto stojo.

informacija o momentu v gležnji pa ta na paraplegični osebi ni bila izvedena, saj bi bilo zaradi časovno zelo omejenih eksperimentov vlogo kognitivne povratne informacije nemogoče ovrednotiti.

4.3.4 Sledenje gibanju trupa

Najprej na sliki 4.29 analizirajmo osnovne karakteristike stoje paraplegične osebe, pri kateri smo preverili delovanje regulacijskega sistema. Oseba je pri meritvi lahko prosto gibala s trupom, pri čemer je moral regulacijski sistem zagotavljati dokončno ravnotežje ob minimalnem utrujanju mišic gležnjev. Krivulji na prvem diagramu prikazujeta časovna poteka kota trupa ter posledično kota gležnjev. Iz potekov je razvidno protifazno spreminjanje obeh kotov, pri čemer so amplitude spremembe kota gležnjev občutno manjše, kar je ob upoštevanju biomehanike telesa v skladu s pričakovanji. Cilj vodenja je namreč vzdrževanje položaja reakcijske sile podlage, ki je vsaj v statičnih razmerah zelo blizu projekcije položaja težišča telesa na podlago, čim bližje osi gleženjskih sklepov. Relativno velike spremembe kotov trupa, ki spreminjajo le položaj težišča zgornjega segmenta, je mogoče kompenzirati z majhnimi spremembami v kotu gležnja, ki pomenijo spremembo položaja težišča tako spodnjega kot tudi zgornjega segmenta. Učinkovitost delovanja regulacijskega sistema je razvidna iz časovnih potekov momenta v sklepih gležnjev. Za konkreten primer je bila predpisana referenca momenta -10 Nm .

Iz časovnih potekov je razvidno, da se moment nikdar ne ustali na predpisani vrednosti, kar je posledica neprestanega spreminjanja reference s hotenim gibanjem trupa. Srednja vrednost izmerjenega momenta tako znaša približno 2 Nm, vendar pa so pri tem pomembnejše amplitude nihanj momenta, ki so za konkretni primer v področju med -30 in 20 Nm. Majhen razpon izmerjenih momentov je zelo ugoden, saj pomeni izpolnitev zastavljenih zahtev. Nekoliko bolj neugodne so razmere pri analizi časovnih potekov stimulacije dorzalnih in plantarnih fleksorjev ločeno. Iz časovnih potekov je razvidno, da so pretežen del časa aktivirane mišice dorzalnih fleksorjev, kar je v skladu z izmerjenim povprečnim momentom. Poleg dejstva, da so pretežno aktivirane le ene mišice pa je tudi nivo njihove aktivacije relativno visok, saj predstavljajo dorzalni fleksorji šibkejšo mišično skupino gleženjskega sklepa. Vzrok za relativno visoko aktivacijo dorzalnih fleksorjev gre iskati predvsem v izbiri drže paraplegične osebe med stoji. V večini meritev, razen v izjemnih primerih, ko je referenca predpisanega momenta zahtevala zelo anteriorno držo, je namreč oseba težila k posteriorni drži, kar rezultira v položaju projekcije težišča telesa za osjo gležnjev. Samo aktivacija mišic dorzalnih fleksorjev ne zadostuje za prehod v anteriorno držo, saj so te mišice prešibke. Poleg tega pa delujejo tudi na zelo kratki ročici določeni z razdaljo med osjo gležnjev ter skrajno posteriorno točko dotika stopala in podporne ploskve. V tem primeru je nujna aktivna



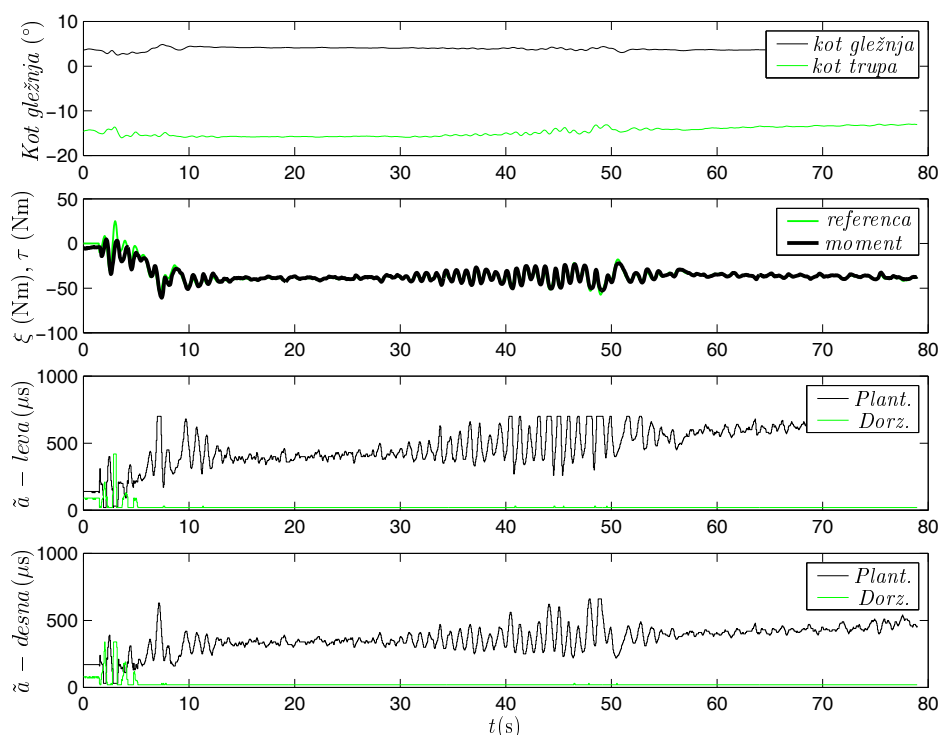
Slika 4.29: Nepodprta stoji - sledenje referenci trupa.

pomoč trupa, ki preko dinamične sklopitve lahko pripomore k spremembi drže. Takšen gib pa bi bila oseba verjetno sposobna izvesti le ob dolgotrajnejšem treningu stoje brez opore rok. Ob upoštevanju dejstva, da oseba predhodno ni trenirala stoje, so doseženi rezultati za dane razmere v skladu z zahtevami in pričakovanji. Težnjo osebe k stoji v posteriorni drži potrjujejo tudi eksperimenti s pasivno togostjo v gležnjih izvedeno s pomočjo hidravličnega motorja.

Regulacija momenta gležnjev v neizometričnih pogojih je zadovoljiva, kar potrjuje uspešno izvedena stoja in časovni poteki reference ter izmerjenega momenta gležnjev na drugem diagramu. Iz potekov krivulj sledi, da moment dorzalnih fleksorjev v nasprotju s plantarnimi fleksorji ne more slediti velikim vrednostim reference.

4.3.5 Mirna stoja s povečanim utrujanjem

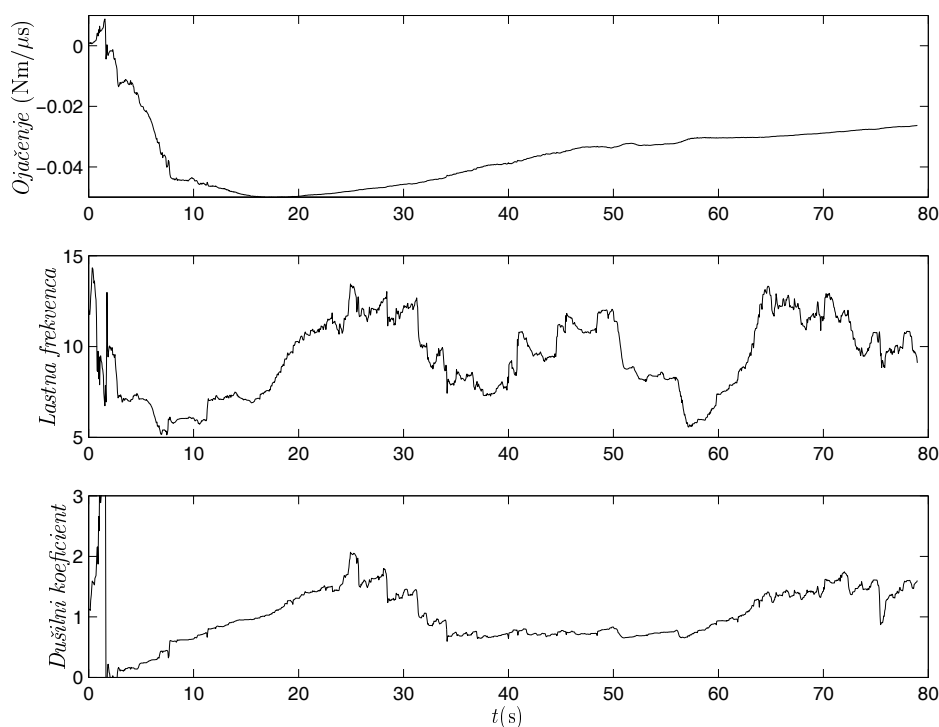
V nadaljevanju si na sliki 4.30 pogledimo primer zelo stabilne a energijsko neučinkovite anteriorne drže. V tem primeru je bila predpisana drža z referenco momenta gležnjev -40 Nm. Po krajšem začetnem popravku drže, je regulator dosegel predpisano referenco momenta. Iz časovnih potekov kotov je razvidna zelo mirna stoja, skoraj brez kakršnihkoli nihanj, razen v intervalu med 40 in 50 sekundo. Temu primerno je tudi moment v gležnjih relativno konstanten in natančno sledi predpisane referenci. Nika-



Slika 4.30: Nepodprta stoja - mirna stoja s povečanim utrujanjem.

kor pa konstantnost ne velja za nivo električne stimulacije mišic. Iz časovnih potekov stimulacije je razvidno, da so ves čas meritve bile aktivirane le mišice plantarnih fleksorjev. Tudi nivo aktivacije je relativno visok, saj morajo mišice zagotoviti predpisanih 40 Nm momenta. Neugodna posledica takšne stoji je zelo hitro utrujanje mišic, kar je razvidno iz večanja povprečne aktivacije mišic. Čeprav takšna stoji zagotavlja stabilno ravnotežje gledano predvsem iz perspektive delovanja motenj, pa je čas takšne stoji zelo omejen, saj je zaradi utrujanja aktivacija mišic dosegla vrednosti nasičenja že po 80 sekundah stoji. Utrujenje mišic rezultira primarno v zmanjševanju ojačenja mišic pri nizkih frekvencah, upočasnjuje pa se tudi dinamika mišic.

Podrobnejšo analizo učinkov utrujanja si pogledjmo na sliki 4.31. Rezultati prikazani na sliki so dobljeni z rekurzivno identifikacijo mišic plantarnih fleksorjev leve noge, torej z rekurzivnim določanjem parametrov modela mišice drugega reda [103]. Čeprav rezultati meritev niso idealni za identifikacijo zaradi majhne frekvenčne vsebine signalov, bomo vseeno poskušali poiskati osnovne značilnosti. Pri analizi ni smiselno upoštevati podatkov za prvih 20 sekund, saj parametri modela v začetnem delu še nimajo pravih vrednosti. Prvi diagram prikazuje časovni potek ojačenja mišice pri nizkih frekvencah. Kot je bilo pričakovano, se absolutna vrednost ojačenja s časom opazno zmanjšuje. Tako znaša ojačenje ob času 80 sekund le še polovico ojačenja izmerjenega

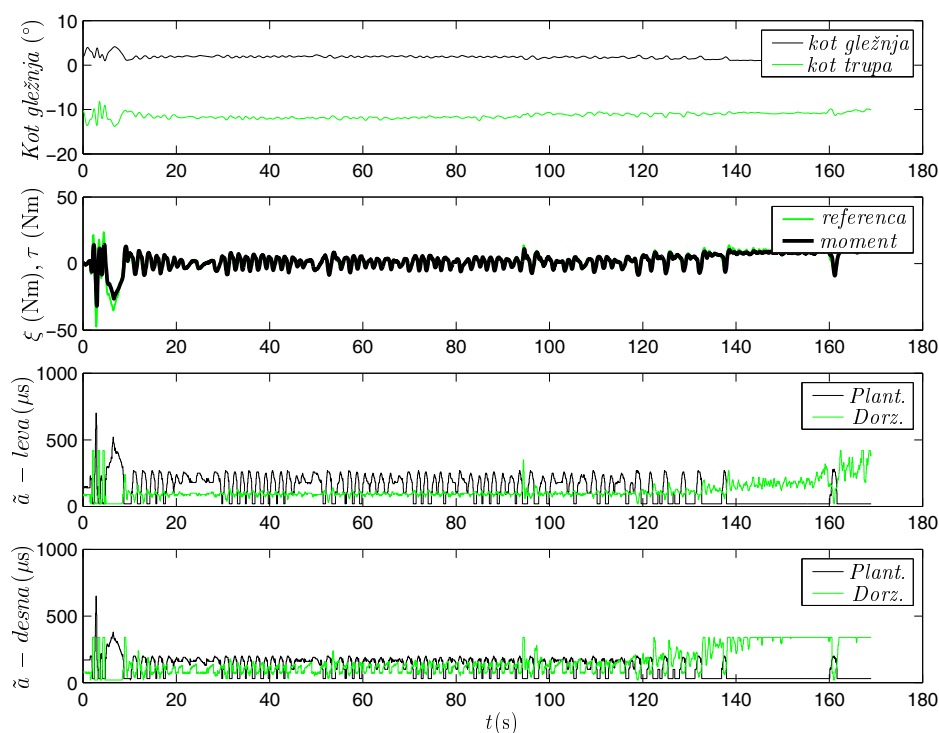


Slika 4.31: Analiza utrujanja.

ob času 20 sekund. Naslednji diagram prikazuje lastno frekvenco mišic ocenjeno iz identificiranih prenosnih funkcij. Zaradi relativno neugodnih signalov za identifikacijo, je iz poteka lastne frekvence nemogoče karkoli sklepati o spreminjanju dinamike mišic zaradi utrujanja. Iz časovnega poteka lastne frekvence je očitno, da je ta predvsem odvisna od oblike signalov za identifikacijo. Kjer so signali nekoliko bolj frekvenčno bogati, je lastna frekvenca precej nižja in tudi bolj pravilna, kot pa v časovnih odsekih, kjer so signali za identifikacijo relativno gladki. Zadnji diagram prikazuje dušilni koeficient ocenjen iz identificiranih prenosnih funkcij. Prav tako, kakor za lastno frekvenco, je tudi iz časovnega poteka dušilnega koeficienta skoraj nemogoče karkoli sklepati o spreminjanju dinamike utrujenih mišic. Podrobnejša analiza pokaže, da predstavljajo stimulirane mišice sistem z dušenjem, ki se spreminja od nekoliko podkritičnega s koeficientom 0.9 do nadkritičnega s koeficientom 2. Te ugotovitve sicer niso zanesljive, so pa v skladu z ugotovitvami dobljenimi pri identifikaciji mišic. Časovni potek dušilnega koeficienta tudi kaže na upočasnjevanje dinamike utrujenih mišic, saj se je koeficient v času od 30 do 80 sekunde povečal od 0.9 do 1.8. Čeprav so ocenjene vrednosti lastne frekvence in dušilnega koeficienta relativno nenatančne, pa potek ojačenja mišic pri nizkih frekvencah jasno kaže na težave, ki se pojavijo pri zahtevah po dolgotrajnejši visoki aktivaciji mišic.

4.3.6 Mirna stoja z minimalnim utrujanjem

V nadaljevanju si na sliki 4.32 pogledimo skoraj idealne razmere nepodprte stoje h katerim dejansko težimo. Časovni poteki prikazujejo karakteristične veličine pri mirni stoji. Iz časovnih potekov kotov gležnja in trupa je razvidno, da se po začetnem prehodnem pojavu vrednosti ustalijo in se potem do časa 170 s le minimalno spreminjajo. Izmerjeni moment v gležnjih sledi predpisani referenci, ki je ves čas stoje v bližini vrednosti nič. Časovni poteki stimulacije mišic kažejo na koaktivacijo plantarnih in dorzalnih fleksorjev vse do 140 sekunde stoje. Aktivacija mišic je minimalna. Za primerjavo lahko povemo, da je prag za stimulacijo plantarnih fleksorjev znašal približno $150 \mu s$, nasičenje pa $600 \mu s$. Nivo stimulacije skoraj nikoli ne preseže vrednosti $250 \mu s$. Zaradi neprestanega preklapljanja med plantarnimi in dorzalnimi fleksorji moment v gležnjih ni čisto gladek, vendar so spremembe minimalne in jih tudi zdrava oseba komaj zazna. Po 140 sekundah stoje je oseba prešla v nekoliko posteriorno držo, zaradi česar se je aktivacija dorzalnih fleksorjev povečala do maksimalne, vendar to vseeno ni zadostovalo za spremembo drže. Kot je bilo že prej omenjeno, oseba ni bila sposobna izvesti korekcije drže s trupom. Neglede na to pa rezultati kažejo, da je ob učinkovitem izra-



Slika 4.32: Nepodprta stoja - mirna stoja z minimalnim utrujanjem.

bljanju tako dorzalnih kot plantarnih fleksorjev mogoče doseči dolgotrajno nepodprto stojo z minimalnim utrujanjem. Pri tem velja še omeniti, da cilj nepodprte stoje ni zagotavljanje ravnotežja v dolgem časovnem obdobju, ampak le v relativno kratkih časovnih intervalih, v katerih bi lahko paraplegične osebe uporabljale zgornje okončine za izvedbo minimalnih funkcionalnih operacij.

5

Zaključek

V uvodu smo zapisali: Stoja - vzdrževanje pokončne drže - je tako običajna človekova funkcija, da je pogosto privzeta kot kriterij normalnosti.

Predstavljena raziskava ni bila usmerjena v sintezo 'normalne' stoje, saj za popolno obnovitev funkcije stoje nimamo na voljo ne zadostnega poznavanja fizioloških mehanizmov in niti ne tehničnih možnosti. Napredek predstavljen iz vidika funkcionalne stoje paraplegičnih oseb je relativno majhen, toda uspeli smo pokazati, da je z ustrezno integracijo ohranjenih naravnih senzorjev in sistemov vodenja z umetno načrtanimi algoritmi aktivacije paraliziranih mišic, mogoče doseči stoji brez opore rok v sagitalni ravnini. S podreditvijo umetnega sistema vodenja hotenim aktivnostim oseba ohrani nadzor nad stoji.

Raziskava se ukvarja z analizo in sintezo vzdrževanja ravnotežja paraplegičnih oseb z izvedbo umetnega vodenja paraliziranih mišic gležnjev ter zavestne aktivnosti v trupu. Temelj dosedanjih raziskav na področju stoje brez opore rok je bila neodvisna obravnavanje zavestne aktivnosti osebe ter umetnega sistema vodenja. Tako z omejitvijo osebe z mehansko opornico v obliko enojnega invertiranega nihala oseba izgubi kakršenkoli nadzor nad stoji, saj je kot gležnjev vnaprej predpisan in regulacijski sistem samo zagotavlja predpisano vrednost. Korak naprej v smislu doseganja funkcionalne stoje brez opore rok predstavlja sprostitev funkcionalno neprizadetega trupa osebe, ki je torej obravnavana kot sistem dvojnega invertiranega nihala. Brez umetne aktivacije gležnjev predstavlja takšna konfiguracija podkrmljen sistem z dvema prostostnima stopnjama in enim pogonom (mišice trupa). Sistem je nestabilen. Z vpeljavo umetne togosti v sklepa gležnjev ter zavestno aktivnostjo osebe v trupu, je mogoče zagotoviti vzdrževanje pokončnega ravnotežja. Togost gležnjev, kot umetni sistem podpore, ter zavestna aktivnost osebe sta ločena sistema vodenja povezana le preko biomehanske strukture telesa. Raziskava izvedena v okviru doktorske disertacije predstavlja korak naprej v smislu integracije naravnega in umetnega sistema vodenja. Načrtani sistem

vodenja smo podredili zavestni aktivnosti človeka, ki tako ohranja nadzor nad stojo. Odločanje o aktivaciji gležnjev je izvedeno z implicitno detektirano voljo osebe na podlagi analize gibanja trupa. Kriterij vodenja določa minimizacija napora stimuliranih mišic gležnjev, s ciljem podaljšanja stoje brez opore rok. Delovanje sistema je mogoče ponazoriti s primerom: anteriornemu zavestnemu premiku trupa sledi anteriorni odmik vertikalne projekcije težišča telesa ter reakcijske sile podlage od osi gležnjev, kar zahteva večji napor stimuliranih mišic. Ker je umetno vodenje načrtano tako, da minimizira napor stimuliranih mišic, posledično aktivacija plantarnih fleksorjev toliko naraste, da premakne celotno telo v posteriorno smer, zaradi česar se ob naprej nagnjenem trupu reakcijska sila podlage vrne v bližino osi gležnjev in tako zmanjša aktivacijo gležnjev. Za primerjavo naj opozorimo, da v primeru enojnega invertiranega nihala oseba ne more gibati s trupom in je torej utrujanje mišic določeno s predpisanim kotom gležnjev, v primeru vodenja togosti gležnjev, pa nagibu trupa v anteriorno smer sledi rotacija celotnega telesa v isti smeri do vzpostavitve ravnotežja med momentom zaradi gravitacije in momentom togosti, kar ima za posledico povečano aktivacijo in utrujanje stimuliranih mišic.

Novo načrtana shema vodenja torej zagotavlja osebi avtonomen nadzor nad stojo, hkrati pa zagotavlja minimalno utrujanje mišic. Za zagotovitev robustnosti vodenja smo regulacijski sistem razdelili v dva podsistema ter ju povezali med seboj v obliki kaskadne regulacije. Regulacija momenta električno stimuliranih mišic gležnjev je bistvenega pomena za izvedbo robustne stoje, saj zagotavlja vodenje nelinearnega ter časovno spremenljivega sistema v katerem lahko ohranjene naravne lokalne regulacijske zanke povzročajo problematično spastično aktivnost. V ta namen smo načrtali robustno vodenje momenta v obliki kombinacije povratnozančnega regulatorja v drsnem režimu delovanja in odprtozančne kompenzacije s predhodno določenimi lokalnimi kompenzatorji za posamezne delovne točke. V nasprotju z regulacijo stoje v obliki enojnega invertiranega nihala, kjer za vodenje stoje zadošča že stimulacija plantarnih fleksorjev gležnjev, nova shema vodenja zahteva aktivacijo plantarnih in dorzalnih fleksorjev. Potrebno je torej analizirati ter ustrezno izvesti preklope aktivacije med mišičnimi skupinami. Predlagana rešitev temelji na sočasni aktivaciji antagonističnih mišic gležnjev v okolici referenčne vrednosti momenta nič. Za potrebe nastavitve parametrov regulatorjev posameznih mišic je bil izdelan sistem optimizacije, ki temelji na nelinearnem identificiranem modelu mišice in zagotavlja občutno skrajšanje ter poenostavitev postopka načrtovanja vodenja. Tako načrtano vodenje momenta električno stimuliranih mišic je robustno tako v izometričnih kot tudi neizometričnih pogojih. Regulator kompenzira spremembe mišičnih parametrov zaradi utrujanja in ohranja

stabilno delovanje tudi takrat, ko utrujena mišica ne generira več zelenih sil. Načrtan sistem vodenja momenta ni primeren le za mišice gležnjev, temveč za katerekoli skeletne mišice, kjer je bodisi potrebno regulirati momente ali sile. Oviro pri načrtovanju regulatorja predstavlja predvsem relativno dolgotrajen proces identifikacije mišic, saj je potrebno vsako mišico identificirati v več delovnih točkah. Na zdravih osebah je bilo potrebno načeloma identifikacijo mišic izvesti le enkrat, nato pa je načrtan regulacijski sistem uspešno deloval neglede na spremenjeno postavitev elektrod.

Čeprav je robustna regulacija momenta gležnjev nujno potrebna za uspešno izvajanje stoje brez opore rok, pa osnovo integracije hotene in umetne aktivacije mišic predstavlja načrtana pozicijska regulacijska zanka. Načrtovanje le te izhaja iz empirične ugotovitve, da je položaj oziroma oddaljenost reakcijske sile podlage od osi gležnjev odličen pokazatelj energijske učinkovitosti in stabilnosti stoje. Izdelali smo dvosegmentni model stoje brez opore rok, na osnovi katerega smo iz pozicije, hitrosti in pospeškov segmentov ter aktivnih momentov v sklepih določili oddaljenost reakcijske sile podlage od osi gležnjev. Kvadratna vrednost oddaljenosti reakcijske sile podlage od osi gležnjev določa kriterij za načrtovanje optimalnega vodenja. Kalmanov observator stanj je uporabljen za določitev vektorja stanj sistema. Sistem vodenja na podlagi izmerjenih položajev in hitrosti segmentov ter momentov v sklepih, določi zeleni moment gležnjev potreben za vzdrževanje ravnotežja. Določanje kotov v sklepih vodenega sistema predstavlja kritično operacijo. Ker je kot sklepa določen z daljico, ki povezuje sklep s težiščem segmenta, je potrebno natančno poznati tako položaje sklepov, kot tudi položaje težišč segmentov, kar pa je na človeku zaradi kompleksne biomehanske strukture s številnimi prostostnimi stopnjami, ki jih je potrebno poenostaviti, nemogoče. Tako je sklep v trupu rezultat poenostavitve številnih sklepov hrbtenice in nikakor ne more natančno opisati dejanskega stanja, temveč je le bolj ali manj dober približek. Posledica nenatančnega merjenja kotov je energijsko neoptimalno vodenje stoje, pri velikih napakah pa lahko tudi nestabilno delovanje sistema. Merjenje momentov gležnjev je dovolj natančno, saj pri tem ni potrebno upoštevati izmerjenih kotov in antropometričnih podatkov osebe, kar pa ne velja za izračun momenta trupa. Za izračun slednjega je potrebno poznati tako antropometrične kakor tudi kinematične parametre spodnjega segmenta, kar bistveno poslabša natančnost izračunanega momenta.

Analiza stoje paraplegične osebe brez opore rok dokazuje uspešnost integracije naravnega in umetnega vodenja. Brez kakršnegakoli predhodnega treninga stoje, je oseba ob podpori načrtanega sistema vodenja lahko vzdrževala pokončno ravnotežje. Sistem vodenja temelji na implicitni detekciji zelene drže na osnovi gibanja trupa. Ker pa gibanje trupa preko dinamične sklopitve hkrati sodeluje pri vzdrževanju ravnotežja, bi

daljši trening stoje brez opore rok rezultate vodenja zagotovo izboljšal. Posebej je aktivna vključitev dinamike trupa pomembna takrat, ko so mišice gležnjev že maksimalno aktivirane in njihov moment ne zadostuje za spremembo drže.

Analiza in sinteza stoje, ki je bila izvedena v študiji se omejuje na gibanje v sagitalni ravnini. Oseba je bila fizično omejena v obliko dvojnega invertiranega nihala, kjer so bili sklepi kolen in kolkov iztegnjeni s pomočjo mehanske opornice. Ker med stojo ti nimajo bistvene funkcije, je poenostavitev upravičena. Zavedati pa se je potrebno, da bo nadomestitev mehanske opornice z električno stimulacijo ekstenzorjev kolen in kolkov poslabšala pogoje stoje brez opore rok zaradi delovanja istih mišic preko več sklepov.

Za izvedbo funkcionalne stoje brez opore rok, je potrebno načrtati tudi vodenje stoje v frontalni ravnini. Raziskave odzivov zdravih oseb na motnje so pokazale nesklopljenost vodenja v sagitalni in frontalni ravnini [31]. Upošteva je to ugotovitev je mogoče umetno vodenje načrtati neodvisno za posamezno ravnino, kar ustrezno poenostavi načrtovalni postopek. Ker analize odzivov zdravih oseb na motnje ustrezajo optimalnemu vodenju, bi mogoče podobno načrtano vodenje, kot je bilo izvedeno za sagitalno ravnino, bilo uspešno tudi v frontalni ravnini. Bistveno razliko predstavlja dejstvo, da je gibljivost trupa v frontalni ravnini precej manjša kot v sagitalni ravnini, zato lahko trup ustrezno manj prispeva k vzdrževanju ravnotežja. Enako tudi mišice gležnjev nimajo pomembnejše vloge pri vzdrževanju ravnotežja v frontalni ravnini, kjer odločilno vlogo prevzamejo abduktorji in adduktorji kolkov. Ker pri stabilizaciji stoje v frontalni ravnini leva in desna noga nista ves čas enako obremenjeni, je potrebno ustrezno porazdeliti tudi aktivacijo gležnjev potrebno za stabilizacijo v sagitalni ravnini. Bolj obremenjena noga mora v ustreznem razmerju prevzeti tudi večji del obremenitve v sagitalni ravnini. Z večanjem števila kanalov električne stimulacije pa se pojavi nov problem, ki lahko ogrozi načrtovano funkcionalno stojo. Zaradi slabe selektivnosti električno stimuliranih mišic s površinsko stimulacijo, je nemogoče doseči simetrično aktivacijo mišic leve in desne noge, kar lahko rezultira v rotacijskem momentu okrog vertikalne osi in brez ustreznih rešitev v nestabilnosti stoje.

Rezultati študije in navedeni predlogi nadaljnjih raziskav navajajo misli, da je do resnične funkcionalne stoje še dolga pot. Poleg ustreznih algoritmov vodenja je za izvedbo nepodprte stoje potrebno izvesti bolj selektivno aktivacijo mišic, kar je mogoče doseči z implantacijo stimulacijskih elektrod. Hkrati pa je nujna občutna poenostavitev merilnih sistemov, ki so potrebni za določanje stanj sistema. Pritiskovne plošče bi bilo nadomestiti z dobrimi čevljinimi vložki, merilni sistem pozicije in hitrosti pa z goniometri, žiroskopi ter pospeškometri. Idealen merilni sistem pa bi predstavljali

naravni senzorji v prizadetih delih telesa. Nenazadnje pa je poleg umetnega vodenja potrebno osebi zagotoviti nadomestne senzorne signale iz paraliziranih okončin, ki bodo omogočali učinkovit hoten nadzor nad stojo.

Pokazali smo, da je združitev naravnega in umetnega vodenja mogoča in smiselna, vendar je prikazana stoja lahko zaenkrat le oblika treninga za paraplegične osebe ne pa tudi dejansko funkcionalna.

Uporabljeni simboli

	MODEL MIŠICE
$A_m(q^{-1}), B_m(q^{-1})$	polinoma linearne prenosne funkcije mišice
τ	moment mišice
$\tilde{a}$	aktivacija mišice
ψ	informacijski vektor
ψ_i^*	delovna točka mišice
ψ_m	regresijski vektor modela mišice
θ_{m_i}	vektor lokalnih parametrov modela mišice
	ODPRTOZANČNA KOMPENZACIJA
ξ	referenca momenta gležnjev
$\tilde{a}_{ff}$	izhod odprtozančnega kompenzatorja
$\tilde{\rho}_i$	utežnostna funkcija
$\tilde{w}_i$	interpolacijska funkcija
Ξ, Ξ_i	obratovalni režim in podmnožica obratovalnega režima
ψ_c	regresijski vektor odprtozančnega kompenzatorja
θ_{c_i}	vektor lokalnih parametrov odprtozančnega kompenzatorja
	ZAPRTOZANČNA REGULACIJA
$\mathbf{m}, \mathbf{m}_d$	vektor stanj in vektor zelenih stanj mišice
$\hat{\mathbf{m}}, \hat{\mathbf{m}}_d$	vektor ocene stanj in vektor ocene zelenih stanj mišice
$\tilde{\mathbf{m}}, \hat{\tilde{\mathbf{m}}}$	napaka sledenja in ocena napake sledenja
$\mathbf{z}, \tilde{\mathbf{z}}$	transformirana stanja in transformirana napaka stanj
F, G, H	diskretni model mišice v prostoru stanj
T_s	matrika linearne transformacije stanj
s^c	površina drsenja regulatorja v drsnem režimu
C	vektor za definicijo površine drsenja
β	parameter oblike prehodnega pojava
$\tilde{a}_{fb}$	izhod povratnozančnega regulatorja
$\tilde{a}_{fb}^{eq}$	ekvivalentno vodenje
$f_m, \tilde{f}_m$	neznana motnja in napaka ocene motnje
ν	ocena motnje
s^o	površina drsenja observatorja stanj v drsnem režimu

$\mathbf{e}_m, \mathbf{e}_{m_d}$ $\mathbf{K}, \mathbf{L}$ v, v_d v^{eq}, v_d^{eq} η, η_d $\mathbf{A}_{obs}, \mathbf{B}_{obs}, \mathbf{C}_{obs}$	napaka ocene stanj in napaka ocene zelenih stanj mišice matrike ojačenj observatorja stanj kompenzacijska vhoda observatorja stanj ter observa- torja zelenih stanj ekvivalentna kompenzacijska vhoda observatorja stanj ter observatorja zelenih stanj napaka ocene izhoda mišice in napaka ocene reference matrike observatorja napake stanj
VELIČINE MEHANSKEGA MODELA DVOJNEGA INVERTIRANEGA NIHALA	
$\mathbf{f}_i$ τ_i $\mathbf{r}_{i-1, C_i}$ $\mathbf{r}_{i, C_i}$ $\mathbf{g}_i$ $\ddot{\mathbf{p}}_{C_i}$ ω_i $\bar{\Gamma}_i$ m_i $\mathbf{q} = [q_1 \quad \dot{q}_1 \quad q_2 \quad \dot{q}_2]^T$ $^{dip}\mathbf{A}, ^{dip}\mathbf{B}, ^{dip}\mathbf{C}, ^{dip}\mathbf{D}$ d h ^{dip}CoP	sila v sklepu i izražena v koordinatnem sistemu i moment v sklepu i izražen v koordinatnem sistemu i položaj težišča segmenta i glede na koordinatni sistem $i - 1$ položaj težišča segmenta i izražen v koordinatnem sis- temu i sila težnosti na segment i izražena v koordinatnem sis- temu i linearni pospešek težišča segmenta i izražen v koordina- tnem sistemu i kotna hitrost segmenta i izražena v koordinatnem sis- temu i vztrajnostni moment segmenta i izražen v koordinatnem sistemu i masa segmenta i vektor stanj dvojnega invertiranega nihala (koti in kotne hitrosti v sklepih) matrike lineariziranega modela dvojnega invertiranega nihala zapisanega v prostoru stanj težišče stopala glede na os gležnja višina gležnja položaj reakcijske sile podlage glede na os gležnja
DINAMIKA VODENJA IN AKTIVACIJE MIŠIC	
G_{CNS} T_D^{CNS} $\mathbf{A}_{CNS}, \mathbf{B}_{CNS}, \mathbf{C}_{CNS}, \mathbf{D}_{CNS}$ $\mathbf{x}_{CNS}, y_{CNS}, u_{CNS}$	prenosna funkcija osrednjega živčnega sistema zakasnitev osrednjega živčnega sistema model živčnega sistema v prostoru stanj stanja, izhodi ter vhodi živčnega sistema

G_{TL}	prenosna funkcija momentne zanke
T_D^{TL}	zakasnitev momentne zanke
$A_{TL}, B_{TL}, C_{TL}, D_{TL}$	model momentne zanke prostoru stanj
$\mathbf{x}_{TL}, y_{TL}, u_{TL}$	stanja, izhodi ter vhodi momentne zanke
G_T	prenosna funkcija dinamike trupa
T_T	lastni čas dinamike trupa
A_T, B_T, C_T, D_T	model dinamike trupa v prostoru stanj
$\mathbf{x}_T, \tau_2, y_{CNS}$	stanja, izhodi ter vhodi modela dinamike trupa
G_A	prenosna funkcija dinamike gležnjev
T_A	lastni čas dinamike gležnjev
A_A, B_A, C_A, D_A	model dinamike gležnjev v prostoru stanj
$\mathbf{x}_A, \tau_1, y_{TL}$	stanja, izhodi ter vhodi modela dinamike gležnjev
$A_\mu, B_\mu, C_\mu, D_\mu$	model dinamike vodenja, aktivacije in mehanskega modela nihala v prostoru stanj
$\mathbf{x}_\mu, \mu, \mathbf{u}_\mu$	stanja, izhodi ter vhodi modela dinamike vodenja, aktivacije in mehanskega modela nihala
OPTIMALNI REGULATOR STOJE	
$J(\mathbf{q}(t), \tau(t)), J(\mathbf{x}_\mu(t), \tau(t))$	kriterijska funkcija in razširjena kriterijska funkcija za načrtovanje optimalnega regulatorja
$R_{\mathbf{q}\mathbf{q}}, R_{\tau\tau}, R_{\mathbf{q}\tau}, R$	utežnostna matrika stanj, utežnostna matrika regulacijskih akcij, križna utežnostna matrika in dodatna utežnostna matrika za določitev razmerja posameznih prispevkov v kriterijski funkciji
S	rešitev algebrajske Riccatijeve enačbe
${}^{LQ}\mathbf{K}$	matrika ojačenja optimalnega regulatorja
S_v, S_w	matriki jakosti systemskega in merilnega šuma
Σ	rešitev filtrske algebrajske Riccatijeve enačbe
F_{Kal}, G_{Kal}	matriki Kalmanovega observatorja stanj
τ_0	predpisana delovna točka momentov gležnja in trupa
$\hat{\mathbf{x}}_{\mu,0}$	želeno stanje sistema

Literatura

- [1] H. J. Chizeck, R. Kobetic, E. B. Marsolais, J. J. Abbas, I. H. Donner, and E. Simon, "Control of functional neuromuscular stimulation systems for standing and locomotion in paraplegics," *Proceedings of the IEEE*, vol. 76, pp. 1155–1165, 1988.
- [2] G. R. Cybulski, R. D. Penn, and R. J. Jaeger, "Lower extremity functional neuromuscular stimulation in cases of spinal cord injury," *Neurosurgery*, vol. 15, pp. 132–146, 1984.
- [3] R. Fessler, Gaintner, B. Luttge, P. Reier, D. Anderson, and E. Wirth, "UF researchers perform first nerve tissue transplant to treat spinal cord injury patients." <http://www.ufbi.ufl.edu/Dept/Meeting.html>, 2001.
- [4] R. J. Jaeger, "Design and simulation of closed-loop electrical stimulation orthoses for restoration of quiet standing in paraplegia," *J. Biomechanics*, vol. 19, pp. 825–835, 1986.
- [5] D. A. Winter, *Biomechanics of Human Movement*. New York: John Wiley & Sons, 1979.
- [6] D. A. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait & Posture*, vol. 3, pp. 193–214, 1995.
- [7] J. F. Yang, D. A. Winter, and R. P. Wells, "Postural dynamics in the standing human," *Biol. Cybern.*, vol. 62, pp. 309–320, 1990.
- [8] L. M. Nashner and G. McCollum, "The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis," *Behav. Brain Sci.*, vol. 8, pp. 135–172, 1985.
- [9] R. C. Fitzpatrick, J. L. Taylor, and D. I. McCloskey, "Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: Reflex and task - dependent components," *J. Physiol.*, vol. 454, pp. 533–547, 1992.

- [10] Z. Matjačić and T. Bajd, "Arm-free paraplegic standing — Part I: Control model synthesis and simulation," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 6, pp. 125–138, 1998.
- [11] Z. Matjačić and T. Bajd, "Arm-free paraplegic standing — Part II: Experimental results," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 6, pp. 139–150, 1998.
- [12] F. B. Horak and S. P. Moore, "The effect of prior leaning on human postural responses," *Gait & Posture*, vol. 1, pp. 203–210, 1993.
- [13] M. Mihelj, "Vzdrževanje ravnotežja zdravih oseb ob motnjah," magistrska naloga, Fakulteta za elektrotehniko, Ljubljana, 1999.
- [14] M. Mihelj, Z. Matjačić, and T. Bajd, "Postural activity of constrained subject in response to disturbance in sagittal plane," *Gait & Posture*, vol. 12, pp. 94–104, 2000.
- [15] T. Sinha and B. E. Maki, "Effect of forward lean on postural ankle dynamics," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 4, pp. 348–359, 1996.
- [16] T. Bajd, M. Munih, and A. Kralj, "Problems associated with FES-standing in paraplegia," *Technology and health care*, vol. 7, pp. 301–308, 1999.
- [17] R. J. Jaeger, G. M. Yarkony, and E. J. Roth, "Rehabilitation technology for standing and walking after spinal cord injury," *Am. J. Phy. Med. Rehabil.*, vol. 68, pp. 128–133, 1989.
- [18] G. R. Cybulski and R. J. Jaeger, "Standing performance of persons with paraplegia," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 67, pp. 103–108, 1986.
- [19] P. H. Peckham, "Functional electrical stimulation: Current status and future prospects of applications to the neuromuscular system in spinal cord injury," *Paraplegia*, vol. 25, pp. 279–288, 1987.
- [20] A. Kantrowitz, "Electronic physiologic aids: A report of the Maimonides hospital," tehnično poročilo, Brooklyn, New York, 1960.
- [21] W. K. Wilemon, V. Mooney, D. McNeal, and J. Reswick, "Surgical implanted peripheral neuroelectric stimulation," tehnično poročilo, Rancho Los Amigos Hospital, Downey CA, 1970.

- [22] T. Bajd, A. Kralj, J. Šega, R. Turk, H. Benko, and P. Strojnik, "Two channel electrical stimulator providing standing of paraplegic patients," *Phys. Ther.*, vol. 61, pp. 526–527, 1981.
- [23] A. Kralj, T. Bajd, R. Turk, J. Krajnik, and H. Benko, "Gait restoration in paraplegic patients: A feasibility demonstration using multichannel surface electrodes FES," *J. Rehabil. Res. Develop.*, vol. 20, pp. 3–20, 1983.
- [24] A. Kralj and T. Bajd, *Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking After Spinal Cord Injury*. Boca Raton, FL: CRC Press, 1989.
- [25] M. Moynahan, C. Mullin, J. Cohn, C. A. Burns, E. E. Halden, R. J. Triolo, and R. R. Betz, "Home use of a functional electrical stimulation system for standing and mobility in adolescents with spinal cord injury," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 77, pp. 1005–1013, 1996.
- [26] G. M. Yarkony, R. J. Jeager, E. Roth, A. R. Kralj, and J. Quintern, "Functional neuromuscular stimulation for standing after spinal cord injury," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 71, pp. 201–206, 1990.
- [27] A. Kralj, T. Bajd, R. Turk, and H. Benko, "Posture switching for prolonging functional electrical stimulation standing in paraplegic patients," *Paraplegia*, vol. 24, pp. 221–230, 1986.
- [28] L. Vodovnik, W. J. Crochetiere, and J. B. Reswick, "Control of a skeletal joint by electrical stimulation of antagonists," *Med. Biol. Eng.*, vol. 5, pp. 97–109, 1967.
- [29] U. Stanič and A. Trnkoczy, "Closed-loop positioning of hemiplegic patient's joint by means of functional electrical stimulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 5, pp. 365–370, 1974.
- [30] R. R. Riso, A. R. Ignagni, and M. W. Keith, "Cognitive feedback for use with FES upper extremity neuroprostheses," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 29–38, 1991.
- [31] Z. Matjačić, M. Voigt, D. Popović, and T. Sinkjaer, "Functional postural responses after perturbations in multiple directions in a standing man: a principle of decoupled control," *J. biomech.*, vol. 34, pp. 187–196, 2001.

- [32] N. de N. Donaldson, "Practical ankle controllers for unsupported standing in paraplegia," *Proceedings of Ljubljana FES Conference, Ljubljana Slovenia*, pp. 61–64, 1993.
- [33] N. de N. Donaldson, M. Munih, G. F. Phillips, and T. A. Perkins, "Apparatus and methods for studying artificial feedback-control of the plantarflexors in paraplegics without interference from the brain," *Med. Eng. Phys.*, vol. 19, pp. 525–535, 1997.
- [34] K. J. Hunt, M. Munih, N. de N. Donaldson, and F. M. D. Barr, "Optimal control of ankle joint moment: Towards unsupported standing in paraplegia," *IEEE Trans. Automat. Contr.*, vol. 43, pp. 819–32, 1998.
- [35] K. J. Hunt, M. Munih, and N. de N. Donaldson, "Feedback control of unsupported standing in paraplegia. Part I: Optimal control approach," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 5, pp. 331–340, 1997.
- [36] K. J. Hunt, M. Munih, and N. de N. Donaldson, "An LQG controller for muscle moment using the polynomial approach," *Proceedings of the 37th IEEE Conference on Decision and Control IEEE, Piscataway, NJ, USA*, vol. xcvi+4756, pp. 3669–74, 1998.
- [37] K. J. Hunt, H. Golle, R. P. Jaime, and N. de N. Donaldson, "Feedback control of unsupported standing," *Technology and Health Care*, vol. 7, pp. 443–447, 1999.
- [38] K. J. Hunt, H. Golle, R. P. Jaime, and N. de N. Donaldson, "Design of feedback controllers for paraplegic standing," *UKACC International Conference on Control 2000. IEEE, London, UK*, 2000.
- [39] M. Munih, N. de N. Donaldson, K. J. Hunt, and F. M. D. Barr, "Feedback control of unsupported standing in paraplegia. Part II: Experimental results," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 5, pp. 341–352, 1997.
- [40] K. J. Hunt, M. Munih, N. de N. Donaldson, and F. M. D. Barr, "Investigation of the hammerstein hypothesis in the modeling of electrically stimulated muscle," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 45, pp. 998–1009, 1998.
- [41] H. Gollee, K. J. Hunt, D. Wood, and C. McFadden, "New results in feedback control of unsupported standing in paraplegia," *Proceedings of the 6th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society. Cleveland, OH, USA*, pp. 10–12, 2001.

- [42] K. J. Hunt, R.-P. Jaime, H. Golee, and N. de N. Donaldson, "Control of ankle joint stiffness using FES while standing," *Proceedings of the 5th Annual Conference of the IFESS, Aalborg, Danmark*, pp. 462–465, 2000.
- [43] R.-P. Jaime, Z. Matjačić, and K. J. Hunt, "Paraplegic standing supported by FES-controlled ankle stiffness," *Proceedings of the 6th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society. Cleveland, OH, USA*, pp. 68–70, 2001.
- [44] K. Barin, "Evaluation of a generalized model of human postural dynamics and control in the sagittal plane," *Biol. Cyber.*, vol. 61, pp. 37–50, 1989.
- [45] H. C. Diener, J. Dichgans, F. Bootz, and M. Bacher, "Early stabilization of human posture after a sudden disturbance: Influence of rate and amplitude of displacement," *Exp. Brain Res.*, vol. 56, pp. 126–134, 1984.
- [46] F. B. Horak and L. Nashner, "Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations," *J. Neurophysiol.*, vol. 55, pp. 1369–1381, 1986.
- [47] A. Gollhofer, G. A. Horstmann, W. Berger, and V. Dietz, "Compensation of translational and rotational perturbations in human posture: Stabilization of the centre of gravity," *Neurosci. Lett.*, vol. 103, pp. 73–78, 1989.
- [48] S. M. Henry and J. Fung, "Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 6, pp. 32–42, 1998.
- [49] M. Moynahan and H. J. Chizeck, "Characterization of paraplegic disturbance response during FNS standing," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 1, pp. 43–48, 1993.
- [50] M. Moynahan, "Postural responses during standing in subjects with spinal-cord injury," *Gait & Posture*, vol. 3, pp. 156–165, 1995.
- [51] M. W. Spong and M. Vidyasagar, *Robot Dynamics and Control*. New York: John Wiley & Sons, 1989.
- [52] P. H. Veltink and N. Donaldson, "A perspective of the control of FES-supported standing," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 6, pp. 109–112, 1998.
- [53] B. Bresler and J. P. Frankel, "The forces and moments in the leg during level walking," *Trans. ASME*, vol. 72, pp. 27–36, 1950.

- [54] T. J. Bajzek and R. J. Jaeger, "Characterization and control of muscle response to electrical stimulation," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 15, pp. 485–501, 1987.
- [55] H. Hatze, "A myocybernetic control model of skeletal muscle," *Biol. Cybernetics*, vol. 25, pp. 103–119, 1977.
- [56] F. E. Zajac, "Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control," *Critical Reviews In Biomedical Engineering*, vol. 17, pp. 359–411, 1989.
- [57] S. J. Dorgan and M. J. O'Malley, "A nonlinear mathematical model of electrically stimulated skeletal muscle," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 5, pp. 179–194, 1997.
- [58] W. K. Durfee and K. I. Palmer, "Estimation of force-activation, force-length, and force-velocity properties in isolated, electrically stimulated muscle," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 41, pp. 205–216, 1994.
- [59] A. Trnkoczy, T. Bajd, and M. Maležič, "A dynamic model of the ankle joint under functional electrical stimulation in free movement and isometric conditions," *J. Biomechanics*, vol. 9, pp. 509–519, 1976.
- [60] B. Flaherty, C. Robinson, and G. Agarwal, "Identification of nonlinear model of ankle joint dynamics during electrical stimulation of soleus," *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, vol. 33, pp. 430–439, 1995.
- [61] H. Gollee, K. J. Hunt, N. de N. Donaldson, J. C. Jarvis, and M. K. N. Kwende, "A mathematical analogue of electrically stimulated muscle using local model networks," *Proceedings of the 33rd IEEE Conference on Decision and Control. IEEE, New York, NY, USA*, vol. 4252, pp. 1879–80, 1994.
- [62] H. Gollee, K. J. Hunt, N. de N. Donaldson, and J. C. Jarvis, "Modelling of electrically stimulated muscle," *Multiple model approaches to modelling and control. Taylor & Francis, Basingstoke, UK*, vol. 342, pp. 101–20, 1997.
- [63] H. Gollee and K. J. Hunt, "Nonlinear modelling and control of electrically stimulated muscle: A local model network approach," *Int. J. Control*, vol. 68, pp. 1259–88, 1997.
- [64] N. Lan, P. E. Crago, and H. J. Chizeck, "Feedback control methods for task regulation by electrical stimulation of muscles," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 1213–1223, 1991.

- [65] K. J. Hunt, R. P. Jaime, and H. Gollee, "Robust control of electrically-stimulated muscle using polynomial H/Sub infinity / design," *Control Engineering Practice*, vol. 9, pp. 313–328, 2001.
- [66] G.-C. Chang, J.-J. Luh, G.-D. Liao, J.-S. Lai, C.-K. Cheng, B.-L. Kuo, and T.-S. Kuo, "A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 5, pp. 2–11, 1997.
- [67] L. A. Bernotas, P. E. Crago, and H. J. Chizeck, "Adaptive control of electrically stimulated muscle," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 34, pp. 140–147, 1987.
- [68] J. J. Abbas and R. J. Triolo, "Experimental evaluation of an adaptive feedforward controller for use in functional neuromuscular stimulation systems," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 5, pp. 12–22, 1997.
- [69] W. J. Rugh, "Analytical framework for gain scheduling," *IEEE Control Systems*, no. 79-84, 1991.
- [70] K. J. Hunt and T. A. Johansen, "Design and analysis of gain-scheduled control using local controller networks," *Int. J. Control*, vol. 66, pp. 619–651, 1997.
- [71] T. A. Johansen and B. A. Foss, "Constructing NARMAX models using ARMAX models," *Int. J. Control*, vol. 58, pp. 1125–1153, 1993.
- [72] D. Matko, "Adaptive or robust control? Robust adaptive control!," *Elektrotehniški Vestnik*, vol. 60, pp. 158–165, 1993.
- [73] M. Tomizuka, "Zero phase error tracking algorithm for digital control," *J. Dynamic. Syst., Meas., Contr.*, vol. 109, pp. 65–68, 1987.
- [74] D. E. Torfs, R. Vuerinckx, J. Swevers, and J. Schoukens, "Comparison of two feedforward design methods aiming at accurate trajectory tracking of the end point of a flexible robot arm," *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 6, pp. 2–14, 1998.
- [75] J.-J. E. Slotine and W. Li, *Applied nonlinear control*. Englewood Cliffs : Prentice-Hall, 1991.
- [76] K. J. Hunt, R. Haas, and R. Murray-Smith, "Extending the functional equivalence of radial basis function networks and fuzzy inference systems," *IEEE Trans. Neural Netw.*, vol. 7, pp. 776–81, 1996.

- [77] T. Takagi and M. Sugeno, "Fuzzy identification of systems and its application to modeling and control," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern.*, vol. 15, pp. 116–32, 1985.
- [78] C. Edwards and S. K. Spurgeon, *Sliding Mode Control: Theory and Applications*. Taylor & Francis, 1998.
- [79] V. Utkin, J. Guldner, and J. Shi, *Sliding Mode Control in Electromechanical Systems*. Taylor & Francis, 1999.
- [80] A. Šabanović, "Sliding mode in robotic manipulators control systems," *Elektrotehniški Vestnik*, vol. 60, pp. 99–107, 1993.
- [81] S. K. Spurgeon, "Hyperplane design techniques for discrete-time variable structure control systems," *Int. J. Control*, vol. 55, pp. 445–456, 1992.
- [82] A. Bartoszewicz, "Discrete-time quasi-sliding-mode control strategies," *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 45, pp. 633–637, 1998.
- [83] C. Y. Chan, "Robust discrete quasi-sliding mode tracking controller," *Automatica*, vol. 31, pp. 1509–1511, 1995.
- [84] W. Gao, Y. Wang, and A. Homaifa, "Discrete-time variable structure control systems," *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 42, pp. 117–122, 1995.
- [85] O. Kaynak and A. Denker, "Discrete-time sliding mode control in the presence of system uncertainty," *Int. J. Control*, vol. 57, pp. 1177–1189, 1993.
- [86] S. M. Lee and B. H. Lee, "A discrete-time sliding mode controller and observer with computational time delay," *Control Engineering Practice*, vol. 7, pp. 943–955, 1999.
- [87] A. Tesfaye and M. Tomizuka, "Robust control of discretized continuous systems using the theory of sliding modes," *Int. J. Control*, vol. 62, pp. 209–226, 1995.
- [88] K. D. Young, V. I. Utkin, and U. Özgüner, "A control engineer's guide to sliding mode control," *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 7, pp. 328–342, 1999.
- [89] M. L. Corradini and G. Orlando, "Variable structure control of discretized continuous-time systems," *IEEE Trans. Automat. Contr.*, vol. 43, pp. 1329–1334, 1998.

- [90] G. Bartolini, A. Ferrara, and V. I. Utkin, "Adaptive sliding mode control in discrete-time systems," *Automatica*, vol. 31, pp. 769–773, 1995.
- [91] D. Matko, *Identifikacije*. Založba FE in FRI, 1998.
- [92] H. Hemami and A. Katbab, "Constrained inverted pendulum model for evaluating upright postural stability," *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 104, pp. 343–349, 1982.
- [93] G. Khang and F. E. Zajac, "A planar musculoskeletal model for studying posture induced by functional neuromuscular stimulation," *RESNA 9th Annual Conference, Minneapolis, Minnesota*, pp. 445–447, 1986.
- [94] G. Khang and F. E. Zajac, "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part I - computer model and control-system design," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 36, pp. 873–884, 1989.
- [95] G. Khang and F. E. Zajac, "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part II - computer simulation studies," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 36, pp. 885–894, 1989.
- [96] A. D. Kuo, "An optimal control model for analyzing human postural balance," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, pp. 87–101, 1995.
- [97] L. Sciavicco and B. Siciliano, *Modeling and Control of Robot Manipulators*. The McGraw-Hill Companies, 1996.
- [98] L. Lublin and M. Athans, *The Control Handbook*, editor: William S. Levine, ch. Linear Quadratic Regulator Control, pp. 635–650. CRC Press & IEEE Press, 1996.
- [99] J. B. Burl, *Linear Optimal Control*. Addison Wesley Longman, 1998.
- [100] M. Ponikvar and M. Munih, "Setup and procedure for on-line identification of electrically stimulated muscle with matlab simulink," *IEEE Trans. Neu. Sys. Reh. Eng.*, vol. 9, 2001.
- [101] H. J. Chizeck, N. Lan, L. S. Palmieri, and P. E. Crago, "Feedback control of electrically stimulated muscle using simultaneous pulse width and stimulus period modulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 1224–1234, 1991.

- [102] W. K. Durfee and K. E. MacLean, “Methods for estimating isometric recruitment curves of electrically stimulated muscle,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 36, pp. 654–667, 1989.
- [103] T. L. Chia, P.-C. Chow, and H. J. Chizeck, “Recursive parameter identification of constrained systems: An application to electrically stimulated muscle,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 429–442, 1991.