

45780



Univerza v Ljubljani  
Fakulteta za elektrotehniko

Roman Kamnik

**Senzorna informacija pri vstajanju  
hromih oseb**

Doktorska disertacija

Mentor: prof. dr. Tadej Bajd  
Somentor: akademik prof. dr. Alojz Kralj



Ljubljana, 1999

dx - 345



D45780 / 28.10.1999.

## **Zahvala**

Iskreno se zahvaljujem vsem, ki so pripomogli k nastanku tega dela. V prvi vrsti se za neprecenljivo pomoč zahvaljujem svojemu mentorju prof. dr. Tadeju Bajdu. Uvedel me je v svet znanosti in mi s svojimi nasveti in idejami vedno znal svetovati ter pomagati pri premagovanju problemov. Zahvaljujem se somentorju akademiku prof. dr. Alojzu Kralju za koristne nasvete in pomoč. Zahvaljujem se tudi prof. dr. Brianu Andrews in dr. Rahmanu Davoodiju z Univerze v Alberti, Kanada za sodelovanje in izmenjavo izkušenj med mojim trimesečnim obiskom v Edmontonu.

Zahvalo sem dolžan vsem bivšim in sedanjim sodelavcem kolektiva Laboratorija za robotiko in biomedicinsko tehniko. Posebej se zahvaljujem dr. Zlatku Matjačiču, prof.dr. Marku Munihu, dr. Tomažu Karčniku in dr. Juretu Zupančiču, ki so bili moji kolegi, sodelavci in svetovalci pri delu. Zahvaljujem se tudi ing. Janezu Šegi za pomoč pri meritvah in izdelavi merilne opreme ter prof. dr. Tatjani Zrimec za koristne napotke pri obravnavi umetnih nevronske mreže.

Zahvaljujem se osebju Inštituta RS za rehabilitacijo invalidov, ki so mi pomagali pri raziskavah, v katerih so sodelovale paraplegične osebe. Levji delež sta doprinesli fizioterapevtki gospa Helika Benko in gospa Pavla Obreza. Posebno zahvalo izrekam paraplegičnim osebam, ki so sodelovale pri eksperimentalnem delu.

Hvala ženi Gordani za ljubezen, potrpežljivost in spodbudo med mojim študijem.



# Vsebina

Seznam slik .....	iii
Seznam tabel .....	vi
Povzetek .....	1
Abstract .....	3
<b>1 Uvod .....</b>	<b>5</b>
1.1 Obnovitev funkcionalnih gibov po poškodbi hrbtenjače .....	5
1.2 Dosedanje raziskave s področja vstajanja zdravih oseb .....	8
1.3 Dosedanje raziskave s področja vstajanja paraplegičnih bolnikov .....	12
1.4 Hipoteza in cilji dela .....	17
1.5 Strategija raziskovalnega pristopa .....	18
<b>2 Kinematična in dinamična analiza obstoječega načina</b>	
<b>vstajanja paraplegičnih oseb .....</b>	<b>20</b>
2.1 Značilnosti obstoječega načina vstajanja paraplegičnih oseb .....	21
2.2 Momenti v sklepih vstajajoče paraplegične osebe .....	23
2.2.1 <i>Rekurzivna Newton-Eulerjeva inverzna dinamična analiza</i> .....	25
2.2.2 <i>Kinematični parametri vstajanja paraplegičnih oseb</i> .....	30
2.2.3 <i>Vztrajnostni parametri segmentov telesa</i> .....	39
2.2.4 <i>Reakcijske sile pri vstajanju paraplegičnih oseb</i> .....	40
2.2.5 <i>Rekurzivni postopek izračuna sil in momentov v sklepih</i> .....	44
2.3 Metodologija meritev vstajanja paraplegičnih oseb .....	46
2.3.1 <i>Merilno okolje</i> .....	46
2.3.2 <i>Testne osebe</i> .....	48
2.3.3 <i>Merilni protokol</i> .....	49
<b>3 Podporne sile pri vstajanju paraplegičnih oseb kot vir povratne informacije</b> .....	<b>50</b>
3.1 Metode vodenja FES vstajanja .....	51
3.1.1 <i>Odprtozančno vodenje FES vstajanja</i> .....	51
3.1.2 <i>Senzorji, ki jih je možno uporabiti pri senzornem FES vstajanju</i> .....	52
3.1.3 <i>Senzorno vodenje FES vstajanja</i> .....	54

3.2	Faze procesa vstajanja paraplegičnih bolnikov .....	56
3.2.1	<i>Razdelitev procesa vstajanja zdravih oseb</i> .....	56
3.2.2	<i>Razdelitev procesa vstajanja paraplegičnih oseb</i> .....	58
3.3	Razpoznavanje faz in stanj biomehanskega sistema med vstajanjem .....	62
3.3.1	<i>Preslikava informacije podpornih sil z umetno nevronske mreže</i> .....	62
3.3.2	<i>Izbor minimalnega nabora povratne informacije in učenje nevronske mreže</i> .....	64
3.3.3	<i>Študija virov senzorne informacije pri FES vstajanju</i> .....	67
<b>4</b>	<b>Rezultati kinematične in dinamične analize obstoječega načina vstajanja paraplegičnih oseb</b> .....	68
4.1	Predstavitev rezultatov za skupino osmih paraplegičnih oseb .....	69
4.1.1	<i>Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo ZJ</i> ....	70
4.1.2	<i>Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo AK</i> ...	72
4.1.3	<i>Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo TM</i> ...	74
4.1.4	<i>Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo ZB</i> ....	76
4.1.5	<i>Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo BJ</i> ....	78
4.1.6	<i>Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo MK</i> ...	80
4.1.7	<i>Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo MT</i> ...	82
4.1.8	<i>Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo SB</i> ....	84
4.1.9	<i>Komentar rezultatov in različnih pristopov k vstajanju paraplegičnih oseb</i> .....	86
4.2	Dinamični način vstajanja pri paraplegičnih osebah .....	94
<b>5</b>	<b>Rezultati analize senzorne informacije pri FES vstajanju</b> .....	98
5.1	Metodologija .....	99
5.2	Rezultati razpoznavanja faz in aktivnosti procesa vstajanja .....	104
5.3	Rezultati modeliranja trajektorije težišča telesa .....	111
5.4	Komentar rezultatov analize senzorne informacije pri senzorno podprtem FES vstajanju .....	119
<b>6</b>	<b>Zaključek</b> .....	128
6.1	Originalni prispevki disertacije .....	132
<b>7</b>	<b>Literatura</b> .....	133

## Seznam slik

Slika 2.1:	Začetni položaj paraplegične osebe pri obstoječem načinu vstajanja	22
Slika 2.2:	Aktivne sile in momenti med vstajanjem paraplegične osebe	23
Slika 2.3:	Petnajstsegmentni mišično-skeletni model vstajajoče paraplegične osebe	24
Slika 2.4:	Grafična predstavitev sil in momentov, ki delujejo na segment $i$	28
Slika 2.5:	Namestitev merilnih markerjev na testno osebo in pripomočke	31
Slika 2.6:	Položaj središč sklepov spodnje ekstremitete glede na položaj merilnih markerjev (premeri segmentov na mestih pritrditve markerjev so za kolk, koleno in gleženj označeni z $d_{hp}$ , $d_{kn}$ in $d_{ak}$ )	32
Slika 2.7:	Položaj središč sklepov gornje ekstremitete glede na položaj merilnih markerjev (premeri segmentov na mestih pritrditve markerjev so za ramo, komolec in zapestje označeni z $d_{sh}$ , $d_{el}$ in $d_{wr}$ )	33
Slika 2.8:	Središča sklepov telesa vstajajoče osebe	34
Slika 2.9:	Položaj težišča stopala	35
Slika 2.10:	Položaj težišča roke v ožjem smislu, določen relativno glede na položaj ročaja hodulje	36
Slika 2.11:	Položaj težišč in lokalnih koordinatnih sistemov segmentov človeškega telesa	37
Slika 2.12:	Postavitev merilnikov sil na merilnem mestu namenjenemu analizi vstajanja paraplegičnih oseb	41
Slika 2.13:	Postavitev koordinatnih sistemov hodulje, ročaja hodulje in senzorja sile rok	43
Slika 2.14:	Grafična ponazoritev Newton-Eulerjeve metode izračuna momentov v sklepih	44
Slika 2.15:	Merilno okolje	46
Slika 3.1:	Blokovna shema odprtozančnega vodenja FES	51
Slika 3.2:	Področja podplata, katera oživčujejo trije glavni živci stopala	53
Slika 3.3:	Blokovni diagram zaprtozančnega FES sistema, ki je predmet projekta SENSATIONS	54
Slika 3.4:	Razdelitev procesa vstajanja zdrave osebe, povzetapo (Millington <i>et al.</i> , 1992)	57
Slika 3.5:	Faze in aktivnosti vstajanja povzete po (Kralj <i>et al.</i> , 1990)	58
Slika 3.6:	Primerjava trajektorij gibanja kolčnega sklepa in težišča pri vstajanju zdrave osebe ter dobro in slabo treniranega paraplegičnega bolnika, ki vstajata s pomočjo FES in opore rok	59
Slika 3.7:	Zaporedje faz vstajanja paraplegične osebe. Mejni dogodki, ki označujejo faze in aktivnosti vstajanja si sledijo: 1. pričetek vstajanja (START) - vstajajoča oseba nagne trup naprej, kar se demonstrira v gibanju težišča telesa anteriorno, 2. razbremenitev stola (SU) - podporna sila pod stolom prične upadati, 3. vertikalno pospeševanje (ACC) - trajektorija težišča telesa pospešuje v vertikalni smeri, 4. dvig s sedeža (SOFF) - telo izgubi podporo stola - podporna sila pod stolom pade na nič,	

5. pojevanje v vertikalni smeri (DCC) - gibanje težišča telesa v vertikalni smeri pojenjuje,	
6. stabilizacija (STAB) - ekstenzija kolen,	
7. stoja (STOJA) - podporne sile se izenačijo z gravitacijsko silo. ....	60
Slika 3.8: Umetni nevron umetne nevrnske mreže .....	63
Slika 4.1: Proces vstajanja paraplegične osebe ZJ, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil .....	70
Slika 4.2: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe ZJ .....	70
Slika 4.3: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe ZJ .....	71
Slika 4.4: Proces vstajanja paraplegične osebe AK, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil .....	72
Slika 4.5: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe AK .....	72
Slika 4.6: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe AK .....	73
Slika 4.7: Proces vstajanja paraplegične osebe TM, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil .....	74
Slika 4.8: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe TM .....	74
Slika 4.9: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe TM .....	75
Slika 4.10: Proces vstajanja paraplegične osebe ZB, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil .....	76
Slika 4.11: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe ZB .....	76
Slika 4.12: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe ZB .....	77
Slika 4.13: Proces vstajanja paraplegične osebe BJ, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil .....	78
Slika 4.14: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe BJ .....	78
Slika 4.15: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe BJ .....	79
Slika 4.16: Proces vstajanja paraplegične osebe MK, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil .....	80
Slika 4.17: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe MK .....	80
Slika 4.18: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe MK .....	81
Slika 4.19: Proces vstajanja paraplegične osebe MT, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil .....	82
Slika 4.20: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe MT .....	82
Slika 4.21: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe MT .....	83
Slika 4.22: Proces vstajanja paraplegične osebe SB, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil .....	84
Slika 4.23: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe SB .....	84
Slika 4.24: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe SB .....	85
Slika 4.25: Primerjava kinetičnih parametrov kota kolena in kota nagiba trupa med posameznimi paraplegičnimi pacienti .....	90
Slika 4.26: Primerjava obremenitev spodnjih ekstremitet: 1A in 1B: primerjava normaliziranih reakcijskih sil pod stopalom; 2A in 2B: primerjava	

	normaliziranih momentov v kolenskem sklepu .....	91
Slika 4.27:	Primerjava obremenitev gornjih ekstremitet: 1A in 1B: primerjava normaliziranih ramenskih sil v vertikalni smeri; 2A in 2B primerjava normaliziranih ramenskih sil v horizontalni smeri; 3A in 3B primerjava normaliziranih momentov desnega ramena izraženih v sagitalni ravnini. ....	92
Slika 4.28:	Primerjava vertikalnih in horizontalnih komponent gibalne količine skupine segmentov rok, trupa in glave med vstajanjem .....	93
Slika 4.29:	Obstoječ način FES vstajanja .....	95
Slika 4.30:	Dinamični način FES vstajanja .....	95
Slika 4.31:	Primerjava kinematičnih in kinetičnih parametrov obstoječega FES načina vstajanja ter dinamičnega FES načina vstajanja .....	96
Slika 5.1:	Preslikave z dvema nevronskima mrežama v študiji vstajanja paraplegičnih oseb .....	103
Slika 5.2:	Določitev trenutka pričetka razbremenjevanja sedeža, trenutka razbremenitve sedeža in trenutka pričetka vertikalnega pospeševanja na trajektorijah podpornih sil rok .....	119
Slika 5.3:	Trajektorije prijema podporne sile pod podplatom in kot nagiba stopala glede na vertikalno os med procesom FES vstajanja za osem paraplegičnih pacientov, ki so sodelovali v študiji. ....	123
Slika 5.4:	Povprečne vrednosti zanesljivosti prepoznavanja faz in aktivnosti procesa vstajanja z nevronskimi mrežami paraplegičnih oseb .....	124
Slika 5.5:	Povprečne vrednosti faktorja linearne korelacije modeliranja trajektorije težišča telesa z nevronskimi mrežami paraplegičnih oseb .....	125

## Seznam tabel

Tabela 2.1:	Antropometrični podatki, ki določajo položaje težišč segmentov goleni, stegen, medenice, gornjega dela trupa, nadlakti in podlakti	35
Tabela 2.2:	Vztrajnostni parametri segmentov človeškega telesa	39
Tabela 2.3:	Podatki o testnih osebah sodelujočih v študiji FES vstajanja	48
Tabela 4.1:	Maksimalne vrednosti kinetičnih parametrov obremenitev sklepov, predstavljene za osem paraplegičnih oseb v obliki povprečnih vrednosti preko vseh merilnih tekov.	89
Tabela 5.1:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov prve skupine	104
Tabela 5.2:	Lastnosti nevronske mreže pri prepoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ob množici vhodnih podatkov iz prve skupine	105
Tabela 5.3:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov druge skupine	105
Tabela 5.4:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov druge skupine	106
Tabela 5.5:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov tretje skupine	106
Tabela 5.6:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov tretje skupine	106
Tabela 5.7:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov četrte skupine	107
Tabela 5.8:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov četrte skupine	107
Tabela 5.9:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov pete skupine	107
Tabela 5.10:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov pete skupine	108
Tabela 5.11:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov šeste skupine	108
Tabela 5.12:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov šeste skupine	108
Tabela 5.13:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov sedme skupine	109
Tabela 5.14:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov sedme skupine	109
Tabela 5.15:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov osme skupine	109
Tabela 5.16:	Rezultati izbire vhodnih spremenljivk genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov osme skupine	110



Tabela 5.17: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov devete skupine .....	110
Tabela 5.18: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov devete skupine .....	110
Tabela 5.19: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov prve skupine .....	111
Tabela 5.20: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz prve skupine .....	112
Tabela 5.21: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov druge skupine .....	112
Tabela 5.22: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz druge skupine .....	113
Tabela 5.23: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov tretje skupine .....	113
Tabela 5.24: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz tretje skupine .....	114
Tabela 5.25: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov četrte skupine .....	114
Tabela 5.26: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz četrte skupine .....	114
Tabela 5.27: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov pete skupine .....	115
Tabela 5.28: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz pete skupine .....	115
Tabela 5.29: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov šeste skupine .....	115
Tabela 5.30: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz šeste skupine .....	116
Tabela 5.31: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov sedme skupine .....	116
Tabela 5.32: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz sedme skupine .....	116
Tabela 5.33: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov osme skupine .....	117
Tabela 5.34: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz osme skupine .....	117
Tabela 5.35: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov devete skupine .....	118
Tabela 5.36: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz devete skupine .....	118

# Povzetek

Pričujoča disertacija obravnava vstajanje oseb s popolno poškodbo hrbtenjače v torakalnem predelu z vidika novih pristopov k vodenju vstajanja.

Paraplegične osebe si pri prenosu telesa iz sedečega v stoječ položaj pomagajo z opornim pripomočkom za roke ter s funkcionalno električno stimulacijo spodnjih ekstremitet. Kot oporni pripomoček, na katerega se vstajajoča oseba opira z rokami, običajno služi hodulja, preko površinskih elektrod pa so električno stimulirane mišice ekstenzorjev kolen. Tako vzbujeni momenti v sklepih kolen pomagajo pri premagovanju gravitacijske sile pri dvigovanju telesa vstajajoče osebe ter s tem razbremenjujejo gornje ekstremitete.

Obstoječ način vstajanja paraplegičnih oseb, ki se najpogosteje uporablja v klinični praksi, temelji na odprtozančnem vodenju stimulacijskih sekvenc. Nivo in vzorec stimulacije sta vnaprej določena ter sta maksimalna in konstantna ves čas vstajanja. Trenutek vklopa stimulacije je prožen s strani paraplegične osebe preko tipk nameščenih na opornem pripomočku. Oseba pri obstoječem načinu vstajanja vstane v stoječ položaj iz značilnega začetnega položaja skoraj vertikalno. Položaj telesa je ves čas statično stabilen. Ker obstoječ način vstajanja paraplegičnih oseb ne predstavlja optimalnosti v smislu obremenitev sklepov in stimulacije mišic, se v svetu razvijajo metode vodenja stimulacijskih sekvenc na osnovi povratnih senzornih signalov. Pri senzornem vodenju pa nujno nastopi vprašanje izbora, zajemanja in uporabe povratnih signalov o stanju biomehanskega sistema paraplegika.

Delo je razdeljeno na dva dela. Prvi del podaja rezultate analize kinematičnih in dinamičnih parametrov, ki nastopajo pri obstoječem načinu vstajanja. Analizirano je vstajanje osmih paraplegičnih oseb z različno višino poškodbe hrbtenjače in z različno dolžino uporabe funkcionalne električne stimulacije. Podane so kinematične trajektorije kotov sklepov ter kinetične spremenljivke (momenti in sile), ki nastopajo v sklepih paraplegične osebe med vstajanjem. Opravljena je primerjava med strategijami vstajanja posameznih oseb in preverjena hipoteza o zmanjšanju obremenitev sklepov z vpeljavo dinamičnega načina vstajanja. Dinamična strategija posnema vstajanje zdravih oseb, ki z nagibanjem trupa v anteriorni smeri, pred pričetkom dvigovanja generirajo gibalno količino trupa in si s tem olajšajo vstajanje.

V drugem delu disertacije je predstavljena študija obstoječega načina vstajanja paraplegičnih oseb z vidika koristne uporabe povratnih informacij izmerjenih med



vstajanjem. Proces vstajanja je razdeljen na faze, med katerimi je mogoče spreminjati stimulacijske sekvence v primeru, da stimulator deluje na osnovi avtomata prehajanja stanj. Za praktično realizacijo senzornega vodenja FES vstajanja je bistvenega pomena, za paraplegično osebo nemoteča namestitvev in uporaba senzornih sistemov. Zato je opravljena analiza uporabe senzornih signalov reakcijskih sil pod rokami in stopali za namene razpoznavanja faz vstajanja in določanja položaja težišča telesa. Predstavljeni so rezultati izbire minimalnega potrebnega nabora vhodnih signalov za razpoznavanje faz in preslikave v trajektorijo težišča telesa s pomočjo genetskih algoritmov in umetnih nevronske mreže.

# Abstract

In the following dissertation the sit-to-stand transfer of paraplegic subjects with the spinal cord injury is analyzed from the perspectives of the new approaches to the standing-up control methods.

In a traditional way of standing-up the paraplegic subjects are using functional electrical stimulation (FES) of the lower extremities and arm support. As an arm supportive aid the walker frame is usually utilized by the paraplegic subjects, while the one channel surface functional electrical stimulation is employed for stimulating the knee extensors muscles. The torques in the knee joints, induced by the electrical stimulation, contribute to the lifting of the body weight into upward position against the gravitational forces, and thus unloading the upper extremities.

The traditional approach to the FES standing-up in paraplegia is based on the open loop control of stimulation sequences. The stimulation level and patterns are predetermined and stay maximum and constant throughout all the rising process. The stimulation is voluntary triggered by the paraplegic subject by the push buttons mounted at the walker frame. The paraplegic subjects stand-up from the typical initial position to the upright position almost fully in the vertical direction. During rising the body position is in statically stable state. Since the traditional approach to the standing-up in paraplegia is not optimal regarding the loading of the body joints and muscle stimulation, there is increased interest to the development of new sensory driven approaches to the stimulation control. With the new sensory driven control methods inevitably emerge questions about selection, assessing and utilizing the feedback signals.

The work is divided into two parts. In the first part the results of the kinematic and dynamic analysis of the traditional approach of standing-up in paraplegia are presented. The standing-up maneuver is analyzed in a group of eight completely paralyzed subjects, with different levels of spinal cord injury and different experiences of FES usage. The joint angle trajectories and kinetic parameters (joint forces and torques) acting in the subject's body joints during standing-up are given. The comparison of different standing-up strategies among paraplegic patients is outlined. The hypotheses of unloading the body joints by incorporation of the dynamic approach to standing-up is verified. The dynamic approach resembles to the standing-up strategy of healthy persons, who generate the forward momentum while sitting on a chair, which then helps with lifting the body upward.

In the second part of work, the study of the feedback information, assessed during the standing-up maneuver, is presented. The process of paraplegics standing-up is divided into phases, during which the stimulation patterns can be varied in the case that the stimulator is controlled by the finite state controller. For the practical realization of the sensory driven FES standing-up is crucial that the sensory systems are mounted and used on an imperceptible manner for the paraplegic person. Therefore, the analysis of the force supportive feedback signals was accomplished considering the ability of standing-up phases recognition and determination of the center of body mass position. For successful phase recognition and transformation to center of mass trajectory the minimal needed amount of feedback sources is determined by the help of genetic algorithms and artificial neural networks.

# Poglavje 1

## Uvod

### 1.1 Obnovitev funkcionalnih gibov po poškodbi hrbtenjače

Človeško telo je kompleksen sklop medsebojno povezanih sistemov. Mišično-skeletni sistem, ki je ogrodje telesa, tvorijo kosti, medsebojno povezane s sklepi, ligamenti in mišično-kitnimi skupinami. Aktivnosti mišično-skeletnega sistema upravlja živčni sistem ob pomoči množice perifernih živčnih regulatorjev, ki jih sestavljajo receptorji, splet nevronov in mišice. Različni receptorji pošiljajo senzorične informacije po aferentnih živčnih vlaknih v centralno živčevje, kjer se informacije obdelujejo. Centralno živčevje pošilja odgovore na receptorske signale po eferentnih živčnih vlaknih nazaj do mišic in žlez. V mišicah in žlezah se nahajajo receptorji, ki tako sklenejo živčno regulacijo. Če živčna regulacija zaradi različnih vzrokov, kot so lahko bolezen, nesreča ali starost, ne deluje pravilno, človek ni sposoben izvajanja koordiniranih gibov in funkcij. Deli telesa so deloma ali v celoti hromi, za osebo pa pravimo, da je paralizirana.

Poškodba hrbtenjače povzroči prekinitev živčne povezave med možgani in določenimi mišicami, kar ima za posledico delno ali popolno paralizo teh mišic. Katere mišične skupine so prizadete ob poškodbi, je odvisno od višine lezije hrbtenjače. Živci, ki oživčujejo gornje ekstremitete izhajajo iz cervikalnega predela hrbtenjače, medtem ko živci, ki oživčujejo spodnje ekstremitete izhajajo iz nižjega torakalnega ali lumbarnega predela hrbtenjače. Tako so tetraplegični bolniki osebe s poškodbo cervikalnega predela hrbtenjače, ki v splošnem nimajo kontrole nad gornjimi ekstremitetami in praviloma nobene nad spodnjimi ekstremitetami. Paraplegija pa je posledica poškodbe nižjega predela hrbtenjače (torakalnega ali lumbarnega), kjer je bolnik sposoben nadzirati gornje ekstremitete in trup, ne pa tudi spodnjih ekstremitet. Tetraplegični in paraplegični bolniki, ki so utrpeli poškodbo gornjega motoričnega nevrona imajo večinoma ohranjen refleksni lok, ki se zaključuje v hrbtenjači. Čeprav je pot za kontrolne signale iz možganov prekinjena, ostajajo spodnji motorični nevroni in mišice še vedno funkcionalni, a po poškodbi živijo svoje življenje. Vendar se v relativno kratkem času ob neaktivnosti paraliziranih udov pojavijo atrofija in kontrakture mišic

ter osifikacija sklepov in demineralizacija kosti. Dodatni zapleti spremljajo delovanje urinarnega trakta in ostalih notranjih organov. Paralizirane ekstremitete so slabše prekrvavljene in obstaja tudi možnost pojava preležanin.

S funkcionalno električno stimulacijo (FES) moremo nekaterim osebam s poškodbo hrbtenjače povrniti posamezne lokomotorne funkcije paraliziranih ekstremitet (Kralj and Grobelnik, 1973). Funkcionalne gibe dosežemo z električnimi dražljaji, s katerimi vzdražimo živec, ki vzbudi kontrakcijo mišice, ki jo ta oživčuje (Vodovnik *et al.*, 1981). Ločimo dve vrsti funkcionalne električne stimulacije. Eferentno, pri kateri stimuliramo živec, ki vodi od osrednjega živčnega sistema do mišice, in aferentno, pri kateri stimuliramo živec, ki s periferije prenaša dražljaje v živčni center in na ta način posredno vzbudi signal v motoričnih živčnih vlaknih, ki se prenese na skupino mišic in jo pokrči. Funkcionalna električna stimulacija ima tudi terapevtske učinke in odpravlja dodatne zaplete ob poškodbi hrbtenjače. Bolnik uporablja za opravljanje funkcionalnih nalog lastne mišice, kar doprinese k boljši prekrvitvi in gibljivosti sklepov. Energija, ki se porablja, je pacientova lastna, pridobljena z njegovim metabolizmom. Z uporabo stimulacije odpade potreba po mehanskih opornicah, ki so nerodne za namestitev in neprijetne za pacienta zaradi zunanjega izgleda. Slabost električno stimuliranih mišičnih aktivnosti je v razmeroma hitrem utrujanju mišic. Težavo je možno delno premagati s spreminjanjem stimulacijskih parametrov ali z izmenično uporabo različnih mišičnih skupin za izvajanje iste naloge (Kralj *et al.*, 1986).

Na Inštitutu za rehabilitacijo v Ljubljani je bil razvit uspešen program rehabilitacije za paraplegične in paraparetične bolnike s poškodbo hrbtenjače v prsnem predelu. Znatnemu delu ljudi s poškodbo hrbtenjače v predelu med vretenci T4 in T12 moremo z večkanalno stimulacijo povrniti izgubljene lokomotorne funkcije spodnjih ekstremitet, kot so npr. vstajanje, stoja in preprosta hoja (Kralj and Bajd, 1989). Predpogoj za uspešno uporabo FES je zadostna okrepitev paraliziranih mišic v programu rehabilitacije in zadostna telesna sposobnost gornjega dela telesa za dodatno oporo, za katero bolniki uporabljajo bradljo, hoduljo ali bergle. Za stimulacijo so najpogosteje uporabljeni površinski stimulatorji, ki električno dražijo mišice preko površinskih elektrod pritrjenih na kožo. Njihova enostavna uporaba in vzdrževanje so prednosti pred uporabo implantiranih stimulatorjev in elektrod, za katere je potrebna hermetična enkapsulacija vezja in operativni poseg za namestitev. Kot slabost površinske stimulacije pa omenimo slabo selektivnost stimulacije, večjo porabo električne energije in kozmetične zadržke bolnikov ob, na nogah nameščenih, ožičenih elektrodah.

Za vsako mišično skupino potrebujemo svoj stimulacijski kanal. Najprej v Ljubljani in nato v svetu se je uveljavil pristop s štirimi stimulacijskimi kanali, ki prožijo ekstenzorje kolen in fleksijski odziv na obeh straneh (Kralj and Bajd, 1989). S takšno minimalno uporabo kanalov je poleg vstajanja in stoje možno doseči tudi preprost vzorec recipročne hoje paraplegične osebe.

Električno stimulirana mišica izkazuje lastnosti nelinearnega, pozicijsko odvisnega in zaradi utrujanja časovno spremenljivega sistema. Poleg tega izkazuje pragovno nelinearnost, kadar je dosežen stimulacijski prag, pod katerim mišica ne proizvaja več nobene sile, in prag nasičenja, ko sila kljub višanju stimulacijskih parametrov več ne narašča (Dorgan and O'Malley, 1997). Obnašanje večsegmentnega mišično-skeletnega sistema je v procesih vstajanja, stoje in hoje že po naravi nelinearno, dodatno nelinearnost pa v obnašanje vnašajo še nelinearnosti umetno stimuliranih mišic. Poleg tega, posebno vlogo pri gibanju mišično-skeletnega sistema paraplegičnega bolnika igra interakcija med gornjim delom telesa, ki je pod hotenim nadzorom paraplegika in spodnjimi ekstremitetami, katerih gibanje je umetno vzbujeno. Iz navedenega ni težko zaključiti, da imajo senzorno podprti oziroma zaprtozančni sistemi vodenja stimulacijskih vzorcev prednosti pred odprtozančnimi, ki se trenutno najpogosteje uporabljajo v klinični praksi.

Senzorne informacije, ki bi jih lahko uporabili kot povratnozančne pri vodenju FES aktivnosti paraplegičnih bolnikov, je mogoče pridobiti iz umetnih senzorjev, mioelektričnih mišičnih signalov ali s pomočjo ohranjenih naravnih receptorjev (Uphsaw *et al.*, 1995; Sinkjaer *et al.*, 1992; Haugland *et al.*, 1994; Andreasen *et al.*, 1996). Umetni senzorji, kot so npr. goniometri, pospeškometri ali senzorji sile imajo to slabost, da jih je potrebno na telo pritrditi ali implantirati v telo in primerno ožičiti. Lezenje, nezanesljivost in energijska poraba so dodatne slabosti umetnih senzorjev. Bolj primerna v tem pogledu, je uporaba naravnih senzorjev, katerih delovanje je ostalo ohranjeno tudi po poškodbi hrbtenjače. Danes še nimamo dovolj inženirskih in fizioloških znanj, da bi naravne signale znali uporabiti v širšem obsegu.

Senzorno podprto vodenje FES je moč realizirati kot hoteno vodenje s strani uporabnika, kjer se povratna informacija najprej preslika v ustrezen signal, ki ga bolnik zazna in glede na tega ročno upravlja delovanje stimulatorja. Druga možnost zaprtozančnega vodenja stimulacijskih vzorcev je avtomatska realizacija z regulatorjem, ki obdeluje povratno informacijo in neposredno regulira izhodne stopnje stimulatorja. Raziskovalni projekt SENSATIONS, financiran s strani Evropske skupnosti, se ukvarja z razvojem implantabilnega FES sistema za vstajanje in stoje paraplegičnih bolnikov, ki bo na podlagi naravnih senzornih signalov v telesu bolnika izvajal stimulacijo motoričnih nevronov. Pri projektu sodeluje sedem evropskih raziskovalnih centrov, med njimi tudi Laboratorij za biomedicinsko tehniko in robotiko na Fakulteti za elektrotehniko v Ljubljani. Naloga ljubljanske raziskovalne skupine je raziskati biomehanske parametre obstoječega vstajanja paraplegičnih bolnikov iz sedečega v stoječi položaj in predlagati nove vzorce stimulacijskih sekvenc pri vstajanju v smislu uporabe povratne informacije. Nekaj teh vprašanj bo poskušalo osvetliti pričujoče delo.



## 1.2 Dosedanje raziskave s področja vstajanja zdravih oseb

Vstajanje iz sedečega položaja sodi med najpogosteje izvajane človekove aktivnosti. Coghlin in McFadyen (1994) navajata, da zdravi ljudje podnevi v povprečju vstanemo iz sedečega v stoječi položaj štirikrat na uro. Pomen vstajanja je še večji za bolne, starejše ter hrome osebe, ki so često zaradi nezmožnosti vstajanja priklenjene na bolniško posteljo ali invalidski voziček ter odvisne od pomoči drugih. Pomembna zahteva za uspešno vstajanje je sposobnost razviti zadostne momente v sklepih spodnjih in po potrebi tudi gornjih ekstremitet, da ob primerni koordinaciji gibanja segmentov dvignejo telo proti delovanju gravitacijskih sil v stoječo držo.

Schultz in sodelavci (Schultz *et al.*, 1992; Alexander and Schultz, 1991) so v grobem orisali biomehanske parametre potrebne za uspešno vstajanje. Proces vstajanja so preprosto razdelili v dva dela. V prvem se segmenti telesa gibljejo pretežno v anteriorni smeri, v drugem delu pa pretežno v vertikalni smeri. Mejni dogodek med obema fazama je definiran kot trenutek, ko telo izgubi stik s stolom. V tem trenutku pa naj bi bile potrebne tudi največje sile in momenti za uspešno zaključitev vstajanja. Preučili so vstajanje treh skupin ljudi. V prvi skupini je bilo zbranih 17 zdravih mlajših oseb, v drugi 23 zdravih starejših oseb in v tretji skupini 11 starejših nemočnih oseb. Osebe so vstajale s standardnega stola iz vnaprej določene začetne lege telesa ter ob in brez pomoči opore rok. Testne osebe v zadnji skupini so bile sposobne vstati le s pomočjo rok. Med vstajanjem so izmerili horizontalne in vertikalne podporne sile pod rokami in nogami ter kinematične parametre. Avtorji na podlagi rezultatov meritev in simulacij vstajanja s pomočjo desetsegmentnega planarnega modela pokažejo, da je vstajanje možno šele, ko se prijemališče podporne sile nahaja anteriorno pred sklepom gležnja. Prav zato raziščejo pomen začetnega položaja in ugotovijo, da k premiku prijemališča podporne sile pred začetkom vstajanja pred gleženjski sklep največ doprinese postavitve nog pod telo, v manjši meri pa tudi pomik gornjega dela telesa naprej. Pomembne ugotovitve te študije so, da so testne osebe polagale večino pozornosti med vstajanjem na zagotavljanje posturalne stabilnosti. Čim večja je bila razdalja med gleženjskim sklepom in prijemališčem podporne sile v podpornem liku, tem težje so osebe vstajale. Zanimiva je ugotovitev, da nobena izmed testnih skupin med vstajanjem ni uporabljala momentov sklepov spodnjih ekstremitet v vrednostih, ki so jih po primerjavi iz literature sposobne doseči med izometričnimi meritvami. Uporaba opore rok še zmanjša potrebne momente spodnjih ekstremitet, največ v primeru skupine starejših nemočnih oseb, vendar avtorji zaključujejo, da je zagotavljanje stabilnosti med vstajanjem pomembnejše kot iskanje optimalne trajektorije za zmanjšanje momentov.

Katere mišične skupine aktivno sodelujejo pri procesu vstajanja, je z meritvami mioelektičnih signalov pokazala Millingtonova s soavtorji (Millington *et al.*, 1992).

Raziskovalci so preučili vstajanje skupine desetih zdravih starejših oseb. Proces vstajanja so razdelili v tri faze. Prva faza, ki je faza prenosa težišča telesa v anteriorni smeri, se prične s fleksijo trupa in traja 27% celotnega časa procesa vstajanja. V tej fazi so izmerili aktivnost mišične skupine *Erector spinae*. Avtorji navajajo, da se nagibanje trupa naprej prične že pred mišično aktivnostjo te skupine in domnevajo, da je začetek vstajanja bolj posledica aktivnosti globljih mišičnih skupin v kombinaciji z gibi gornjih ekstremitet in glave. Druga, prehodna faza, je faza, kjer se smer prenosa težišča telesa obrne iz anteriorne smeri v vertikalno smer. Faza se prične z ekstenzijo kolen in konča, ko se fleksija trupa obrne v ekstenzijo, kar naj bi se zgodilo pri 35% procesa vstajanja. Tik pred koncem prve faze, ko se pripravljajo ekstenzija kolen je zaznati mišično aktivnost ekstenzorjev kolen, ki jih zastopata mišici *Vastus medialis* in *Rectus femoris*. V tej najzahtevnejši drugi fazi, ko je potrebno za stabilnost dobro regulirati položaj težišča telesa, se dodatno aktivirajo ekstenzorji kolka: skupini *Gluteus maximus* in *Biceps femoris*, ki vsi skupaj delujejo tako koncentrično kot ekscentrično na sklepe kolen in kolkov. Čeprav dosežejo najvišjo aktivnost v prehodni fazi, vse mišične skupine ostanejo aktivne do konca vstajanja, ko se v zadnji, tretji fazi, s končanjem ekstenzije kolen in trupa doseže pokončna drža.

Najbolj poglobljeno se je z razdelitvijo procesa vstajanja na posamezne faze ukvarjal Kralj s sodelavci (Kralj *et al.*, 1990). Z analizo kinetičnih in kinematičnih parametrov vstajanja testne skupine dvajsetih zdravih oseb so avtorji definirali razdelitev procesa vstajanja na štiri faze in med vsako fazo definirali časovni mejnik, ki označuje prehod iz ene faze v drugo. Časovne mejnike so definirali glede na podporne reakcijske sile pod nogami ter trajektorijo kota kolenskega sklepa. Tako je prva faza, ki je imenovana začetek vstajanja, definirana od trenutka, ko se trup iz mirne sedeče drže začne nagibati v anteriorni smeri. V tej fazi gornji del telesa z nagibanjem naprej pridobiva horizontalno gibalno količino, ki je tem večja, čim hitrejšje je nagibanje trupa. Razbremenjevanje sedeža se prične v naslednji fazi, ki se konča s trenutkom popolne razbremenitve sedeža. Sledi faza dvigovanja, ko telo izgubi podporo sedeža in vlogo podpore prevzamejo v popolnosti noge. Težišče telesa se od pričetka faze razbremenjevanja sedeža pospešuje v vertikalni smeri navzgor. Proti koncu faze dvigovanja pa se pospeševanje pretvori v zaviranje in gibanje telesa navzgor se ustavi, ko so kolena v popolnoma iztegnjenem položaju. V tem trenutku nastopi četrta faza, faza stabilizacije, v kateri oseba poskrbi za stabilno stoji z lovljenjem ravnotežja.

Motivacija za omenjeno analizo razdelitve procesa vstajanja in detekcijo mejnih dogodkov je izhajala iz želje po izboljšanju FES sistemov za paraplegične bolnike. Iz tega vidika so avtorji definirali mejne dogodke med fazami tako, da jih je mogoče razpoznati iz signalov, ki jih je možno neposredno meriti. V analizi so bili tako uporabljeni pritiskovna plošča za merjenje podpornih sil pod nogami in goniometri za merjenje kotov sklepov gležnja, kolena in kolka. Definiranih je bilo šest mejnih



dogodkov. Začetek vstajanja opredeljuje hitra sprememba podporne sile v horizontalni smeri iz mirovne vrednosti. Sledi ji hitra sprememba sile v vertikalni smeri, ki opredeljuje pričetek vertikalnega pospeševanja in hkrati razbremenjevanja sedeža. Trenutek razbremenitve sedeža označuje maksimalna vrednost horizontalne podporne sile, medtem ko je zaviranje pred koncem faze dvigovanja označeno z minimalno vrednostjo časovnega odvoda vertikalne podporne sile. Faza stabilizacije nastopi v trenutku, ko so kolena popolnoma iztegnjena, kar je moč razbrati iz goniometričnega senzorja nameščenega na kolenu. Proces vstajanja je zaključen, ko se izenačita vertikalna podporna sila in sila gravitacije, ki je enaka telesni teži.

Delo predstavlja korak proti boljši formalizaciji in standardizaciji študij vstajanja. Poleg navedenega so avtorji opozorili tudi na različen pristop oseb k začetni fazi vstajanja. Vstati je možno počasi in v tem primeru je začetni položaj nog pomaknjen nazaj v bližino prijemališča podpornega vektorja pod stolom, trup je nagnjen naprej, vendar le toliko, da se projekcija težišča telesa nahaja v podpornem liku nog. Ob hitrejšem vstajanju je začetni položaj telesa drugačen. Noge ponavadi leže bolj naprej, telo je s stolom podprto v večji meri, drži trupa pa je bolj pokončna. V tem primeru si oseba zagotovi potisno silo v horizontalni smeri za premik podpornega vektorja izpod stola pod noge z zanihanjem trupa naprej. Produkt mase in hitrosti gibanja trupa v horizontalni smeri tvori horizontalno gibalno količino, ki v fazi razbremenjevanja sedeža pomaga pri manevru vstajanja.

Hipotezo o uporabi gornjega dela telesa pred začetkom dvigovanja s stola za generiranje gibalne količine so potrdili tudi drugi raziskovalci (Riley *et al.*, 1991, Schenkman, 1990). V študiji vstajanja devetih zdravih žensk je Riley pokazal, da je v procesu vstajanja moč razlikovati dinamične in kvazistatične periode glede na stopnjo statičnega neravnovesja sil. Kot kriterij statičnega ravnovesja mu je služila horizontalna razdalja med položajem težišča telesa in prijemališčem podporne sile, ki jo je imenoval ročica gravitacije. Raziskovalci so ugotovili, da najbolj dinamičen del procesa vstajanja nastopi tedaj, ko se trajektorija gibanja težišča telesa prevesi iz gibanja naprej v gibanje navzgor. Za to fazo, ki jo Riley imenuje kar faza transformacije gibalne količine, pokaže, kako se horizontalna gibalna količina trupa telesa pretvori v vertikalno gibalno količino celotnega telesa.

Predpostavke različnih avtorjev, da obstajata vsaj dve različni strategiji vstajanja, dinamična in statična, so preverili avtorica Doorenbosch, ter Coghlin in McDadyen (Doorenbosch *et al.*, 1994; Coghlin and McDadyen, 1994). Medtem ko statični način vstajanja daje prednost zagotavljanju stabilnosti pred kriterijem minimalnih obremenitev sklepov, naj bi dinamični način vstajanja s hitro fleksijo trupa ob pričetku doprinesel k zmanjšanju potrebnih momentov v spodnjih ekstremitetah, še posebej v kolenu. Študija je pokazala ravno nasprotno. Uporabe dinamičnih komponent ne gre razlagati kot kompenzacijski mehanizem ob mišičnih disfunkcijah spodnjih ekstremitet, ampak le kot

posebno obliko premika težišča telesa v začetku procesa vstajanja. Trditev so podkrepili s pomočjo meritev kinematičnih in kinetičnih parametrov ter mioelektričnih signalov med vstajanjem zdravih oseb. Rezultati kažejo, da je sicer skupni moment v kolenskem sklepu res manjši pri dinamični strategiji, ampak glede na posnete mišične aktivnosti je to le posledica zmanjšanja obremenitev biartikularnih mišičnih skupin ekstenzorjev kolen zaradi večje fleksije trupa. Aktivnost monoartikularnih mišičnih skupin ekstenzorjev kolen pa ostaja pri obeh strategijah enaka. Ugotovitev je pomembna za rehabilitacijo ob nezmožnosti generiranja zadostnih momentov v spodnjih ekstremitetah. Obojni avtorji dajejo prednost drugačnim kompenzacijskim mehanizmom, npr. uporabi opore rok.

Vrednosti momentov, ki delujejo v sklepih spodnjih ekstremitet med vstajanjem normalne hitrosti pri zdravem človeku znašajo po različnih virih iz literature med 80 in 95 Nm za kolčni sklep, med 80 in 120 Nm za kolenski sklep in med 40 in 70 Nm za gleženjski sklep (Bajd *et al.*, 1982; Schüldt *et al.*, 1983; Németh *et al.*, 1984; Riley *et al.*, 1997). Vrednosti momentov se lahko še povišajo, če se poveča hitrost vstajanja. Pai in Rogers (Pai and Rogers, 1991) sta na primer pokazala, da se v primeru skrajšanja časa vstajanja iz povprečne vrednosti  $1.6 \pm 0.2$  sekunde na  $1.2 \pm 0.2$  sekunde, potrebni moment v kolenu lahko poveča za 36 %. Na drugi strani pa je možno s pomočjo opore rok znatno zmanjšati momente spodnjih ekstremitet, ki so potrebni za dvig telesa v izravnano držo. Ellis s sodelavci (Ellis *et al.*, 1984) navaja zmanjšanje sil, ki delujejo v kolenskem sklepu ob opori rok za 47%, kar se tudi lepo ujema z rezultati kasnejše primerjalne analize kolenskih momentov med vstajanjem ob in brez pomoči opore rok (Bahrami *et al.*, 1997).

### 1.3 Dosedanje raziskave s področja vstajanja paraplegičnih bolnikov

Ker v primerjavi s hojo vstajanje zahteva večje momente, to velja vsaj za kolena in kolke, je upravičeno pričakovati, da bo oseba, ki je sposobna vstati, sposobna tudi preproste hoje. In ker je vstajanje obvezna aktivnost pred vsako stajo ali hojo, se je poleg študij stoji in hoje paraplegičnih bolnikov, ki uporabljajo funkcionalno električno stimulacijo, hkrati pojavila potreba po študijah procesa vstajanja paraplegičnih oseb.

Proces vstajanja paraplegičnih bolnikov se razlikuje od procesa vstajanja zdravih ljudi. Telo paraplegičnega bolnika je skupek dveh sistemov, gornjega neparaliziranega in spodnjega paraliziranega dela telesa, katerih medsebojna interakcija vpliva na gibanje celotnega telesa. Položaj gornjega dela telesa je pod aktivno hoteno kontrolo bolnika, in je v primeru, da si ta pomaga z oporo rok lahko v celoti določen. Yu in Donaldson (1997) sta pokazala, da je v primeru opiranja bolnika na roke tudi položaj spodnjih pasivnih ekstremitet popolnoma kontrolabilen preko gibanja rok in trupa, če le višina poškodbe ni previsoka. Na drugi strani na položaj telesa med vstajanjem vplivajo tudi umetno vzbujeni momenti v sklepih spodnjih ekstremitet, ki so posledica FES. Glede na navedeno, je potrebno na proces vstajanja paraplegičnega bolnika gledati kot na proces gibanja zaprte kinematične verige, ki vsebuje tako aktivno gnane kot pasivne sklepe. Zaradi dejstva, da so nekateri aktivni sklepi pod hoteno kontrolo, nekateri pa pod umetno, lahko na vstajanja paraplegika gledamo tudi skozi oči sodelovanja človek - stroj.

Bajd s sodelavci (Bajd *et al.*, 1982) je kot prvi izmeril momente, ki delujejo v spodnjih ekstremitetah pri vstajanju odraslega zdravega človeka. Izmeril je vstajanje iz dveh različnih začetnih položajev, pri čemer je podporne sile meril s pritiskovno ploščo, pri merjenju kinematičnih parametrov pa si je pomagal s stroboskopsko fotografijo. Na podlagi izračunanih rezultatov in na podlagi dejstva o zmanjšanju momentov ob uporabi opore rok je za paraplegične bolnike definiriral vrednosti potrebnih momentov, ki jih morajo biti sposobne razviti mišice ekstenzorjev kolen in predlagal način vstajanja z uporabo funkcionalne električne stimulacije. Po programu ojačenja mišic ekstenzorjev kolen s FES, ko so te sposobne razviti 40 Nm na vsak kolenski sklep, je mogoče pričakovati, da bo paraplegični bolnik sposoben vstati s pomočjo opore rok in električno stimulirane ekstenzije kolen. Pričakovati je, da bo z rokami in ohranjenimi mišicami trupa bolnik kompenziral manjkajoče dvižne momente v kolkih in manjkajoče stabilizacijske momente v gležnjih. Za oporo rok so lahko uporabljeni hodulja, bradlja, bergle ali poseben okvir za stajo nameščen na invalidskem vozičku. Bolnik za stimulacijo ekstenzorjev kolen uporablja površinski stimulator, ki je uporaben tudi v namene stoji ali hoje. Trenutek proženja stimulacije je hoteno voden s strani bolnika

preko tipk nameščenih na ročaju podpornega pripomočka.

Način vstajanja, ki ga je predlagal Bajd s sodelavci daljnega leta 1982, je še danes najbolj razširjen način vstajanja paraplegičnih bolnikov v klinični praksi. Je enostaven, saj se za stimulacijo uporabljata samo dva kanala s površinskimi elektrodami; preprost za izvedbo, ker je krmiljenje stimulatorja izvedeno odprtozračno s samo dvema vrednostima stimulacije (aktivna ali neaktivna); ter učinkovit za bolnika. Pojavile so se tudi različne možne razširitve opisanega pristopa, ki jih lahko strnemo v dve skupini: uporaba vnaprej predpisanih vzorcev stimulacije, ki niso stopničaste oblike ali hkratna stimulacija več mišičnih skupin. Pri tem naj omenimo študijo japonskega avtorja Kagaya (Kagaya *at al.*, 1995) ter prispevek Peckhama (Peckham, 1987). Kagaya je s pomočjo EMG meritev mišičnih aktivnosti in merjenja reakcijskih sil med vstajanjem skupine zdravih ljudi načrtoval obliko amplitude stimulacije za ekstenzorje kolen. Stimulacijski vzorec ima obliko linearno naraščajočega signala do maksimalne vrednosti ob trenutku razbremenitve sedeža in nato obliko linearno padajočega signala do konca procesa vstajanja. Amplitudo in naklon naraščanja ter padanja stimulacije je bilo potrebno prilagoditi vsaki ekstremiteti za vsakega pacienta posebej.

Vstajanje paraplegične osebe s pomočjo hkratne stimulacije ekstenzorjev kolen in kolkov je obravnaval Peckham. Hkratna stimulacija sicer doprinese k razbremenitvi gornjih ekstremitet, a je namestitev elektrod za stimulacijo mišične skupine *Gluteus maximus* težavna in za bolnika neprijetna. Predpostavljamo, da se zato takšen pristop v praksi manj uporablja.

Čeravno paraplegični bolniki najraje prakticirajo tradicionalni način vstajanja, ki izkorišča sile opore rok in s FES vzbujene momente kolenskih sklepov, je potrebno izpostaviti tudi njegove slabosti. Stimulacijske sekvence, ki stimulirajo ekstenzorje kolen, so od trenutka proženja in do konca vstajanja maksimalnih amplitud. Takšna prekomerna stimulacija v fazah vstajanja, v katerih maksimalni momenti v kolenskih sklepih niso potrebni, doprinese k hitrejšemu utrujanju mišic in posledično k slabšim učinkom stimulacije. Poleg tega, maksimalna permanentna stimulacija mišične skupine *Quadriceps femoris* do samega konca vstajanja privede do nenaravno visokih končnih hitrosti kolenskega sklepa v trenutku popolne ekstenzije kolena. Vzrok visokih končnih hitrosti je v tem, da se moment v kolenu, ki je posledica delovanja gravitacijskih sil, iz maksimalne vrednosti v položaju, o se telo odlepi od stola zmanjša na minimalno vrednost v izravnani drži, ko so sklepi spodnjih ekstremitet skoraj poravnani in gravitacijske sile delujejo vzdolžno na kosti. Pojav prekomernih končnih hitrosti bi zavrli momenti ekstenzije kolkov, ki pa pri paraplegičnem bolniku, ki vstaja na tradicionalen način, niso aktivni. Velike končne hitrosti kolenskih sklepov rezultirajo v nenaravnih gibih, na daljše obdobje pa lahko povzročijo poškodbe kolenskih sklepov.

Omenjene slabosti ter želja po dodatni razbremenitvi gornjih ekstremitet, ki pri vstajanju izdatno sodelujejo in so pri paraplegičnih osebah v splošnem podvržene večjim



obremenitvam (Gellman *et al.*, 1998), so vodile raziskovalce, da so pričeli razmišljati o novih pristopih k FES vstajanju paraplegičnih bolnikov. Uvedli so zaprtozančno vodenje stimulacijskih sekvenc na podlagi povratnih informacij ter preučili različne strategije vstajanja.

Obstoječi odprtozančni način vstajanja je poskušal izboljšati Dolan s sodelavci (Dolan *et al.*, 1998). Z opazovanjem trajektorije v fazni ravnini kota in kotne hitrosti kolenskega sklepa med vstajanjem zdrave osebe so raziskovalci ugotovili, da ima ta značilno zvončasto obliko. Predlagali so "bang bang" regulator, ki skuša z vklopi in izklopi stimulacije med fazami vstajanja slediti obliki referenčne trajektorije v fazni ravnini  $\dot{\varphi}_K/\varphi_K$ . Informacijo o trenutnem razmerju kota in kotne hitrosti kolenskega sklepa zagotavlja na kolenu nameščen goniometrični senzor. Rezultati praktičnega testiranja prototipne naprave na paraplegični bolnici niso pokazali zmanjšanja končnih hitrosti v kolenskem sklepu, niti razbremenitve gornjih ekstremitet. Zanimivo pa je, da je predlagani sistem izboljšal proces vsedanja paraplegičnega bolnika.

V nasprotju z izsledki gornje raziskave so raziskave Mulderja (Mulder *et al.*, 1992) obetale več. Regulacijski kriterij sledenja linearne preklopne premice v fazni ravnini kota in kotne hitrosti kolenskega sklepa z vklapljanjem in izklapljanjem stimulacije ekstenzorjev kolen je doprinesel k zmanjšanju končnih hitrosti v kolenih in k zmanjšanju časa aktivacije ekstenzorjev kolen. Vrednosti so se, glede na vrednosti izmerjene pri odprtozančnem vstajanju, zmanjšale na 40% pri končnih hitrostih in na 70% pri času aktivacije. Vendar je bila posledica pridobitev za polovico daljši čas vstajanja in s tem tudi večja potreba po opori rok. Možen pomislek k obetajočim rezultatom bi lahko bil izrečen glede na opravljene eksperimente, kjer se je bolnik nahajal v ležečem položaju in "vstajal" proti delovanju simuliranih gravitacijskih sil, ki so bile ustvarjene s pomočjo uteži in vzvodov.

Gornjima podoben pristop je izbral avtor Heinze (Heinze *at al.*, 1996), le da si je za cilj izbral regulacijo linearnega odnosa med kotnima hitrostima kolčnega in kolenskega sklepa. Ob konstantni stimulaciji ekstenzorjev kolen je bila zaprtozančno regulirana veličina stimulacija biartikularnih ekstenzorjev kolka in fleksorjev kolena. Kljub temu da je v simulacijskem okolju bilo doseženo lepše uravnoteženo vstajanje, so rezultati simulacij pokazali, da je nasprotovanje ekstenzorjem kolen dodatno obremenilo gornje ekstremitete. Avtorji so zato v priporočilih za nadaljevanje podobnih raziskav dali prednost stimulaciji monoartikularne mišice *Gluteus maximus*, ki je samo ekstenzor kolka. V zaključnih mislih predlagajo razvoj zaprtozančnega sistema, ki bi način delovanja prilagajal glede na faze vstajanja in v ta namen uporabljal informacijo o podpornih silah ali pospeških segmentov telesa.

Po zgledu vodenja linearnih zveznih sistemov je sistem zaprtozančnega vodenja stimulacijskih sekvenc pri vstajanju paraplegičnih oseb predlagal Ewins s sodelavci (Ewins *et al.*, 1988). Predlagani sistem je amplitudo stimulacije ekstenzorjev kolen

določal s pomočjo PID regulatorja glede na referenčno trajektorijo kota kolena, ki je bila predhodno izmerjena med vstajanjem zdravih ljudi. Kot vir povratnozančne informacije je služil goniometrični senzor nameščen na kolenu bolnika v vlogi senzorja kota in kotne hitrosti sklepa kolena.

Ker vodenje s PID regulatorjem zaradi nelinearnosti zahteva prilagajanje PID parametrov različnim fazam vstajanja je Davoodi (Davoodi and Andrews, 1996) namesto PID regulatorja načrtal mehki (fuzzy) regulator. Parametri takšnega regulatorja so vrednosti lingvističnih spremenljivk, ki jih je potrebno definirati v procesu načrtovanja regulatorja na podlagi izkušenj in znanj o procesu. Davoodi je s simulacijami opravil primerjavo med naštetimi načini regulacije stimulacijskih sekvenc ekstenzorjev kolen. Pokazal je dobro obnašanje mehkega regulatorja v primerjavi z ostalimi, posebej za primer zahteve po zmanjšanju končnih hitrosti v kolenskem sklepu. Za nadaljnji razvoj je predlagal načrtanje samoučečega mehkega regulatorja, ki bi svoje parametre popravljal glede na parametre vstajanja specifičnega bolnika. Svoj predlog je realiziral in verificiral s pomočjo simulacij v delu Davoodi in Andrews (1998).

Vsi opisani pristopi zaprtozančnega vodenja stimulacijskih sekvenc temeljijo na predpostavki, da bi vstajanje paraplegičnega bolnika dosegli s posnemanjem vstajanja zdravega človeka. Vstajanje paraplegičnega bolnika se bistveno razlikuje od vstajanja zdrave osebe zaradi dejstva, da nekateri segmenti telesa niso pod hoteno kontrolo bolnika. Novo idejo, da bi za vodenje stimulatorja paraliziranega dela telesa izkoriščali hoteno vodene akcije neparaliziranega dela telesa, sta prva predlagala Donaldson in Yu (1996). Njuna ideja temelji na zagotavljanju statičnega ravnovesja telesa paraplegične osebe v vsakem trenutku med vstajanjem. Reakcijske sile pod ročaji podpornega pripomočka za roke so rezultat prizadevanja bolnika, da bi spremenil svoj položaj. S pomočjo izmerjenih sil opore rok in s pomočjo znanega položaja telesa je moč določiti momente v spodnjih ekstremitetah, ki so potrebni, da telesu obdrže statično ravnovesje in s tem minimizirajo sile opore rok. Tako določeni potrebni momenti pa definirajo stimulacijo spodnjih ekstremitet. Avtorja sta nov način krmiljenja stimulacije za paraplegične bolnike imenovala CHRELMS (Control by Handle Reaction of Leg Muscle Stimulation). Njunu delo predstavlja le teoretično idejo, ki sta jo s pomočjo simulacij preverila Riener in Fuhr (1998). Riener in Fuhr sta za namene simuliranja procesa vstajanja paraplegičnih bolnikov s pomočjo FES načrtala obsežen mišično-skeletni dinamični model vstajanja paraplegika, ki poleg dinamičnih lastnosti segmentov in sklepov vključuje model delovanja gornjih ekstremitet, modele vseh s FES gnanih mišičnih skupin spodnjih ekstremitet in model interakcije telesa s stolom. Avtorja sta predlagala tudi svoj način vodenja stimulacije po vzoru vodenja z vnaprej izračunanim momentom, ki se uporablja na področju robotike za vodenje robotskih mehanizmov. Pristop, katerega cilj je vodenje stimulacije s hotenimi gibi gornjega dela telesa, uporablja inverzni dinamični model vstajajoče osebe. Na podlagi predpostavke, da je

paraplegična oseba sposobna kontrole pozicije in orientacije trupa z gornjimi ekstremitetami, je možno uporabiti inverzni dinamični model za določevanje simulacijskih sekvenc s ciljem vzdrževanja z gornjim trupom pričetega gibanja. Referenčna trajektorija inverznega dinamičnega modela je kar dejanski vektor položajev kotov in kotnih hitrosti, medtem ko je željen pospešek gibanja sklepov vseskozi definiran kot nič, z namenom prepustitve iniciative bolniku. Izhod inverznega modela so momenti v sklepih, ki so preko inverznega mišičnega modela pretvorjeni v simulacijske sekvence. Predlagani pristop avtorja imenujeta PDMR (Patient-Driven Motion Reinforcement).

Rezultati simulacij vstajanja z uporabo pristopov vodenja stimulatorja CHRELMS in PDMR (Riener and Fuhr, 1998) kažejo, da oba predlagana pristopa izboljšata način gibanja v primerjavi z odprtozančnim pristopom. V primerjavi z vstajanjem brez uporabe FES oba krmilna zakona izdatno zmanjšata potrebne sile rok. Pokaže se, da so trajektorije gibanja telesa podobne gibanju zdrave osebe med vstajanjem, čeravno v krmilnika ni potrebno voditi referenčnih trajektorij. Nedvomne prednosti pred odprtozančnim pristopom vodenja pa zahtevajo več povratne informacije in vedenja o samem sistemu. CHRELMS pristop zahteva informacijo o položaju segmentov celotnega telesa in informacijo o podpornih silah rok. Merjenje podpornih sil rok ni potrebno pri PDMR pristopu, a je pri tem potreben čim boljši dinamični model vstajajoče osebe, ki naj bi se uporabljal v stimulatorju v realnem času. Poleg tega, oba pristopa predpostavljata stimulacijo vseh sklepov ohromelih ekstremitet. Iz navedenega je moč zaključiti, da sta tako CHRELMS kot PDMR krmilni shemi še v začetni fazi preizkušanja in s trenutno tehnologijo senzorjev in stimulatorjev neprimerna za praktično vsakdanjo uporabo.

V vseh povzetih delih, ki govore o vstajanju paraplegičnih oseb, se izkazuje potreba po izboljšanju obstoječih sistemov stimulacije spodnjih ekstremitet. Potreba po izboljšanju se kaže bodisi zaradi prevelikih končnih hitrosti v kolenskem sklepu, ki nastopijo zaradi konstantne maksimalne stimulacije, bodisi zaradi želje po zmanjšanju obremenitev gornjih ekstremitet ali pa zaradi želje po spremembi samega načina vodenja stimulacije. Dejstvo je, da kljub več predlogom, simulacijskim študijam in tudi laboratorijskim testiranjem do danes senzorno podprto vodenje stimulatorja pri vstajanju paraplegičnih oseb še ni zaživelo v praksi. Vzroke za to je moč iskati predvsem v težavnem raziskovalnem delu z bolniki, ki je težko izvedljivo, tako da manjka tudi obširna analiza obstoječega načina vstajanja na večjem številu paraplegičnih bolnikov. Poleg tega je človeško telo in njegovi mehanizmi gibanja izredno zapleten sklop sistemov, za katere je težko zgraditi simulacijsko shemo z mnogimi poenostavitvami, kaj šele tak sistem vključiti v klasične pristope vodenja. Manjkajo tudi tehnološke rešitve, tako na strani rešitev stimulacije kot na strani rešitev zajemanja povratnih informacij. Ker je merjenje kotov sklepov, kot najpomembnejših pokazateljev stanja

sistema, z goniometričnimi senzorji pričvrščenimi na telesu bolnika nepraktično za vsakdanjo rabo in ker v bližnji prihodnosti ne moremo pričakovati, da bi informacijo o položaju sklepa bilo mogoče pridobiti iz ohranjenih naravnih senzorjev, nam nekaj več upanja vlivajo rezultati pridobivanja naravnih signalov o podpornih silah pod nogami (Andreasen *et al.*, 1996). Zato menimo, da je smiselno preiskati obstoječ odprtozančni način vstajanja paraplegičnih bolnikov in ugotoviti morebitne povezave med stanjem vstajajoče osebe in podpornimi silami, ki delujejo na telo.

## **1.4 Hipoteza in cilji dela**

Cilj pričujoče disertacije je predlagati način upravljanja vstajanja povsem hrome osebe, ki uporablja večkanalno funkcionalno električno stimulacijo, na podlagi informacije podpornih sil pri vstajanju. Pričakovati je, da bomo na podlagi celovite dinamične analize ter z zajemanjem reakcijskih sil pod stopali in podpornih sil pod rokami med vstajanjem paraplegika pridobili znanje, na podlagi katerega bo možno identificirati faze vstajanja specifične paraplegikom ter napovedati uspešnost vstajanja že pred in med vstajanjem. Na ta način bo mogoče predlagati stimulacijske sekvence in hoteno gibanje neparaliziranega dela telesa za vsako posamezno fazo.



## 1.5 Strategija raziskovalnega pristopa

Menimo, da bomo s celovito analizo obstoječega vstajanja paraplegikov, ki uporabljajo FES pridobili nova znanja o njihovem značilnem načinu vstajanja. Z opravljenimi meritvami kinematičnih parametrov v sklepih spodnjih in zgornjih ekstremitet in podpornih sil pod stopali ter rokami na večjem številu bolnikov bi dobili reprezentativni vzorec razdelitve faz vstajanja hromih oseb ter na ta način lahko izboljšali obstoječe FES vstajanje. Z dinamičnim modelom osebe, ki vstaja ob opori rok, bomo določili momente v sklepih zgornjih in spodnjih ekstremitet in tako definirali vlogo rok pri zagotavljanju ravnotežja in razbremenitvi nog. Ker v bližnji prihodnosti še ne bo mogoče zanesljivo zajemati kinematičnih in kinetičnih parametrov iz človekovih naravnih senzorjev, bomo našo študijo zasnovali na informaciji umetnih senzorjev. Merilniki sil v podplatih čevljev ter integrirani merilniki sil v hodulji so za bolnika primerni kot najmanj moteči in opazni. Hkrati pa bomo s podrobno obdelavo senzornih signalov podpornih sil poskušali nadomestiti informacijo o kotih v sklepih.

Delo je potekalo v naslednjem zaporedju. Za dosego postavljenih ciljev je bilo najprej potrebno opraviti temeljite kinematične meritve in meritve reakcijskih sil obstoječega vstajanja paraplegikov. Meritve so bile opravljene na osmih bolnikih, ki pri vstajanju uporabljajo funkcionalno električno stimulacijo ekstenzorjev kolen, ter si pomagajo z oporo rok na hodulji. Dosedanje raziskave s področja vstajanja še niso obsegale poglobljene analize vstajanja paraplegikov, tako da manjkajo temeljna znanja o zakonitostih vstajanja hromih oseb.

Merjenje kinematičnih spremenljivk vstajanja je bilo opravljeno s sistemom za brezkontaktno merjenje pozicij markerjev, pritrjenih na telo testne osebe. Ob predpostavki o bilateralni simetriji človeškega telesa je bilo možno z dovolj majhno napako opraviti meritve samo na eni strani telesa in tako obravnavo prenesti v sagitalno ravnino. Sedem merilnih markerjev je bilo nameščenih na desni strani telesa v oseh sklepov gležnja, kolena, kolka, lumbosakralnega sklepa, rame, komolca in zapestja. Reakcijske sile, ki delujejo na telo paraplegične osebe, pa so bile zajemane s pomočjo večdimenzionalnih merilnih pretvornikov sil. Reakcijska sila pod desnim stopalom je skupaj s položajem prijemališča sile bila merjena s pritiskovno ploščo, vgrajeno v tla. Podporne sile desne roke pa so bile zajemane izpod ročaja opornega pripomočka s pomočjo šestdimenzionalnega senzorja, ki se uporablja za robotska zapestja. V ta namen je bil zgrajen tog merilni okvir, ki ustreza dimenzijam običajne hodulje. Podporno silo pod sedežem smo merili s pomočjo dodatne pritiskovne plošče, na katero je bil nameščen okvir, ki dimenzijsko ustreza invalidskemu vozičku.

Na podlagi rezultatov meritev je bila opravljena analiza parametrov vstajanja. S pomočjo dinamičnega modela vstajajoče paraplegične osebe, ki tvori zaprto

kinematično verigo, so bili določeni momenti v sklepih telesa. Analizirali smo gibanje sklepov in segmentov ter trajektorije prijemališč podpornih sil. Pomemben kazalec stabilnosti med vstajanjem je tudi trajektorija, ki jo opiše težišče telesa v sagitalni ravnini. Trajektorija je bila izračunana na podlagi položajev segmentov in antropometričnih podatkov človeškega telesa.

Opravljena je bila serija meritev obstoječega FES vstajanja vseh osmih paraplegičnih bolnikov. Poleg tega je bila z meritvami preverjena možnost zmanjšanja obremenitev vstajajoče osebe z uporabo dinamičnega načina vstajanja, v katerem oseba pred pričetkom dvigovanja s hitrim nagibanjem trupa anteriorno generira gibalno količino trupa.

Po vzoru razdelitve faz procesa vstajanja zdravih oseb so bili določeni specifični dogodki v poteku vstajanja paraplegičnih bolnikov in opravljena razdelitev procesa vstajanja na več faz. Merodajni parametri pri razdelitvi procesa vstajanja so bili poteki reakcijskih sil in položaj telesa med vstajanjem. Posebna pozornost je bila posvečena preučitvi, kako dobro je možno na podlagi reakcijskih sil oceniti faze vstajanja in trajektorijo težišča. Preučena je bila možnost reduciranja informacij podpornih sil s prehodom na cenejše in manj funkcionalne senzorje sil v podplatih (namesto pritiskovnih plošč) in preprostejši senzor sil (namesto šestdimenzionalnega) v hodulji. V namene iskanja minimalnega potrebnega nabora povratne informacije in detekcije faz so bili uporabljeni genetski algoritmi in umetne nevronske mreže. Razdelitev faz vstajanja je osnova za predlog izboljšane načina senzorno podprtega FES vstajanja, ki bo deloval na osnovi avtomata prehajanja stanj. Z uspešno nadomestitvijo kinematičnih merjenj in prehodom na enostavnejše senzorje pa je storjen korak bližje k uporabi signalov zajemanih z naravnih senzorjev.

Paraplegične osebe, ki so sodelovale v eksperimentih, smo izbrali v okviru že vpeljanega sodelovanja z Inštitutom za rehabilitacijo invalidov Republike Slovenije. Upoštevali smo vse varnostne in moralno-etične zahteve za izvajanje meritev na bolnikih.

## **Poglavje 2**

# **Kinematična in dinamična analiza obstoječega načina vstajanja paraplegičnih oseb**

Paraplegične osebe, ki pri vsakodnevnih aktivnostih uporabljajo funkcionalno električno stimulacijo danes v večini primerov vstajajo iz sedečega v stoječ položaj na način, ki ga je predlagal Bajd s sodelavci (Bajd *at al*, 1984). Način vstajanja, pri katerem paraplegična oseba vstane s pomočjo opore rok in s stimulacijo vzbujenimi momenti v kolenskih sklepkih, je tako pogost v klinični praksi, da ga upravičeno imenujemo tradicionalni ali kar obstoječi način vstajanja paraplegičnih bolnikov.

Kljub razširjenosti uporabe obstoječega načina vstajanja pa do danes še ni bilo opravljene obsežne analize biomehanskih parametrov, ki nastopajo pri manevru obstoječega FES vstajanja. Zaradi tega je namen tega poglavja raziskati obstoječi način vstajanja s pomočjo analize vstajanja večje skupine paraplegičnih bolnikov.

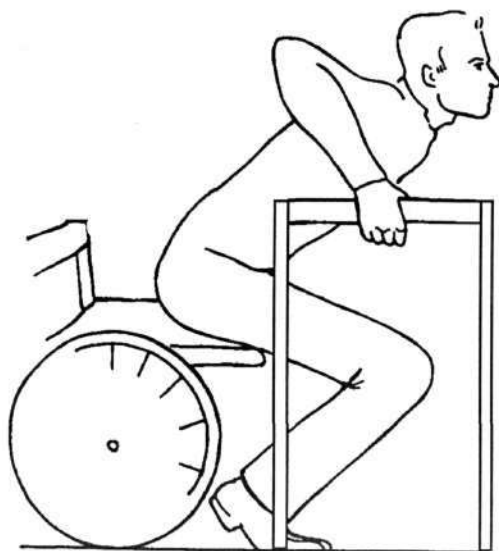
## 2.1 Značilnosti obstoječega načina vstajanja paraplegičnih oseb

Splošen proces vstajanja lahko v grobem razdelimo v dva dela. V prvem delu vstajajoča oseba sedeč na stolu izvaja prenos težišča telesa v anteriorni smeri, medtem ko v drugem delu izvaja dvig težišča telesa vertikalno. Začetni prenos težišča naprej je potreben zaradi spremembe oblike podpornega lika, ko zaradi dvigovanja telo izgubi stik s stolom in tako tritočkovna podpora telesa, ki jo tvorijo stol in noge preide v dvotočkovno podporo zagotovljeno samo z nogami. Ob zmanjšanju obsega podpornega lika se spremene pogoji zagotavljanja stabilnosti, zožijo se stabilnostne meje in preprečitev izgube ravnotežja je vstajajoči osebi težje zagotoviti.

Paraplegične osebe si pri vstajanju dodatno pomagajo z oporo rok, ki ima pri paraplegičnih bolnikih dvojno vlogo. Opora rok zagotavlja dodatne dvižne sile, ki jih paraplegične osebe niso zmožne zagotoviti z momenti v sklepih spodnjih ekstremitet in hkrati olajša zagotavljanje stabilnosti s povečanjem površine podpornega lika, ki dodatno vključuje tudi podporne točke uporabljenega opornega pripomočka. Bolniki za oporni pripomoček uporabljajo bradljo, hoduljo, bergle ali druge priprave konstruirane v ta namen. Podporni lik, ki ga tvorijo oglišča podpornih točk, se z uporabo opore rok poveča, vendar kljub povečanju zadnja stranica lika, ki povezuje podporni točki nog ostaja na istem mestu. Tako ostaja nespremenjena tudi zahteva po prenosu težišča telesa anteriorno, da se po izgubi podpore stola prepreči padec nazaj. To težavo paraplegični bolniki pri obstoječem načinu vstajanja premagajo s pomikom telesa v ustrezni začetni položaj pred samim pričetkom vstajanja. Telo na stolu mora zavzeti lego čimbolj proti robu stola, trup se nagne anteriorno, medtem ko se noge opirajo v tla čimbolj posteriorno pod telesom. Na ta način se težišče telesa že pred začetkom vstajanja nahaja v podpornem liku in je zato iz takšnega začetnega položaja moč vstati skoraj vertikalno. Na sliki 2.1 je predstavljen tipičen začetni položaj paraplegičnega bolnika, ki vstaja z invalidskega vozička ter pri tem uporablja hoduljo kot pripomoček za oporo rok. Funkcionalna električna stimulacija se pri obstoječem načinu vstajanja paraplegičnih bolnikov uporablja za vzbujanje delovanja paraliziranih mišičnih skupin ekstenzorjev kolen. Električni signali vzbude krčenje mišic in s tem momente v kolenskih sklepih, ki povzročijo iztegotvanje spodnjih ekstremitet. Na ta način je mogoče navkljub paraliziranosti zagotoviti dodatne dvižne sile v spodnjih ekstremitetah, seveda s proženjem stimulacije, ki je usklajena s procesom vstajanja.

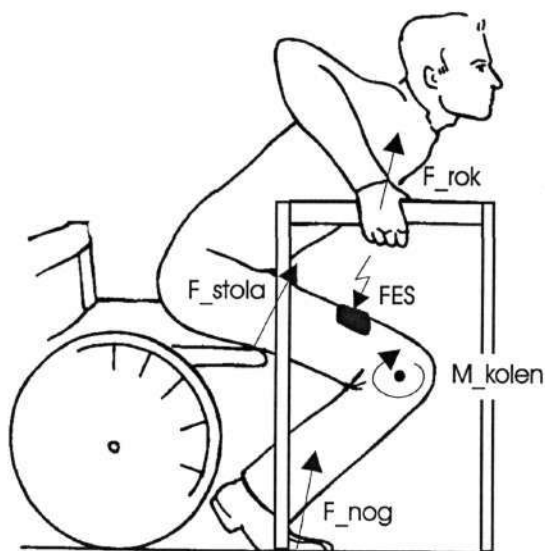
Za aktivacijo ekstenzorjev kolen se zaradi nezahtevne uporabe uporabljajo površinske elektrode, ki stimulirajo ekstenzorje kolen preko kože s konstantnim stimulacijskim vzorcem pravokotnih impulzov enosmerne napetosti amplitude reda 100 V, širine 0.2 ms in frekvence 25 Hz. Amplitudo stimulacijskih vzorcev se ročno predhodno ustrezno nastavlja, da se doseže maksimalni učinek in hkrati ne doseže praga

nasičenja mišične stimulacije. Potrebna sta dva kanala stimulacije, po eden za vsako ekstremiteto. Vklon in izklon stimulacije je hoteno prožen s strani bolnika preko tipk nameščenih na opornem pripomočku.



Slika 2.1: Začetni položaj paraplegične osebe pri obstoječem načinu vstajanja

Na gibanje trupa vstajajoče paraplegične osebe vplivajo sile povzročene z oporo rok, ki na trup delujejo v ramenskih sklepkih in sile generirane v spodnjih ekstremitetah s pomočjo električne stimulacije, ki na trup delujejo preko kolčnih sklepov. Zato je potrebno mišično-skeletni sistem paraplegičnega bolnika, ki vstaja s pomočjo opore rok obravnavati kot biomehanski sistem, ki tvori zaprto kinematično verigo. V tej kinematični verigi segmentov telesa skupaj nastopajo aktivno in hoteno gnani sklepi gornjih ekstremitet in trupa, s pomočjo FES umetno gnana kolenska sklepa, ter pasivni sklepi gležnjev in kolkov, v katerih delujejo samo pasivne in elastične komponente sklepkih momentov. Na sliki 2.2 so prikazani vektorji sil in momentov, ki delujejo med vstajanjem paraplegične osebe. Kot zunanje sile delujejo na telo paraplegika podporne sile rok, reakcijske sile pod nogami ter podporne sile pod stolom, ki delujejo, le dokler je telo v dotiku s stolom.

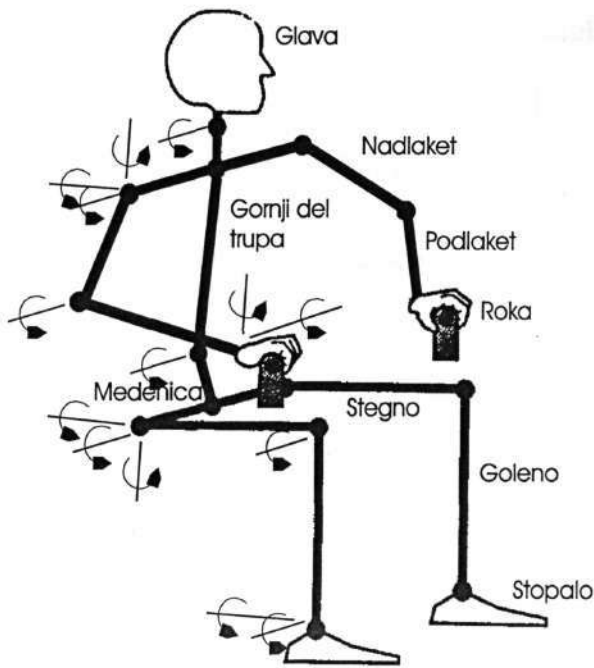


Slika 2.2: Aktivne sile in momenti med vstajanjem paraplegične osebe

V smislu razvoja novih krmilnih pristopov vodenja FES vstajanja so posebej zanimivi momenti, ki so aktivni v sklepih človeškega telesa pri obstoječem načinu vstajanja paraplegičnih oseb.

## 2.2 Momenti v sklepih vstajajoče paraplegične osebe

Vrtilne momente, ki delujejo v sklepih vstajajoče paraplegične osebe, je moč določiti preko preračunavanja inverzne dinamike mišično-skeletnega mehanizma med gibanjem (Bresler and Frankel, 1950). Momente, ki delujejo v sklepu med dvema togima telesoma je moč določiti, če je znana kinematika gibanja obeh teles in če so poznane vse sile, ki na telesi delujejo. Tako je mogoče določiti momente med vstajanjem paraplegične osebe s pomočjo poenostavljenega mišično-skeletnega modela, ki ga tvorijo toga telesa segmentov povezana s poenostavljenimi sklepnimi povezavami. V naši študiji je bil uporabljen petnajstsegmentni dinamični model vstajajoče osebe, ki je predstavljen na sliki 2.3.



Slika 2.3: Petnajstsegmentni mišično-skeletni model vstajajoče paraplegične osebe

V petnajstsegmentnem modelu, ki je predstavljen na sliki 2.3, so upoštevane naslednje poenostavitve:

- a) stopala, golena, stegna, medenica, gornji del trupa, nadlakti, podlakti, roki v ožjem smislu in glava so predstavljena kot toga telesa,
- b) sklepi med segmenti so predstavljeni kot preprosti kinematični pari, in sicer:
  - s sklepi z dvema rotacijskima prostostnima stopnjama gibanja so povezani gleženjski in zapestni sklepi,
  - s sklepi z eno rotacijsko prostostno stopnjo gibanja so povezani kolenski, komolčni, lumbosakralni in vratni sklepi,
  - kolčni in ramenski sklepi so povezani s sferičnimi sklepi s tremi prostostnimi stopnjami gibanja,
- c) glede na specifičnost procesa vstajanja paraplegičnega bolnika, ki vstaja s pomočjo opornega pripomočka, za katerega se predpostavlja, da se med vstajanjem ne premika, je predpostavljena simetrija antropometričnih in kinematičnih parametrov glede na sagitalno ravnino.



### 2.2.1 Rekurzivna Newton-Eulerjeva inverzna dinamična analiza

V biomehanskih analizah gibanja človeškega telesa se pogosto uporablja poenostavljen dinamični model, ki je definiran kot večsegmentni sistem togih teles konstantnih mas medsebojno povezanih z idealiziranimi sklepi. Gibanje sistema togih teles obravnava Newton Eulerjeva dinamična analiza, katere enačbe opisujejo posebej premo in rotacijsko gibanje vsakega segmenta v sistemu. Newtonova mehanika gibanja togega telesa temelji na treh osnovnih dejstvih:

1. Vsaka akcija ima za posledico enako nasprotno usmerjeno reakcijo. Torej, če telo A deluje na telo B s silo  $\mathbf{f}$  in momentom  $\boldsymbol{\tau}$ , potem telo B deluje nazaj na telo A s silo  $-\mathbf{f}$  in momentom  $-\boldsymbol{\tau}$ .
2. Vsota vseh sil, ki delujejo na telo, je enaka spremembi gibalne količine telesa.
3. Vsota vseh momentov, ki delujejo na telo je enaka spremembi vrtilne količine telesa.

Na podlagi dejstva dva lahko zapišemo enačbo, ki opisuje premo gibanje togega telesa:

$$\frac{d(m\mathbf{v})}{dt} = \mathbf{f}, \quad (2.1)$$

kjer je  $m$  masa segmenta,  $\mathbf{v}$  hitrost gibanja težišča telesa in  $\mathbf{f}$  vsota vseh sil, ki delujejo na telo. V primeru, da se masa telesa s časom ne spreminja se enačba (2.1) poenostavi v dobro znano obliko:

$$\mathbf{f} = m \mathbf{a}, \quad (2.2)$$

kjer  $\mathbf{a} = \dot{\mathbf{v}}$  nastopa kot pospešek težišča telesa.

Podobno je na podlagi dejstva tri moč zapisati izraz za rotacijsko gibanje telesa:

$$\frac{d(\mathbf{I}_0 \boldsymbol{\omega}_0)}{dt} = \boldsymbol{\tau}_0, \quad (2.3)$$

kjer matrika  $\mathbf{I}_0$  predstavlja matriko vztrajnostnih momentov telesa, vektor  $\boldsymbol{\omega}_0$  vektor kotnih hitrosti in vektor  $\boldsymbol{\tau}_0$  vektor vsote momentov delujočih na telo. Vse veličine v enačbi (2.3) so izražene glede na osi osnovnega koordinatnega sistema in imajo zato pripisan indeks 0. V tem primeru pa vztrajnostni tenzor telesa  $\mathbf{I}_0$  ni konstanten in se spreminja z gibanjem telesa skupno s spreminjanjem orientacije, zaradi česar se krožno gibanje bistveno razlikuje od premega gibanja. Zato raje pripnemo relativni koordinatni sistem na telo in izrazimo matriko vztrajnostnih momentov  $\mathbf{I}_i$  glede na osi relativnega koordinatnega sistema. Ker je relativni koordinatni sistem fiksno pripet na telo, vztrajnostna matrika ne glede na gibanje telesa ostaja konstantna. Vztrajnostni matriki, izraženi v osnovnem ter relativnem koordinatnem sistemu, sta povezani z izrazom:



$$I_0 = R I_i R^T, \quad (2.4)$$

v katerem matrika  $R$  predstavlja rotacijsko matriko, ki podaja orientacijo koordinatnega sistema pripetega na telo glede na osi osnovnega koordinatnega sistema.

V postopku izpeljave Newton-Eulerjeve enačbe za rotacijsko gibanje je potrebno odvajanje vrtilne količine in s tem tudi rotacijske matrike  $R$ . Pri tej operaciji si pomagamo z vpeljavo antisimetričnih matrik, ki imajo nekatere ugodne lastnosti. Neka matrika  $M$  je antisimetrična, če zanjo velja:

$$M^T + M = 0. \quad (2.5)$$

V obliki antisimetrične matrike je možno zapisati tudi vektor. Vektorju  $a$  s komponentami  $[a_x, a_y, a_z]$  priredimo antisimetrično matriko z obliko:

$$M(a) = \begin{bmatrix} 0 & -a_z & a_y \\ a_z & 0 & -a_x \\ -a_y & a_x & 0 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Antisimetrična matrika  $M(a)$  izkazuje sledeče lastnosti, ki jih bomo koristno uporabili pri izpeljavi Newton Eulerjevih dinamičnih enačb:

Lastnost 1: Linearnost

$$M(\alpha a + \beta b) = \alpha M(a) + \beta M(b) \quad (2.7)$$

Lastnost 2: Produkt antisimetrične matrike  $M(a)$ , ki opisuje vektor  $a$ , in poljubnega vektorja  $p$  je enak vektorskemu produktu vektorjev  $a$  in  $p$ .

$$M(a)p = a \times p \quad (2.8)$$

Lastnost 3: Za primer ortogonalne rotacijske matrike  $R$  velja:

$$R M(a) R^T = M(Ra) \quad (2.9)$$

Lastnost 4: Za ortogonalne matrike, kakršne so tudi vse rotacijske matrike, lahko dokažemo, da je odvod rotacije  $R$  enak produktu matrike  $R$  ter antisimetrične matrike, ki opisuje trenutni vektor kotne hitrosti relativnega koordinatnega sistema, ki rotira glede na osnovni koordinatni sistem:

$$\dot{R} = M(\omega) R. \quad (2.10)$$

Če zapišemo še povezavo med vektorjema kotnih hitrosti, izraženima glede na osnovni in relativni koordinatni sistem, ki je  $\omega_0 = R \omega_i$  oz.  $\omega_i = R^T \omega_0$  lahko izrazimo

vrtilno količino telesa  $\mathbf{h}$  izraženo v osnovnem koordinatnem sistemu s pomočjo veličin izraženih v relativnem koordinatnem sistemu:

$$\mathbf{h}_0 = \mathbf{I}_0 \boldsymbol{\omega}_0 = \mathbf{R} \mathbf{I}_i \mathbf{R}^T \mathbf{R} \boldsymbol{\omega}_i = \mathbf{R} \mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i. \quad (2.11)$$

Z odvajanjem vektorja vrtilne količine  $\mathbf{h}_0$  glede na enačbi (2.3) in (2.10) tako dobimo navor  $\boldsymbol{\tau}_0$ , ki deluje na telo:

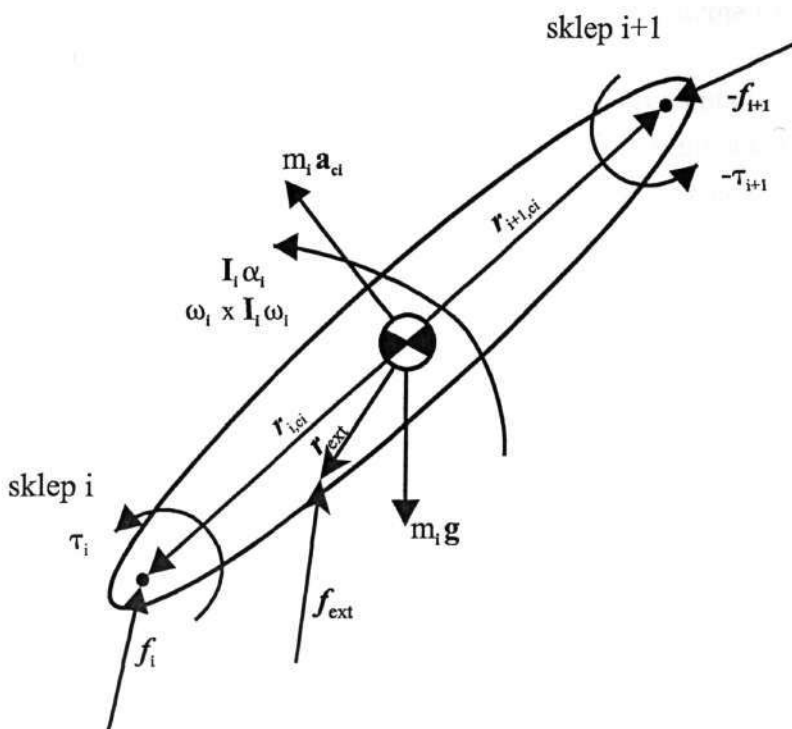
$$\boldsymbol{\tau}_0 = \dot{\mathbf{h}}_0 = \dot{\mathbf{R}} \mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i + \mathbf{R} \mathbf{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i = \mathbf{M}(\boldsymbol{\omega}_0) \mathbf{R} \mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i + \mathbf{R} \mathbf{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i. \quad (2.12)$$

Moment, ki deluje na telo pa je možno izraziti tudi glede na relativni koordinatni sistem:

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\tau}_i &= \mathbf{R}^T \boldsymbol{\tau}_0 = \mathbf{R}^T \mathbf{M}(\boldsymbol{\omega}_0) \mathbf{R} \mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i + \mathbf{R}^T \mathbf{R} \mathbf{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i = \\ &= \mathbf{M}(\mathbf{R}^T \boldsymbol{\omega}_0) \mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i + \mathbf{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i, \end{aligned} \quad (2.13)$$

$$\boldsymbol{\tau}_i = \boldsymbol{\omega}_i \times (\mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i) + \mathbf{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i. \quad (2.14)$$

Enačbi (2.2) in (2.14) predstavljata temelj za rekurzivno obravnavo sil in momentov v sklepih  $n$ -segmentnega mehanizma. Rekurzivni postopek je zasnovan na opisu dinamičnega ravnovesja sil in momentov postopno za vsak segment posebej. V postopku rekurzivne obravnave segmenta za segmentom medsebojne učinke med segmenti, ki nastopajo v sklepih, obravnavamo s pomočjo zakona o akciji in reakciji. Slika 2.4 ponazarja grafično predstavitev veličin in parametrov, ki so pomembni za opis dinamičnega ravnovesja sil in momentov  $i$ -tega segmenta v večsegmentnem sistemu. Vse veličine in parametri so izraženi glede na lokalni koordinatni sistem segmenta, katerega izhodišče običajno izberemo v težišču segmenta.



Slika 2.4: Grafična predstavitev sil in momentov, ki delujejo na segment i

N-segmentnemu mišično-skeletnemu sistemu izberemo osnovni koordinatni sistem, ki mu pripišemo indeks 0 ter n lokalnih relativnih koordinatnih sistemov, za katere velja, da indeks i pripišemo koordinatnemu sistemu, ki je pripet na i-ti segment. V totem telesu, segmentu z indeksom i na sliki 2.4, nastopajo veličine:

- $a_{ci}$  = translacijski pospešek težišča segmenta i
- $\omega_i$  = kotna hitrost i-tega koordinatnega sistema
- $\alpha_i$  = kotni pospešek i-tega koordinatnega sistema
- $g_i$  = gravitacijski pospešek
- $f_i$  = sila, ki jo izvaja i-1 segment na i-ti segment v sklepu i
- $f_{i+1}$  = sila, ki jo izvaja i-ti segment na i+1 segment v sklepu i+1
- $f_{ext}$  = zunanja sila, ki deluje na i-ti segment
- $\tau_i$  = navor, ki ga izvaja i-1 segment na i-ti segment v sklepu i
- $\tau_{i+1}$  = navor, ki ga izvaja i-ti segment na i+1 segment v sklepu i+1
- $R_i^{i+1}$  = rotacijska matrika, ki predstavlja rotacijo koordinatnega sistema i+1 glede na i-ti koordinatni sistem
- $R_0^i$  = rotacijska matrika, ki predstavlja rotacijo koordinatnega sistema i glede na osnovni koordinatni sistem
- $m_i$  = masa segmenta i
- $I_i$  = vztrajnostna matrika segmenta i, ki predstavlja vztrajnostne momente

segmenta glede na osi lokalnega koordinatnega sistema i z izhodiščem v težišču segmenta

- $r_{i,ci}$  = vektor, ki kaže od središča sklepa i do težišča segmenta i  
 $r_{i+1,ci}$  = vektor, ki kaže od središča sklepa i+1 do težišča segmenta i  
 $r_{ext}$  = vektor, ki kaže od središča sklepa i do prijemališča zunanje sile

Kot rečeno, Newton-Eulerjeva formulacija opisuje gibanje segmenta na podlagi ravnotežja sil in momentov, ki delujejo nanj. Enačbi ravnotežja sil in momentov se z uporabo enačb (2.2) in (2.14) za segment, ki je vpet med dva sklepa in na katerega deluje dodatna zunanja sila, glasita:

$$f_i - R_i^{i+1 T} f_{i+1} + R_i^{o T} f_{ext} + m_i g_i = m_i a_{ci} \quad (2.15)$$

$$\begin{aligned} \tau_i - R_i^{i+1 T} \tau_{i+1} + f_i \times r_{i,ci} + (R_o^i T f_{ext}) \times r_{ext} - \\ - (R_i^{i+1 T} f_{i+1}) \times r_{i+1,ci} = I_i a_i + \omega_i \times (I_i \omega_i) \end{aligned} \quad (2.16)$$

V enačbi (2.16) ne nastopa sila gravitacije, ki ima prijemališče v težišču segmenta. Ker se v težišču nahaja tudi izhodišče lokalnega koordinatnega sistema, gravitacijska sila deluje z ničelno ročico in zato ne povzroča momenta na segment.

Iz enačb (2.15) in (2.16) je razvidno, da je potrebno za določitev vektorjev momentov in sil v sklepu i poznati:

- sile in prijemališče sil, ki delujejo na površini segmenta ( $f_{ext}, r_{ext,ci}$ ),
- položaj, hitrost ter pospešek gibanja koordinatnega sistema in s tem težišča segmenta ( $R_i^{i+1}, R_o^i, a_{ci}, \omega_i, a_i$ ),
- maso segmenta ( $m_i$ ) ter položaje središč sklepov na segmentu ( $r_{i,ci}, r_{i+1,ci}$ ),
- vztrajnostno matriko segmenta ( $I_i$ ),
- ter sile in momente, ki delujejo v sosednjem sklepu ( $f_{i+1}, \tau_{i+1}$ ).

Kinematične parametre in zunanje sile (alinei a in b) je pri študiju vstajanja paraplegičnih bolnikov potrebno določiti neposredno z meritvami, medtem ko so parametri alinej c in d pri študiju gibanja človeka značilni za človeško telo in jih je moč določiti s pomočjo antropometričnih podatkov dosegljivih v literaturi. Newton-Eulerjeva analiza je v osnovi rekurzivni postopek, ki ločeno obravnava segment za segmentom od začetnega do končnega, zato so sile in momenti sosednjega sklepa iz alineje e določeni v predhodnem koraku postopka. Način določitve vseh treh omenjenih skupin parametrov v študiju vstajanja paraplegičnih bolnikov je predstavljen v sledečih treh razdelkih.

## 2.2.2 Kinematični parametri vstajanja paraplegičnih oseb

Dinamična analiza gibanja človeškega telesa zahteva poznavanje položaja vseh segmentov v mišično-skeletnem modelu. V naši analizi vstajanja paraplegičnih oseb je uporabljen petnajstsegmentni dinamični model (slika 2.3), zaradi česar je potrebno v vsakem časovnem trenutku določiti položaj petnajstih segmentov. V novejšem času so položaji segmentov pri biomehanskih analizah človeškega gibanja merjeni s sistemi za optično merjenje pozicij markerjev pritrjenih na telo testne osebe. V naši analizi je bil v ta namen uporabljen merilni sistem Optotrak<sup>R</sup> za brezkontaktno merjenje pozicije aktivnih markerjev. Merilni sistem sestavljata dva niza linijskih infrardečih kamer, ki s triangulacijo merita položaj infrardečega markerja v prostoru z natančnostjo do 0.1 mm.

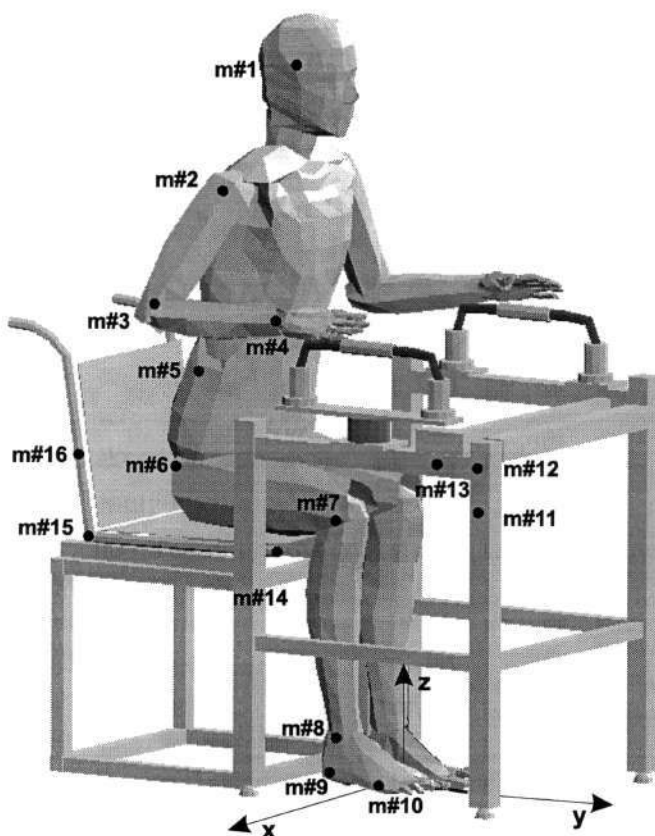
Merjenje položaja petnajst segmentov telesa paraplegičnega bolnika med vstajanjem je tehnično zahtevna naloga, ki zahteva pritrditve in meritev položaja markerjev na levi in desni strani telesa pacienta. Zaradi zakrivljanja markerjev za okvirjem hodulje, na katero se paraplegični bolniki opirajo pri vstajanju, je možno uspešno izmeriti položaje markerjev na eni strani telesa pacienta z najmanj dvema nizoma kamer, ki sta oddaljena od merjene osebe okrog 4 m in sta medsebojno premaknjena za kot  $30^\circ$ . Ker sta bila za študijo na voljo samo dva niza kamer, smo predpostavili simetrijo kinematičnih parametrov pri vstajanju glede na sagitalno ravnino pacienta in merili položaje markerjev samo na desni strani telesa, medtem ko smo parametre na levi strani izračunali z matematično transformacijo preko sagitalne ravnine. Predpostavka o simetriji telesa med vstajanjem je upravičena, saj je Lundin s sodelavci (Lundin *et al.*, 1995) v primerjalni študiji pokazal, da vpeljava predpostavke o simetriji kinematičnih parametrov spodnjih ekstremitet in podpornih sil pod nogami doprinese pri vstajanju zdrave osebe do razlike izračunanih momentov spodnjih ekstremitet največ v kolčnem sklepu za 0.51 % produkta teže in višine testne osebe. To znaša 5.6 Nm razlike za osebo, ki tehta 65 kg in je visoka 170 cm. V naši analizi smo točnost meritev glede na Lundinov pristop še izboljšali s kinematično obravnavo v prostoru namesto v ravnini in z merjenjem podpornih sil z eno pritiskovno ploščo pod samo desnim stopalom namesto pod obema hkrati.

Slika 2.5 prikazuje postavitev merilnih markerjev na desno stran telesa testne osebe, ki je pripravljena na vstajanje s pomočjo opornega pripomočka - hodulje. Slika prikazuje tudi položaj in orientacijo osnovnega koordinatnega sistema, ki se nahaja na sredini opornega pripomočka na tleh. Aktivni markerji, ki so infrardeče LED diode, so prilepljeni direktno na kožo pacienta ali pritrjeni na telo s posebnim pasom. Markerji so pritrjeni tako, da na površini segmentov označujejo središče rotacije naslednjih sklepov:

- marker m#2 - ramenski sklep,
- marker m#3 - komolčni sklep,

- marker m#4 - zapestni sklep,
- marker m#5 - lumbosakralni sklep na nivoju L5-S1,
- marker m#6 - kolčni sklep,
- marker m#7 - kolenski sklep,
- marker m#8 - gleženjski sklep.

Preostali markerji služijo določitvi položaja glave (marker m#1), položaja stopala (na obuvalo pritrjena markerja m#9 in m#10), položaja hodulje (markerji m#11, m#12 in m#13) ter položaja stola v prostoru (markerji m#14, m#15 in m#16).



Slika 2.5: Namestitev merilnih markerjev na testno osebo in pripomočke

Merilni markerji, pritrjeni na površino segmentov, predstavljajo točke v tridimenzionalnem prostoru. Pri Newton-Eulerjevi analizi je potrebno poznati položaje središč sklepov, ki se nahajajo v notranjosti segmentov in jih zato ni mogoče neposredno izmeriti, ampak je potrebno njihov položaj izračunati. Položaje središč sklepov ekstremitet izračunamo s pomočjo transformacije v notranjost segmenta v smeri pravokotni na ravnino, ki jo določajo trije markerji ekstremitete. Ravnino ekstremitete za roko določajo markerji m#2, m#3 in m#4, za nogo pa markerji m#6, m#7 in m#8. Splošna enačba ravnine v prostoru se glasi:



$$Ax + By + Cz + D = 0 . \quad (2.17)$$

Če ta ravnina poteka skozi tri točke  $p_1(x_1, y_1, z_1)$ ,  $p_2(x_2, y_2, z_2)$  in  $p_3(x_3, y_3, z_3)$  jo določa enačba:

$$\begin{bmatrix} x-x_1 & y-y_1 & z-z_1 \\ x_2-x_1 & y_2-y_1 & z_2-z_1 \\ x_3-x_1 & y_3-y_1 & z_3-z_1 \end{bmatrix} = 0 . \quad (2.18)$$

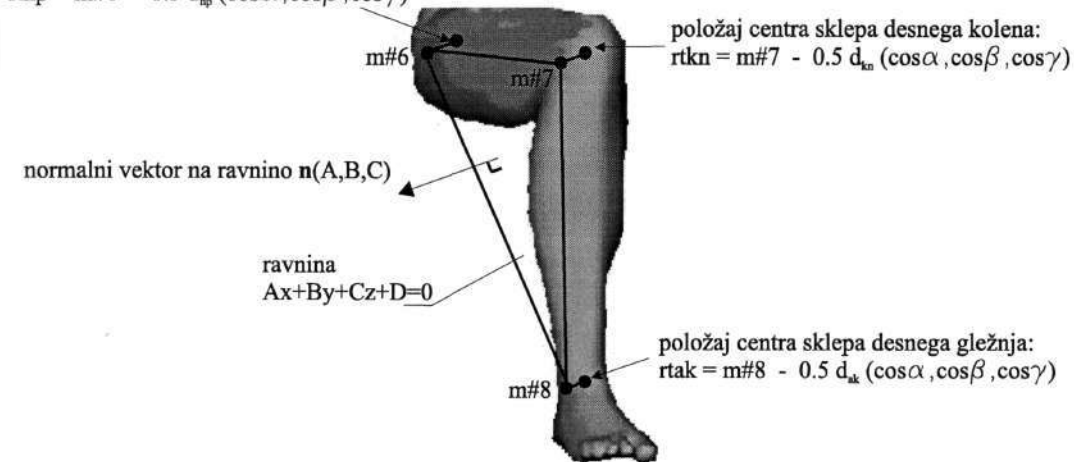
Vektor  $n(A, B, C)$  je pravokoten na ravnino  $Ax + By + Cz + D = 0$ , smerni koeficienti tega vektorja pa so:

$$\begin{aligned} \cos \alpha &= \frac{A}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}} , \\ \cos \beta &= \frac{B}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}} , \\ \cos \gamma &= \frac{C}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}} . \end{aligned} \quad (2.19)$$

Položaj središča vsakega sklepa ekstremitet smo določili s transformacijo v notranjost segmenta v smeri normalnega vektorja na ravnino za razdaljo polovice premera segmenta merjeno od markerja na površini segmenta. Premeri segmentov na

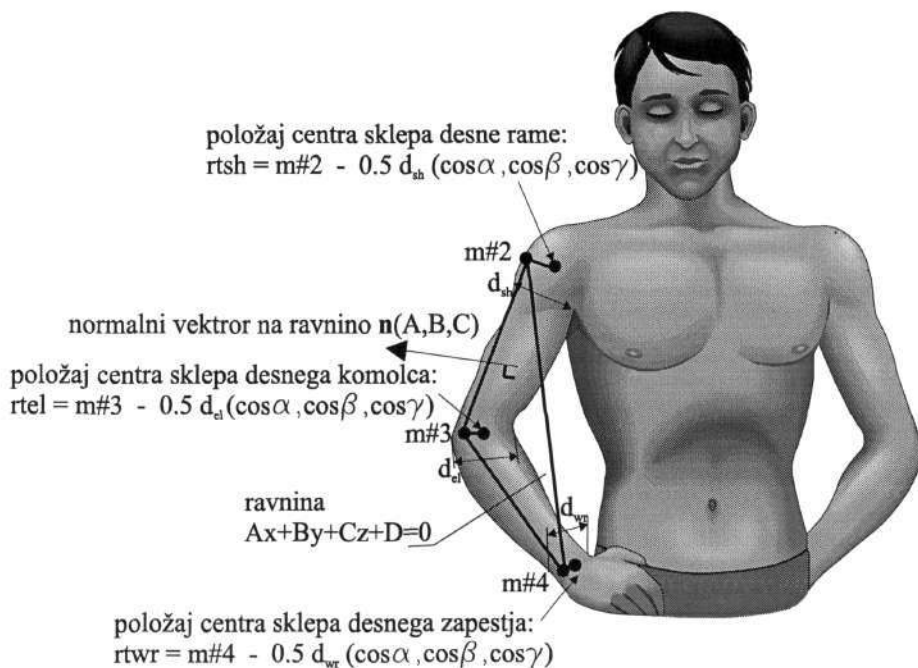
položaj centra sklepa desnega kolka:

$$r_{thp} = m\#6 - 0.5 d_{hp} (\cos \alpha, \cos \beta, \cos \gamma)$$



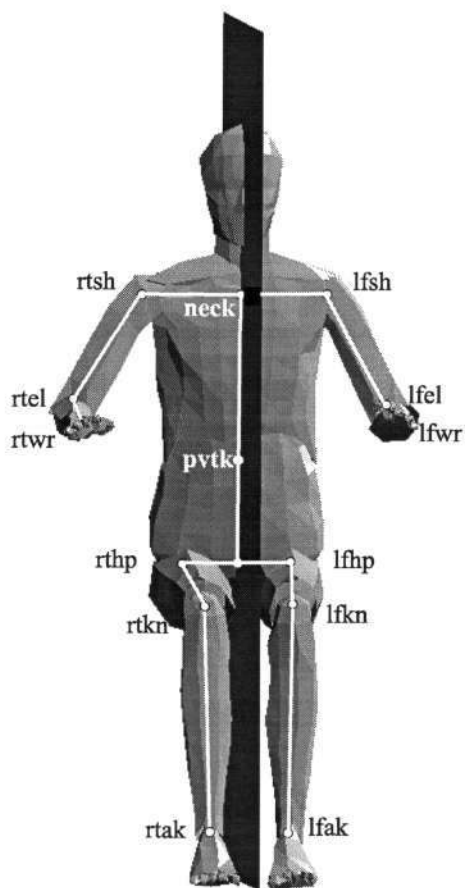
Slika 2.6: Položaj središč sklepov spodnje ekstremitete glede na položaj merilnih markerjev (premeri segmentov na mestih pritrditve markerjev so za kolk, koleno in gleženj označeni z  $d_{hp}$ ,  $d_{kn}$  in  $d_{ak}$ )

mestih pritrditve markerjev za vsakega pacienta posebej so bili ročno izmerjeni pred meritvijo. Postopek določitve položajev središč sklepov za desno spodnjo in desno gornjo ekstremiteto prikazujeta sliki 2.6 in 2.7. Premeri segmentov na mestih pritrditve markerjev so za spodnjo ekstremiteto označeni z  $d_{hp}$ ,  $d_{kn}$  in  $d_{ak}$  ter za gornjo ekstremiteto z  $d_{sh}$ ,  $d_{el}$  in  $d_{wr}$ .



Slika 2.7: Položaj središč sklepov gornje ekstremitete glede na položaj merilnih markerjev (premeri segmentov na mestih pritrditve markerjev so za ramo, komolec in zapestje označeni z  $d_{sh}$ ,  $d_{el}$  in  $d_{wr}$ )

Središča sklepov leve gornje in spodnje ekstremitete so določeni s pomočjo preslikave položajev središč sklepov desnih ekstremitet preko sagitalne ravnine. Sagitalna ravnina poteka skozi središče pacientovega telesa vzdolž smeri gibanja. Ker pri vstajanju s pomočjo opornega pripomočka predpostavljamo simetrijo telesa, lahko tudi predpostavimo, da poteka sagitalna ravnina ves čas vstajanja skozi središče hodulje z orientacijo pravokotno glede na okvir hodulje. Tako določimo sagitalno ravnino s pomočjo treh merilnih markerjev m#11, m#12 in m#13, ki so nameščeni na okvirju hodulje, kot to prikazuje slika 2.5. Te tri točke v prostoru določajo enačbo ravnine (enačba (2.18)), katera je vzporedna sagitalni ravnini na razdalji polovice širine hodulje. Slika 2.8 prikazuje vstajajočo osebo, skozi katero poteka sagitalna ravnina. Središča sklepov ekstremitet ter središča lumbosakralnega in vratnega sklepa so predstavljeni z belimi točkami in označeni z imeni.



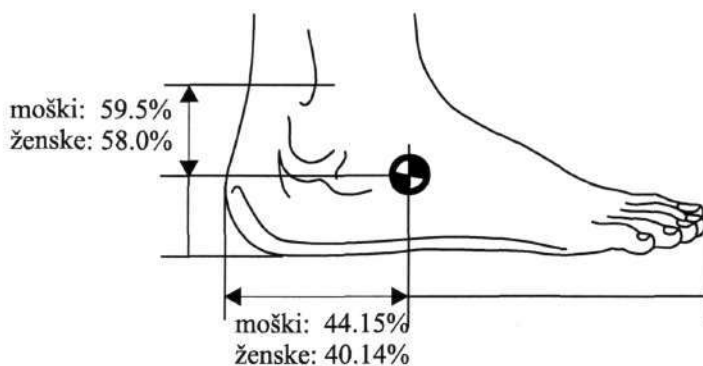
Slika 2.8: Središča sklepov telesa vstajajoče osebe

Daljica, ki povezuje dve sosednji središči sklepov, definira longitudinalno os segmenta telesa. Ob predpostavki enakomerne razporeditve mase okrog longitudinalne osi segmenta se težišče segmenta nahaja nekje na osi. V literaturi obstajajo antropometrični podatki človeškega telesa, ki so pridobljeni na osnovi meritev večje skupine testnih oseb (Winter, 1987; Contini, 1972; Zatsiorsky and Seluyanov, 1983; De Leva, 1996). Antropometrični podatki podajajo mase, vztrajnostne parametre in položaje težišč segmentov človeškega telesa. Mase segmentov so običajno izražene v procentih celotne teže človeškega telesa, položaji težišč segmentov pa kot oddaljenost od proksimalnega sklepa v procentih celotne dolžine segmenta. V naši študiji smo uporabili izsledke avtorja De Leve (De Leva, 1996), ki je nadgradil rezultate Zatsiorskyega in Seluyanova (Zatsiorsky and Seluyanov, 1983) pridobljene z analizo skupine 150-ih mlajših oseb s tehniko skeniranja z gamma žarki. De Leva je rezultate priredil, da so primerni za način obravnave segmentov, ki se najpogosteje uporablja v biomehanskih analizah, to je obravnava segmenta od osi vrtenja proksimalnega sklepa do osi vrtenja distalnega sklepa. V tabeli 2.1 so podani položaji težišč segmentov v procentih celotne dolžine segmenta po De Levi.

Razdalja do težišča segmenta od proksimalnega sklepa [% celotne dolžine segmenta]						
	goleno	stegno	medenica	gornji del trupa	nadlaket	podlaket
moški	44.59	40.95	61.15	41.61	57.72	45.74
ženske	44.16	36.12	49.2	32.27	57.54	45.59

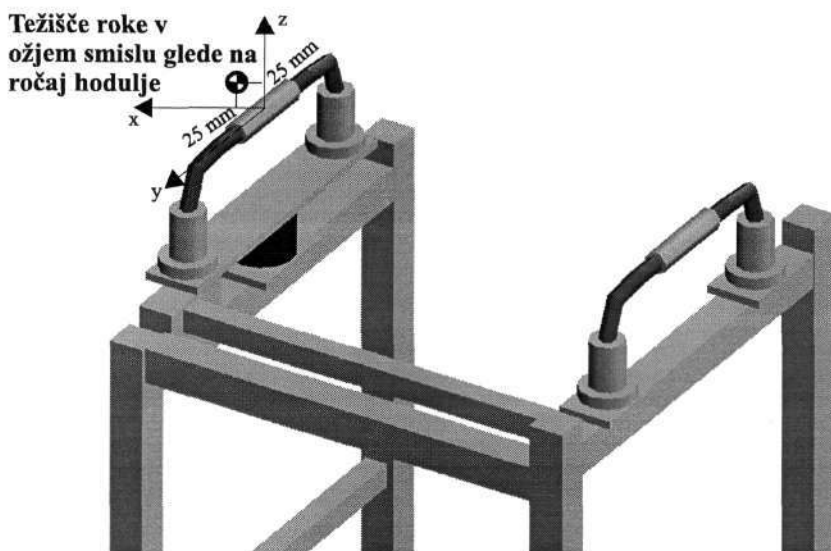
Tabela 2.1: Antropometrični podatki, ki določajo položaje težišč segmentov goleni, stegen, medenice, gornjega dela trupa, nadlakti in podlakti

Položaj težišča stopala smo določili, kot to kaže slika 2.9. Vertikalno razdaljo težišča od središča sklepa gležnja izraženo v procentih razdalje gleženj - podplat je podal Contini, horizontalno razdaljo težišča od pete izraženo v procentih razdalje peta - vrh stopala pa sta podala v svoji študiji že Zatsiorsky in Seluyanov.



Slika 2.9: Položaj težišča stopala

Za primer vstajanja osebe, ki vstaja s pomočjo hodulje, se roka v ožjem smislu vedno trdno oprijema ročaja hodulje, ki ima obliko valja. Roka ima glede na ročaj ves čas procesa vstajanja razmeroma konstantno orientacijo, zato je smiselno predpostaviti, da težišče roke v ožjem smislu leži konstantno glede na ročaj. Položaj težišča roke v ožjem smislu se tako nahaja 25 mm vertikalno in 25 mm od središča ročaja hodulje. Razmere prikazuje slika 2.10.

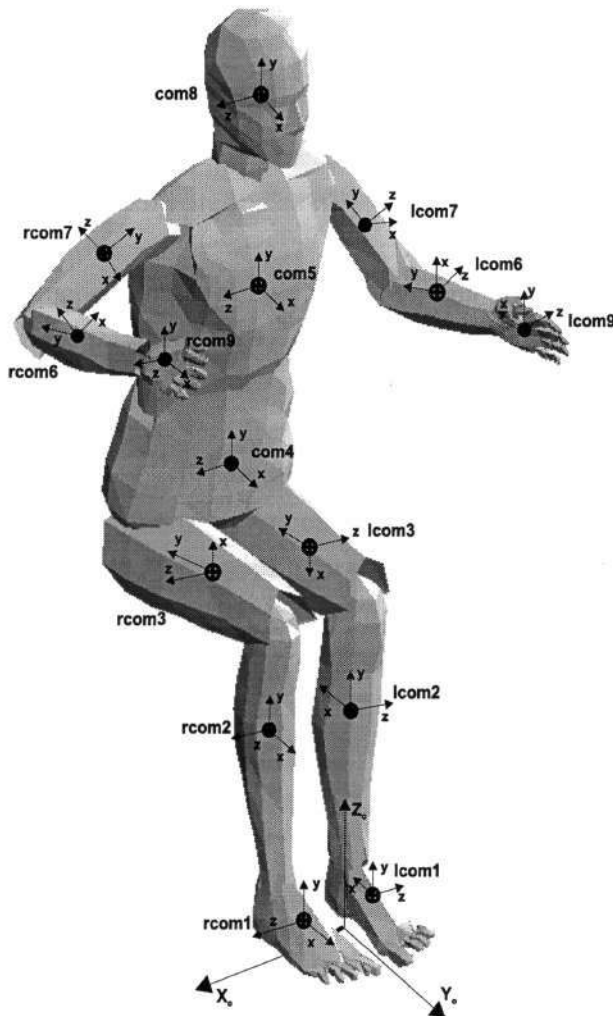


Slika 2.10: Položaj težišča roke v ožjem smislu, določen relativno glede na položaj ročaja hodulje

Položaj težišča glave in vratu se, kakor navajata Zatsiorsky in Seluyanov, nahaja v središču glave na polovici razdalje med najvišjo točko glave -Vertex in točke na vratu -Cervicale, kar je približno na višini mečice ušesa. V naši študiji je položaj glave in vratu določen preko položaja merilnega markerja m#1 na glavi in točke, ki se nahaja med levim in desnim ramenskim sklepom (slika 2.8 - točka "neck"). Vektor, ki kaže od točke "neck" do markerja m#1, je preslikan na sagitalno ravnino in zavrten za določen kot ter ustrezno skrajšan, da je dosežena točka v višini mečice ušesa. Za koliko mora biti vektor zavrten in skrajšan je bilo pred meritvijo ročno izmerjeno za vsakega pacienta posebej po postavitvi merilnih markerjev.

Po določitvi položajev težišč segmentov telesa pacienta, vsakemu segmentu priredimo lokalni koordinatni sistem, ki je fiksno pripet na segment v njegovem težišču. Postavitev lokalnih koordinatnih sistemov je prikazana na sliki 2.11. Lokalni koordinatni sistemi so orientirani tako, da kažejo y osi vzdolž longitudinalnih osi segmentov v smeri proksimalnih sklepov, z osi pravokotno na ravnino ekstremitete, ki jo določajo tri točke središč sklepov ekstremitete oz. pravokotno na sagitalno ravnino, če težišče leži na njej. Koordinate x osi lokalnih koordinatnih sistemov pa so določene z vektorskim produktom, tako da tvorijo desnosični koordinatni sistem. Če so osi i-tega lokalnega koordinatnega sistema predstavljene z vektorji, na primer x os predstavljena z vektorjem  $x_i$ , ki ima komponente  $(x_{ix}, x_{iy}, x_{iz})$ , potem je možno orientacijo lokalnega koordinatnega sistema izraziti glede na osnovni koordinatni sistem z rotacijsko matriko  $R_o^i$  kot:

$$R_o^i = \begin{bmatrix} x_{ix} & y_{ix} & z_{ix} \\ x_{iy} & y_{iy} & z_{iy} \\ x_{iz} & y_{iz} & z_{iz} \end{bmatrix} \quad (2.20)$$



Slika 2.11: Položaj težišč in lokalnih koordinatnih sistemov segmentov človeškega telesa

V enačbi (2.14), ki opisuje rotacijsko gibanje segmenta, nastopata vektorja kotnih hitrosti in kotnih pospeškov vrtenja segmenta. Vektor kotnih hitrosti, izražen glede na osnovni koordinatni sistem, določimo z odvajanjem naklonskih kotov smernega vektorja, ki kaže od izhodišča osnovnega koordinatnega sistema do težišča segmenta, medtem ko vektor kotnih pospeškov določimo s ponovnim odvajanjem vektorja kotnih hitrosti. Oba vektorja pretvorimo v lokalni koordinatni sistem segmenta s pomočjo orientacijske matrike  $R_o^i$ .



Trajektorije težišč, središč sklepov ter naklonskih kotov smernih vektorjev do težišč, so diskretne serije numeričnih podatkov zajete z vzorčevalno frekvenco merilnega sistema Optotrak<sup>R</sup>. Operacija odvajanja trajektorij je bila opravljena s pomočjo formule (2.21), ki podaja časovni odvod trajektorije v časovnem trenutku  $i$  na podlagi kvocienta razlike vrednosti trajektorije v časovnih trenutkih  $(i-1)$  in  $(i+1)$  ter dvakratne vrednosti vzorčevalnega časa  $dt$ :

$$\dot{x}(i) = \frac{x(i+1) - x(i-1)}{2 dt} \quad (2.21)$$

Z odvajanjem po tej metodi ni mogoče izračunati odvoda signala v prvem in zadnjem vzorcu, za katera smo v naši študiji predpostavili, da sta enaka vrednosti odvoda drugega in predzadnjega vzorca.

Ker je operacija odvajanja numerično slabo pogojena vnaša šum v merilni signal, še posebej če je merilni signal že v osnovi šumen. Zato smo merilne rezultate po zajemu in po vsakokratnem odvajanju filtrirali z diskretnim filtrom. Uporabili smo nizek Butterworthov digitalni nerekurzivni filter 10. reda z mejno frekvenco 4 Hz, katerega koeficiente smo določili s pomočjo programskega paketa Matlab<sup>R</sup>. Mejno frekvenco smo določili glede na izsledke iz literature (Angeloni *at al.*, 1994). Ker rezultatov meritev nismo obdelovali sprotno, je bilo mogoče uporabiti dvosmerni postopek filtriranja, ki ne vrta faze filtriranega signala. Algoritem digitalnega filtriranja s koeficienti Butterworthovega filtra, določenimi za vzorčevalno frekvenco 50 Hz, je zapisan z diferencialno enačbo (2.22):

$$a_1 y(i) = b_1 x(i) + b_2 x(i-1) + \dots + b_{n+1} x(i-n) - a_2 y(i-1) - \dots - a_{n+1} y(i-n)$$

$$[a_1, a_2, \dots, a_{11}] = [1.0, -6.8, 21.12, -39.55, 49.28, -42.64, 25.92, -10.91, 3.05, -0.51, 0.04] \quad (2.22)$$

$$[b_1, b_2, \dots, b_{11}] = [2.44 \cdot 10^{-7}, 2.44 \cdot 10^{-6}, 1.1 \cdot 10^{-5}, 2.9 \cdot 10^{-5}, 5.13 \cdot 10^{-5}, 6.15 \cdot 10^{-5}, 5.13 \cdot 10^{-5}, 2.93 \cdot 10^{-5}, 1.1 \cdot 10^{-5}, 2.44 \cdot 10^{-6}, 2.44 \cdot 10^{-7}]$$

Kljub uporabi dveh nizov kamer na eni strani telesa, je pri merjenju kinematike vstajanja paraplegičnih oseb občasno prihajalo do pojava zakrivanja markerjev. V tem primeru merilni sistem Optotrak<sup>R</sup> ni bil zmožen določiti položaja markerja in je namesto številčne vrednosti vektorja položaja vrnil vrednost nič. Problem smo reševali z interpolacijsko funkcijo spline, ki je sestavni del programskega paketa Matlab<sup>R</sup>. Ta metoda ima dobro lastnost, da sta prvi in drugi odvod interpolirane funkcije gladka in na interpoliranem odseku ni VF šuma. Seveda moremo z interpolacijo popraviti le kratke manjkajoče odseke, ko je marker na primer za kratek čas skrit za okvirjem hodulje. Kot slabe smo zavrgli vse meritve, pri katerih so bili posamezni markerji prekriti več kot pol sekunde ali je do prekrivanja prišlo na začetku ali koncu meritve.

### 2.2.3 Vztrajnostni parametri segmentov telesa

Analiza dinamičnih parametrov gibanja človeškega telesa zahteva poznavanje mas in vztrajnostnih momentov posameznih segmentov telesa. V naši študiji vstajanja paraplegičnih oseb smo vztrajnostne parametre povzeli po literaturi (De Leva, 1996). Vztrajnostni moment masnega delca, ki rotira okrog neke osi je določen kot produkt mase in kvadrata pravokotne razdalje do osi rotacije. Analogno je vztrajnostni moment telesa, ki rotira okrog neke osi  $a$  določen kot vsota produktov infinitizimalnih mas in kvadratov njihovih razdalj do osi rotacije ( $i_a = \sum m_i l_i^2$ ). Enakovredno lahko izrazimo vztrajnostni moment telesa tudi kot produkt radija vrtenja (*radius of gyration*) in celotne mase telesa ( $i_a = m k_a^2$ ). V literaturi so za telo, ki ima v težišču fiksno pripet koordinatni sistem, podani trije vztrajnostni momenti glede na vrtenje okrog posameznih osi koordinatnega sistema. Če osi koordinatnega sistema potekajo vzdolž prostih osi so deviacijski momenti enaki nič in vztrajnostna matrika segmenta ima obliko:

$$I = \begin{bmatrix} i_x & 0 & 0 \\ 0 & i_y & 0 \\ 0 & 0 & i_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m k_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & m k_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & m k_z^2 \end{bmatrix}. \quad (2.23)$$

	masa segmenta [%mase telesa]		radij vrtenja glede na os v sagitalni smeri [%dolžine segmenta]		radij vrtenja glede na os v transverzalni smeri [%dolžine segmenta]		radij vrtenja glede na os v longitudinalni smeri [%dolžine segmenta]	
	moški	ženske	moški	ženske	moški	ženske	moški	ženske
stopalo	1.37	1.29	25.7	29.9	24.5	27.9	12.4	13.9
goleno	4.33	4.81	25.5	27.1	24.9	26.7	10.3	9.3
stegno	14.16	14.78	32.9	36.9	32.9	36.4	14.9	16.2
medenica	11.17	12.47	61.5	43.3	55.1	40.2	58.7	44.4
gornji del trupa	16.33	14.65	48.2	43.3	38.3	35.4	46.8	41.5
	15.96	15.45	71.6	74.6	45.4	50.2	65.9	71.8
nadlaket	2.71	2.55	28.5	27.8	26.9	26	15.8	14.8
podlaket	1.62	1.38	27.6	26.1	26.5	25.7	12.1	9.4
roka v ožjem smislu	0.61	0.56	62.8	53.1	51.3	45.4	40.1	33.5
glava	6.94	6.68	30.3	27.1	31.5	29.5	26.1	26.1

Tabela 2.2: Vztrajnostni parametri segmentov človeškega telesa

Tabela 2.2 podaja mase segmentov, izražene v procentih celotne mase telesa, in faktorje radijev vrtenja, izražene v procentih celotne dolžine segmenta, povzete po De Levi. Gornji del trupa je avtor razdelil v dva dela in podal podatke za vsak del ločeno. Tako je masa gornjega dela trupa vsota obeh delov trupa ter vztrajnostni momenti vsota vztrajnostnih momentov obeh delov trupa. Parametri za oba ločena dela trupa so navedeni v tabeli pod parametri za gornji del trupa.

#### 2.2.4 Reakcijske sile pri vstajanju paraplegičnih oseb

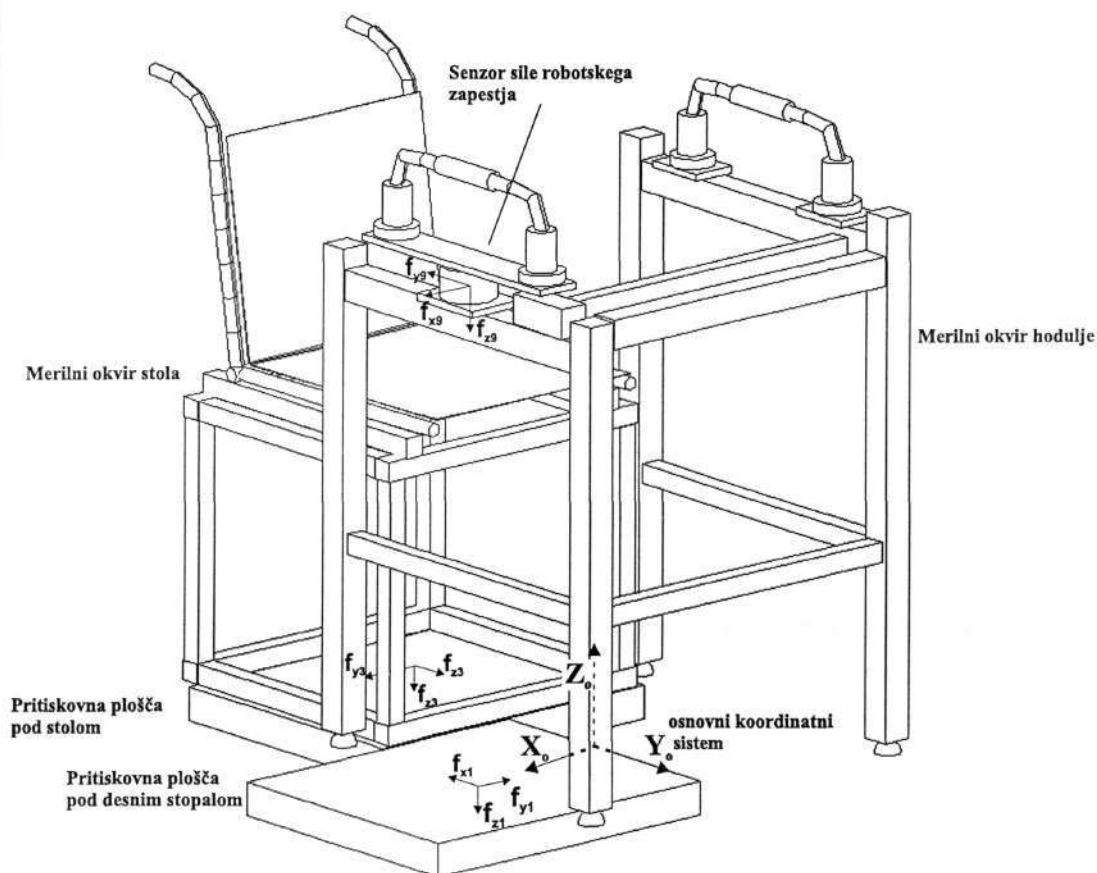
Človek, ki vstaja iz sedečega v stoječ položaj, zaradi zakonov statike in dinamike izvaja na okolje določene sile. Po Newtonovem zakonu o akciji in reakciji z enakimi, a nasprotno usmerjenimi, silami deluje okolica nazaj na človekovo telo. Te zunanje sile imenujemo reakcijske sile.

Pri vstajanju paraplegične osebe, ki vstaja s stola s pomočjo opornega pripomočka za roke, delujejo na telo reakcijske sile pod nogami, pod rokami in pod stolom. Slika 2.2 je grafična predstavitev delovanja reakcijskih sil pri vstajanju s pomočjo opore rok. Reakcijske sile pod stopalom označimo z indeksom 1, pod golenom z indeksom 3 in pod rokami z indeksom 9, da se označbe ujemajo z indeksi segmentov.

Pri analizi vstajanja na podlagi Newton-Eulerjeve dinamične analize je potrebno poznati velikosti in prijemališča vseh sil, ki delujejo na segmente telesa. Za namene merjenja reakcijskih sil smo v naši študiji uporabili tri merilnike sil, ki merijo sile in navore v treh dimenzijah. Dve pritiskovni plošči proizvajalca AMTI (tip 0R6-5-1, dimenzij 50.8 mm x 43.4 mm), vgrajeni v tla, sta bili nameščeni tako, da smo z eno zajemali reakcijske sile pod desnim stopalom, z drugo pa reakcijske sile pod stolom. Šestosni senzor sil proizvajalca JR<sup>3</sup> (tip 40E15A-I63), namenjen vgraditvi v robotsko zapestje je bil nameščen pod desnim ročajem hodulje z namenom zajemanja podpornih sil rok. Okvir stola, ki dimenzijsko ustreza invalidskemu vozičku, in okvir hodulje, ki dimenzijsko ustreza okvirju hodulje uporabljane v klinični praksi, sta bila zgrajena tako, da ju je bilo mogoče opremiti z merilniki sil. Slika 2.12 prikazuje konstrukcijo okvirjev stola in hodulje ter postavitev merilnikov sil na merilnem mestu namenjenemu analizi vstajanja paraplegičnih oseb.

Merilniki sil so zgrajeni na principu merjenja majhnih deformacij, ki so posledica obremenitve konstrukcije senzora. Vsak merilni kanal tvorijo v Wheatstonov mostiček povezani folijski merilni lističi, ki spreminjajo upornost zaradi deformacij. Izhodni signal, ki je diferencialna napetost reda mV, je proporcionalen sili obremenitve v določeni smeri in ga je potrebno ojačiti na nivo  $\pm 10$  V. Ojačevalna sistema pritiskovnih plošč sta dobavljena v kompletu s ploščami, tako da je šest izhodnih kanalov za vsako ploščo že pripravljenih za zajemanje z A/D pretvorniki. Ojačevalni sistem za senzor sile

robotskega zapestja pa je bilo potrebno zgraditi. Kot ojačevalniki so bila uporabljena komercialno dosegljiva hibridna vezja proizvajalca RS, ki vsebujejo precizijske operacijske ojačevalnike OP177. Vezja se odlikujejo po minimalnem lezenju ( $0.5\mu V/^{\circ}C$ ,  $3\mu V/V$ ) in dobrem potlačenju sofazne napetosti ( $>129dB$ ). Zaradi principa delovanja ojačevalnika, ki zahteva za vsak Wheatstonov mostič svoj napajalni vod, je bilo potrebno opraviti prevezavo merilnih lističev v sensorju. Skupno napajanje šestih mostičkov je bilo ločeno za vsak kanal posebej.



Slika 2.12: Postavitev merilnikov sil na merilnem mestu namenjenemu analizi vstajanja paraplegičnih oseb

Vektorje izhodnih napetosti ojačevalnikov merilnikov sil je potrebno filtrirati in jih kalibrirati s kalibracijsko matriko definirano s strani proizvajalca merilnika sile. Tako se izloči šum ter medsebojni vplivi med merilnimi kanali. Izhodne vrednosti po množenju s kalibracijsko matriko so v enotah N in Nm.

Položaj prijema sil vektorja sile pod desnim stopalom smo določili ob predpostavki, da med merilno ploščo in stopalom ni toge povezave. V takšnem primeru lahko za vektor s koordinatami  $(x_{p1}, y_{p1}, z_{p1})$ , ki kaže iz izhodišča koordinatnega sistema plošče do prijema sil, zapišemo sistem enačb:

$$\begin{aligned}
 m_{x1} &= f_{z1} y_{p1} - f_{y1} z_{p1} \\
 m_{y1} &= f_{x1} z_{p1} - f_{z1} x_{p1} \\
 m_{z1} &= f_{y1} x_{p1} - f_{x1} y_{p1}
 \end{aligned}
 \tag{2.24}$$

V sistemu enačb (2.24) so  $m_{x1}$ ,  $m_{y1}$  in  $m_{z1}$  momenti okrog osi koordinatnega sistema pritiskovne plošče. Ker sila prijema na površini plošče, je koordinata  $z_p$  enaka nič, zaradi česar lahko iz prvih dveh enačb (2.24) izrazimo koordinate prijemališča vektorja sile na pritiskovni plošči:

$$x'_{p1} = \frac{-m_{y1}}{f_{z1}}, \quad y'_{p1} = \frac{m_{x1}}{f_{z1}}, \quad z'_{p1} = 0.
 \tag{2.25}$$

Vektor do prijemališča sile na prvi pritiskovni plošči je izražen v koordinatnem sistemu prve plošče. Zato ga transformiramo v vektor, ki je izražen glede na osnovni koordinatni sistem na tleh v sredini merilnega mesta:

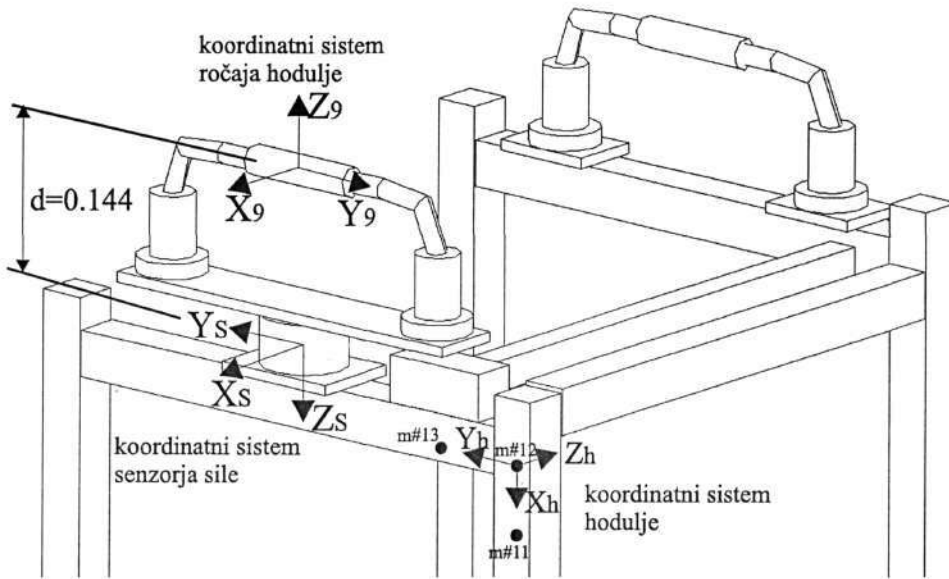
$$\begin{bmatrix} x_{p1}^o \\ y_{p1}^o \\ z_{p1}^o \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0.254 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x'_{p1} \\ y'_{p1} \\ z'_{p1} \\ 1 \end{bmatrix}
 \tag{2.26}$$

Za izračun prijemališča vektorja sile, ki deluje na stegna ob dotiku s stolom, spet predpostavimo, da med stolom in stegni ni toge povezave, kar pomeni, da v dotiku lahko nastopajo samo sile ter moment okrog vertikalne osi. Ker pri vstajanju paraplegičnih oseb zaradi značilnega začetnega položaja nastopa le premi dotik med robom stola in stegni, lahko prijemališče sile pod desnim stegnom določimo z izračunom dotikališča roba stola in sredine stegna. Položaj roba stola v sagitalni ravnini (koordinati  $y_{p3}$  in  $z_{p3}$ ) neposredno določa merilni marker m#14 (glej sliko 2.5). Lateralna koordinata (koordinata  $x_{p3}$ ) pa je določena v horizontalni ravnini kot presečišče premice roba stola in premice, ki poteka skozi sklepa kolena in kolka. Tako prijemališče sile, ki na desno stegno deluje s polovično amplitudo izmerjene sile, zapišemo s koordinatami sklepa desnega kolena (rtkn), sklepa desnega kolka (rthp) in merilnega markerja 14 (m#14):

$$\begin{bmatrix} x_{p3}^o \\ y_{p3}^o \\ z_{p3}^o \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{m\#14\_y - rthp\_y + k * rthp\_x}{k} \\ m\#14\_y \\ m\#14\_z \end{bmatrix},
 \tag{2.27}$$

kjer je  $k$  smerni koeficient daljice rthp - rhkn:  $k = (rtkn\_y - rthp\_y) / (rtkn\_x - rthp\_x)$ .

Ker se roke ves proces vstajanja trdno oprijemajo ročaje hodulje, nastopa med ročajem in senzorjem sile pod njim preslikava tako sil kot tudi momentov. Zaradi toge povezave med ročajem in roko, upravičeno postavimo prijemališče podporne sile rok ( $x_{p9}, y_{p9}, z_{p9}$ ) v središče ročaja hodulje. Geometrijski odnosi med koordinatnimi sistemi na hodulji so predstavljeni na sliki 2.13.



Slika 2.13: Postavitev koordinatnih sistemov hodulje, ročaja hodulje in senzorja sile rok

Transformacija sil in momentov med koordinatnima sistemoma senzorja in desnega ročaja je zapisana s sistemom enačb (2.28):

$$\begin{aligned}
 f_{x9} &= f_{xs} \\
 f_{y9} &= -f_{ys} \\
 f_{z9} &= -f_{zs} \\
 m_{x9} &= m_{xs} - d f_{ys} \\
 m_{y9} &= -m_{ys} - d f_{xs} \\
 m_{z9} &= -m_{zs} ,
 \end{aligned}
 \tag{2.28}$$

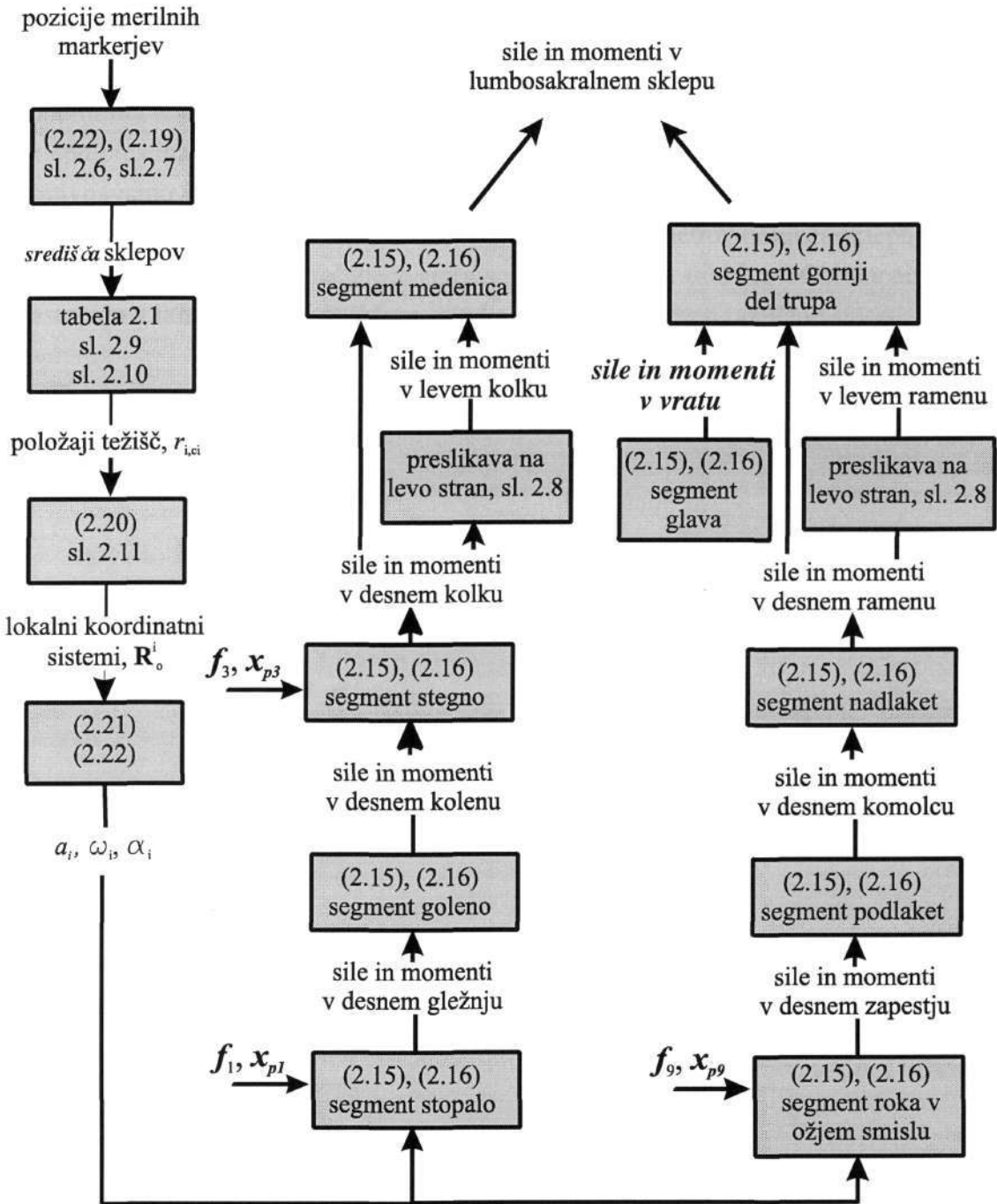
kjer je razdalja  $d$  razvidna s slike 2.13.

Koordinatni sistem hodulje definirajo merilni markerji m#11, m#12 in m#13, kot to kaže slika 2.13. Položaj prijemališča vektorja sile rok oz. središče ročaja hodulje izrazimo glede na koordinatni sistem hodulje kot vektor s komponentami  $(-0.206, 0.118, 0.024)$   $m$ . Vektor, ki je zapisan glede na koordinatni sistem hodulje je potrebno še preslikati v osnovni koordinatni sistem s pomočjo homogene transformacije, ki podaja orientacijo koordinatnega sistema hodulje glede na osnovni koordinatni sistem.



## 2.2.5 Rekurzivni postopek izračuna sil in momentov v sklepih

Newton-Eulerjeva inverzna dinamična analiza temelji na rekurzivnem izračunu sil in momentov v posameznih sklepih večsegmentne strukture. Postopek izračuna poteka od začetnega segmenta, ki je običajno v dotiku z okolico, preko segmentov vpetih med



Slika 2.14: Grafična ponazoritev Newton-Eulerjeve metode izračuna momentov v sklepih

dva sklepa do končnega segmenta. Zunanje sile in momenti lahko delujejo na katerikoli segment v verigi s poljubnim prijemališčem, važno je le, da silo poznamo oziroma jo znamo izmeriti.

Telo paraplegičnega bolnika, ki vstaja ob podpori rok, tvori zaprto kinematično verigo, kar pomeni, da je struktura vsaj na dveh koncih v dotiku z okolico. Kinematična veriga vstajajoče paraplegične osebe je razvejane oblike, ki jo tvorijo veje štirih ekstremitet. Zaradi tega sil in momentov po celotni verigi ni možno računati iz poljubne smeri, saj je sistem pri razvejitvi matematično nedoločen. Sile in momente zato za spodnji del telesa določimo iz smeri desnega stopala proti medenici, kjer v kolčnem sklepu preslikamo izračunane veličine z desnega sklepa v levega. Gornji del telesa pa obravnavamo iz smeri desne roke v ožjem smislu proti gornjemu delu trupa, kjer v ramenskih sklepih opravimo preslikavo izračunanih parametrov desnega sklepa v levi sklep. Celotni postopek izračuna je grafično ponazorjen na sliki 2.14. Obremenitve, ki nastopajo v lumbosakralnem sklepu so tako izračunane z dveh različnih smeri.



Za merjenje kinematike gibanja je uporabljen merilni sistem OPTOTRAK<sup>R</sup>, ki meri 3D pozicijo aktivnih markerjev nameščenih na telesu pacienta glede na sliko 2.5. Merilni sistem OPTOTRAK<sup>R</sup> sestavljata dva niza infrardečih kamer, sistemska enota, vhodno/izhodna enota ter nadzorni računalnik. Nadzorni računalnik (PC 1) opravlja funkcijo nadzora meritve in shranjevanja rezultatov. Sistemska enota sinhronizira delovanje kamer ter aktivnih merilnih markerjev in preko ločene vhodno/izhodne enote zajema še 12 analognih signalov.

Reakcijske sile so zajemane s tremi merilniki sil. Pritiskovni plošči postavljeni pod stolom in desnim stopalom ter senzor robotskega zapestja, postavljen pod ročajem hodulje, merijo sile in navore v treh dimenzijah. Podrobnosti postavitve merilnikov sil in obdelave rezultatov meritve sil podaja razdelek 2.2.4. Dvanajst izhodnih signalov pritiskovnih plošč je ojačenih z originalnimi ojačevalniki ter zajemanih preko vhodno/izhodne enote OPTOTRAK<sup>R</sup> sistema. Šest izhodnih signalov merilnika sil pod ročajem hodulje je ojačenih z vezji precizijskih operacijskih ojačevalnikov in zajemanih preko Burr-Brown-ove vhodno/izhodne plošče nameščene v PC računalniku 2. Računalnik 2 poleg zajemanja podpornih sil rok skrbi še za video izhod s tekstovnimi podatki o trenutni meritvi. Tekstovni podatki so z video mešalnikom slike mešani z video posnetkom meritve in posneti z video rekorderjem. Delovanje obeh računalnikov je sinhronizirano s signalom, ki ga proži računalnik 1 v trenutku začetka merjenja s sistemom OPTOTRAK<sup>R</sup>.

### 2.3.2 Testne osebe

V študiji FES vstajanja paraplegičnih pacientov je sodelovalo osem paraplegičnih oseb. Vključeni so bili različno stari pacienti z različnimi višinami poškodbe hrbtenjače ter različno dobo rednega uporabljanja funkcionalne električne stimulacije. Tabela 2.3 je zbirka osnovnih podatkov pacientov. Za vsakega pacienta so podane inicialke imena, spol, starost, višina, teža, višina lezije, čas po poškodbi, čas uporabe FES ter datum meritve.

pacient	spol	starost [leta]	višina [cm]	teža [kg]	višina poškodbe	čas po poškodbi [leta]	čas uporabe FES [leta]	datum meritve
MK	M	23	168	58	Th9	1.5	0.2	12.3.1997
SB	M	31	183	64	Th10-12	1	0.9	19.3.1997
BJ	M	23	185	85	Th9	1.2	0.5	2.4.1997
MT	Ž	28	171	75	Th4-5	7	5	23.4.1997
TM	Ž	19	178	59	Th3-4	5	3.5	5.5.1997
ZJ	Ž	57	159	53	Th11	4.5	3	30.5.1997
AK	M	44	180	74	Th10-11	1.5	0.5	16.7.1997
ZB	M	22	184	94	Th3-4	3	2	16.7.1997

Tabela 2.3: Podatki o testnih osebah sodelujočih v študiji FES vstajanja

### 2.3.3 Merilni protokol

Merilni protokol merjenja vstajanja paraplegičnih oseb je načrtan tako, da je mogoče na merilnem mestu predstavljenem na sliki 2.15, izmeriti kinematične in kinetične parametre vstajajoče osebe, ki so čim bližje parametrom vstajanja v vsakodnevnem življenju paraplegika.

Paraplegična oseba, oblečena v kratke hlače in majico s kratkimi rokavi, sedi na merilnem stolu opremljena z merilnimi markerji. Na stegna, ekstenzorje kolena, so nameščene navlažene elektrode površinske FES in nastavljena maksimalna, a še pod nasičenjem, amplituda stimulacije za vsako ekstremiteto posebej. Z merilno opremo so zajemane pozicije merilnih markerjev in signali podpornih sil pod stolom, desnim stopalom in desno roko. Da je zagotovljen pogoj, da se ves čas meritve na prvi pritiskovni plošči nahaja samo desna noga, je bila v primeru močnejših spazmov uporabljena penasta goba ovita okrog levega golena. Pred meritvijo se je opravila prilagoditev višine ročajev hodulje na višino, ki je ustrezna za pacienta, ter nastavitev vzdolžnega položaja stola glede na hoduljo, da je možno doseči začetni položaj, kot ga najraje uporablja pacient.

Vsak merilni tek se prične z začetno lego pacienta, ki je pripravljen na manever vstajanja. Oseba je naprošena, da se pripravi v začetno lego, ki ustreza legi kot je predstavljena na sliki 2.1. Ko oseba da znak, da je pripravljena, je sprožena meritev parametrov in po preteku 2-3 sekunde je oseba ustno naprošena, da vstane. Oseba pri tem ročno sproži stimulacijo ekstenzorjev kolena in s pomočjo rok vstane v stoječ položaj na način, ki ga je najbolj vajena. Zajemanje parametrov je ustavljeno 2-3 sekunde po trenutku dosega iztegnjenega položaja telesa.

Ob pričetku merjenja sta opravljena dva testna merilna teka, da se ugotovi zanesljivost zajemanja vseh parametrov. V primeru neuspešnega zajemanja kakšnega izmed parametrov, v večini primerov gre za optično zakrivanje markerjev, se ustrezno prilagodi položaj Optotrak kamer. Za vsakega pacienta je bilo opravljenih najmanj deset poskusov vstajanja, z zahtevo da jih najmanj pet ustreza vsem pogojem meritve. Vsak merilni tek, ki je vseboval vsaj en neveljaven parameter je bil zavržen kot neustrezen.



## **Poglavje 3**

# **Podporne sile pri vstajanju paraplegičnih oseb kot vir povratne informacije**

Obstoječi način vstajanja paraplegičnih bolnikov, ki vključuje površinsko funkcionalno električno stimulacijo ekstenzorjev kolen in oporo rok navkljub razširjenosti uporabe med paraplegičnimi osebami ne predstavlja optimalnega načina prenosa telesa iz sedečega v stoječ položaj. Bistven problem pri vstajanju paraplegične osebe, ki vstaja s pomočjo FES, je sinhronizacija med hotenimi odzivi trupa in zgornjih ekstremitet ter stimuliranimi spodnjimi ekstremitetami.

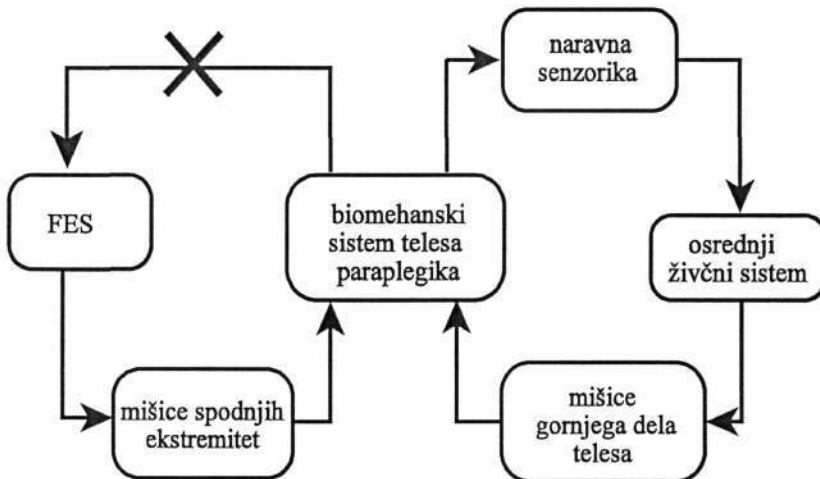
V tem poglavju je zato predstavljen predlog uporabe signalov podpornih sil pri vstajanju paraplegične osebe v smislu izboljšanja krmiljenja stimulacijskih sekvenc pri obstoječem FES vstajanju. Cilj novega predlaganega pristopa krmiljenja stimulatorja je izboljšati obstoječi način vstajanja.

### 3.1 Metode vodenja FES vstajanja

#### 3.1.1 Odprtozančno vodenje FES vstajanja

Odprtozančno vodenje FES vstajanja je ustaljen pristop k vodenju stimulacijskih sekvenc pri običajnem načinu vstajanja paraplegičnih oseb (Kralj in Bajd, 1989). Stimulacijske sekvence paraliziranih ekstremitet so pri tem načinu vodenja predprogramirane in so konstantne, ne glede na stanje biomehanskega sistema, na katerega delujejo. Nivo stimulacije je pred vstajanjem ročno nastavljen s strani pacienta na maksimalen nivo, ki je še pod pragom nasičenja ves čas vstajanja. Proženje stimulacije je v domeni uporabnika. Pri tem načinu krmiljenja funkcionalni gib povzročen z električno stimulacijo ni povratno evaluiran, v kakšni meri sploh zadovoljuje želene zahteve.

V biomehanskem sistemu telesa paraplegika, ki vstaja, tvorita osrednji živčni sistem in stimulator dva ločena upravljalna sistema, ki vodita gornji in spodnji del telesa neodvisno. Oba sistema vplivata na biomehaniko gibanja telesa. Med upravljalnima sistemoma ni nobene interakcije v smislu izmenjave informacij. Ohranjeni proprioceptorji gornjega dela telesa, vestibularni organ in vid zagotavljajo vstajajoči osebi predvsem informacijo o stanju gornjega dela telesa, kaj se dogaja s spodnjimi ekstremitetami pa zaradi prekinjenih aferentnih živčnih poti oseba ni sposobna zaznavati. Situacijo lahko ponazorimo z blokovno shemo na sliki 3.1.



Slika 3.1: Blokovna shema odprtozančnega vodenja FES

Čeprav so odprtozančni sistemi enostavni za uporabo in zato v praksi dobro preizkušeni, imajo nekaj slabosti. Shranjene ali prednastavljene vrednosti stimulacijskih sekvenc za posameznika ostajajo nespremenjene ob spreminjanju dinamike biomehanskega sistema, ki ga podpirajo. Visoke konstantne vrednosti stimulacije privedejo do hitrega utrujanja mišic. Zaradi visokih hitrosti gibanja kolenskih sklepov ob koncu vstajanja, ko momentom kolen ni več potrebno premagovati gravitacijske sile, obstaja nevarnost poškodb sklepov. Obstoječi odprtozančni FES sistemi tega ne zaznajo in se tudi niso sposobni odzivati na nelinearnosti momentnih karakteristik mišic ter na delovanje dodatnih zunanjih sil pri nepredvidenih dogodkih. Paraplegična oseba, ki razen vklopa in izklopa stimulacije nima nobenega nadzora nad spodnjimi ekstremitetami, vstaja zato previdneje in predvsem zaupa opori rok. Predlogi po izboljšanju načinov vodenja stimulacijskih sekvenc na podlagi povratne informacije o stanju sistema so zato upravičeni.

### 3.1.2 Senzorji, ki jih je možno uporabiti pri senzornem FES vstajanju

Namen senzorno podprtega vodenja FES sistema je omogočati detekcijo in korekcijo nepredvidenih akcij ali obnašanj biomehanskega sistema paraplegika med vstajanjem. Za ta namen FES sistem potrebuje povratno informacijo o stanju biomehanskega sistema, ki jo lahko zagotovijo senzorji nameščeni na telesu. V dosedanjih raziskavah senzorno podprtega FES vodenja se v večini primerov uporabljajo umetni senzorji, ki so lahko pritrjeni na površini telesa ali implantirani pod kožo pacienta. Za merjenje stanja biomehanskega sistema je od umetnih senzorjev mogoče uporabiti:

- pospeškometre, ki merijo linearni pospešek segmenta, na katerem so nameščeni,
- goniometre, ki so nameščeni na sklep in merijo kot med dvema segmentoma,
- žiroskope, ki merijo kotno hitrost vrtenja sklepa in
- merilnike sil, ki merijo silo interakcije med segmentom in okoljem ali med dvema segmentoma.

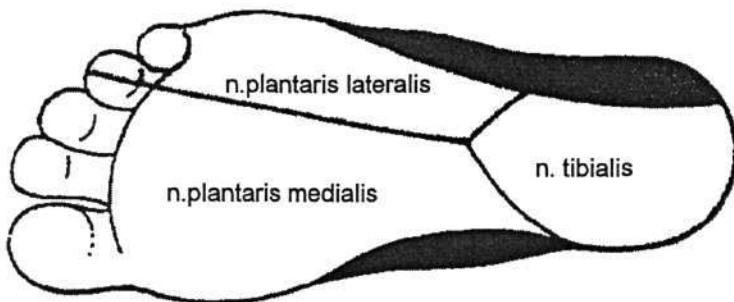
Uporaba umetnih senzornih sistemov je danes zaradi nivoja tehnologije senzorjev še precej omejena. Čeprav razvoj tehnologije napoveduje večjo miniaturizacijo in integracijo umetnih senzorjev, namestitvev ter ožičenje na površini segmentov telesa za pacienta za vsakdanjo rabo še vedno ni praktična niti estetska. Implantacija umetnih senzorjev pa prinaša vrsto novih problemov.

Večje upanje v tej smeri dajejo raziskave s področja zajemanja signalov ohranjenih naravnih senzorjev. Kljub prekinjeni povezavi v hrbtenjači med možgani in perifernimi živčnimi sistemi v paraliziranem delu telesa, senzorni sistemi v spodnjih ekstremitetah po poškodbi ostanejo popolnoma funkcionalni. Izhodne signale ohranjenih

naravnih senzorjev, ki potujejo po živcih je možno prestreči in jih koristno uporabiti. Problem predstavlja tehnološka izvedba zajemanja signalov in preslikava zajete informacije v informacijo o stanju sistema. Raziskovalni skupini, ki se največ ukvarjata z zajemanjem signalov naravnih senzorjev sta raziskovalni skupini iz Aalborga na Danskem pod vodstvom profesorja Sinkjaerja in Vancouvra v Kanadi pod vodstvom profesorja Hoferja.

Navkljub težavam, povezanim z omejenimi možnostmi selektivnega zajemanja živčnih signalov, ter s kompleksnostjo pridobljene informacije pa je danes znanih že nekaj uspešnih aplikacij vodenja FES s pomočjo naravnih senzornih signalov. Uspešna primera sta korekcija plegičnega stopala pri hemiplegičnem bolniku, ki je podprta z informacijo iz suralnega živca (Haugland and Sinkjaer, 1995) ter raziskave vodenja prijemanja tetraplegičnega bolnika s pomočjo FES, ki je podprto z informacijo o zdrsu na površini kože (Haugland and Hoffer, 1994). Navedena primera sta izvedena s preprostimi sistemi vodenja in s preprostimi signali pridobljenimi iz senzoričnih živcev, ki vodijo informacijo iz receptorjev kože.

Zaradi številnih prednosti uporabe naravnih senzornih signalov v prihodnosti upravičeno pričakujemo napredek pri razvoju tehnologij zajemanja živčnih signalov ter njihovega procesiranja. Trenutno najobetavnejši so rezultati raziskav raziskovalne skupine iz danskega Aalborga, ki obljublajo detekcijo položaja prijemašča podperne sile pod stopalom (COP - *center of pressure*) iz informacije zajete s treh glavnih živcev, ki oživčujejo stopalo. Živci n.tibialis, n.plantaris lateralis in n.plantaris medialis oživčujejo področja stopala, ki so prikazana na sliki 3.2. S selektivnim zajemanjem živčnih signalov ter z uporabo dvonivojske nevronske mreže je raziskovalcem uspelo preslikati živčne signale v položaj COP v sagitalni ravnini med stojo (Andreasen *et al.*, 1996).



Slika 3.2: Področja podplata, katera oživčujejo trije glavni živci stopala

### 3.1.3 Senzorno vodenje FES vstajanja

Namera razvoja sodobnega senzorno podprtega sistema vodenja FES združuje sedem evropskih raziskovalnih centrov v okvir projekta evropske skupnosti BIOMED 2 - SENSATIONS. Raziskovalni centri, med katerimi je tudi naša raziskovalna skupina s Fakultete za elektrotehniko v Ljubljani, sodelujejo pri razvoju zaprtozančnega sistema vodenja FES vstajanja in stoje paraplegičnih bolnikov. FES sistem, ki bo delno implantiran v telesu pacienta, bo na podlagi naravnih senzornih signalov spreminjal stimulacijske vzorce stimulatorja. Delo je razdeljeno na tri področja:

- raziskave, ki obsegajo selektivno zajemanje ENG (elektronevrogram) signalov,
- raziskave algoritmov in metod vodenja FES ter
- raziskave aktivacije mišic, ki obsegajo selektivno stimulacijo motoričnih nevronov.

Idejna zasnova predlaganega zaprtozančnega sistema je predstavljena na sliki 3.3.

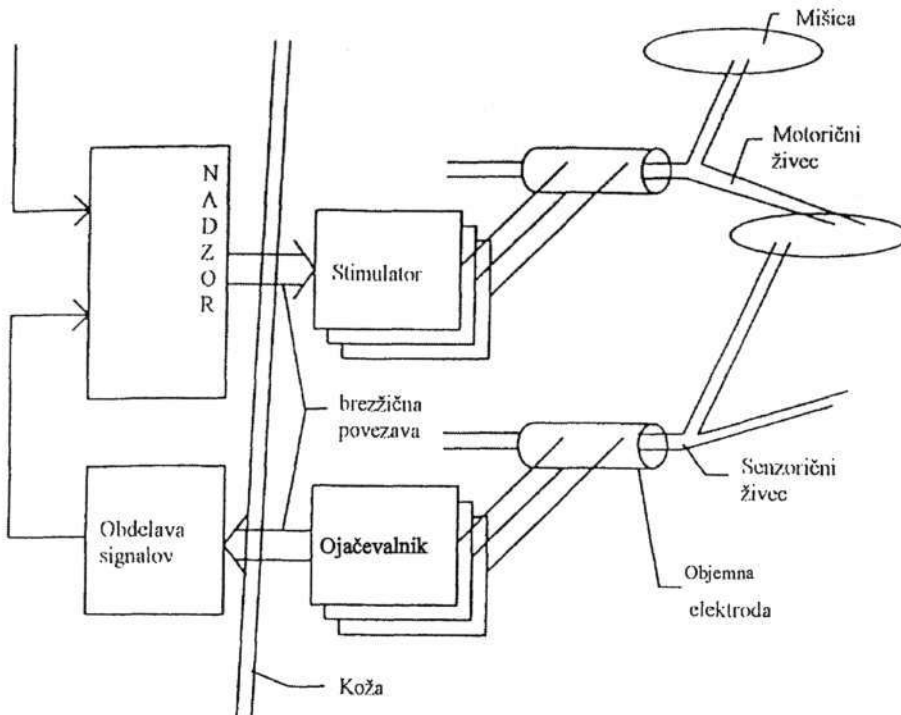


Fig. 3. Blokovni diagram zaprtozančnega FES sistema, ki je predmet projekta SENSATIONS

V smislu vodenja FES vstajanja paraplegičnih oseb na podlagi uporabe kompleksnejše oblike povratne informacije sta bila doslej predlagana dva krmilna pristopa, ki sta že bila predstavljena v uvodu tega dela. Donaldson in Yu (1996) sta predlagala krmilno strategijo imenovano CHRELMS, ki na osnovi znanih kotov sklepov spodnjih ekstremitet in znanih sil opore rok določa stimulacijo mišic gležnjev, kolen in kolkov s ciljem, da telo ohrani statično ravnovesje. PDMR krmilni pristop FES vstajanja (Riener and Fuhr, 1998) razširja idejo CHRELMS-a. Pristop uvaja kompleksnejši krmilni algoritem, zasnovan na teoriji vodenja preko modela sistema z naprej izračunanimi momenti v sklepih. Oba predloga predpostavljata, da so znani položaji sklepov telesa in kontrolabilni vsi sklepi spodnjih ekstremitet. PDMR pristop v nasprotju s CHRELMS pristopom ne zahteva poznavanja podpornih sil rok, a zahteva natančen dinamični model biomehanske strukture vstajajoče osebe.

Cilj pričujočega dela je predlagati v praksi izvedljivo senzorno podprto FES vstajanje s pomočjo tehnologije zajemanja povratne informacije, ki je ali bo v bližnji bodočnosti enostavno dosegljiva. V ta razred je brez dvoma moč uvrstiti informacijo naravnih senzorjev podplata, kjer pričakujemo uspešno zaznavanje velikosti podporne sile ter položaja njenega prijemališča. Prav tako je že danes tehnološko nezahtevna naloga instrumentalizacija podpornega pripomočka za roke z umetnimi senzorji sile in po možnosti z brezžično povezavo s stimulatorjem.

Naš namen je predlagati enostavno krmilno strategijo senzorno podprtega FES vstajanja, katerega osnova bo avtomat prehajanja stanj (Tomović and McGhee, 1966). Takšna krmilna strategija predvideva končno število diskretnih stanj, med katerimi avtomat prehaja ob vnaprej definiranih dogodkih, izhodna akcija pa je določena za vsako diskretno stanje posebej. Število stanj ter dogodki prehajanja med stanji so odvisni od procesa, ki ga avtomat vodi. Proces vstajanja zato razdelimo v več faz, kjer vsaka faza določa specifično stanje sistema in s tem izhod stimulatorja.



## 3.2 Faze procesa vstajanja paraplegičnih bolnikov

Vstajanje je proces, ki ga je moč razdeliti v več faz. V primeru vodenja procesa vstajanja z avtomatom prehajanja stanj faze procesa vstajanja določajo diskretna stanja. V diskretnih stanjih so definirani specifični vzorci električne stimulacije. Kako avtomat prehaja med diskretnimi stanji in spreminja vzorce stimulacije, je odvisno od definicije mejnih dogodkov in povratne informacije, ki mejne dogodke razpoznavajo. Namen tega razdelka je preučiti vstajanje paraplegičnih oseb z vidika razpoznavanja faz vstajanja s pomočjo informacije podpornih sil pod gornjimi in spodnjimi ekstremitetami.

### 3.2.1 Razdelitev procesa vstajanja zdravih oseb

Ker vstajanje paraplegične osebe, ki vstaja iz sedečega v stoječ položaj, v smislu gibanja segmentov spominja na vstajanje zdrave osebe, se je pri razdelitvi na faze smiselno nasloniti na spoznanja iz literature, ki obravnava vstajanje zdravih oseb.

Schultz in sodelavci (Schultz *et al.*, 1992) so razdelili proces vstajanja zdravih oseb v dve fazi. Prvo fazo so določili, kot fazo, v kateri se segmenti telesa gibljejo pretežno v anteriorni smeri, in drugo fazo, kot fazo, v kateri segmenti telesa potujejo v vertikalni smeri. Mejni dogodek med obema fazama so definirali kot trenutek, ko telo izgubi podporo stola.

Korak dlje v razdelitvi procesa vstajanja so naredili Millingtonova in sodelavci (Millington *et al.*, 1992). Potek vstajanja so razdelili v tri faze, ki jih imenujejo faza premika teže telesa, faza prehoda in faza dvigovanja. V prvi fazi nastopata hkrati fleksiji trupa in medenice, ki povzročata premik težišča telesa v anteriorni smeri. V drugi fazi se začne ekstenzija kolen. Horizontalno gibanje težišča prehaja v vertikalno gibanje. V zadnji fazi trup preide v ekstenzijo. Težišče se le še dviguje. Diagram faz vstajanja, katerih dolžina trajanja je podana v procentih celotnega trajanja procesa vstajanja, prikazuje slika 3.4. Sami detekciji mejnih dogodkov raziskovalci niso posvečali večje pozornosti.

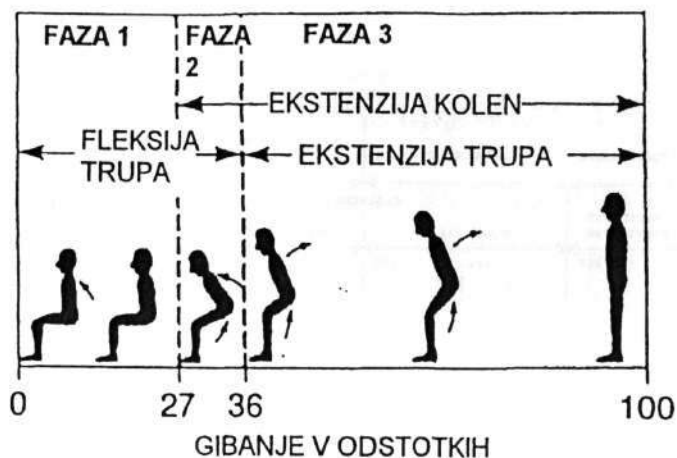


Fig. 4. Razdelitev procesa vstajanja zdrave osebe, povzeta po (Millington *et al.*, 1992)

Najpodrobnejšo analizo procesa vstajanja zdravih oseb z vidika razdelitve na faze pa so opravili Kralj in sodelavci (Kralj *et al.*, 1990). Definirali so štiri faze vstajanja in štiri aktivnosti med vstajanjem. Vsak prehod med fazami in aktivnostmi so zaznamovali z značilnim dogodkom in mu priredili časovni marker.

Faze vstajanja so razdelili na:

- začetek vstajanja,
- razbremenitev sedeža,
- dvigovanje,
- stabilizacija.

Aktivnosti, ki se dogajajo med vstajanjem pa so naslednje:

- odziv naprej,
- pospeševanje,
- zaviranje in
- lovljenje ravnotežja.

Podrobnosti podaja slika 3.5. Časovne mejnike so avtorji definirali tako, da jih je mogoče izmeriti s senzorji in sicer glede na podporne reakcijske sile pod nogami ter trajektorijo kota kolenskega sklepa. Pri analizi so kot senzor podporne sile pod nogami uporabili pritiskovno ploščo, ki meri reakcijske sile in navore v več dimenzijah, za merjenje kotov sklepov spodnjih ekstremitet pa goniometre.

Po Kralju mejni dogodek začetka vstajanja definira sprememba podporne sile v horizontalni smeri iz mirovne vrednosti. Pričetek vertikalnega pospeševanja in razbremenjevanja sedeža označuje sprememba sile v vertikalni smeri. Trenutek, ko telo izgubi podporo stola, nastopi, ko ima horizontalna komponenta podporne sile maksimalno vrednost. Pričetek zaviranja je označen z nastopom minimalne vrednosti

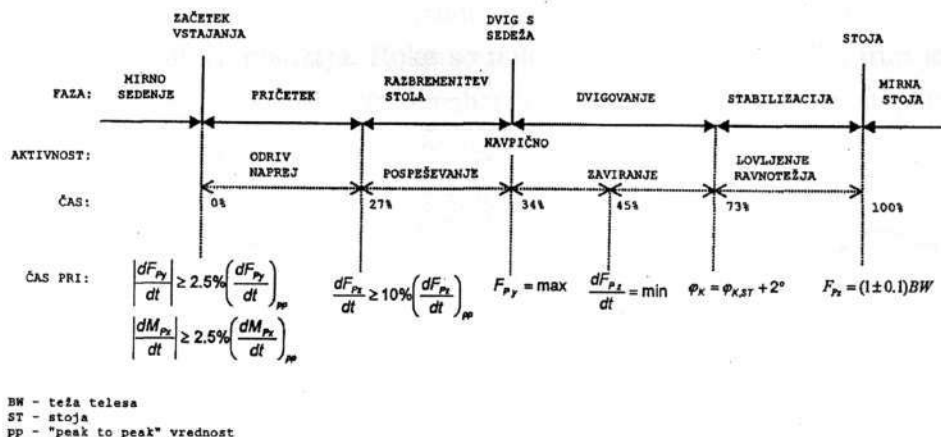


Fig. 5. Faze in aktivnosti vstajanja povzete po (Kralj *et al.*, 1990)

časovnega odvoda vertikalne komponente podporne sile. Faza stabilizacije nastopi v trenutku, ko so kolena popolnoma iztegnjena. Proces vstajanja pa je zaključen, ko se izenačita vertikalna podpora in sila gravitacije, ki je proporcionalna telesni teži.

### 3.2.2 Razdelitev procesa vstajanja paraplegičnih oseb

Proces vstajanja paraplegičnih oseb podobno vstajanju zdravih oseb razdelimo na več faz. Kot je prikazano v naslednjem poglavju, paraplegične osebe, ki vstajajo s pomočjo FES in opore rok, pretežno vstajajo na statični način in se zato njihovo vstajanje predvsem v začetni fazi razlikuje od vstajanja zdravih oseb. Dinamični način vstajanja pripomore zdravim osebam pri začetnem pomiku težišča telesa anteriorno, česar paraplegični bolniki ne prakticirajo in morajo zato ta maneuver nadoknaditi s pomikom telesa v značilen začetni položaj pred pričetkom vstajanja. Na sliki 3.6 so za ilustracijo razlike pri vstajanju zdravih in paraplegičnih oseb prikazani primeri trajektorij kolčnega sklepa in težišča teles zdrave osebe, ki vstaja brez opore rok ter dveh paraplegičnih oseb, ki vstajata ob pomoči FES in opore rok. Trajektorije so normirane na višino testnih oseb, da jih je mogoče primerjati. Iz podanega primera je razvidna daljša pot trajektorij, ki jo opravita kolčni sklep in težišče zdrave osebe v horizontalni smeri zaradi drugačnega

začetnega položaja. Vidno je tudi rahlo gibanje težišča navzdol v začetni fazi, ki je posledica dinamičnega vstajanja z nagibanjem trupa naprej. Paraplegični osebi, vstajata iz značilnega začetnega položaja. Roke so položene na ročaje hodulje, trup je rahlo nagnjen naprej, spodnje ekstremitete se nahajajo na prednjem robu stola, stopala pa so potisnjena nazaj pod telo.

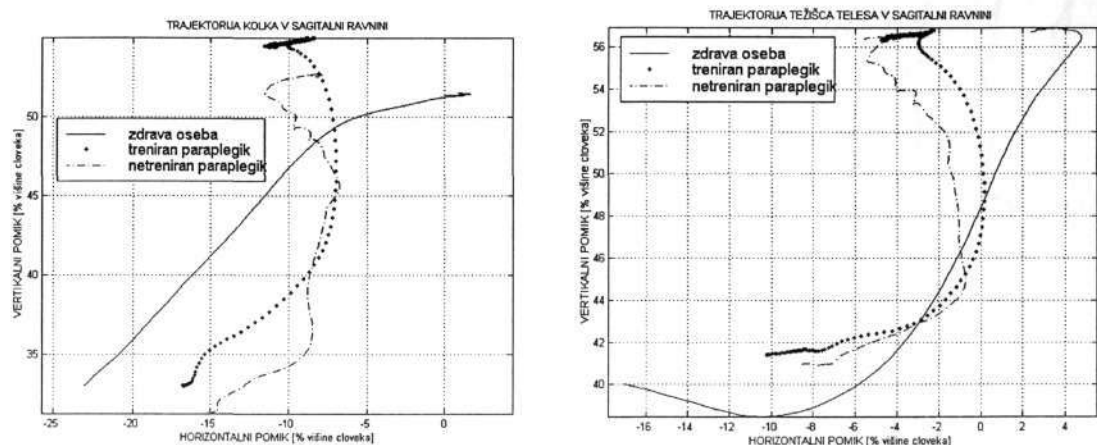


Fig. 6. Primerjava trajektorij gibanja kolčnega sklepa in težišča pri vstajanju zdrave osebe ter dobro in slabo treniranega paraplegičnega bolnika, ki vstajata s pomočjo FES in opore rok

Na naslednji sliki, sliki 3.7 zgoraj, je v intervalu 0.3 sekunde, s pomočjo paličnega modela vstajajoče osebe v sagitalni ravnini, prikazan proces vstajanja paraplegične osebe. Ravne črte predstavljajo segmente telesa, zvezdica označuje položaj težišča. Ko se paraplegična oseba pripravi v začetni položaj na stolu, s tem že opravi del prenosa težišča v horizontalni smeri. Ob pričetku vstajanja se paraplegična oseba s trupom nagne naprej in hkrati z rokami opre na ročaje hodulje. To fazo imenujemo "**priprava**". Ob povečevanju naklona trupa se povečuje tudi opora na roke, roke gredo v ekstenzijo, pojavijo se dvizne sile v vertikalni smeri, ki začno dvigovati telo. To fazo imenujemo "**faza razbremenjevanja stola**". Sledi "**faza dvigovanja telesa**", v kateri telo potuje pretežno v vertikalni smeri. V tej fazi v največji možni meri sodelujejo sile rok in s FES vzbujeni momenti spodnjih ekstremitet. V zadnji fazi, "**fazi stabilizacije**", dvigovanje v vertikalni smeri pojema, hkrati pa se težišče telesa rahlo pomakne nazaj. Pomik nazaj je značilen pri vstajanju z oporo rok. Položaj ročajev opornega pripomočka in s tem rok v ožjem smislu je fiksno določen in konstanten ves čas vstajanja. V fazi dvigovanja trup poskuša zavzeti lego, ki najbolj pripomore dvigu spodnjih ekstremitet. To je čimbolj naprej nagnjena in na roke oprta lega. V zadnji fazi roke igrajo glavno vlogo pri ekstenziji trupa, kar pomeni, da je za dosego izravnane drže ob fiksnem

položaju rok potrebno prenesti težišče telesa nekoliko nazaj. Ko telo doseže iztegnjeno držo in oseba zavzame stabilno lego za vzdrževanje stoje, je proces vstajanja zaključen.

Med fazami procesa vstajanja definiramo mejne dogodke, ki so specifični ob prehodih iz ene faze v drugo. **Pričetek vstajanja** definiramo, kot trenutek, ko se začne

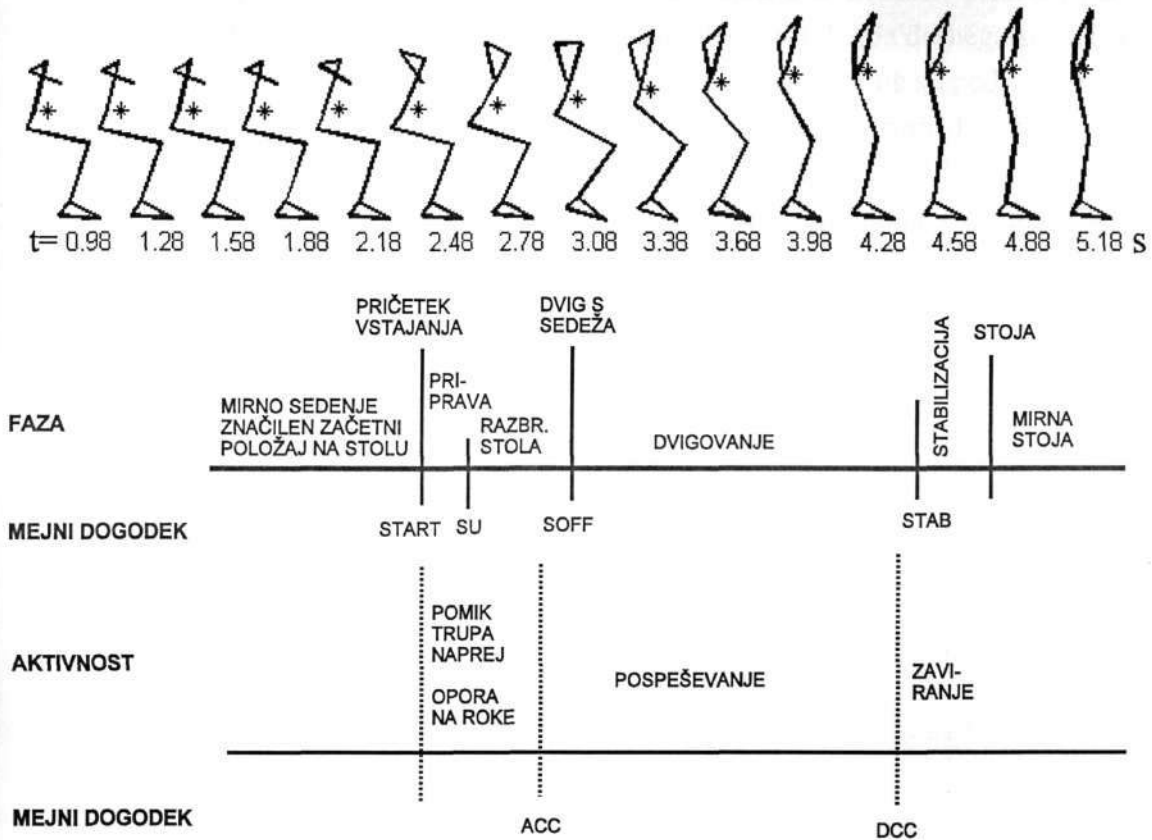


Fig. 7. Zaporedje faz vstajanja paraplegične osebe. Mejni dogodki, ki označujejo faze in aktivnosti vstajanja si sledijo:

- pričetek vstajanja (START) - vstajajoča oseba nagne trup naprej, kar se demonstrira v gibanju težišča telesa anteriorno,
- razbremenitev stola (SU) - podporna sila pod stolom prične upadati,
- vertikalno pospeševanje (ACC) - gibanje težišča telesa se pospešuje v vertikalni smeri,
- dvig s sedeža (SOFF) - telo izgubi podporo stola - podporna sila pod stolom pade na nič,
- pojemanje v vertikalni smeri (DCC) - gibanje težišča telesa v vertikalni smeri pojenjuje,
- stabilizacija (STAB) - ekstenzija kolen,
- stoja (STOJA) - podporna sile se izenačijo z gravitacijsko silo.

težišče telesa premikati v anteriorni smeri. Pričetek označimo s START in ga določimo na podlagi kinematičnih meritev trajektorije težišča. **Pričetek razbremenjevanja stola in dvig telesa s sedeža** izmerimo s pritiskovno ploščo pod sedežem in dogodka imenujemo SU in SOFF. Pričetka **vertikalnega pospeševanja in pojemanja** (dogodka ACC in DCC) prav tako določimo iz trajektorije težišča v sagitalni ravnini. Trenutek, ko komolčni sklepi dosežejo iztegnjen položaj, definiramo kot trenutek pričetka faze stabilizacije (STAB) in ga določimo na podlagi meritve kota sklepa desnega komolca. Proces vstajanja je končan (dogodek STOJA), ko razmerje podpornih sil pod nogami in rokami zavzame stacionarno vrednost, ki jo oseba prakticira pri stoji. Izkazalo se je namreč, da se nekateri paraplegični bolniki pri stoji bolj opirajo na spodnje ekstremitete, nekateri pa se tudi po dosegu iztegnjenega položaja še vedno opirajo predvsem na roke.



### **3.3 Razpoznavanje faz in stanj biomehanskega sistema med vstajanjem**

Sistem senzorno podprtega vodenja FES pri vstajanju paraplegičnih oseb zahteva sprotno informacijo o trenutnem stanju, v katerem se nahaja biomehanski sistem vstajajoče osebe. V smislu vodenja FES sistema z avtomatom prehajanja stanj kot povratno informacijo smatramo informacijo, ki pove, v kateri fazi vstajanja se vstajajoča oseba nahaja. V smislu širše opredelitve senzornega vodenja FES vstajanja, kjer lahko nastopa poljuben regulacijski sistem, pa kot informacijo o stanju sistema, smatramo informacijo, ki podaja trenutni položaj težišča telesa paraplegične osebe.

Cilj pričujočega poglavja je določiti faze in stanje sistema na podlagi reakcijskih sil, ki delujejo na telo paraplegične osebe pod stolom, rokami ali stopali. Takšen senzorno podprt FES sistem naj bi bil praktičen za uporabo v vsakdanji praksi. Zato je potrebno najti minimalen nabor virov povratne informacije o reakcijskih silah, ki še zadovoljuje zahteve zanesljivosti razpoznavanja in hkrati omogoča praktično realizacijo.

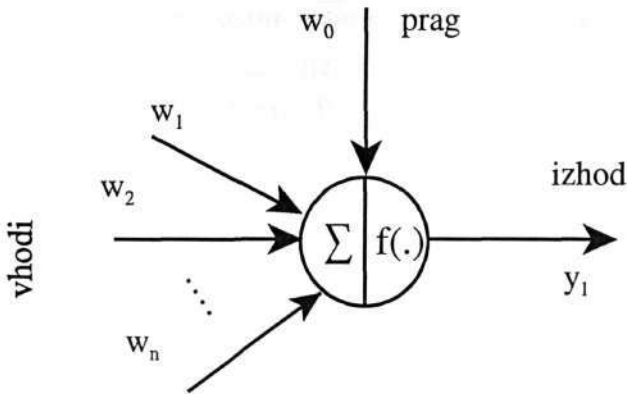
Preslikava med informacijo o podpornih silah in fazami vstajanja oziroma trajektorijo težišča telesa je močno nelinearna in je ni možno analitično opisati. Zato poskušamo faze vstajanja in trajektorijo težišča telesa razpoznati iz informacije o reakcijskih silah s pomočjo umetne nevronske mreže. Za iskanje minimalnega nabora povratne informacije uporabimo optimizacijski algoritem, ki išče optimalno rešitev posnemajoč zakonitosti evlucijskega genetskega razvoja živih bitij.

#### **3.3.1 Preslikava informacije podpornih sil z umetno nevronske mreže**

Umetno nevronske mreže je mogoče koristno uporabiti, kadar niso poznana fizikalna ozadja in analitični zapis o prevajalni funkciji med vhodnimi in izhodnimi signali. Sposobnost ravnanja z močnimi nelinearnostmi in sposobnost učenja odpira nevronske mreže širok krog uporabnosti. Mrežo lahko uporabimo kot asociativni pomnilnik, s katerim iščemo podobnosti z vhodnim vzorcem. Z možnostjo asociacij je povezano posploševanje. Pri podobnih vhodih moramo dobiti podobne izhode. Mreža mora torej poiskati odgovor, ki se najbolj prilega danemu vhodu in izkušnjam iz prejšnjih primerov. Izkušnje pa si pridobi z učenjem.

Umetne nevronske mreže so nastale na podlagi prizadevanj razumevanja delovanja človeških možgan. Osnovni gradnik živčnega sistema je neuron, katerega delovanje predstavlja enostaven model. Biološki neuron odda impulz na svojem izhodu, če njegovo vzbujanje na vhodih preseže določen prag. Skrivnost velike zmogljivosti človeških možgan je v povezavah med številnimi neuroni. Podobne lastnosti kot biološki

nevron izkazuje umetni nevron v nevronske mrežah. To je procesni element, katerega delovanje je ponazorjeno na sliki 3.8.



Slika 3.8: Umetni nevron umetne nevronske mreže

Prenosno funkcijo umetnega nevrona opisuje enačba:

$$y = f \left( \sum_{i=1}^n w_i x_i + w_0 \right),$$

kjer so:

- $y$  - izhod nevrona,
- $w_i$  - utež  $i$ -tega vhoda,
- $x_i$  -  $i$ -ti vhod,
- $w_0$  - prag nevrona,
- $n$  - število vhodov v nevron.

Prenosna funkcija nevrona  $f$  je lahko binarna, linearna ali nelinearna. Najbolj pogosto uporabljane so pragovna, linearna ter sigmoidna funkcija.

Bistvo nevronske mreže je v povezavi številnih nevronov. Kot princip povezovanja nevronov se je doslej najbolj uveljavil princip nivojev. Več nevronov je grupiranih v skupino, ki predstavlja določen nivo. Na vsakem nivoju je tako več nevronov, katerih vhodi so povezani le z izhodi vseh nevronov predhodnega nivoja. Na ta način lahko dobimo eno-, dvo- in večnivojske nevronske mreže. Nevroni v prvem nivoju so povezani z vhodi v nevronske mrežo, nevroni v zadnjem nivoju pa tvorijo izhode nevronske mreže. Opisana topologija mreže je najpogostejša v uporabi, v literaturi pa je moč najti številne modifikacije.

Sposobnost učenja je bistvena lastnost nevronske mreže. Učenje je spreminjanje uteži, s ciljem doseči čim natančnejše delovanje mreže. Matematično je učenje opredeljeno kot optimizacija uteži glede na neko kriterijsko funkcijo. Običajno je to minimum funkcije kvadrata napake na izhodu mreže. Ker imajo mreže veliko število povezav in uteži in so v splošnem nelinearen sistem, je učenje v bistvu izvajanje večparametrskene nelinearne optimizacije, ki je lahko zelo zahtevna. Zato je učenje nevronske mreže še vedno v razvoju. Postopke učenja, ki se uporabljajo pa je moč razdeliti kot nadzorovano učenje, ocenjevano učenje in nenadzorovano učenje. Med nadzorovana učenja uvrščamo vsa pravila, pri katerih moramo med učenjem pri vsakem vhodu podati še željeni oz. pravilni izhod mreže. S tem natančno določimo preslikavo vhodov na izhode, za katero želimo, da jo opravlja mreža. Ocenjevano učenje imenujemo pravila, pri katerih podajamo vhode in le oceno kvalitete izhoda mreže. V tem primeru preslikava vhod-izhod ni natančno določena. Pri nenadzorovanem učenju umetnih nevronske mreže podajamo le vhode, preslikavo na izhod mreže s samoorganizacijo določi sama. Kako dobro bo nevronska mreža posploševala izhode za poljubne vhodne signale, je v veliki meri odvisno od množice vhodnih podatkov s katero učimo nevronska mrežo. Če učna množica statistično dovolj dobro opisuje celotno množico vhodnih signalov, lahko pričakujemo, da se bo mreža naučila dajati pravilen izhod pri vsakem vhodu.

### **3.3.2 Izbor minimalnega nabora povratne informacije in učenje nevronske mreže**

Na telo vstajajoče paraplegične osebe delujejo vektorji reakcijskih sil in momentov na sedežu, pod stopali ter pod rokami. Teoretično je FES krmilnemu sistemu vstajanja možno zagotoviti povratno informacijo vseh komponent sil in momentov z večdimenzionalnimi merilniki sil. Pri tem pa je sila težko zadovoljiti zahteve po praktičnosti uporabe FES sistema v vsakdanjem življenju. Z merilniki sil je možno opremiti paraplegično osebo, oporni pripomoček ali invalidski voziček. Danes so večdimenzionalni merilniki sil ustrezno miniaturizirani in komercialno dosegljivi in sprejemljive cene, tako da zajemanje podpornih sil rok in stola ne predstavlja večje tehnične ovire. Na trgu obstajajo senzorji sil, ki jih je možno vgraditi v mehansko konstrukcijo. Večji problem je povezava med stimulatorjem in senzorji vgrajenimi v pripomočkih. Izvedba povezave v žični obliki zagotavlja, da senzorno podprto vstajanje po vsej verjetnosti ne bi zaživel v praksi. Na drugi strani, ker se vstajanje ne dogaja vedno na istem mestu, zajemanje reakcijskih sil pod podplatom v praksi ni možno z instrumentalizacijo tal, kot je to primer pri merjenju sil s pritiskovno ploščo v naši analizi. Instrumentalizirati je potrebno čevlje vstajajoče osebe ali uporabiti naravne

senzorne signale izpod podplata. V kakšni fazi razvoja je zajemanje naravnih senzornih signalov izpod podplata je bilo predstavljeno v prejšnjem podpoglavju. Za umetno instrumentalizacijo čevljev je možna uporaba merilnih senzorjev v obliki vložkov za čevlje, ki vsebujejo polje miniaturnih merilnih celic, izhod katerih je proporcionalen sili obremenitve posamezne celice. Na trgu dosegljivi merilni vložki za čevlje, z dobrimi karakteristikami, so vložki proizvajalcev Novel<sup>TM</sup> in Parotec<sup>TM</sup>. Izhodne veličine, ki jih je moč določiti na ta način, so amplituda vertikalne komponente in položaj prijemališča vektorja rakijske sile pod stopalom.

S ciljem, da bi predlagali senzorno podprto FES vstajanje, ki bi v najmanjši možni meri obremenjevalo pacienta zaradi potrebnih dodatnih namestitvev in povezav senzorjev, določimo minimalen nabor povratne informacije, s katerim bo mogoče zgraditi nevronska mrežo, ki bo sposobna razpoznavati faze vstajanja. V naši analizi smo v ta namen uporabili programski paket NeuralWorks Predict<sup>TM</sup> proizvod programske hiše NeuralWare, ki vsebuje programski modul za optimiranje množice vhodov v nevronska mrežo. Vhodni signali, ki nimajo pomembnega vpliva na izhod so v procesu optimizacije izključeni kot nepotrebni. Optimizacija števila vhodov v programskem paketu NeuralWorks Predict<sup>TM</sup> deluje na osnovi genetskih algoritmov.

Genetski algoritmi so matematični optimizacijski algoritmi, katerih zakonitosti slonijo na posnemanju evlucijskih razvojnih procesov živih bitij v naravi (Goldberg, 1989). Naravna selekcija v naravi poskrbi, da v tekmovalnem okolju zmagajo in preživijo najmočnejši posamezniki. Selekcija temelji na treh osnovnih principih:

- preživetje močnejšega člana populacije pomeni, da ima ta večjo možnost preživetja in reprodukcije, medtem ko slabotnejši člani lahko odmrejo še pred reprodukcijo,
- pri reprodukciji člani populacije iščejo najmočnejšega partnerja in s tem nadalje pripomorejo k principu preživetja močnejšega. Ob reprodukciji, pri kreiranju novega člana populacije pride do kombinacije genetskega materiala obeh staršev,
- pri razvoju se naključno in redko pojavljajo mutacije genetske informacije.

Principi podobni naravni selekciji so zakodirani v genetskem algoritmu iskanja optimalne rešitve nekega problema. Vsak genetski algoritem ima definirano začetno populacijo, ki se spreminja iz generacije v generacijo. Posamezni član populacije "otrok" je ob reprodukcijskem ciklu kreiran s kombinacijo lastnosti (genskega zapisa) dveh predhodnikov - "staršev". Princip preživetja močnejšega je implementiran s pomočjo večkratne izbire najmočnejšega člana v naslednjem ciklu, medtem ko najšibkejši posameznik odpade. Matematično je genetski zapis vsakega posameznega člana zapisan kot niz binarnih vrednosti 0 in 1, kjer vsak bit opisuje prisotnost določenega atributa. Možnost preživetja je definirana s kriterijsko funkcijo, ki na osnovi genetskega zapisa določi, kako močan je posameznik. Verjetnost preživetja člana populacije genetskega

algoritma ni odvisna le od vrednosti kriterijske funkcije, ampak tudi od časa prve pojavitve v populaciji. Tisti, ki se pojavi prej, ima večje možnosti za preživetje. To je pomembno predvsem v primeru, ko imajo različni člani populacijo zelo podobno ali celo enako kriterijsko vrednost. Ob vsakem reprodukcijskem koraku, vsak preživeli član izbere partnerja, najmočnejši drugega najmočnejšega, s katerim naključno izmenja genetski material in tvori novega člana. Operator mutacije je implementiran tako, da z zelo malo verjetnostjo prevrže en bit v genetskem zapisu, ponavadi ne več kot pet v eni generaciji. Proces optimizacije je končan, ko je dosežen kriterij števila evolucijskih ciklov ali preddefinirana vrednost kriterijske funkcije. V končni generaciji populacije se nahaja genski zapis, ki je rešitev optimizacijskega problema. Ker je genetski algoritem hevristični optimizacijski algoritem, lahko v njem nastopajo tudi hevristične spremenljivke.

V našem primeru iskanja nabora vhodnih parametrov za nevronske mreže vsaka naključno generirana množica vhodnih parametrov predstavlja enega člana populacije. Kriterijska funkcija za vsako množico vhodov določa, kako dobro nevronska mreža aproksimira želeni izhod. To je kriterij preživetja močnejšega člana oziroma izbira množice vhodov, na podlagi katerih mreža na izhodu daje najboljši rezultat. Algoritem začne iskanje z manjšimi množicami, v populaciji vzdržuje uspešne množice in po potrebi množico širi z dodatnimi vhodi. Rešitev optimizacijskega problema je množica vhodov v nevronske mreže najmanjšega možnega obsega z zadovoljivimi lastnostmi nevronske mreže.

Programski paket Predict™ je paket, ki ponuja popolno podporo uporabniku pri načrtovanju modela z nevronskimi mrežami. Tako poleg predstavljenega modula za izbiro vhodnih spremenljivk podpira tudi vse druge faze, ki so potrebne za uspešno zgraditev modela. Paket vsebuje naslednje module:

1. Modul določanja učne in testne množice, ki opravlja izbiro podatkov, s katerimi je nevronska mreža učena in kasneje testirana. Modul določi obe množici tako, da je testna množica statistično blizu učni množici.
2. Modul za analizo podatkov in transformacije, ki opravi analizo oblike podatkov in jih transformira v obliko primerno za nevronske mreže. Tu se preoblikujejo hevristične spremenljivke v numerične, izločijo podatki z manjkajočimi parametri, itd.
3. Modul izbire množice vhodnih podatkov na podlagi genetskega algoritma izbire množice vhodov, ki so dobri prediktorji izhoda. Zaradi evolucijske narave algoritma selekcije vhodov, različni začetni pogoji rezultirajo v različnih rešitvah nabora vhodov. To omogoča uporabniku, da zgradi več modelov z različnimi množicami vhodnih parametrov in primerja izhode mreže.



4. Modul nevronske mreže samodejno konstruira optimalno topologijo nevronske mreže in nevronske mreže nauči.
5. Modul pretvorbe strukture nevronske mreže v programsko kodo, ki jo je mogoče uporabiti v programskih aplikacijah. Pretvorba podpira programski jezik C, Fortran in VisualBasic.
6. Modul za poganjanje nevronske mreže, s katerim je mogoče konstruirano nevronske mreže neposredno uporabiti, na primer v programskem okolju Excel.

### 3.3.3 Študija virov senzorne informacije pri FES vstajanju

Pri praktični implementaciji senzorno podprtega vodenja FES vstajanja je zelo pomembno število virov povratne informacije. Vsak vir senzorne informacije doprinese k namestitvi in ožičenju dodatnega senzornega sistema na telo paraplegika. Zato je interes zgraditi sistem, ki je sposoben pravilno delovati na osnovi čim manjše množice virov senzorne informacije.

Evropski projekt Sensations je pri izbiri virov informacije usmerjen k uporabi informacije pridobljene iz naravnih senzorjev v podplatu. V najpreprostejši obliki je to informacija, ali prijemališče podperne sile na podplatu leži v enem od treh področij s slike 3.2, ki jih oživčujejo trije glavni živci podplata. V zahtevnejši obliki pa je to informacija o natančnem položaju prijemališča na podplatu in velikosti podperne sile. Zaradi navedenega pri predlogu senzorno podprtega vstajanja na osnovi avtomata prehajanja stanj izhajamo iz začetne predpostavke, da je informacija s podplatov dosegljiva in najprimernejša za uporabo pri senzorno podprtem vstajanju.

Analizo izbire virov povratne informacije smo zasnovali na rezultatih preslikave iz senzorne informacije v razpoznavanje faz, ter v trajektorijo, ki jo pri vstajanju opravi težišče telesa. Kot orodje za preslikavo smo uporabili umetno nevronske mreže. Kriterij, ali določena množica vhodnih signalov v nevronske mreže še ustreza, so bile meje natančnosti preslikave izhoda nevronske mreže glede na dejansko stanje izmerjeno pri analizi obstoječega FES vstajanja paraplegičnih bolnikov. Za vsako potencialno množico vhodnih signalov je bila pred učenjem nevronske mreže opravljena optimizacija s pomočjo genetskega algoritma, ki je izločila vhodne signale, ki nimajo bistvenega vpliva na izhod nevronske mreže.



## **Poglavje 4**

# **Rezultati kinematične in dinamične analize obstoječega načina vstajanja paraplegičnih oseb**

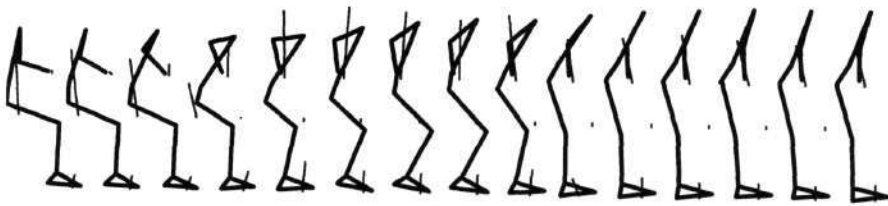
Poglavje podaja rezultate študije obstoječega načina vstajanja paraplegičnih oseb, ki vstajajo s pomočjo opore rok in funkcionalne električne stimulacije. Podani so rezultati merjenja kinematičnih in dinamičnih parametrov vstajanja za osem paraplegičnih oseb, ki so sodelovale v študiji. Sklop rezultatov za vsakega pacienta posebej obsega predstavitev parametrov petih merilnih tekov vstajanja. Opravljena je primerjava med značilnimi pristopi k vstajanju in preverjena uporaba dinamičnega načina vstajanja pri paraplegičnih bolnikih.

## 4.1 Predstavitev rezultatov za skupino osmih paraplegičnih oseb

Za vsako paraplegično osebo, ki je sodelovala v študiji, so rezultati prikazni na dveh straneh. Najprej je s pomočjo paličnega modela v kratkih časovnih razmakih prikazan položaj vstajajoče osebe med vstajanjem. Dodani so vektorji pod stopalom, stegnom in rokami, ki ponazarjajo smer, velikost in prijemališče podpornih sil. Na ta način je orisan potek procesa vstajanja, ki je značilen posameznim paraplegičnim osebam. Sledi grafični prikaz kinematičnih parametrov vstajanja. Ta obsega prikaz trajektorije, ki jo opravi težišče telesa v sagitalni ravnini (graf A), prikaz trajektorij kotov sklepov spodnjih ekstremitet (graf C) in trajektorijo nagiba trupa vstajajoče osebe glede na vertikalno os (graf B). Na grafu, ki prikazuje gibanje težišča, so za orientacijo označeni mejni trenutki faz vstajanja: pričetek vstajanja, trenutek razbremenitve stola in pričetek pojevanja v vertikalni smeri. Grafi, ki prikazujejo trajektorije kotov, so po časovni osi poravnani tako, da trenutek z vrednostjo  $t=0$  ustreza trenutku razbremenitve stola. Na grafih se nahajajo tudi značke s puščicami, ki označujejo trenutke pričetka vstajanja, razbremenitve stola, stabilizacije in pričetka stoje. Vrednosti, ki jih značke označujejo, so pridobljene s povprečenjem vrednosti mejnih dogodkov vseh merilnih tekov.

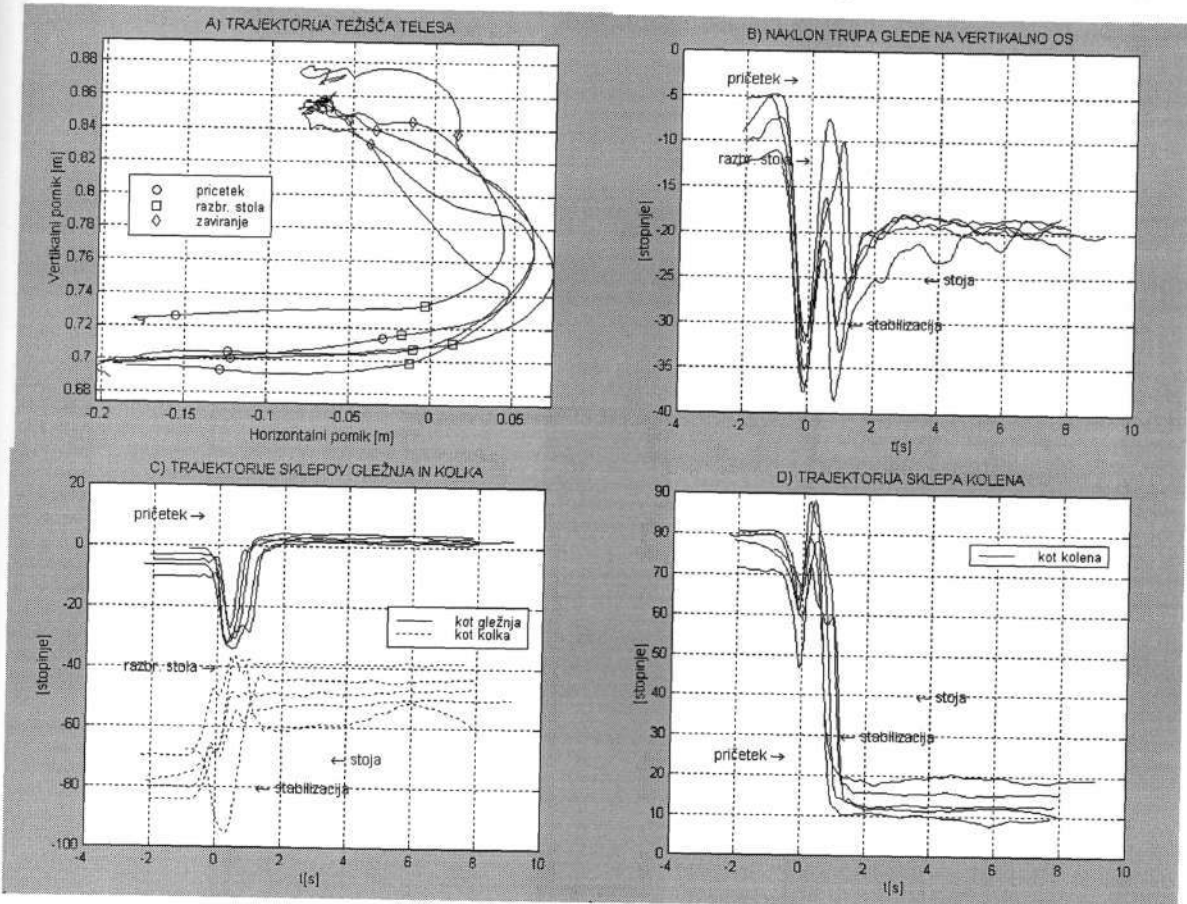
Druga stran prikaza rezultatov podaja za posamezno paraplegično osebo kinetične parametre vstajanja. Najprej so predstavljeni momenti spodnje desne ekstremitete, ki delujejo v oseh sklepa desnega gležnja (graf A), sklepa desnega kolena (graf B) in sklepa desnega kolka (graf C). Ker gre za študijo FES vstajanja, je zanimiv moment v kolenu, katerega del je posledica električne stimulacije. Momenta v gležnju in kolku sta, ker gre za paralizirani del telesa, le posledica pasivnih lastnosti sklepa. Graf D podaja moment, ki deluje v osi lumbosakralnega sklepa. Ker je lumbosakralni sklep samo navidezen sklep in ne predstavlja resnične sklepne strukture v eni točki, ampak približno opisuje gibanje hrbtenice na tem mestu, so ti rezultati morda še najmanj zanesljivi. V prikazu rezultatov sledi skupina treh grafov (E, F in G), ki predstavljajo vertikalno in horizontalno komponento vektorja sile v desnem ramenu ter komponento momenta v ramenskem sklepu izraženega v sagitalni ravnini. Te tri veličine ponazarjajo vlogo opore rok na gibanje trupa pri vstajanju. Akcija rok, ki je pod zavestno kontrolo paraplegične osebe, se namreč v obeh ramenskih sklepih prenaša na segment trupa in s tem na gornji strani vpliva na njegov položaj med vstajanjem. Na spodnji strani na trup delujejo sile in momenti v kolku. Poleg momenta okrog osi kolka (graf C) je za vstajanje zanimiva vertikalna komponenta sile v kolku, ki je predstavljena v grafu H.

#### 4.1.1 Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo ZJ

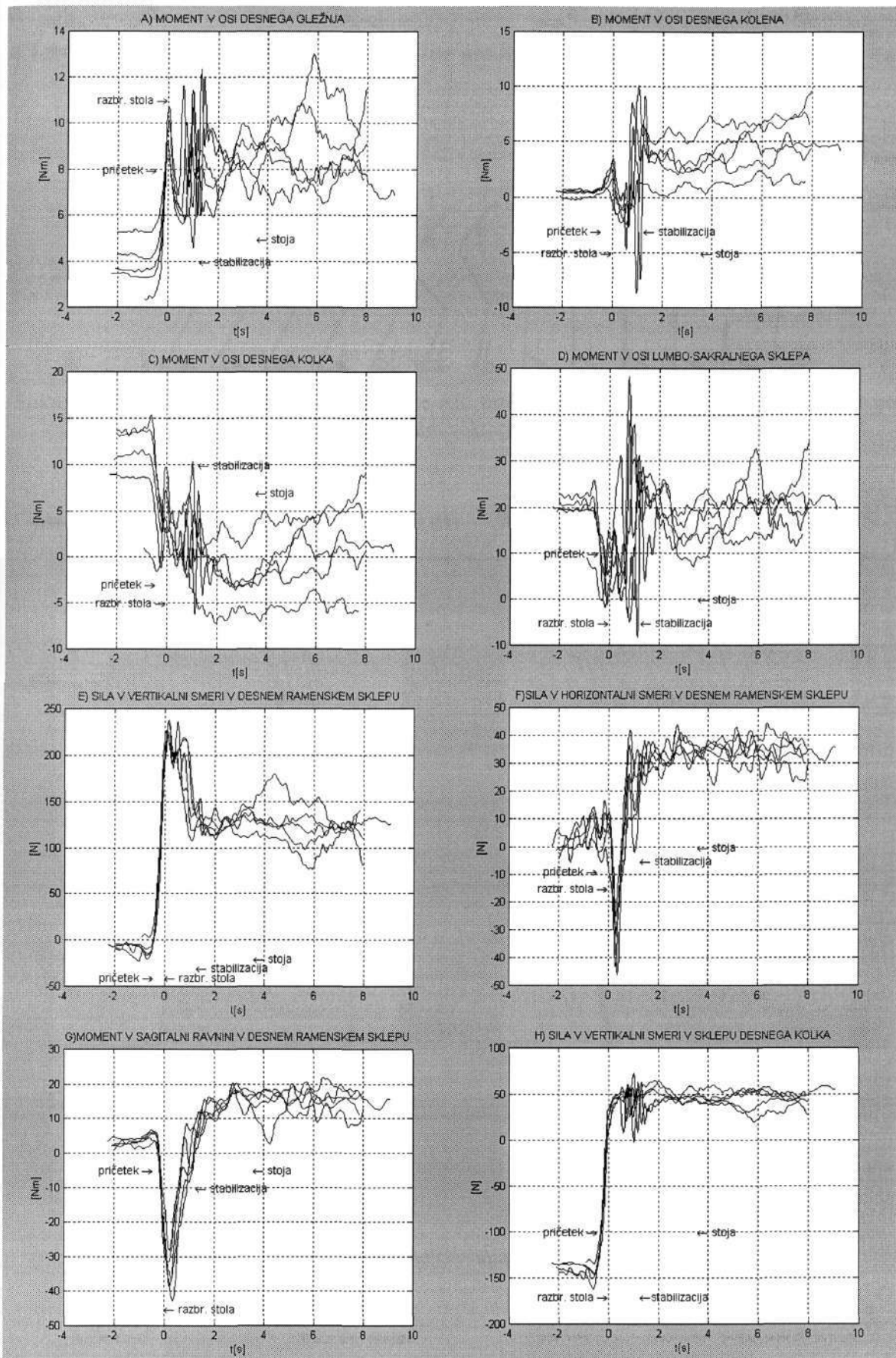


Slika 4.1: Proces vstajanja paraplegične osebe ZJ, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil

oseba ZJ    spol Ž    57 let    159 cm    53 kg    lezija Th11    3 leta FES

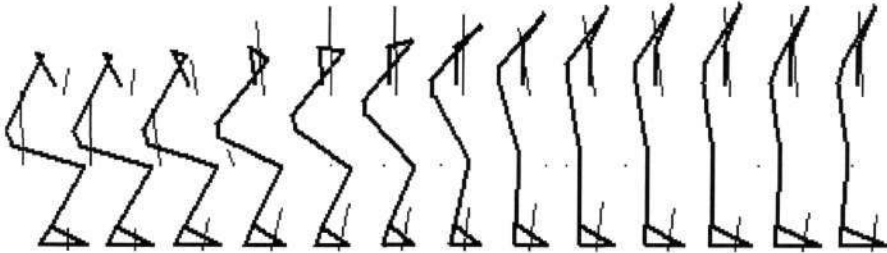


Slika 4.2: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe ZJ



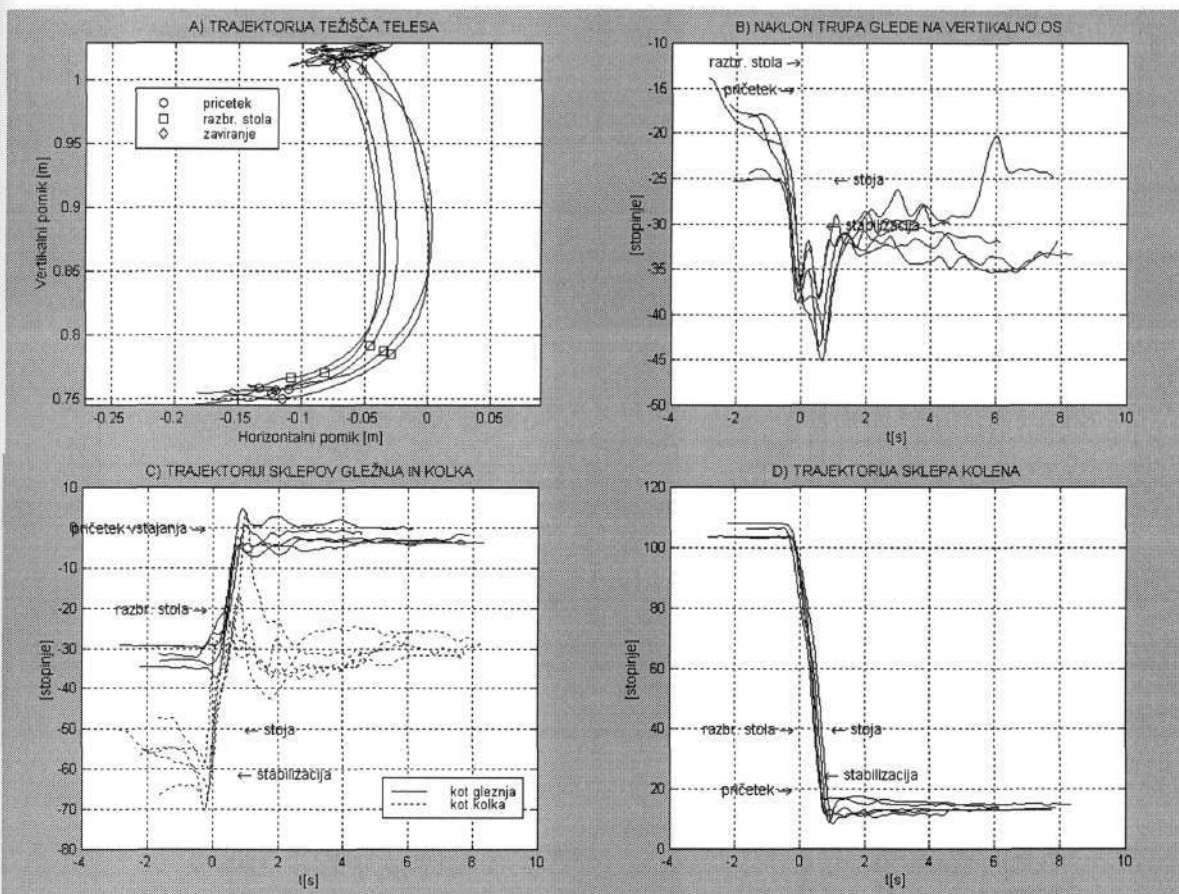
Slika 4.3: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe ZJ

#### 4.1.2 Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo AK



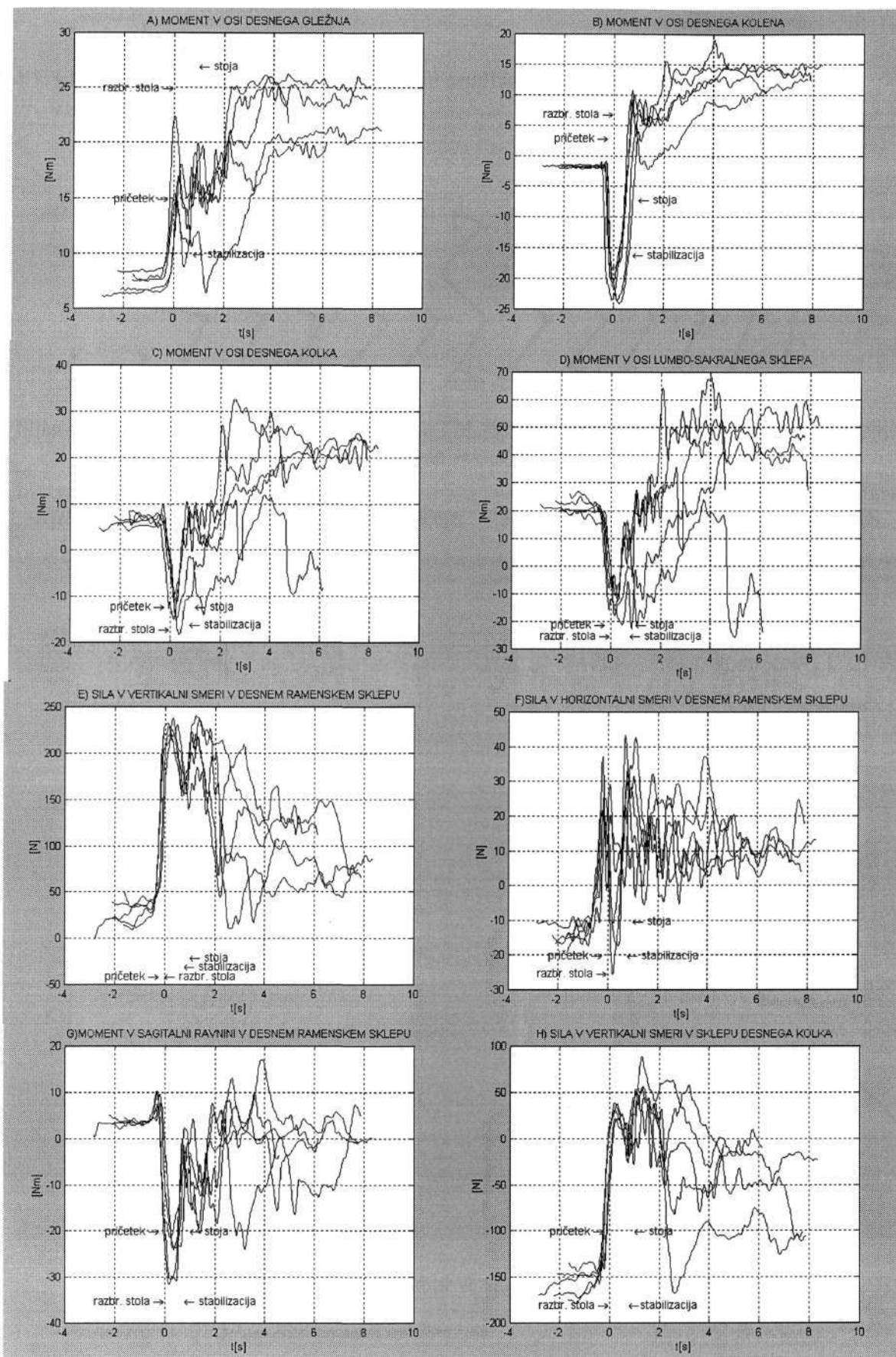
Slika 4.4: Proces vstajanja paraplegične osebe AK, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil

[ oseba AK spol M 44 let 180 cm 74 kg lezija Th10-11 0.5 let FES ]



Slika 4.5: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe AK

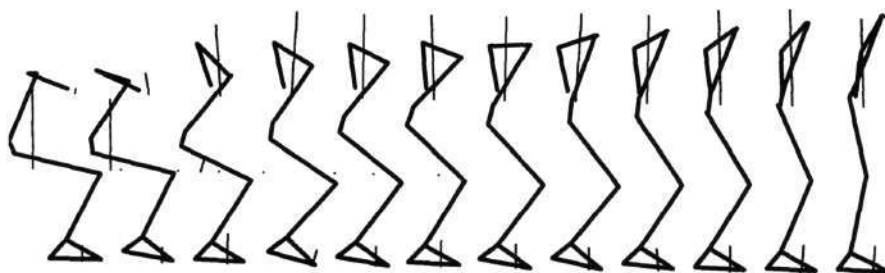




Slika 4.6: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe AK

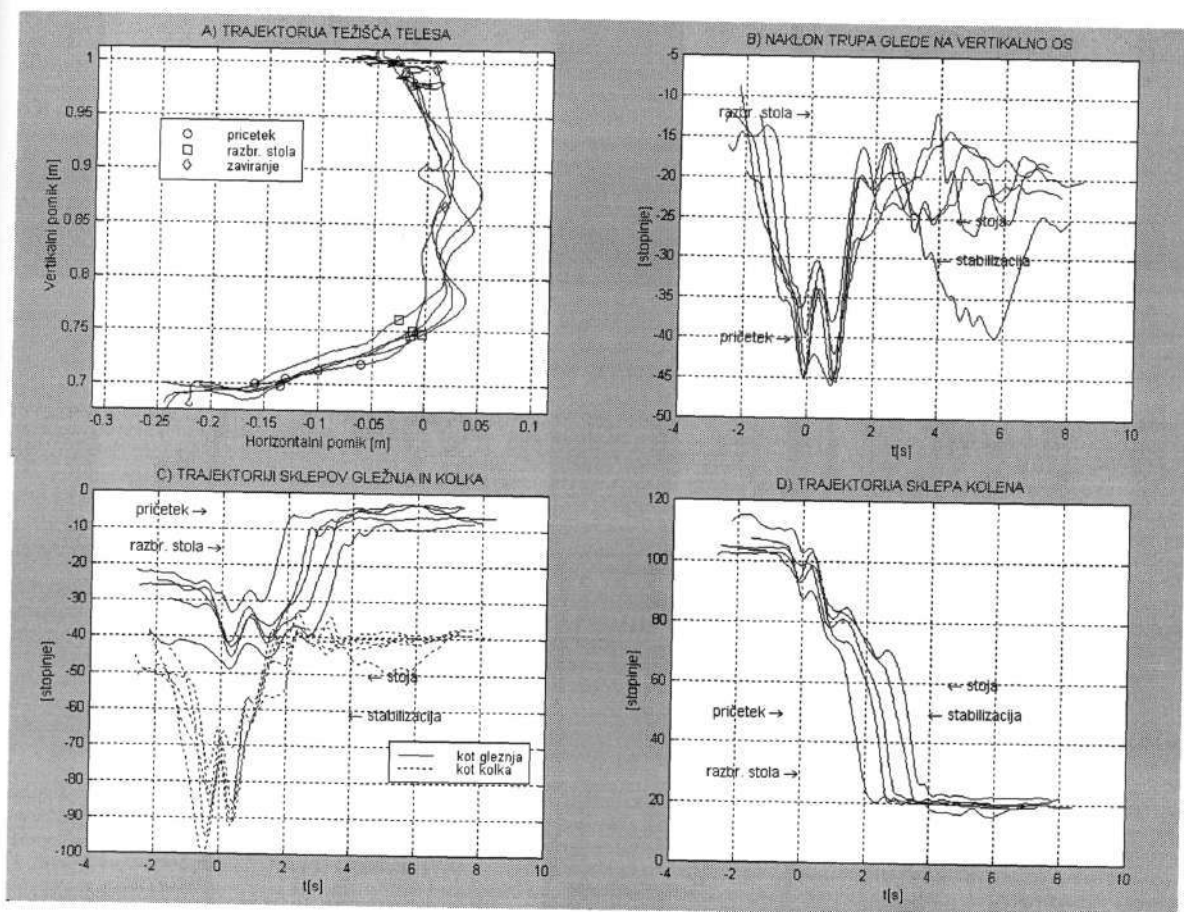


### 4.1.3 Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo TM

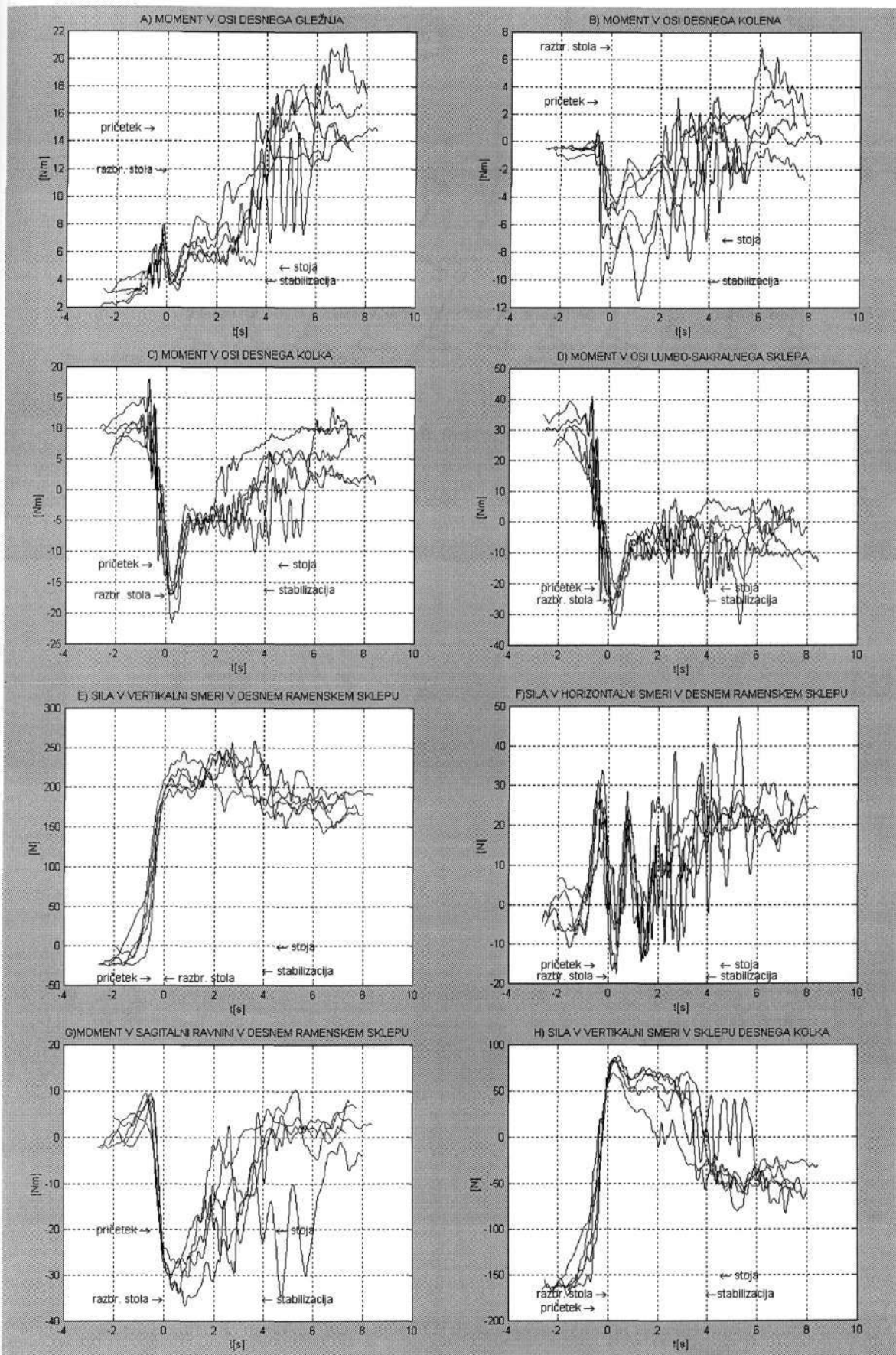


Slika 4.7: Proces vstajanja paraplegične osebe TM, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil

[ oseba TM    spol Ž    19 let    178 cm    59 kg    lezija Th3-4    3.5 let FES ]

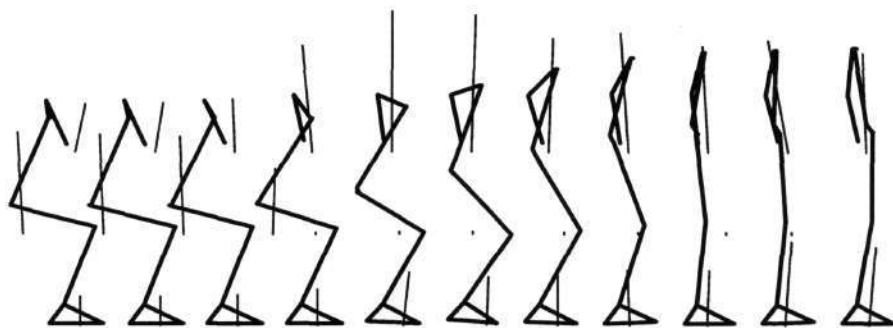


Slika 4.8: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe TM



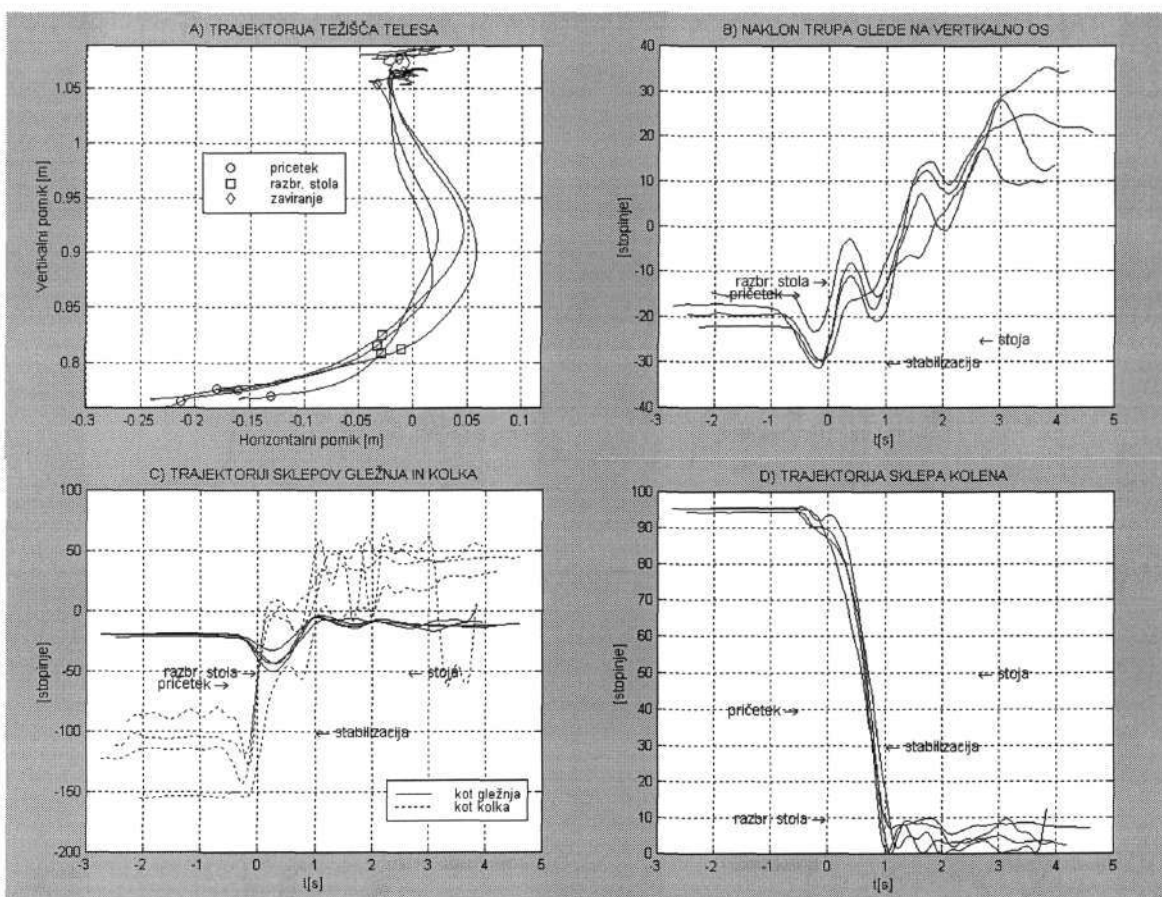
Slika 4.9: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe TM

#### 4.1.4 Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo ZB

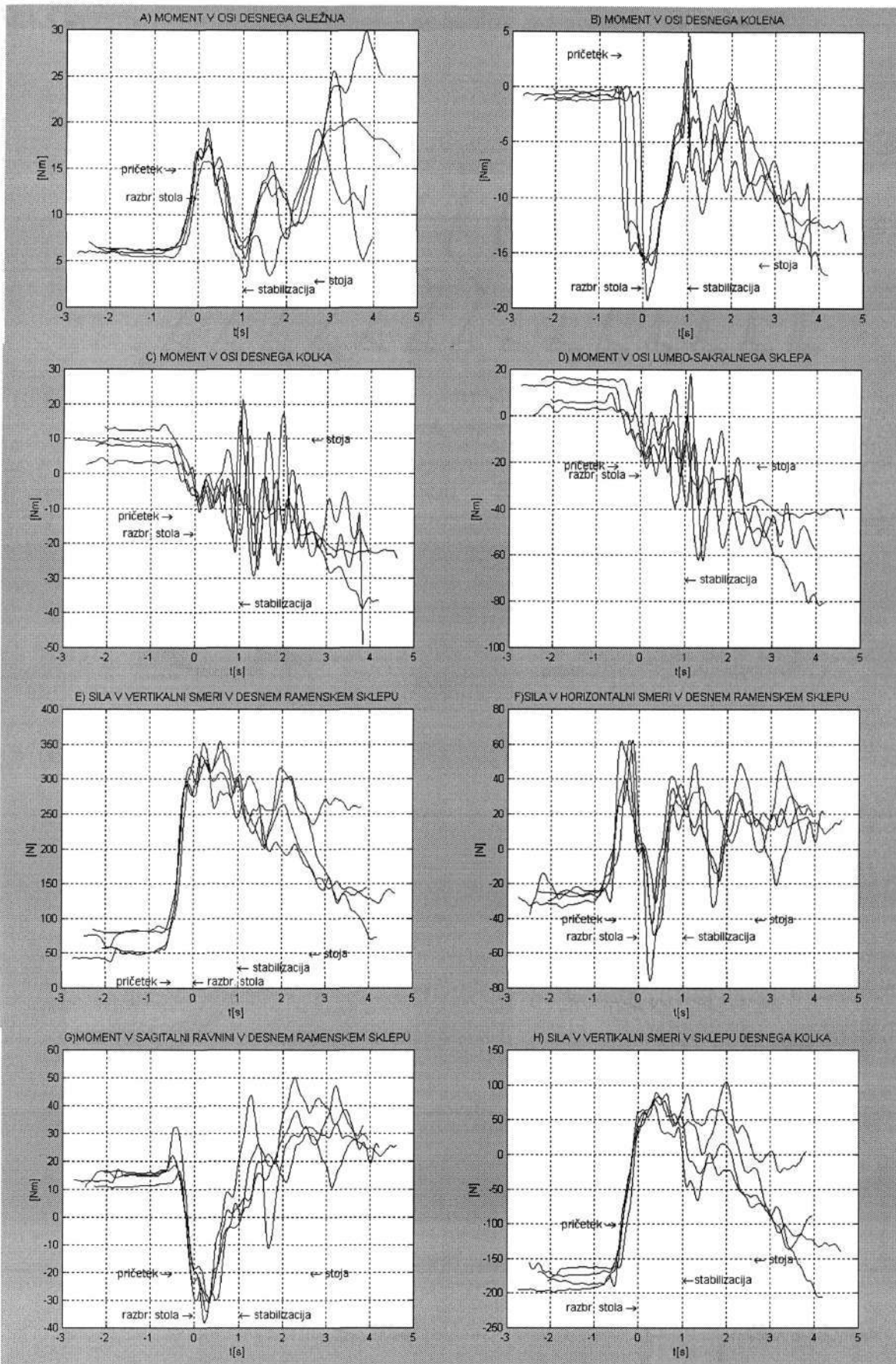


Slika 4.10: Proces vstajanja paraplegične osebe ZB, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil

oseba ZB    spol M    22 let    184 cm    94 kg    lezja Th3-4    2 leti FES



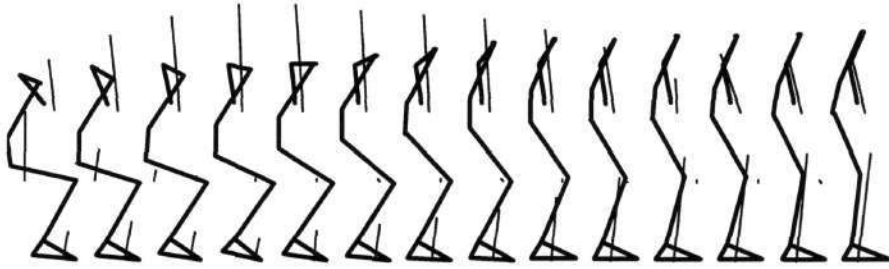
Slika 4.11: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe ZB



Slika 4.12: Kinetični parametri vstajanja paraplegičnega bolnika ZB

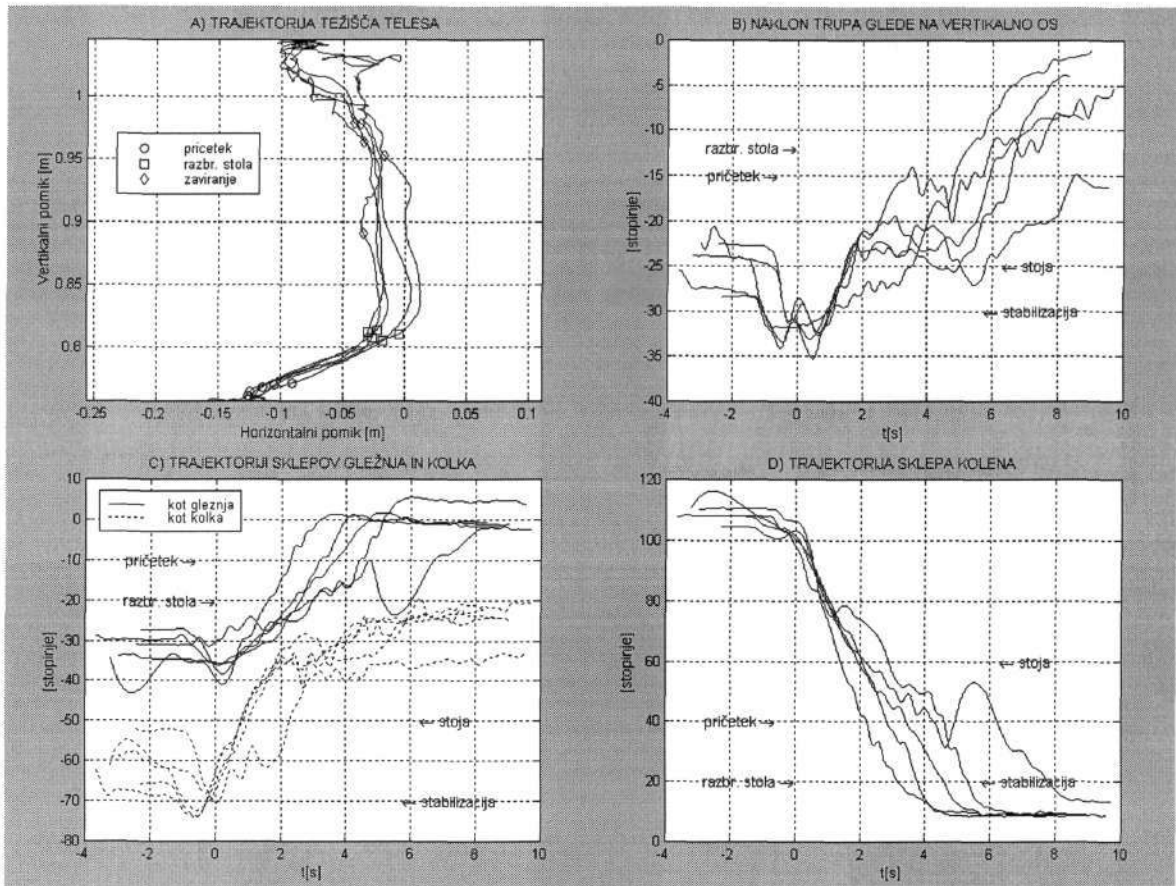


#### 4.1.5 Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo BJ

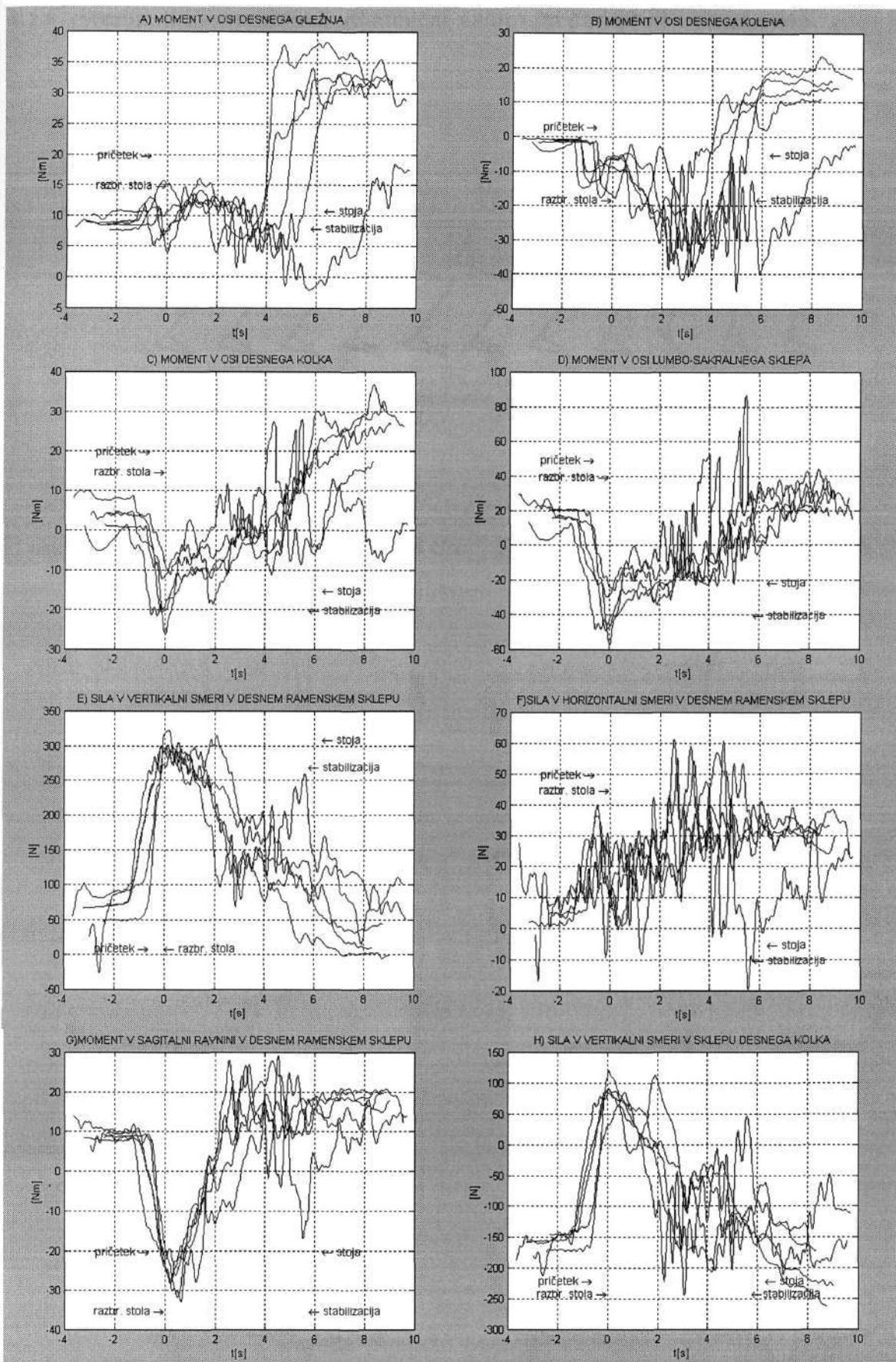


Slika 4.13: Proces vstajanja paraplegične osebe BJ, prikazan s paličim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil

oseba BJ    spol M    23 let    185cm    85 kg    lezija Th9    0.5 let FES



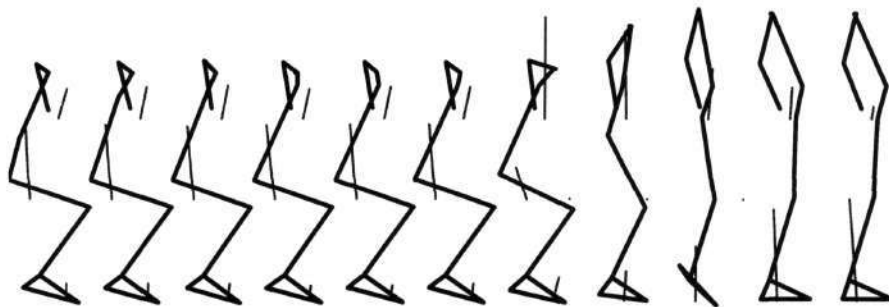
Slika 4.14: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe BJ



Slika 4.15: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe BJ

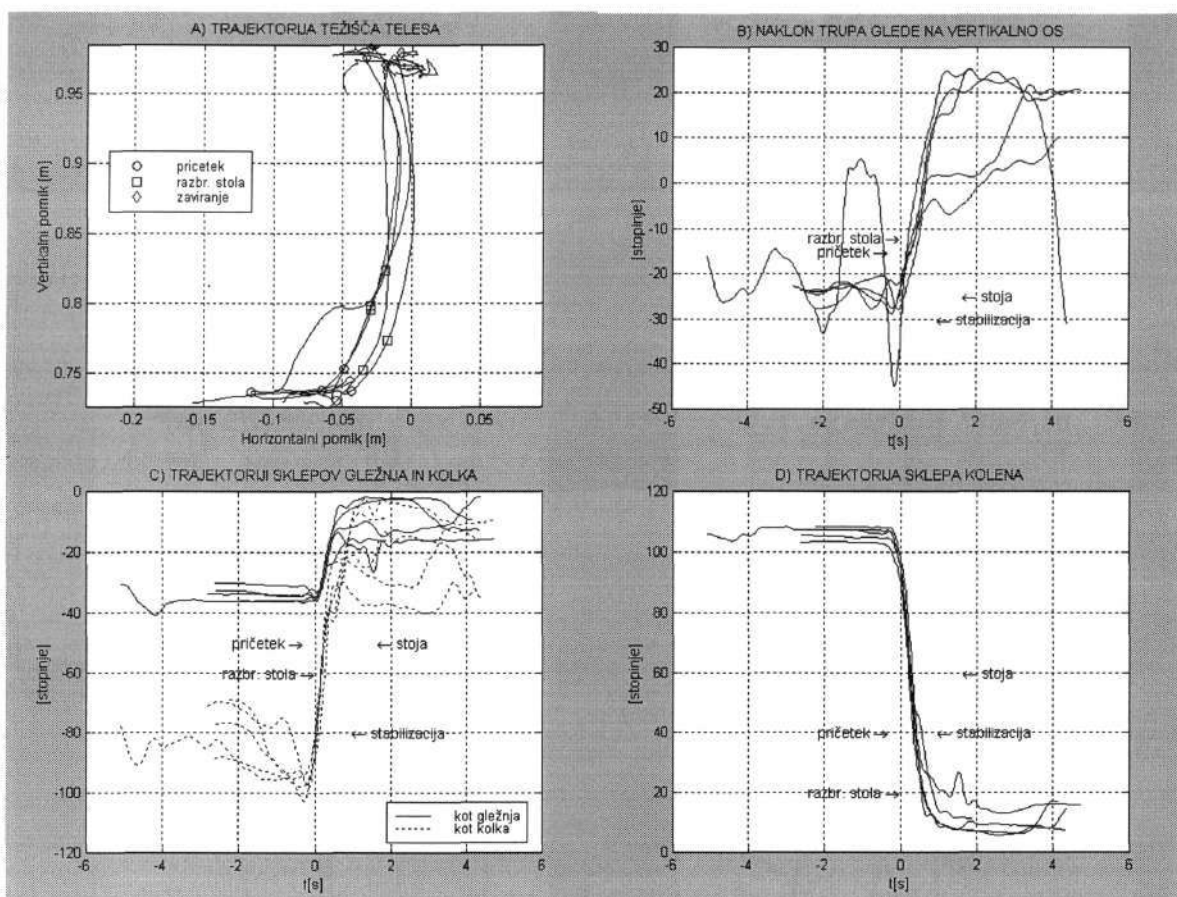


#### 4.1.6 Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo MK

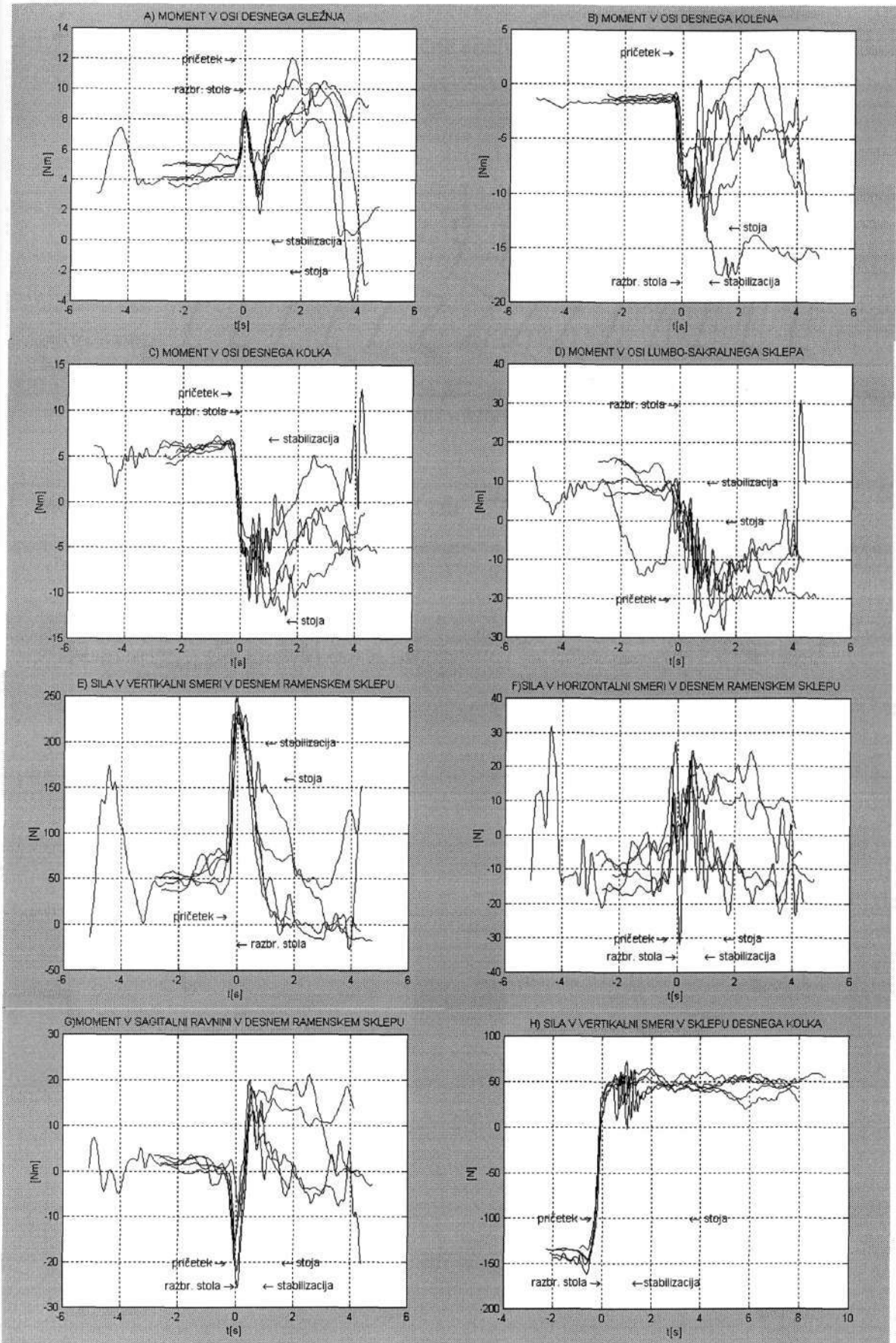


Slika 4.16: Proces vstajanja paraplegične osebe MK, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil

oseba MK spol M 23 let 168 cm 58 kg lezija Th9 0.2 let FES

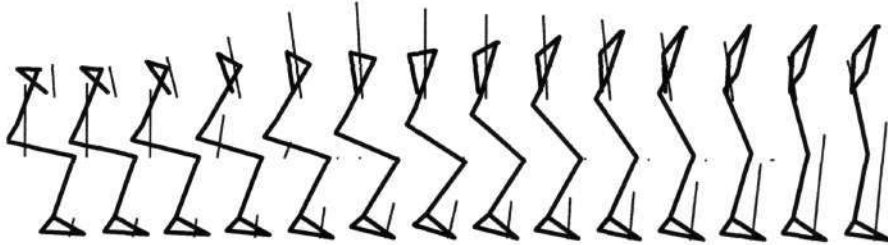


Slika 4.17: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe MK



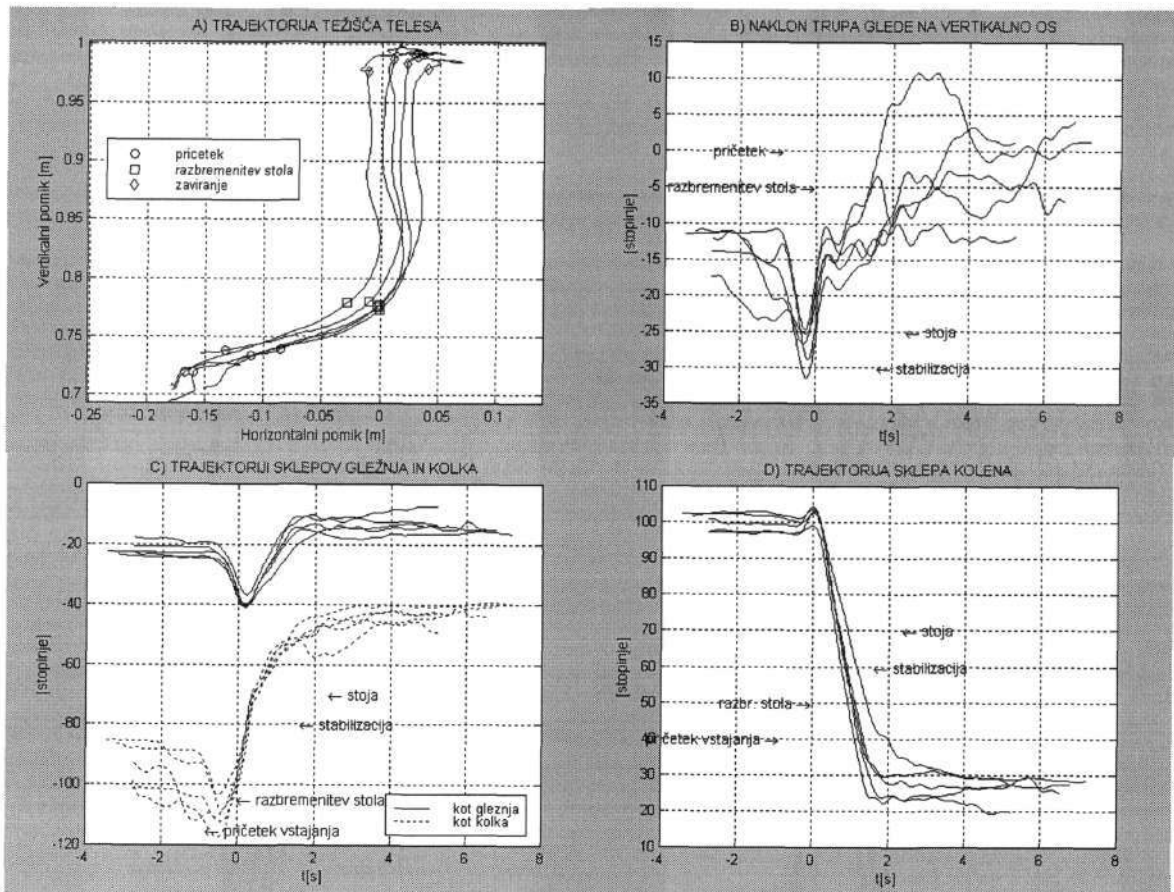
Slika 4.18: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe MK

#### 4.1.7 Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo MT

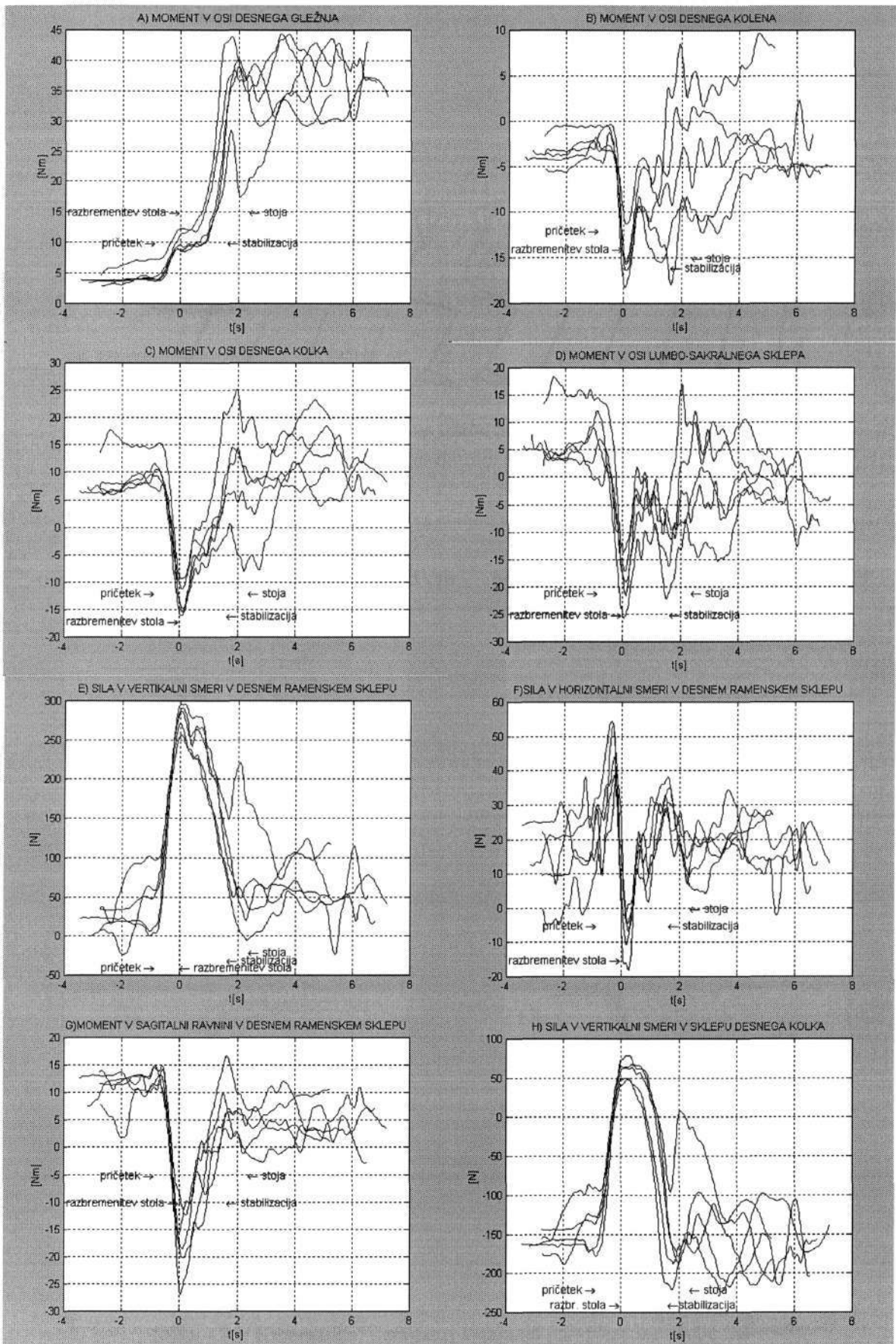


Slika 4.19: Proces vstajanja paraplegične osebe MT, prikazan s paličnim modelom in ponazoritvijo podpornih vektorjev sil

oseba MT spol Ž 28 let 171 cm 75 kg lezija Th4-5 5 let FES



Slika 4.20: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe MT



Slika 4.21: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe MT

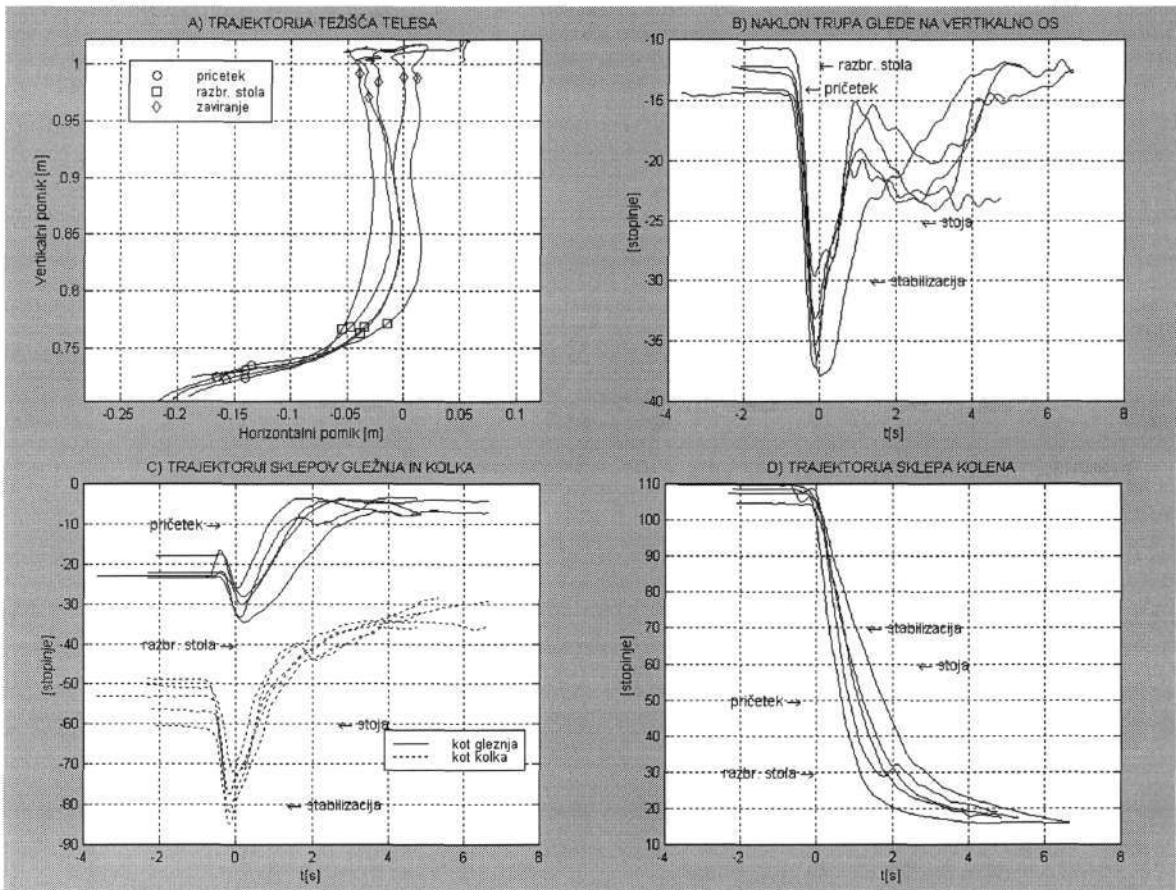


#### 4.1.8 Rezultati kinematične in dinamične analize za paraplegično osebo SB

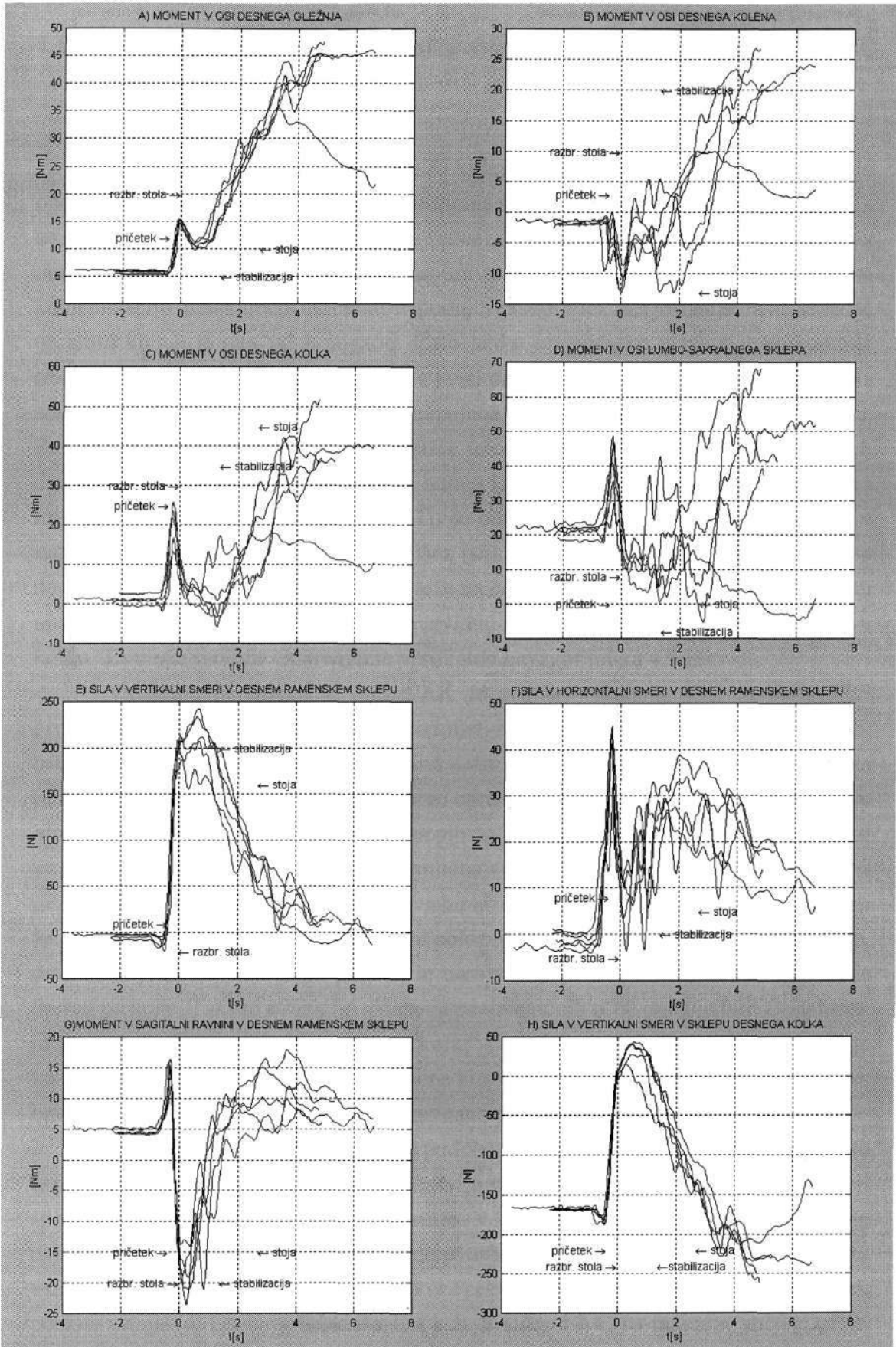


Slika 4.22: Proces vstajanja paraplegične osebe SB, prikazan s paličnim modelom in s ponazoritvijo podpornih vektorjev sil

oseba SB spol M 31 let 183 cm 64 kg lezija Th10-12 0.9 let FES



Slika 4.23: Kinematični parametri vstajanja paraplegične osebe SB



Slika 2.24: Kinetični parametri vstajanja paraplegične osebe SB



#### 4.1.9 Komentar rezultatov in različnih pristopov k vstajanju med paraplegičnimi osebami

Rezultati za paraplegično osebo ZJ kažejo, da oseba vstaja pretežno s pomočjo opore rok. Momenti, ki jih razvijejo stimulirane mišice ekstenzorjev kolen (slika 4.3B), so kljub dolgi dobi uporabe FES in rednega treninga minimalni v primerjavi z obremenitvijo rok (slika 4.3 E,F,G). Zanimiva je strategija, ki jo oseba uporablja za kompenzacijo manjkajočih momentov spodnjih ekstremitet. Ker je manjše rasti, se sedeč na stolu komaj dotika tal z nogami. Zato lahko ob pričetku vstajanja, ko spodnje ekstremitete še niso trdno na tleh, oseba pusti padati trup okrog sprednjega roba stola anetriorno, kar pripomore k temu, da se nagnjena naprej močneje opre na ročaje hodulje. Rezultat je daljša pot, ki jo opravi težišče telesa v anteriorni smeri pred pričetkom dvigovanja. Zaradi močnega nagibanja naprej kasneje ob dvigovanju oseba izravnava trup s silami rok v posteriorni smeri. To se odraža v horizontalni komponenti sil v ramenskem sklepu in v trajektoriji težišča (slika 4.3 F in slika 4.2 A). Oseba ZJ po dosegu ekstenzije kolen prenese le del teže na noge, večji del obremenitve tudi v stoji nosijo gornje ekstremitete, kar je lepo razvidno iz smeri vertikalne komponente sile v kolku. Ta vleče spodnje ekstremitete vertikalno navzgor (slika 4.3 H).

Vstajanje paraplegične osebe AK je primer vstajanja, kjer uporaba FES pripomore k razbremenitvi gornjih ekstremitet. Kljub kratki skupni dobi uporabe FES, oseba vsakodnevno večkrat na dan trenira s stimulacijo. Oseba po zavzetju začetnega položaja, v katerem se nagnjena anteriorno opre na hoduljo, in po proženju stimulacije hipoma razvije momente v kolenskih sklepih do 25 Nm (slika 4.6 B). Ker je trup skoraj v celoti oprt na hoduljo, spodnjim ekstremitetam ni potrebno premagovati sile teže trupa in zato moment v kolenu povzroči njihovo hipno ekstenzijo. Tako so kolena v ekstenziji že, ko je oseba s trupom še v nagnjenem položaju. Izgleda, da oseba zavestno počaka, da kolena pridejo v iztegnjen položaj in nato z rokami začne izravnati trup in se opirati na noge. Takšno strategijo vstajanja paraplegičnih oseb omenja tudi Donaldson in jo imenuje "Najprej kolena - potem kolki" (first knee - then hip). Za osebo AK je značilno zelo hitro vstajanje, velike končne hitrosti v kolenskih sklepih (slika 4.5 C) in uporaba opore nog po dvigu telesa v izravnano držo (slika 4.6 H).

Primer paraplegične osebe TM je podoben primeru vstajanja ZJ. Oseba ima višjo lezijo poškodbe in že dalj časa pred meritvijo ni uporabljala stimulacije, zato tudi ni sposobna razviti omembe vrednih momentov v kolenskih sklepih. Ekstenzija spodnjih ekstremitet je dosežena predvsem z delovanjem gornjih ekstremitet. Značilno za vstajanje TM je daljši čas vstajanja (več kot 4 sekunde) in veliko vložene energije v vsak poskus vstajanja. Oseba je šibkejša v rokah. S slike 4.9 C so razvidni večji pasivni momenti v kolkih in lumbosakralnem sklepu, ki nasprotujejo ekstenziji. Oseba tudi v

izravnanim položaju ne uporablja podpore nog v večji meri.

Paraplegična oseba ZB je primer bolnika z višjo lezijo poškodbe in večjo telesno težo. Navkljub temu je oseba v dobri fizični kondiciji in redno uporablja električno stimulacijo. V kolenskih sklepih generira momente do 20 Nm (slika 4.12 B). Proces vstajanja je zaključen prej kot v dveh sekundah. Pristop k vstajanju je podoben pristopu osebe AK, kjer večino teže trupa v nagnjenem položaju prevzamejo roke, momenti v kolenu pa medtem iztegujejo spodnje ekstremitete. Ko so noge blizu ali v iztegnjenem položaju se s silo teže obremenijo tudi te. Za osebo ZB je značilna C stoja (hiperekstenziji kolkov) v izravnanim položaju. Zanimive pa so sile ramen v horizontalni smeri pred pričetkom dvigovanja (slika 4.12 F), ki kažejo, da se oseba najprej za ročaje potegne anteriorno in potem na ročajih tudi zavira.

Oseba BJ vstaja iz sedečega v stoječi položaj skoraj šest sekund. Zanimivo pri vstajanju osebe BJ je, da v začetni fazi dvigovanja dvigujejo telo predvsem roke, ko pa so spodnje ekstremitete iztegnjene približno za polovico, oseba razvije znatne momente v kolenih (tudi do 40 Nm - slika 4.15 B). Ti momenti v drugi polovici procesa vstajanja močno pripomorejo k dviganju telesa in razbremenitvi gornjih ekstremitet. To je razvidno iz vertikalnih komponent sil v ramenskem in v kolčnem sklepu (sliki 4.15 E in H). Vertikalna sila v kolčnem sklepu deluje najprej v pozitivni smeri, kar pomeni, da trup vleče spodnje ekstremitete navzgor, nato pa preide v negativno smer, kar kaže na to, da spodnje ekstremitete pomagajo pri dvigovanju trupa. Pri vstajanju osebe BJ so opazni močnejši spazmi, ki so razvidni tudi v momentu sklepa gležnja (slika 4.15 A) in večjih nihanjih ostalih momentov spodnje ekstremitete.

Primer vstajanja osebe MK je primer vstajanja telesno dobro pripravljene osebe. Hipen močan dvig na rokah omogoči kolenom hitro ekstenzijo, ki je povzročena s FES. Ko so ekstremitete v ekstenziji, gre tudi trup v C stojo in izvede se prenos teže na spodnje ekstremitete.

Paraplegična oseba MT navkljub višji leziji poškodbe hrbtenjače predstavlja primer lepo izvedenega manevra vstajanja. Oseba že pet let redno trenira z uporabo FES. Oseba ne vstaja tako hipoma, kot nekateri prejšnji primeri, ampak s hitrostjo podobno normalni. Primer vstajanja osebe MT je primer, kjer FES znatno pripomore k razbremenjevanju gornjih ekstremitet. Kolenski momenti so že ob razbremenitvi stola maksimalnih vrednosti in potem med dvigovanjem trupa prevzemajo obremenitev gornjih ekstremitet (slika 4.21 B, E in H). Značilno za vstajanje osebe MT je tudi rahel poteg trupa anteriorno pred pričetkom vstajanja (slika 4.21 F).

Poseben primer strategije vstajanja je primer vstajanja paraplegične osebe SB. Oseba SB vstaja na način, ki spominja na vstajanje zdravih oseb. Njen začetni položaj je drugačen, saj sedi na stolu bolj nazaj in začne vstajanje z močnim zanihajem trupa anteriorno. Sunkovit poteg za ročaje hodulje je razviden s slike 4.24 F. Po močni opori

na ročaje hodulje oseba vstane vertikalno z razmeroma veliko obremenitvijo rok in manjšo obremenitvijo spodnjih ekstremitet. Oseba prenese težo na spodnje ekstremitete, šele ko je telo že v pokončni drži.

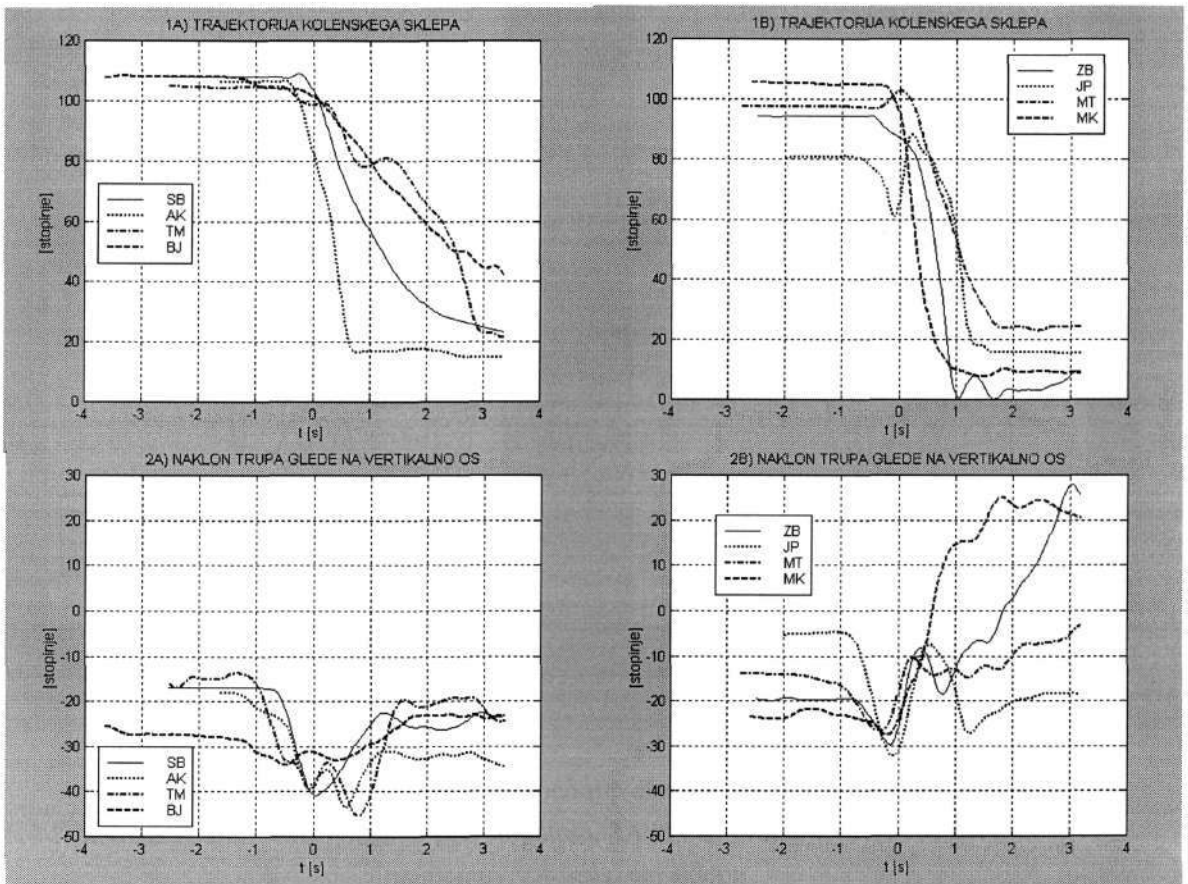
Iz rezultatov je razvidno, da med osmimi paraplegičnimi osebami, ki so sodelovale v študiji obstoječega vstajanja lahko glede na strategijo vstajanja, ki jo oseba prakticira, ločimo štiri vzorce vstajanja paraplegičnih oseb. V prvo skupino uvrščamo osebe, ki pretežno vstajajo s pomočjo rok. Njihove mišice ekstenzorjev kolen niso sposobne razviti omembe vrednih momentov v kolenu, tako da večji del dvižnih sil trupa zagotavljajo z gornjimi ekstremitetami. Spodnjih ekstremitet ne obremenijo niti po dosegu izravnane drže. V to skupino sodita osebi ZJ in TM. V drugo skupino uvrščamo osebe, ki pri vstajanju še vedno pretežno uporabljajo sile rok za vertikalni dvig telesa, a jim funkcionalna električna stimulacija koristno služi za hitro ekstenzijo neobremenjenih spodnjih ekstremitet, ki jih v zadnji fazi zaklenjene v hiperekstenziji kolen uporabijo za prevzem teže telesa. V to skupino sodijo osebe AK, ZB in MK. V tretjo skupino uvrščamo osebe, katerih s FES vzbujeni momenti v kolenskih sklepih aktivno pripomorejo pri razbremenjevanju gornjih ekstremitet, tako pri dvigovanju teže telesa kot kasneje v izravnani drži. V naši skupini testnih paraplegičnih oseb smo izmerili dva takšna primera. Primer osebe MT je vstajanje normalne hitrosti, z dobro sinhronizacijo stimulacije in procesa vstajanja, medtem ko je primer osebe BJ primer z daljšim trajanjem vstajanja z vzbuditvijo momentov šele v drugi polovici dvigovanja.

V tabeli 4.1 so predstavljene maksimalne vrednosti obremenitev sklepov pri vstajanju osmih paraplegičnih oseb. V tabeli so navedene vrednosti, ki so povprečene čez vse merilne teke, skupaj s podatkom o standardni deviaciji. Vrednosti so izračunane za interval od pričetka vstajanja do faze stabilizacije, ko se smatra, da je oseba že dosegla izravnano držo.

MAKS. VREDNOST ± STD. DEVIACIJA	ZJ	AK	TM	ZB	BJ	MK	MT	SB
MOMENT V GLEŽNJU [Nm]	9.8 ± 1.1	18.5 ± 2.1	7.4 ± 0.8	17.6 ± 1.3	14.1 ± 1.5	8.6 ± 0.6	15.9 ± 3.9	15 ± 0.6
MOMENT V KOLENU [Nm]	-1.3 ± 1.6	-22.4 ± 1.8	-8.0 ± 1.9	-17.4 ± 2.2	-14.1 ± 4.4	-9.6 ± 1.8	-15.4 ± 2.3	-10.9 ± 1.6
MOMENT V KOLKU [Nm]	-0.7 ± 0.7	-14.1 ± 3.4	-18.3 ± 3.3	-11.2 ± 2.4	-17.6 ± 7.2	-9.0 ± 1.6	-12.9 ± 2.5	19.7 ± 3.9
MOMENT V LUMBO- SAKRALNEM SKLEPU [Nm]	1.7 ± 5.5	-17.2 ± 6.9	-27.4 ± 7.4	-24.8 ± 8.8	-40.4 ± 15.1	-18.5 ± 3.8	-18.6 ± 4.2	38 ± 7.2
VERTIKALNA SILA V RAMI [N]	230.9 ± 8.9	235.1 ± 25.6	226.6 ± 15.7	343.4 ± 13.4	306.8 ± 10.9	237.8 ± 8.9	279.4 ± 13.6	223.6 ± 13.5
HORIZONTALNA SILA V RAMI [N]	28.5 ± 10.5	36.5 ± 7.0	32.7 ± 9.0	53.0 ± 12.4	33.8 ± 5.3	22.3 ± 4.9	44.8 ± 6.6	43.3 ± 7.6
MOMENT V RAMI V SAGITALNI RAVNINI [Nm]	-34.2 ± 4.6	-25.4 ± 4.6	-37.6 ± 8.0	-35.3 ± 5.7	-30.2 ± 2.5	-17.5 ± 6.5	-19.9 ± 4.9	-21.5 ± 4.4

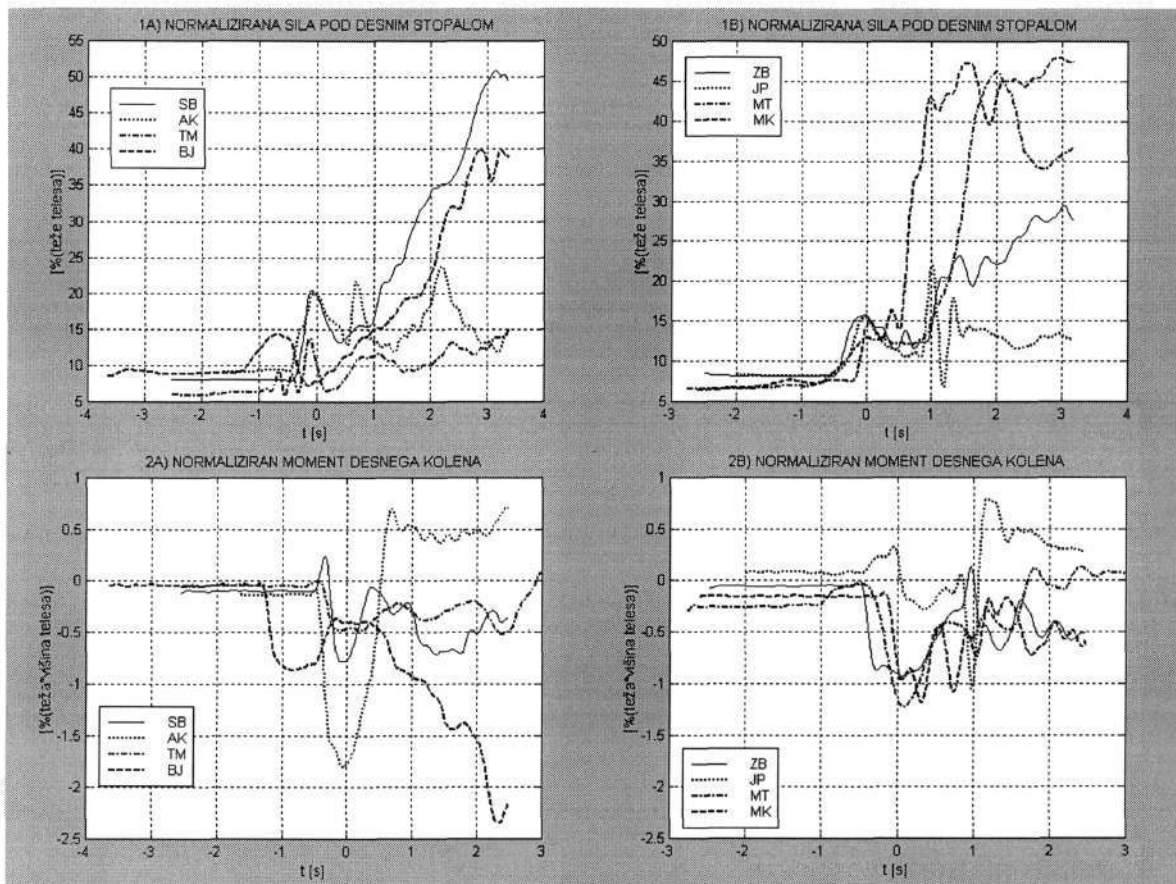
Tabela 4.1: Maksimalne vrednosti kinetičnih parametrov obremenitev sklepov, predstavljene za osem paraplegičnih oseb v obliki povprečnih vrednosti preko vseh merilnih tekov.

Na slikah 4.25 - 4.28 podajamo primerjavo trajektorij kinetičnih in dinamičnih parametrov med posameznimi osebami. Da so trajektorije momentov in sil medsebojno primerljive, so vrednosti normirane na težo telesa osebe pri silah, oziroma na produkt teže in višine telesa pri momentih. Na sliki 4.25 najprej podajamo primerjavo trajektorij kotov kolenskega sklepa (1A in 1B) ter primerjavo kotov nagiba trupa proti vertikalni osi (2A in 2B). Na sliki 4.26 je z vidika obremenitve kolenskega sklepa in prevzema obremenitve gornjih ekstremitet, prikazana normalizirana sila pod desnim stopalom (1A in 1B) ter normalizirani moment v desnem kolenu (2A in 2B). Slika 4.27 podaja obremenitve gornjih ekstremitet med vstajanjem, ponazorjene z obremenitvijo ramenskega sklepa. Podane so primerjave med vertikalnimi in horizontalnimi komponentami sil ramena ter momenta v ramenskem sklepu, ki deluje v sagitalni ravnini. Na sliki 4.28 pa je predstavljena primerjava med vstajajočimi osebami glede na gibalno količino, ki jo imajo med vstajanjem skupaj segmenti rok, trupa in glave (skupino segmentov označimo s kratico HAT). Predstavljeni sta horizontalna komponenta (1A in 1B) ter vertikalna komponenta gibalne količine (2A in 2B). Komponenti gibalne količine predstavljata merilo, koliko dinamičnih vztrajnostnih komponent gibanja uporabljajo osebe med vstajanjem. Iz slike je razvidno, da nekatere osebe (npr. SB in ZB) še pred izgubo dotika s stolom, z nagibanjem trupa generirajo horizontalno gibalno količino, ki pripomore pri prenosu težišča telesa anteriorno.



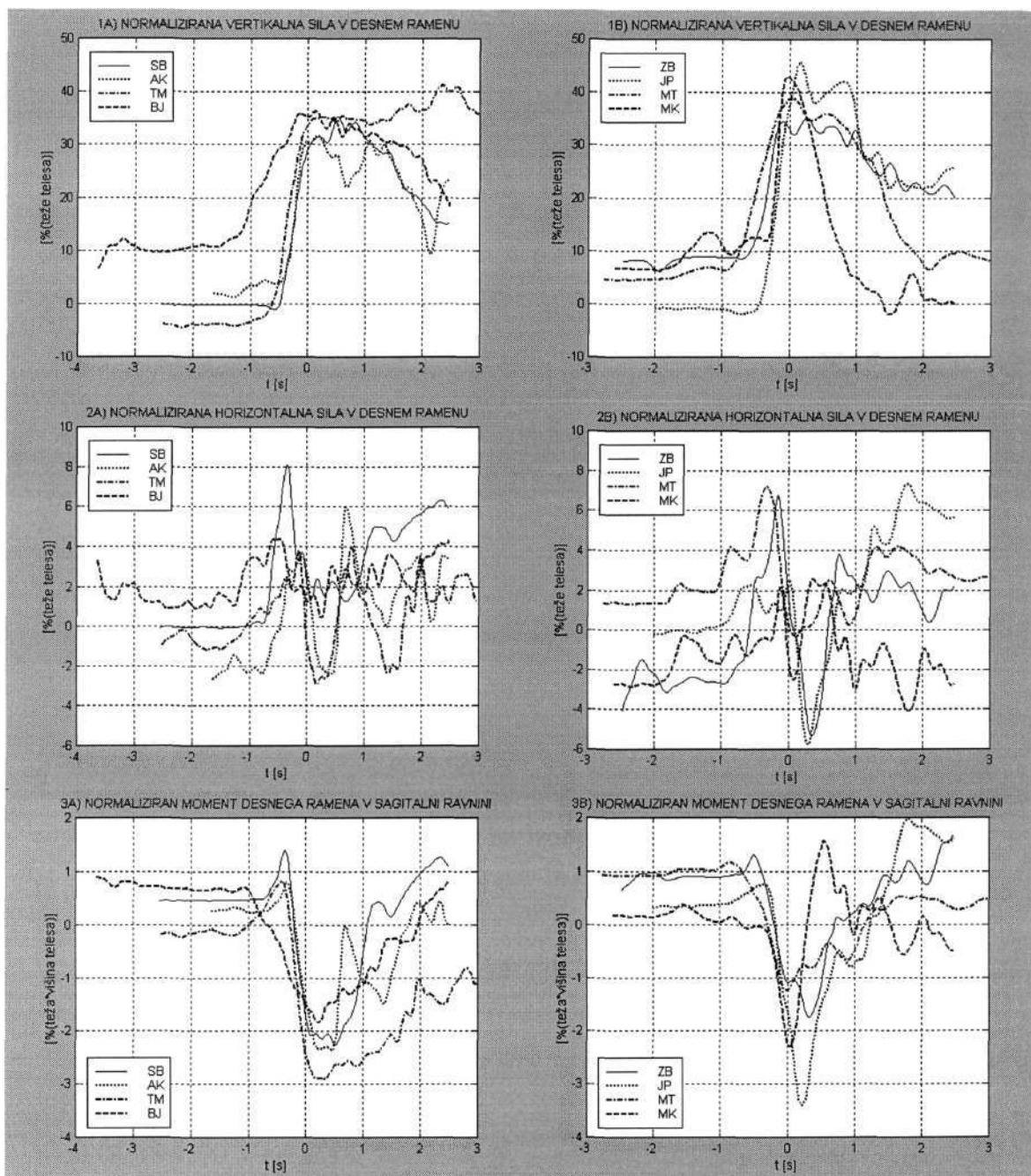
Slika 4.25: Primerjava kinetičnih parametrov kota kolena in kota nagiba trupa med posameznimi paraplegičnimi pacienti





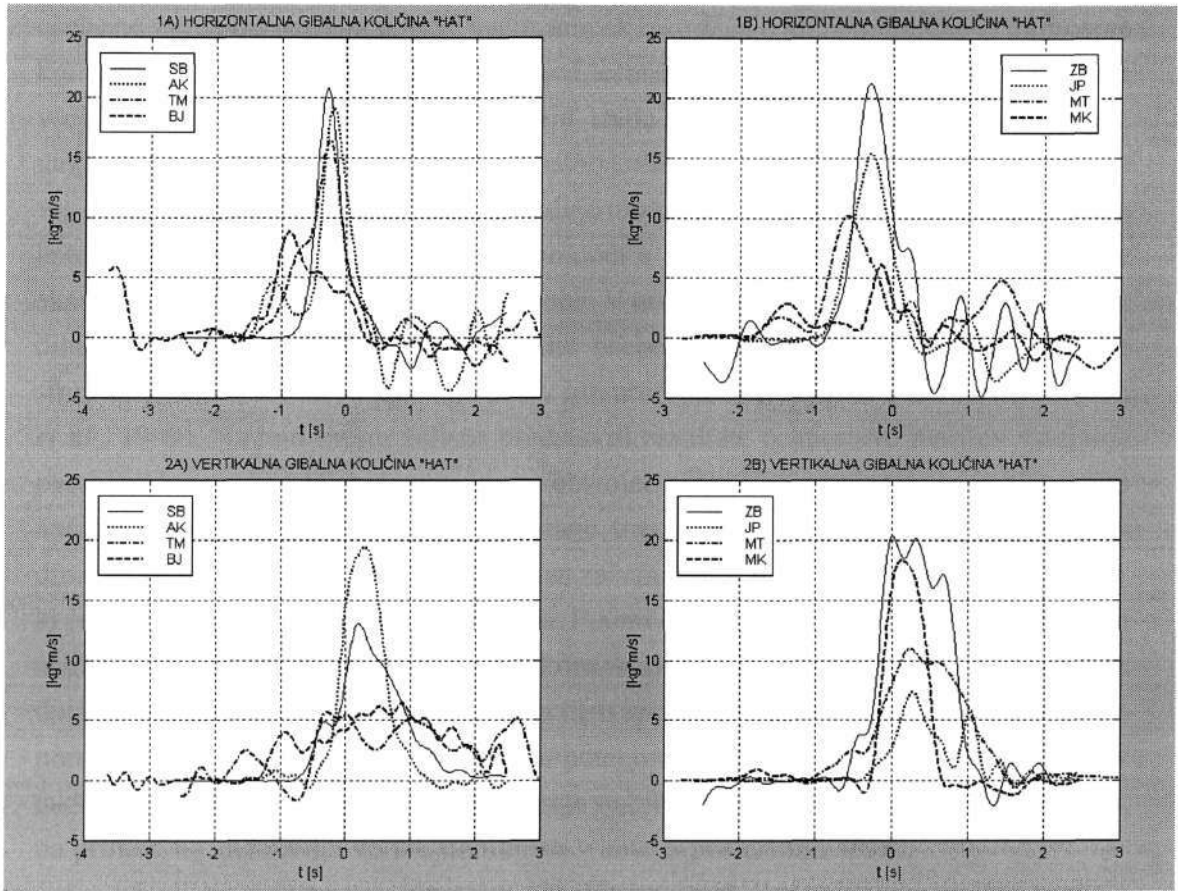
Slika 4.26: Primerjava obremenitev spodnjih ekstremitet: 1A in 1B: primerjava normaliziranih reakcijskih sil pod stopalom; 2A in 2B: primerjava normaliziranih momentov v kolenskem sklepu





Slika 4.27: Primerjava obremenitev gornjih ekstremitet:

- 1A in 1B: primerjava normaliziranih ramenskih sil v vertikalni smeri;
- 2A in 2B primerjava normaliziranih ramenskih sil v horizontalni smeri;
- 3A in 3B primerjava normaliziranih momentov desnega ramena izraženih v sagitalni ravnini

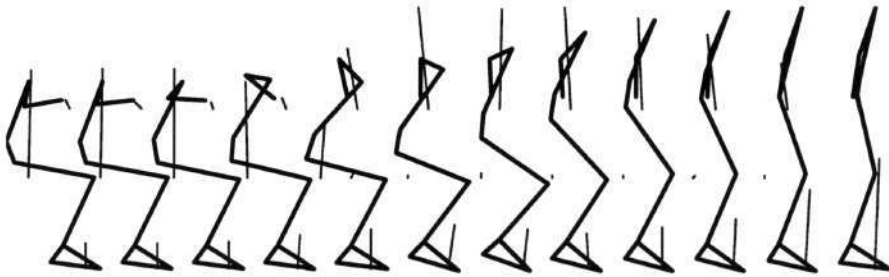


Slika 4.28: Primerjava vertikalnih in horizontalnih komponent gibalne količine skupine segmentov rok, trupa in glave med vstajanjem.

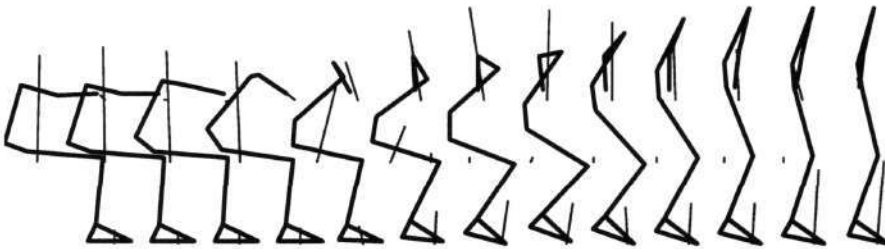
## 4.2 Dinamični način vstajanja pri paraplegičnih osebah

Iz meritev obstoječega načina vstajanja se je pokazalo, da nekatere paraplegične osebe ne vstajajo strogo na statični način, ampak izkoriščajo tudi dinamične vztrajnostne komponente gibanja trupa. Nekateri izmed testnih oseb (npr. SB) vstajajo na način, ki vsebuje dinamične komponente gibanja trupa v začetni fazi vstajanja. Oseba z nagibanjem trupa anteriorno generira gibalno količino. Ker ta način močno spominja na vstajanje zdravih oseb, nas je zanimalo, ali je možno z vpeljavo dinamičnega giba trupa anteriorno v začetni fazi vstajanja pripomoči k razbremenitvi spodnjih ali zgornjih ekstremitet pri vstajanju paraplegične osebe. V ta namen je bil načrtan direktni planarni dinamični model vstajajoče paraplegične osebe in hipoteza preverjena s pomočjo simulacij. Rezultate si je moč ogledati v literaturi (Kuželički *et al.*, 1998 in Kuželički *et al.*, 1999). Na tem mestu želimo predstaviti rezultate primerjave meritev vstajanja paraplegične osebe MT, ki je vstajala na obstoječ način FES vstajanja ter na dinamični način. Obstoječi način je bil že obširneje predstavljen v prejšnjem razdelku. Pri dinamičnem načinu pa gre za bolj izravnani začetni položaj paraplegične osebe na stolu, ki je pomaknjena proti zadnji strani stola. Potem oseba opravi čim močnejši in hitrejši nagib trupa v anteriorni smeri pred pričetkom vstajanja. Zaradi paraliziranosti spodnjega dela telesa paraplegične osebe tega giba niso sposobne opraviti z mišicami trupa. To pomanjkljivost paraplegiki nadomeste s potegom za ročaje opornega pripomočka, v takšni meri kolikor to dopušča zagotavljanje stabilnosti opornega pripomočka. Hodulja, na primer, ne zagotavlja velike stabilnosti v antero-posteriorni smeri.

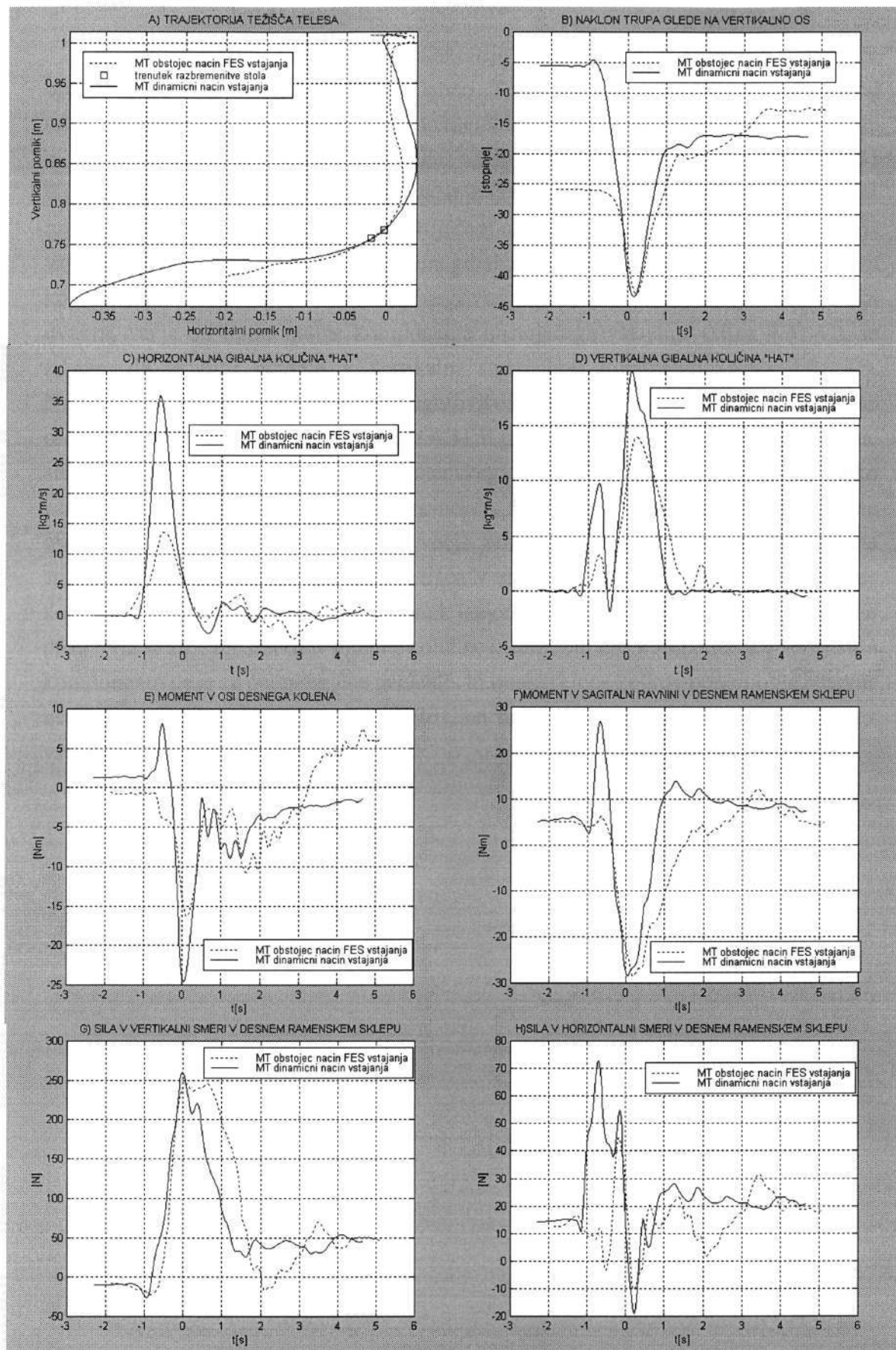
S ciljem preverjanja hipoteze o razbremenitvah sklepov paraplegične osebe z vpeljavo dinamičnih komponent v vstajanje, je bila oseba MT naprošena, da, čeprav tega ni vajena, poskuša vstati na opisni dinamični način. Po nekaj poskusnih merilnih tekih so bili opravljeni trije uspešni merilni teki dinamičnega vstajanja. Na slikah 4.29 in 4.30 sta z uporabo paličnega modela predstavljeni ponazoritvi obstoječega načina vstajanja in dinamičnega vstajanja paraplegične osebe MT skupaj s ponazoritvijo podpornih sil.



Slika 4.29: Obstoječi način FES vstajanja



Slika 4.30: Dinamični način FES vstajanja



Slika 4.31: Primerjava kinematičnih in kinetičnih parametrov obstoječega FES načina vstajanja ter dinamičnega FES načina vstajanja

S slike 4.31 A, ki prikazuje trajektorijo težišča telesa, je razvidno, da težišče opravi daljšo trajektorijo v anteriorni smeri. To je razumljivo, saj je začetni položaj telesa na stolu drugačen. Trenutek razbremenitve stola se dogodi približno na enakem mestu in v enakem času. Zanimiv je prikaz naklona trupa proti vertikalni osi (slika 4.31 B). Pri dinamičnem načinu vstajanja iz skoraj izravnane drže trupa in trup se nagiba do enake vrednosti kot pri obstoječem načinu. Razlika med obema načinoma vstajanja je očitna pri prikazu komponent gibalnih količin trupa, rok in glave. Medtem ko je horizontalna komponenta dinamičnega vstajanja pred razbremenitvijo stola več kot dvakrat večja od horizontalne komponente obstoječega vstajanja (slika 4.31 C), se izkaže, da je tudi gibanje v vertikalni smeri bolj dinamično (slika 4.31 D). Najpomembnejše za FES vstajanje so ugotovitve o obremenitvah sklepov paraplegične osebe pri obeh načinih vstajanja. Slika 4.31 E podaja momente v osi desnega kolena, slike 4.31 F, G in H pa obremenitve ramenskega sklepa. Iz prikazanih rezultatov lahko zaključimo, da dinamični način ne doprinese k razbremenitvam sklepov paraplegične osebe. Obremenitve sklepov so celo večje zaradi bolj dinamičnega gibanja. Edina sprememba se pokaže pri prenosu težišča v anteriorni smeri. Komponenta gibalne količine v horizontalni smeri pripomore k lažjemu premiku trupa in stegen anteriorno proti robu stola. Preusmeritev gibalne količine iz horizontalne komponente v vertikalno komponento pa je za paraplegične paciente, ki imajo sklepe kolkov popolnoma pasivne nemogoča. Enak zaključek je bil ugotovljen tudi v primeru simulacij dinamičnega vstajanja.



## **Poglavje 5**

# **Rezultati analize senzorne informacije pri FES vstajanju**

Poglavje podaja rezultate iskanja minimalnega nabora vhodne senzorne informacije za predlagani sistem vodenja FES vstajanja, ki deluje na osnovi avtomata prehajanja stanj. Na podlagi povratne informacije o stanju biomehanskega sistema vstajajoče osebe se opravlja razpoznavanje faz procesa vstajanja. Z uspešnim razpoznavanjem faz je možno sprotno prilagajati stimulacijske sekvence in s tem izboljšati proces vstajanja paraplegičnih oseb.

Iskanje minimalnega nabora virov povratne informacije za obstoječe FES vstajanje je bilo opravljeno na osnovi rezultatov meritev predstavljenih v prejšnjem poglavju. Kriteriji za izbiro vira povratne informacije so predvsem možnosti praktične tehnične realizacije zajemanja senzornih signalov, ki naj bo za paraplegično osebo enostavno uporabno v vsakdanjem življenju. Pri izbiri senzornega vira pa seveda igra pomembno vlogo tudi statistična pomembnost senzorne informacije za uspešno razpoznavanje faz procesa vstajanja.

## 5.1 Metodologija

Cilj študije povratne informacije pri FES vstajanju paraplegičnih bolnikov je izbrati nabor senzornih sistemov, ki podajajo signifikantno informacijo o procesu vstajanja. V namene evalvacije so bile uporabljene umetne nevronske mreže, ki preslikavajo vhodno informacijo na izhod na podlagi znanja iz procesa učenja. Učna množica vhodnih in izhodnih podatkov je bila pridobljena ob meritvah obstoječega FES vstajanja osmih paraplegičnih bolnikov. Učna množica vhodnih podatkov je sestavljena iz signalov, ki so kandidati za uporabo pri senzorno podprtem vstajanju. Množica izhodnih podatkov uporabljena pri učenju, pa je pridobljena iz kinematičnih meritev vstajanja, ki najnazorneje pokažejo delitev vstajanja na posamezne faze. Kako je določena učna množica izhodnih spremenljivk, je podrobneje predstavljeno v razdelku 3.2. Vsaka meritev vstajanja posamezne paraplegične osebe je vsebovala pet merilnih tekov. Kot vhodni podatki so služile naslednje vrednosti, ki jih imenujemo z oznakami zapisanimi s poudarjenim tiskom:

- **F1x, F1y in F1z** - komponente reakcijske sile pod desnim stopalom. Vrednosti so podane v  $N$ .
- **F3x, F3y in F3z** - komponente reakcijske sile pod stolom. Vrednosti so podane v  $N$ .
- **F9x, F9y in F9z** - komponente reakcijske sile desnega ročaja podpornega pripomočka za roke. Vrednosti so podane v  $N$ .
- **M9x, M9y in M9z** - komponente momenta, ki deluje na desni ročaj podpornega pripomočka za roke. Vrednosti so podane v  $Nm$ .
- **CPx in CPy** - komponenti položaja prijemališča podporne sile pod podplatom, izraženi v procentih dolžine in procentih širine celotnega stopala. Vrednosti leže v področju med 0 in 1.
- **AR** - informacija o področju podplata, kjer se trenutno nahaja prijemališče podporne sile. Vhodne vrednosti, ki ponazarjajo področja podplata s slike 3.2, imajo tri stanja z imeni: "medialis", "lateralis" in "tibialis".
- **$\Phi$  GLEŽ** - kot gležnja, izražen v radianih.
- **$\Phi$  KOL** - kot kolena, izražen v radianih.
- **$\Phi$  TRUPA** - naklon trupa glede na vertikalno os, izražen v radianih.
- **ACCy in ACCz** - linearna pospeška težišča trupa v vertikalni in horizontalni smeri.

Z matematično operacijo odvajanja so bili pridobljeni dodatni vhodni signali:

- **dF1x, dF1y in dF1z** - odvodi komponent reakcijskih sil pod desnim stopalom,
- **dF3x, dF3y in dF3z** - odvodi komponent reakcijskih sil pod stolom,

- $dF9x$ ,  $dF9y$  in  $dF9z$  - odvodi komponent reakcijskih sil desnega ročaja podpornega pripomočka za roke,
- $dM9x$ ,  $dM9y$  in  $dM9z$  - odvodi komponent momenta, ki deluje na desni ročaj podpornega pripomočka za roke.

Pri učenju so bili uporabljeni naslednji izhodni parametri:

- **FAZA** - informacija o fazi procesa vstajanja - izhodni parameter s šestimi heurističnimi stanji, imenovanimi glede na sliko 3.7: "sedenje", "priprava", "razbremenjevanje", "dvig", "stabilizacija" in "stoja",
- **AKTIVNOST** - informacija o aktivnosti procesa vstajanja - izhodni parameter s petimi heurističnimi stanji, imenovanimi glede na sliko 3.7: "sedenje", "opora", "pospeševanje", "zaviranje" in "stoja",
- **COMy** in **COMz** - horizontalna in vertikalna komponenta trajektorije težišča telesa v sagitalni ravnini. Obe komponenti sta podani v *mm*.

Množica vhodnih parametrov obsega signale, ki jih je možno pridobiti s senzornimi sistemi med vstajanjem paraplegične osebe. Nekateri parametri reakcijske sile pod stopalom so lahko merljivi z umetnim senzorjem v obliki vložka za čevlje ali pridobljeni iz naravnih senzornih signalov. Podporne sile pod stolom in pod rokami je moč zajemati z večdimenzijskimi senzorji sil vgrajenimi v konstrukcijo okvirjev pripomočkov. Za eventualne dodatne vire senzorne informacije pa se nam je, v kombinaciji s podpornimi silami, zdelo smiselno opraviti primerjavo z informacijo goniometričnih meritev kota gležnja in kolena, ki se v laboratorijskih okoljih večkrat uporabljajo, ter z informacijo inklinometra in pospeškomerov, ki so lahko nameščeni na trupu paraplegične osebe.

Množico vhodnih parametrov smo razdelili v devet skupin. Vsaka skupina zajema svojo podmnožico vhodnih parametrov. Prva skupina zajema vse signale podpornih sil, ki jih je teoretično možno izmeriti.

**Skupina 1:** Vhodni parametri so vse komponente reakcijskih sil pod rokami, pod nogami in pod stolom ( $F1x$ ,  $F1y$ ,  $F1z$ ,  $F3x$ ,  $F3y$ ,  $F3z$ ,  $F9x$ ,  $F9y$ ,  $F9z$ ), momenti, ki delujejo na ročaju hodulje ( $M9x$ ,  $M9y$ ,  $M9z$ ), in informacija o položaju prijemališča sile pod podplatom ( $CPx$ ,  $CPy$  in  $AR$ ).

Ker za paraplegično osebo ni nujno, da vstaja vedno z istega stola, in ker se od stola tudi oddalji, je za praktično uporabo v prvi vrsti neprimerno merjenje podpornih sil na stolu. Zato so v drugi skupini izključeni signali podporne sile stola, hkrati pa so, ker je vstajanje dinamični proces, dodani odvodi komponent podpornih sil, ki jih pridobimo z matematično operacijo odvajanja. Operacija odvajanja v že po naravi šumne signale podpornih sil vnaša še dodaten šum, a je ob uporabi filtriranja pridobljena pomembna

informacija o hitrosti sprememb v sistemu.

**Skupina 2:** Vhodni parametri so vse komponente reakcijskih sil pod rokami in pod nogami skupaj z odvodi ( $F_{1x}$ ,  $F_{1y}$ ,  $F_{1z}$ ,  $F_{9x}$ ,  $F_{9y}$ ,  $F_{9z}$ ,  $dF_{1x}$ ,  $dF_{1y}$ ,  $dF_{1z}$ ,  $dF_{9x}$ ,  $dF_{9y}$ ,  $dF_{9z}$ ), momenti, ki delujejo na ročaju hodulje skupaj z odvodi ( $M_{9x}$ ,  $M_{9y}$ ,  $M_{9z}$ ,  $dM_{9x}$ ,  $dM_{9y}$ ,  $dM_{9z}$ ) in informacija o položaju prijemališča sile pod podplatom ( $CP_x$ ,  $CP_y$  in  $AR$ ).

Merjenje strižnih komponent reakcijske sile pod podplatom z obstoječo tehnologijo merilnih vložkov danes še ni ustrezno rešeno. Zato tretja skupina izmed signalov druge skupine izključuje le te.

**Skupina 3:** Vhodni parametri so vse komponente reakcijskih sil pod rokami in samo vertikalne komponente pod nogami skupaj z odvodi ( $F_{1z}$ ,  $F_{9x}$ ,  $F_{9y}$ ,  $F_{9z}$ ,  $dF_{1z}$ ,  $dF_{9x}$ ,  $dF_{9y}$ ,  $dF_{9z}$ ), momenti, ki delujejo na ročaju hodulje skupaj z odvodi ( $M_{9x}$ ,  $M_{9y}$ ,  $M_{9z}$ ,  $dM_{9x}$ ,  $dM_{9y}$ ,  $dM_{9z}$ ), in informacija o položaju prijemališča sile pod podplatom ( $CP_x$ ,  $CP_y$  in  $AR$ ).

Instrumentalizacija opornega pripomočka za roke je, z vidika tehnične kompleksnosti senzorja in povezave s stimulatorjem, najenostavnejše izvedljiva za primer merjenja samo vertikalne komponente podporne sile. Dokaj enostavno in poceni je kot senzor moč uporabiti enodimenzionalno pritiskovno celico in izvesti enokanalno brezžično povezavo s krmilnim sistemom stimulatorja. Zato skupina štiri vključuje le vertikalni komponenti podpornih sil pod nogami in rokami (skupaj z odvodi) in dodatno informacijo izpod podplatov.

**Skupina 4:** Vhodni parametri sta vertikalni komponenti reakcijskih sil pod rokami in pod nogami skupaj z odvodi ( $F_{1z}$ ,  $F_{9z}$ ,  $dF_{1z}$ ,  $dF_{9z}$ ) in informacija o položaju prijemališča sile pod podplatom ( $CP_x$ ,  $CP_y$  in  $AR$ ).

V praksi najbolj uporabna je varianta, ki uporablja samo senzorje pod podplati. Zato skupina pet vključuje le senzorne signale pridobljene izpod podplatov.

**Skupina 5:** Vhodni parametri so vertikalna komponenta reakcijske sile pod nogami skupaj z odvodom ( $F_{1z}$ ,  $dF_{1z}$ ) in informacija o položaju prijemališča sile pod podplatom ( $CP_x$ ,  $CP_y$  in  $AR$ ).

Ker senzornem vodenju FES vstajanja ni omejeno na uporabo samo signalov podpornih

sil je zanimivo preveriti, kakšne so lastnosti sistema v kombinaciji zajemanja informacije pod podplatom in drugih oblik senzornih sistemov. Šesta skupina preverja kombinacijo senzorja pod podplati z goniometrom, nameščenim na gleženjski sklep.

**Skupina 6:** Vhodni parametri so vertikalna komponenta reakcijske sile pod nogami ( $F_{1z}$ ), informacija o položaju prijemališča sile pod podplatom ( $CP_x$ ,  $CP_y$  in  $AR$ ) in kot gleženjskega sklepa ( $\Phi$  GLEŽ).

Sedma skupina preverja kombinacijo senzorja pod podplati in goniometra, nameščenega na sklepu kolena. Dodana je še informacija o hitrosti gibanja sklepa kolena in o hitrosti spremembe vertikalne komponente podporne sile pod podplati.

**Skupina 7:** Vhodni parametri so vertikalna komponenta reakcijske sile pod nogami skupaj z odvodom ( $F_{1z}$ ,  $dF_{1z}$ ), informacija o položaju prijemališča sile pod podplatom ( $CP_x$ ,  $CP_y$  in  $AR$ ) in kot kolenskega sklepa skupaj z odvodom ( $\Phi$  KOL,  $d\Phi$  KOL).

Osma skupina preverja kombinacijo merjenja podpornih sil pod podplati in inklinometra nameščenega na trup paraplegične osebe.

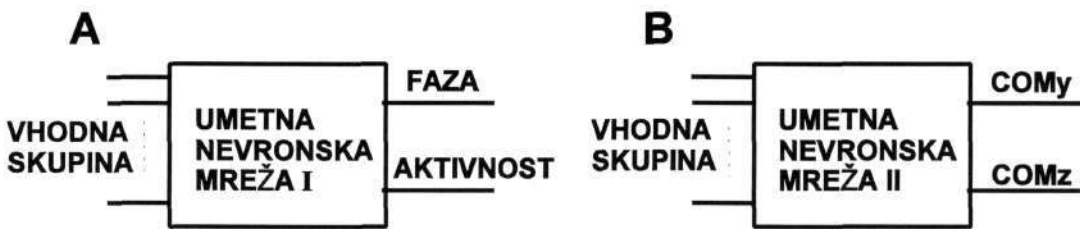
**Skupina 8:** Vhodni parametri so vertikalna komponenta reakcijske sile pod nogami ( $F_{1z}$ ), informacija o položaju prijemališča sile pod podplatom ( $CP_x$ ,  $CP_y$  in  $AR$ ) in naklonski kot trupa paraplegične osebe ( $\Phi$  TRUP).

Deveta skupina preverja kombinacijo merjenja podpornih sil nog in dvodimenzijskega pospeškometra nameščenega na trup paraplegične osebe.

**Skupina 9:** Vhodni parametri so vertikalna komponenta reakcijske sile pod nogami ( $F_{1z}$ ), informacija o položaju prijemališča sile pod podplatom ( $CP_x$ ,  $CP_y$  in  $AR$ ) in komponenti linearnega vertikalnega in horizontalnega pospeška težišča trupa paraplegične osebe ( $ACC_y$ ,  $ACC_z$ ).

Devet skupin vhodnih signalov, kandidatov za uporabo pri senzorno podprtem krmiljenju FES vstajanja, je bilo analiziranih s pomočjo programskega paketa Predict<sup>TM</sup>. Programski paket je bil obširneje predstavljen v poglavju 3. Vsaka skupina je bila uporabljena kot vhodni nabor signalov pri učenju nevronske mreže, da se ta nauči razpoznati fazo vstajanja, aktivnost vstajanja in določiti komponenti trajektorije težišča telesa. Programski paket v vsaki skupini na podlagi optimizacije z genetskimi algoritmi dodatno izloči vir vhodne informacije, ki statistično ni pomemben za predikcijo izhoda.

Kako dobro je mogoče naučiti nevronske mreže oziroma kako dober prediktor izhoda je nevronska mreža, je merilo, ki je služilo za evalvacijo posamezne skupine vhodnih parametrov. Za vsako skupino vhodnih parametrov sta bili naučeni dve nevronske mreže. Prva, z dvema heurističnima izhodoma (**FAZA** in **AKTIVNOST**), na podlagi stanja vhodnih podatkov določa fazo in aktivnost med vstajanjem. Druga, z dvema zveznima izhodoma (**COMy** in **COMz**) določa zvezno preslikavo med vhodnimi podatki in trajektorijo težišča. Razmere opisuje slika 5.1.



Slika 5.1: Preslikave z dvema nevronske mreže v študiji vstajanja paraplegičnih oseb  
 a) mreža z dvema diskretnima izhodoma; b) mreža z dvema zveznima izhodoma

Za vsakega paraplegičnega pacienta, ki je sodeloval v analizi vstajanja, je učna množica podatkov za učenje posamezne nevronske mreže temeljila na petih merilnih tekih vstajanja. Mreža je bila učena z izhodnimi parametri, ki so bili določeni na podlagi kinematičnih parametrov vstajanja. Tako je bilo za vsakega pacienta naučenih devet nevronske mreže, ki razpoznavajo fazo in aktivnost vstajanja, ter devet nevronske mreže, ki določajo trajektorijo težišča telesa. Analiza vhodnih podatkov, konstrukcija in učenje posamezne nevronske mreže traja na osebni računalniku, opremljenim s procesorjem Pentium (200 MHz) približno dve uri.



## 5.2 Rezultati razpoznavanja faz in aktivnosti procesa vstajanja

Rezultati za vsako vhodno skupino podatkov vključujejo dve tabeli. Vsaka vhodna skupina je testirana na meritvah vstajanja osmih pacientov. Prva tabela podaja rezultate iskanja genetskega algoritma, ki iz nabora kandidatov izključi vhodne signale, ki so nepomembni. V prvi tabeli velike črke označujejo:

- I - signal je izbran za vhod,
- V - signal je ob analizi zavržen kot statistično nepomemben,
- A - signal je ob analizi zavržen kot neuporaben (manjkajoči podatki ali konstantna vrednost).

Druga tabela podaja lastnosti naučene nevronske mreže. Ker gre pri razpoznavanju faz za problem razvrščanja v več stanj je delovanje nevronske mreže ocenjevano s faktorjem zanesljivosti, ki podaja procentualno verjetnost pravilnega zadetka faze oziroma aktivnosti. Poleg faktorja zanesljivosti je podan tudi faktor relativne entropije, ki je mera relativne nedoločenosti izhodne množice glede na vhodno referenčno množico. Faktor podaja razmerje med številoma primerov, ki so izmed celotne množice testnih primerov razpoznani nepravilno in pravilno (Michalski *et al.*, 1998). Tabela podaja tudi povprečne vrednosti za vseh osem pacientov.

### Skupina 1

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1x	F1y	F1z	F3x	F3y	F3z	F9x	F9y	F9z	M9x	M9y	M9z
ZJ	A	I	V	I	I	I	I	V	I	V	I	I	I	I	V
AK	I	I	I	V	I	I	I	V	I	I	V	I	I	I	I
TM	I	V	I	I	I	I	I	I	I	I	V	I	I	I	I
ZB	A	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	V	I
BJ	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I
MK	V	V	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I
MT	V	I	I	V	V	V	I	V	I	I	V	I	I	I	V
SB	A	V	I	I	V	I	I	V	V	I	V	I	I	I	V

Tabela 5.1: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov prve skupine

Oseba	FAZA		AKTIVNOST	
	Zanesljivost	Rel. Entropija	Zanesljivost	Rel. Entropija
ZJ	0.89	0.13	0.89	0.13
AK	0.92	0.13	0.91	0.15
TM	0.92	0.10	0.94	0.07
ZB	0.88	0.13	0.89	0.14
BJ	0.85	0.16	0.86	0.18
MK	0.96	0.08	0.96	0.08
MT	0.91	0.10	0.86	0.15
SB	0.95	0.08	0.96	0.07
POVP	0.91	0.114	0.909	0.121

Tabela 5.2: Lastnosti nevronske mreže pri prepoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ob množici vhodnih podatkov iz prve skupine

## Skupina 2

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1x	F1y	F1z	F9x	F9y	F9z	M9x	M9y	M9z
ZJ	A	I	V	I	I	I	I	I	V	V	I	V
AK	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I
TM	V	I	I	V	V	I	I	V	I	I	I	I
ZB	I	V	I	I	I	I	V	I	I	I	V	I
BJ	V	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I
MK	A	V	I	I	I	I	V	V	I	I	V	I
MT	I	I	I	I	I	I	I	V	I	I	I	I
SB	A	I	I	I	I	I	I	I	I	V	I	V

Oseba	dF1x	dF1y	dF1z	dF9x	dF9y	dF9z	dM9x	dM9y	dM9z
ZJ	V	V	I	I	V	I	I	V	V
AK	I	V	V	V	V	V	I	I	V
TM	V	I	V	V	V	I	I	V	I
ZB	I	I	I	I	I	I	I	I	V
BJ	I	I	V	I	V	I	I	V	I
MK	I	V	I	V	V	I	V	I	V
MT	V	V	I	V	V	V	I	V	V
SB	V	V	V	I	I	I	V	I	V

Tabela 5.3: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov druge skupine

Oseba	FAZA		AKTIVNOST	
	Zanesljivost	Rel. Entropija	Zanesljivost	Rel. Entropija
ZJ	0.89	0.11	0.91	0.12
AK	0.94	0.10	0.94	0.09
TM	0.91	0.10	0.94	0.08
ZB	0.82	0.19	0.82	0.20
BJ	0.91	0.09	0.91	0.10
MK	0.96	0.08	0.97	0.07
MT	0.89	0.14	0.82	0.23
SB	0.95	0.09	0.95	0.07
POVP	0.91	0.11	0.91	0.12

Tabela 5.4: Lastnosti nevronske mreže pri prepoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ob množici vhodnih podatkov iz druge skupine

### Skupina 3

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1z	F9x	F9y	F9z	M9x	M9y	M9z
ZJ	A	V	V	V	V	I	I	I	V	V
AK	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I
TM	V	V	I	I	I	I	I	I	I	I
ZB	I	I	I	I	I	I	I	I	I	V
BJ	V	I	I	I	I	I	I	I	I	I
MK	A	V	I	I	V	I	I	I	I	V
MT	V	I	I	I	I	I	I	I	I	V
SB	A	I	I	I	I	I	I	V	I	I

Oseba	dF1z	dF9x	dF9y	dF9z	dM9x	dM9y	dM9z
ZJ	V	V	V	V	V	V	V
AK	V	V	V	I	I	I	V
TM	I	I	V	I	V	V	V
ZB	I	V	I	I	I	I	V
BJ	I	I	I	I	I	V	I
MK	V	V	I	V	I	V	I
MT	V	I	V	V	V	V	V
SB	V	V	V	I	V	V	V

Tabela 5.5: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov tretje skupine

Oseba	FAZA		AKTIVNOST	
	Zanesljivost	Rel. Entropija	Zanesljivost	Rel. Entropija
ZJ	0.88	0.14	0.90	0.15
AK	0.91	0.13	0.88	0.14
TM	0.92	0.09	0.93	0.08
ZB	0.82	0.19	0.82	0.19
BJ	0.94	0.07	0.95	0.06
MK	0.94	0.10	0.96	0.08
MT	0.87	0.14	0.81	0.19
SB	0.92	0.12	0.95	0.13
POVP	0.90	0.12	0.90	0.13

Tabela 5.6: Lastnosti nevronske mreže pri prepoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ob množici vhodnih podatkov iz tretje skupine

## Skupina 4

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1z	F9z	dF1z	dF9z
ZJ	A	I	I	I	I	V	I
AK	V	I	I	I	I	V	I
TM	V	I	I	I	I	I	I
ZB	I	V	I	I	I	I	I
BJ	V	I	I	I	I	V	I
MK	A	I	I	I	I	V	I
MT	V	I	I	I	I	I	I
SB	A	I	I	I	I	V	I

Tabela 5.7: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov četrte skupine

Oseba	FAZA		AKTIVNOST	
	Zanesljivost	Rel. Entropija	Zanesljivost	Rel. Entropija
ZJ	0.84	0.20	0.83	0.20
AK	0.90	0.15	0.86	0.16
TM	0.86	0.15	0.84	0.16
ZB	0.79	0.20	0.79	0.20
BJ	0.86	0.15	0.86	0.13
MK	0.94	0.11	0.95	0.10
MT	0.82	0.17	0.77	0.22
SB	0.90	0.16	0.91	0.12
POVP	0.86	0.16	0.85	0.16

Tabela 5.8: Lastnosti nevronske mreže pri prepoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ob množici vhodnih podatkov iz četrte skupine

## Skupina 5

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1z	dF1z
ZJ	A	I	I	I	I
AK	V	I	I	I	I
TM	I	I	I	I	I
ZB	I	I	I	I	I
BJ	V	I	I	I	I
MK	A	V	I	I	I
MT	V	I	I	I	I
SB	A	I	I	I	I

Tabela 5.9: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov pete skupine

Oseba	FAZA		AKTIVNOST	
	Zanesljivost	Rel. Entropija	Zanesljivost	Rel. Entropija
ZJ	0.80	0.22	0.79	0.23
AK	0.79	0.26	0.79	0.19
TM	0.77	0.20	0.79	0.22
ZB	0.78	0.21	0.80	0.21
BJ	0.83	0.24	0.85	0.23
MK	0.93	0.07	0.96	0.04
MT	0.75	0.24	0.70	0.25
SB	0.89	0.16	0.89	0.15
POVP	0.82	0.20	0.82	0.19

Tabela 5.10: Lastnosti nevronske mreže pri prepoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ob množici vhodnih podatkov iz pete skupine

## Skupina 6

Oseba	AR	CPx	CPy	F1z	o GLEŽ
ZJ	A	I	I	I	I
AK	I	I	I	I	I
TM	I	I	I	I	I
ZB	A	I	I	I	I
BJ	V	I	I	V	I
MK	I	I	I	I	I
MT	V	I	I	I	I
SB	A	I	I	I	I

Tabela 5.11: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov šeste skupine

Oseba	FAZA		AKTIVNOST	
	Zanesljivost	Rel. Entropija	Zanesljivost	Rel. Entropija
ZJ	0.85	0.15	0.85	0.15
AK	0.80	0.17	0.84	0.15
TM	0.80	0.21	0.84	0.22
ZB	0.88	0.10	0.89	0.10
BJ	0.81	0.23	0.81	0.21
MK	0.87	0.16	0.90	0.13
MT	0.78	0.22	0.80	0.24
SB	0.86	0.27	0.89	0.19
POVP	0.83	0.19	0.85	0.18

Tabela 5.12: Lastnosti nevronske mreže pri prepoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ob množici vhodnih podatkov iz šeste skupine

## Skupina 7

Oseba	AR	CP <sub>x</sub>	CP <sub>y</sub>	F1z	dF1z	σ KOL	dσ KOL
ZJ	A	I	I	I	I	I	I
AK	I	I	I	I	V	I	I
TM	V	I	I	I	I	I	I
ZB	I	V	I	I	I	I	I
BJ	V	I	V	I	I	I	I
MK	A	I	I	I	I	I	I
MT	I	I	I	I	I	I	V
SB	A	I	I	I	I	I	I

Tabela 5.13: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov sedme skupine

Oseba	FAZA		AKTIVNOST	
	Zanesljivost	Rel. Entropija	Zanesljivost	Rel. Entropija
ZJ	0.81	0.15	0.80	0.15
AK	0.83	0.19	0.84	0.16
TM	0.87	0.15	0.88	0.12
ZB	0.87	0.12	0.87	0.12
BJ	0.84	0.17	0.83	0.17
MK	0.91	0.12	0.83	0.17
MT	0.82	0.16	0.80	0.20
SB	0.89	0.13	0.92	0.09
POVP	0.86	0.15	0.85	0.15

Tabela 5.14: Lastnosti nevronske mreže pri prepoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ob množici vhodnih podatkov iz sedme skupine

## Skupina 8

Oseba	AR	CP <sub>x</sub>	CP <sub>y</sub>	F1z	σ TRUPA
ZJ	A	I	I	I	I
AK	V	I	I	I	I
TM	I	I	I	I	I
ZB	A	I	I	I	I
BJ	I	I	I	I	I
MK	I	I	I	I	I
MT	V	I	I	I	I
SB	A	I	I	I	I

Tabela 5.15: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov osme skupine



Oseba	FAZA		AKTIVNOST	
	Zanesljivost	Rel. Entropija	Zanesljivost	Rel. Entropija
ZJ	0.78	0.18	0.80	0.20
AK	0.80	0.26	0.81	0.22
TM	0.79	0.24	0.82	0.24
ZB	0.73	0.22	0.76	0.21
BJ	0.85	0.18	0.84	0.17
MK	0.90	0.18	0.92	0.17
MT	0.75	0.21	0.77	0.22
SB	0.87	0.21	0.88	0.14
POVP	0.81	0.21	0.82	0.20

Tabela 5.16: Lastnosti nevronske mreže pri prepoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ob množici vhodnih podatkov iz osme skupine

### Skupina 9

Oseba	AR	CPx	CPy	F1z	ACCy	ACCz
ZJ	A	I	I	I	I	I
AK	I	I	I	I	I	I
TM	I	I	I	I	I	I
ZB	A	I	I	I	I	I
BJ	V	I	I	I	V	V
MK	I	V	I	I	V	I
MT	V	I	I	I	I	I
SB	A	I	I	I	I	I

Tabela 5.17: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov devete skupine

Oseba	FAZA		AKTIVNOST	
	Zanesljivost	Rel. Entropija	Zanesljivost	Rel. Entropija
ZJ	0.82	0.16	0.82	0.17
AK	0.79	0.32	0.76	0.20
TM	0.78	0.20	0.82	0.22
ZB	0.78	0.24	0.78	0.23
BJ	0.80	0.25	0.79	0.25
MK	0.90	0.12	0.90	0.10
MT	0.80	0.21	0.77	0.23
SB	0.89	0.16	0.89	0.16
POVP	0.82	0.21	0.82	0.20

Tabela 5.18: Lastnosti nevronske mreže pri prepoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ob množici vhodnih podatkov iz devete skupine

### 5.3 Rezultati modeliranja trajektorije težišča telesa

Rezultati za vsako vhodno skupino podatkov vključujejo dve tabeli. Vsaka vhodna skupina je testirana na meritvah vstajanja osmih pacientov. Prva tabela podaja rezultate iskanja genetskega algoritma, ki iz nabora kandidatov izključi vhodne signale, ki so nepomembni. V prvi tabeli velike črke označujejo:

- I - signal je izbran za vhod,
- V - signal je ob analizi zavržen kot statistično nepomemben,
- A - signal je ob analizi zavržen kot neuporaben (manjkajoči podatki ali konstantna vrednost).

Druga tabela podaja lastnosti naučene nevronske mreže. V tem primeru gre za učenje nevronske mreže za zvezno preslikavo skupine vhodnih parametrov v izhodna signala vertikalne in horizontalne komponente trajektorije težišča. Uspešnost delovanja nevronske mreže je ocenjevana z naslednjimi cenilkami:

- R faktor linearne korelacije med izhodnim signalom mreže in dejansko trajektorijo težišča telesa,
- PABS povprečna absolutna napaka, izražena v mm,
- MAXABS maksimalna absolutna napaka, izražena v mm,
- RMS srednja vrednost vsote kvadratov napake, izražena v mm,
- INT(95%) interval zaupanja, v katerem leži 95% vseh vrednosti.

V spodnjem delu druge tabele so navedene povprečne vrednosti vsake cenilke za osem paraplegičnih pacientov.

#### Skupina 1

Oseba	AR	CPx	CPy	F1x	F1y	F1z	F3x	F3y	F3z	F9x	F9y	F9z	M9x	M9y	M9z
ZJ	A	I	V	I	I	V	V	I	I	V	V	I	I	V	V
AK	V	I	I	V	I	I	I	I	I	I	V	I	I	I	V
TM	V	V	I	I	V	I	V	I	I	V	V	V	V	V	I
ZB	A	V	I	I	I	I	V	V	I	I	I	V	I	V	V
BJ	V	V	V	V	V	V	V	I	I	V	I	I	V	V	I
MK	V	V	V	I	I	V	I	V	I	V	I	I	V	V	I
MT	V	V	I	I	V	V	V	V	I	I	V	I	V	V	V
SB	A	V	V	V	V	I	V	I	I	I	V	V	V	V	V

Tabela 5.19: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov prve skupine

Oseba	HORIZONTALNA COM TRAJEKTORIJA					VERTIKALNA COM TRAJEKTORIJA				
	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)
ZJ	0.97	9.19	62.03	13.75	26.74	0.97	9.66	91.08	16.45	32.00
AK	0.96	8.48	35.05	10.78	20.97	0.99	10.72	68.75	18.05	35.10
TM	0.97	7.12	44.54	9.74	18.94	0.98	31.74	186.70	56.91	110.70
ZB	0.94	9.76	52.21	12.07	23.48	0.99	10.65	89.12	18.54	36.07
BJ	0.99	10.56	39.19	13.09	25.45	1.00	6.09	38.93	9.08	17.65
MK	0.97	16.50	64.82	20.70	40.26	0.99	8.36	112.86	14.11	27.45
MT	0.97	15.14	55.36	18.55	36.07	0.96	18.63	194.60	33.74	65.62
SB	0.98	11.52	88.27	16.85	32.78	0.99	10.88	164.87	22.97	44.69
POVP	0.967	11.034	55.182	14.439	28.084	0.982	13.341	118.366	23.732	46.16

Tabela 5.20: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz prve skupine

## Skupina 2

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1x	F1y	F1z	F9x	F9y	F9z	M9x	M9y	M9z
ZJ	A	V	V	I	I	V	V	I	I	I	V	V
AK	V	V	I	I	V	I	V	V	I	V	V	V
TM	V	I	V	I	I	I	I	V	I	I	I	I
ZB	V	V	V	I	I	I	I	V	V	V	V	V
BJ	V	I	V	I	V	I	I	I	V	I	I	V
MK	A	I	V	V	V	I	V	I	I	V	V	I
MT	V	V	V	V	V	I	V	I	I	I	V	I
SB	A	V	I	V	I	I	I	I	I	I	V	V

Oseba	dF1x	dF1y	dF1z	dF9x	dF9y	dF9z	dM9x	dM9y	dM9z
ZJ	V	V	V	V	V	V	V	V	V
AK	V	V	V	V	V	V	V	V	V
TM	I	V	V	I	V	V	V	V	V
ZB	V	V	V	V	V	V	V	V	V
BJ	V	V	V	V	V	V	V	V	V
MK	V	V	I	V	V	V	V	I	I
MT	V	V	V	V	V	V	V	V	V
SB	V	V	V	I	V	I	V	V	V

Tabela 5.21: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov druge skupine

Oseba	HORIZONTALNA COM TRAJEKTORIJA					VERTIKALNA COM TRAJEKTORIJA				
	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)
ZJ	0.97	9.23	67.01	13.84	26.92	0.96	12.14	86.27	18.53	36.03
AK	0.91	11.49	58.88	15.03	29.23	0.98	14.04	103.20	22.10	42.97
TM	0.96	7.84	46.85	10.47	20.37	0.98	33.31	203.04	60.19	117.07
ZB	0.92	10.49	61.63	13.75	26.75	0.98	12.49	188.27	23.86	46.41
BJ	0.98	12.04	43.74	15.03	29.22	0.99	10.03	83.57	15.35	29.85
MK	0.97	16.42	69.29	21.16	41.17	0.99	10.07	123.24	16.80	32.68
MT	0.98	11.63	56.98	14.70	28.59	0.98	14.83	154.64	24.60	47.84
SB	0.98	16.21	74.23	20.95	40.76	0.98	15.61	170.69	30.92	60.16
POVP	0.959	11.919	59.828	15.617	30.377	0.98	15.315	139.116	26.542	51.626

Tabela 5.22: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz druge skupine

### Skupina 3

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1z	F9x	F9y	F9z	M9x	M9y	M9z
ZJ	A	I	I	I	I	I	I	I	I	V
AK	V	V	I	I	I	I	I	V	V	I
TM	V	I	V	I	I	I	I	I	V	I
ZB	V	V	I	I	I	I	I	V	V	V
BJ	V	I	V	I	I	I	V	V	V	V
MK	A	V	V	I	I	V	I	I	V	V
MT	V	V	V	I	V	I	I	I	I	V
SB	A	V	I	I	I	V	I	I	V	V

Oseba	dF1z	dF9x	dF9y	dF9z	dM9x	dM9y	dM9z
ZJ	V	V	V	V	V	V	V
AK	V	V	I	V	V	V	V
TM	V	I	V	V	V	V	V
ZB	V	V	V	V	V	V	V
BJ	V	V	V	V	V	I	V
MK	V	V	V	V	V	I	V
MT	V	V	V	V	V	V	V
SB	V	V	V	V	V	V	V

Tabela 5.23: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov tretje skupine

Oseba	HORIZONTALNA COM TRAJEKTORIJA					VERTIKALNA COM TRAJEKTORIJA				
	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)
ZJ	0.97	9.05	52.08	12.94	25.17	0.97	14.48	92.42	21.42	41.65
AK	0.95	8.78	41.36	11.31	22.00	0.97	16.03	124.32	27.94	54.34
TM	0.94	10.32	41.59	12.70	24.71	0.97	38.94	193.74	70.52	137.17
ZB	0.94	9.15	50.43	12.37	24.07	0.99	10.24	79.73	18.44	35.88
BJ	0.98	13.82	48.96	16.70	32.47	0.99	10.71	114.13	16.72	32.51
MK	0.96	17.93	64.05	22.82	44.38	0.99	8.66	93.47	13.80	26.84
MT	0.97	14.74	58.00	18.53	36.03	0.98	16.10	115.55	26.21	50.97
SB	0.98	16.31	56.92	19.50	37.93	0.97	16.95	201.67	32.63	63.47
POVP	0.962	12.512	51.675	15.858	30.845	0.979	16.514	126.877	28.459	55.354

Tabela 5.24: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz tretje skupine

#### Skupina 4

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1z	F9z	dF1z	dF9z
ZJ	A	I	I	V	I	V	V
AK	V	I	I	I	I	V	I
TM	V	I	I	I	I	V	I
ZB	V	V	I	I	I	V	V
BJ	V	I	I	I	V	V	V
MK	A	I	I	I	I	I	I
MT	V	V	I	I	I	V	I
SB	A	V	I	I	I	I	V

Tabela 5.25: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov četrte skupine

Oseba	HORIZONTALNA COM TRAJEKTORIJA					VERTIKALNA COM TRAJEKTORIJA				
	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)
ZJ	0.96	11.11	73.64	15.60	30.34	0.93	14.65	132.10	23.72	46.13
AK	0.93	10.22	49.95	13.56	26.38	0.98	12.76	134.66	22.31	43.38
TM	0.93	10.30	54.78	13.80	26.83	0.92	59.40	228.51	104.05	202.39
ZB	0.90	11.59	86.47	15.10	29.37	0.98	11.50	204.53	21.00	40.85
BJ	0.98	14.14	51.33	17.68	34.38	0.98	13.12	146.32	22.40	43.56
MK	0.96	18.89	66.11	23.13	44.99	0.98	12.85	184.99	25.40	49.40
MT	0.96	15.00	74.83	19.17	37.29	0.97	19.05	144.42	32.15	62.54
SB	0.97	17.98	104.43	23.86	46.41	0.93	25.60	252.97	50.88	98.98
POVP	0.949	13.652	70.192	17.737	34.501	0.959	21.115	178.562	37.739	73.405

Tabela 5.26: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz četrte skupine

## Skupina 5

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1z	dF1z
ZJ	A	I	I	I	I
AK	V	V	I	I	I
TM	I	I	I	I	I
ZB	V	I	V	I	V
BJ	V	I	I	I	V
MK	A	I	I	I	V
MT	V	I	V	I	V
SB	A	I	I	I	I

Tabela 5.27: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov pete skupine

Oseba	HORIZONTALNA COM TRAJEKTORIJA					VERTIKALNA COM TRAJEKTORIJA				
	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)
ZJ	0.87	18.97	141.97	28.11	54.67	0.92	17.19	125.76	26.82	52.17
AK	0.67	20.39	100.55	27.39	53.27	0.95	22.79	165.49	34.72	67.52
TM	0.79	18.07	86.42	23.71	46.12	0.76	68.48	247.23	118.19	229.90
ZB	0.86	14.44	55.26	17.93	34.88	0.98	12.66	143.35	22.56	43.89
BJ	0.98	14.66	57.11	18.09	35.19	0.99	12.39	89.69	19.61	38.13
MK	0.95	21.02	80.74	26.48	51.50	0.97	16.08	210.27	32.32	62.87
MT	0.89	25.94	137.10	34.41	66.92	0.92	29.36	221.42	49.66	96.58
SB	0.97	16.78	157.17	24.85	48.33	0.94	23.79	308.53	47.30	92.01
POVP	0.872	18.784	102.041	25.12	48.859	0.929	25.342	188.967	43.898	85.385

Tabela 5.28: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz pete skupine

## Skupina 6

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1z	$\sigma$ GLEŽ
ZJ	A	I	I	V	I
AK	I	I	V	I	I
TM	I	I	V	I	I
ZB	A	I	V	I	I
BJ	I	V	I	I	I
MK	V	I	I	I	I
MT	V	I	V	I	I
SB	A	I	I	I	I

Tabela 5.29: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov šeste skupine



Oseba	HORIZONTALNA COM TRAJEKTORIJA					VERTIKALNA COM TRAJEKTORIJA				
	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)
ZJ	0.92	13.97	126.00	22.06	42.90	0.94	13.18	118.87	22.22	43.23
AK	0.70	18.81	108.79	26.27	51.09	0.94	24.13	198.28	37.47	72.88
TM	0.87	14.48	92.21	19.40	37.74	0.97	15.15	176.59	30.91	60.12
ZB	0.93	9.42	63.94	12.79	24.89	0.99	8.81	62.12	17.10	33.27
BJ	0.97	14.37	53.65	18.02	35.05	0.99	10.06	76.54	15.80	30.74
MK	0.95	19.18	83.44	25.12	48.86	0.98	12.42	142.85	25.62	49.84
MT	0.90	25.17	128.47	33.22	64.60	0.93	25.33	249.16	45.98	89.43
SB	0.95	22.58	169.73	31.01	60.33	0.96	20.38	218.32	40.64	79.05
POVP	0.9	17.248	103.277	23.486	45.682	0.96	16.183	155.34	29.469	57.318

Tabela 5.30: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz šeste skupine

## Skupina 7

Oseba	AR	CPx	Cpy	F1z	dF1z	$\sigma$ KOL	$d\sigma$ KOL
ZJ	A	I	I	I	V	I	I
AK	V	V	I	V	V	I	V
TM	V	I	I	I	V	I	I
ZB	V	V	I	I	V	I	V
BJ	V	I	V	I	V	I	V
MK	A	I	V	I	V	I	I
MT	I	I	I	I	V	I	I
SB	A	I	I	I	V	I	V

Tabela 5.31: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov sedme skupine

Oseba	HORIZONTALNA COM TRAJEKTORIJA					VERTIKALNA COM TRAJEKTORIJA				
	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)
ZJ	0.92	14.16	159.20	22.11	43.00	0.97	11.75	86.81	17.83	34.69
AK	0.88	13.27	62.70	17.50	34.03	0.99	9.38	46.34	13.44	26.14
TM	0.93	10.41	42.05	13.82	26.89	0.99	14.47	65.58	24.10	46.87
ZB	0.89	12.16	77.05	15.76	30.66	0.98	11.95	89.55	20.00	38.90
BJ	0.98	13.03	43.95	15.71	30.55	1.00	6.31	28.45	8.74	16.99
MK	0.97	15.68	80.32	20.60	40.07	1.00	6.82	54.80	9.87	19.20
MT	0.95	18.81	102.31	24.28	47.23	0.99	10.03	97.74	15.65	30.44
SB	0.96	19.00	78.73	27.06	52.63	1.00	7.35	89.16	12.10	23.53
POVP	0.936	14.564	80.789	19.605	38.133	0.991	9.758	69.804	15.216	29.597

Tabela 5.32: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz sedme skupine

## Skupina 8

Oseba	AR	CPx	CPy	F1z	o TRUPA
ZJ	A	I	I	I	I
AK	V	I	I	I	I
TM	I	I	I	I	I
ZB	A	V	I	I	I
BJ	I	I	I	I	I
MK	V	I	V	I	I
MT	V	I	V	I	I
SB	A	I	I	I	I

Tabela 5.33: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov osme skupine

Oseba	HORIZONTALNA COM TRAJEKTORIJA					VERTIKALNA COM TRAJEKTORIJA				
	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)
ZJ	0.85	17.77	180.06	29.89	58.13	0.96	11.65	106.04	18.44	35.87
AK	0.64	21.62	92.06	28.29	55.01	0.96	21.97	149.43	31.71	61.68
TM	0.90	12.67	70.26	16.87	32.80	0.81	63.53	260.94	110.41	214.75
ZB	0.95	8.46	55.90	10.74	20.90	0.99	8.08	75.45	14.34	27.90
BJ	0.97	14.14	63.30	18.97	36.89	0.99	10.13	105.25	18.76	36.48
MK	0.95	21.64	87.39	26.96	52.45	0.97	15.24	207.37	29.69	57.76
MT	0.90	27.43	134.35	34.81	67.70	0.96	21.10	175.52	35.74	69.52
SB	0.95	22.61	162.46	31.40	61.08	0.97	19.29	272.50	36.07	70.18
POVP	0.888	18.292	105.72	24.74	48.12	0.95	21.375	169.063	36.897	71.767

Tabela 5.34: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz osme skupine

## Skupina 9

Oseba	AR	CPx	CPy	Fiz	ACCy	ACCz
ZJ	A	I	I	I	V	I
AK	I	I	I	I	I	I
TM	I	I	V	I	I	I
ZB	A	I	I	I	V	I
BJ	V	I	I	I	V	I
MK	V	I	V	I	V	V
MT	V	I	I	I	V	V
SB	A	I	V	I	I	I

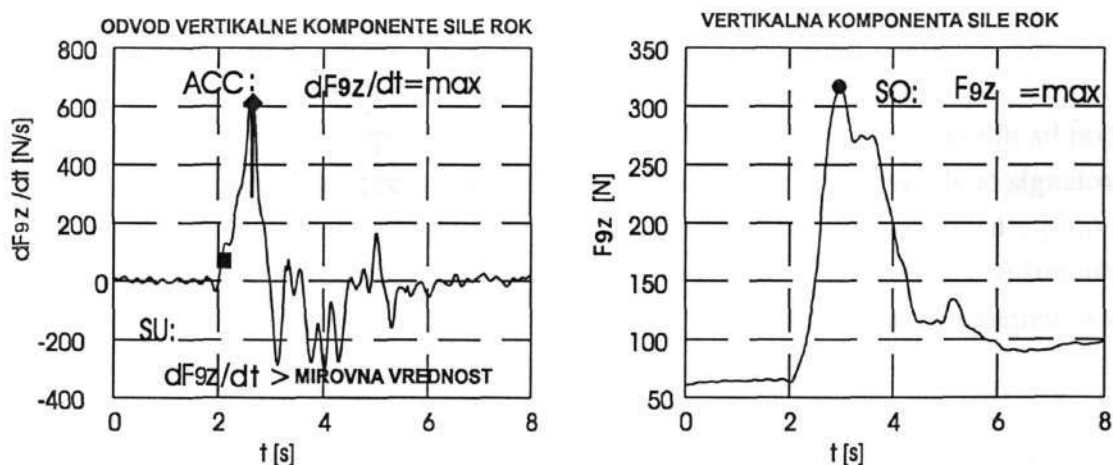
Tabela 5.35: Rezultati izbire vhodnih spremenljivk s pomočjo genetskega algoritma izmed vhodnih parametrov devete skupine

Oseba	HORIZONTALNA COM TRAJEKTORIJA					VERTIKALNA COM TRAJEKTORIJA				
	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)	R	PABS	MAXABS	RMS	INT (95%)
ZJ	0.81	22.42	174.22	32.74	63.69	0.95	13.83	111.62	21.17	41.18
AK	0.65	21.11	98.83	28.18	54.81	0.93	25.46	178.16	40.32	78.42
TM	0.86	15.40	71.34	19.86	38.63	0.87	61.13	264.43	106.82	207.77
ZB	0.86	14.44	54.08	17.88	34.78	0.98	12.41	130.02	22.25	43.29
BJ	0.97	13.84	65.65	17.71	34.43	0.99	10.87	194.27	20.38	39.63
MK	0.96	18.61	87.47	24.22	47.11	0.99	12.42	160.59	21.57	41.95
MT	0.89	27.11	132.16	34.31	66.73	0.93	27.35	225.42	44.04	85.65
SB	0.96	21.29	146.60	29.40	57.19	0.95	22.78	286.36	43.58	84.79
POVP	0.87	19.28	103.80	25.54	49.67	0.95	23.28	193.86	40.02	77.83

Tabela 5.36: Lastnosti nevronske mreže pri modeliranju trajektorije težišča telesa ob množici vhodnih podatkov iz devete skupine

## 5.4 Komentar rezultatov analize senzorne informacije pri senzorno vodenem FES vstajanju

V delu (Kamnik *et al.*, 1997) smo pokazali, da so senzorni signali, ki podajajo vertikalne komponente podpornih sil med vstajanjem lahko uspešno uporabljeni za razpoznavanje faz in aktivnosti procesa vstajanja paraplegičnih oseb. Pokazano je bilo, da je možno s preprosto določitvijo kriterijev z dovolj veliko natančnostjo določiti trenutke pričetka razbremenjevanja stola, razbremenitve stola in pričetka vertikalnega pospeševanja. Trenutek pričetka razbremenjevanja stola je v delu (Kamnik *et al.*, 1997) določen kot trenutek, ko odvod vertikalne komponente podporne sile pod rokami preide iz mirovne vrednosti. Vertikalno pospeševanje se prične, ko odvod vertikalne komponente podporne sile pod rokami doseže maksimalno vrednost. Trenutek razbremenitve sedeža pa se zgodi, ko svojo maksimalno vrednost doseže vertikalna komponenta podporne sile pod rokami. Določitev mejnih dogodkov na trajektorijah podpornih sil prikazuje slika 5.2.



Slika 5.2: Določitev trenutka pričetka razbremenjevanja sedeža, trenutka razbremenitve sedeža in trenutka pričetka vertikalnega pospeševanja na trajektorijah podpornih sil rok

Čeprav je bilo s predstavljenim pristopom možno dovolj natančno oceniti tri pomembne mejne dogodke v procesu vstajanja paraplegičnih oseb, je slabost pristopa v tem, da je določitev ekstremov trajektorij podpornih sil možna šele s postprocesiranjem signalov in da s tem pristopom ni možno oceniti tudi pričetka preostalih faz, ki nastopajo v procesu vstajanja paraplegičnih bolnikov.

Zaradi navedenega je v pričujočem poglavju za namene določanja stanja biomehanskega sistema med vstajanjem, kamor prištevamo razpoznavanje faz in aktivnosti ter določanje trajektorije položaja težišča, bil uporabljen pristop z umetno

nevronska mrežo. Dve umetni nevronske mreže sta uporabljene za preslikavo med povratnimi vhodnimi signali in izhodnimi signali mreže. Izhod nevronske mreže v prvem primeru preslikave predstavlja informacijo o fazi in aktivnosti procesa vstajanja, v drugem primeru preslikave pa informacijo o komponentah trajektorije težišča telesa. Učenje nevronske mreže je potekalo z učnimi množicami, ki so bile pridobljene iz meritev vstajanja osmih paraplegičnih oseb.

Število uporabljenih senzornih signalov je določeno s številom uporabljenih senzornih sistemov na telesu paraplegične osebe. S ciljem, da bi predlagani sistem senzornega vodenja FES vstajanja, ki bi bil čimbolj praktičen za vsakdanjo uporabo, je bilo opravljeno iskanje minimalnega potrebnega nabora virov povratne informacije. Množica morebitnih povratnih vhodnih signalov je bila razdeljena v devet skupin. Karakteristike nevronske mreže, ki podajajo lastnosti, kako dobro je nevronska mreža ob danih vhodnih signalih sposobna opraviti preslikavo med vhodom in želenim izhodom, so predstavljale kriterij izbire nabora vhodnih signalov. Vsaka skupina vhodnih signalov je bila pred učenjem nevronske mreže še dodatno preverjena s pomočjo genetskega algoritma, ki je izmed kandidatov izločil vhodne signale, ki za nalogo niso predstavljali informacijsko dovolj pomembnega signala.

Prva skupina vhodnih signalov vsebuje vse signale podpornih sil, ki delujejo pri vstajanju paraplegične osebe. To so podporne sile pod stopalom, podporne sile pod stolom in podporne sile, skupaj z momenti, pod roko v ožjem smislu. Druga skupina vhodnih signalov zaradi nepraktičnosti merjenja izključuje signale podpornih sil pod stolom, dodaja pa odvode preostalih podpornih sil in momentov. Prvi odvod signalov je moč pridobiti z numeričnim postopkom odvajanja v primeru, ko je signal v obliki serije podatkov, vzorčene v določenem časovnem intervalu. Čeprav odvajanje šumnih signalov ni priporočljivo, je na ta način pridobljena informacija o naravi sprememb v signalih. Ta informacija je pomembna, ker gre pri vstajanju paraplegične osebe za dinamičen proces. V tretji skupini vhodnih signalov so izključeni senzorni signali, ki podajajo sile v horizontalni ravnini pod podplatom. Merjenje strižnih komponent vektorja sile pod podplatom z današnjo tehnologijo senzorjev v obliki vložkov za čevlje še ni ustrezno rešeno. Četrta skupina vhodnih signalov zaradi poenostavitve merjenja podpornih sil pod rokami vključuje le vertikalni komponenti podpornih sil pod stopalom in pod roko v ožjem smislu skupaj z njunima odvodoma. Peta skupina vhodnih signalov predstavlja najbolj praktično rešitev za vsakdanjo rabo, ki vključuje le senzor sile pod stopalom v obliki vložka za čevlje. Nadaljnje skupine vhodnih podatkov preverjajo možnost uporabe signalov senzorja podpornih sil pod stopalom v kombinaciji z morebitnimi drugimi oblikami senzorjev. Tako šesta skupina preverja kombinacijo merjenja vertikalne komponente pod stopalom in goniometričnega senzorja nameščenega na gležnju. Sedma skupina preverja kombinacijo z goniometričnim

senzorjem nameščenim na kolenu, s pomočjo katerega je moč pridobiti informacijo o kotu in hitrosti vrtenja sklepa kolena. Osmo skupino preverja kombinacijo z inklinometrom, ki meri naklon trupa vstajajoče osebe, deveta skupina pa kombinacijo z dvodimenzionalnim pospeškometro, ki je nameščen na trupu vstajajoče osebe.

Rezultati so podani ločeno za dve nalogi: za nalogo razpoznavanja faz in aktivnosti procesa vstajanja ter za nalogo določanja komponent trajektorije gibanja težišča telesa. Za vsako vhodno skupino signalov sta podani dve tabeli. Prva tabela za vsako paraplegično osebo podaja rezultate izvajanja minimizacije števila vhodnih signalov z genetskimi algoritmi, kjer je rezultat v obliki zavrnitve ali sprejema določenega vhodnega signala. Druga tabela podaja lastnosti naučene nevronske mreže, ki so izražene glede na uspešnost približanja izhodnega signala mreže zelenemu signalu z izbranimi signali na vhodu. Lastnosti nevronske mreže so v primeru prve naloge, ki je primer razpoznavanja vzorcev, podane s faktorjem zanesljivosti in faktorjem relativne entropije. V primeru druge naloge, ki je primer preslikave zveznih signalov v zvezni signal pa so lastnosti podane s faktorjem linearne korelacije med izhodnim signalom mreže in zelenim izhodnim signalom, povprečno absolutno napako, maksimalno absolutno napako, srednjo vrednostjo vsote kvadratov napake in intervalom zaupanja, v katerem leži 95% vseh vrednosti.

Najbolj zanimivi so rezultati iskanja vhodnih signalov v prvi in drugi skupini vhodnih signalov, ker ti dve skupini vključujeta največ signalov in zato med vhodnimi signali gotovo nastopa redundanca. Tako je iz tabele 5.1 razvidno, da so za nalogo razpoznavanja faz in aktivnosti med vstajanjem paraplegičnih oseb najpogosteje izbrani signali vertikalnih komponent sil pod rokami in stopali, lateralna in vertikalna komponenta sile pod stolom, momenta okrog vzdolžne in prečne osi ročaja hodulje ter informacija o položaju prijema sil podporne sile vzdolž podplata. Pri modeliranju trajektorije težišča je v prvi skupini (tabela 5.1) edina vedno izbrana vhodna spremenljivka vertikalna komponenta sile pod stolom, v skupini 2 (tabela 5.21), ki izključuje signale pod stolom pa vertikalna komponenta sile pod stopali. Za vse ostale vhodne parametre se pri skupini 1 in 2 med paraplegičnimi osebami ne pojavlja jasen vzorec izbire določenega signala. Zanimiva je izbira odvodov vhodnih signalov. Očitno so ti pomembnejši pri razpoznavanju faz in aktivnosti, saj so povprečno za osebo izbrani trije ali štirje. Pri določanju trajektorije težišča telesa pa so signali odvodov večinoma izločeni kot nepomembni. Pri izbiri vhodnih signalov v skupini 3, ki izloča merjenje strižnih komponent pod stopalom, je slika že bolj jasna. Nazorno je izločena informacija s tremi stanji o področju prijema sil pod podplatom. Vhodni signal AR je izločen zaradi konstantne vrednosti in pa zaradi redundantne informacije s signaloma CPx in CPy. Kakšna je varianca trajektorij prijema sil pod stopalom med posameznimi paraplegičnimi osebami, prikazuje slika 5.2. Trajektorijo prijema sil

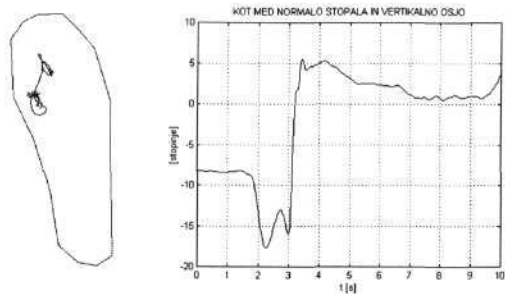


v veliki meri določajo kontrakturo mišic v gleženjskem sklepu in osifikacija gleženjskega sklepa, med vstajanjem pa se v sklepu pojavljajo tudi spazmi. Nekatere osebe tako ves čas vstajanja ne stopijo na celotno površino stopala. Drugi teh problemov nimajo. Slika 5.3 pri vsakem pacientu prikazuje potek naklona stopala, ki je izražen kot kot med normalo na stopalo in vertikalno osjo.

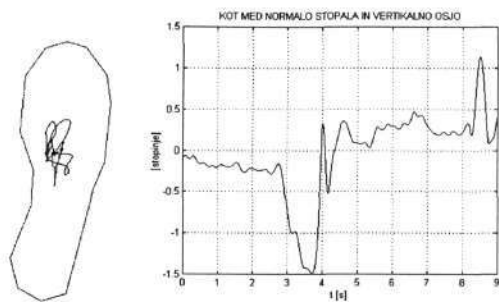
V skupini 3 sta največkrat izločena signala momenta pod ročajem opornega pripomočka v vertikalni smeri  $M_{9z}$  in položaja prijemališča sile pod stopalom v lateralni smeri na stopalo. Pri modeliranju trajektorije težišča je večkrat izločen tudi signal momenta rok okrog vzdolžne osi ročaja hodulje in tudi položaj prijemališča sile vzdolž stopala. Odvodi signalov sil so spet pomembnejši pri razpoznavanju faz in aktivnosti, tam sta izbrana pri vsaki osebi vsaj dva, medtem ko pri določanju trajektorije težišča telesa nimajo bistvenega pomena. Pri izbiri signalov v skupini 4 se pokaže potreba vseh signalov za razpoznavanje faz, razen vhoda AR in odvoda vertikalne komponente podporne sile pod podplati. Seveda zanesljivost razpoznavanja z zmanjševanjem števila vhodov pade. Še večji upad cenilk lastnosti nevronske mreže je čutiti, če na vhodu nastopajo samo signali izpod podplatov. Za takšen primer so za večino oseb izbrani vsi signali, večkrat je zavrnjena le informacija AR in odvod vertikalne sile  $dF_{1z}$ . Lastnosti razpoznavanja je mogoče izboljšati z uporabo drugih dodatnih senzorjev, kot so goniometri, inklinometer in pospeškometri. Pokaže se da največ k izboljšanju lastnosti pripomore goniometrični senzor pritrjen na sklepu kolena. Inklinometer pritrjen na trupu izboljša lastnosti le za malenkost, medtem ko sta pospeškometera v nekaj primerih izločena že pri analizi vhodnih signalov kot nepomembna, lastnosti nevronske mreže pa so primerljive z rezultati brez uporabe pospeškometerov.

Sliki 5.4 in 5.5 podajata primerjavo povprečnih vrednosti cenilk nevronske mreže med paraplegičnimi osebami, za vsako skupino vhodnih signalov posebej.

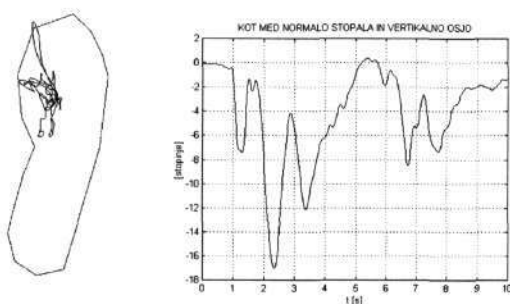
Oseba ZJ



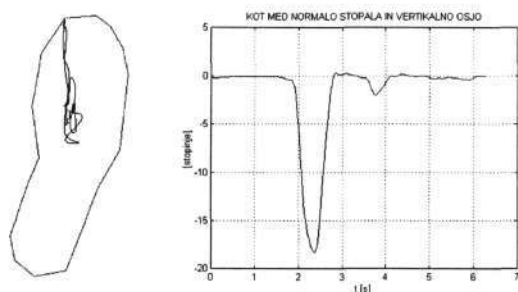
Oseba AK



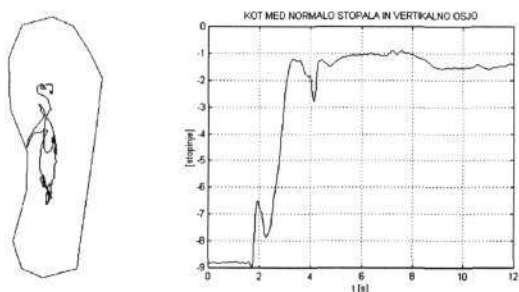
Oseba TM



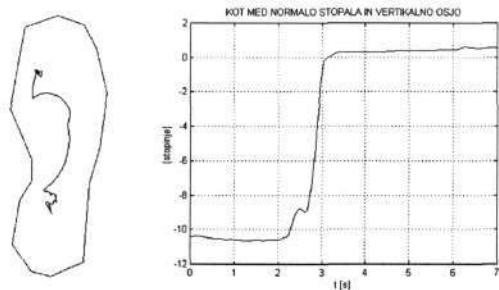
Oseba ZB



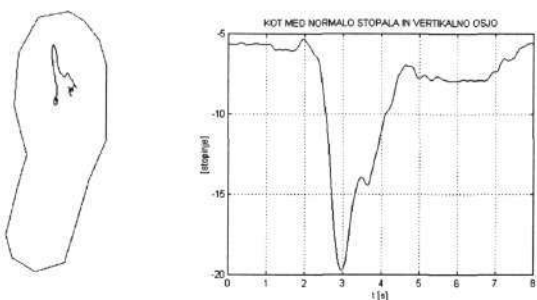
Oseba BJ



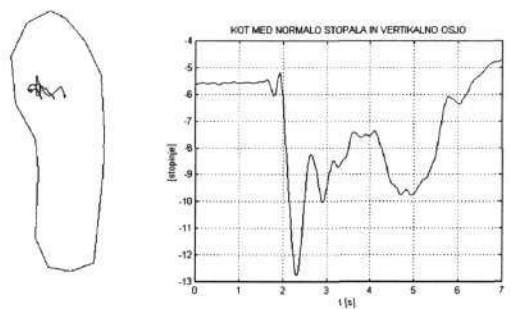
Oseba MK



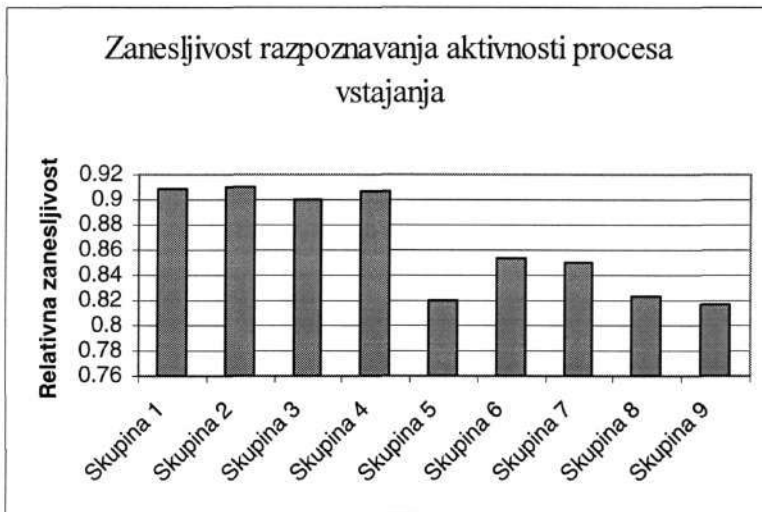
Oseba MT



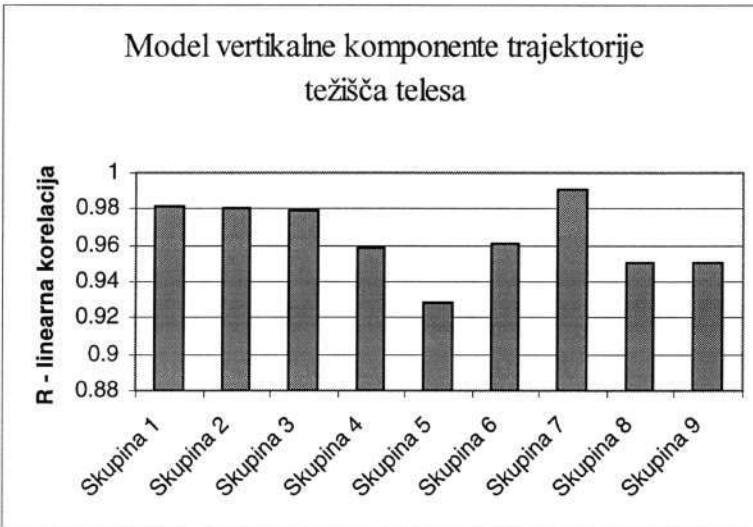
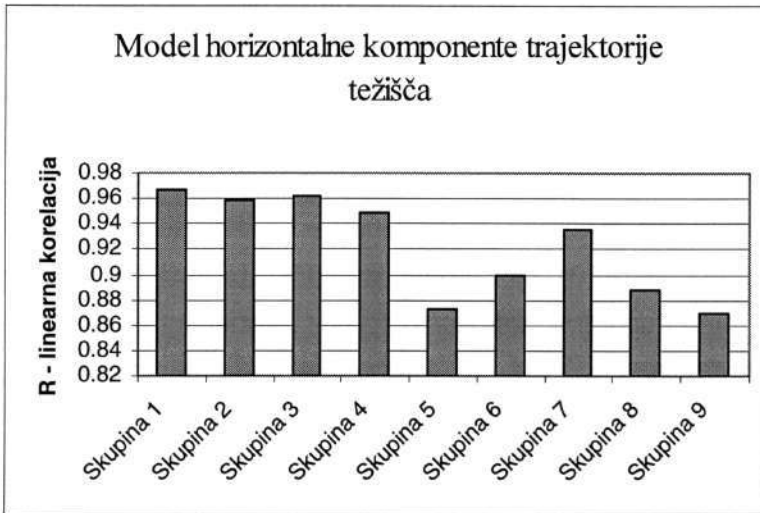
Oseba SB



Slika 5.3: Trajektorije prijema podporna sile pod podplatom in kot nagiba stopala glede na vertikalno os med procesom FES vstajanja za osem paraplegičnih pacientov, ki so sodelovali v študiji.



Slika 5.4: Povprečne vrednosti zanesljivosti prepoznavanja faz in aktivnosti procesa vstajanja z nevronskimi mrežami paraplegičnih oseb



Slika 5.5: Povprečne vrednosti faktorja linearne korelacije modeliranja trajektorije težišča telesa z nevronskimi mrežami paraplegičnih oseb.

Iz podanih rezultatov je moč zaključiti, da je uporaba senzorjev podpornih sil pod stopali in pod ročaji za določanje stanja biomehanskega sistema med vstajanjem upravičena in v praksi najbolj sprejemljiva. Najbolj ugodna varianta za praktično izvedbo senzornega vodenja FES vstajanja vključuje samo senzor vertikalne komponente sile pod stopali, ki je vstavljen v čevelj paraplegične osebe. Lastnosti uporabe informacije teh senzorjev znašajo do 82% povprečne zanesljivosti razpoznavanja faz in aktivnosti, ter faktor korelacije med 0.87 in 0.93 za določanje položaja težišča telesa. Navedene lastnosti niso povsem sprejemljive, zato je potrebno v sistem senzornega vodenja FES vstajanja vključiti tudi druge vire senzornih signalov. Lastnosti močno izboljša dodaten vir signalov podpornih sil pod rokami. Z uporabo enostavne enodimenzionalne pritiskovne celice, ki meri vertikalno komponento podpornih sil rok, je moč izboljšati zanesljivost razpoznavanja na 86% pri razpoznavanju faz in celo na 96% pri razpoznavanju aktivnosti vstajanja. Faktor linearne korelacije pri določanju položaja težišča se izboljša na 0.95-0.96. Dodatno zajemanje vertikalne komponente podporne sile pod rokami je popolnoma primerljivo z izboljšavami lastnostmi, ki jih v senzorno vodenje FES vstajanja vnaša uporaba goniometra nameščenega na kolenu paraplegične osebe in prekaša vse druge senzorje, ki so bili predlagani za uporabo: goniometrični senzor nameščen v sklepu gležnja in inklinometer ter pospeškometer nameščena na trupu paraplegične osebe. Kakršnokoli nameščanje senzorjev na telo je za paraplegično osebo moteče. Enostavno instrumentaliziran oporni pripomoček to težavo odpravlja, problem povezave s stimulatorjem pa je možno odpraviti z brezžično povezavo, ki v primeru brezžičnega prenosa enega analognega kanala na kratko razdaljo ne predstavlja večje tehnične ovire. Lastnosti razpoznavanja faz vstajanja pa občutneje izboljša uporaba večdimenzionalnega merilnika sil nameščenega pod ročaji opornega pripomočka. Lastnosti nevronske mreže se izboljšajo pri zanesljivosti razpoznavanja faz in aktivnosti do 90%, faktor linearne korelacije pri določanju položaja težišča telesa pa naraste do 0.98. Lastnosti so boljše kot v primeru uporabe katerikoli drugih vrst senzorjev ter primerljive s skupinami, ki uporabljajo tudi dodatne signale podpornih sil pod stolom in strižnih komponent sil pod stopalom. Večdimenzionalni senzor sil in momentov je komercialno dosegljiva naprava, problem predstavlja le večkanalna povezava s stimulatorjem, katere brezžična izvedba je težje izvedljiva zaradi tehnoloških ovir.

Naš predlog senzornega vodenja FES vstajanja tako vsebuje avtomat prehajanja stanj, ki med posameznimi fazami vstajanja spreminja stimulacijske vzorce. V kateri fazi vstajanja se trenutno vstajajoča oseba nahaja, je določeno z umetno nevronske mrežo, ki na podlagi senzornih signalov določi fazo in aktivnost vstajanja. Za senzorne signale, ki nastopajo kot vhod v nevronske mrežo, smo pokazali, da je v praksi najlažje izvedljiva kombinacija merjenja vertikalne komponente podpornih sil pod stopali in eno ali večdimenzionalno merjenje podpornih sil in momentov pod rokami. Za vsako

paraplegično osebo je bila naučena lastna nevrnska mreža. Nevronsko mrežo, ki bi posploševala proces vstajanja na vse paraplegične osebe, je možno zgraditi, a bi delovala z dosti slabšimi lastnostmi. Strategije vstajanja in s tem tudi signali podpornih sil se namreč med pacienti občutno razlikujejo.

Na podlagi petih merilnih tekov vstajanja vsake paraplegične osebe je bila naučena nevrnska mreža, ki jo je mogoče s pomočjo prevajalnega modula programskega paketa Predict pretvoriti v funkcije programskega jezika C, te pa s prevajalnikom v zbirniško kodo mikroprocesorja, ki nadzira FES stimulator. Tako je možno obnašanje senzornega vodenja FES vstajanja neposredno preizkusiti v praktični aplikaciji.



## 6 Zaključek

Pričujoča doktorska disertacija obravnava vstajanje paraplegičnih oseb, ki si pri prenosu telesa iz sedečega v stoječ položaj pomagajo z oporo rok ter funkcionalno električno stimulacijo paraliziranih spodnjih ekstremitet. Funkcionalna električna stimulacija se je dokazala kot dovolj uspešna pri omogočanju vstajanja hromih oseb. Tradicionalni obstoječi način vstajanja s FES temelji na odprtozančni stimulaciji ekstenzorjev kolen, s predprogramiranim vzorcem ter konstantno amplitudo stimulacijskih sekvenc. Bistven problem pri vstajanju paraplegika, ki vstaja s pomočjo obstoječega načina vodenja FES, je sinhronizacija med hotenimi odzivi trupa in zgornjih ekstremitet in stimuliranimi spodnjimi ekstremitetami. Disertacija zato obravnava manever vstajanja paraplegičnih oseb z vidika kinematičnih in dinamičnih parametrov, ki nastopajo med vstajanjem, s ciljem pridobiti znanje o zakonitostih vstajanja v paraplegiji in povratnih informacijah, ki jih je mogoče uporabiti pri senzornem vodenju FES vstajanja.

Za doseg postavljenih ciljev je bilo najprej potrebno opraviti temeljite kinematične meritve in meritve reakcijskih sil obstoječega vstajanja paraplegičnih oseb. Meritve so bile opravljene na osmih paraplegičnih bolnikih z različnimi višinami poškodbe hrbtenjače in z različno dobo rednega uporabljanja FES. V ta namen je bilo zgrajeno merilno mesto, ki omogoča merjenje kinematičnih parametrov in reakcijskih sil, ki delujejo na telo med manevrom vstajanja. Ob predpostavki o simetriji telesa med vstajanjem so bili zajemani parametri samo na desni strani telesa. Merilno mesto je bilo sestavljeno iz dveh merilnih okvirjev, namenjenih zajemanju reakcijskih sil, ter sistema za brezkontaktno merjenje pozicije infrardečih markerjev, pritrjenih na telo vstajajoče paraplegične osebe. Reakcijske sile so bile zajemane s pomočjo šestosnih merilnikov sil, nameščenih pod stolom, pod desnimi ročajem okvirja hodulje in pod desnim stopalom.

Na podlagi rezultatov meritev je bila opravljena podrobna analiza parametrov vstajanja. Analizirano je bilo gibanje sklepov in segmentov telesa, trajektorije gibanja prijemališč podpornih sil ter trajektorija gibanja težišča telesa v sagitalni ravnini. Za celovito predstavitev vstajanja paraplegikov je bil načrtan matematični model vstajanja, ki omogoča izračun momentov v sklepih. Ker kvazistatični modeli ne upoštevajo vztrajnostnih momentov segmentov, vpliv dinamike nekaterih segmentov pa je za obremenitev sklepov pomemben, smo izdelali dinamični model temelječ na Newton-Eulerjevi dinamični analizi. Model vsebuje petnajst togih segmentov, ki so medsebojno sklopljeni s preprostimi kinematičnimi pari. Posebnost modela je v ponazoritvi zaprte kinematične verige, kjer nastopajo reakcijske sile na obeh koncih, pod stopali in pod rokami, v začetni fazi vstajanja pa tudi pod stolom.

Določili smo specifične dogodke v procesu vstajanja paraplegičnih oseb in razdelili proces vstajanja na več faz, podobno razdelitvi faz vstajanja zdravih oseb. Merodajni parametri pri razdelitvi procesa vstajanja so bili poteki trajektorije težišča in poteki kotov sklepov. Posebna pozornost je bila posvečena preučitvi, ali je možno na podlagi informacije o reakcijskih silah pod stopali in pod rokami dovolj dobro oceniti trajektorijo težišča telesa in na osnovi te informacije tudi določiti prehode med fazami vstajanja. V delu smo preučili možnost reduciranja potrebnih informacij podpornih sil s prehodom na cenejše in manj funkcionalne senzorje sil v podplatih in v hodulji. Za namene iskanja minimalnega nabora potrebne povratne informacije za uspešno določanje stanja sistema je bil uporabljen programski paket, ki deluje na osnovi genetskih algoritmov, preslikava med povratno informacijo in stanjem sistema pa je bila opravljena s pomočjo umetnih nevronske mreže. Uspešnost delovanja nevronske mreže pri razpoznavanju faz in aktivnosti vstajanja ter določanja položaja trajektorije težišča telesa je predstavljala merilo, kako dobro določen nabor povratnih vhodnih signalov zadovolji zahteve pri določanju stanja biomehanskega sistema med vstajanjem.

Na podlagi rezultatov opravljenega teoretičnega in eksperimentalnega dela v disertaciji je moč podati sledeče zaključke:

- Prvič je bila opravljena primerjalna analiza vstajanja na večji skupini paraplegičnih oseb. Skupina osmih paraplegičnih oseb z različnimi izkušnjami in fizično pripravljenostjo predstavlja boljši reprezentativni vzorec, kot v katerikoli dosednji analizi vstajanja.
- Navkljub poenostavitvam v dinamičnem modelu, kjer smo predpostavili simetrijo telesa, ujemanje antropometričnih podatkov segmentov telesa paraplegičnih in zdravih oseb ter približen položaj anatomskih središč sklepov, so pridobljeni podatki o obremenitvah sklepov med vstajanjem, ki so pomembni pri simulaciji manevra vstajanja. Simulacija procesa vstajanja paraplegičnih oseb ima očitne prednosti v primerjavi s praktičnim eksperimentiranjem pri načrtovanju novih krmilnih FES shem, ki se razvijajo v svetu.
- V skupini osmih paraplegičnih oseb, ki vstajajo s pomočjo opore rok in funkcionalne električne stimulacije, lahko razlikujemo več različnih pristopov k manevru vstajanju. Pri prvi skupini oseb mišice ekstenzorjev kolen s pomočjo FES niso sposobne razviti opaznih momentov. Zato osebe vstajajo pretežno z uporabo gornjih ekstremitet. Opora rok je uporabljena tako pri dvigovanju telesa v vertikalni smeri, kot pri vzdrževanju stoje v izravnani drži. V drugi skupini, ki jo je moč razločiti izmed paraplegičnih oseb se pojavlja vzorec vstajanja, ki je že bil opažen v delu (Yu, 1998). Paraplegična oseba se v tem primeru nagnjena anteriorno močno opre na oporni pripomoček in s tem razbremeni spodnje ekstremitete. Spodnje ekstremitete zato ob uporabi FES hipoma preidejo v

ekstenzijo in v zaklenjenem položaju sklepov kolen lahko sprejmejo težo telesa v zadnji fazi vstajanja, ko oseba izravna trup in razbremeni gornje ekstremitete. Tretji pristop k vstajanju, ki se pojavlja med paraplegičnimi osebami, koristno izrablja s FES vzbujene momente v kolenskih sklepih za dvigovanje teže telesa in razbremenitev gornjih ekstremitet tako v začetni, kot tudi v končni fazi vstajanja.

- Vrednosti momentov v kolenskih sklepih, ki so posledica električne stimulacije mišic ekstenzorjev kolen, so presenetljivo majhne glede na vrednosti, ki so jih paraplegične osebe sposobne razviti v izometričnih pogojih (Bajd and Kralj, 1992). Zdrava oseba, ki vstaja brez opore rok razvije v kolenskem sklepu okrog 80 Nm. Za paraplegične osebe pa se izkaže da razvijejo do 20 Nm na sklep, kljub temu da rezultati kažejo, da so v izometričnih pogojih posamezniki sposobni razviti tudi do 90 Nm. Vzroke za to lahko pripišemo opori rok, za katero je očitno, da ji paraplegične osebe pri vstajanju pripisujejo najpomembjšo vlogo. Četudi je možno v spodnjih ekstremitetah razviti večje momente pri ekstenziji kolen, se paraplegične osebe raje zanašajo na gornje ekstremitete, saj imajo poleg pomembnih senzornih informacij vestibularnega in vidnega organa na voljo tudi informacije receptorjev gornjih ekstremitet in lahko tako bolje nadzirajo proces vstajanja. Donaldson in Yu (1997) sta pokazala, da je položaj trupa telesa kontrolabilen le z gornjimi ekstremitetami, na kar se očitno zanašajo tudi paraplegične osebe pri vstajanju.
- Pri nekaterih paraplegičnih bolnikih se v pripravljalni fazi vstajanja pokaže vzorec, ki vsebuje dinamične komponente. Hipoteza, da hitra fleksija trupa anteriorno v začetni fazi pripomore k razbremenitvi spodnjih in gornjih ekstremitet, je preverjena s pomočjo simulacij in eksperimenta. Pokaže se, da je paraplegični osebi, zaradi pasivnih kolčnih sklepov nemogoče preusmeriti horizontalno komponento gibalne količine v vertikalno, kar sicer izkoriščajo zdrave osebe. Tako dinamični nagib trupa v začetni fazi vstajanja paraplegične osebe edino pripomore k začetnemu prenosu težišča anteriorno in je zato začetni položaj telesa na stolu v tem primeru lahko pomaknjen bolj posteriorno proti naslonu stola.
- Pokaže se, da je vstajanje proces, ki je zaključen izredno hitro. Vertikalno dvigovanje telesa je lahko zaključeno v času krajšem od sekunde. Zato je pri načrtanju senzornega vodenja FES vstajanja edino smiselno povratno informacijo voditi neposredno v krmilni sistem stimulatorja, ne pa tudi vstajajoči osebi.
- Ker rezultati kinematične in dinamične analize vstajanja paraplegičnih oseb kažejo, da ni enotnega vzorca vstajanja, je mogoče pričakovati, da bo tudi

senzorna informacija pridobljena s senzorji med vstajanjem različnih paraplegičnih oseb neenotne oblike. Zato ni smiselno načrtovati metode preslikave med senzornimi signali in informaciji o stanju sistema, ki bi posploševala proces vstajanja na vse paraplegične bolnike.

- Analiza pomembnosti virov povratne informacije pokaže, da samo informacija s podplatom ni zadostna za določanje stanja biomehanskega sistema med vstajanjem. Izkaže se, da je informacija o položaju prijemališča podperne sile v enem izmed treh oživčenih področij pod stopalom le pri nekaterih bolnikih uporabna za namene povratne informacije. Trajektorija prijemališča podperne sile pod podplatom je specifična za vsakega posameznega bolnika.
- Lastnosti razpoznavanja stanj biomehanskega sistema s pomočjo nevronske mreže močno izboljšajo dodatni viri senzornih signalov v kombinaciji senzornih signalov izpod podplatom. Najboljše rezultate je moč pokazati z zajemanjem podpornih sil rok ali z uporabo goniometričnega senzorja nameščenega na kolenu. V tem primeru je mogoče razpoznavati stanja sistema z zanesljivostjo nad 90%. Pri prvem primeru za realizacijo v praksi nastopajo vprašanja tehnične izvedbe povezave merilnika sile v opornem pripomočku in nadzornega sistema stimulatorja, v drugem primeru pa vprašanja namestitve senzorja na telo paraplegične osebe.

Eksperimentalno smo skozi analizo obstoječega načina vstajanja paraplegičnih oseb pokazali, da je vloga funkcionalne električne stimulacije pri vstajanju manjša od pričakovane, vloga rok pa mnogo pomembnejša. Opažanje lahko razložimo na dva načina. Momenti, ki jih v kolenskem sklepu razvijejo paraplegične osebe v izometričnem položaju, niso kos dinamičnemu procesu vstajanja. Tudi zdrav človek komaj lahko vstane samo ob ekstenziji kolen, ne da bi prej opravil za vstajanje značilen anteriorni nihaj trupa. Druga razlaga za nizke vrednosti momentov je pomanjkanje senzornih informacij iz paraliziranih spodnjih ekstremitet. Paraplegična oseba se enostavno ne zanese na električno stimulirane spodnje ekstremitete. Zaradi tega večino obremenitve pri obstoječem načinu vstajanja prevzemajo roke. Na podlagi tega lahko zapišemo, da za nadaljnje izboljševanje FES vstajanja paraplegičnih oseb ni najpomembnejši razvoj novih strategij vodenja stimulacijskih sekvenc, ampak razvoj novih pomagala, ki bodo vstajajoči hromi osebi nudile oporo pri vstajanju. Na ta način bi bilo mogoče doseči celo vstajanje tetraplegičnih oseb in jim omogočiti terapevtsko stajo ob uporabi FES. Kot pomagalo imamo v mislih robotski mehanizem, ki voden z impedančno krmilno shemo, lahko spreminja svoje dinamične lastnosti v točki interakcije med človekom in strojem in na ta način zagotavlja potrebno velikost podpore.

## 6.1 Originalni prispevki disertacije

Glede na objavljene prispevke v literaturi s področja vstajanja paraplegičnih oseb pričujoča disertacija po mnenju avtorja vsebuje sledeče izvirne prispevke:

- celovita kinematična in dinamična analiza obstoječega vstajanja hromih oseb, ki uporabljajo FES in oporo rok,
- inverzni dinamični model vstajanja z oporo rok (zaprta kinematična veriga) in izračun momentov v sklepih spodnjih in zgornjih ekstremitet,
- preverjanje hipoteze o zmanjšanju obremenitev sklepov ekstremitet ob uvajanju dinamičnih komponent v proces vstajanja paraplegičnih oseb,
- določitev vloge rok pri vstajanju paraplegičnih oseb,
- definiranje minimalne informacije o podpornih silah, potrebne za senzorno vodenje vstajanja in s tem določitev minimalnega nabora umetnih ali naravnih senzorjev,
- razpoznavanje faz in mejnih dogodkov vstajanja paraplegičnih oseb iz potekov podpornih sil.



# Literatura

- Alexander, N.B., Schultz, A.B., Warwick, D.N. (1991). Rising From a Chair: Effects of Age and Functional Ability on Performance Biomechanics. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, Vol. 46, No. 3, pp. M91-98.
- Andersen, L.N.S., Jensen, W., Veltink, P.H., Struijk, J.J. (1996). Natural Sensory Feedback for Control of Standing. In: *Proceedings of IEEE-EMBS Conference*, pp. 57, Amsterdam, The Netherlands.
- Angeloni, C., Riley, O.P., Krebs, D.E. (1994). Frequency Content of Whole Body Gait Kinematic Data. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 2, No. 1, pp. 40-46.
- Bäck, T., Hammel, U., Schwefel, H-P. (1997). Evolutionary Computation: Comments on the History and Current State. *IEEE Transactions on Evolutionary Computation*, Vol. 1, No. 1, pp. 3-17.
- Bahrami, F., Riener, R., Schmidt, G. (1997). Arm-Supported Standing-Up: A Comparative Study. In: *Proceedings of the Second Annual IFESS Conference (IFEES'97) and Neural Prosthesis: Motor Systems 5 (NP'97)*, pp. 197-198, Vancouver, Canada.
- Bahrami, F., Riener, R., Buss, M., Schmidt, G. (1996). Optimal Trajectory Generation for a Paraplegic Patient Rising from a Chair by Means of FES. In: Pedotti, A., Ferrarin, M., Quintern, J., Riener, R. (eds.) *Neuroprosthetics from Basic Research to Clinical Applications*, pp. 283-292, Springer-Verlag, Berlin.
- Bajd, T., Kralj, A., Turk, R. (1982). Standing-up of a Healthy Subject and a Paraplegic Patient. *Journal of Biomechanics*, Vol. 15, No. 1, pp. 1-10.
- Bajd, T., and Kralj, A. (1992). FES Training of Atrophied Paralyzed Muscles. In: Pedotti, A., and Ferrarin, M. (eds.) *Restoration of Walking for Paraplegics, Recent Advancements and Trends*, pp. 193-196, Edizioni pro Juventute, Milano, Italy.
- Boone, D.C., and Azen, S. P. (1979). Normal Range of Motion of Joints in Male Subject. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 61-A, No. 5, pp. 756-759.
- Bresler, B., and Frankel, J.P.(1950). The Forces and Moments in the Leg During Level Walking. *Transactions of the ASME*, Vol. 72, No. 1, pp. 27-36.
- Burdett, R.G., Habasevich, R., Pisciotto, J., Simon, S. R. (1985). Biomechanical Comparison of Rising from Two Types of Chairs. *Physical Therapy*, Vol. 65, No. 8, pp. 1177-1183.
- Butler, P.B., Nene, A.V., Major, R.E. (1991). Biomechanics of Transfer from Sitting to the Standing Position in Some Neuromuscular Diseases, *Physiotherapy*, Vol. 77, No. 8, pp. 521-525.
- Capozzo, A., Leo, T., Pedotti, A. (1975). A General Computing Method for the Analysis of Human Locomotion, *Journal of Biomechanics*, Vol. 8, pp. 307-320.
- Coghlin, S.S., and McFadyen, B.J. (1994). Transfer Strategies Used to Rise From a Chair in Normal and Low Back Pain Subjects. *Clinical Biomechanics*, Vol. 9, No. 2, pp. 85-92.
- Contini, R. (1972). Body Segment Parameters, Part ii. *Artificial Limbs*, Vol. 16, No. 1, pp. 1-19.
- Davoodi, R., and Andrews, B.J. (1996). FES Standing Up in Paraplegia: A Comparative Study of Fixed Parameter Controllers. In: *Proceedings of IEEE-EMBS Conference*, CD-ROM, Amsterdam, The Netherlands.
- Davoodi, R., and Andrews, B.J. (1998). Computer Simulation of FES Standing Up in Paraplegia: A Self-Adaptive Fuzzy Controller with Reinforcement Learning. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 6, No. 2, pp. 151-161.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters, *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 9, pp. 1223-1230.
- Donaldson, N. de N. and Yu, C.-H. (1996). FES Standing: Control by Handle Reactions of Leg Muscle Stimulation (CHRELMs). *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 4, No. 4, pp. 280-284.
- Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., Roebroek, M. E., Lankhorst, G. J.(1994). Two Strategies of Transferring from Sit-To-Stand; The Activation of Monoarticular and Biarticular Muscles. *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, No. 11, pp. 1299-1307.
- Ellis, M.I., Seedhom, B.B., Wright, V. (1984). Forces in the Knee Joint Whilst Rising from a Seated Position. *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 6, No. 2, pp. 113-128.



- Engardt, M., Ribbe, T., Olsson, E. (1993). Vertical Ground Reaction Force Feedback to Enhance Stroke Patients' Symmetrical Body-Weight Distribution While Rising/Sitting Down. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 25, pp. 41-48.
- Ewins, D.J., Taylor, P.N., Crook, S.E., Lipczynski, R.T., Swain, I.D. (1988). Practical Low Cost Stand/Sit System for Mid-Thoracic Paraplegics. *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 10, No. 2, pp. 184-188.
- Fleckenstein, S.J., Kirby, R.L., MacLeod, D.A. (1988). Effects of Limited Knee-Flexion Range on Peak Hip Moments of Force While Transferring from Sitting to Standing, *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, No. 11, pp. 915-918.
- Garner, B., Daigle, K., Pandy, M. Anderson, F. (1993). An Optimal Control Model for Rising from a Chair. Book of Abstracts of International Society of Biomechanics, XIVth Congress, pp. 448-449, Paris, France.
- Gellman, H., Sie, I., Waters, R.L., (1998). Late Complications of the Weight Bearing Upper Extremity in the Paraplegic Patient, *Clinical Orthopaedics*, Vol. 233, pp. 132-135.
- Goldberg, D.E. (1989). Genetic Algorithms in Search, Optimization, and Machine Learning. Addison-Wesley, Reading, MA.
- Hanke, T.A., Pai, Y.C., Rogers, M.W. (1995). Reliability of Measurements of Body Center-of-Mass Momentum During Sit-to-Stand in Healthy Adults. *Physical Therapy*, Vol. 75, No. 2, pp. 105-118.
- Haugland, M.K., Sinkjaer, T. (1995). Cutaneous Whole Nerve Recordings Used for Correction of Footdrop in Hemiplegic Man, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 3, No. 4, pp. 307-317.
- Haugland, M.K. and Hoffer J.A. (1994). Skin Contact Force Information in Sensory Nerve Signals Recorded by Implanted Cuff Electrodes. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 2, No. 1, pp. 29-36.
- Haugland, M.K., Hoffer, J. A., Sinkjaer, T. (1994). Skin Contact Force Information in Sensory Nerve Signals Recorded by Implanted Cuff Electrodes. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 2, No. 1, pp. 18-22.
- Heinze, S., Veltink, P. H., Jensem, P. L., Mayagoitia, R. E., Hermens, H. J., Koopman, H.F.J.M., Huijting, P. A. (1996). Development of Control Strategies for FES-Supported Closed-Loop Standing-Up. In: Pedotti, A., Ferrarin, M., Quintern, J., Riener, R.(eds.) Neuroprosthetics from Basic Research to Clinical Applications, pp. 209-216, Springer-Verlag, Berlin.
- Hemami, H. and Jaswa, V.C. (1978). On a Three-Link Model of the Dynamics of Standing Up and Sitting Down. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. SMC-8, No. 2.
- Hesse, S., Schauer, M., Maležič, M., Jahnke, M., Mauritz, K-H. (1994). Quantitative Analysis of Rising from a Chair in Healthy and Hemiparetic Subjects. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 26, No. 3, pp. 161-166.
- Hughes, M.A., Weiner, D.K., Schenkman, M.L., Long, R.M., Studenski, S.A. (1994). Chair Rise Strategies in the Elderly. *Clinical Biomechanics*, Vol. 9, No. 3, pp. 187-192.
- Hughes, M. A., and Schenkman, M. L. (1996). Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 33, No. 4, pp. 409-412.
- Hutchinson, E. B., Riley, P. O., Krebs, D. E. (1994). A Dynamic Analysis of the Joint Forces and Torques During Rising from a Chair. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 2, No. 2, pp. 49-56.
- Iida, H., and Yamamuro, T. (1987). Kinetic Analysis of the Centre of Gravity of the Human Body in Normal and Pathological Gaits. *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 10, pp. 987-995.
- Ikeda, E. R., Schenkman, M. L., Riley, P. O., Hodge, W. A. (1991). Influence of Age on Dynamics of Rising from a Chair. *Physical Therapy*, Vol. 71, No. 6, pp. 473-481.
- Jeng, S.F., Schenkman, M.L., Riley, P.O., Lin, S.J. (1990). Reliability of a Clinical Kinematic Assessment of the Sit-to-Stand Movement. *Physical Therapy*, Vol. 70, No. 8, pp. 511-520.
- Jensen, R.K. (1986). Body Segment Mass, Radius and Radius of Gyration Proportions of Children. *Journal of Biomechanics*, Vol. 19, No. 5, pp. 359-368.
- Johnson, D. (1989). The Biomechanics of Standing-Up and Sitting-Down in Persons with Lower Limb Paralysis, with the Aid of Functional Neuromuscular Stimulation, Master Thesis, Cape Town.

- Kagaya, H., Shimada, Y., Ebata, K., Sato, M., Sato, K., Yukawa, T., Obinata, G. (1995). Restoration and Analysis of Standing-Up in Complete Paraplegia Utilizing Functional Electrical Stimulation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 76, No. 9, pp. 876-881.
- Kerr, K.M., White, J.A., Mollan, R.A.B., Baird, H.E. (1991). Rising from a Chair: A Review of the Literature, *Physiotherapy*, Vol. 77, No. 1, pp. 15-19.
- King, A.I. (1984). A Review of Biomechanical Models. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 106, pp. 97-104.
- Kralj, A., and Bajd, T. (1989). Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking after Spinal Cord Injury. CRC Press, Boca Raton, Florida.
- Kralj, A., and Grobelsnik, S. (1973). Functional Electrical Stimulation - a New Hope for Paraplegic Patients?. *Bulletin of Prosthetics Research*, pp. 75-102.
- Kralj, A., Bajd, T., Turk, R., Benko, H. (1986). Posture Switching for Prolonging Functional Electrical Stimulation Standing in Paraplegic Patients. *Paraplegia*, Vol. 24, pp. 221-230.
- Kralj, A., Jaeger, R.J., Muni, M. (1990). Analysis of Standing Up and Sitting Down in Humans: Definitions and Normative Data Presentation. *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, No. 11, pp. 1123-1138.
- Lundin, T.M., Grabiner, M.D., Jahnigen, D.W. (1995). On the Assumptions of Bilateral Lower Extremity Joint Moment Symmetry During the Sit-to-Stand Task. *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, No. 1, pp. 109-112.
- Magnan, A., McFadyen, B.J., St-Vincent, G. (1996). Modification of the Sit-to-Stand Task with the Addition of Gait Initiation. *Gait & Posture*, Vol. 4, No. 3, pp. 232-241.
- Michalski, R.S., Bratko, I., Kubat, M. (1998). Machine Learning and Data Mining. John Wiley & Sons, New York.
- Petrofsky, J.S., Phillips, C.A., Stafford, D.E. (1984). Closed-loop Control for Restoration of Movement in Paralyzed Muscle. *Orthopedics*, Vol. 7, pp. 1289-1302.
- Millington, P. J., Myklebust, M., Shambes, G. M. (1992). Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Motion in Elderly Persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 73, No. 7, pp. 609-617.
- Mulder, A. J., Veltink, P. H., Boom, H. B. K. (1992). On/Off Control in FES-Induced Standing Up: A Model Study and Experiments. *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 30, No. 2, pp. 205-212.
- Murray, M.P., Seireg, A., Scholz, R.C.(1967). Center of Gravity, Center of Pressure, and Supportive Forces During Human Activities. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 23, No. 6, pp. 831-833.
- Nash, R.S.W., Davy, M.S., Orpwood, R., Swain, I.D. (1990). Development of a Wheelchair-Mounted Folding Standing Frame. *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 12, pp. 189-192.
- Németh, G., Ekholm, J., Arborelius, U.P., Schüldt, K., Harms-Ringdahl, K. (1984). Hip Joint Load and Muscular Activation During Rising Exercises. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 16, No. 3, pp. 93-102.
- Nuzik, S., Lamb, R., VanSant, A., Hirt, S. (1986). Sit-to-Stand Movement Pattern, *Physical Therapy*, Vol. 66, No. 11, pp. 1708-1713.
- Pai, Y.-C., and Rogers, M. W. (1990). Control of Body Mass Transfer as a Function of Speed of Ascent in Sit-to-Stand. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 22, No. 3, pp. 378-384.
- Pai, Y.-C., and Rogers, M. W. (1991a). Speed Variation and Resultant Joint Torques During Sit-to-Stand. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 72, No. 11, pp. 881-885.
- Pai, Y.-C., Naughton, B.J., Chang, R.W., Rogers, M.W.(1994). Control of Body Centre of Mass Momentum During Sit-to-Stand Among Young and Elderly Adults. *Gait & Posture*, Vol. 2, No. 2, pp. 109-116.
- Pai, Y-C, and Rogers, M. W. (1991b). Segmental Contributions of Total Body Momentum in Sit-to-Stand. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 23, No. 2, pp. 225-230.
- Peckham, P.H. (1987). Functional Electrical Stimulation: Current Status and Future Prospects of Applications to the Neuro-Muscular System in Spinal Cord Injury. *Paraplegia*, Vol. 25, pp. 279-288.
- Quintern, J., Minwegen, P., Maurits, K.-H. (1989). Control Mechanisms for Restoring Posture and Movements in Paraplegics. *Progress in Brain Research*, edited by J.H.J. Allum and M. Hulliger, Vol. 80, pp. 489-502.

- Riener, R., and Fuhr, T. (1998). Patient-Driven Control of FES-Supported Standing Up: A Simulation Study. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 6, No. 2, pp. 113-124.
- Riley, O.P., Krebs, D.E., Popat, R.A. (1997). Biomechanical Analysis of Failed Sit-to-Stand. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 5, No. 4, pp. 353-359.
- Riley, P.O., Schenkman, M.L., Mann, R.W., Hodge, W.A. (1991). Mechanics of a Constrained Chair-Rise. *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, No. 1, pp. 77-85.
- Riley, P.O., Mann, R.W., Hodge, W.A. (1990). Modeling of the Biomechanics of Posture and Balance. *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, No. 5, pp. 503-506.
- Roebroeck, M.E., Doorenbosch, C.A.M., Haarlaar, J., Jacobs, R., Lankhorst, G.J. (1994). Biomechanics and Muscular Activity During Sit-to-Stand Transfer. *Clinical Biomechanics*, Vol. 9, No. 4, pp. 235-244.
- Schenkman, M., Berger, R.A., Riley, P.O., Mann, R.W., Hodge, W.A. (1990). Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting. *Physical Therapy*, Vol. 70, No. 10, pp. 51-61.
- Schenkman, M., Riley, P.O., Pieper, C. (1996). Sit to Stand from Progressively Lower Seat Heights - Alternations in Angular Velocity. *Clinical Biomechanics*, Vol. 11, No. 3, pp. 153-158.
- Schüldt, K., Ekholm, J., Németh, G., Arborelius, U.P., Harms-Ringdahl, K. (1983). Knee Load and Muscle Activity During Exercises in Rising. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 15, suppl No. 9, pp. 174-199.
- Schultz, A. B., Alexander, N. B., Ashton-Miller, J. A. (1992). Biomechanical Analyses of Rising from a Chair. *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, No. 12, pp. 1383-1391.
- Seedhom, B.B., and Terayama, K. (1976). Knee Forces During the Activity of Getting Out of a Chair With and Without the Aid of the Arms. *Biomechanical Engineering*, Vol. 8, pp. 278-282.
- Shepherd, R. B., Koh, H-P. (1993). Biomechanical Consequences of Varying Foot Placement in Standing Up. In Book of Abstracts of International Society of Biomechanics XIVth Congress, pp.1240-1241, Paris, France.
- Shimba, T. (1984) An Estimation of Center of Gravity from Force Platform Data. *Journal of Biomechanics*, Vol. 17, No. 1, pp. 53-60.
- Sinkjaer, T., Haugland, M., Haase J. (1992). The Use of Natural Sensory Nerve Signals as an Advanced Hell-Switch in Drop-Foot Patients. In *Proceedings of 4<sup>th</sup> Vienna International Workshop on FES*, pp. 134-137, Vienna, Austria.
- Spong, M.W., and Vidyasagar, M. (1989). *Robot Dynamics and Control*, John Wiley & Sons, New York.
- Stevens, C., Bojsen-Møller, F., Soames, R. W. (1989). The Influence of Initial Posture on the Sit-to-Stand Movement. *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 58, pp. 687-692.
- Tomović, R. and McGhee, R.B. (1966). A Finite State Approach to the Synthesis of Bioengineering Control Systems. *IEEE Transactions on Human Factors in Electronics*, Vol. HFE-7, No. 2, pp. 65-69.
- Tupling, S.J., and Pierrynowski, M.R. (1987). Use of Cardan Angles to Locate Rigid Bodies in Three-Dimensional Space. *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 25, No. 9, pp. 527-532.
- Upshaw, B.J., Sinkjaer, T., Haase, J. (1995). Natural vs. Artificial Sensors Applied in Peroneal Nerve Stimulation. In *Proceedings of 5<sup>th</sup> Vienna International Workshop on FES*, pp. 239-242, Vienna, Austria.
- Vodovnik, L., Bajd, T., Kralj, A., Gračanin, F., Strojnik, P. (1981). Functional Electrical Stimulation Providing Functional Use of Paraplegic Patient Muscles, *CRC Critical Rev. Bio. Eng.*, Vol 6, pp. 63-131.
- Weiner, D.K., Long, R., Hughes, M.A., Chandler, J., Studenski, S. (1993). When Older Adults Face the Chair-Rise Challenge: A Study of Chair Height Availability and Height-Modified Chair-Rise Performance in the Elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*, Vol.41, No. 1, pp. 6-10.
- Wheeler, J., Woodward, C., Ucovich, R.L., Perry, J., Walker, J.M. (1985). Rising from a Chair, Influence of Age and Chair Design, *Physical Therapy*, Vol. 65, No. 1, pp. 22-26.
- Winter, D.A. (1979). *Biomechanics of Human Movement*. John Wiley and Sons, New York.
- Winter, D.A. (1993). Estimations of the Horizontal Displacement of the Total Body Centre of Mass: Considerations During Standing Activities, *Gait & Posture*, Vol. 1, pp. 141-144.

- Yoshida, K., Iwakura, H., Inoue, F. (1983). Motion Analysis in the Movement of Standing Up from and Sitting Down on a Chair. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 15, No. 3, pp. 133-140.
- Yu, C.H. and Donaldson, N., (1997). Disability and Controllability after Paralysis: A Kinematic Analysis. *In Proceedings of the Second Annual IFESS Conference (IFEES'97) and Neural Prosthesis: Motor Systems 5 (NP'97)*, pp. 195-196, Vancouver, Canada.
- Yu, C.H., (1998). New Method for Restoring Standing to Paraplegics: Control of Leg Muscle Stimulation by the Handle Support Reactions. PhD Dissertation, University College London, London, UK.
- Yukawa, T., Khalid, M., Uchiyama, M., Inooka, H., Ohashi, T., Obinata, G., Kagaya, H., Shimada, Y. (1996). Modular Hybrid Functional Electrical Stimulation System. *In Proceedings of the 1996 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1184-1190, Minneapolis, Minnesota, 1996.
- Zatsiorsky, V., Seluyanov, V. (1983). The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body. *Biomechanics VIII-B*, Int. Series on Biomechanics, edited by Matsui, H. and Kabayashi, K., Vol. 4B, pp. 1152-1159, Human Kinetics Publisher, Champaign, Illinois.
- Zhenxing J., Howard J. C., Instrumented Parallel Bars for 3D Force Measurement. *Journal of Rehab Research & Development*, Vol. 29, No. 2, pp. 31-38.

## Reference vezane neposredno na disertacijo

- Kamnik, R., Bajd, T., Kralj, A. (1997). Kinetic and Kinematic Analysis of Paraplegics Rising from the Sitting to the Standing Position. In *Book of abstracts & programme, International Conference Life Sciences '97 & 2nd Slovenian - Croatia Meeting on Molecular Oncology Today*, pp. 35, Gozd Martuljek, Slovenia.
- Kamnik, R., Bajd, T., Kralj, A., Benko, H., Obreza, P. (1998). FES and Arm Supported Standing Up Strategies in Paraplegia. In *Book of Abstracts of Neuromodulation for Pain and Motor Disorders, 4th International Congress of the International Neuromodulation Society*, pp. 188, Lucerne, Switzerland.
- Kamnik, R., Bajd, T., Kralj, A., Benko, H., Obreza, P. (1998). Joint Torques During FES and Arm Supported Sit-to-Stand of Paraplegic Patients. In: *Proceedings of 6th Vienna International Workshop on Fuctional Electrostimulation: Basics, Technology, Application*, pp. 125-128, Vienna, Austria.
- Kamnik, R., Bajd, T., Kralj, A. (1997). Analysis of Paraplegics Sit-to-Stand Transfer Using Functional Electrical Stimulation and Arm Support. In *Proceedings of Second Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS'97) and Fifth Triennial Conference Neural Prosthesis: Motor Systems 5 (NP'97)*, pp. 161-162, Burnaby, British Columbia, Canada.
- Kamnik, R., Bajd, T., Kralj, A. (1999). FES and Arm Supported Sit-to-Stand Transfer after Paraplegia: a Study of Kinetic Parameters. Sprejeto za objavo v reviji *Artificial Organs*.
- Kuželčki, J., Kamnik, R., Bajd, T. (1998). Dinamični Model Vstajanja Paraplegične Osebe. V: Zbornik Sedme Elektrotehniške in Računalniške Konference ERK '98, zv. B, str. 315-318, Portorož, Slovenija.
- Kuželčki, J., Kamnik, R., Bajd, T. (1999). Dynamic Modelling of Paraplegic Person's Standing-Up. Poslano za objavo v revijo *Elektrotehniški Vestnik*.
- Andrews, B., Davoodi, R., Kamnik, R., Bajd, T. (1998). Behavioral Cloning for FES Control and Biomechanical Modeling. In: *Proceedings of 6th Vienna International Workshop on Fuctional Electrostimulation: Basics, Technology, Application*, pp. 271-274, Vienna, Austria.
- Davoodi, R., Andrews, B. J., Kamnik, R., Bajd, T. (1998). Neural Network Model of the Voluntary Arm Forces During FES Assisted Standing-Up in Paraplegia. In: *Proceedings of the ASME International Mechanical Engineering Congress & Exposition, Symposium on Dynamics, Control, and Design of Biomechanical Systems*, DSC-Vol. 64, pp.585-592, Anaheim, California, USA.
- Davoodi, R., Andrews, B. J., Kamnik, R., Bajd, T. (1998). Modeling the Voluntary Control of the Arms in FES Assisted Pull-to-Stand Maneuver in Paraplegia. In: *Proceedings of the Canadian Medical and Biological Engineering Conference*, pp. 32-33, Edmonton, Alberta, Canada.

## Izjava

Izjavljam, da sem avtor te disertacije, ki je nastala kot plod raziskovalnega dela pod mentorstvom prof.dr. Tadeja Bajda in somentorstvom akademika prof. dr. Alojza Kralja. Vsa pomoč drugih sodelavcev je izkazana v Zahvali. Že objavljeni dosežki drugih avtorjev so navedeni v Literaturi.



Roman Kamnik

Ljubljana, 28. februar 1999