

Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko

Andrej Olenšek

Eksperimentalna analiza in modeliranje bipedalne hoje

DOKTORSKA DISERTACIJA

Ljubljana, 2008

Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko

Andrej Olenšek

Eksperimentalna analiza in modeliranje bipedalne hoje

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: prof. dr. Zlatko Matjačić

Ljubljana, 2008

Zahvala

Iskreno se zahvaljujem svojemu mentorju prof. dr. Zlatku Matjačiču, ki mi je s svojim bogatim strokovnim znanjem vedno znal svetovati, usmerjati in spodbujati. Zahvaljujem se tudi študijskemu mentorju akad. prof. dr. Tadeju Bajdu za koristne nasvete na študijskem področju in pri nastajanju tega dela.

Zahvaljujem se osebju Inštituta za Rehabilitacijo, Republike Slovenije, ki so mi pomagali pri raziskavah. Mag. Janez Krajnik in as. Igor Tomšič sta bila v veliko pomoč pri spoznavanju merilnega sistema, ki je bile uporabljen pri eksperimentalnem merjenju Prav tako se zahvaljujem se vsem prostovoljcem, ki so sodelovali pri eksperimentalnem merjenju.

Neizmerno zahvalo sem dolžan staršem in bratu, ki so mi vedno stali ob strani, me podpirali in spodbujali ter omogočili študij.

Nanazadnje se zahvaljujem življenjski sopotnici Jasni za podporo in vzpodbudne besede v času nastajanja dela, v poslednjih mesecih pa v pričakovanju novega člana družine za veselje in novo energijo.

Povzetek

V zadnjih letih je razvoj sistemov za zajemanje gibanja in analizo hoje izpostavil instrumentacijsko analizo hoje kot primarno in prevladujoče orodje v klinični analizi hoje. Medtem ko so obsežne analize kinematike in kinetike človekove hoje pomembno izboljšale razumevanje biomehanskih značilnosti hoje človeka, je mehanizme strategije vodenja posturalne stabilnosti in propulzije šele potrebno pojasniti, kolikor želimo oblikovati objektivne smernice v procesu diagnostike patološke hoje kot tudi pri načrtovanju in izbiri terapevtskega postopka za zdravljenje patološke hoje. Pri tem se zavedamo omejenosti uporabe instrumentacijske analize hoje, saj lahko izmerjene vrednosti kinematike in kinetike v celoti izkoristimo le, kolikor jih pravilno interpretiramo. Izmerjeni podatki kinematike in kinetike namreč odražajo odstopanja od normalnega vzorca hoje tako zaradi kombinacije različnih stopenj mišičnih kontraktur ali oslabelosti kot tudi spremenjenega vodenja osrednjega živčnega sistema. Pri interpretaciji kinematike in kinetike hoje je potrebno opredeliti biomehanske karakteristike patoloških vzorcev hoje, ki omogočajo identifikacijo odstopanj zaradi spremenjenega biomehanskega stanja mišičnega sistema na eni strani in kompenzacijskih mehanizmov vodenja na drugi. To predstavlja precejšen izziv, saj aktivnost katerekoli mišice zaradi mehanske sklopitve v večsegmentnem sistemu vpliva na celotno biomehansko strukturo. V klinični analizi hoje torej stremimo k pravilnemu ločevanju primarnih patoloških karakteristik hoje od adaptivnih kompenzacijskih mehanizmov strategije vodenja, saj je s primernimi terapevtskimi, farmakološkimi ali kirurškimi posegi potrebno odpraviti zgolj primarne vzroke. V tem smislu se pričujoča disertacija osredotoči na oblikovanje smernic, ki bodo opredelile karakteristična odstopanja kinematike in kinetike glede na primarni vzrok in vrsto patološke hoje.

Primarni cilj disertacije je razvoj matematičnega modela bipedalne hoje, ki bo omogočal sintezo poglavitnih mehanizmov zelo pogostih patoloških vzorcev hoje po prstih in v počepu, glede na spremembe parametrov vodenja modela pa podal karakteristična odstopanja v kinematiki in kinetiki hoje. Prav tako vidimo možnost uporabe takšnega matematičnega modela pri načrtovanju terapevtskega postopka, saj lahko spreminjanje parametrov modela ali strategije vodenja odraža tudi terapevtski poseg, rezultirajoči kinematika in kinetika pa predikcijo izhoda terapevtskega posega. Pri tem je ključnega pomena razvoj ustrezne strategije vodenja, ki zagotavlja implementacijo karakterističnih patoloških mehanizmov hoje po prstih in v počepu. Slednji so neznan in jih je z eksperimentalnim modeliranjem predhodno potrebno oceniti glede na primarni vzrok. V tem smislu predstavlja matematični model patološke hoje dopolnilo instrumentacijske analize hoje, ki omogoča zgolj merjenje detajlov človekove hoje, ne pa tudi predikcijo izhoda terapevtskega postopka.

Kljub temu instrumentacijska analiza hoje predstavlja prvi korak k sintezi matematičnega modela normalne ali patološke hoje. Izmerjeni podatki kinematike in kinetike hoje človeka predstavljajo osnovo bodisi optimizacijskih kriterijev bodisi povratnozančnega vodenja bipedalnega modela. Veliko si obetamo predvsem od povratnozančnega vodenja, saj lahko strukturne spremembe modela in modifikacije strategije vodenja odražajo patološke anomalije zaradi spremenjenega stanja mišičnega sistema in strategije vodenja, lahko pa ponazarjajo tudi terapevtski poseg in nadaljnja analiza kinematike in kinetike predstavlja oceno primernosti izbranega terapevtskega programa. V tem primeru je osrednji modul modela bipedalne hoje stabilna strategija vodenja, ki mora zajemati nekatere poglavitne mehanizme patološke hoje. V ta namen disertacija obravnava dva originalna pristopa k sintezi in analizi patoloških vzorcev hoje.

Eksperimentalno modeliranje pri zdravih osebah predstavlja obetajoč metodološki

pristop pri raziskovanju možnih karakterističnih odstopanj v vzorcih posameznih tipov hoje. V ta namen smo razvili inovativen sistem za emulacijo mišičnih kontraktur, s katerim mehansko omejimo razpon gibanja v posameznem sklepu tako, da namestimo elastično vrv paralelno z določeno mišico ter na ta način selektivno določimo primarni izvor spremenjene hoje na nivoju določene mišice. Glede na vrsto emulacije mišične kontrakture nam tovrsten pristop omogoča vsiljevanje raznovrstnih tipov hoje pri zdravih osebah in določanje ustreznih karakterističnih vzorcev hoje. Sprva smo eksperimentalno modeliranje patološke hoje omejili na emulaciji kontraktur mišic soleus in gastrocnemius, saj kontrakturi teh dveh mišic veljata za prevladujoč vzrok hoje po prstih, zelo pogostega patološkega vzorca hoje pri cerebralni paralizi. Šest prostovoljcev je sodelovalo v treh eksperimentalnih pogojih, ko smo individualno ali v kombinaciji emulirali kontrakturi mišic soleus in gastrocnemius in smo kinematiko in kinetiko hoje zajeli z instrumentacijsko analizo hoje. Da bi identificirali karakteristična odstopanja od normalne hoje glede na vrsto emulacije mišične kontrakture, smo izmerjene podatke statistično primerjali, v nadaljevanju pa smo jih kvalitativno ovrednotili v luči izbranih kliničnih primerov. Podobnim korakom smo sledili pri eksperimentalnem modelu hoje v počepu, drugem zelo pogostem vzorcu patološke hoje, kjer se kot primarni vzrok hoje v počepu največkrat navajata kontrakturi mišične skupine stegenskih strun in mišične skupine iliopsoas. Osem prostovoljcev je bilo podvrženih individualni ali kombinirani emulaciji kontraktur mišične skupine stegenskih strun in mišične skupine iliopsoas, kinematiko in kinetiko hoje pa smo ponovno zajeli z instrumentacijsko analizo hoje. S statistično primerjavo izmerjenih podatkov smo določili karakteristične mehanizme glede na vrsto emulacije mišične kontrakture, kinematiko in kinetiko hoje pa kvalitativno primerjali z izbranimi kliničnimi primeri.

Karakteristični mehanizmi, ki so bili ugotovljeni pri izbranih primerih eksperimentalnega modeliranja hoje po prstih in počepu, so predstavljali osnovo povratnozančnega vodenja pri sintezi matematičnega modela patološke hoje. Uvodoma smo za razvoj učinkovite strategije vodenja uporabili poenostavljen model bipedalne hoje s teleskopskimi nogami in trupom. Obsežno eksperimentiranje v širokem naboru parametrov hoje je pokazalo, da dvo-nivojsko adaptivno vodenje zagotavlja stabilnost in robustnost in je v veliki meri neobčutljivo na izbor začetnih pogojev. Uporabnost dvo-nivojske strategije vodenja smo demonstrirali pri matematičnem modeliranju hoje po prstih in v počepu. Strukturno kompleksnost modelov hoje po prstih in v počepu smo povečali z gležnji in koleni, strategijo vodenja pa spremenili tako, da je omogočala sintezo karakterističnih mehanizmov izbranih eksperimentalnih primerov hoje po prstih in v počepu. Stabilnost, robustnost in neobčutljivost na začetne pogoje dvo-nivojskega vodenja so bile primarnega pomena, ko smo spreminjali določene parametre vodenja in na ta način omogočili razvoj širokega spektra vzorcev kinematike in kinetike hoje pri posamezni vrsti patološke hoje.

Glede na prednosti bipedálnih modelov hoje, predstavlja matematično modeliranje hoje človeka obetajoče izhodišče za bodoče raziskovanje, kako instrumentacijsko analizo dopolniti z matematičnim modeliranjem hoje v razvoju učinkovitega orodja za diagnostiko patološke hoje kot tudi načrtovanje in izbiro terapevtskega postopka. Rezultate instrumentacijske analize bi lahko uporabili kot nabor regulacijskih ciljev bipedalnega modela ter na ta način bipedalni model uporabili za identifikacijo stanja biomehanskega sistema. Na drugi strani bi spreminjanje parametrov v nadaljevanju odražalo spremembe biomehanskega sistema zaradi terapevtskega posega, medtem ko bi kinematiko in kinetiko hoje obravnavali kot mogoč izhod. Tako bi lahko predvideli učinek določenega terapevtskega posega in izločili posege z neželenim učinkom.

Abstract

Over the last years progress in motion capture and gait analysis systems development labeled instrumented gait analysis as the primary and most prevailing tool in clinical gait assessment. While extensive analyses of recorded gait kinematics and kinetics significantly improved our understanding of human biomechanics, mechanisms of neural control strategies involved in body support and propulsion are yet to be investigated to form an objective guideline basis for pathological gait diagnostics as well as treatment decision making and planning. In this respect we are aware of limited applicability of instrumented gait analysis as full exploitation of recorded gait kinematics and kinetics lays in the ability to correctly interpret these recordings. Namely, often the results of instrumented gait analysis display complex deviations from normal patterns, being a combination of various degrees of muscle contractures and muscle weakness as well as altered central nervous system control. When interpreting gait recordings, we are lacking biomechanical characterization of resulting pathological gait patterns, which would enable us to identify deviations that originate from altered biomechanical state of muscle system on one hand and compensatory mechanisms due to altered nervous control on the other. This task is particularly challenging because mechanical output of every single muscle in the multijointed biomechanical system affects the whole biomechanical structure due to mechanical coupling. In clinical gait analysis we strive to correctly separate primary abnormal gait characteristics from adaptive compensatory control strategy as only primary anomalies should be suppressed by appropriate therapeutic, pharmacological or surgical intervention. In this sense it is the focus of this thesis to form a set of guidelines that will determine characteristic deviations in gait kinematics and kinetics according to primary source and type of pathological gait.

Primary aim of dissertation is evolution of biped walking model that will enable synthesis of very common pathological mechanisms of toe walking and crouch walking on one hand, and determine characteristic deviations in gait kinematics and kinetics with respect to changes in control strategy on the other. We also acknowledge the possibility of using such model in therapeutic procedure planning, where variations in model and control strategy parameters can reflect particular therapeutic intervention, whereas resulting kinematics and kinetics can represent the outcome of therapeutic intervention. For this purpose it is imperative to develop appropriate control strategy, that enables implementation of characteristic pathological mechanisms of toe walking and crouch walking. These are unknown and should be assessed beforehand with respect to primary source via experimental modeling. In this sense mathematical modeling of pathological gait represents a complement to instrumented gait analysis, which merely enables detailed recording of human gait, but not prediction of therapeutic procedure.

Nevertheless instrumental gait analysis presents the first step in synthesis of mathematical model of normal or pathological gait. Recorded kinematic and kinetic data form a basis of either optimization criteria or feedback control of biped walking model. Particularly feedback control based biped walking models are considered to significantly improve the pathological gait diagnostics and treatment planning process in the future, as they may enable us to investigate the outcome of potential treatment prior to intervention. Namely, structural changes of biped walking model or modifications in control strategy may in future reflect possible therapeutical intervention, whereas analysis of resulting kinematics and kinetics may evaluate the suitability of selected therapeutic program. Central module of biped walking model in this case is a stable control strategy that should account for common mechanisms of pathological gait.

Experimental modeling in healthy subjects may be a promising methodological

approach for investigation of possible characteristic gait pattern deviations under particular walking regimens. For this reason we developed an innovative muscle contracture emulation system that mechanically restricts the range of motion in particular joint by fixing the elastic rope in parallel with particular muscle, allowing us to selectively define the primary source of altered gait on a level of particular muscle. Depending on the muscle contracture emulation type, such approach enables us to impose a set of different walking conditions in an intact individual and to delineate corresponding characteristic gait patterns. Experimental modeling of pathological gait was initially confined to emulations of soleus and gastrocnemius muscle contractures, since contractures of these muscles are considered as prevailing source of toe walking, very frequent pathological gait pattern in cerebral palsy. Six volunteers were subjected to three experimental conditions where individual or joint soleus and gastrocnemius muscle contractures were emulated and gait kinematics and kinetics was obtained by means of instrumented gait analysis. Recorded data were statistically compared to identify characteristic deviations from normal gait for a particular muscle contracture emulation type and qualitatively assessed with respect to selected clinical cases. Similar steps were followed in experimental modeling of crouch walking, another very frequent pathological gait pattern, where muscle contractures of hamstring and iliopsoas muscle groups are considered as prevailing primary source of crouch walking. Eight volunteers were subjected to individual or joint emulations of hamstring and iliopsoas contractures and gait kinematics and kinetics was obtained by means of instrumented gait analysis. Recorded data were statistically compared to identify characteristic deviations from normal gait for a particular muscle contracture emulation type and qualitatively assessed with respect to selected clinical case.

Characteristic mechanisms that were determined in selected cases of experimental modeling of toe walking and crouch walking, formed a feedback control basis in pathological gait model synthesis. A simplified biped walking model with telescopic legs and a torso was used initially to develop effective control strategy. Comprehensive experimentation in wide range of gait parameters has shown that two-level adaptive control assures stability and robustness and is considerably insensitive to initial conditions. Applicability of two-level control strategy was extensively investigated in mathematical modeling of toe walking as well as crouch walking. Structural complexity in toe walking and crouch walking models was enhanced with ankle and knee joints and control strategy was modified accordingly to enable evolution of characteristic pathological mechanisms of selected experimental cases of toe walking and crouch walking. Stability, robustness and insensitivity to initial conditions of two level control were our primary objectives, when varying certain control parameters to allow evolution of wide range of kinematic and kinetic gait patterns in individual type of pathological gait.

Considering the advantages biped walking models are offering, mathematical modeling of human walking represents a promising starting point for future investigations on how to combine instrumented gait analysis and mathematical modeling of human walking to develop an effective tool for pathological gait diagnostics as well as treatment planning and decision making. One may consider using the results of instrumented gait analysis as a set of control objectives of a biped walking model. In this way the biped walking model may be used to identify the state of the biomechanical system. The subsequent variations of model parameters on the other hand may reflect the changes in the state of biomechanical system due to the therapeutical intervention, whereas resulting gait kinematics and kinetics may be considered as the potential outcome. In this way we might be able to predict the effect of particular intervention and eliminate those with undesired effect.

Kazalo vsebine

1. UVOD	1
1.1 PREGLED OBRAVNAVANEGA PODROČJA	1
1.2 CILJI DISERTACIJE.....	3
1.3 METODOLOGIJA.....	4
1.4 ORGANIZACIJA DISERTACIJE.....	5
2. NORMALNA HOJA	7
3. EKSPERIMENTALNI MODEL PATOLOŠKE HOJE	13
3.1 EKSPERIMENTALNI MODEL HOJE PO PRSTIH	14
3.1.1 Metodologija	14
Sistem za emulacijo kontraktur mišic soleus in gastrocnemius	14
Eksperimentalni pogoji.....	14
Testna skupina.....	16
Analiza podatkov.....	16
Analiza ponovljivosti.....	16
Statistična analiza	16
3.1.2 Rezultati	17
Ponovljivost.....	17
Časovne karakteristike hoje.....	17
Kinematika in kinetika	18
Leva noga	18
Desna noga.....	21
3.1.3 Biomehanske karakteristike	22
Biomehansko vrednotenje in relacija z izbranimi kliničnimi primeri	22
Leva noga.....	22
Desna noga.....	23
Primerjava s hoteno hojo po prstih	23
3.1.3 Sklep.....	24
3.2 EKSPERIMENTALNI MODEL HOJE V POČEPU	25
3.2.1 Metodologija	25
Sistem za emulacijo kontraktur mišic biceps femoris in mišične skupine iliopsoas	25
Eksperimentalni pogoji.....	25
Testna skupina.....	27
Analiza podatkov.....	27
Statistična analiza	27
3.2.2 Rezultati	27
Časovne karakteristike hoje.....	27
Kinematika in kinetika	28
3.2.3 Biomehanske karakteristike	29
Biomehansko ovrednotenje	29

Relacija z izbranimi kliničnimi primeri	34
Relacija z ostalimi pristopi določevanja relativne vpletenosti določene mišice med hojo	34
3.2.4 Sklep	35
4. MATEMATIČNI MODEL BIPEDALNE HOJE	37
4.1 POENOSTAVLJENI MATEMATIČNI MODEL BIPEDALNE HOJE	38
4.1.1 Predpostavke in sinteza modela bipedalne hoje	38
Faza enojne opore	39
Faza dostopa	39
Faza dvojne opore	40
Faza dviga noge	41
4.1.2 Strategija vodenja bipedalne hoje	41
Strategija vodenja na nižjem nivoju	41
Faza enojne opore	42
Faza dvojne opore	43
Sinteza vodenja	45
Strategija vodenja na višjem nivoju	45
4.1.3 Simulacijski primeri	47
4.1.4 Rezultati	47
Kinematika in kinetika hoje	47
Stabilnost	51
4.1.5 Sklep	53
4.2 MATEMATIČNI MODEL HOJE PO PRSTIH	55
4.2.1 Predpostavke matematičnega modela hoje po prstih	55
4.2.2 Strategija vodenja hoje po prstih	56
Strategija vodenja nižjega nivoja	57
Faza enojne opore	57
Faza dvojne opore	61
Umestitev biomehanskih karakteristik eksperimentalnega modela hoje po prstih	62
Sinteza vodenja	62
Strategija vodenja višjega nivoja	63
4.2.3 Simulacijski primeri	64
4.2.4 Rezultati	65
Kinematika in kinetika	65
Biomehanske karakteristike pri spreminjanju parametrov vodenja	70
Spreminjanje hitrosti hoje	70
Spreminjanje naklona trupa	72
Spreminjanje hitrosti večanja/manjšanja gleženjske komponente navidezne noge ob odzivu	74
Primerjava z izbranim kliničnim primerom hoje po prstih	76
4.2.6 Sklep	77
4.3 MATEMATIČNI MODEL HOJE V POČEPU	79
4.3.1 Predpostavke matematičnega modela hoje v počepu	79
Faza enojne opore – plantigradni stik s podlago	80

Faza dviga pete.....	80
Faza enojne opore – točkovni stik s podlago.....	81
Faza dostopa.....	81
Faza dvojne opore.....	82
Faza dviga noge.....	83
4.3.2 Strategija vodenja hoje v počepu.....	83
Strategija vodenja nižje ravni.....	84
Faza enojne opore.....	84
Faza dvojne opore.....	86
Umestitev biomehanskih karakteristik eksperimentalnega modela hoje v počepu.....	87
Sinteza regulatorja.....	88
Strategija vodenja višjega nivoja.....	88
4.3.3 Simulacijski primeri.....	89
4.3.4 Rezultati.....	90
Kinematika in kinetika.....	90
Biomehanske karakteristike pri spreminjanju parametrov vodenja.....	96
Spreminjanje hitrosti hoje.....	96
Spreminjanje naklona trupa.....	98
Spreminjanje hitrosti večanja/manjšanja gleženjske komponente navidezne noge ob odzivu.....	100
4.3.5 Biomehanska relevanca in ovrednotenje glede na izbrani klinični primer.....	102
Dinamika prijemališča rezultante reakcijskih sil podlage.....	102
Biomehanski pomen spreminjanja parametrov modela in strategije vodenja.....	102
Primerjava vzorca hoje matematičnega modela hoje v počepu z izbranim kliničnim primerom.....	103
4.3.5 Sklep.....	105
5. ZAKLJUČNE MISLI.....	107
6. IZVIRNI PRISPEVKI DISERTACIJE.....	113
LITERATURA.....	115
Reference vezane neposredno na disertacijo.....	121
DODATEK A.....	123
Lie-jeva notacija.....	123
DODATEK B.....	127
Seznam simbolov.....	127
DODATEK C.....	133
DODATEK D.....	147
DODATEK E.....	161
DODATEK F.....	173

1. Uvod

1.1 Pregled obravnavanega področja

Hoja je osnovna motorična sposobnost človeka, ki si jo poenostavljeno lahko predstavljamo kot premikanje težišča telesa, na podoben način kot poteka gibanje mase na vrhu invertiranega nihala [1,2]. Med fazo enojne opore se noga v opori obnaša kot precej tog segment, ki nosi trup, katerega kinetična energija se pretvarja v potencialno energijo in skoraj v celoti vrača nazaj v kinetično energijo. V tem smislu lahko fazo dvojne opore razumemo kot prehajanje med dvema invertiranima nihaloma, kjer sprememba smeri hitrosti težišča sistema zahteva negativno delo dostopajoče noge ob dotiku. Če naj hitrost hoje ostane nespremenjena, je potrebno negativno delo v nadaljevanju cikla hoje nadomestiti s pozitivnim delom. To se lahko sicer zgodi kadarkoli v ciklu hoje, vendar pa je najučinkoviteje, če nasprotna noga potrebno pozitivno delo ustvari sočasno z negativnim delom dostopajoče noge.

V tolikšni meri poenostavljeno razumevanje hoje postane nezadostno, ko pričnemo hojo pojmovati kot kompleksno in usklajeno delovanje osrednjega živčnega ter mišično-skeletnega sistema. Instrumentacijska analiza hoje predstavlja pomemben korak k poglobljenemu razumevanju hoje, saj omogoča natančno merjenje reakcijskih sil podlage in gibanja segmentov v prostoru, inverzni dinamični model pa podaja oceno sklepnih momentov in moči [3-9]. Tovrsten pristop k analizi hoje občutno poglobi naše razumevanje biomehanike hoje, razumevanje mehanizmov strategije vodenja hoje osrednjega živčnega sistema pa zavisi od pravilne interpretacije rezultatov instrumentacijske analize. Slednje je zaradi pomanjkanja učinkovitih orodij na tem področju še vedno precejšnja neznanka, saj koordinirano delovanje mišičnega sistema vpliva na gibanje vseh segmentov telesa, delovanje posamezne mišice zaradi dinamične sklopitve segmentov obenem pospešuje in premika katerikoli segment, instrumentacijska analiza hoje pa podaja vzročno-posledične relacije med mišično aktivnostjo ter merjenim vzorcem hoje na nivoju sklepa [10].

Medtem ko predstavlja nepogrešljivo orodje pri analizi hoje človeka, se prava vrednost instrumentacijske analize hoje pokaže pri klinični analizi patološke hoje [10-14]. Okvare osrednjega živčevja ali mišično-skeletnega sistema vodijo k razvoju patoloških mehanizmov hoje in zahtevajo ustrezno prilagojeno strategijo vodenja hoje, česar posledice so omejene gibalne sposobnosti, povečane energijske zahteve ter, predvsem pri otrocih, negativen vpliv na rast in razvoj mišično-skeletnega sistema. Klinična analiza hoje stremi k identifikaciji okvar lokomotorne sistema ter sintezi ustreznega terapevtskega programa, ki bi omilil neželene patološke mehanizme, v tem okviru pa je instrumentacijska analiza hoje primarno orodje. Pri tem se ponovno soočamo s problemom pravilne interpretacije izmerjenih podatkov, ki pa v tem primeru dobi novo dimenzijo. Namreč, izmerjeni kinematika in kinetika odražata spremembe tako zaradi primarnih anomalij lokomotorne sistema, največkrat kontraktur, oslabelosti, spastičnosti ali povečane togosti mišic, ki se pogosto razvijejo kot odgovor na spremenjeno koordinacijo hoje, kot tudi sekundarnih kompenzacijskih mehanizmov, ki se ob tem razvijejo v preostalih neprizadetih sklepih zaradi spremenjene strategije vodenja osrednjega živčnega sistema [12,10,15]. Govorimo torej o primarnih in sekundarnih anomalijah hoje, ki jih moramo skozi klinično analizo uspešno identificirati in ločiti [16], s primernimi terapevtskimi [17,18], farmakološkimi [19], ortotičnimi [15,20] ali kirurškimi [21-23] posegi pa odpraviti zgolj primarne anomalije, sekundarni kompenzacijski mehanizmi pa bodo izginili, ko ne bodo več potrebni. Pri tem je uspeh klinične obravnave patološke hoje zagotovljen, le kolikor interpretacija izmerjene kinematike in kinetike verno odraža stanje biomehanskega sistema.

V tem okviru je razvoj orodja, ki bi dajal koristne smernice pri interpretaciji karakterističnega vzorca patološke hoje, primarni cilj mnogih raziskav na področju biomehanskega modeliranja patološke hoje. Med možnimi pristopi proučevanja biomehanike in strategije vodenja patološke hoje se v literaturi pogosto izpostavlja posnemanje karakterističnih vzorcev patološke hoje, na primer hoje po prstih, pri zdravih ljudeh [24,25]. Čeprav tovrsten pristop lahko poda določene smernice, pa moramo biti pri interpretaciji izmerjenih rezultatov previdni, saj lahko posnemanje hoje po prstih le v določeni meri odraža mehanizme patološke hoje, način koordinacije posnemanja patološkega vzorca pa je lahko specifičen pri vsakem posamezniku. Tovrstno negotovost lahko do določene mere odpravimo, če gibanje gležnja omejimo z elastičnim povejtem, ter na ta način z mehanskim omejevanjem gibljivosti gležnja vsilimo povečano plantarno fleksijo ter hojo po prstih [26]. Pomanjkljivost metod se kaže v omejenosti obeh pristopov na nivoju sklepa in ne na nivoju mišic. Namreč hoja po prstih lahko izvira iz kontrakture, spastičnosti ali povečane togosti mišične skupine plantarnih fleksorjev, to je mišic soleus in gastrocnemius [4,11,27-29]. V splošnem kontraktura katerekoli izmed mišic plantarnih fleksorjev vsili hojo po prstih, vendar sta oba vzorca hoje zaznamovana s karakterističnimi kompenzacijskimi mehanizmi glede na stopnjo vpletenosti posamezne mišice v hojo po prstih. V tem smislu bi pri identifikaciji primarnega vzroka patološkega vzorca hoje bil primernejši pristop, ki bi patološki vzorec zdravi osebi vsilil z mehanskim omejevanjem, ki bi bilo ekvivalentno spremembi biomehanskega sistema na nivoju posamezne mišice.

Poleg instrumentacijske analize in eksperimentalnih modelov hoje se vedno pogosteje poudarja pomen matematičnih modelov hoje [7,8,30-36], ki so bili prvotno zasnovani za namene načrtovanja bipedálnih robotov [37-40], v biomehaniki pa bi robotsko sintezo bipedálne hoje lahko uporabili za sintezo matematičnega modela za analizo različnih oblik hoje [41]. Največjo prednost tovrstnega pristopa vidimo v tem, da lahko matematični model hoje poljubno natančno povzema kompleksno strukturo biomehanskega sistema, hkrati pa dovoljuje neposredno poseganje v strukturo in strukturne lastnosti lokomotorne aparata modela. Gledano s tega stališča so prediktivne sposobnosti matematičnega modela ključnega pomena kolikor želimo celostno razumeti, kako določeno stanje lokomotorne aparata vpliva na mehanizme bipedálne hoje. Matematično modeliranje bipedálne hoje torej predstavlja pomembno in v bodočnosti nepogrešljivo dopolnilo instrumentacijske analize hoje, ki je v tem smislu omejena zgolj na merjenje in dokumentiranje detajlnih aspektov normalne in patološke hoje.

Začetni koraki sinteze matematičnih modelov bipedálne hoje so bili dokaj enostavni pasivni [40,42-46] in balistični modeli bipedálne hoje [37,38,47-50]. Pasivni modeli imajo le nekaj prostostnih stopenj in ne vsebujejo aktivnih elementov, ampak za hojo po klancu navzdol izkoriščajo vztrajnost in gravitacijske sile. Balistični modeli se od pasivnih razlikujejo v tem, da je aktivno vodenje noge v zamahu prisotno le na začetku in koncu faze zamaha, sicer pa izkoriščajo vztrajnost in gravitacijske sile. Hoja bipedálnih modelov tega razreda v veliki meri povzema lastnosti invertiranih nihal. Ponašajo se z izrazito energijsko učinkovitostjo in odsotnostjo vodenja, obenem pa so zato manj robustni in precej občutljivi na motnje, kar omejuje njihovo praktično uporabno vrednost.

Naprednejši modeli verno posnemajo konstitucijo spodnjih ekstremitet človeka in sledijo trajektorijam gibanja, ki so bila predhodno določena bodisi z analizo hoje človeka [27,41], ali pa so rezultat optimizacije določenih kriterijskih funkcij [15,51,52], stabilnost hoje pa je zagotovljena z vedenjem točke ničelnega momenta (*zero moment point ZMP control*) [38,53,54]. Medtem ko tovrsten pristop omogoča sintezo stabilne hoje modela in je generator trajektorij osrednji modul nekaterih realnih robotov, predstavlja zahteva po predhodnem poznavanju kinematike pomembno omejitev, kolikor želimo – ravno obratno – predvideti relacijo med določeno strukturno spremembo biomehanskega sistema, torej

vzrokom, in karakterističnimi spremembami v kinematiki in kinetiki hoje, torej posledico.

Alternativen pristop, ki za sintezo gibanja ne potrebuje predhodnega poznavanja gibanja, je učinkovita strategija vodenja [34,35,55-60], kjer vodenje skalarnih izhodnih funkcij stanja modela vsili določene zakonitosti hoje modela. Kolikor bi pri modelu vztrajali pri verni reprezentaciji mišično-skeletnega sistema človeka, bi organizacija strategije vodenja okoli regulatorja izhodnih funkcij kompleksnega sistema predstavljala nepredstavljen izziv, saj bi predhodno morali osvojiti že mnogo spoznanj o strategiji vodenja hoje človeka. V izogib temu je potrebno strukturo lokomotorne aparata matematičnega modela bipedalne hoje poenostaviti. Raziskave so pokazale [56,61], da se v tem primeru poenostavi tudi sinteza strategije vodenja. Kolikor pa vse skalarne izhodne funkcije izrazimo kot funkcijsko odvisnost naklona noge v opori, lahko asimptotično stabilnost vodenja modela dokažemo tudi formalno.

Zelo pogosti in najbolj pomembni poenostavitvi modelov bipedalne hoje tega razreda sta planarna struktura [34,35,56,62] in trenutno prehajanje med fazama opore in zamaha [34,35,45], ki predstavlja precejšnje omejitve za vodenje hoje, saj odsotnost faze dvojne opore onemogoča podobno vračanje med dostopom izgubljene energije nazaj v sistem kot pri človeku. Analize hoje pri človeku kažejo, da se večji del moči ustvari ob odzivu ob koncu faze opore, ko nastopi izrazito iztegovanje noge v odzivu, temu pa sledi ekscentrična fleksija in absorpcija pretežnega dela moči noge v dostopu [63,65]. Zajem tovrstnih mehanizmov v strategijo vodenja matematičnega modela bipedalne hoje predstavlja precejšen izziv, o katerem v literaturi zasledimo le malo del. Impulzi v nogi v opori neposredno pred dostopom sicer nadomestijo med dostopom izgubljeno energijo, vendar pa ta metoda predvideva neskončno kratek časovni interval trajanja impulzov [66], kar za orodje, ki bi bilo namenjeno analizi normalne ali patološke hoje človeka ni praktično.

K razvoju novih metodoloških pristopov za pravilno interpretacijo biomehanskih rezultatov ter identifikacijo in ločevanje primarnih in sekundarnih anomalij hoje nas torej motivira omejeno razumevanje mehanizmov vodenja hoje. Način vodenja hoje je pogojen s stanjem lokomotorne aparata in se v veliki meri spremeni v primeru patološke hoje ob razvoju primarnih anomalij, pogosto kontraktur, oslabelosti ali spastičnosti mišic. V kliničnem okolju bi zato bilo dobrodošlo orodje, ki bi omogočalo identifikacijo stanja biomehanskega sistema in tako nudilo pomoč pri procesu diagnostike patološke hoje, v nadaljevanju pa ponudilo smernice pri izbiri ustreznega terapevtskega posega ter predvidelo njihov uspeh.

1.2 Cilji disertacije

Primarni cilj disertacije je razvoj matematičnega modela bipedalne hoje, ki bo omogočal sintezo poglavitnih mehanizmov zelo pogostih patoloških vzorcev hoje po prstih in v počepu, glede na spremembe parametrov vodenja modela pa podal karakteristična odstopanja v kinematiki in kinetiki hoje. Prav tako vidimo možnost uporabe takšnega matematičnega modela pri načrtovanju terapevtskega postopka, saj lahko spreminjanje parametrov modela ali strategije vodenja odraža tudi terapevtski poseg, rezultirajoči kinematika in kinetika pa predikcijo izhoda terapevtskega posega. Pri tem je ključnega pomena razvoj ustrezne strategije vodenja, ki zagotavlja implementacijo karakterističnih patoloških mehanizmov hoje po prstih in v počepu. Slednji so neznan in jih je predhodno potrebno oceniti z eksperimentalnim modeliranjem. V tem smislu predstavlja matematični model patološke hoje nadgradnjo instrumentacijske analize hoje, ki omogoča zgolj merjenje detajlov človekove hoje, ne pa tudi predikcije izhoda terapevtskega postopka.

1.3 Metodologija

Disertacija obravnava dva originalna pristopa k analizi in sintezi patoloških vzorcev hoje. Eksperimentalni model patološke hoje predstavi izvirni eksoskeletni sistem za emulacijo mišičnih kontraktur, ki na podoben način kot mišična kontraktura v primeru patološke hoje, z mehanskim omejevanjem gibanja vsili patološke mehanizme hoje pri zdravih ljudeh. Bistvena prednost tovrstnega pristopa pred podobnimi eksperimentalnimi pristopi je mehansko omejevanje gibanja z elastičnimi vrvmi, ki jih namestimo vzporedno z izbrano mišico. Z mehanskega vidika takšno omejevanje gibanja poveča skupno togost sistema mišice in elastične vrvi, kar v določeni meri povzema pogoje povečane togost kontrakture mišice v primeru patološke hoje. Torej lahko v tem primeru primarni izvor patološke hoje obravnavamo kot ekvivalenten anomaliji biomehanskega sistema na nivoju mišice in ga z instrumentacijsko analizo hoje ovrednotimo v luči karakterističnih patoloških vzorcev hoje.

Sistem za emulacijo mišičnih kontraktur je bil modularno zasnovan, saj smo lahko elastično vrv na eksoskeletni sistem namestili samostojno ali v kombinaciji z drugimi elastičnimi vrvmi. To je omogočalo sintezo karakterističnih patoloških vzorcev hoje glede na izbrano emulacijo kontrakture določene mišice, ter enostavnejšo identifikacijo kompenzacijskih mehanizmov hoje, saj je bil izvor primarnega vzroka spremenjenega vzorca hoje poznan. Omenjenega pristopa smo se poslužili pri sintezi karakterističnih vzorcev hoje v dveh pogostih primerih patološke hoje. Kontraktura plantarnih fleksorjev je najbolj pogost vzrok hoje po prstih [4,11,27-29]. Medtem ko je vzorec hoje zaznamovan z izrazitim dostopanjem na prste, različne kontrakture posameznih mišic plantarnih fleksorjev vodijo v razvoj karakterističnih kompenzacijskih mehanizmov kinematike in kinetike. Podobno opazimo pri hoji v počepu. Vzrok izrazite pokrčene drže pri hoji v počepu so pogosto kontrakture fleksorjev kolka ter stegenskih strun [67,68], karakteristični kompenzacijski mehanizmi pa so specifični glede na kontrakturo posameznih mišic. Pri tem je pomembno pravilno oceniti kompenzacijske mehanizme hoje in jih ločiti od primarnih vzrokov patološke hoje. Torej smo elastične vrvi namestili na sistem za emulacijo mišičnih kontraktur vzporedno z določeno mišico, za katero vemo da je pogostokrat vzrok hoje po prstih oziroma v počepu, z instrumentacijsko analizo hoje pa ocenili kompenzacijske mehanizme hoje, ki so značilni za določeno mišično kontrakturo in tip patološke hoje.

Nasprotno kot pri eksperimentalni analizi je prvi korak matematičnega modeliranja patološke hoje običajno sinteza stabilne hoje, ki povzema zakonitosti izbranega tipa patološke hoje, sledi pa mu analiza kinematike in kinetike hoje simulacije modela. Prednost tovrstnega pristopa je možnost postopnega prehajanja od enostavnih do kompleksnih modelov, pri čemer stopnjujemo tako strukturno kompleksnost lokomotorne aparata kot tudi kompleksnost strategije vodenja. Sinteza bipedalne hoje matematičnega modela se v veliki meri opira na izsledke instrumentacijske analize normalne in patološke hoje, kjer rezultate instrumentacijske analize hoje vključimo kot kinematične omejitve modela in jih uporabimo kot izhodišča v procesu načrtovanja ustrezne strategije vodenja.

Osnovni koncept bipedalne hoje matematičnega modela smo zastavili z razvojem poenostavljene različice matematičnega modela bipedalne hoje, katerega lokomotorni sistem so sestavljali le najbolj osnovni segmenti (trup in teleskopski nogi), srce učinkovite in robustne strategije vodenja pa je predstavljala dvo-nivojsko vodenje. Na eni strani je regulacija izhodnih funkcij modela na nižjem nivoju vsilila želene zakonitosti bipedalne hoje in poskrbela za stabilnost znotraj koraka, na drugi pa je višja raven z adaptivno korekcijo parametrov izhodnih funkcij nižjega nivoja zagotovila stabilnost med koraki tako, da je povečala odziv, kolikor je bilo potrebno hitrost hoje povečati, in ga zmanjšala, če se je morala hoja upočasniti. Pri tem je bila nujna uvedba faze dvojne opore v cikel hoje, kar je pri večini modelov hoje v literaturi izpuščeno. Izkazalo se je, da kljub enostavni strukturi modela,

takšna adaptivna dvo-nivojska strategija vodenja omogoča razvoj pomembnih mehanizmov odnosa ter absorpcije na podoben način kot pri človeku in občutno zmanjša občutljivost modela na spreminjanje parametrov hoje. Na ta način smo lahko pri različnih naborih parametrov hoje ter strategije vodenja analizirali biomehaniko hoje matematičnega modela in ocenili karakteristične mehanizme absorpcije in propulzije.

Mnogo več možnosti se nam je ponudilo, ko smo strukturno kompleksnost lokomotornega aparata stopnjevali. Stopalo, golen in stegno dosledneje posnemajo strukturo človekove noge, kar je sicer povečalo zahtevnost vodenja, vendar pa je omogočilo sintezo kompleksnejših mehanizmov hoje, ki so kvalitativno sovpadali s patološkimi mehanizmi hoje pri človeku. V procesu razvoja matematičnega modela patološke hoje smo ohranili dvo-nivojsko strukturo vodenja, ki je bila zasnovana na poglavitnih izsledkih eksperimentalnih modelov hoje po prstih in v počepu. Izmerjene, povečano plantarno fleksijo gležnja, dostopanje na prste in izrazito fleksijo kolena pri eksperimentalnem modelu hoje po prstih smo obravnavali kot kinematične omejitve, ki smo jih v matematični model hoje po prstih vključili z regulacijo ustreznih izhodnih funkcij. Podobno smo izmerjeni fleksijski vzorec gibanja in plantigradni dostop v primeru eksperimentalnega modela hoje v počepu obravnavali kot kinematične omejitve, ki smo ju v matematični model hoje v počepu prav tako prenesli z vodenjem ustreznih izhodnih funkcij. Izkazalo se je, da je v obeh primerih matematičnega modeliranja patološke hoje model omogočal precej več kot zgolj biomehansko analizo dveh osnovnih tipov patološke hoje, saj je bil v okviru posameznega tipa hoje dovzeten tudi za spremembe strategije vodenja, kar nam je nudilo zeleno možnost identifikacije karakterističnih mehanizmov glede na izbran nabor parametrov hoje in strategije vodenja.

1.4 Organizacija disertacije

Kolikor želimo razumeti mehanizme patološke hoje in pravilno oceniti primarne vzroke ter jih ločiti od sekundarnih kompenzacijskih mehanizmov moramo prej razumeti biomehaniko normalne hoje. V ta namen drugo poglavje najprej predstavi vzorec normalne hoje človeka in natančno opiše mehanizme hoje. Ob tem navedemo fizikalne veličine, ki definirajo vzorec hoje, predstavimo mišice in mišične skupine, ki v pretežni meri povzročajo gibanje segmentov, in analiziramo, na kakšen način in s katerimi mehanizmi to storijo.

Nadaljevanje je deljeno v dva tematska sklopa. Eksperimentalni pristop sinteze patološke hoje v tretjem poglavju pričnemo z eksperimentalnim modelom hoje po prstih, kjer predstavimo izviren sistem za emulacijo mišičnih kontraktur, ki z mehanskim omejevanjem gibljivosti sklepov pri zdravi osebi vzorec hoje spremeni na podoben način kot kontrakturi plantarnih fleksorjev mišic soleus ali gastrocnemius v primeru patološke hoje po prstih. V okviru eksperimentalnega modela hoje po prstih preverimo ali tovrsten pristop zagotovi ponovljivost, na biomehanskem nivoju analiziramo in statistično primerjamo izmerjene vzorce kinematike in kinetike v posameznih primerih hoje po prstih, rezultate pa ovrednotimo v luči izbranih kliničnih primerov hoje po prstih. Podoben pristop uporabimo v nadaljevanju tretjega poglavja, ko eksperimentalni pristop sinteze patološke hoje nadaljujemo z eksperimentalnim modelom hoje v počepu. Najprej opišemo izboljšano izvedenko sistema za emulacijo mišičnih kontraktur, ki v tem primeru z mehanskim omejevanjem gibljivosti sklepov pri zdravi osebi vzorec hoje spremeni na podoben način kot kontrakturi biartikularne mišične skupine stegenjskih strun ali uniatrikularne mišične skupine iliopsoas v primeru patološke hoje v počepu. V nadaljevanju izmerjene vzorce kinematike in kinetike v posameznih primerih hoje v počepu analiziramo in statistično primerjamo, rezultate pa

ovrednotimo v luči izbranih kliničnih primerov hoje po prstih.

V četrtem poglavju se drugi tematski sklop matematičnega modeliranja patološke hoje prične s sintezo poenostavljenega modela bipedalne hoje. Poenostavljeno strukturo lokomotorne aparata modela izkoristimo za sintezo dvo-nivojske strukture strategije vodenja, delovanje modela pa preverimo v osmih simulacijskih primerih. V nadaljevanju poglavja analiziramo stabilnost hoje ter ocenimo, kako spreminjanje hitrosti hoje in naklon trupa vpliva na mehanizme absorpcije in propulzije, nazadnje pa preverimo, kako se model odziva na spreminjanje hitrosti hoje med samo hojo

Podobno zasnovano strategije vodenja uporabimo pri matematičnem modelu hoje po prstih v nadaljevanju, kjer se kompleksnost strukture lokomotorne aparata poveča, sledi pa detajlen opis strategija vodenja, ki omogoča hojo po prstih modela. Delovanje modela ponazorimo v osmih simulacijskih primerih, v nadaljevanju poglavja pa analiziramo, kako spreminjanje parametrov hoje in vodenja vpliva na kinematiko in kinetiko hoje, ter ocenimo kako rezultati korelirajo z izbranim kliničnim primerom hoje po prstih.

Matematični pristop sinteze patološke hoje zaključimo z matematičnim modelom hoje v počepu, kjer ponovno podrobno predstavimo strategijo vodenja, ki omogoča hojo v počepu. Delovanje modela hoje v počepu demonstriramo v devetih simulacijskih primerih, ob zaključku poglavja pa analiziramo, kako spreminjanje parametrov hoje in vodenja vpliva na kinematiko in kinetiko hoje, ter ocenimo, kako rezultati korelirajo z izbranim kliničnim primerom hoje v počepu.

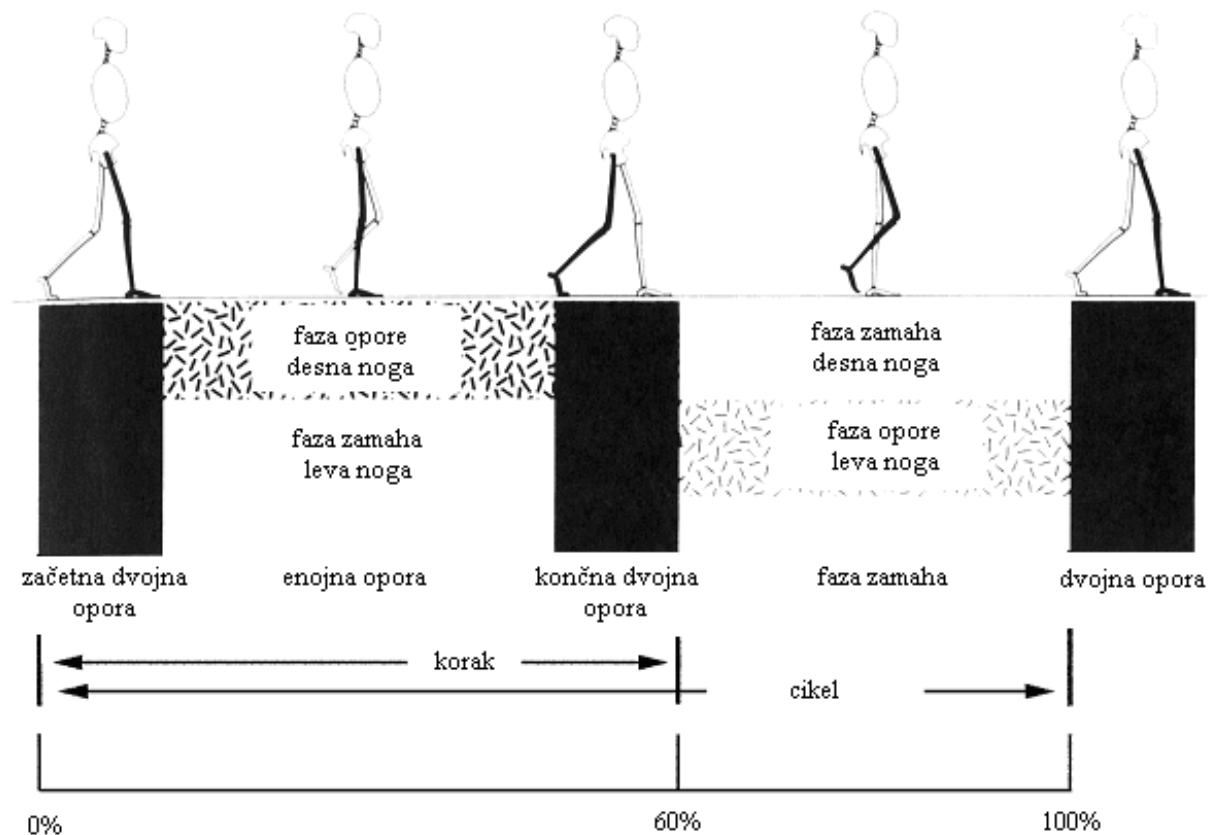
V petem poglavju disertacijo sklenemo s sklepnim razmislekom, kako bi lahko dva pristopa, instrumentacijsko analizo in matematično modeliranje hoje, združili v razvoju učinkovitega orodja za analizo patološke hoje in načrtovanje terapijskega postopka.

2. Normalna hoja

Kolikor želimo analizirati in prepoznati karakteristične patološke mehanizme hoje ter v ta proces vključiti sintezo patološke hoje, je potrebno razumeti mehanizme normalne hoje.

Leva in desna noga opravljata enaki funkciji, vendar s faznim zamikom. Med premikanjem telesa, ena noga opravlja funkcijo opore, druga pa napreduje do mesta naslednjega dostopa. Ko noga opravi obe funkciji, je bil opravljen en cikel hoje. Delimo ga v dve fazi, fazo opore, ki se prične z dostopom in konča z odzivom ter dvigom noge v opori s tal, in fazo zamaha, ki ji sledi (Slika 2.1).

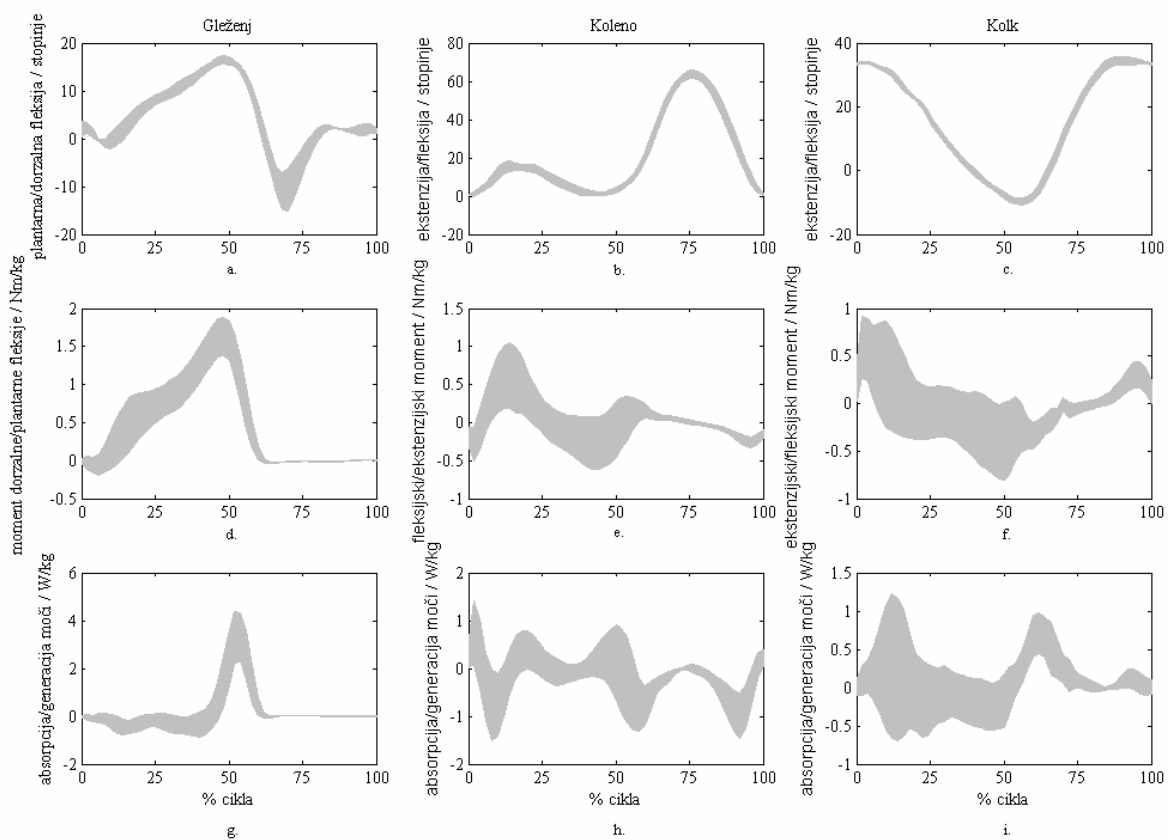
Slika 2.1 prikazuje še nadaljnjo členitev faze opore na tri faze. Začetna faza dvojne opore se prične z dostopom ene noge in se konča ob odzivu nasprotne noge. Sledi ji faza enojne opore, ko teža telesa podpira noga v opori in je nasprotna noga v fazi zamaha, faza opore pa zaključi končna faza dvojne opore, ki se prične ob dotiku noge v zamahu in se konča ob odzivu noge v opori. Medtem ko v časovnem intervalu enega cikla faza opore zavzema približno prvih 60 %, faza zamaha zavzema približno preostalih 40 % cikla. Cikel lahko členimo tudi glede na funkcije, ki jih noga opravlja znotraj cikla. Sprejem teže je najzahtevnejše opravilo v ciklu, saj mora noga v opori ob dostopu trk ublažiti, potrebno je zagotoviti stabilnost, hkrati pa še ohraniti napredovanje trupa. Šele ko je teža uspešno sprejeta, se lahko nasprotna noga dvigne, s čimer se v celoti obremeni noga v opori, noga v zamahu pa se pomika proti mestu naslednjega dotika.



Slika 2.1. Delitev cikla hoje na fazi opore in zamaha, ter nadaljnja členitev faze opore na faze začetne dvojne opore, enojne opore in končne dvojne opore.

Glavna naloga, ki jo mora telo izpolnjevati, je ohranjanje pokončnega položaja pri stoju in hoji, torej zagotoviti tako statično kot tudi dinamično stabilnost. Vsak segment predstavimo s težiščem, v katerem deluje sila težnosti, ki vleče segment proti tlom. Kljub temu da obstaja pasivna stabilnost, ko so težišča segmentov vertikalno poravnana, je pasivno stabilnost nemogoče vzdrževati, saj je masa telesa neenakomerno porazdeljena med trupom (70 %) in nogami (30 %). Telo deluje s silo teže na podlago, ta pa z enako veliko in nasprotno usmerjeno reakcijsko silo podlage nazaj na telo. Reakcijsko silo predstavimo z vektorjem reakcijske sile podlage, ki predstavlja učinkovit pripomoček za ugotavljanje velikosti in smeri nestabilnosti. Iz primerjave lege vektorja reakcijske sile podlage glede na osi sklepov lahko predvidimo, v kateri smeri nastajajo momenti, ter ocenimo, katere mišice in v kolikšni meri je potrebno aktivirati za ohranjanje ravnotežja. Tako na primer pri hiperekstenziji kolena vektor reakcijske sile podlage kaže v smeri anteriorno glede na os rotacije kolena, kar aktivira delovanje ligamentov, ki preprečijo nadaljnjo hiperekstenzijo in morebiten padec telesa naprej. Med hojo se smer in velikost vektorja reakcijske sile spreminja glede na dinamiko hoje, prijemališče vektorja pa se pomika od pete ob dostopu proti prstom ob odzivu.

Slika 2.2 prikazuje kinematiko (trajektorije gibanja) in kinetiko (grafi momentov in moči) hoje v gležnju, kolenu in kolku skozi en cikel normalne hoje. Cikel hoje se prične z dostopom (Slika 2.3). Za optimalen dostop in učinkovit sprejem teže se gleženj nahaja blizu nevtralne lege, koleno v ekstenziji in kolk v fleksiji (Slika 2.2a,b,c). Vektor reakcijske sile podlage kaže v smeri posteriorno glede na rotacijsko os gležnja (Slika 2.3), posledica česar je moment, ki sili stopalo v pasivno plantarno fleksijo (Slika 2.2a,d). Temu nasprotujejo dorzalni fleksorji, ki preprečujejo takojšnje padanje stopala proti tlom. V kolenu vektor reakcijske sile

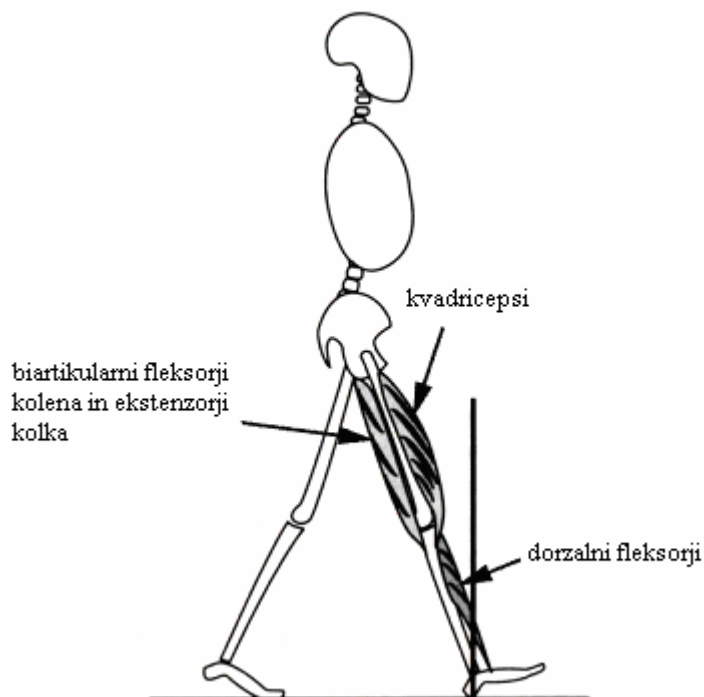


Slika 2.2. Kinematika (trajektorije kotov), in kinetika (trajektorije momentov in moči) hoje v gležnju, kolenu in kolku pri normalni hoji.

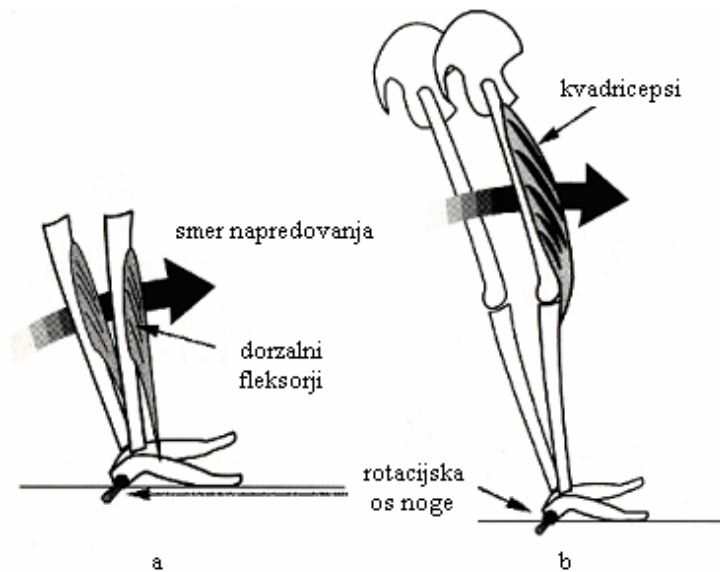
podlage kaže v smeri anteriorno glede na os rotacije, kar povzroči pasivno stabilnost. Nastopi ekstenzijski moment, ki vodi sklep v hiperekstenzijo (Slika 2.2b,e). Izrazito hiperekstenzijo preprečijo biartikularni fleksorji kolena in ekstenzorji kolka, ki ekstenzijskemu momentu v kolenu nasprotujejo, obenem pa v kolku nasprotujejo fleksijskemu momentu (Slika 2.2c,f), ki nastane zaradi anteriorne smeri vektorja reakcijske sile podlage glede na rotacijsko os kolka.

Po prvotni aktivnosti kvadricepsov, ki so v kolku povzročali potrebno fleksijo za pravilno lego stegna ob dostopu (Slika 2.2c), njihova aktivnost pojema, saj vektor reakcijske sile podlage kaže v smeri anteriorno glede na os rotacije kolka in tako ohranja fleksijo sklepa (Slika 2.2c). Sledi najpomembnejša faza sprejema teže, ko se aktivnost mišic občutno poveča. Trup se nahaja daleč pred točko podpore, kar pospešuje njegovo padanje proti tlom. Da bi zagotovila stabilnost, mora noga ob dostopu v zelo kratkem časovnem intervalu preprečiti nadaljnje padanje trupa ter na ta način sprejeti skoraj 60% teže. Dostop ublažita fleksijska vzorca gibanja v gležnju in kolenu, predvsem v kolenu zabeležimo izrazito povečanje ekstenzijskega momenta in absorpcije moči (Slika 2.2e,h), pri tem pa ima pomembno vlogo peta kot os zavrtitve noge (Slika 2.4a). Kostni segment med točko dotika in rotacijsko osjo gležnja služi kot nestabilen vzvod, ki se zasuče proti tlom. Medtem ko dorzalni fleksorji zavirajo padec stopala proti tlom, hkrati vlečejo golen anteriorno glede na smer vektorja reakcijske sile podlage in porušijo pasivno stabilnost v kolenu. Stegno začne zaostajati, fleksija kolena se poveča kar zmanjša oporo stegnu, trup pa se pomakne navzdol. Ko se fleksija kolena prične manjšati, stegno začne slediti rotaciji goleni (Slika 2.4b). Na ta način rotacija okoli pete na začetku faze opore pospešuje rotacijo celotne noge.

Ko se stopalo v celoti dotakne tal, gleženj prevzame vlogo rotacijske osi noge, preko katere napredujeta noga in telo (Slika 2.5a). Rotacija noge v gležnju povzroči pasivno dorzalno fleksijo gležnja (Slika 2.2a) in prenos teže naprej, obenem pa se vektor reakcijske sile podlage pomakne proti sredini stopala in spremeni smer glede na rotacijske osi sklepov. Gleženj in koleno se tako znajdeto posteriorno, kolk pa anteriorno glede na vektor reakcijske sile podlage. Skladno s tem v gležnju in kolenu zabeležimo naraščanje momenta plantarne



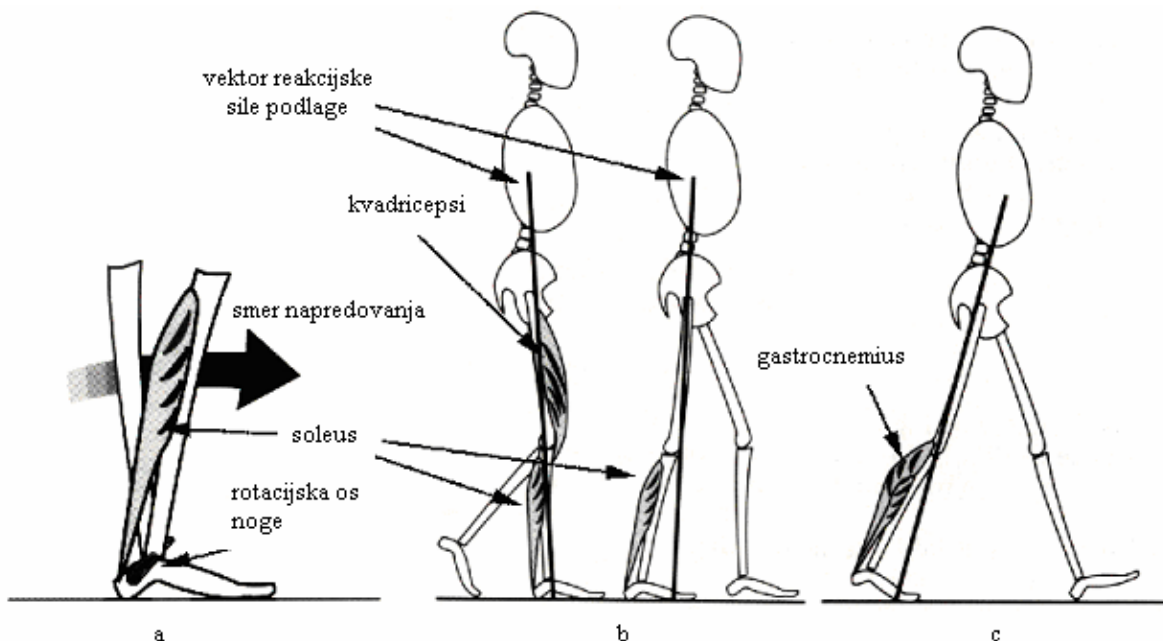
Slika 2.3. Priprava noge na začetek novega cikla in dostop.



Slika 2.4. Sprejem teže: (a) vrtenje stopala in (b) rotacija noge.

fleksije oziroma ekstenzijskega momenta, v kolku pa fleksijskega. Medtem nalogo zagotavljanja stabilnosti prevzame gleženj, kar poveča aktivnost plantarnih fleksorjev gležnja - mišic soleus in gastrocnemius.

Istočasno nastopi odziv nasprotne noge in masa celotnega telesa se prenese na nogo v opori. Velik del energije ob odzivu druge noge je usmerjen navzgor, kar ublaži sprejem teže noge v opori. V nadaljevanju moment zaradi vrtenja noge v opori okoli rotacijske osi gležnja ob pomoči gibanja noge v zamahu povzroči pasivno dorzalno fleksijo gležnja pri nogi v opori (Slika 2.2a). Ko se vektor reakcijske sile podlage in noga pomakneta preko vertikalne lege (Slika 2.5b), povečana aktivnost mišice soleus prične stabilizirati golen in poveča stabilnost pri podpiranju trupa, pomikanje kolenskega sklepa za kolik pa zmanjša fleksijo slednjega



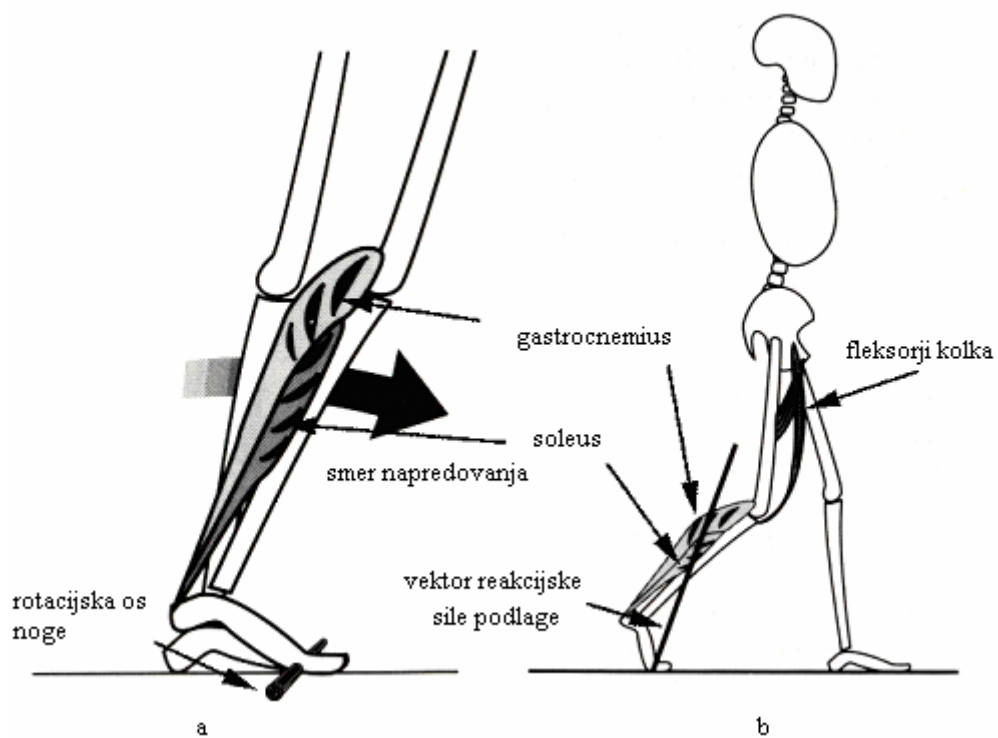
Slika 2.5. Faza opore: (a) vrtenje noge okoli gleženja, (b) spreminjanje lege vektorja reakcijske sile podlage glede na rotacijske osi sklepov in (c) dvig pete.

(Slika 2.2c). Kmalu zatem postane aktivna še mišica gastrocnemius, ki sili koleno v fleksijo (Slika 2.5c), v pomoč temu pa je sočasno naraščanje fleksijskega momenta v kolenu (Slika 2.2e) zaradi posteriorne lege vektorja reakcijske sile podlage glede na rotacijsko os kolena.

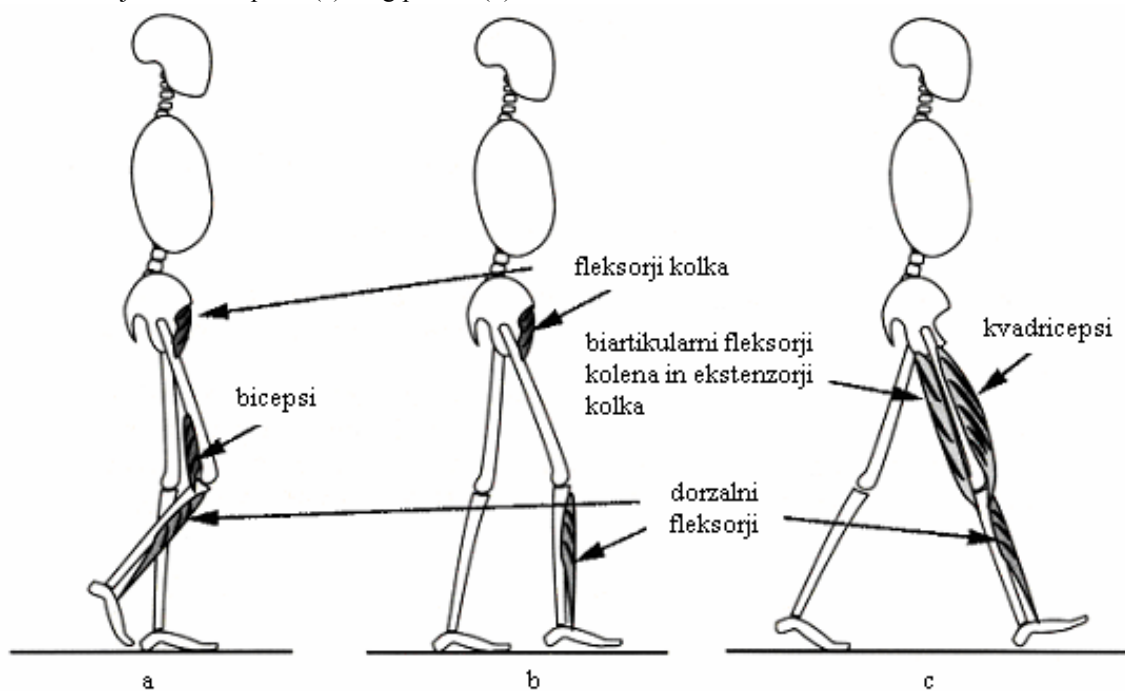
Ko se vektor reakcijske sile podlage pomakne proti nartnim sklepom, nadaljnja rotacija noge povzroči dviganje pete (Slika 2.6a). Sledi odziv, kjer zabeležimo večanje plantarne fleksije, v kolenu se ekstenzijsko gibanje postopoma nadomesti s fleksijskim, kolk pa je v največji ekstenziji (Slika 2.2a,b,c). Aktivnost plantarnih fleksorjev se ob odzivu poveča, kar se odraža v naraščanju momenta plantarne fleksije, ki sovпада z ekstremno vrednostjo generacije moči v gležnju, v kolenu pa opazimo ponovno večanje ekstenzijskega momenta (Slika 2.2d,e). Trup v tem trenutku deluje kot velika masa na koncu dolgega vzvoda, na katerega ne deluje nobena sila, ki bi preprečila njegovo padanje. Smer vektorja reakcijske sile podlage poteka skozi rotacijsko os kolena, tako da stabilizacijskih mehanizmov ni mogoče razviti. Proti koncu faze opore se rotacija noge nadaljuje, zaradi česar se smer vektorja reakcijske sile podlage premakne posteriorno glede na koleno (Slika 2.6b). Posledica tega sta sočasni plantarna fleksija gležnja in fleksija kolena (Slika 2.2a,b), ki sta potrebni v fazi zamaha. Medtem je nasprotna noga že dostopila in sprejela obremenitev, tako da je telo pred fazo zamaha podprto z obema nogama.

Ob koncu faze opore se noga v opori razbremeni s postopnim prenosom teže na nasprotno nogo. Golen se premakne pred vektor reakcijske sile podlage in povzroči največjo plantarno fleksijo gležnja in izrazito fleksijo kolena, medtem ko je kolk v približno nevtralni legi (Slika 2.2a,b,c). Aktivnost plantarnih fleksorjev se zmanjša na stopnjo primerno za dvojno oporo, prenosu teže pa sledi še rotacija medenice.

Faza zamaha se prične z dvigom palca pri približno 60% cikla (Slika 2.7a). Da bi omogočili dvig stopala, fleksija kolena naraste na približno 60°, plantarno fleksijo pa zmanjša. Skoraj nevtralna lega stopala, večanje fleksije v kolku ter postopno zmanjševanje fleksije kolena (Slika 2.2a,b,c) zagotovijo neoviran zamah v sredini faze zamaha (Slika 2.7b). Preden noga doseže vertikalno lego, je njeno gibanje podobno nihanju nihala. V pripravi na dostop pa gibanje noge v pretežni meri vodijo fleksorji kolena in kolka. Ob koncu faze zamaha se napredovanje noge ustavi, koleno gre v nevtralno lego, ohranja pa se nevtralna lega gležnja, ki skupaj s fleksijo kolka omogoča postavitev sklepov noge v najugodnejšo pozicijo za zagotovitev stabilnosti ob dotiku in sprejema teže (Slika 2.2a,b,c). Noga je pripravljena na nov dostop (Slika 2.7c) [3,5,6,30,69].



Slika 2.6. Zaključna faza opore: (a) dvig pete in (b) odziv.



Slika 2.7. Faza zamaha: (a) dvig stopala, (b) sredina zamaha in (c) priprava noge na dostop.

3. Eksperimentalni model patološke hoje

Razumevanje mehanizmov normalne hoje je predpogoj za razumevanje patološke hoje, uspešno analizo patoloških vzorcev ter načrtovanje ustreznega terapijskega postopka, ki naj v čim večji meri omili neželene patološke mehanizme hoje. Vendar pa je to vse prej kot enostavno, saj deviacije hoje nemalokrat izvirajo tako s strani osrednjega živčnega sistema spremenjenega vodenja hoje kot tudi mišičnih kontraktur. Zato uspeh terapijskega postopka zavisi od pravilne identifikacije patoloških deviacij z ustrezno instrumentacijsko analizo hoje ter njih ločitve od kompenzacijskih in adaptivnih mehanizmov vodenja hoje. Ta, sicer primarni postopek, je še posebej zahteven zaradi večstranskega delovanja posamezne mišice, ki preko mehanske sklopitve vpliva na celoten lokomotorni mehanizem in na ta način precej otežkoči biomehansko opredelitev patološkega vzorca hoje. V ta namen v sledečem poglavju opišemo metodološki pristop, ki bi lahko podal določene smernice pri oceni primarnih deviacij hoje in v kinematiki in kinetiki hoje določil kompenzacijske mehanizme, ki se razvijejo zaradi spremenjene strategije vodenja hoje. Predstavljamo inovativen sistem za emulacijo kontraktur mišic, ki z vnosom mehanske omejitve v lokomotorni aparat omejuje hojo zdravega človeka na podoben način kot mišične kontrakture pri pacientih. Prednost tovrstnega pristopa je sinteza karakterističnega biomehanskega vzorca hoje ob poznavanju primarne deviacije lokomotornega aparata. Pri eksperimentalnem modelu patološke hoje se osredotočimo na dva pogosta tipa patološke hoje. V prvem ocenimo pričakovan karakterističen vzorec, če je dominanten vzrok hoje po prstih bodisi kontraktura mišice gastrocnemius bodisi soleus. Podobno pri hoji v počepu poskušamo določiti, katera karakteristična odstopanja se pojavijo v kinematiki in kinetiki hoje, ko tovrsten tip hoje nastane zaradi kontrakture mišične skupine stegenskih strun in mišične skupine iliopsoas.

3.1 Eksperimentalni model hoje po prstih

Hoja po prstih je zelo pogost vzorec patološke hoje pri otrocih s cerebralno paralizo [11,12]. Mnogokrat jo pripisujemo mišični kontrakturi plantarnih fleksorjev, ki silijo stopalo v izrazito plantarno fleksijo in dostop na prste. Vizualna ocena razkriva zgolj splošne deviacijske mehanizme hoje po prstih, ni pa zadostna, kolikor želimo oceniti stopnje vpletenosti posamezne mišice plantarnih fleksorjev v hojo po prstih. Namreč, kontrakturi tako mišic soleus kot tudi gastrocnemius poleg dostopa na prste in povečane plantarne fleksije v hojo prinašata še kompenzacijske mehanizme, ki so specifični v obeh primerih in jih je zavoljo uspešnega terapijskega postopka potrebno pravilno oceniti. V ta namen je cilj tega razdelka predstavitev sistema za emulacijo kontraktur mišic soleus in gastrocnemius, oceniti karakteristične vzorce hoje po prstih ter opredeliti specifične mehanizme glede na posamezno vrsto emulacije mišične kontrakture.

3.1.1 Metodologija

Sistem za emulacijo kontraktur mišic soleus in gastrocnemius

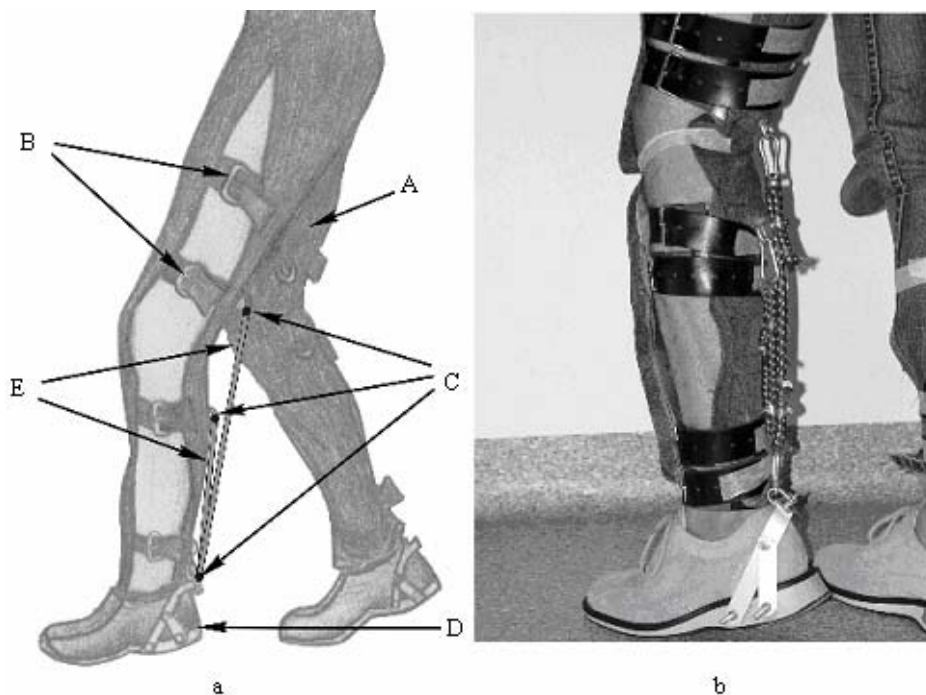
Na Sliki 3.1 je predstavljen shematski prikaz sistema za umetno emulacijo kontraktur mišic soleus in gastrocnemius. Sestavljen je iz posebno sešitih hlač, prirejenega para čevljev s kovinskim ogrodjem in elastičnih vrvi, ki so proksimalno pritrjene na namestitvena obroča na hlačah in distalno na kovinsko ogrodje na čevljih.

Hlače so sešite iz trpežnega materiala, ki lahko prenese precejšnje mehanske obremenitve. Povečane obremenitve hlač se pretežno pojavijo zaradi raztezanja elastičnih vrvi, ki vzbujajo relativno premikanje hlač glede na nogi. Da bi preprečili tovrstno relativno premikanje so na notranjo stran hlačnic vzdolžno in prečno prišite štiri usnjene zaplate, ki paroma objemajo stegni in goleni. Pričvrstitev zaplat s štirimi pasovi na vsaki zaplati ohranja čvrst objem noge, kar preprečuje vertikalno premikanje hlač med hojo. Trenje med ного in usnjenimi zaplatami smo še dodatno povečali z večjo grobostjo površine zaplat. Namenoma razparane hlače ob strani so nudile dovolj prostora za nemoteno pričvrstitev zaplat z usnjenimi pasovi.

Neposredno na hlače in usnjene zaplate, približno v višini narastišča mišice na kost, so s kovinskimi maticami na vsaki strani zaplate pritrjeni kovinski namestitveni obroči, kar zagotavlja zanesljivo in trdno namestitveno mesto za elastične vrvi. Tako dva namestitvena obroča, ki se nahajata pod in posteriorno oziroma nad in posteriorno glede na os rotacije kolenskega sklepa, sovpadata s proksimalnim delom mišic soleus oziroma gastrocnemius. Distalno sta obe mišici pritrjeni na peto, posteriorno glede na rotacijsko os gleženjskega sklepa. Temu ustrezno je na čevelj, posteriorno glede na os rotacije gleženjskega sklepa, pritrjeno kovinsko ogrodje, ki nosi zadnji namestitveni obroček. Kovinsko ogrodje je sestavljeno iz kovinske palice, ki je na čevelj nameščena z vijaki skozi peto podplata in na obeh straneh podprta z drugo kovinsko palico tako, da tvorita trikotnik, ki preprečuje premikanje ogrodja. Shematski prikaz mišic soleus in gastrocnemius prikazuje Slika 3.2.

Eksperimentalni pogoji

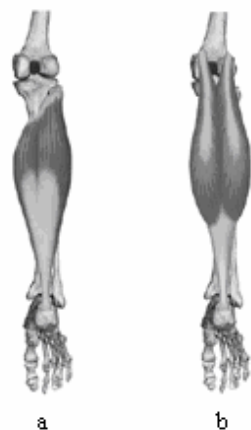
Emulacije kontraktur mišic smo izvajali na levi nogi s tremi elastičnimi, paralelno z določeno mišico, nameščenimi vrvmi, medtem ko je bila gibljivost desne noge neomejena. Pri



Slika 3.1. (a) Shematski prikaz sistema za emulacijo kontraktur mišic soleus (SOL) in gastrocnemius (GAS). Sistem sestavljajo: A – hlače iz trpežnega materiala, B – usnjene zaplate na notranji strani hlačnic, C – namestitveni obroči, D – čevlji s kovinskim ogrodjem, E – elastične vrvi. (b) Fotografija izdelanega sistema.

izbiri primerne dolžine in togosti elastičnih vrvi smo morali i) preprečiti izhod iz elastičnega območja elastičnih vrvi, kar bi izzvalo neželene motnje, ii) s sistemom vzbuditi hojo po prstih. Po seriji testiranj smo določili tri ekperimentalne primere, ki so pri zdravih ljudeh vsilili hojo po prstih. Najprej smo hojo po prstih vsilili z emulacijo kontrakture mišice soleus, kar smo izvedli z namestitvijo treh elastičnih vrvi dolžine 16 cm in togosti 1115 N/m paralelno z mišico soleus ter primer poimenovali emulacija SOL kontrakture. V nadaljevanju smo hojo po prstih pri zdravih ljudeh vsilili še z emulacijo kontrakture mišice gastrocnemius, kjer smo tri elastične vrvi dolžine 21 cm in togosti 850 N/m namestili paralelno z mišico gastrocnemius ter primer poimenovali emulacija GAS kontrakture. Nazadnje smo kontrakturi SOL in GAS združili ter primer poimenovali emulacija SOLGAS kontrakture. Ko elastike niso bile nameščene, je posameznik hodil normalno in smo primer poimenovali normalna hoja NH.

Tridimenzionalno gibanje spodnjih ekstremitet in medenice je bilo zajeto s sistemom za analizo hoje VICON (VICON 370, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK), ki je pri vzorčni frekvenci 50 Hz s šestimi kamerami zaznal IR svetlobo, ki se je odbila od markerjev na



Slika 3.2. Mišici (a) soleus in (b) gastrocnemius

določenih anatomskih mestih noge. Reakcijske sile podlage so bile zajete pri vzorčni frekvenci 1000 Hz z dvema pritiskovnima ploščama AMTI (AMTI OR-6-5-1000, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA), ki sta bili nameščeni na sredino 7 m dolge poti. Med poskusom smo testno osebo nadzorovali, da je hodila s hitrostjo približno 1 m/s. Kolikor je 7 m dolgo pot prehodila izven časovnega intervala $7 \pm 0,5$ s, smo poskus označili kot neveljaven in ga ponovili. Pri vsakem eksperimentalnem primeru smo izvedli več poskusov, pri katerih je testna oseba z eno nogo pohodila pritiskovno ploščo. Za nadaljnjo analizo smo zajeli vsaj štiri korake leve in desna noge. Pred vsakim eksperimentalnem primerom je testna oseba nekaj minut hodila opremljena s sistemom, kot je to določal eksperimentalni primer, nato pa pred naslednjim deset minut počivala.

Testna skupina

V študiji je sodelovalo šest moških prostovoljcev (starost $22,5 \pm 1,9$ let, višina $175,0 \pm 4,2$ cm, masa $64,2 \pm 4,2$ kg) brez nevroloških ali ortopedskih okvar.

Analiza podatkov

Za vsak eksperimentalni primer smo izmerili hitrost hoje, dolžino koraka in kadenco hoje. Pri posamezni testni osebi smo za vsak eksperimentalni primer in vsako nogo posebej izračunali povprečje in standardni odklon trajektorije kinematike in grafov kinetike štirih korakov in rezultate uporabili v nadaljnjem izračunu povprečja za celotno testno skupino in posamezni eksperimentalni primer. Trajektorije kinematika in grafi kinetika hoje v sagitalni ravnini so bili izračunani z inverznim dinamičnim modelom, ki je del programskega paketa sistema za analizo hoje, ter grafi kinetike normirani na maso testne osebe. Rezultate smo uporabili pri nadaljnji analizi ponovljivosti in statistični analizi ter kvalitativnem ovrednotenju kinematike in kinetike hoje.

Analiza ponovljivosti

Standardni odklon posamezne trajektorije kinematike in kinetike hoje smo uporabili pri izračunu variacijskega koeficienta CV , ki je služil kot ocena variabilnosti hoje. Za posamezno trajektorijo kinematike in kinetike hoje je CV definiran kot povprečna vrednost standardnega odklona trajektorije

$$CV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i \quad (3.1)$$

kjer je CV variacijski koeficient, N število vzorcev v ciklu hoje (50) in σ_i standardna deviacija trajektorije kinematike ali kinetike pri i -tem vzorcu.

Pri nadaljnji analizi variabilnosti hoje smo vrednosti variacijskega koeficienta CV za vsako trajektorijo kinematike in kinetike uporabili v dvostranskem parnem Studentovem t -testu na skupini šestih testnih oseb, ko so hodili normalno in pri emulaciji SOLGAS kontrakture kot eksperimentalnem primeru, ki izvaja največjo obremenitev na sistem za emulacijo kontraktur mišic. Raven statistične pomembnosti smo določili pri $p < 0,05$.

Statistična analiza

V trajektorijah kinematike in kinetike smo med eksperimentalnim primerom NH in

tremi vzorci hoje po prstih SOL, GAS in SOLGAS izvedli statistično analizo za vsak karakteristični ekstrem v posameznih podfazah (0%- 10% dostop, 10% - 30% osrednja opora, 30% - 55% končna opora ter odziv in 55% - 60% predzama). Enosmerna ANOVA (analysis of variance), z enim izmed eksperimentalnih primerov kot faktorjem, je bila izvedena v posamezni podfazi bodisi na minimalni bodisi maksimalni vrednosti povprečij testnih oseb. Ko je bil ugotovljen medsebojni vpliv, so bile primerjave izvedene paroma z Bonferroni-jevo post-hoc korekcijo. Raven statistične pomembnosti smo določili pri $p < 0,05$. Prav tako smo z enosmerno ANOVO statistično analizirali še časovne karakteristike hoje, to je podatke o hitrosti hoje, dolžini koraka in kadenci.

3.1.2 Rezultati

Ponovljivost

Rezultati dvosmernega parnega Studentovega t-testa variacijskih koeficientov CV normalne hoje NH in emulacije SOLGAS kontrakture za vse sklepne kote, momente in moči so zbrani v Tabeli 3.1. V primerjavi z normalno hojo NH so se pri eksperimentalnem primeru SOLGAS največje razlike v vrednosti CV pojavile pri grafu momenta gležnja, kjer vrednost $p = 0,010$ kaže na statistično pomembno odstopanje vrednosti CV v obeh eksperimentalnih primerih. Sicer statistično pomembnih razlik v variabilnosti hoje nismo opazili, saj so bile preostale vrednosti CV med sabo dokaj primerljive in so bile vrednosti p precej nad nivojem statistične pomembnosti. V splošnem je bila variabilnost hoje primerljiva v obeh eksperimentalnih primerih.

Časovne karakteristike hoje

Podatki o statistični analizi časovnih karakteristik hoje so zbrani v Tabeli 3.2. Opazimo lahko, da se hitrost hoje, dolžina koraka in kadenca hoje za obe nogi niso statistično pomembno razlikovali med eksperimentalnimi primeri.

Tabela 3.1. Primerjava povprečnih vrednosti in standardni odklon CV pri normalni hoji NH in emulaciji kontrakture SOLGAS z dvosmernim parnim Studentovim t-testom na skupini šestih testnih oseb.

	Normalna hoja NH	Emulacija kontrakture SOLGAS	Dvosmerni parni t-test p vrednost
kot gležnja (stopinje)	1,319 (0,281)	2,050 (0,777)	0,089
moment gležnja (Nm/kg)	0,078 (0,102)	0,057 (0,013)	0,010
moč gležnja (W/kg)	0,158 (0,019)	0,223 (0,063)	0,053
kot kolena (stopinje)	1,734 (0,417)	1,611 (0,618)	0,711
moment kolena (Nm/kg)	0,075 (0,027)	0,062 (0,016)	0,372
moč kolena (W/kg)	0,165 (0,029)	0,125 (0,034)	0,122
kot kolka (stopinje)	0,897 (0,176)	0,951 (0,377)	0,756
moment kolka (Nm/kg)	0,122 (0,032)	0,106 (0,020)	0,418
moč kolka (W/kg)	0,159 (0,039)	0,123 (0,026)	0,157

Podane so srednje vrednosti in standardni odklon.

Kinematika in kinetikaLeva noga

Slika 3.3 prikazuje srednje vrednosti kinematike in kinetike leve noge pri skupini šestih testnih oseb v vseh eksperimentalnih primerih.

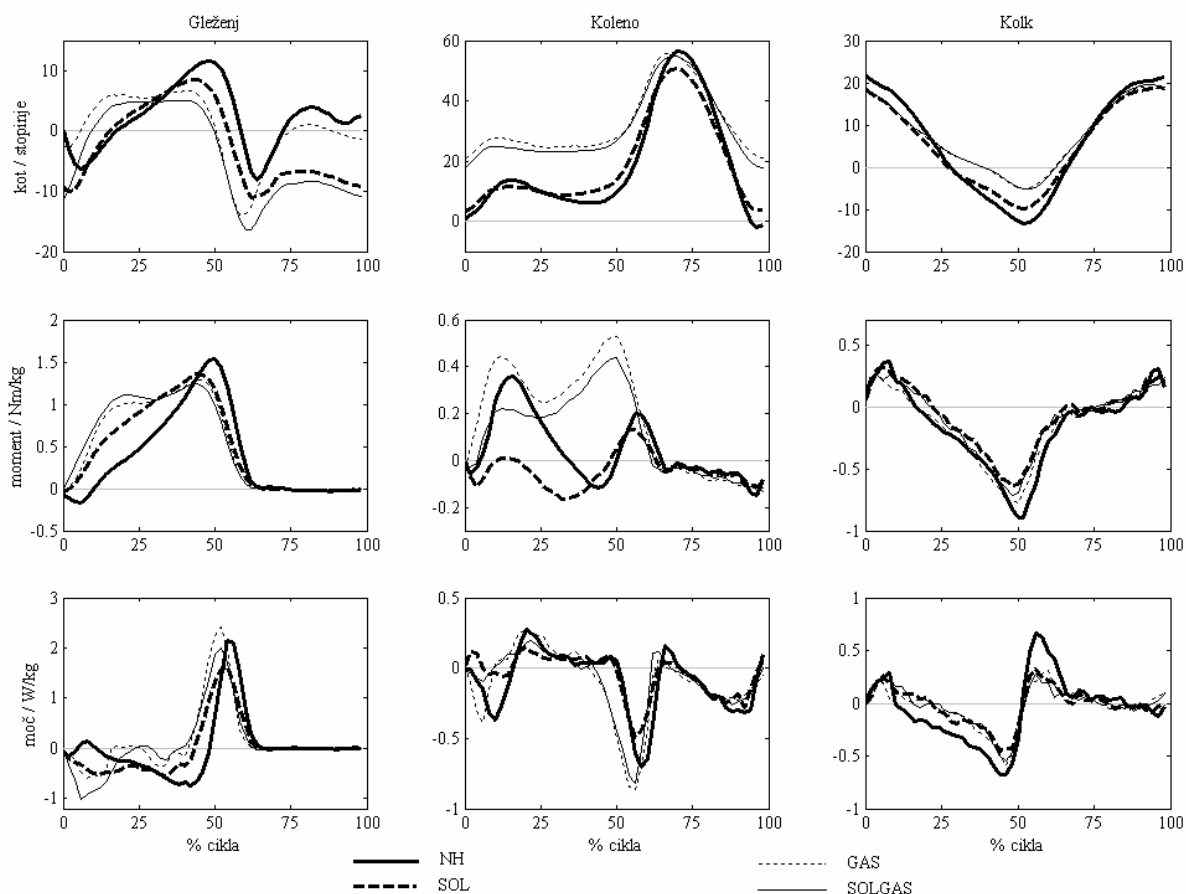
Skozi celoten cikel so v trajektorijah gibanja gležnja opazna odstopanja vseh eksperimentalnih primerov hoje po prstih od normalne hoje. Medtem ko je ob dostopu v eksperimentalnih primerih SOL in SOLGAS stopalo v izrazitejši plantarni fleksiji, je v eksperimentalnem primeru GAS obseg plantarne fleksije manjši kot pri normalni hoji NH. Te razlike so bile tudi statistično pomembne (Tabela 3.3). V nadaljevanju cikla v osrednji opori je pri eksperimentalnem primeru SOL oblika trajektorije podobna kot pri normalni hoji NH, v eksperimentalnih primerih GAS in SOLGAS pa beležimo povečano dorzalno fleksijo. V končni opori in ob odzivu je v primerjavi z normalno hojo NH opazno postopno zmanjševanje dorzalne fleksije pri vseh eksperimentalnih primerih hoje po prstih. Prav tako opazimo povečano plantarno fleksijo med predzama hom in v zamahu samem, vendar pa te spremembe niso bile statistično pomembne.

V primerjavi z normalno hojo NH je v eksperimentalnih primerih SOL, GAS in SOLGAS ob dostopu v grafu momenta gležnja izrazit in statistično pomemben primanjkljaj momenta dorzalne fleksije (Tabela 3.3). Prav tako zabeležimo statistično pomembno povečanje vrednosti momenta plantarne fleksije v osrednji opori, kjer je to povečanje nekoliko bolj izrazito v eksperimentalnih primerih GAS in SOLGAS kot pa v eksperimentalnem primeru SOL. V času predzama ha opazimo še statistično pomembno zmanjšanje momenta plantarne fleksije v vseh eksperimentalnih primerih hoje po prstih. Medtem ko v gležnju ob dostopu opazimo statistično pomembno povečanje absorpcije moči – to povečanje je podobno v eksperimentalnih primerih SOL in GAS in izraziteje v eksperimentalnem primeru SOLGAS – je v osrednji opori potek grafa moči gležnja dokaj podoben pri eksperimentalnih primerih NH ter SOL in skoraj izometričnega značaja v eksperimentalnih primerih GAS in SOLGAS. V končni opori in ob odzivu zabeležimo statistično pomembno zmanjšanje absorpcije moči (Tabela 3.3) pri vseh eksperimentalnih primerih hoje po prstih in nekoliko bolj zgo den zaključek faze opore kot sicer pri normalni hoji NH. V času predzama ha v gležnju opazimo še manjšo generacijo moči pri eksperimentalnih primerih SOL in SOLGAS, v eksperimentalnem primeru GAS pa se generacija moči poveča.

Tabela 3.2. Primerjava časovnih karakteristik hoje pri vseh eksperimentalnih primerih z enosmerno ANOVO.

	NW	SOL	GAS	SOLGAS	ANOVA <i>p</i> vrednost
Hitrost hoje (m/s)	1.06 (0.02)	1.02 (0.05)	1.02 (0.03)	1.03 (0.04)	0.178
Dolžina koraka - leva noga (m)	1.26 (0.07)	1.2 (0.09)	1.2 (0.07)	1.2 (0.07)	0.384
Kadenca leva noga (korak/min)	100.67 (3.56)	99.46 (5.44)	102.8 (7.8)	103.96 (8.78)	0.654
Dolžina koraka - desna noga (m)	1.28 (0.06)	1.23 (0.06)	1.19 (0.08)	1.2 (0.07)	0.116
Kadenca desna noga (korak/min)	99.53 (3.01)	99.53 (6.32)	102.78 (7.54)	103.3 (7.92)	0.629

Podane so srednje vrednosti in standardni odklon



Slika 3.3. Srednja vrednost kinematike in kinetike hoje leve noge v eksperimentalnih primerih NH, SOL, GAS in SOLGAS

Pri trajektoriji gibanja kolena opazimo precejšnjo podobnost med normalno hojo NH in eksperimentalnim primerom SOL na eni strani, ter ekperimentalnima primeroma GAS in SOLGAS na drugi. V času opore sta ekperimentalna primera NH in SOL zelo podobna in se precej razlikujeta od ekperimentalnih primerov GAS in SOLGAS, pri katerih opazimo izrazit in statistično pomemben pomik k večji fleksiji.

Zelo specifičen potek grafa kolenskega momenta opazimo pri vseh eksperimentalnih primerih. Medtem ko v primeru normalne hoje NH ob dostopu opazimo karakterističen vrh fleksijskega momenta v kolenu, je ta še bolj izrazit v eksperimentalnem primeru SOL in zelo oslavljen v GAS in SOLGAS eksperimentalnih primerih. V osrednji opori, ko pri normalni hoji NH ekstenzijski moment kolena prvič doseže lokalni maksimum, lahko ponovno opazimo pomembne razlike. V nasprotju z eksperimentalnim primerom SOL, kjer vidimo popolno odsotnost ekstenzijskega momenta, opazimo v eksperimentalnem primeru GAS bolj izrazit ekstenzijski moment kolena kot pri normalni hoji NH. V primeru SOLGAS opazimo združen učinek individualnih emulacij kontraktur SOL in GAS, kar pomakne graf ekstenzijskega momenta med grafa SOL in GAS eksperimentalnih primerov. Medtem ko te razlike niso bile statistično pomembne, zelo nizka p vrednost ($p = 0,076$, Tabela 3.3) kaže na pomembne razlike med primeri.

Zaključna opora in odziv sta pri normalni hoji NH zaznamovana s fleksijskim

3.1 Eksperimentalni model hoje po prstih

Tabela 3.3. Primerjava kinematike in kinetike hoje pri vseh eksperimentalnih primerih z enosmerno ANOVO.

	NW	SOL	GAS	SOLGAS	ANOVA <i>p</i> vrednost	Bonferroni-jeva post-hoc korekcija (<i>p</i> vrednost)
LEVA NOGA						
Dostop, kot gležnja (stopinje)	0.67 (4.88)	-5.21 (4.56)	3.38 (5.09)	-4.63 (7.03)	0.035*	-
Osrednja opora, fleksija kolena (stopinje)	14.14 (6.44)	12.11 (7.98)	28.21 (8.62)	25.56 (5.87)	0.002*	NW-GAS (0.02*), SOL-GAS (0.007*), SOL-SOLGAS (0.028*)
Zaključna opora in odziv, fleksija kolena (stopinje)	5.53 (4.07)	8.37 (6.23)	24.15 (6.55)	22.63 (5.6)	0.0001*	NW-GAS (0.0001*), NW-SOLGAS (0.0001*), SOL-GAS (0.01*), SOL-SOLGAS (0.02*)
Dostop, moment dorzalne fleksije gležnja (Nm/kg)	-0.17 (0.04)	-0.06 (0.06)	-0.06 (0.04)	-0.01 (0.03)	0.0001*	NW-SOL (0.007*), NW-GAS (0.003*), NW-SOLGAS (0.0001*)
Osrednja opora, moment plantarne fleksorjev gležnja (Nm/kg)	0.63 (0.09)	1.03 (0.2)	1.16 (0.1)	1.16 (0.13)	0.0001*	NW-SOL (0.01*), NW-GAS (0.001*), NW-SOLGAS (0.0001*)
Predzamah, moment plantarne fleksije gležnja (Nm/kg)	1.53 (0.11)	1.16 (0.24)	1.09 (0.25)	0.99 (0.32)	0.007*	NW-GAS (0.034*), NW-SOLGAS (0.007*)
Dostop, fleksijski moment kolena (Nm/kg)	0.27 (0.22)	0.06 (0.17)	0.44 (0.19)	0.23 (0.19)	0.028*	SOL-GAS (0.02*)
Osrednja opora, ekstenzijski moment kolena (Nm/kg)	0.37 (0.28)	0.04 (0.28)	0.52 (0.33)	0.33 (0.3)	0.076	-
Zaključna opora in odziv, moment kolena (Nm/kg)	-0.13 (0.14)	-0.17 (0.25)	0.26 (0.28)	0.2 (0.25)	0.008*	SOL-GAS (0.029*)
Predzamah, ekstenzijski moment kolena (Nm/kg)	0.21 (0.11)	0.15 (0.14)	0.54 (0.23)	0.44 (0.2)	0.004*	NW-GAS (0.029*), SOL-GAS (0.008*)
Dostop, absorpcija moči v gležnju (W/kg)	-0.18 (0.1)	-0.51 (0.35)	-0.67 (0.52)	-1.12 (0.42)	0.004*	NW-SOLGAS (0.003*)
Zaključna opora in odziv, absorpcija moči v gležnju (W/kg)	-0.85 (0.2)	-0.62 (0.24)	-0.51 (0.27)	-0.34 (0.2)	0.009*	NW-SOLGAS (0.007*)
Dostop, absorpcija moči v kolenu (W/kg)	-0.44 (0.35)	-0.1 (0.14)	-0.45 (0.36)	-0.17 (0.1)	0.068	-
Predzamah, generacija moči v kolku (W/kg)	0.72 (0.34)	0.37 (0.22)	0.32 (0.13)	0.33 (0.21)	0.025*	-
DESNA NOGA						
Zaključna opora in odziv, moment kolena (Nm/kg)	-0.15 (0.08)	-0.16 (0.11)	0.04 (0.16)	0.01 (0.15)	0.032*	-

Podane so srednje vrednosti in standardni odklon

momentom, ki pa je v eksperimentalnem primeru SOL še bolj izražen. Nasprotno opazimo v eksperimentalnih primerih GAS in SOLGAS, ki sta zaznamovana z izrazitim ekstenzijskim momentom. Razlike med eksperimentalnimi primeri v zaključni opori in ob odzivu so statistično pomembne (Tabela 3.3). Podobno velja tudi za predzamahe, kjer v eksperimentalnih primerih NH in SOL opazimo podobne amplitude (nekoliko manjši moment v primeru SOL) in statistično pomembno večji ekstenzijski moment kolena v eksperimentalnih primerih GAS in SOLGAS.

V primeru moči kolenskega sklepa opazimo karakterističen ekstrem absorpcije moči ob dostopu pri normalni hoji NH in eksperimentalnem primerom GAS, v eksperimentalnem primeru SOLGAS prisotnost precej manjše absorpcije moči in majhno absorpcijo moči v eksperimentalnem primeru SOL ($p = 0,068$, Tabela 3.3). V osrednji opori pri normalni hoji in GAS eksperimentalnem primeru opazimo podobna ekstrema absorpcije moči, medtem ko je ta isti ekstrem v eksperimentalnih primerih SOL in SOLGAS slabo izražen. V primerjavi z normalno hojo NH v predzamahe beležimo še povečano absorpcijo moči v primerih GAS in SOLGAS ter manjšanje v primeru SOL.

Oblika trajektorije gibanja kolka je v vseh eksperimentalnih primerih podobna skozi celoten cikel. V fazi dostopa je v primerjavi z normalno hojo HN pri vseh eksperimentalnih primerih hoje po prstih moč opaziti nekoliko manjšo fleksijo kolka. Prav tako je pri vseh eksperimentalnih primerih hoje v predzamahe opazna še manjša ekstenzija kolka.

Grafi momenta kolka so vseskozi cikel hoje podobni, z izjemo predzamahe, kjer v primerjavi z normalno hojo NH opazimo zmanjšanje fleksijskega momenta v vseh eksperimentalnih primerih.

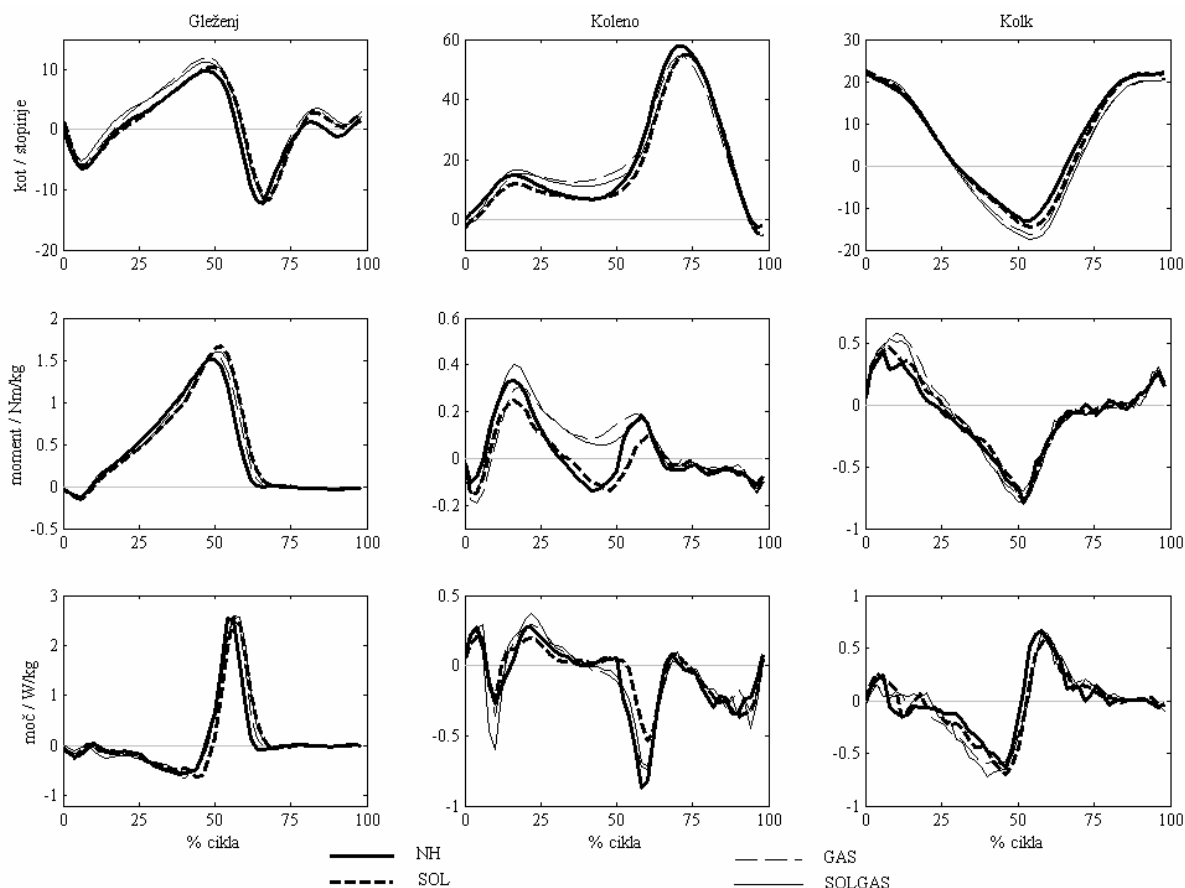
Vseskozi cikel hoje opazimo še podobnost med grafi moči kolka. Medtem ko je v vseh eksperimentalnih primerih hoje po prstih v osrednji in končni opori ter odzivu prisotna manjša absorpcija moči, je skoraj 50% zmanjšanje maksimalne vrednosti generacije moči v predzamahe v vseh eksperimentalnih primerih hoje po prstih statistično pomembno.

Desna noga

Slika 3.4 prikazuje srednje vrednosti trajektorij kinematike in grafov kinetike desne noge pri skupini šestih testnih oseb in vseh eksperimentalnih primerih.

Trajektorije gibanja ter grafi momentov in moči v gležnju kažejo precejšnjo podobnost med vsemi eksperimentalnimi primeri. V primerjavi z normalno hojo opazimo nekoliko večjo dorzalno fleksijo v eksperimentalnih primerih hoje po prstih, sicer pa so bolj opazne razlike v trajektorijah gibanja ter grafi momentov in moči v kolenu. V primerjavi z normalno hojo NH in eksperimentalnim primerom SOL opazimo pri eksperimentalnih primerih GAS in SOLGAS večjo fleksijo kolena v zaključni opori. Odstopanja od normalne hoje NH opazimo tudi v momentu kolena, kjer v vseh eksperimentalnih primerih hoje po prstih ob dostopu beležimo povečan fleksijski moment kolena. Statistično pomembne razlike se pojavijo v zaključni opori, kjer v primeru SOL opazimo normalen fleksijski moment kolena, medtem ko v primerih GAS in SOLGAS izmerimo ekstenzijski moment. V času predzamahe v eksperimentalnem primeru SOL opazimo manjši ekstenzijski moment kot v preostalih treh primerih. Z izjemo primera SOL, kjer v primerjavi z ostalimi eksperimentalnimi primeri opazimo manjšo absorpcijo moči kolena v predzamahe, so grafi moči kolena podobni v vseh eksperimentalnih primerih. Podobno v trajektorijah gibanja, ter grafi momentov in moči kolka opazimo zgolj večjo ekstenzijo v GAS in SOLGAS primerih.

3.1 Eksperimentalni model hoje po prstih



Slika 3.4. Srednja vrednost kinematike in kinetike hoje desne noge v eksperimentalnih primerih NH, SOL, GAS in SOLGAS.

3.1.3 Biomehanske karakteristike

Biomehansko vrednotenje in relacija z izbranimi kliničnimi primeri

Leva noga

V primeru emulacije kontrakture soleus (SOL) je spremenjeno predvsem gibanje gležnja, v gibanju kolena in kolka pa opazimo z normalno hojo primerljivi trajektoriji. Medtem ko v primerjavi z normalno hojo v gležnju beležimo prezgoden moment plantarnih fleksorjev, se ekstenzijski moment kolena v fazi opore občutno zmanjša. Medtem ko v grafu moči gležnja vseskozi fazo opore prevladuje absorpcija moči, je absorpcija moči v kolenu v času dostopa odsotna. Tudi generacija moči med pripravo na zamah je skoraj prepolovljena. O zelo podobnih karakteristikah kinetičnega vzorca kot pri eksperimentalnem primeru SOL poroča Winter [4] pri četrtem študijskem primeru cerebralne paralize, kjer prav tako opazimo občutno zmanjšanje kolenskega momenta vseskozi fazo opore in karakterističen porast gleženjskega momenta v sredini faze opore. Winter ta mehanizem pojasnjuje kot povečana aktivnost plantarnih fleksorjev in glede na naše rezultate je primarni vzrok temu kontraktura mišice soleus.

Zelo opazna odstopanja od normalne hoje opazimo v primeru emulacije kontrakture mišice gastrocnemius (GAS). V primerjavi z eksperimentalnim primerom SOL v opori

opazimo zgodnejšo dorzalno fleksijo gležnja in pomik gibanja kolenskega sklepa v večjo fleksijo, v predzamahu pa manjšo ekstenzijo kolka. Moment plantarne fleksije v fazi opore hitreje narašča in v primerjavi z eksperimentalnim primerom doseže višjo vrednost. Podobno opazimo v kolenu, kjer v primerjavi z normalno hojo skozi celotno fazo opore beležimo prav tako hitrejše naraščanje in večjo vrednost ekstenzijskega momenta kolena. Absorpcija moči gležnja je bila med dostopom podobna, v končni opori ter odzivu pa manjša kot v eksperimentalnem primeru SOL. Medtem ko je vzorec moči kolena podoben kot pri normalni hoji, je graf moči kolka podoben tako normalni hoji kot tudi eksperimentalnemu primeru SOL. Podoben karakteristični dvo-zobni vzorec momenta v fazi opore in izrazito absorpcijo v gležnju v osrednji opori je Gage [17] opisal pri kliničnem primeru. Gage je tovrsten vzorec kinetike pripisal k dinamični kontrakturi mišice gastrocnemius in poročal o razvoju dokaj normalnih vzorcev kinematike in kinetike, potem ko je izvedel podaljšanje mišice.

V primeru kombinirane emulacije kontraktur SOLGAS lahko opazimo kombiniran učinek individualnih emulacij kontrakture SOL in GAS. Medtem ko je gibanje gležnja približno vsota in gibanje kolena približno razlika trajektorij gibanja gležnja v primerih SOL in GAS, je trajektorija gibanja kolena podobna kot pri eksperimentalnem primeru GAS. Graf gleženjskega momenta kaže na soroden učinek kot pri emulaciji kontrakture SOL ali GAS in nasproten pri kolenskem momentu, kjer emulacija kontrakture SOL učinkuje kot kompenzacija učinka emulacije kontrakture GAS. To je še posebej izrazito v zaključni opori in med pripravo na zamah. Moment kolka je podoben v vseh treh eksperimentalnih primerih hoje po prstih. Medtem ko je absorpcija moči gležnja v času dostopa zaradi emulacij kontraktur SOL in GAS povečana, je v fazi opore zaradi emulacije kontrakture GAS učinek emulacije kontrakture SOL zmanjšan. Pri absorpciji moči kolena opazimo zmanjšanje ob dostopu, ki je posledica nasprotujočega si učinka emulacij kontrakture SOL in GAS, v času predzamaha pa je prisoten dominantni učinek emulacije kontrakture GAS. Moč v kolku je v primeru SOLGAS podobna kot v preostalih dveh primerih hoje po prstih.

Desna noga

Največje razlike v trajektorijah kinematike desne noge opazimo pri kolenskem sklepu, kjer povečana fleksija v osrednji opori pri eksperimentalnih primerih GAS in SOLGAS opore izvira iz kompenzacijskega prilagajanja spremenjeni kinematiki leve noge. Na ta način se dolžina desne noge izenači z dolžino leve, kar minimizira vertikalno nihanje medenice in trupa. Posledica tega je tudi nekoliko povečana dorzalna fleksija gležnja in večja ekstenzija kolka.

Primerjava s hoteno hojo po prstih

Podobne zaključke navajata dve študiji [24,25], kjer so normalno hojo nevrološko in ortopedsko neprizadetih oseb primerjali s hojo, ko je ta ista skupina namenoma hodila po prstih (brez mehanskih omejitev). V obeh primerih trajektorije gibanja ter grafi momentov in moči normalne hoje kažejo popolno skladnost z eksperimentalnim primerom NH pri naši študiji. Medtem ko v prvi študiji [24] med rezultati najdemo zgolj podatke o momentih in moči gležnja in kolena, je v drugi [25] podana celovitejša analiza, ki je zajemala še trajektorije gibanj gležnja in kolena. Momenta v gležnju sta v obeh primerih sicer podobna našim rezultatom pri eksperimentalnih primerih GAS in SOLGAS, a obstaja razlika med rezultati [24] in [25], kjer med pripravo na zamah v grafu momenta plantarne fleksije gležnja pri [24] opazimo izrazito manjši ekstrem kot pri [25] in vseh naših eksperimentalnih primerih hoje po prstih. Grafi moči v obeh študijah so podobni kot v eksperimentalnem primeru SOLGAS. Nasprotno so gibanje, moment in moč kolenskega sklepa pri obeh študijah podobni

rezultatom eksperimentalnega primera SOL. Ta razlika v kinematiki in kinetiki gležnja in kolena pojasnjuje, da zdravi razvijejo dokaj nenavadno obliko hoje po prstih. Glede na naše rezultate zdravi pri hoteni hoji po prstih hodijo tako, da je mišica soleus dinamično skrčena skozi celotno fazo opore in je mišica gastrocnemius zgolj v pomoč pri porastu gleženjskega momenta pri sprejemu teže in osrednji opori. To nakazuje dvom o primernosti uporabe hotene hoje zdravih ljudi kot študijskega modela patološke hoje po prstih in uporabnosti rezultatov v namene postavljanja diagnoze in načrtovanja terapevtskega posega.

3.1.3 Sklep

Izhodišče eksperimentalnega modela hoje po prstih je hipoteza, da se kinematični in kinetični vzorec hoje razlikuje glede na primarni vzrok patološke hoje po prstih in odraža spremembe tako primarnih kot tudi sekundarnih patoloških mehanizmov. Vendar pa je znanje, kako oceniti vpletenost določene mišice med hojo po prstih, precej skopo, saj ne poznamo učinkovitega postopka, ki bi vzpostavil enolično relacijo med določeno mišično kontrakturo in ustreznim karakterističnim vzorcem hoje v počepu. V ta namen smo zasnovali sistem za emulacijo kontraktur, ki z emulacijami kontraktur mišic (i) soleus, (ii) gastrocnemius in (iii) hkrati soleus ter gastrocnemius pri nevrološko in ortopedsko neprizadetih prostovoljcih vsili hojo po prstih. Rezultati jasno kažejo, da je na tovrsten način mogoče oceniti karakteristične razlike v vzorcih hoje pri treh možnih vzrokih hoje po prstih, kar utegne podati določene smernice, kako znanje uporabiti v procesu določanja vloge mišice pri hoji po prstih pri bolniku, kjer problem primarno izhaja iz dinamične ali statične kontrakture plantarnih fleksorjev.

3.2 Eksperimentalni model hoje v počepu

Drugi zelo pogost patološki vzorec hoje pri otrocih s cerebralno paralizo je hoja v počepu [23,68]. Mnogokrat jo pripisujemo kontrakturi proksimalnih mišičnih skupin, ki silijo v izrazito fleksijski vzorec v kolku, kolenu in gležnju. Tudi v primeru hoje v počepu vizualna ocena vzorca identificira zgolj nekatere splošne deviacijske mehanizme, ni pa zadostna, kolikor želimo oceniti stopnjo vpletenosti posamezne mišice v hojo v počepu. Namreč, kontrakturi tako mišic biceps femoris kot tudi mišične skupine iliopsoas poleg značilnih deviacij v hojo v počepu prinašata še kompenzacijske mehanizme, ki so specifični v obeh primerih in jih je zavoljo uspešnega terapijskega postopka potrebno pravilno oceniti. V ta namen bomo tudi v tem poglavju predstavili nekoliko izboljšan sistem za emulacijo kontraktur mišic biceps femoris in mišične skupine iliopsoas, ocenili karakteristične vzorce hoje v počepu, ter opredelili specifične mehanizme glede na vrsto emulacije mišične kontrakture.

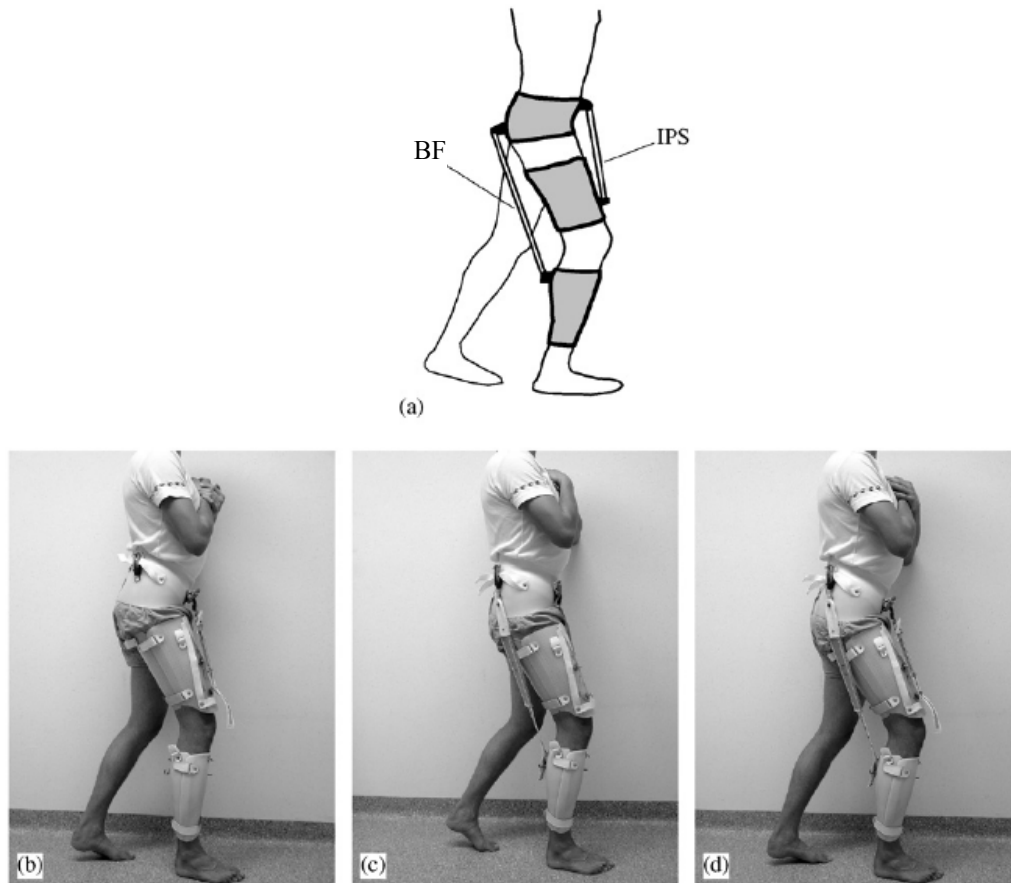
3.2.1 Metodologija

Sistem za emulacijo kontraktur mišic biceps femoris in mišične skupine iliopsoas

Shematski prikaz in fotografija realnega sistema za emulacijo kontraktur mišice biceps femoris in mišične skupine iliopsoas je prikazan na Sliki 3.5. Plastični kalupi so objemali medenico, stegno in golen hodeče testne osebe. Emulacijo kontraktur mišic smo izvedli z elastičnimi vrvmi, katere smo s togimi trakovi namestili na ustrezna pritrdilna mesta na plastičnih kalupih tako, da so elastične vrvi delovale paralelno z mišično skupino iliopsoas in mišično skupino stegenskih strun, ki pa jih bomo zaradi nazornejše predstave ponazorili z mišico biceps femoris. Shematski prikaz mišične skupine iliopsoas in mišice biceps femoris je predstavljen na Sliki 3.6. Namestitvena mesta so bila izbrana tako, da je bilo delovanje umetnih mišic omejeno na sagitalno ravnino. Ustrezno dolžino in togost elastičnih vrvi smo izbrali po obsežnem testiranju, kjer smo si prizadevali doseči očitne spremembe v kolku in kolenu tako med stojo kot tudi hojo, pri tem pa ne preseči elastičnih lastnosti elastičnih vrvi. Umetna mišica, ki je bila uporabljena pri emulaciji kontrakture mišične skupine iliopsoas, je bila kompozicija 4,5 cm dolgega togega traku, pritrjenega na kalup medenice anteriorno, 5 cm dolgega togega traku, pritrjenega na kalup stegna anteriorno in vmesne 8,5 cm dolge elastične vrvi, togosti 3300 N/m. Umetna mišica, ki je bila uporabljena pri emulaciji kontrakture mišice biceps femoris, je bila kompozicija 13,5 cm dolgega togega traku, pritrjenega na kalup medenice posteriorno, 17,3 cm dolgega togega traku, pritrjenega na kalup stegna posteriorno in vmesne 13,3 cm dolge elastične vrvi, togosti 2000 N/m.

Eksperimentalni pogoji

Testne osebe so bile med hojo podvržene naslednjim eksperimentalnim pogojem: (i) normalna hoja (NH), ko gibanje teste osebe ni bilo omejeno z elastičnimi vrvmi, (ii) emulacija kontrakture mišice biceps femoris (BF), (iii) emulacija kontrakture mišične skupine iliopsoas (IPS) in (iv) sočasna emulacija kontraktur mišic biceps femoris in mišične skupine iliopsoas (IPSBF). Pri tem so vse emulacije kontraktur mišic bile izvedene na desni nogi. Tridimenzionalno gibanje spodnjih ekstremitet in medenice je bilo zajeto pri vzorčni frekvenci 50 Hz s sistemom za analizo hoje VICON (VICON 370, Oxford Metrics Ltd.,



Slika 3.5. Shematski prikaz sistema za emulacijo kontraktur mišic iliopsoas (IPS) in biceps femoris (BF) (a) Emulacija kontrakture IPS (b) Emulacija kontrakture BF (c) Sočasna emulacija kontraktur IPS in BF

Oxford, UK), ki s šestimi kamerami zazna IR svetlobo, ki se odbija od markerjev na nogi in so nameščeni na anatomsko mesta noge kot to določajo navodila proizvajalca. Reakcijske sile podlage so bile zajete pri vzorčni frekvenci 1000 Hz zajeto z dvema pritiskovnim ploščama AMTI (AMTI OR-6-5-1000, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA), ki sta bili nameščeni na sredino 10 m dolge poti. Med poskusom smo testno osebo nadzorovali, da je hodila s hitrostjo približno 1 m/s. Pri vsakem eksperimentalnem primeru smo izvedli več



Slika 3.6. Shematski prikaz mišic (a) biceps femoris in (b) iliopsoas

poskusov, pri katerih je testna oseba z eno nogo pohodila pritiskovno ploščo. Za nadaljnjo analizo smo zajeli vsaj štiri korake leve in desna noge. Pred vsakim eksperimentalnim primerom je testna oseba nekaj minut hodila opremljena s sistemom, kot je to določal eksperimentalni primer, nato pa pred naslednjim deset minut počivala. Vzorec hoje pri otrocih CP#1 in CP#2 za kvalitativno primerjavo je bil izmerjen v istem laboratoriju in prav tako predstavlja povprečje štirih korakov.

Testna skupina

V študiji je sodelovalo osem prostovoljcev (starost $25,2 \pm 3,5$ let, višina $175,5 \pm 4,8$ cm, masa $64,6 \pm 3,2$ kg) brez preteklih nevroloških ali ortopedskih okvar. Vključili smo tudi podatke dveh otrok (CP #1 – starost 15 let, CP#2 starost 13 let), pri katerih je bila ugotovljena cerebralna paraliza in postavljena diagnoza spastična diplegija ter predhodno nista bila podvržena operativnemu postopku. Primera sta bila izbrana po kliničnem pregledu, kjer so bile opazne indikacije kontrakture mišice biceps femoris in mišične skupine iliopsoas.

Analiza podatkov

Za vsak eksperimentalni primer smo izmerili hitrost hoje, dolžino koraka in kadenco hoje. Pri posamezni testni osebi smo za vsak eksperimentalni primer in vsako nogo posebej izračunali povprečje in standardni odklon trajektorij kinematike in grafov kinetike štirih korakov, ter rezultate nadalje uporabili v izračunu povprečja za celotno testno skupino in posamezni eksperimentalni primer. Trajektorije kinematike in grafi kinetike hoje v sagitalni ravnini so bili izračunani z inverznim dinamičnim modelom, ki je del programskega paketa sistema za analizo hoje in grafi kinetike normirani na maso testne osebe. Rezultate smo uporabili pri nadaljnji statistični primerjavi eksperimentalnih primerov in pri kvalitativni interpretaciji kinematike in kinetike hoje.

Statistična analiza

Pri eksperimentalnih primerih smo v posameznih podfazah (0%- 10% dostop, 10% - 30% osrednja opora, 30% - 55% končna opora ter odziv in 55% - 60% predzama) izvedli statistično analizo za vsak karakteristični ekstrem v trajektorijah gibanja ter grafi momentov in moči. Znotraj posamezne podfaze je bodisi na minimalni bodisi maksimalni vrednosti povprečij testne skupine bila izvršena enosmerna ANOVA, z enim izmed eksperimentalnih primerov kot faktorjem. Ko je bil ugotovljen medsebojni vpliv so bile primerjave izvedene paroma z Bonferroni post-hoc korekcijo. Raven statistične pomembnosti smo postavili pri $p < 0,05$. Prav tako smo v enosmerni ANOVI statistično analizirali še časovne karakteristike hoje, to je podatke o hitrosti hoje, dolžini koraka in kadenci.

3.2.2 Rezultati

Časovne karakteristike hoje

Podatki o hitrosti hoje, dolžini koraka in kadenci so zbrani v Tabeli 3.4. Statistično pomembne razlike so se pojavile le v dolžini koraka, ki se je v eksperimentalnih primerih IPS, BF in IPSBF zmanjšala. Sicer so bile te spremembe majhne in so dobro korelirale s spremembami v hitrosti hoje.

3.2 Eksperimentalni model hoje v počepu

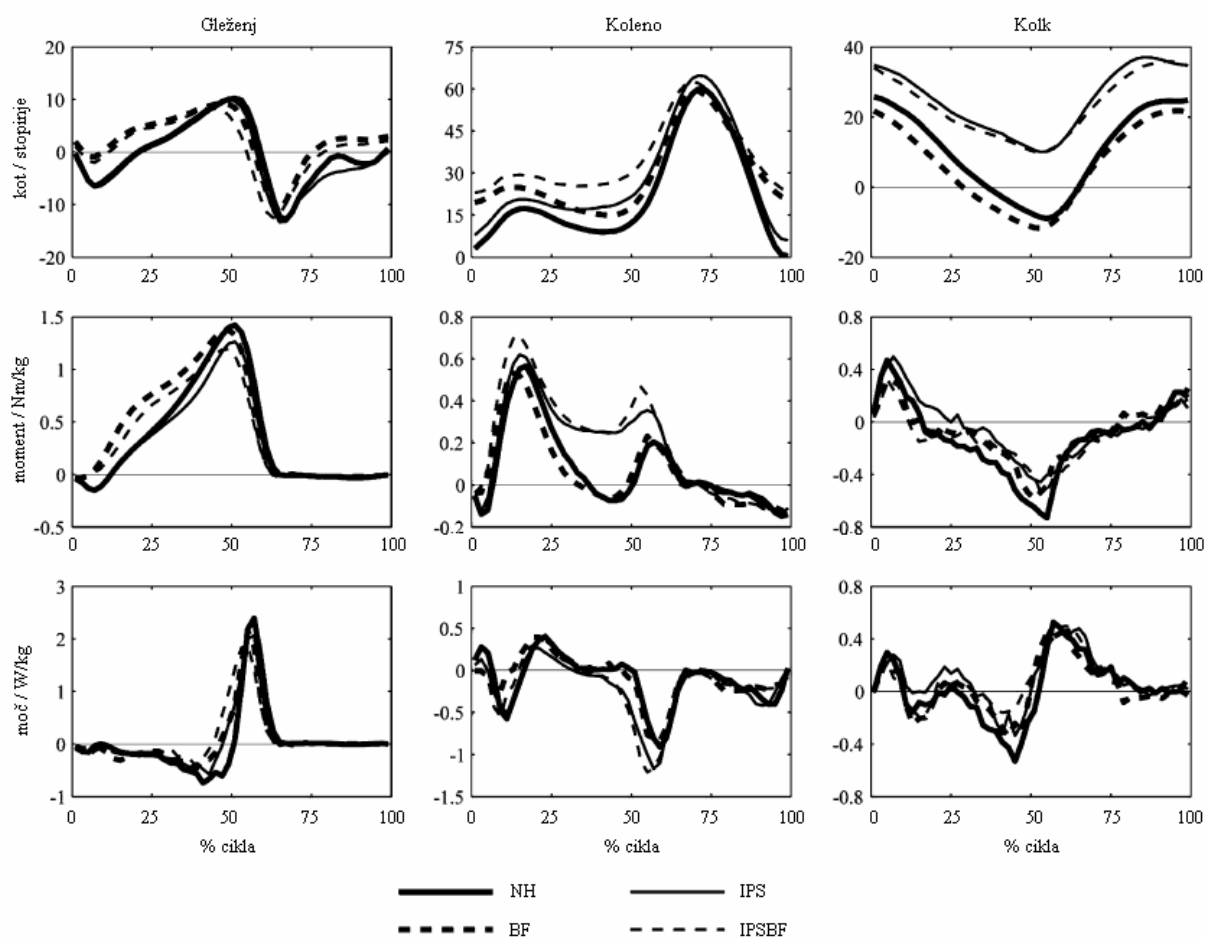
Tabela 3.4. Časovne karakteristike hoje.

	NW	BF	IPS	IPSBF	ANOVA <i>p</i> vrednost	Bonferroni post-hoc korekcija (<i>p</i> vrednost)
Hitrost hoje (m/s)	1.03 (0.05)	1.01 (0.08)	1.02 (0.08)	1.01 (0.09)	0.102	—
Dolžina koraka (m)	1.29 (0.05)	1.18 (0.08)	1.20 (0.05)	1.16 (0.11)	0.015*	NW-BF (0.046*), NW-IPSBF (0.020*)
Kadenca (korak/min)	100.7 (6.81)	101.2 (8.65)	95.6 (9.91)	103.0 (7.18)	0.331	—

Podane so srednje vrednosti in standardni odklon.

Kinematika in kinetika

Slika 3.7 prikazuje trajektorije kinematike in grafe kinetike desne noge pri skupini testnih oseb (N=8) v vseh eksperimentalnih primerih. Medtem ko pri eksperimentalnih primerih NH in IPS v gležnju opazimo podobno gibanje in moment, sta dorzalna fleksija in moment plantarne fleksije gležnja v preostalih eksperimentalnih primerih hoje v počepu BF in IPSBF povečana v pretežnem delu faze opore. Karakteristična sta slabo izražena plantarna fleksija in moment plantarne fleksije gležnja ob dostopu. V kolenu je pri vseh eksperimentalnih primerih prisotna povečana fleksija, najbolj v primeru IPSBF. Ob dostopu opazimo podobno fleksijo kolena v primerih BF in IPSBF, v osrednji in končni opori ter ob odzivu pa podobnosti opazimo v primerih IPS in BF. V eksperimentalnih primerih NH in BF opazimo podoben vzorec momenta v kolenu skozi celoten cikel hoje in se razlikuje od vzorca v primerih IPS in IPSBF, kjer beležimo povečan ekstenzijski moment kolena v osrednji in



Slika 3.7. Kinematika in kinetika desne noge pri skupini testnih oseb (N=8) in vseh eksperimentalnih primerih.

končni opori, ob odzivu ter v predzamaču. Trajektoriji gibanja kolka sta podobni pri eksperimentalnih primerih NH in BF in se od eksperimentalnih primerov IPS in IPSBF razlikujeta v povečani fleksiji skozi celoten cikel. Moment v kolku je podoben v vseh primerih. Vsi eksperimentalni primeri so med sabo podobni še v grafih sklepnih moči gležnja, kolena in kolka. Vrednosti karakterističnih ekstremov in rezultati statistične analize so podani v Tabeli 3.5.

Slika 3.8a prikazuje primerjavo kinematičnega in kinetičnega vzorca hoje v primeru spastične diplegije CP#1 (hitrost hoje 0,8 m/s, kadenca 115 korakov/min) in eksperimentalnih primerih NH in BF. Rotacije gležnja, kolena in kolka pri CP#1 kažejo na pomik k večji fleksiji kot pri BF. Vzorca gleženjskega in kolenskega momenta sta podobne oblike, posebej očitne so podobnosti pri gleženjskem momentu (večji moment plantarne fleksije ob dostopu, osrednji in končni opori ter ob odzivu). Drugi lokalni ekstrem v zaključni opori in ob odzivu je izrazito večji pri CP#1, kar je verjetno posledica precej večje fleksije kot pri BF ali oslabelosti plantarnih fleksorjev. Pri CP#1 prav tako opazimo povečan ekstenzijski moment kolka v opori in s tem povezan porast generacije moči, ki kompenzira oslavljen odziv [13]. Na Sliki 3.8b so v petih trenutkih faze opore ilustrirani vzorci kinematike in kinetike pri CP#1 ter pri eni izmed testnih oseb. V obeh primerih opazimo podobnosti tako v drži medenice, kolka, kolena in gležnja kot tudi centru pritiska ter smeri in amplitudi reakcijske sile podlage. Kvalitativna primerjava primerov BF in CP#1 kaže izrazito podobnost ter v izbranem kliničnem primeru CP#1 namiguje na kontrakturo mišice biceps femoris

Slika 3.9a prikazuje primerjavo kinematičnega in kinetičnega vzorca hoje pri diplegičnem otroku CP#2 (hitrost hoje 0,8 m/s, kadenca 100 korakov/min) in eksperimentalnih primerih NH in IPS. Rotacije gležnja, kolena in kolka pri CP#2 kažejo pomik k večji fleksiji kot pri IPS. Vzorca gleženjskega in kolenskega momenta sta podobne oblike, posebej očitne so podobnosti pri kolenskem momentu, kjer opazimo nenadno prenehanje padanja ekstenzijskega momenta kolena v osrednji opori, ki sicer pri normalni hoji preide v majhen fleksijski moment ob zaključku opore. Na Sliki 3.9b so v petih trenutkih faze opore ilustrirani vzorci kinematike in kinetike pri CP#2 in eni izmed testnih oseb. V obeh primerih so očitne podobnosti tako v drži medenice (nagib naprej), kolka, kolena in gležnja kot tudi centru pritiska ter smeri in amplitudi reakcijske sile podlage. Kvalitativna primerjava primerov BF in CP#2 kaže izrazito podobnost ter v izbranem kliničnem primeru CP#2 namiguje na kontrakturo mišične skupine iliopsoas.

Na Sliki 3.10 so v petih trenutkih faze opore ilustrirani še vzorci kinematike in kinetike NH in IPSBF pri eni izmed testnih oseb.

3.2.3 Biomehanske karakteristike

Biomehansko ovrednotenje

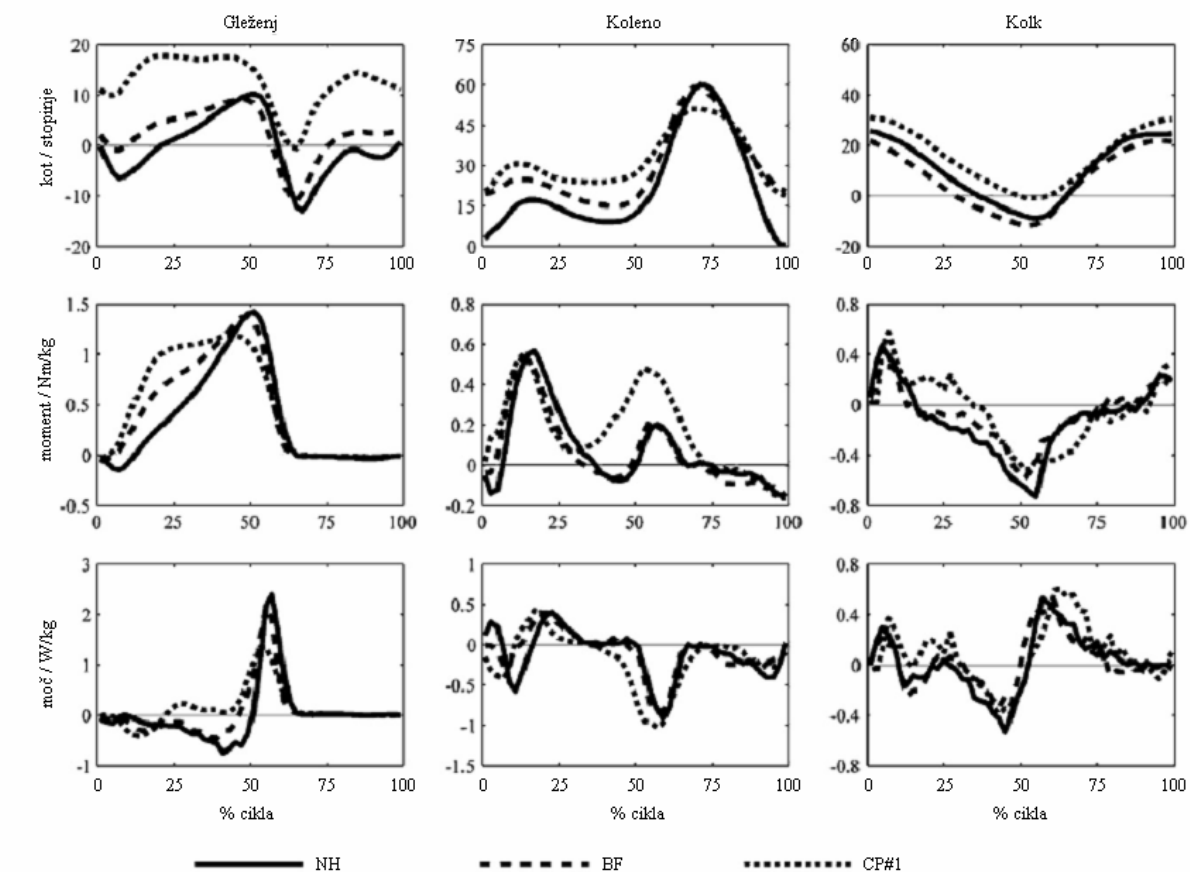
Mišica biceps femoris je biartikularna in izvaja ekstenzijski moment v kolku ter fleksijskega v kolenu. Torej lahko kontraktura mišice biceps femoris hkrati iztegne kolk in pokrči koleno, kar potrjujejo tudi eksperimentalni podatki študije. Obenem se mora gleženj pomakniti v večjo dorzalno fleksijo, če naj oseba dostopi na peto, kar pa nemalokrat ni zagotovljeno. Namreč, odsotnost plantarne fleksije in momenta plantarne fleksije gležnja ob dostopu nakazuje potencialno odsotnost zanesljivega dostopa na peto, oziroma prisili v plantigraden dostop v primeru bolj izrazitega fleksijskega vzorca hoje. Poziciji kolka in kolena določata, kdaj ima kontraktura mišice biceps femoris največji vpliv na hojo. Očitno je, da se to zgodi ob dostopu, ko je koleno v največji fleksiji. Povečana fleksija kolena ob dostopu in osrednji opori običajno zahteva večji ekstenzijski moment kolena. Vendar pa naši

3.2 Eksperimentalni model hoje v počepu

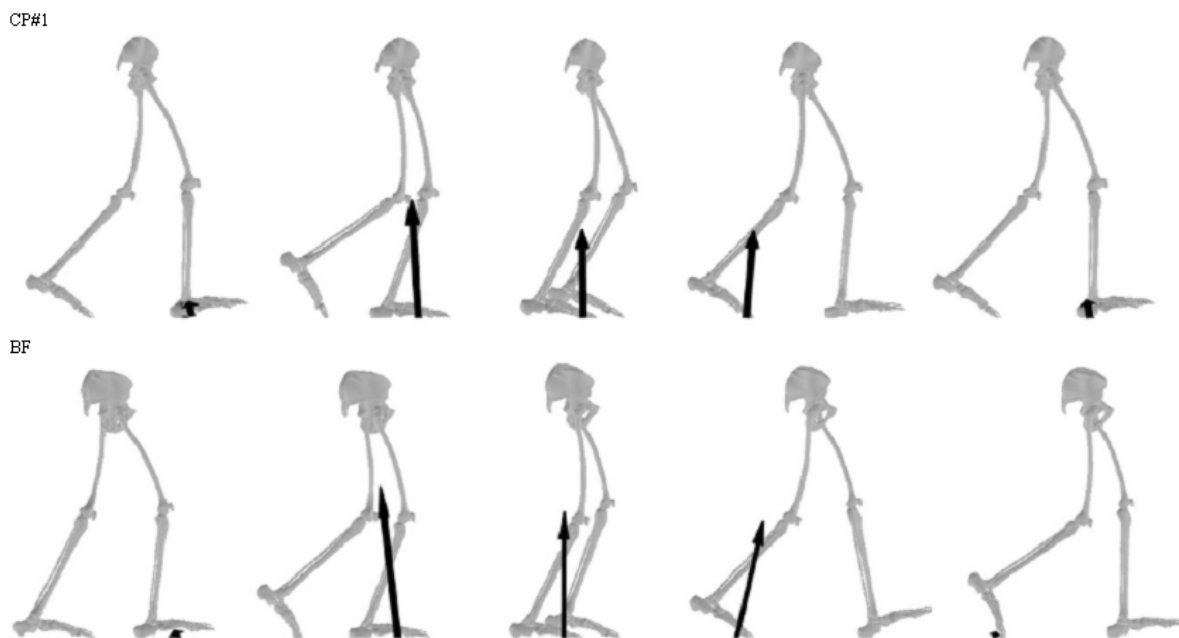
Tabela 3.5. Primerjava kinematike in kinetike hoje pri vseh eksperimentalnih primerih z enosmerno ANOVO

	NW	BF	IPS	IPSBF	ANOVA p vrednost	Bonferroni post-hoc korekcija (p vrednost)
Osrednja opora, dorzalna fleksija gležnja (stopinje)	3.02 (2.84)	6.66 (3.15)	3.48 (2.97)	6.25 (2.32)	0.029*	—
Predzamah, dorzalna fleksija gležnja (stopinje)	10.31 (2.56)	8.43 (3.29)	9.63 (3.33)	5.42 (6.23)	0.107	—
Dostop, fleksija kolena (stopinje)	15.01 (4.19)	24.88 (6.79)	19.13 (5.73)	28.93 (7.02)	<0.0001*	NW-BF (0.017*). NW-IPSBF (<0.0001*). IPS-IPSBF (0.018*)
Osrednja opora, fleksija kolena (stopinje)	17.36 (4.01)	25.43 (6.34)	20.98 (4.87)	29.78 (6.45)	0.001*	NW-BF (0.041*). NW-IPSBF (0.001*). IPS-IPSBF (0.021*)
Zaključna opora in odziv, fleksija kolena (stopinje)	8.55 (2.95)	14.33 (3.88)	16.44 (5.59)	25.1 (6.53)	<0.0001*	NW-IPS (0.021*). NW-IPSBF (10.0001*). BF-IPSBF (0.001*). IPS-IPSBF (0.009*)
Predzamah, fleksija kolena (stopinje)	36.25 (4.55)	42.86 (3.38)	44.26 (5.94)	60.55 (7.68)	<0.0001*	NW-IPS (0.049*). NW-IPSBF (<0.0001*)
Dostop, fleksija kolka (stopinje)	25.74 (4.73)	21.69 (6.92)	34.93 (4.14)	33.98 (3.87)	<0.0001*	NW-IPS (0.007*). NW-IPSBF (0.018*). BF-IPS (<0.0001*). BF-IPSBF (<0.0001*)
Osrednja opora, kot kolka (stopinje)	3.82 (6.08)	-1.60 (7.28)	18.65 (5.41)	16.96 (3.85)	<0.0001*	NW-IPS (<0.0001*). NW-IPSBF (0.001*). BF-IPS (<0.0001*). BF-IPSBF (<0.0001*)
Zaključna opora in odziv, kot kolka (stopinje)	-7.89 (6.18)	-11.59 (7.20)	10.57 (5.20)	10.05 (4.31)	<0.0001*	NW-IPS (<0.0001*). NW-IPSBF (<0.0001*). BF-IPS (<0.0001*). BF-IPSBF (<0.0001*)
Predzamah, kot kolka (stopinje)	-9.03 (6.19)	-11.90 (7.27)	9.83 (5.32)	9.73 (4.61)	<0.0001*	NW-IPS (<0.0001*). NW-IPSBF (<0.0001*). BF-IPS (<0.0001*). BF-IPSBF (<0.0001*)
Dostop, moment plantarne fleksije gležnja (Nm/kg)	-0.17 (0.09)	-0.07 (0.05)	-0.16 (0.08)	-0.10 (0.05)	0.024*	—
Osrednja opora, moment plantarne fleksije gležnja (Nm/kg)	0.60 (0.14)	0.88 (0.11)	0.52 (0.28)	0.78 (0.16)	0.002*	NW-BF (0.028*). BF-IPS (0.003*)
Predzamah, moment plantarne fleksije gležnja (Nm/kg)	1.42 (0.16)	1.33 (0.20)	1.26 (0.18)	1.13 (0.28)	0.072	—
Dostop, moment kolena (Nm/kg)	-0.15 (0.08)	-0.07 (0.05)	0.13 (0.84)	0.07 (0.06)	0.038*	—
Zaključna opora in odziv, moment kolena (Nm/kg)	0.10 (0.17)	0.11 (0.17)	0.18 (0.12)	0.21 (0.18)	<0.0001*	NW-IPS (0.012*). NW-IPSBF (0.005*). BF-IPS (0.008*). BF-IPSBF (0.003*)
Predzamah, ekstenzijski moment kolena (Nm/kg)	0.25 (0.12)	0.28 (0.11)	0.41 (0.10)	0.50 (0.15)	0.001*	NW-IPSBF (0.003*). BF-IPSBF (0.008*)
Dostop, fleksijski moment kolka (Nm/kg)	0.55 (0.21)	0.39 (0.21)	0.56 (0.18)	0.35 (0.11)	0.058	—
Zaključna opora in odziv, absorpcija moči gležnja (W/kg)	-0.88 (0.19)	-0.59 (0.29)	-0.63 (0.31)	-0.55 (0.24)	0.074	—
Dostop, generacija moči kolka (W/kg)	0.35 (0.17)	0.09 (0.10)	0.22 (0.16)	0.05 (0.07)	<0.0001*	NW-IPS (0.003*). NW-IPSBF (0.000*)
Osrednja opora, absorpcija moči kolena (W/kg)	-0.58 (0.22)	-0.10 (0.21)	-0.56 (0.30)	-0.30 (0.23)	0.001*	NW-IPS (0.003*). BF-IPS (0.004*)
Zaključna opora in odziv, absorpcija moči kolena (W/kg)	-0.20 (0.17)	-0.37 (0.27)	-0.61 (0.32)	-0.73 (0.35)	0.004*	NW-IPS (0.044*). NW-IPSBF (0.005*)
Zaključna opora in odziv, absorpcija moči kolka (W/kg)	-0.59 (0.18)	-0.52 (0.30)	-0.41 (0.21)	0.25 (0.10)	0.015*	NW-IPSBF (0.016*)

Podane so srednje vrednosti in standardni odklon.



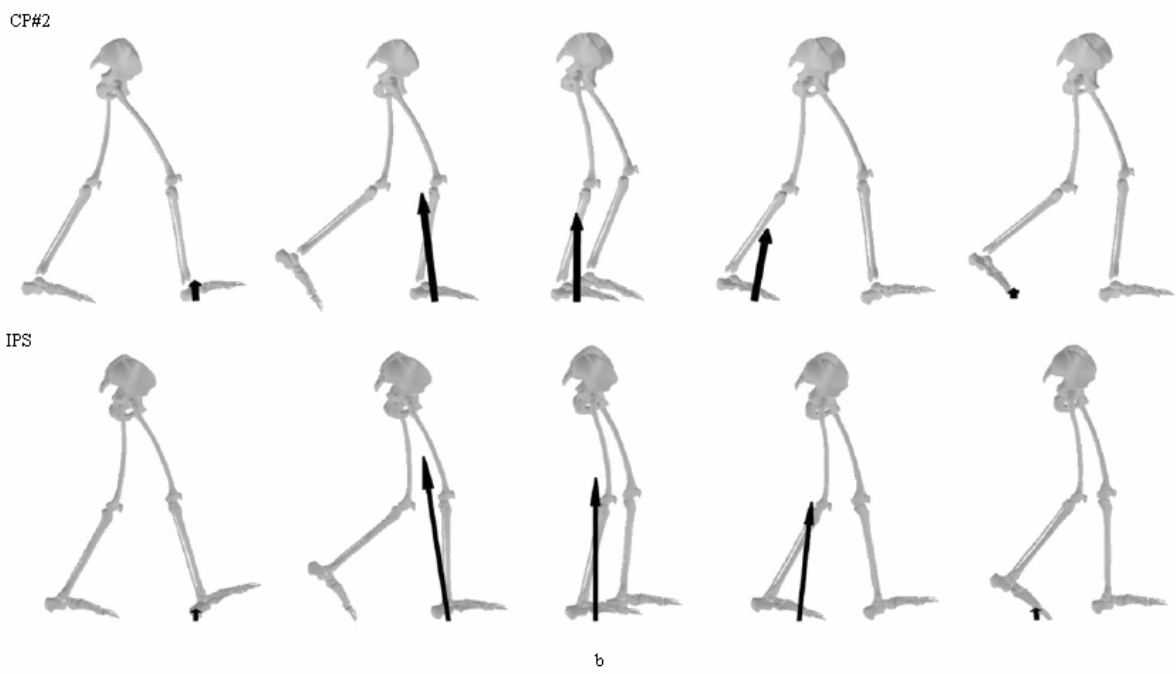
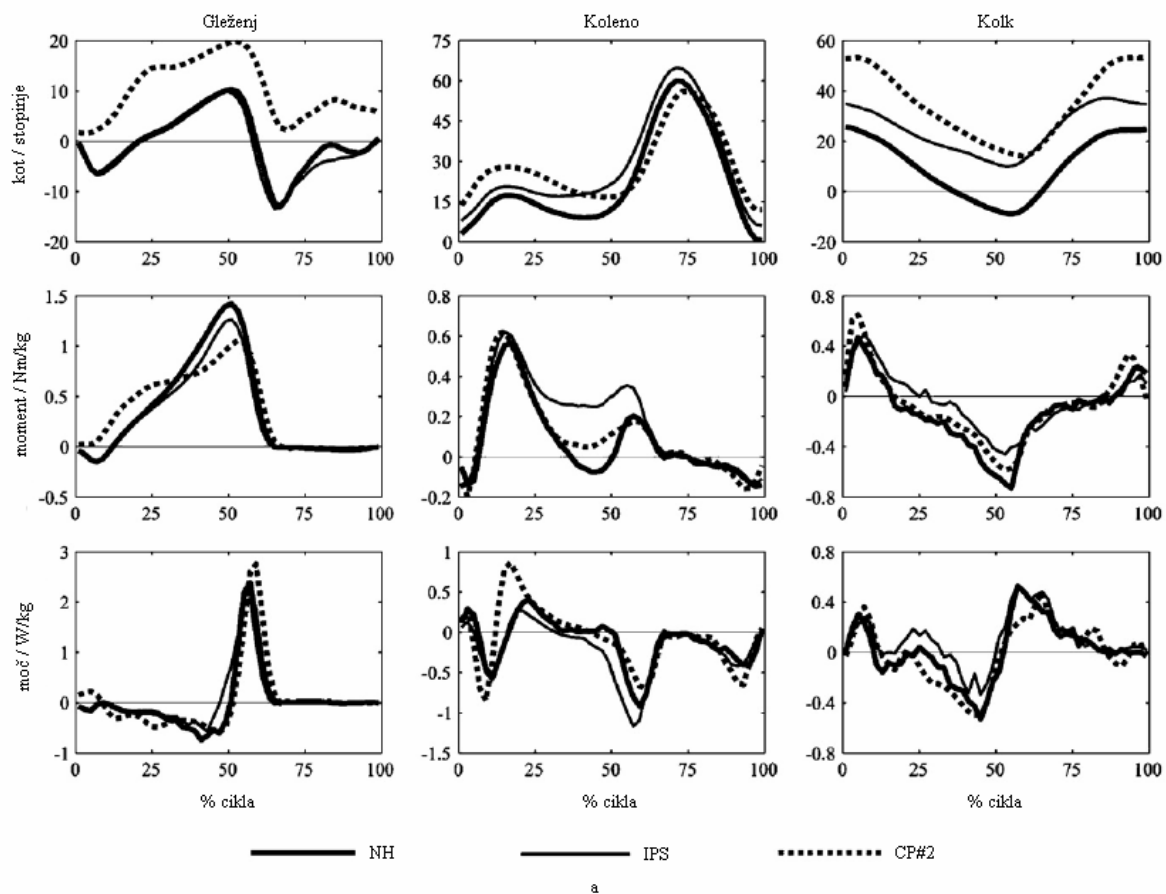
a



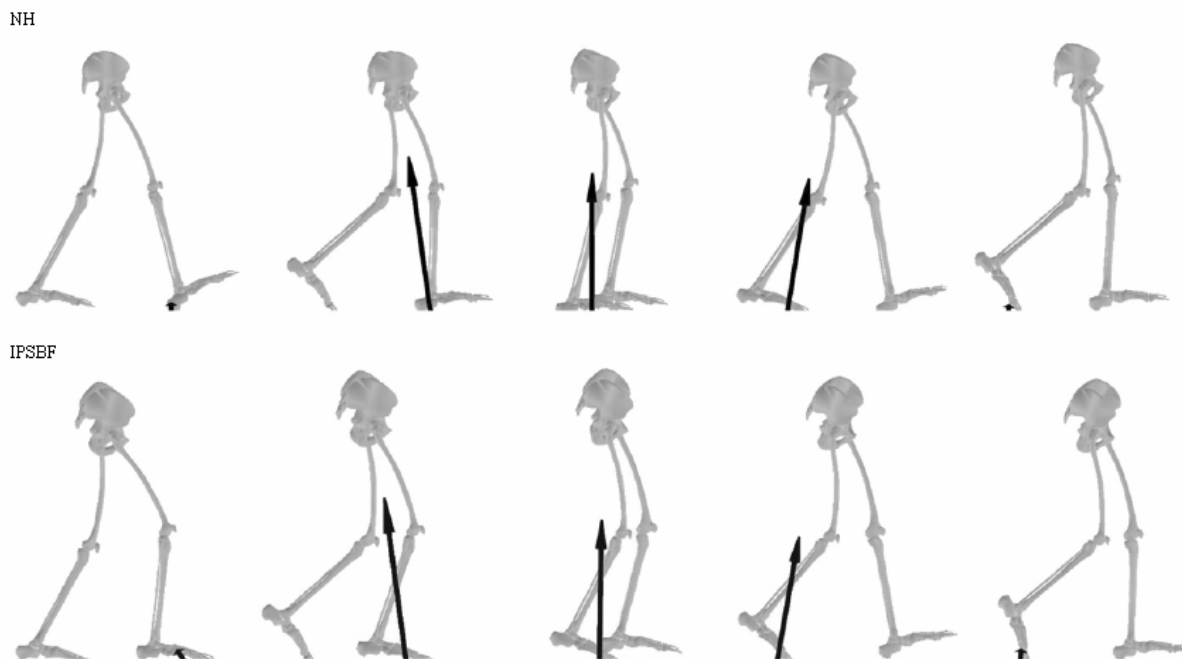
b

Slika 3.8. (a) Trajektorije kinematike in grafi kinetike hoje pri izbranem kliničnem primeru CP#1, normalni hoji NH in eksperimentalnem primeru BF (b) Prikaz skeleta spodnjih ekstremitet skupaj z reakcijsko silo podlage in centrom pritiska v petih zaporednih trenutkih faze opore pri približno 0 %, 20 %, 40 %, 55 % in 60 % cikla hoje. Zgoraj - CP#1, spodaj - BF

3.2 Eksperimentalni model hoje v počepu



Slika 3.9. (a) Trajektorije kinematike in grafi kinetike hoje pri izbranem kliničnem primeru CP#2, normalni hoji NH in eksperimentalnem primeru IPS (b) Prikaz skeleta spodnjih ekstremitet skupaj z reakcijsko silo podlage in centrom pritiska v petih zaporednih trenutkih faze opore pri približno 0 %, 20 %, 40 %, 55 % in 60 % cikla hoje. Zgoraj - CP#2, spodaj - IPS



Slika 3.10. Prikaz skeleta spodnjih ekstremitet skupaj z reakcijsko silo podlage in centrom pritiska v petih zaporednih trenutkih faze opore pri približno 0 %, 20 %, 40 %, 55 % in 60 % cikla hoje. Zgoraj – NH, spodaj – IPSBF

eksperimentalni rezultati (BF) kažejo zmanjšanje ekstenzijskega momenta kolena v osrednji opori v primerjavi z normalno hojo (NH). To je posledica povečanega momenta plantarne fleksije v gležnju, ki nastane zaradi povečane aktivnosti mišice soleus, in s tem povezanim pospeševanjem kolena v ekstenzijo [30,67].

Medtem ko je mišična skupina iliopsoas uniartikularna in izvaja fleksijski moment kolka, emulacija kontrakture te mišice neposredno sili kolk v fleksijo. Prav tako lahko mišična skupina iliopsoas preko dinamične sklopitve segmentov pospešuje koleno v fleksijo [67], kar potrjujejo eksperimentalni rezultati emulacije kontrakture te mišice. V primerjavi z eksperimentalnim primerom BF je to večanje fleksije kolena ob dostopu ter v osrednji opori majhno in zato ostaja gibanje gležnja zelo podobno kot pri normalni hoji NH, v zaključni opori in ob odzivu ter predzamažu pa postane primerljivo z eksperimentalnim primerom BF. Za razliko od emulacije kontrakture mišice biceps femoris, kjer se je vpliv kontrakture zmanjševal z ekstenzijo kolka, se vpliv emulacije kontrakture mišične skupine iliopsoas z ekstenzijo kolka povečuje. Naši rezultati kažejo, da se največji vpliv emulacije kontrakture mišične skupine iliopsoas prične na začetku zaključne opore, kar nakazuje, da so testne osebe skozi celoten cikel hoje privzele prekomerno fleksijo v kolku, kar v literaturi navajajo kot kompenzacijo kontrakture fleksorjev kolka [70]. Prekomerna fleksija kolka zmanjšuje vpliv emulacije kontrakture mišične skupine iliopsoas ob dotiku in sprejemu teže in ga pomakne proti koncu zaključne opore. Ker mišična skupina iliopsoas dinamično učinkuje tako, da pospešuje koleno v fleksijo, je za to pospeševanje potreben nadzor. Za razliko od eksperimentalnega primera BF, kjer je pospeševanju fleksije kolena v opori nasprotovala povečana aktivnost plantarnih fleksorjev in temu ustrezen pomik centra pritiska reakcijske sile podlage naprej, tovrstna kompenzacija verjetno ne bi bila učinkovita v zaključni opori, ob odzivu in v predzamažu, saj je takrat center pritiska že blizu prstov (Slika 3.8b). Fleksiji kolena torej nasprotuje povečana aktivnost mišične skupine vastus, ki se prične na koncu

osrednje opore (nenadno prenehanje padanja ekstenzijskega momenta kolena v osrednji opori, ki sicer pri normalni hoji preide v majhen fleksijski moment ob zaključku opore). Prav tako ta aktivnost dinamično učinkuje kot pospeševanje ekstenzije kolka [67] in na ta način pomaga mišični skupini gluteus pri iztegnitvi kolka.

Ko sta prisotni emulaciji kontraktur obeh mišic (IPSBF), lahko kinematiko in kinetiko pojasnimo kot kombinirano delovanje posameznih eksperimentalnih primerov BF in IPS.

Relacija z izbranimi kliničnimi primeri

Določiti dinamični dolžini mišice biceps femoris in mišične skupine iliopsoas zgolj na podlagi kliničnega pregleda je zahtevno. Zato je potrebno vzroke hoje v počepu določevati s pomočjo instrumentalne analize hoje [13]. Trenutno ne obstaja teoretična osnova, ki bi omogočala določevanje biomehanskih vzrokov patološke hoje posameznika [67]. Eksperimentalni podatki te študije kažejo specifične kinematične in kinetične vzorce, ki so bili ovrednoteni v luči emulacij kontraktur mišice biceps femoris, mišične skupine iliopsoas ali obeh sočasno. Natančneje, eksperimentalni rezultati kažejo, da kontraktura mišice biceps femoris vodi v povečan moment plantarne fleksije v gležnju skozi celotno oporo in s tem povezanim pomikom centra pritiska proti prstom zgodaj v opori. Te razlike se ne pojavijo v primeru kontrakture mišične skupine iliopsoas. To je torej specifična lastnost, katero bi lahko uporabili pri določanju vpletenosti mišice biceps femoris v hojo v počepu. Naši rezultati kažejo še izrazit porast kolenskega momenta v zaključni opori, ki je povezan s kontrakturo mišične skupine iliopsoas in ga ne bomo opazili pri kontrakturi mišice biceps femoris. To lastnost bi lahko uporabili pri določanju vpletenosti mišične skupine iliopsoas v hojo v počepu.

Izbrani klinični primeri sledijo eksperimentalnim rezultatom. Vendar pa lahko dominantno patološko stanje mišične skupine iliopsoas in mišice biceps femoris, ki povzročata hojo v počepu, spremlja še katera manj izrazita patološka sprememba drugih mišičnih skupin, ki lahko do neke mere spremeni kinematiko in kinetiko v gležnju in kolenu. Tako v izbranih kliničnih primerih opazimo spremenjen vzorec ekstenzijskega momenta zaradi oslabelosti plantarnih fleksorjev pri CP#1 in precej večjo dorzalno fleksijo gležnja ter fleksijo kolka skozi celotno oporo pri CP#2. V nasprotju s tem so izmerjeni podatki v primerih BF, IPS in SOLGAS izolirani od ostalih možnih sprememb v kinematiki in kinetiki in torej morebitnih drugih spremljajočih vzrokov hoje v počepu. Zato je potrebno rezultate v primerih hoje v počepu in podatke določenega bolnika primerjati zgolj kvalitativno in poiskati izrazite karakteristike v kinetiki, ki lahko nakažejo primaren vzrok hoje v počepu. Rezultati kažejo, da je primarnega pomena te specifične karakteristike iskati v trajektorijah gležnja, kolena in kolka ter grafu momenta kolena, iz katerih je razvidna stopnja prisotnosti kontraktur mišice biceps femoris ali mišične skupine iliopsoas v določenem primeru. Prav tako lahko k temu pripomore še primerjava poteka centra pritiska in reakcijske sile podlage skupaj z držo skeleta skozi oporo pri eksperimentalnih primerih. Skupaj lahko karakteristike služijo kot indikatorji, katera mišica je pretežno odgovorna za hojo po prstih, in v kombinaciji s podatki kliničnega pregleda bolnika pomembno povečajo zanesljivost določanja dominantnega vzroka hoje po prstih.

Relacija z ostalimi pristopi določevanja relativne vpletenosti določene mišice med hojo

Porazdelitev vzorcev patološke hoje v populaciji bolnikov s cerebralno paralizo v razrede sloni pretežno na podlagi povprečnih vrednosti kinematičnih vzorcev gibanja gležnja, kolena in kolka [71]. Ta porazdelitev je široka in usmerjena v praktično uporabo pri kliničnih primerih. V [72] so zbrani kinetični podatki hoje v počepu pri skupini pacientov s cerebralno

paralizo z namenom poenotiti karakteristične vzorce momentov in moči pri hoji v počepu. V primerjavi z rezultati naše študije so povprečne vrednosti kinematike in kinetike pri [73] primerljive le s trajektorijami, ki najbolj odstopajo od normalne hoje (to je kinematika ustrezna primeru IPSBF, moment v gležnju primeru BF in kolenski moment primeru IPSBF). Praktična uporabnost povprečnih podatkov skupine pacientov je torej majhna pri individualnem primeru.

Veliko truda je bilo usmerjenega v podrobno modeliranje in simulacije mišično skeletnega sistema, ki bi preko analize pospeškov omogočal raziskovanje vloge posamezne mišice spodnjih ekstremitet glede na njen prispevek k podpori in propulziji [7,8,30,31,67]. Rezultati tovrstnih študij so razodeli specifične vloge mišičnih skupin v posameznih fazah hoje in na ta način razširili obravnavo delovanja mišice s popolnoma anatomskega pogleda na njeno funkcionalno vlogo. Tako lahko proučujemo delovanje določene mišice v vseh sklepih. Metodološki pristop, ki je bil uporabljen pri naši študiji, omogoča vnos motenj v določeno mišično skupino (iliopsoas in biceps femoris) na eksperimentalni način in nato opazovanje spremembe v vzorcu hoje. Na ta način rezultati naše študije preverjajo ugotovitve omenjenega biomehanskega modeliranja in simulacij, rezultati teh pa nam pojasnjujejo razlike v kinematiki in kinetiki na nivoju aktivnosti mišičnih skupin.

3.2.4 Sklep

Izhodišče eksperimentalnega modela hoje v počepu je bila tudi tokrat hipoteza, da se kinematični in kinetični vzorec hoje razlikujeta glede na primarni vzrok patološke hoje v počepu in odražata spremembe tako primarnih kot tudi sekundarnih patoloških mehanizmov. Vendar pa je znanje, kako oceniti vpletenost določene mišice med hojo v počepu precej skopo, saj ne poznamo učinkovitega postopka, ki bi vzpostavil enolično relacijo med določeno mišično kontrakturo in ustreznim karakterističnim vzorcem hoje v počepu. V ta namen smo ponovno uporabili izpopolnjen sistem za emulacijo kontraktur, ki z emulacijami kontraktur mišic (i) biceps femoris, (ii) mišične skupine iliopsoas in (iii) hkrati biceps femoris ter iliopsoas pri nevrološko in ortopedsko neprizadetih prostovoljcih vsili hojo v počepu. Rezultati jasno kažejo, da je na tovrsten način mogoče oceniti karakteristične razlike v vzorcih hoje pri treh možnih vzrokov hoje v počepu, kar utegne podati neke smernice, kako znanje uporabiti v procesu določanja vloge mišice pri hoji po prstih pri bolniku, kjer problem primarno izhaja iz dinamične ali statične kontrakture proksimalnih mišičnih skupin.

4. Matematični model bipedalne hoje

Prejšnje poglavje predstavlja dva karakteristična vzorca patološke hoje, kjer problem primarno izhaja iz statične ali dinamične kontrakture mišice, ter podaja oceno karakterističnih kinematičnih in kinetičnih vzorcev glede na stopnjo vpletenosti emulacije kontrakture posamezne mišice pri hoji po prstih ali v počepu. Ta spoznanja izkoristimo pri sintezi matematičnega modela, kjer določene karakteristične lastnosti kinematike in kinetike omenjenih tipov patološke hoje uporabimo kot smernice pri načrtovanju vodenja modelov patološke hoje po prstih in v počepu. Mehansko omejevanje gibanja človeka pri eksperimentalnem modelu omogoča zgolj preverjanje mnogih vzorcev hoje. Kolikor pa bi po uspešni identifikaciji primarnega vzroka želeli preveriti, kateri terapijski postopek bi v največji meri omilil neželene deviacije hoje – torej predvideti izhode terapijskih postopkov – pa smo zelo omejeni, saj lahko vsaka sprememba, ki jo naredimo z izbranim terapijskim posegom, znatno spremeni omejitve lokomotorne aparata, ki narekujejo hojo pred terapijskim posegom. V tem primeru bi možnost uporabe matematičnega modela predstavljala veliko prednost [31], saj bi najprej lahko izkoristili znanje pridobljeno iz eksperimentalnih modelov za sintezo določenega vzorca hoje, nato pa z adaptivnim spreminjanjem parametrov matematičnega modela predvideli možne korekcije v strukturi biomehanskega sistema, ki bi v največji meri omilile neželene deviacije hoje. Imeti možnost spreminjati parametre matematičnega modela hoje se zdi še toliko bolj koristno, ker smo pri tem omejeni zgolj s smiselnostjo izbire.

Predmet naslednjih razdelkov je sinteza matematičnega modela, ki omogoča študij hoje po prstih in v počepu. Najprej se osredotočimo na poenostavljen model, kjer manjšo kompleksnost kinematične strukture izkoristimo za sintezo učinkovite in robustne strategije vodenja. Kljub manj kompleksni strukturi modela, lahko že pri tako enostavnem primeru modela bipedalne hoje preverimo, kako variiranje določenih parametrov vpliva na kinematiko in kinetiko hoje. V dosti večji meri nam to omogočata modela hoje po prstih in počepu, kjer večjo kompleksnost kinematične strukture izkoristimo za sintezo širokega spektra karakterističnih vzorcev hoje glede na vlogo določenega parametra pri patološki hoji.

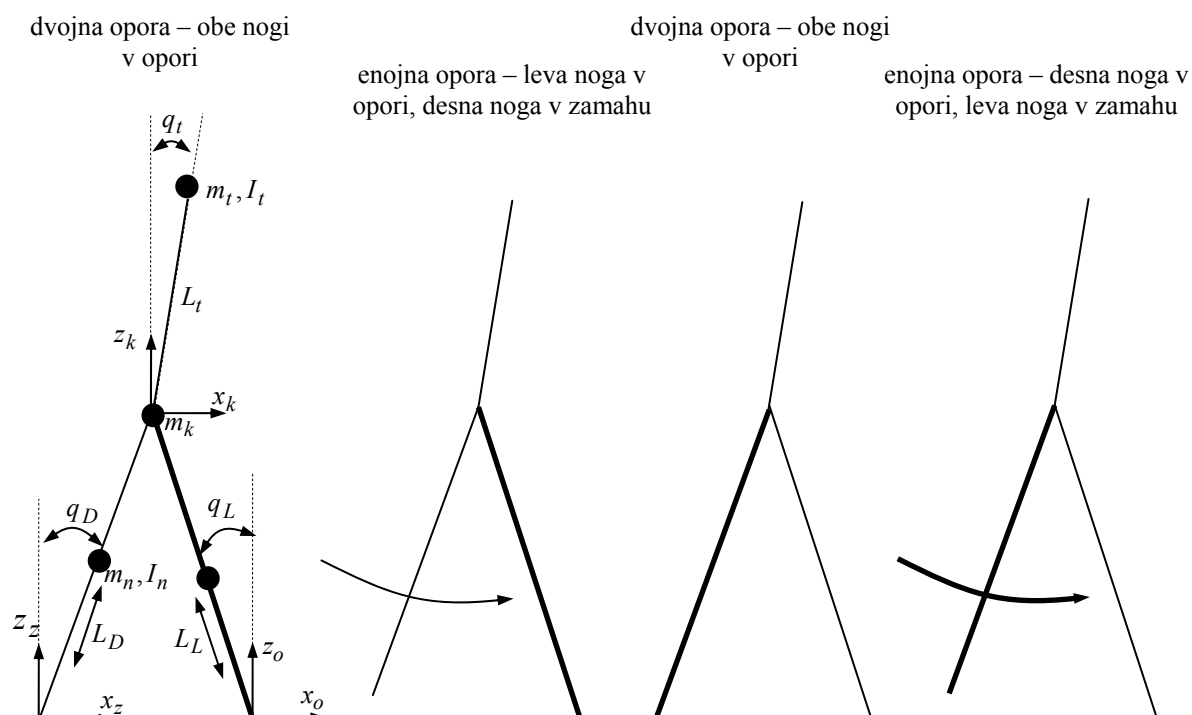
4.1 Poenostavljeni matematični model bipedalne hoje

4.1.1 Predpostavke in sinteza modela bipedalne hoje

Poenostavljen model bipedalne hoje, ki ga obravnavamo v tem poglavju, je soroden modelu, ki ga opisuje Grizzle [34,35]. Predpostavimo planaren model s petimi prostostnimi stopnjami. Sestavljen je iz teleskopskih nog, ki sta v kolku povezani z idealnima rotacijskima sklepoma, in nosita trup. Kljub temu da je model planaren, zaradi enostavnosti nogi poimenujemo kot leva in desna ter ju skupaj s pripadajočimi segmenti in sklepnimi spremenljivkami označujemo s podpisanimi L in D. Masi nog sta enaki in enakomerno porazdeljeni vzdolž nog, podobno je masa trupa enakomerno porazdeljena vzdolž trupa, predpostavimo pa še točkovni masni segment v kolkih. Teleskopski nogi predstavljata dva linearna aktuatorja, med trupom in nogama pa se nahajata dva sklepna aktuatorja. Stik noge s podlago je neaktiven. Strukturo modela povzema Slika 4.1. Opisani model lahko obravnavamo kot minimalno konfiguracijo, ki je sposobna posnemati bipedarno hojo človeka in hkrati reproducirati človeku podoben vzorec hoje v smislu reakcijskih sil podlage.

Pri opisu modela privzamemo enako delitev cikla hoje kot pri hoji človeka. Cikel hoje delimo v faze enojne in dvojne opore ter fazo zamaha. Kot pri hoji človeka, nogo, ki v času enojne opore ostaja v stiku s tlemi, imenujemo noga v opori, nogo, ki medtem napreduje do točke naslednjega dotika, pa noga v zamahu. V fazi dvojne opore sta obe nogi v stiku s podlago, zato ju poimenujemo po njuni funkciji v predhodni fazi enojne opore, torej prav tako noga v opori oziroma v zamahu.

Prehod med fazama enojne in dvojne opore je faza dostopa in prehod med fazama dvojne opore in zamaha označimo kot fazo dviga noge. Obe prehodni fazi obravnavamo kot trenutni. Dinamične enačbe modela bipedalne hoje so torej sestavljene iz navadnih diferencialnih enačb za fazi enojne in dvojne opore ter algebraičnih enačb za prehodni fazi.



Slika 4.1: Shematski prikaz poenostavljenega modela bipedalne hoje.

Faza enojne opore

Naj bo $\mathbf{q} = (q_L, q_D, q_t, L_L, L_D, x_k, z_k)^T$ vektor sklepnih spremenljivk, ki v celoti opišejo konfiguracijo modela glede na globalni koordinatni sistem, in $\mathbf{u} = (T_L, T_D, F_L, F_D)$ sklepna rotacijska aktuatorja v kolkah ter linearna aktuatorja v nogah. Da bi model odražal prehajanje med fazama enojne in dvojne opore, označimo $q_o = q_L$, $q_z = q_D$, $L_o = L_L$, $L_z = L_D$, $T_o = T_L$, $T_z = T_D$, $F_o = F_L$ in $F_z = F_D$, kadar je leva noga v trenutni fazi enojne opore in je v sledeči fazi dvojne opore v opori in desna v zamahu. Podobno označimo $q_o = q_D$, $q_z = q_L$, $L_o = L_D$, $L_z = L_L$, $T_o = T_D$, $T_z = T_L$, $F_o = F_D$ in $F_z = F_L$, kadar je noga v trenutni fazi enojne opore in je v sledeči fazi dvojne opore leva noga v zamahu in desna v opori.

Stik stojne noge s podlago skozi fazo enojne opore določata dve kinematični omejitvi modela v obliki $x_o = konst$ in $z_o = 0$, ki znižujeta možen prostor gibanja na podprostor, v katerem vrh noge miruje. Kinematične omejitve faze enojne opore zapišemo v matrični obliki $\Psi_{eo}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$ in jih v dinamične enačbe vpeljemo preko Lagrange-ovih multiplikatorjev λ_{eo} . Model bipedalne hoje v fazi enojne opore lahko torej napišemo

$$\begin{aligned} \mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) &= \mathbf{B}\mathbf{u} + \mathbf{\Gamma}_{eo}^T \lambda_{eo} \\ \mathbf{\Gamma}_{eo} \dot{\mathbf{q}} &= \frac{\partial \Psi_{eo}}{\partial \mathbf{q}} \dot{\mathbf{q}} = 0 \end{aligned} \quad T_{eo, start} < t < T_{eo, konec} \quad (4.1)$$

kjer je $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ matrika vztrajnosti, $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ je matrika centripetalnih in Coriolisovih prispevkov, $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ gravitacijski vektor, λ_{eo} vektor Lagrange-ovih multiplikatorjev v fazi enojne opore in $T_{eo, start}$ ter $T_{eo, konec}$ označujeta začetek in konec faze enojne opore. λ_{eo} je v neposredni povezavi s horizontalno in vertikalno silo, ki sta potrebni, da se vrh stopala noge v opori ne premika (kot to narekujeta kinematični omejitvi). Torej je λ_{eo} nasprotno enak reakcijski sili podlage. Model lahko podamo v obliki modela spremenljivk stanj kot

$$\dot{\mathbf{x}}_{eo} = \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{q}} \\ \mathbf{M}^{-1}(\mathbf{q})[-\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} - \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \mathbf{B}\mathbf{u} + \mathbf{\Gamma}_{eo}^T \lambda_{eo}] \end{bmatrix} = \mathbf{f}_{eo}(\mathbf{x}_{eo}) + \mathbf{g}_{eo}(\mathbf{x}_{eo})\mathbf{u} \quad (4.2)$$

Faza dostopa

Fazo dostopa zaznamuje dotik noge s podlago. Uporabimo standardni model dotika [74]. Osnovne hipoteze modela so:

- dotik je plastičen in brez drsenja
- dotik je trenuten
- med dotikom lahko zunanje sile predstavimo kot impulze, ki ne morejo nastati kot posledica delovanja aktuatorjev
- impulzi sile lahko vodijo do nezveznosti v hitrosti ne pa v poziciji

Ob teh predpostavkah se ohranja vrtilni moment modela okoli točke dotika, kar podaja relacija

$$\mathbf{M}(\dot{\mathbf{q}}^+ - \dot{\mathbf{q}}^-) = \mathbf{F}_{d, zun} \quad (4.3)$$

kjer sta \dot{q}^- in \dot{q}^+ vektorja sklepnih hitrosti neposredno pred in po dotiku in $F_{d,zun}$ impulz zunanje sile ob dotiku.

Podobno kot pri modelu enojne opore, stik obeh nog s podlago po dotiku opišemo s štirimi kinematičnimi omejitvami $x_o = konst_1$, $z_o = 0$, $x_z = konst_2$ in $z_z = 0$, ki jih zapišemo v matrični obliki s $\Psi_d(q) = \mathbf{0}$. Kinematične omejitve dovoljujejo gibanje modela po dotiku zgolj v smereh določenimi z naslednjo relacijo:

$$\Gamma_d \dot{q}^+ = \frac{\partial \Psi_d}{\partial q} \dot{q}^+ = \mathbf{0} \quad (4.4)$$

Z dodatno relacijo, ki povezuje impulz zunanje sile med dotikom $F_{d,zun}$ ter vektor tangencialne in normalne komponente sile dotika F_d obeh nog s podlago

$$F_{d,zun} = \Gamma_d^T(q_d) [F_{T,o} \quad F_{N,o} \quad F_{T,z} \quad F_{N,z}]^T = \Gamma_d^T(q_d) F_d \quad (4.5)$$

lahko iz sledečega nabora enačb izrazimo vektor sklepnih hitrosti neposredno po dotiku \dot{q}^+

$$\begin{bmatrix} M & -\Gamma_d^T \\ \Gamma_d & \mathbf{0} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}^+ \\ F_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M\dot{q}^- \\ \mathbf{0} \end{bmatrix}. \quad t = T_d = T_{eo,konec} = T_{do,start} \quad (4.6)$$

T_d označuje čas dotika in (4.6) določa trenuten prehod v fazo dvojne opore.

Geometrijsko lahko model dotika smatramo kot $M(q)$ -ortogonalno projekcijo \dot{q}^- v prostor $\{\dot{q}^+ \in T_q Q \mid \Gamma_d \dot{q}^+ = \mathbf{0}\}$ [42]. Je torej preslikava iz prostora višje dimenzije faze enojne opore v njegov podprostor, ki ga določajo kinematične omejitve faze dvojne opore. Neposredna posledica tega so nezveznosti v vektorju sklepnih hitrosti.

Faza dvojne opore

Stik obeh nog s podlago med fazo dvojne opore ponovno opišemo s štirimi kinematičnimi omejitvami $x_o = konst_1$, $z_o = 0$, $x_z = konst_2$ in $z_z = 0$, oziroma v matrični obliki z $\Psi_{do}(q) = \mathbf{0}$, ki omejujejo gibanje modela na podprostor določen z

$\Gamma_{do} \dot{q} = \frac{\partial \Psi_{do}}{\partial q} \dot{q} = \mathbf{0}$. V dinamične enačbe jih vpeljemo preko Lagrange-ovih multiplikatorjev λ_{do} in model bipedalne hoje v fazi dvojne opore podamo kot:

$$\begin{aligned} M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) &= Bu + \Gamma_{do}^T \lambda_{do} \\ \Gamma_{do} \dot{q} &= \frac{\partial \Psi_{do}}{\partial q} \dot{q} = \mathbf{0} \end{aligned} \quad T_{do,start} < t < T_{do,konec} \quad (4.7)$$

kjer λ_{do} označuje vektor Lagrange-ovih multiplikatorjev v fazi dvojne opore in je nasprotno enak vektorju reakcijskih sil podlage, in $T_{do,start}$ ter $T_{do,konec}$ označujeta začetek in konec

faze dvojne opore. V prostoru stanj zapišemo model kot

$$\dot{x}_{do} = \begin{bmatrix} \dot{q} \\ M^{-1}(q) [-C(q, \dot{q})\dot{q} - G(q) + Bu + \Gamma_{do}^T \lambda_{do}] \end{bmatrix} = f_{do}(x_{do}) + g_{do}(x_{do})u \quad (4.8)$$

Faza dviga noge

Model faze dviga noge izpeljemo na podoben način kot model dotika. Dve kinematični omejitvi opišeta vrh noge, ki v sledeči fazi enojne opore ostane v stiku s podlago: $x_o = konst$, $y_o = 0$ oziroma v matrični obliki $\Psi_{dn}(q) = \mathbf{0}$. Z ustrežno korekcijo modela dotika lahko nato model dviga noge izrazimo z naslednjo relacijo med vektorjem sklepnih hitrosti neposredno pred in po dvigu noge:

$$\begin{bmatrix} M & -\Gamma_{dn}^T \\ \Gamma_{dn} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}^+ \\ F_{dn} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M\dot{q}^- \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} \quad t = T_{dn} = T_{do, konec} = T_{eo, start} \quad (4.9)$$

V (4.9) je $\Gamma_{dn} = \frac{\partial \Psi_{dn}}{\partial q}$, \dot{q}^- in \dot{q}^+ sta hitrosti neposredno pred in po dvigu noge, F_{dn} predstavlja vektor tangencialne in normalne komponente sile podlage pri vrhu noge, ki v sledeči fazi enojne opore ostane v stiku s podlago, $t = T_{dn}$ označuje čas dviga noge in (4.9) določa trenutni prehod v fazo enojne opore.

Geometrijsko lahko model dotika smatramo kot $M(q)$ -ortogonalno projekcijo \dot{q}^- v prostor $\{\dot{q}^+ \in T_q Q \mid \Gamma_{dn} \dot{q}^+ = \mathbf{0}\}$ [42]. Je torej preslikava iz prostora nižje dimenzije, kot ga določa faza dvojne opore, v njegov nadprostor, ki ga določajo kinematične omejitve faze enojne opore, in se zato nezveznosti v vektorju sklepnih hitrosti ne pojavijo.

4.1.2 Strategija vodenja bipedalne hoje

Naslednji odsek obravnava razvoj strategije vodenja bipedalne hoje, ki obsega sledenje referenčnim trajektorijam v povratnozančni regulaciji na nižjem nivoju in implicitno regulacijo propulzije, odziva in absorpcije na višjem nivoju. Na nižjem nivoju privzamemo podoben princip vodenja kot Grizzle [34,35], t.j. določen tip hoje izrazimo v smislu posturalnih zahtev, ki jih izrazimo kot nabor holonomskih omejitev in jih kot izhodne funkcije vsilimo modelu bipedalne hoje skozi povratnozančno regulacijo. Za sintezo regulatorja je nujno, da število izhodnih funkcij ustreza številu aktuatorjev. Tovrsten princip vodenja hoje v nadaljevanju dopolnimo z adaptivno korekcijo holonomskih omejitev nižjega nivoja na višjem nivoju, tako da po vsakem ciklu hoje izvedemo ustrežno korekcijo propulzije za postopno ustalitev hoje pri željeni hitrosti.

Regulacija hoje nižjega nivoja nadalje obsega povratnozančno regulacijo v fazi enojne opore in kombinacijo direktne dinamike in povratnozančne regulacije v fazi dvojne opore. Predhodno smo že predvidevali infinitezimalno trajanje obeh prehodnih faz, zato fazi dostopa in dviga noge vodenja ne vsebujeta.

Strategija vodenja na nižjem nivoju

Faza enojne opore

Pri opazovanju hoje človeka lahko opazimo, da človek med hojo ohranja približno vertikalno pozicijo trupa (4.10a), noga v zamahu se giblje kot zrcalna slika stojne noge (4.10b), zaradi optimalne porabe energije je vertikalno gibanje medenice minimalno (4.10c) in v zamahu se z dvigom noge od tal zagotovi nemoteno napredovanje do točke novega dotika (4.10d). Ta opažanja bomo uporabili pri tvorjenju nabora ciljev vodenja in jih zapisali v obliki naslednjih štirih izhodnih funkcij:

$$y_1 = q_t - r_1 \quad (4.10a)$$

$$y_2 = q_o + q_z - r_2 \quad (4.10b)$$

$$y_3 = z_z - r_3 \quad (4.10c)$$

$$y_4 = L_o - r_4 \quad (4.10d)$$

kjer so $r_i, i = 1 \dots 4$ referenčne trajektorije, katerim bo model sledil:

$$\begin{aligned} r_1 &= q_t \Big|_{t=T_{eo,start}} \cdot (1 - w_1) + q_{t,d} \cdot w_2 \\ r_2 &= (q_o + q_z) \Big|_{t=T_{eo,start}} \cdot w_1 \\ r_3 &= L_{noga,nom} \cdot \left(q_{o,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} - \text{sign}(q_o) \cdot q_o \right) / k \\ r_4 &= L_{o,d}(q_o) \end{aligned} \quad (4.11)$$

Sledenje referenčnim trajektorijam r_1 in r_2 zagotavlja želen naklon trupa $q_{t,d}$ in napredovanje noge v zamahu kot zrcalno sliko gibanja noge v opori. w_1 in w_2 sta primerno izbrani eksponentni funkciji s časovno konstanto dosti manjšo od trajanja faze enojne opore, ki zagotavljata enakomerno eksponentno konvergenco r_1 in r_2 od začetnih vrednosti na začetku faze enojne opore proti želenim vrednostim. Takšna definicija r_2 pomeni, da je q_o vseskozi fazo enojne opore monotono naraščajoča funkcija:

$$q_o \in \left[q_o \Big|_{t=T_{eo,start}}, q_{o,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} \right].$$

V modelu je predvideno teleskopsko premikanje nog okoli nominalne dolžine nog $L_{noga,nom}$. Teleskopsko premikanje noge v zamahu je določeno tako, da zagotovi zadosten dvig noge v času zamaha. Dvig je proporcionalen nominalni dolžini nog $L_{noga,nom}$ in določen s konstanto k tako, da je v podobnem obsegu kot pri človeku. Sledenje referenčni trajektoriji r_3 zagotavlja oddaljevanje vrha noge v zamahu od podlage, dokler noga v opori ne doseže vertikalne lege, in nato približevanje podlagi, dokler $q_o = q_{o,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$, ko se vrh noge v zamahu dotakne tal in se faza enojne opore zaključi. $q_{o,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ je neposredno povezan z želeno kadenco $cad_{hoja,d}$ ter hitrostjo hoje $v_{hoja,d}$ in dolžino koraka $L_{korak,d}$. Velja naslednje:

$$\begin{aligned}
L_{korak,d} &= \frac{2 \cdot v_{hoja,d}}{cad_{hoja,d}} = d_1 + d_2 \\
d_1 &= x_o|_{t=T_{eo,start}} - x_z|_{t=T_{eo,start}} \\
d_2 &= 2L_{noga,nom} \sin\left(q_{o,d}|_{t=T_{eo,konec}}\right)
\end{aligned} \tag{4.12}$$

Teleskopsko gibanje noge v opori je določeno z referenčno trajektorijo r_4 , ki je funkcija naklona noge v opori q_o . Je polinom četrtega reda tako, da velja (Slika 4.2):

$$\begin{aligned}
L_o\left(q_o = q_o|_{t=T_{eo,start}}\right) &= L_o|_{t=T_{eo,start}} \\
\dot{L}_o\left(q_o = q_o|_{t=T_{eo,start}}\right) &= \dot{L}_o|_{t=T_{eo,start}} \\
L_o\left(q_o = \frac{q_o|_{t=T_{eo,start}} + q_{o,d}|_{t=T_{eo,end}}}{2}\right) &= L_{noga,nom} \\
L_o\left(q_o = q_{o,d}|_{t=T_{eo,end}}\right) &= L_{noga,nom} \\
\dot{L}_o\left(q_o = q_{o,d}|_{t=T_{eo,end}}\right) &= \dot{L}_{o,d}|_{t=T_{eo,konec}}
\end{aligned} \tag{4.13}$$

kjer je $\dot{L}_{o,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ zelena hitrost raztezanja noge v opori ob koncu faze enojne opore in jo določamo na višjem nivoju vodenja, da zagotovimo želeno hitrost hoje.

Zapišimo torej vektor izhodnih funkcij:

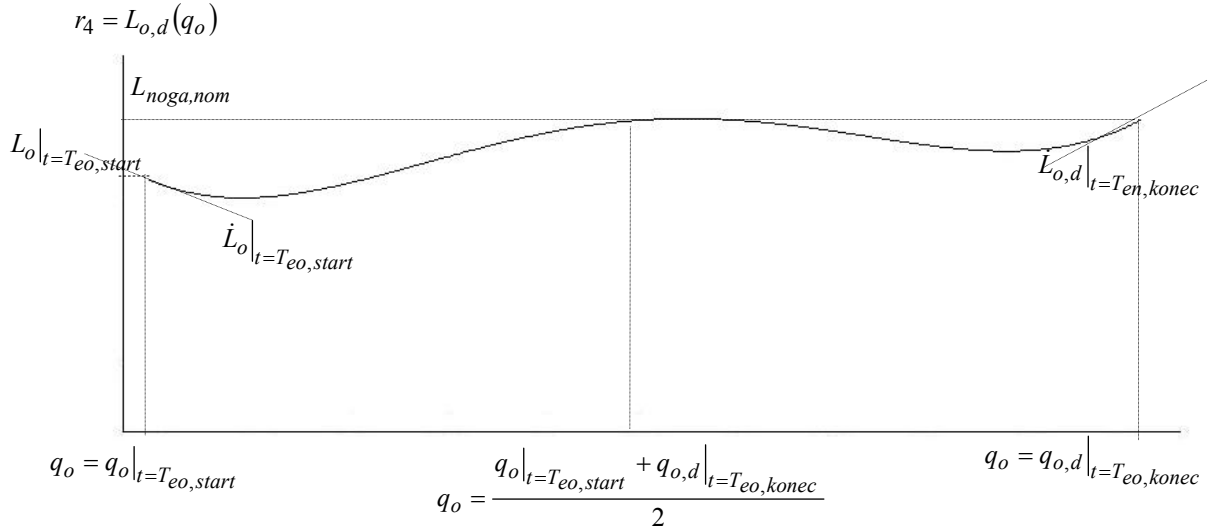
$$y_{eo} = h_{eo}(q) = \begin{bmatrix} q_t - r_1 \\ q_o + q_z - r_2 \\ z_z - r_3 \\ L_o - r_4 \end{bmatrix} \tag{4.14}$$

Faza dvojne opore

Strategija vodenja bipedalne hoje v fazi dvojne opore je kombinacija povratnozančne regulacije trupa, ki omogoča izračun momentov v kolku, ter direktne dinamike, kjer sta aktivaciji obeh nog eksplicitno podani.

Razvoj povratnozančne regulacije v fazi dvojne opore je v veliki meri podoben povratnozančni regulaciji faze enojne opore. Ker sta aktivaciji obeh nog zagotovljeni z direktno dinamiko, preostale zahteve hoje v fazi dvojne opore izrazimo le z dvema izhodnima funkcijama. Iz faze enojne opore ohranimo vertikalno pozicijo trupa in opustimo simetrično gibanje nog, saj je tovrstno gibanje v nasprotju s konceptom dvojne opore. Namreč, ker obe

4.1 Poenostavljeni matematični model bipedalne hoje



Slika 4.2: Referenčna trajektorija $r_4 = L_{o,d}(q_o)$, izražena kot polinom četrtega reda.

nogi v času dvojne opore ostajata v stiku s podlago, je naraščajoča nesimetrija naraven razvoj bipedalne hoje ob monotonu naraščajoči horizontalni poziciji. Da bi se v nadaljevanju izognili singularnosti modela, regulacijo trupa vpeljemo preko izhodnih funkcij:

$$\begin{aligned} y_1 &= q_t - r_1 \\ y_2 &= q_t + \eta q_z - r_2 \end{aligned} \quad (4.15)$$

kjer velja

$$\begin{aligned} r_1 &= q_t|_{t=T_{do,start}} \cdot (1 - w_1) + q_{t,d} \cdot w_2 \\ r_2 &= \left(q_t|_{t=T_{do,start}} + \eta q_z|_{t=T_{do,start}} \right) \cdot (1 - w_1) + q_{t,d} \cdot w_2 \end{aligned} \quad (4.16)$$

in izberemo konstanto $\eta \ll 1$, da preprečimo singularnost modela. w_1 in w_2 sta primerno izbrani eksponentni funkciji s časovno konstanto dosti manjšo od trajanja faze dvojne opore. Funkciji zagotavljata enakomerno eksponentno konvergenco r_1 in r_2 od začetnih vrednosti na začetku faze dvojne opore proti želenim vrednostim.

Vektor izhodnih funkcij se torej glasi:

$$y_{do} = h_{do}(q) = \begin{bmatrix} q_t - r_1 \\ q_t + \eta q_z - r_2 \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

Direktna dinamika predvideva eksponentno naraščanje F_z in ustrezno parabolično padanje F_o tako, da $F_o|_{t=T_{do,start}} = F_o|_{t=T_{eo,konec}}$. Faza dvojne opore je zaključena, ko

$$F_o|_{t=T_{do,konec}} = 0 \quad (4.18)$$

Sinteza vodenja

Namen vodenja je voditi vrednosti izhodnih funkcij v fazah enojne in dvojne opore $y_{eo} = h_{eo}(q)$ in $y_{do} = h_{do}(q)$ proti nič. Ker izhodne funkcije zavisijo le od spremenljivk stanja in je dinamični model hoje drugega reda, je relativni red izhodnih funkcije enak dve (Dodatek A). Če sledimo Lie-evi notaciji [75] odvajanja, lahko neposredno zapišemo

$$\ddot{y} = L_f^2 h(q, \dot{q}) + L_g L_f h(q) u \quad (4.19)$$

in izrazimo sklepne momente aktuatorjev:

$$u = -(L_g L_f h)^{-1} (L_f^2 h + K_D L_f h + K_P h) \quad (4.20)$$

V (4.20) sta K_D ter K_P pozitivno definitni matriki ojačanj in smo invertibilnost oziroma polni rank matrike $L_g L_f h(q)$ zagotovili z izbiro tolikšnega števila izhodnih funkcij, kolikor je neznanih aktuatorjev. Izpeljava sinteze regulatorja je podrobneje prikazana na enostavnem primeru v Dodatku A. Podroben pregled povratnozančne regulacije najdemo še v [75,76,77,78].

Notranjo dinamiko sistema, ko so vektorji izhodnih funkcij $y_{eo}(q)$ in $y_{do}(q)$ enaki nič, imenujemo ničelna dinamika sistema. Torej lahko ničelni dinamiki sistema v fazah enojne in dvojne opore izrazimo na sledeči način:

$$\begin{aligned} Z_{eo} &= \{(q', \dot{q}') \in TQ \mid h_{eo}(q) = 0, L_f h_{eo}(q) = 0\} \\ Z_{do} &= \{(q', \dot{q}') \in TQ \mid h_{do}(q) = 0, L_f h_{eo}(q) = 0\} \end{aligned} \quad (4.21)$$

Strategija vodenja na višjem nivoju

Višji nivo strategije vodenja adaptivno korigira želeno hitrost raztezanja stojne noge ob koncu faze enojne opore $\dot{L}_{o,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ ob koncu vsakega cikla hoje v smislu, da naraščanje $\dot{L}_{o,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ zahteva naraščanje aktuacije stojne noge $F_o \Big|_{t=T_{eo,konec}}$, kar posredno poveča odziv in obratno. Tovrstna strategija vodenja nam torej omogoča vplivati na propulzijo, da zagotovimo želeno hitrost hoje. V strnjeni obliki lahko strategijo vodenja na višjem nivoju izrazimo kot

$$\dot{L}_{o,d}^k \Big|_{t=T_{eo,konec}} = \dot{L}_{o,d}^{k-1} \Big|_{t=T_{eo,konec}} + k_p (v_{hoja}^{k-1} - v_{hoja,d}) + k_d (v_{hoja}^{k-1} - v_{hoja}^{k-2}) \quad (4.22)$$

kjer nadpis k označuje zapovrstno številko cikla hoje, k_d in k_p sta pozitivni ojačanja in

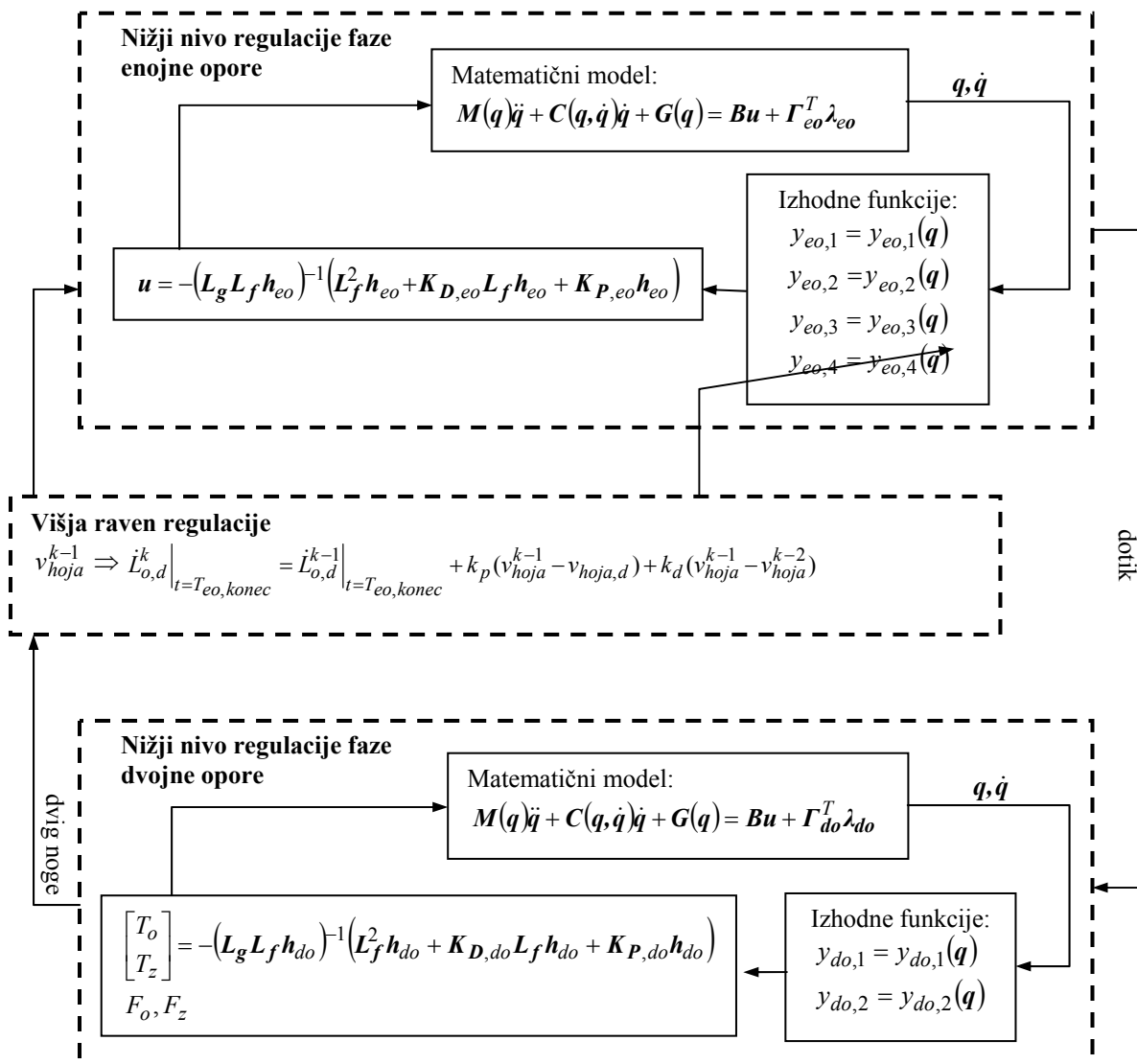
$$v_{hoja}^k = \frac{x_k^k \Big|_{t=T_{do,konec}} - x_k^k \Big|_{t=T_{eo,start}}}{T_{do,konec} - T_{eo,start}} \quad (4.23)$$

4.1 Poenostavljeni matematični model bipedalne hoje

Tako definirana adaptivna korekcija $\dot{L}_{o,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ po vsakem ciklu hoje neposredno vpliva na $\mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q})$ in vodi do takšnega raztezanja oziroma krčenja noge v opori, da model hoje v končnem številu ciklov hoje doseže želeno hitrost hoje, obenem pa postane ničelna dinamika sistema v fazi enojne opore časovno spremenljiva:

$$\mathbf{Z}_{eo} = \mathbf{Z}_{eo}(k) = \{(\mathbf{q}', \dot{\mathbf{q}}') \in T\mathcal{Q} \mid \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q}, k) = \mathbf{0}, \mathbf{L}_f \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q}, k) = \mathbf{0}\} \quad (4.24)$$

Nujen predpogoj dvo-nivojskega vodenja je učinkovito vodenje na nižjem nivoju. Shematski prikaz strategije vodenja je ilustriran na Sliki 4.3.



Slika 4.3. Shematski prikaz strategije vodenja poenostavljenega modela hoje.

4.1.3 Simulacijski primeri

V Tabeli 4.1 so zbrani podatki o hoji v osmih simulacijskih primerih, pri katerih smo preverili stabilnost modela bipedalne hoje in delovanje dvonivojske strategije vodenja. Raznolikost med simulacijskimi primeri (P#1 do P#8) je omogočila preverjanje delovanja strategije vodenja v velikem razponu tipov hoje. Prav tako smo preverili kako se spreminjanje hitrosti hoje (P#4 do P#6) in naklona trupa (P#6 do P#8) odražata v absorpciji moči in odzivu, dveh temeljnih mehanizmih bipedalne hoje. Rezultati so bili ovrednoteni v luči hoje človeka, kjer večanje hitrosti hoje spremlja povečanje absorpcije moči ter odziva in povečan naklon trupa naprej pomakne težišče naprej, kar pomembno pripomore k napredovanju v smeri hoje ter padanju trupa in torej zahteva večjo absorpcijo moči vendar ne tako izrazit odziv. V periodi hoje sta prvi oziroma drugi vrh v grafu vertikalne komponente sile podlage označevala absorpcijo moči oziroma odziv. $K_{D,eo}$, $K_{P,eo}$, $K_{D,do}$, $K_{P,do}$, k_p in k_d so bili določeni eksperimentalno in so ostali nespremenjeni v vseh simulacijskih primerih.

Za izpeljavo matematičnega modela hoje in izvedbo simulacij smo uporabili MATLAB in MATLAB Simulink. Časovna zahtevnost simulacije 60 ciklov hoje posameznega simulacijskega primera na osebнем računalniku (Intel Pentium 4, 2.4 GHz, 2.0 GB RAM) je bila približno 15 minut.

4.1.4 Rezultati

Kinematika in kinetika hoje

Slika 4.4 prikazuje nabor orbit v prostoru stanj, za vsak simulacijski primer. Iz vsakega simulacijskega primera je razvidno, da je bilo potrebno nekaj začetnih korakov preden se je model ustalil na stabilni orbiti prostora stanj. V tem smislu lahko smatramo P#6 najbolj ekstremen primer hoje, saj nekoliko večja razpršenost orbit kaže na večje število korakov, ki so bili potrebni za stabilno ciklično hojo. To je prav tako razvidno na Sliki 4.5, ki ponazarja delovanje regulacije višjega nivoja. V začetnih korakih, dokler je adaptivno vodenje $\dot{L}_{o,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ pridobivalo na učinku, smo zabeležili precejšnjo razliko tako med v_{hoja}^k in $v_{hoja,d}^k$ kot tudi L_{korak}^k in $L_{korak,d}$, nato pa postopno konvergenco proti stabilni hoji pri

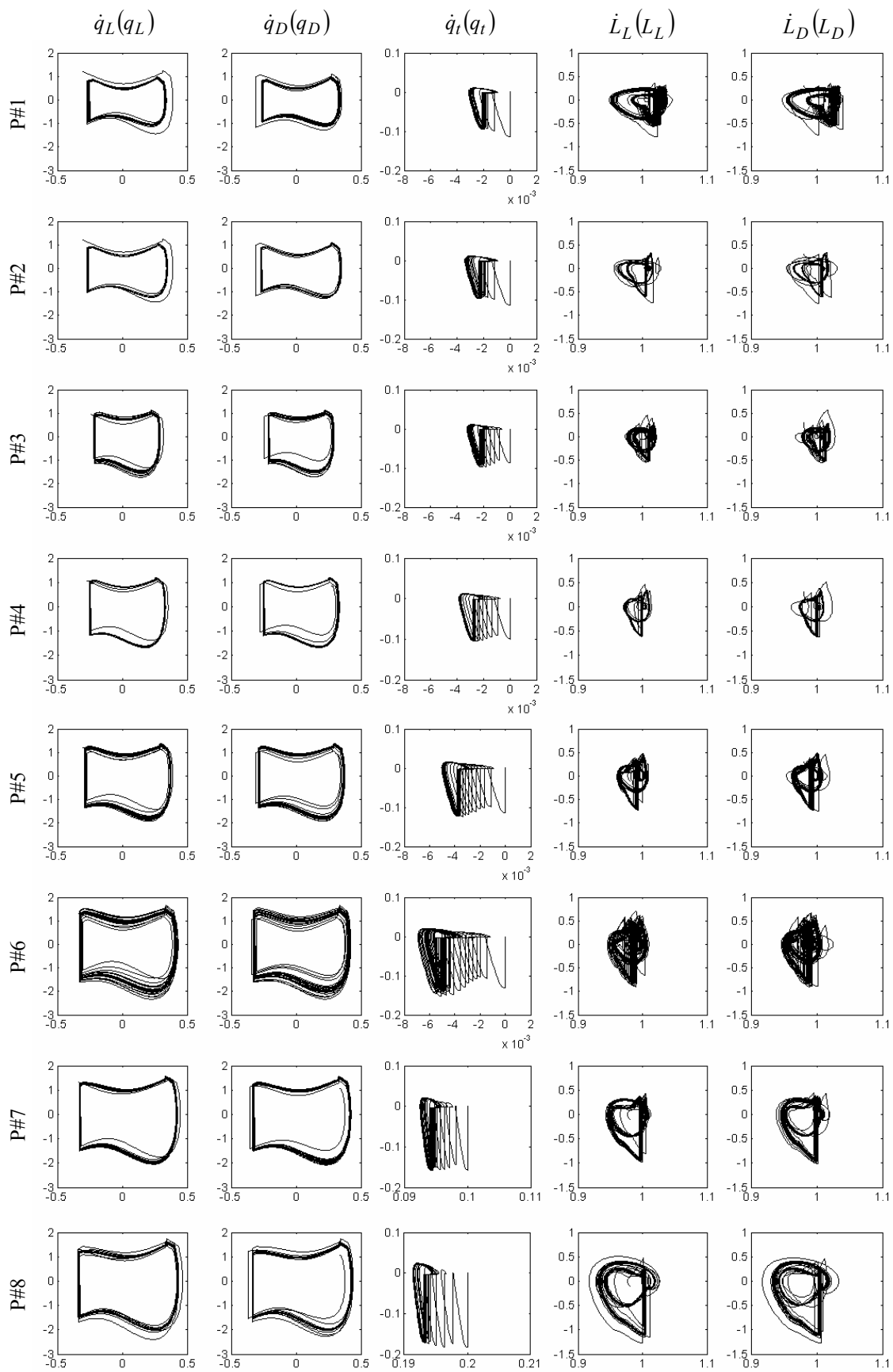
Tabela 4.1. Želeni parametri modela in hoje v simulacijskih primerih

		P#1	P#2	P#3	P#4	P#5	P#6	P#7	P#8
$v_{hoja,d}$	m/s	0,60	0,70	0,80	0,90	1,00	1,10	1,10	1,10
$L_{korak,d}$	m	1,20	1,20	0,96	1,08	1,20	1,32	1,32	1,32
$q_{t,d}$	rd	0	0	0	0	0	0	0,1	0,2
$cad_{hoja,d}$	$korak/min$	60	70	100	100	100	100	100	100

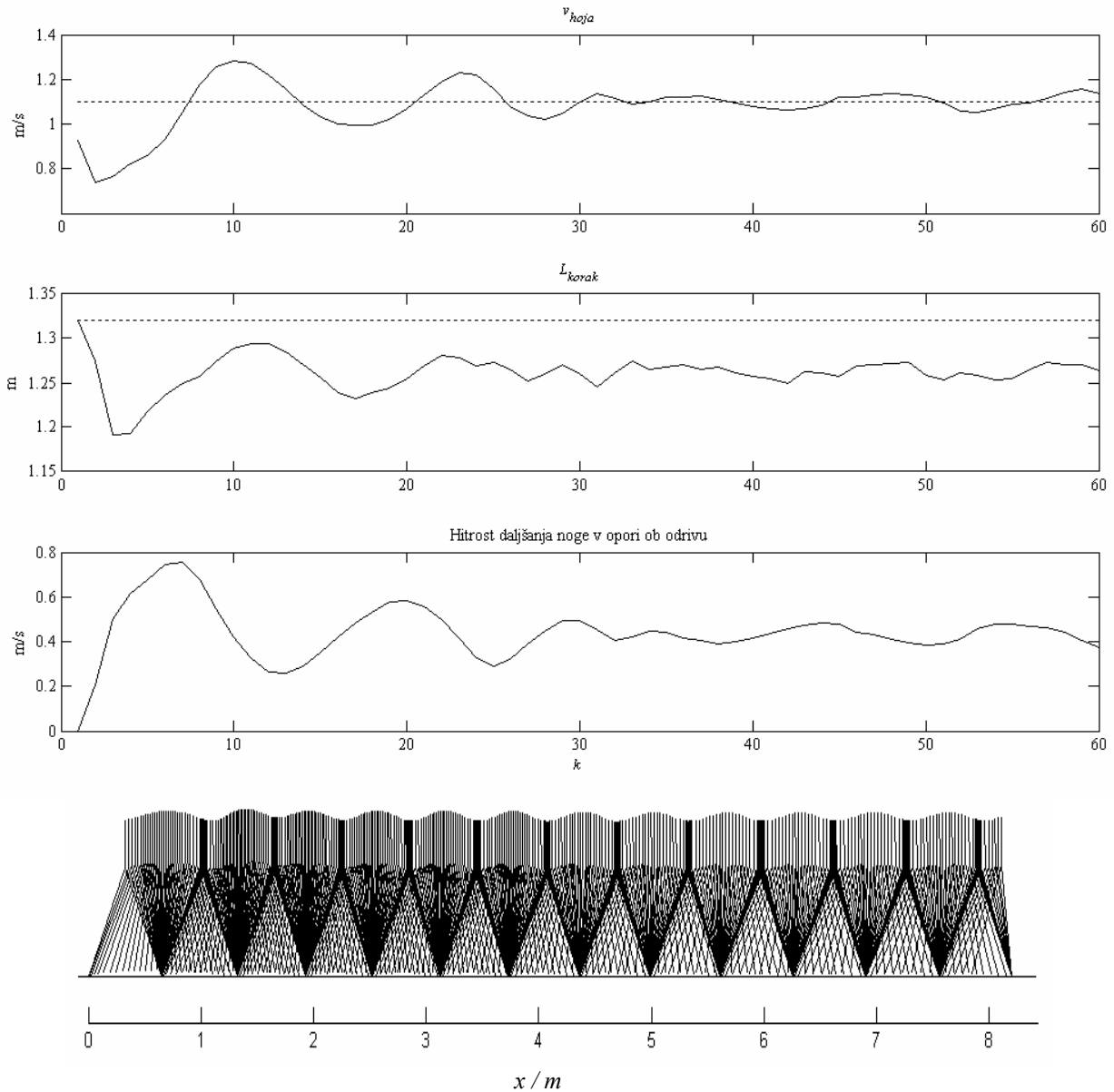
$$m_n = 10 \text{ kg}, \quad m_k = 10 \text{ kg}, \quad m_t = 40 \text{ kg}, \quad I_t = 3,50 \text{ kgm}^2, \quad L_t = 0,40 \text{ m}, \quad L_{noga,nom} = 1 \text{ m}$$

* Mase, dolžine in vztrajnostni momenti segmentov so grobe ocene realnih vrednosti. Natančnejše ocene najdemo v [83].

4.1 Poenostavljeni matematični model bipedalne hoje



Slika 4.4: Orbite prostora stanja za vse simulacijske primere. Vsaka izmed orbit je parametrizirana glede na spremenljivko stanja (horizontalna os) in njen odvod (vertikalna os). Orbite prostora stanj istega stolpca se nanašajo na isto spremenljivko stanja. Orbite prostora stanj iste vrste se nanašajo na isti simulacijski primer.

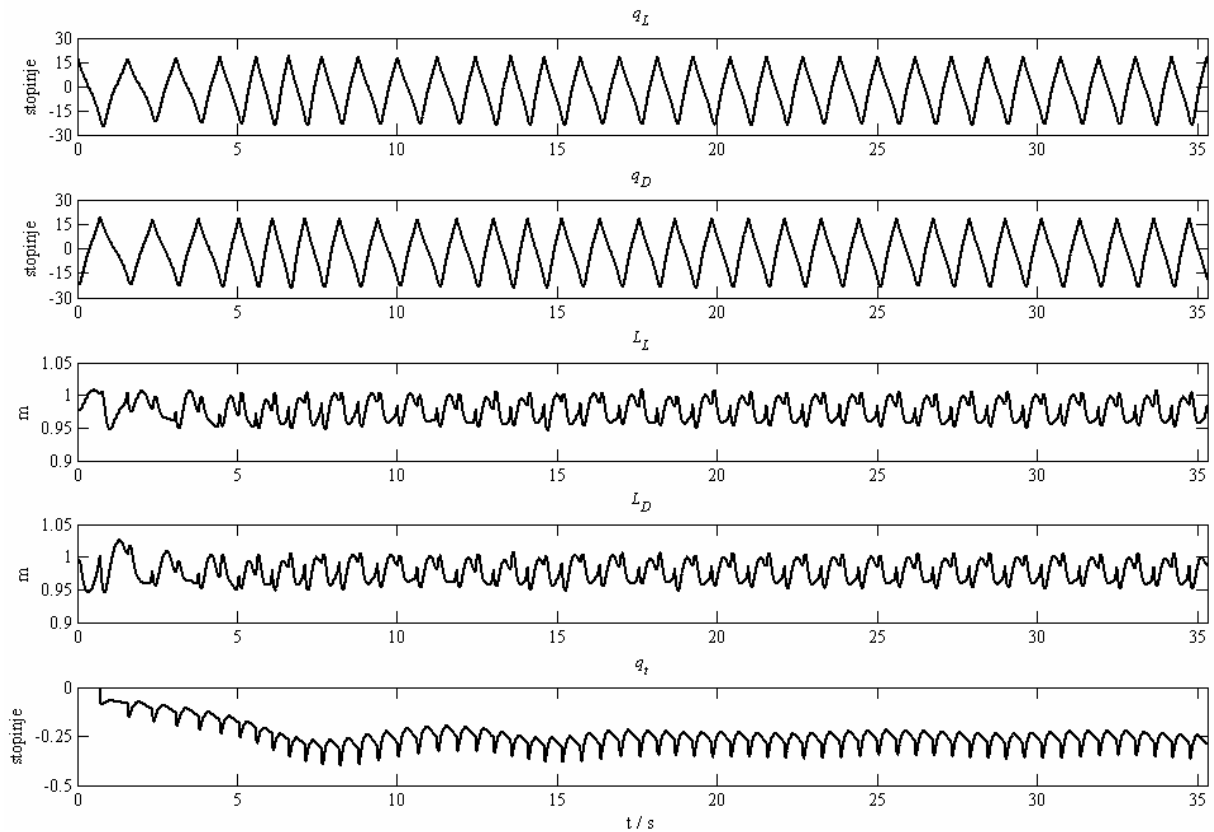


Slika 4.5. P#6: delovanje regulacije višje ravni v prvih 60 ciklih hoje ter palični diagram modela med hojo.

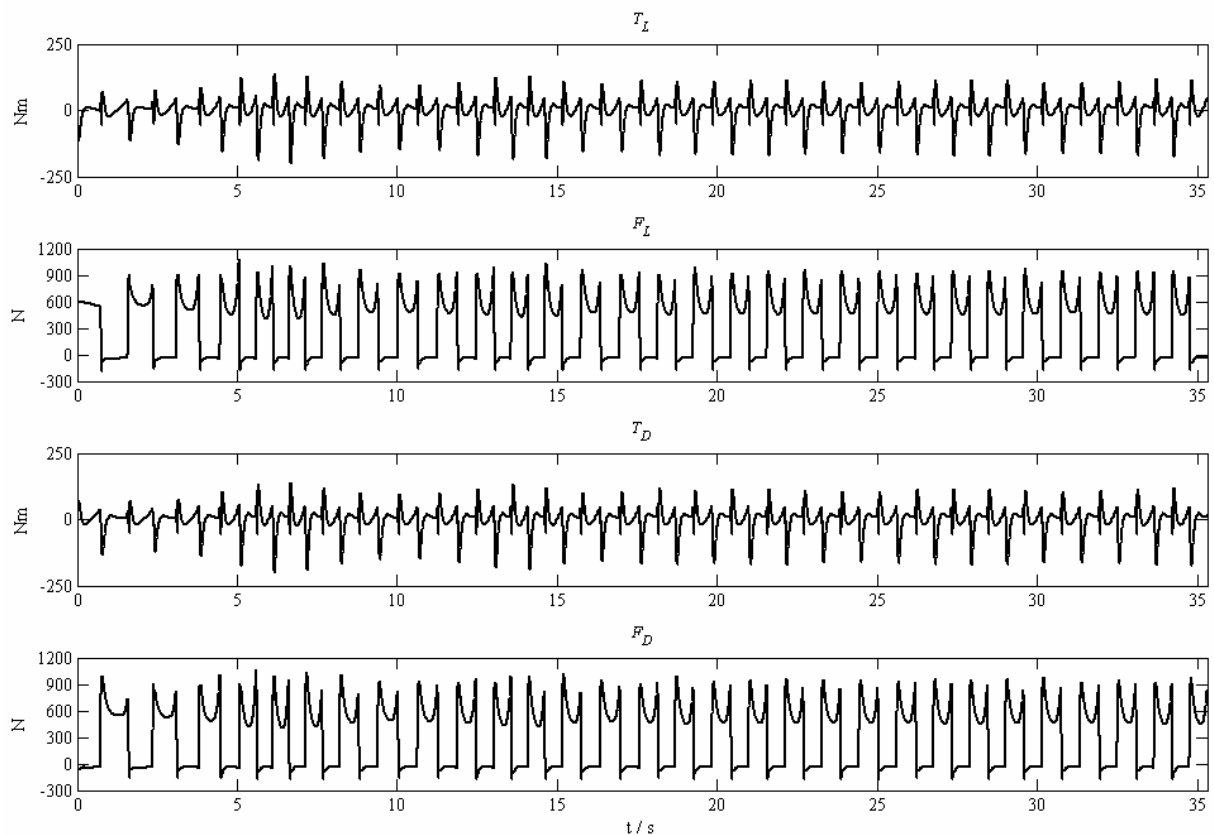
želeni hitrosti hoje in nekoliko krajšem koraku kot pričakovano.

Učinek adaptivnega vodenja $\dot{L}_{o,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ je prav tako razviden iz kinematike (Slika 4.6) in kinetike (Slika 4.7) kot tudi reakcijske sile podlage (Slika 4.8). Medtem ko se je razpon gibanja sklepov le nekoliko prilagajal zahtevam, se je sistem vodenja na povečanje $\dot{L}_{o,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ odzval z ustreznim povečanjem momentov oziroma sil v kolkih oziroma nogah ob koncu faze enojne opore. To je neposredno vodilo do večjih horizontalnih in vertikalnih komponent reakcijskih sil podlage, kar označuje izrazitejši odziv. Če primerjamo trajanje cikla hoje, opazimo, da je izrazitejšemu odzivu sledil časovno krajši cikel.

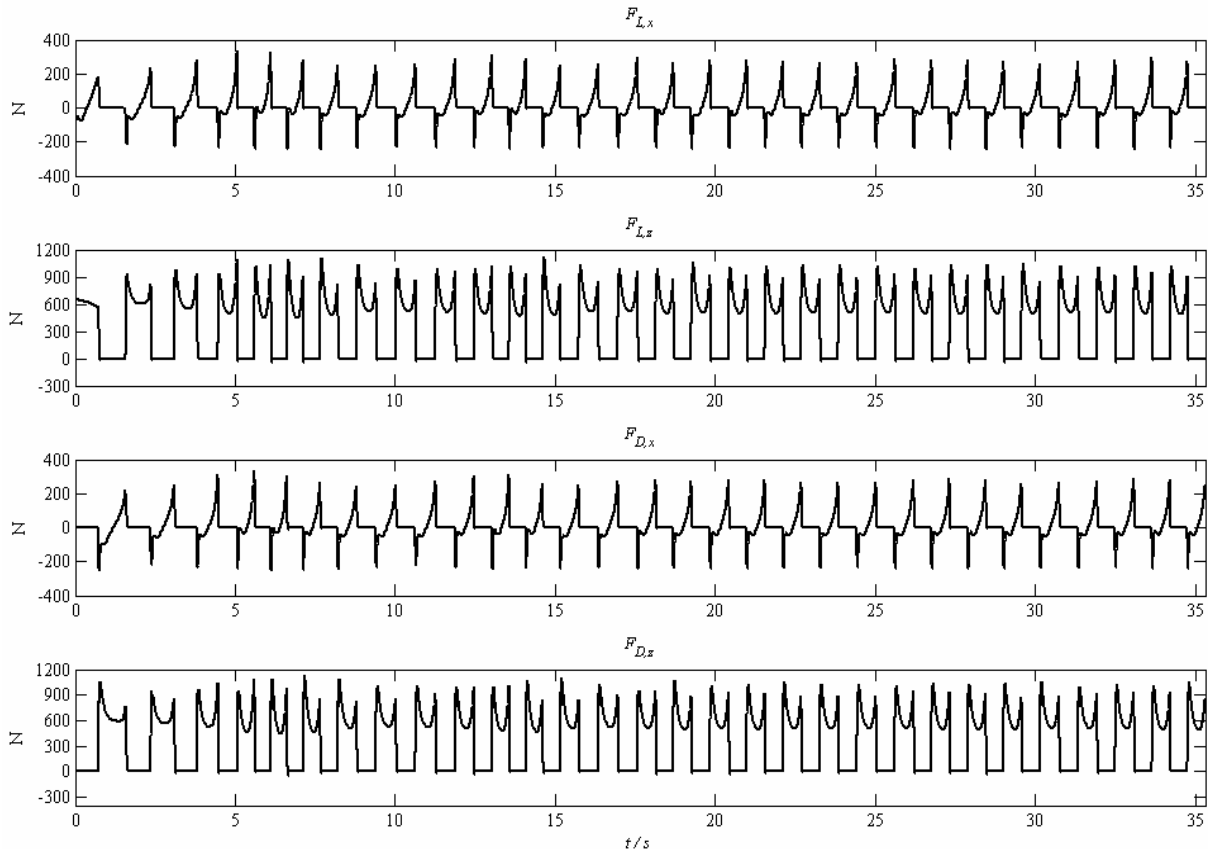
4.1 Poenostavljeni matematični model bipedalne hoje



Slika 4.6. P#6: kinematika hoje.



Slika 4.7. P#6: kinetika hoje.



Slika 4.8. P#6: horizontalni in vertikalni komponenti reakcijskih sil podlage. V periodi cikla hoje prvi oziroma drugi vrh v trajektoriji vertikalne komponente sile podlage označujeta absorpcijo moči oziroma odriv

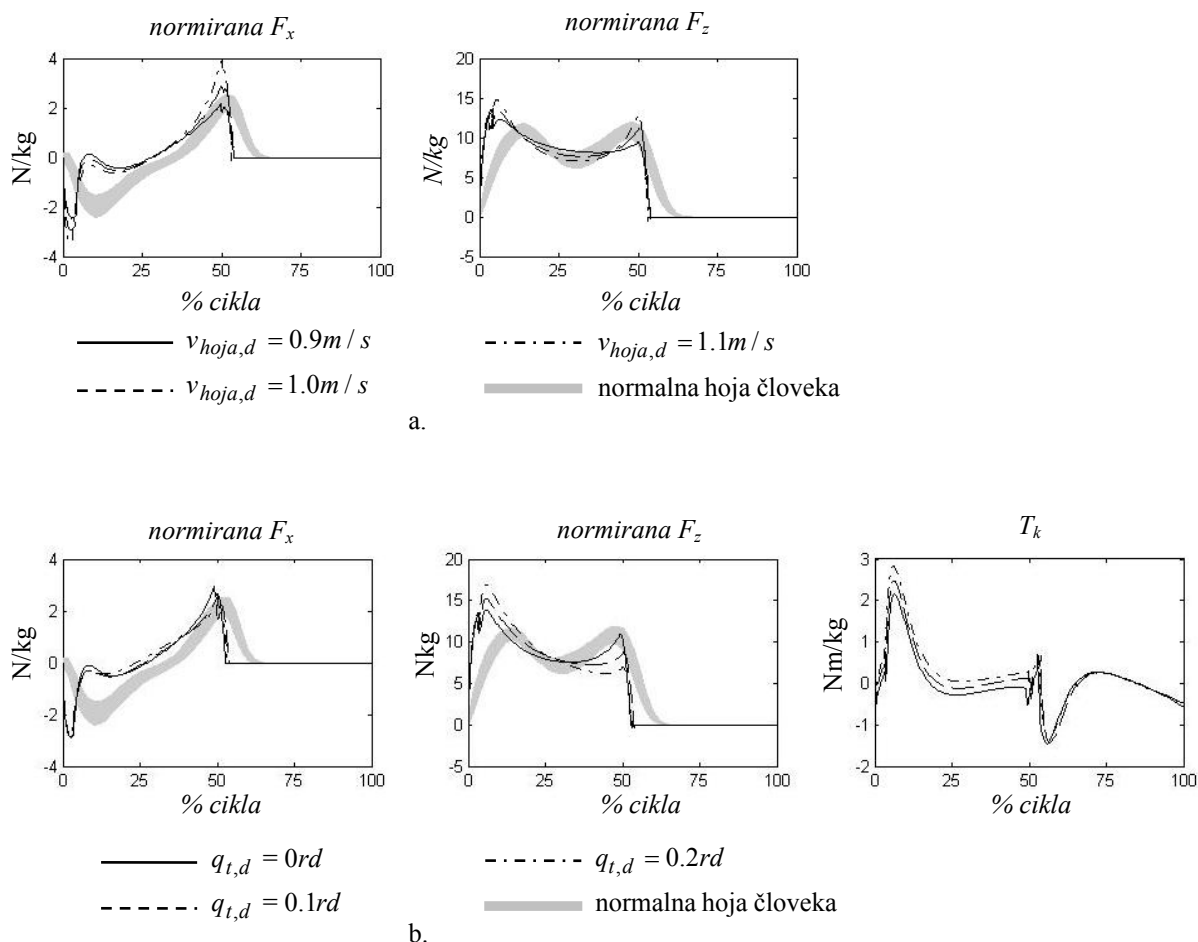
Ko smo hojo pohitrili (Slika 4.9a), se je povečala absorpcija moči (prvi vrh v grafu vertikalne komponente reakcijske sile podlage) kot tudi odriv (drugi vrh v grafu vertikalne komponente reakcijske sile podlage). Če pa je bil trup nagnjen naprej, sta za ohranitev pokončne drže in stabilno hojo pri nespremenjeni hitrosti bila potrebna večja absorpcija moči ob prenosu teže na nasprotno nogo in ne tako izrazit odriv kot sicer. Prav tako se je povečal ekstenzijski moment kolka v fazi enojne opore T_k (Slika 4.9b).

Prav tako smo preverili, kako se model prilagodi spremembi hitrosti hoje, medtem ko hodi. Slika 4.10 prikazuje obnašanje modela, ko smo želeno hitrost hoje večali v korakih po 0.1 m/s od 0.8 m/s do 1.1 m/s. Opazimo lahko, da je model sledil spremembam v željeni hitrosti hoje, kar kaže na uporabnost modela in opisane strategije vodenja bipedalne hoje v širokem območju parametrov hoje.

Stabilnost

Časovno spremenljiva ničelna dinamika, ki izvira iz regulacije hitrosti raztezanja stojne noge na višji ravni, pomeni, da sistem ne moremo izraziti kot časovno neodvisno funkcijo le enega izbranega stanja sistema, kar bi omogočalo sintezo stabilnostnih testov sistema, ki so zasnovani na eno dimenzionalni Poincaré-jevi preslikavi [35,79,80]. Zato lahko stabilnost bipedalnega modela hoje v simulacijskih primerih zgolj ocenimo z analizo popolne Poincaré-jeve preslikave [81,82]. Poincaré-jev prostor za n dimenzionalen dinamični sistem (4.2) je definiran kot $n-1$ dimenzionalna ploskev, katero sistem seka natanko enkrat vsako periodo. Poincaré-jeva preslikava je preslikava med dvema zaporednima presečiščema

4.1 Poenostavljeni matematični model bipedalne hoje



Slika 4.9. Relacija med hitrostjo hoje ter absorpcijo moči in odrivom (a) in relacija med naklonom trupa ter absorpcijo moči in odrivom (b). Za primerjavo sta dodani srednji vrednosti komponent reakcijske sile podlage kot ju izmerimo pri hoji človeka (vir: Winter [4]). Reakcijske sile podlage in moment kolka so normirani na maso modela.

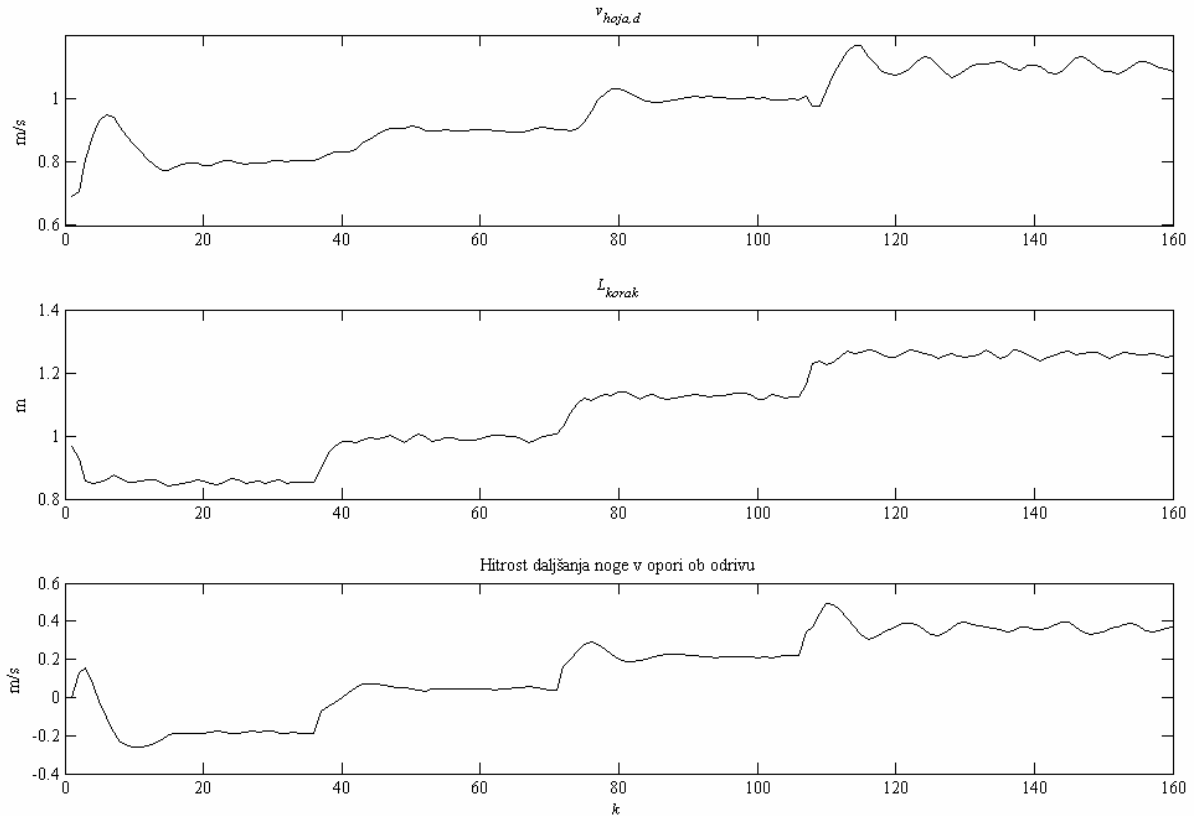
$$\mathbf{x}_{n+1} = \mathbf{r}(\mathbf{x}_n) \quad (4.25)$$

Stabilnost bipedalnega modela hoje smo ocenili tako, da smo poiskali lastne vrednosti linearizirane Poincaré-jeve preslikave skozi $n-1$ dimenzionalno ploskev $q_o = 0$, $\dot{q}_o > 0$ pri osmih simulacijskih primerih, ki so navedeni v Tabeli 4.1. Za vsak simulacijski primer smo tvorili vektor stanj sistema pri i -tem presečišču \mathbf{x}_i in ocenili fiksno točko \mathbf{x}_f kot povprečje zadnjih petih presečišč, pri čemer smo predpostavili, da se je do takrat hoja modela že ustalila. Nato smo po metodi najmanjših kvadratov določili matriko A tako, da je bilo zadoščeno

$$(\mathbf{x}_{i+1} - \mathbf{x}_f) = A(\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_f) \quad (4.26)$$

Matriko A lahko torej izrazimo kot

$$A = YX^T (XX^T)^{-1} \quad (4.27)$$



Slika 4.10. Večanje hitrost hoje v korakih po 0.1 m/s od 0.8 m/s do 1.1 m/s.

kjer sta

$$\begin{aligned} X &= [x_1 - x_f, x_2 - x_f \dots x_{n-1} - x_f] \\ Y &= [x_2 - x_f, x_3 - x_f \dots x_n - x_f] \end{aligned} \quad (4.28)$$

ter izračunamo lastne vrednosti matrike. Absolutne vrednosti maksimalnih lastnih vrednosti matrike A v osmih simulacijskih primerih so zbrane v Tabeli 4.2. Glede na to, da so vse absolutne vrednosti lastnih vrednosti manjše kot ena, lahko trdimo, da je model bipedalne hoje lokalno stabilen v vseh navedenih simulacijskih primerih.

Tabela 4.2. Analiza stabilnosti: absolutne vrednosti maksimalnih lastnih vrednosti.

	P#1	P#2	P#3	P#4	P#5	P#6	P#7	P#8
Absolutna vrednost maksimalne lastne vrednosti	0.92	0.64	0.76	0.84	0.78	0.79	0.74	0.72

4.1.5 Sklep

Primarni namen prvega, poenostavljenega modela je bil izkoristiti strukturno enostavnost bipedalnega modela za sintezo robustne strategije vodenja. Obsežno testiranje pri

širokem razponu simulacijskih primerov je pokazalo, da dvonivojska zasnova adaptivne strategija vodenja hoje izkazuje veliko robustnost v primeru impulznih sil ob dostopu ter neobčutljivost na izbor začetnih pogojev. Prav tako se je izkazalo, da kljub poenostavljeni kinematični strukturi, poenostavljeni model bipedalne hoje že omogoča evolucijo nekaterih osnovnih karakterističnih vzorcev hoje, ki jih je možno razlikovati glede na izbrano hitrost hoje in naklon trupa.

Rezultati kinetike pa razkrivajo še manj dobro plat modela. Namreč, neposredno po dostopu lahko opazimo nezveznosti v grafih momentov L in D kolka ter sil L in D noge. Vzrok tega sta impulzna narava matematičnega modela dostopa, ki predvideva nezveznosti v vektorju sklepnih hitrosti, ter izmenjavanje naborov izhodnih funkcij v različnih fazah. Neželene posledice ni možno popolnoma odpraviti, z ustreznim načrtovanjem vodenja pa jih lahko omejimo.

4.2 Matematični model hoje po prstih

Konfiguracija modela hoje po prstih je precej kompleksnejša kot pri poenostavljenem modelu bipedalne hoje, kar sicer oteži sintezo strategije vodenja takšnega sistema, obenem pa omogoča sintezo širšega spektra vzorcev hoje. V procesu razvoja matematičnega modela patološke hoje po prstih in strategije vodenja preidemo neposredno na model z bolj antropomorfno podobo, kjer teleskopsko gibanje noge nadomestili s segmenti stopala, goleni in stegna, ki so povezani v gležnju in kolenu. V prid temu miselnemu preskoku govori dejstvo, da zamenjava teleskopskega gibanja noge zgolj s kolenskim sklepom ne poveča kompleksnosti strukture modela ali strategije vodenja, saj število prostostnih stopenj ostaja nespremenjeno, teleskopsko gibanje nog pa lahko izrazimo kot funkcijo kota kolena. V tem smislu strategija vodenja hoje lahko ostane skoraj nespremenjena.

V nadaljevanju sinteze modela in strategije vodenja hoje privzamemo mnoge predpostavke poenostavljenega modela in jih v nadaljevanju ponovno obravnavamo, kolikor je to zaradi spremenjene strukture modela potrebno. Tako dopolnitev modela z novimi sklepi na eni strani zgolj ustrezno razširi matematični model hoje z novimi prostostnimi stopnjami, na drugi strani pa zahteva precejšnjo nadgraditev strategije vodenja modela hoje po prstih. Kljub temu osnovni princip vodenja, to je definicija izhodnih funkcij, ki jih vsilimo modelu s povratnozančno zanko z regulatorjem, ostaja nespremenjen. Zato je ponoven opis sinteze regulatorja nepotreben.

V biomehanskem smislu je strategija vodenja zasnovana tako, da povzema nekatere karakteristike eksperimentalnega modela hoje po prstih. Povečana plantarna fleksija v gležnju, izrazita fleksija v kolenu in dostop na prste so najbolj karakteristične značilnosti kinematike hoje po prstih v eksperimentalnem primeru GAS in predstavljajo osnovo za sintezo dvonivojske strategije vodenja hoje po prstih.

V nadaljevanju je vedno večji poudarek posvečen celostni analizi vzorca hoje modela, to je celotni kinematiki in kinetiki hoje, in ne zgolj delu kot v primeru poenostavljenega modela. V ta namen opustimo formalno analizo stabilnosti in kot zadostno indikacijo stabilnosti privzamemo ponovljivost orbit v prostoru stanj.

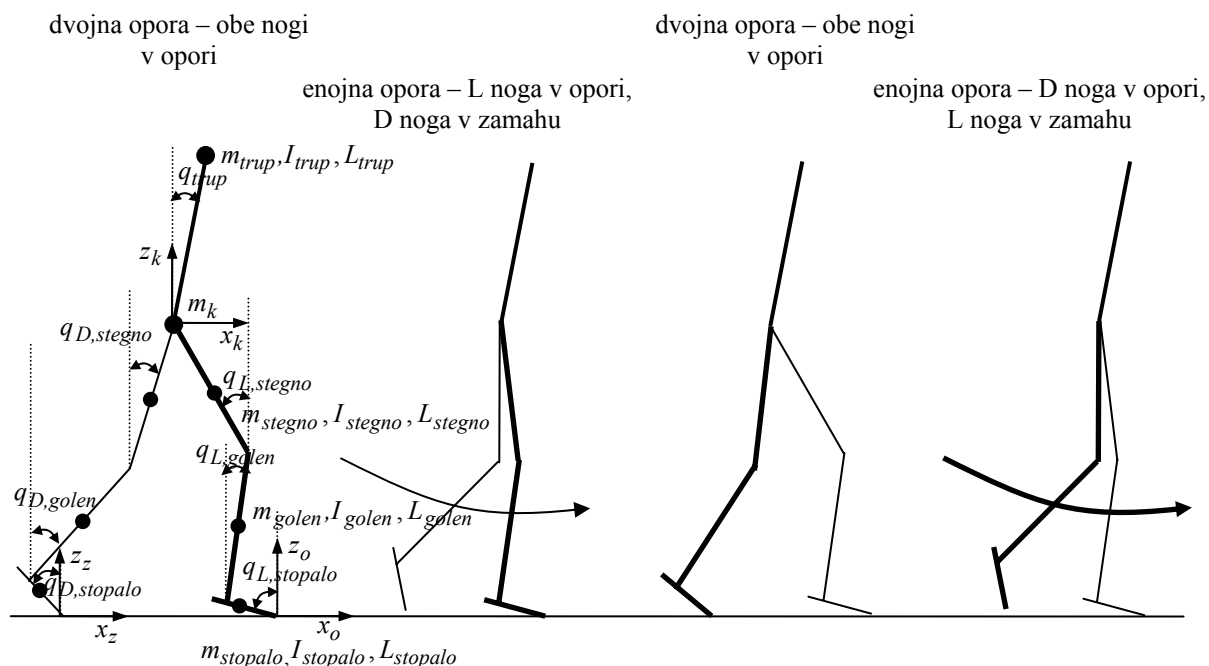
4.2.1 Predpostavke matematičnega modela hoje po prstih

Ponovno predpostavimo planaren model, tokrat s sedmimi prostostnimi stopnjami. Nogi nosita trup in sta sestavljeni iz stopal, goleni ter stegen. Podobno kot v primeru poenostavljenega modela bomo nogi poimenovali leva in desna ter ju in njima pripadajoče segmente in sklepne spremenljivke označevali s podpisanimi L in D. Segmenti modela so med sabo povezani z idealnimi rotacijskimi sklepi z rotacijskimi aktuatorji. Mase segmentov so enakomerno porazdeljene vzdolž segmentov, predpostavimo pa še masni segment v kolkih. Strukturno modela povzema Slika 4.11.

Cikel hoje ponovno delimo v faze enojne in dvojne opore ter fazo zamaha in za nogi ohranimo enako poimenovanje, kot je bilo privzeto pri poenostavljenem modelu, torej noga v opori oziroma zamahu. Prav tako predpostavimo dve časovno infinitizimalno kratki prehodni fazi dostopa in dviga noge.

Dodani sklepi povečajo število prostostnih stopenj modela za dve. Dopolnimo torej

$$\mathbf{q} = (q_{L,stopalo}, q_{L,golen}, q_{L,stegno}, q_{trup}, q_{D,stopalo}, q_{D,golen}, q_{D,stegno}, x_{kolk}, z_{kolk})^T \quad \text{vektor}$$



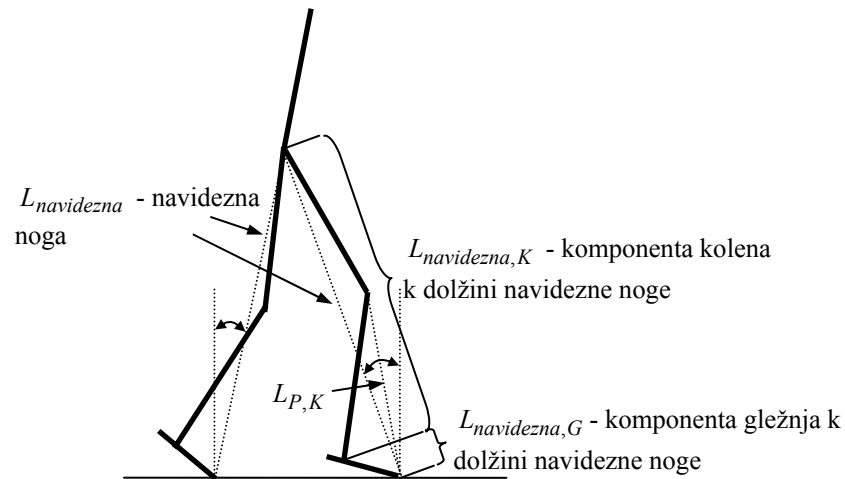
Slika 4.11: Shematski prikaz modela hoje po prstih.

sklepnih spremenljivk, ki v celoti opišejo konfiguracijo modela glede na globalni koordinatni sistem, in $\mathbf{u} = (u_{L,gleženj}, u_{L,koleno}, u_{L,kolk}, u_{D,gleženj}, u_{D,koleno}, u_{D,kolk})$ vektor sklepnih rotacijskih aktuatorjev v gležnjih ($u_{L,gleženj}, u_{D,gleženj}$), kolenih ($u_{L,koleno}, u_{D,koleno}$) in kolkah ($u_{L,kolk}, u_{D,kolk}$). Da bi model odražal prehajanje med fazama enojne in dvojne opore, označimo $q_{o,stopalo} = q_{L,stopalo}$, $q_{o,golen} = q_{L,golen}$, $q_{o,stegno} = q_{L,stegno}$, $q_{z,stopalo} = q_{D,stopalo}$, $q_{z,golen} = q_{D,golen}$, $q_{z,stegno} = q_{D,stegno}$, $u_{o,gleženj} = u_{L,gleženj}$, $u_{o,koleno} = u_{L,koleno}$, $u_{o,kolk} = u_{L,kolk}$, $u_{z,gleženj} = u_{D,gleženj}$, $u_{z,koleno} = u_{D,koleno}$, $u_{z,kolk} = u_{D,kolk}$, kadar je leva noga v trenutni fazi enojne opore in sledeči fazi dvojne opore v opori in je desna noga v zamahu. Podobno označimo $q_{o,stopalo} = q_{D,stopalo}$, $q_{o,golen} = q_{D,golen}$, $q_{o,stegno} = q_{D,stegno}$, $q_{z,stopalo} = q_{L,stopalo}$, $q_{z,golen} = q_{L,golen}$, $q_{z,stegno} = q_{L,stegno}$, $u_{o,gleženj} = u_{D,gleženj}$, $u_{o,koleno} = u_{D,koleno}$, $u_{o,kolk} = u_{D,kolk}$, $u_{z,gleženj} = u_{L,gleženj}$, $u_{z,koleno} = u_{L,koleno}$, $u_{z,kolk} = u_{L,kolk}$, kadar je leva noga v zamahu in je desna v opori v trenutni fazi enojne opore in sledeči fazi dvojne opore.

Če torej upoštevamo večje število prostostnih stopenj in temu ustrezno popravimo matrike sistema ter sistem diferencialnih in algebraičnih enačb dinamičnega sistema, lahko matematične modele faz enojne in dvojne opore, ter dostopa in dviga nog poenostavljenega modela privzamemo tudi kot model hoje po prstih.

4.2.2 Strategija vodenja hoje po prstih

Medtem ko matematični model hoje po prstih odraža nadgraditev kinematične verige segmentov poenostavljenega modela z dodatnimi sklepi, globalni princip dvonivojske strategije vodenja, to je definicija izhodnih funkcij, ki jih na nižjem nivoju vsilimo



Slika 4.12. Navidezna noga $L_{navidezna}$ se sestoji iz komponenti gležnja $L_{navidezna,G}$ in kolena $L_{navidezna,K}$.

modelu s povratnozančno zanko z regulatorjem, eno izmed njih pa nato po vsakem koraku ustrezno prilagodimo na višjem nivoju, ostaja nespremenjen. Nasprotno pa se povečan red sistema enačb opazneje odraža v večji kompleksnosti vodenja hoje po prstih. Pri poenostavljenem modelu je bilo vodenje dolžine teleskopske noge v opori primarnega pomena, sedaj pa teleskopsko nogo nadomesti veriga togih segmentov. Zato na tem mestu definirajmo pojem navidezne noge kot daljico med vrhom stopala ter kolkom noge v opori (Slika 4.12) in vodenje dolžine teleskopske noge nadomestimo z vodenjem dolžine navidezne noge. Nadalje razdelimo dolžino navidezne noge v komponenti gležnja in kolena (Slika 4.12) ter eno izmed obeh vključimo v koncept vodenja hoje po prstih. To nam daje možnost preverjanja, kako se ob nespremenjenem vodenju dolžine navidezne noge variiranje pri vodenju dolžine ene izmed komponent odraža v kinematiki in dinamiki hoje. Ker se skupaj s povečanjem števila prostostnih stopenj poveča število aktuatorjev, temu ustrezno povečamo nabor izhodnih funkcij.

Strategija vodenja nižjega nivoja

Faza enojne opore

Privzemimo iste predpostavke o hoji kot pri poenostavljenem modelu bipedalne hoje. Tri izhodne funkcije naj izrazijo želeno pozicijo trupa (4.29a), simetrijo hoje (4.29b) ter dvig noge v zamahu od tal za zagotovitev nemotenega zamaha (4.29c). Vodenje dolžine teleskopske noge z manjšimi korekcijami prevedemo na vodenje dolžine navidezne noge za minimalno vertikalno nihanje trupa (4.29d). Nadalje dopolnimo nabor izhodnih funkcij še z dvema funkcijama, ki naj podajata obe komponenti gležnja (4.29e, 4.29f) k dolžini navidezne noge, $L_{o,navidezna,G}$ in $L_{z,navidezna,G}$, in zapišimo:

$$y_1 = q_{trup} - r_1 \quad (4.29a)$$

$$y_2 = q_{o,navidezna} + q_{z,navidezna} - r_2 \quad (4.29b)$$

$$y_3 = z_z - r_3 \quad (4.29c)$$

$$y_4 = L_{o,navidezna} - r_4 \quad (4.29d)$$

$$y_5 = L_{o,navidezna,G} - r_5 \quad (4.29e)$$

$$y_6 = L_{z,navidezna,G} - r_6 \quad (4.29f)$$

4.2 Matematični model hoje po prstih

kjer so $r_i, i = 1 \dots 6$ referenčne trajektorije, katerim bo model sledil:

$$\begin{aligned}
 r_1 &= q_{trup} \Big|_{t=T_{eo,start}} \cdot (1 - w_1) + q_{trup,d} \cdot w_2 \\
 r_2 &= \left(q_{o,navidezna} + q_{z,navidezna} \right) \Big|_{t=T_{eo,start}} \cdot w_1 \\
 r_3 &= L_{noga,nom} \cdot \left(q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} - \text{sign}(q_{o,navidezna}) \cdot q_{o,navidezna} \right) / p \\
 r_4 &= L_{o,navidezna,d} (q_{o,navidezna}) \\
 r_5 &= L_{o,navidezna,G,d} (q_{o,navidezna}) \\
 r_6 &= L_{z,navidezna,G} \Big|_{t=T_{eo,start}} + \\
 &\quad + \left(L_{o,navidezna,G} \Big|_{t=0} - L_{z,navidezna,G} \Big|_{t=T_{eo,start}} \right) \cdot \frac{q_{o,navidezna} - q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}}}{q_{o,navidezna,d} - q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}}}
 \end{aligned} \tag{4.30}$$

Na podoben način kot pri poenostavljenem modelu hoje, želen naklon trupa $q_{trup,d}$, simetrijo hoje in napredovanje noge v zamahu proti točki novega dotika, ne da bi ob tem stopalo udarilo ob tla, zagotavlja sledenje referenčnim trajektorijam r_1 , r_2 in r_3 . w_1 in w_2 sta primerno izbrani eksponentni funkciji s časovno konstanto dosti manjšo od trajanja faze enojne opore, ki zagotavljata enakomerno eksponentno konvergenco r_1 in r_2 od začetnih vrednosti na začetku faze enojne opore proti želenim vrednostim. r_2 pomeni, da je tokrat $q_{o,navidezna}$ skozi fazo enojne opore monotono naraščajoča funkcija $q_{o,navidezna} \in \left[q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}}, q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} \right]$ in je dotik noge v zamahu s tlemi predviden, ko $q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$. Naslednja relacija podaja odvisnost $q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ od želene kadence $cad_{hoja,d}$ ter hitrosti hoje $v_{hoja,d}$ in dolžine koraka $L_{korak,d}$:

$$\begin{aligned}
 L_{korak,d} &= \frac{2 \cdot v_{hoja,d}}{cad_{hoja,d}} = d_1 + d_2 \\
 d_1 &= x_o \Big|_{t=T_{eo,start}} - x_z \Big|_{t=T_{eo,start}} \\
 d_2 &= 2L_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} \sin \left(q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} \right)
 \end{aligned} \tag{4.31}$$

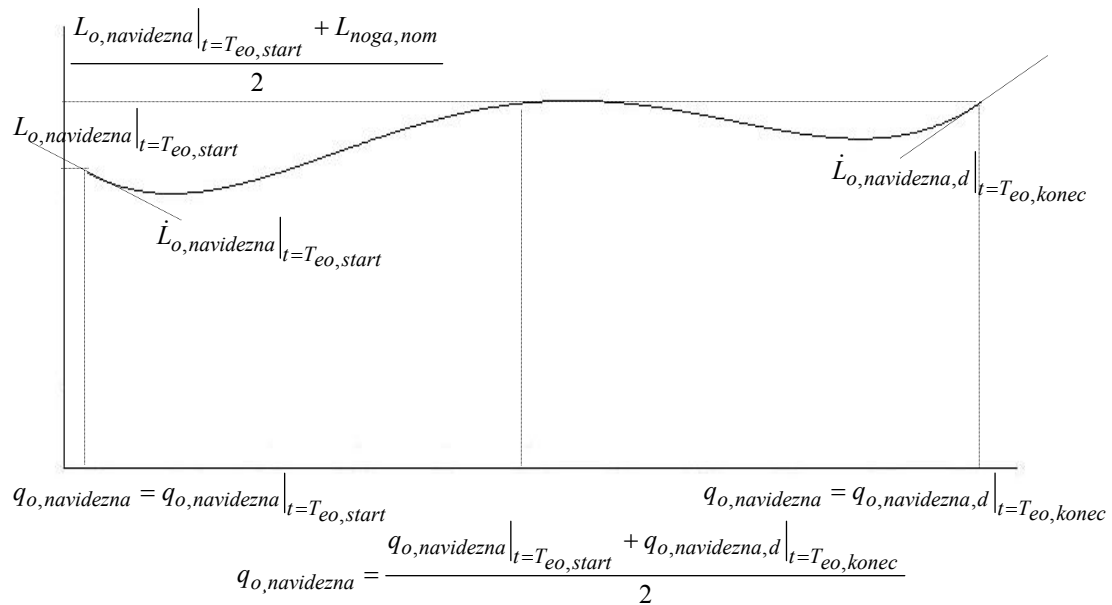
Med navidezno nogo in kinematično verigo togih segmentov obstaja preslikava, ki povezuje sklepne rotacije in dolžine segmentov z dolžino navidezne noge. Če torej med zahteve strategije vodenja hoje uvrstimo vodenje dolžine navidezne noge, lahko nekoliko popravimo princip vodenja dolžine teleskopske noge in zapišemo referenčno trajektorijo r_4 kot polinom četrtega reda tako, da velja (Slika 4.13)

$$\begin{aligned}
 L_{o,navidezna} \left(q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} \right) &= L_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} \\
 \dot{L}_{o,navidezna} \left(q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} \right) &= \dot{L}_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} \\
 L_{o,navidezna} \left(q_{o,navidezna} = \frac{q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} + q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}}{2} \right) &= \\
 &= \frac{L_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} + L_{noga,nom}}{2} \\
 L_{o,navidezna} \left(q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} \right) &= L_{noga,nom} \\
 \dot{L}_{o,navidezna} \left(q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} \right) &= \dot{L}_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}
 \end{aligned} \tag{4.32}$$

V (4.32) je $\dot{L}_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ želena hitrost raztezanja navidezne noge v opori ob koncu faze enojne opore, ki se kot pri poenostavljenem modelu določa na višji ravni vodenja tako, da zagotovimo želeno hitrost hoje.

Možnost vodenja komponente gležnja $L_{o,navidezna,G}$ je zelo koristna dopolnitev vodenja modela hoje nasploh, saj nam omogoča, da neposredno vplivamo na delitev

$$r_4 = L_{o,navidezna,d} (q_{o,navidezna})$$



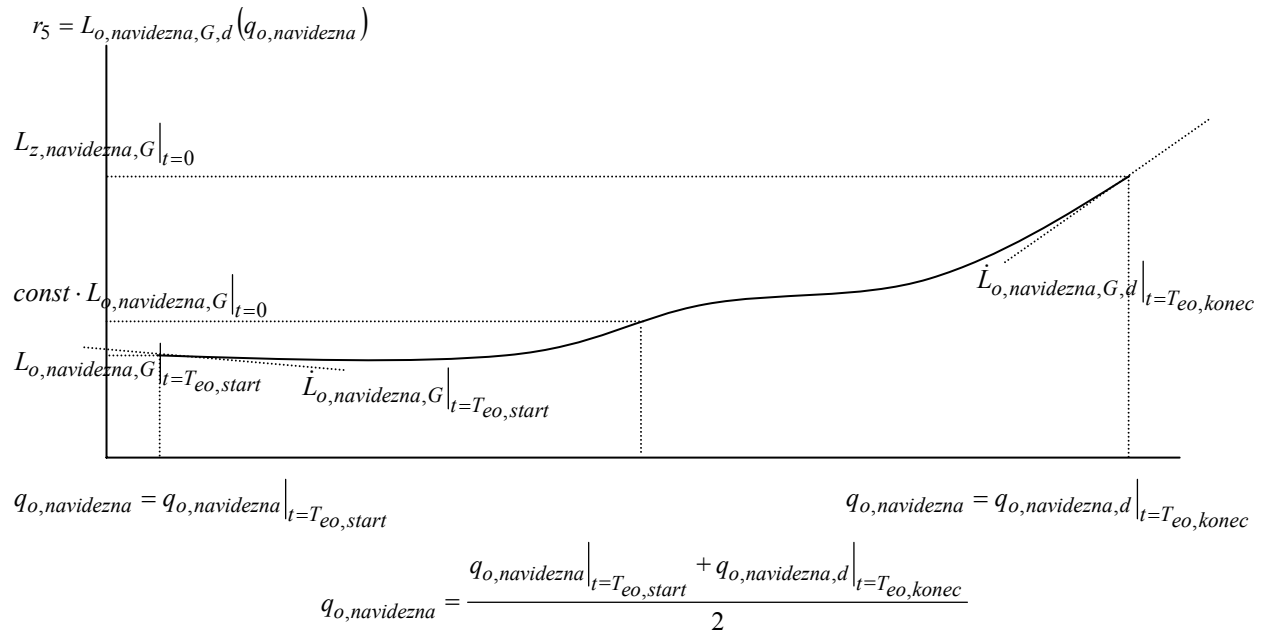
Slika 4.13. Referenčna trajektorija $r_4 = L_{o,navidezna,d} (q_{o,navidezna})$, izražena kot polinom četrtega reda. mehanskega dela, ki ga opravita gleženj ter koleno, in preverimo, kako se to odraža v

4.2 Matematični model hoje po prstih

kinematiki in kinetiki hoje. V tem smislu v nadaljevanju demonstriramo, kako se pri nespremenjenem vodenju dolžine navidezne noge mehansko delo deli med koleno in gleženj, če v času odziva na koncu faze enojne opore $L_{o,navidezna,G}$ izraziteje poraste. Definirajmo torej še referenčno trajektorijo $r_5 = L_{o,gleženj,d}(q_{o,navidezna})$ kot polinom četrtega reda, za katerega naj velja (Slika 4.14)

$$\begin{aligned}
 L_{o,navidezna,G} \left(q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} \right) &= L_{o,navidezna,G} \Big|_{t=T_{eo,start}} \\
 \dot{L}_{o,navidezna,G} \left(q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} \right) &= \dot{L}_{o,navidezna,G} \Big|_{t=T_{eo,start}} \\
 L_{o,navidezna,G} \left(q_{o,navidezna} = \frac{q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} + q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}}{2} \right) &= \\
 &= const \cdot L_{gleženj,s} \Big|_{t=0} \\
 L_{o,navidezna,G} \left(q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} \right) &= L_{z,navidezna,G} \Big|_{t=0} \\
 \dot{L}_{o,navidezna,G} \left(q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} \right) &= \dot{L}_{o,navidezna,G,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}
 \end{aligned} \tag{4.33}$$

Kolikor bi želeli, nam tovrstna definicija r_5 prav tako ponuja možnost adaptivnega spreminjanja $\dot{L}_{o,navidezna,G,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ na višji ravni. Če nam na eni strani adaptivna



Slika 4.14. Referenčna trajektorija $r_5 = L_{o,navidezna,G,d}(q_{o,navidezna})$, izražena kot polinom četrtega reda

korekcija $\dot{L}_{o,navidezna,d}\big|_{t=T_{eo,konec}}$ omogoča konstantno hitrost hoje, bi nam na drugi adaptivna korekcija $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}\big|_{t=T_{eo,konec}}$ predvidoma lahko ponudila sintezo določenih posebnosti v kinematiki in kinetiki hoje. Deloma se te posebnosti dotaknemo med rezultati.

Preostala referenčna trajektorija $r_6 = L_{z,navidezna,G,d}(q_{o,navidezna})$ prav tako regulira komponento gležnja navidezne noge, tokrat noge v zamahu, in mora zagotoviti zgolj, da noga po koncu zamaha dostopi na prste. V tem primeru smo izbrali linearno naraščanje $L_{z,navidezna,G}$.

Zapišimo torej vektor izhodnih funkcij

$$y_{eo} = h_{eo}(q) = \begin{bmatrix} q_{trup} - r_1 \\ q_{o,navidezna} + q_{z,navidezna} - r_2 \\ z_z - r_3 \\ L_{o,navidezna} - r_4 \\ L_{o,navidezna,G} - r_5 \\ L_{z,navidezna,G} - r_6 \end{bmatrix} \quad (4.34)$$

Faza dvojne opore

Vodenje modela hoje po prstih v fazi dvojne opore je v celoti izvedeno s povratnozančno regulacijo in v veliki meri podobnim naborom izhodnih funkcij kot v fazi enojne opore:

$$y_{do} = h_{do}(q) = \begin{bmatrix} q_{trup} - r_1 \\ q_{o,navidezna} + q_{z,navidezna} - r_2 \\ L_{o,P,K} - r_3 \\ L_{o,navidezna} - r_4 \\ L_{o,navidezna,G} - r_5 \\ L_{z,navidezna,G} - r_6 \end{bmatrix} \quad (4.35)$$

Izhodno funkcijo $y_3 = z_z - r_3$ v naboru izhodnih funkcij enoje opore $y_{eo} = h_{eo}(q)$ nadomestimo z $y_3 = L_{o,P,K} - r_3$, ki med regulacijo vsiljuje razdaljo med prsti in kolenom noge v opori (Slika 4.12) kot to narekuje r_3 . Tovrstna zamenjava je smiselna, saj sta v fazi dvojne opore obe nogi v stiku s podlago.

Vodenje v fazi dvojne opore je nekoliko manj preprosto, saj predhoden dotik predstavlja precejšnje motnjo v hoji, razpon gibanja modela v fazi dvojne opore pa je zaradi stika obeh nog s podlago relativno majhen. Oboje zahteva odpravo izrazitega gibanja, ki bi zagotovo vodil v prezgoden ali celo takojšen zaključek faze dvojne opore ter povzročil zamik absorpcije dotika v celoti v fazo enojne opore. Zato v fazi dvojne opore dinamiko gibanja omilimo tako, da izbreemo sledeč nabor referenčnih trajektorij

$$\mathbf{R}_{do} = \begin{bmatrix} r_1 \\ r_2 \\ r_3 \\ r_4 \\ r_5 \\ r_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_{trup} \Big|_{t=T_{do,start}} \\ q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{do,start}} + q_{z,navidezna} \Big|_{t=T_{do,start}} \\ L_{o,P,K} \Big|_{t=T_{do,start}} \\ L_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{do,start}} \\ L_{o,navidezna,G} \Big|_{t=T_{do,start}} \\ L_{z,navidezna,G} \Big|_{t=T_{do,start}} \end{bmatrix} \quad (4.36)$$

ter na ta način omogočimo običajen prenos teže na nasprotno nogo in delno absorpcijo dotika že med fazo dvojne opore.

Umestitev biomehanskih karakteristik eksperimentalnega modela hoje po prstih

Karakteristične značilnosti eksperimentalnega primera GAS hoje po prstih prenesemo v matematični model hoje po prstih z ustrezno določenimi izhodnimi funkcijami. Pomemben del dvonivojske strategije vodenja zajema vodenje dolžine navidezne noge, katerega lahko v splošnem poljubno določimo, v našem primeru pa bomo to možnost iskoristili za načrtovanje fleksijskega vzorca v hoji. Namreč, kolikor bi vodenje dolžine navidezne noge $L_{o,navidezna}$ določalo nihanje $L_{o,navidezna}$ v bližini vsote dolžin posameznih segmentov, bi model razvil izrazito ekstenzijski vzorec gibanja v vseh sklepih, to je izrazito plantarno fleksijo v gležnju in dostop na prste, v kolenu in kolku pa izrazito ekstenzijo. Manj izrazit ekstenzijski vzorec oziroma vedno bolj poudarjen fleksijski vzorec bi opazili, če bi nihanje dolžine navidezne noge $L_{o,navidezna}$ omejili na neko nominalno vrednost, ki bi bila manjša od vsote dolžin posameznih segmentov. V tem primeru bi se fleksija kolka in kolena povečala, v gležnju pa plantarna fleksija zmanjšala oziroma dorzalna fleksija povečala, kar nujno ne zagotovi dostopa na prste. Torej, da bi v matematični model vnesli podobno povečanje fleksije kolena kot pri eksperimentalnem modelu hoje po prstih, moramo vodenje $L_{o,navidezna}$ načrtati tako, da je njena maksimalna dolžina vseskozi dosti manjša od vsote dolžin posameznih segmentov. Da pa bi kljub temu zagotovili dostop na prste, izkoristimo možnost neposrednega vodenja dolžine komponente gležnja k navidezni nogi $L_{o,navidezna,G}$, ter na ta način ločimo dinamiko $L_{o,navidezna,G}$ od $L_{o,navidezna}$. Torej, da bi omogočili zadostno plantarno fleksijo gležnja za dostop na prste, moramo s strategijo vodenja zagotoviti zadostno dolžino $L_{o,navidezna,G}$ vseskozi cikel hoje. Kolikor pri tem ne bi spremenili vodenja dolžine $L_{o,navidezna}$, bi to povzročilo še porast fleksije v kolenu in kolku.

Sinteza vodenja

Model regulatorja izpeljemo na enak način kot pri poenostavljenem modelu bipedalne hoje. Ponovno je namen regulacije voditi vrednosti izhodnih funkcij v fazah enojne in dvojne opore $\mathbf{y}_{eo} = \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q})$ in $\mathbf{y}_{do} = \mathbf{h}_{do}(\mathbf{q})$ proti nič. Ker izhodne funkcije zavisijo le od spremenljivk stanja in je dinamičen model hoje drugega reda, je relativni red izhodnih funkcije enak dve. Če sledimo Lie-evi notaciji [75] odvajanja, lahko neposredno zapišemo

$$\ddot{\mathbf{y}} = \mathbf{L}_f^2 \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{L}_g \mathbf{L}_f \mathbf{h}(\mathbf{q}) \mathbf{u} \quad (4.37)$$

in izrazimo sklepne momente in sile aktuatorjev:

$$\mathbf{u} = -(\mathbf{L}_g \mathbf{L}_f \mathbf{h})^{-1} (\mathbf{L}_f^2 \mathbf{h} + \mathbf{K}_D \mathbf{L}_f \mathbf{h} + \mathbf{K}_P \mathbf{h}) \quad (4.38)$$

V (4.38) sta \mathbf{K}_D ter \mathbf{K}_P pozitivno definitni matriki ojačanj in smo invertibilnost oziroma polni rank matrike $\mathbf{L}_g \mathbf{L}_f \mathbf{h}(\mathbf{q})$ zagotovili z izbiro tolikšnega števila izhodnih funkcij, kolikor je neznanih aktuatorjev.

Notranjo dinamiko sistema, ko so vektorji izhodnih funkcij $\mathbf{y}_{eo}(\mathbf{q})$ oziroma $\mathbf{y}_{do}(\mathbf{q})$ enaki nič, imenujemo ničelna dinamika sistema enojne oziroma dvojne opore in ju izrazimo na sledeči način:

$$\begin{aligned} \mathbf{Z}_{eo} &= \{(\mathbf{q}', \dot{\mathbf{q}}') \in TQ \mid \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}, \mathbf{L}_f \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}\} \\ \mathbf{Z}_{do} &= \{(\mathbf{q}', \dot{\mathbf{q}}') \in TQ \mid \mathbf{h}_{do}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}, \mathbf{L}_f \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}\} \end{aligned} \quad (4.39)$$

Strategija vodenja višjega nivoja

Kolikor adaptivno korekcijo želene hitrosti raztezanja teleskopske noge v opori ob koncu faze enojne opore $\dot{L}_{o,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ nadomestimo z adaptivno korekcijo želene hitrosti daljšanja navidezne noge v opori ob koncu faze enojne opore $\dot{L}_{o,navidezna,d}|_{t=T_{eo,konec}}$, nadomestitev teleskopske noge z verigo togih segmentov dopušča dokaj nespremenjeno strategijo vodenja na višjem nivoju. Podobno predpostavimo, da naraščanje oziroma padanje $\dot{L}_{o,navidezna,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ poveča oziroma zmanjša odziv ter hitrost hoje in nam na ta način omogoča ustalitev pri izbrani hitrosti hoje. Z majhnimi popravki strategije vodenja višje ravni poenostavljenega modela lahko izrazimo

$$\dot{L}_{o,navidezna,d}^k|_{t=T_{eo,konec}} = \dot{L}_{o,navidezna,d}^{k-1}|_{t=T_{eo,konec}} + k_p (v_{hoja}^{k-1} - v_{hoja,d}) + k_d (v_{hoja}^{k-1} - v_{hoja}^{k-2}) \quad (4.40)$$

kjer nadpis k označuje zapovrstno številko cikla hoje, k_d in k_p sta pozitivni ojačanja in

$$v_{hoja}^k = \frac{x_k^k|_{t=T_{do,konec}} - x_k^k|_{t=T_{eo,start}}}{T_{do,konec} - T_{eo,start}} \quad (4.41)$$

Tako definirana adaptivna korekcija $\dot{L}_{o,navidezna,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ po vsakem ciklu hoje neposredno vpliva na $\mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q})$ in vodi do takšnega raztezanja oziroma krčenja navidezne noge v opori, da v končnem številu ciklov hoje doseže želeno hitrost hoje, hkrati pa postane ničelna

dinamika sistema v fazi enojne opore časovno spremenljiva:

$$\mathbf{Z}_{eo} = \mathbf{Z}_{eo}(k) = \left\{ (\mathbf{q}', \dot{\mathbf{q}}') \in T\mathcal{Q} \mid \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q}, k) = \mathbf{0}, \mathbf{L}_f \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q}, k) = \mathbf{0} \right\} \quad (4.42)$$

Tovrstna predpostavka zopet velja le če privzamemo učinkovito delovanje vodenja na nižji ravni. Shematski prikaz strategije vodenja je ilustriran na Sliki 4.15.

4.2.3 Simulacijski primeri

V Tabeli 4.3 so zbrani parametri hoje in modela v osmih simulacijskih primerih, pri katerih smo preverili delovanje opisane strategije vodenja modela hoje po prstih. Raznolikost med simulacijskimi primeri (TW#1 do TW#8) je omogočala preverjanje delovanja strategije vodenja v velikem razponu tipov hoje. Ponovno smo se natančneje osredotočili na to, kako se hitrosti hoje (TW#4 do TW#6) in naklon trupa (TW#6 do TW#8) odražata v hoji. Nadalje smo pri analizi hoje modela izkoristili še nadgraditev vodenja komponente gležnja navidezne noge modela in preverili, kako se hitrost spreminjanja komponente gležnja navidezne noge ob odzivu $\dot{L}_{o,navidezna,G,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ odraža v kinematiki in kinetiki hoje (TW#1 do TW#3). V

primeru matematičnega modela hoje po prstih smo analizo izvedli celostno, torej ne zgolj v smislu absorpcije moči in odziva, ampak smo se osredotočili tudi na kinematiko in kinetiko reprezentativnega vzorca hoje, ki je bilo povprečje štirih korakov ustaljenega hoje.

$\mathbf{K}_{D,eo}$, $\mathbf{K}_{P,eo}$, $\mathbf{K}_{D,do}$, $\mathbf{K}_{P,do}$, k_p in k_d so bili določeni eksperimentalno in so ostali nespremenjeni v vseh simulacijskih primerih.

Tabela 4.3. Želeni parametri modela in hoje v simulacijskih primerih

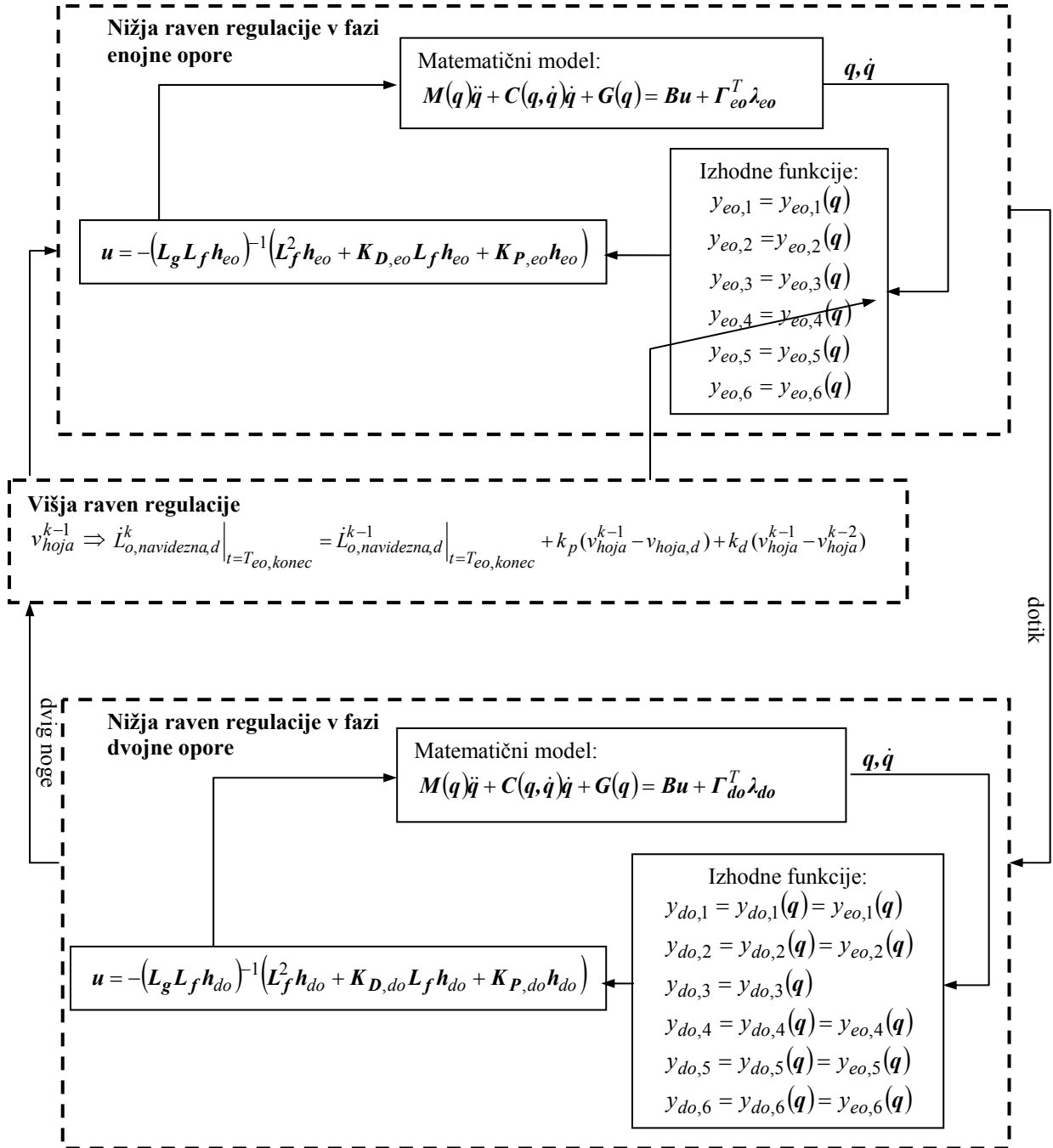
		TW#1	TW#2	TW#3	TW#4	TW#5	TW#6	TW#7	TW#8
$v_{hoja,d}$	m/s	0,9	0,9	0,9	0,8	0,9	1	1	1
$L_{korak,d}$	m	0,98	0,98	0,98	0,87	0,98	1,09	1,09	1,09
$\dot{L}_{o,navidezna,G,d} \Big _{t=T_{eo,konec}}$	m/s	-0,2	0	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
$q_{trup,d}$	rd	0	0	0	0	0	0	0,1	0,2
$cad_{hoja,d}$	$korak/min$	110	110	110	110	110	110	110	110

$$m_{stopalo} = 1 \text{ kg}, \quad m_{golen} = 5 \text{ kg}, \quad m_{stegno} = 7 \text{ kg}, \quad m_{trup} = 40 \text{ kg}, \quad m_{kolk} = 10 \text{ kg},$$

$$I_{stopalo} = 0,2 \text{ kgm}^2, \quad I_{golen} = 0,6 \text{ kgm}^2, \quad I_{stegno} = 0,8 \text{ kgm}^2, \quad I_{trup} = 3,5 \text{ kgm}^2,$$

$$L_{stopalo} = 0,15 \text{ m}, \quad L_{golen} = 0,5 \text{ m}, \quad L_{stegno} = 0,5 \text{ m}, \quad L_{trup} = 0,4 \text{ m}$$

* Mase, dolžine in vztrajnostni momenti segmentov so grobe ocene realnih vrednosti. Natančnejše ocene najdemo v [83].



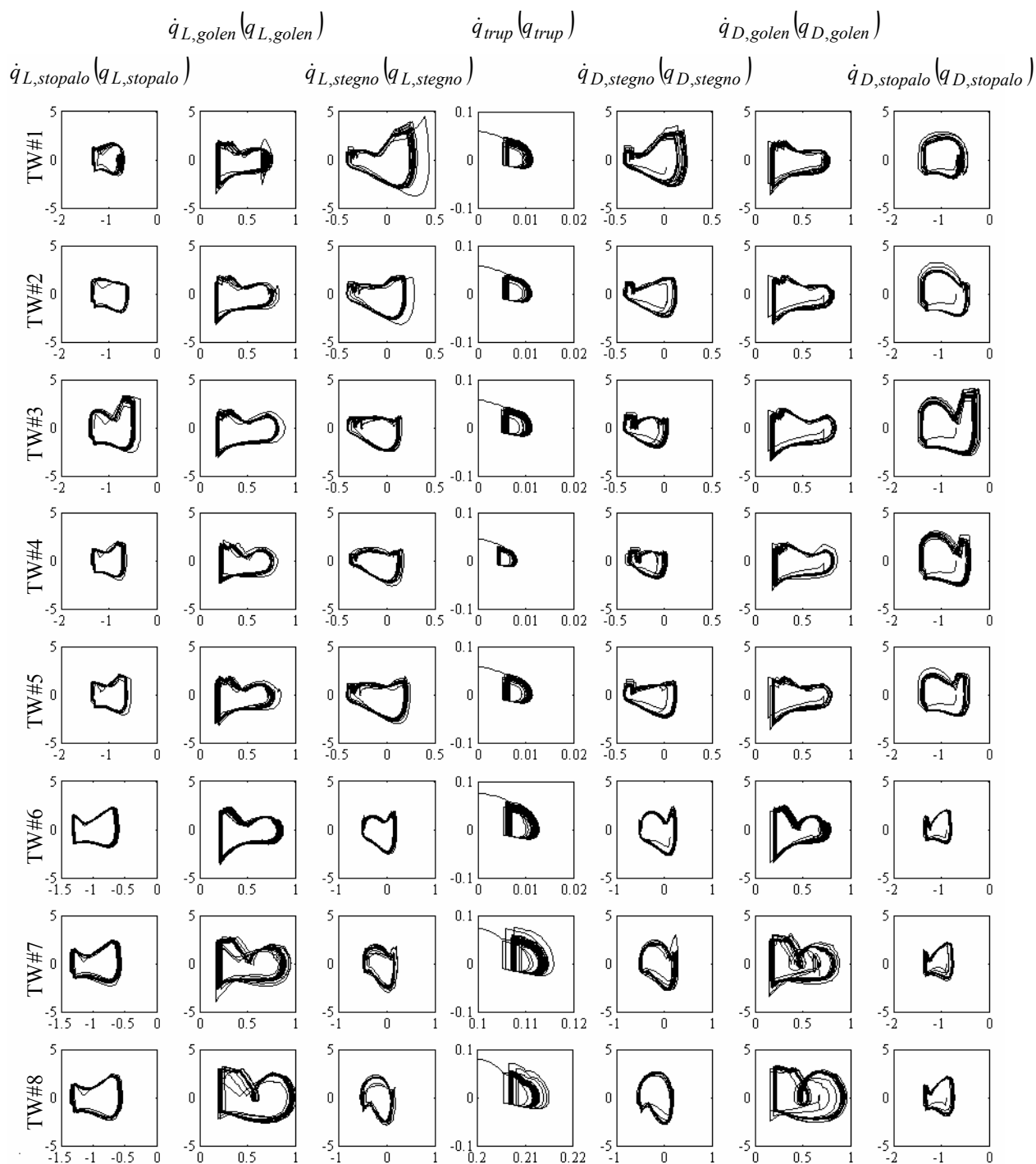
Slika 4.15. Shematski prikaz strategije vodenja modela hoje po prstih.

4.2.4 Rezultati

Kinematika in kinetika

Slika 4.16 prikazuje nabor orbit v prostoru stanj za vsak simulacijski primer. Razvidno je, da je v vsakem izmed simulacijskih primerov bilo potrebno nekaj začetnih korakov, preden se je model ustalil na stabilni orbiti prostora stanj.

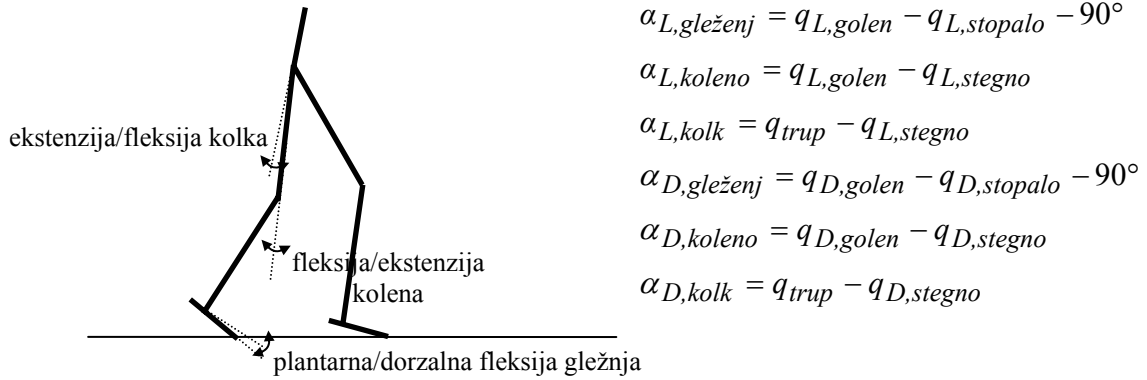
4.2 Matematični model hoje po prstih



Slika 4.16. Orbite prostora stanja za vse simulacijske primere. Vsaka izmed orbit je parametrizirana glede na spremenljivko stanja (horizontalna os) in njen odvod (vertikalna os). Orbite prostora stanj istega stolpca se nanašajo na isto spremenljivko stanja. Orbite prostora stanj iste vrste se nanašajo na isti simulacijski primer.

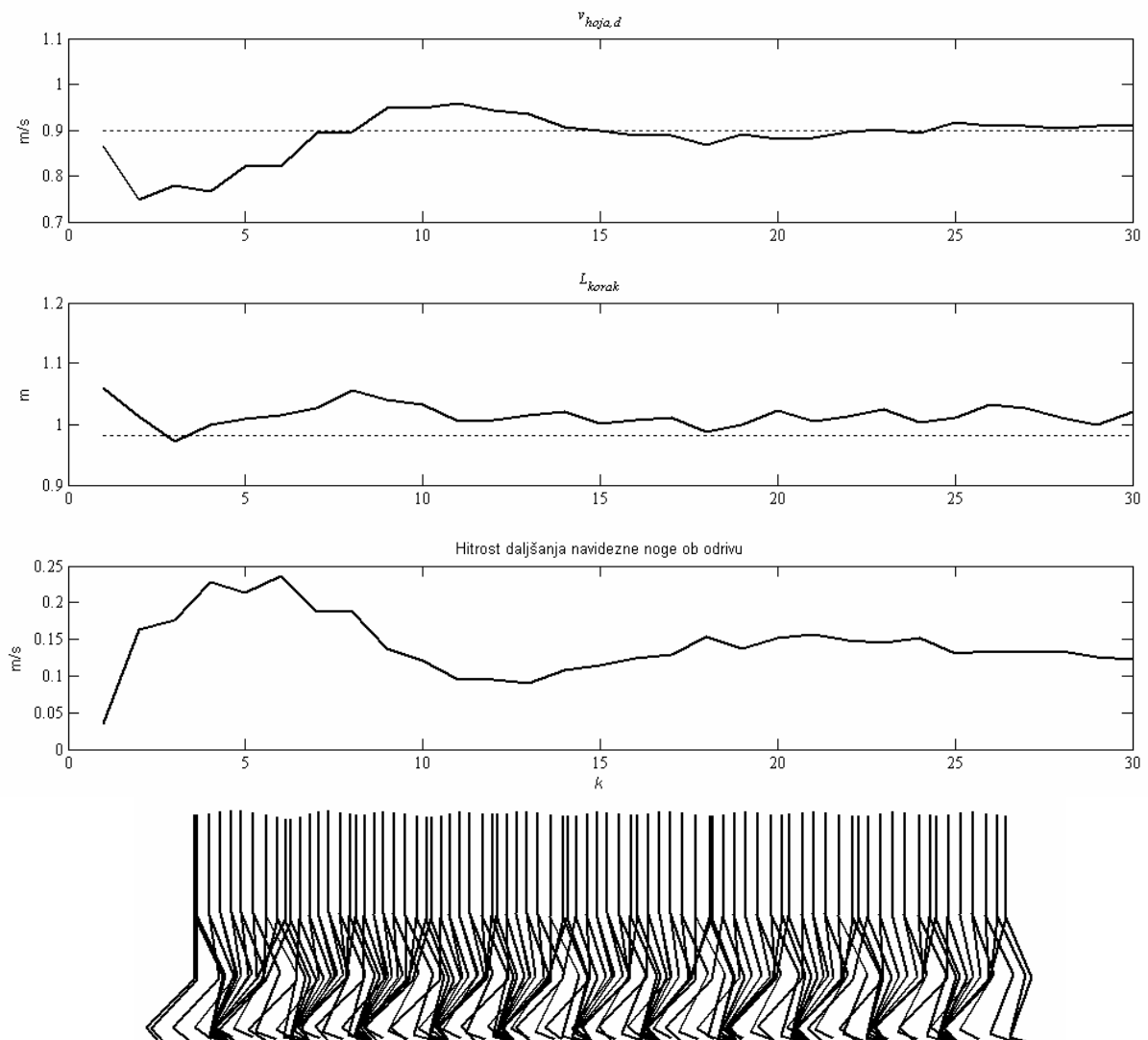
Ponovno se osredotočimo na en simulacijski primer in najprej analizirajmo delovanje strategije vodenja z biomehanskega stališča. Zaradi konsistentnosti uporabimo enako definicijo sklepnih kotov kot pri hoji človeka in jih kot funkcije sklepnih spremenljivk izrazimo, kot je to prikazano na Sliki 4.17.

Podobno kot pri poenostavljenem modelu hoje tudi pri hoji po prstih pri TW#5



Slika 4.17. Definicija kotov sklepov kot funkcije sklepnih spremenljivk.

opazimo precejšnje nihanje v hitrosti hoje v_{hoja}^k v prvih korakih (Slika 4.18). Dokler učinkovanje adaptivnega vodenja $\dot{L}_{o,navidezna,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ narašča, opazimo razliko tako med

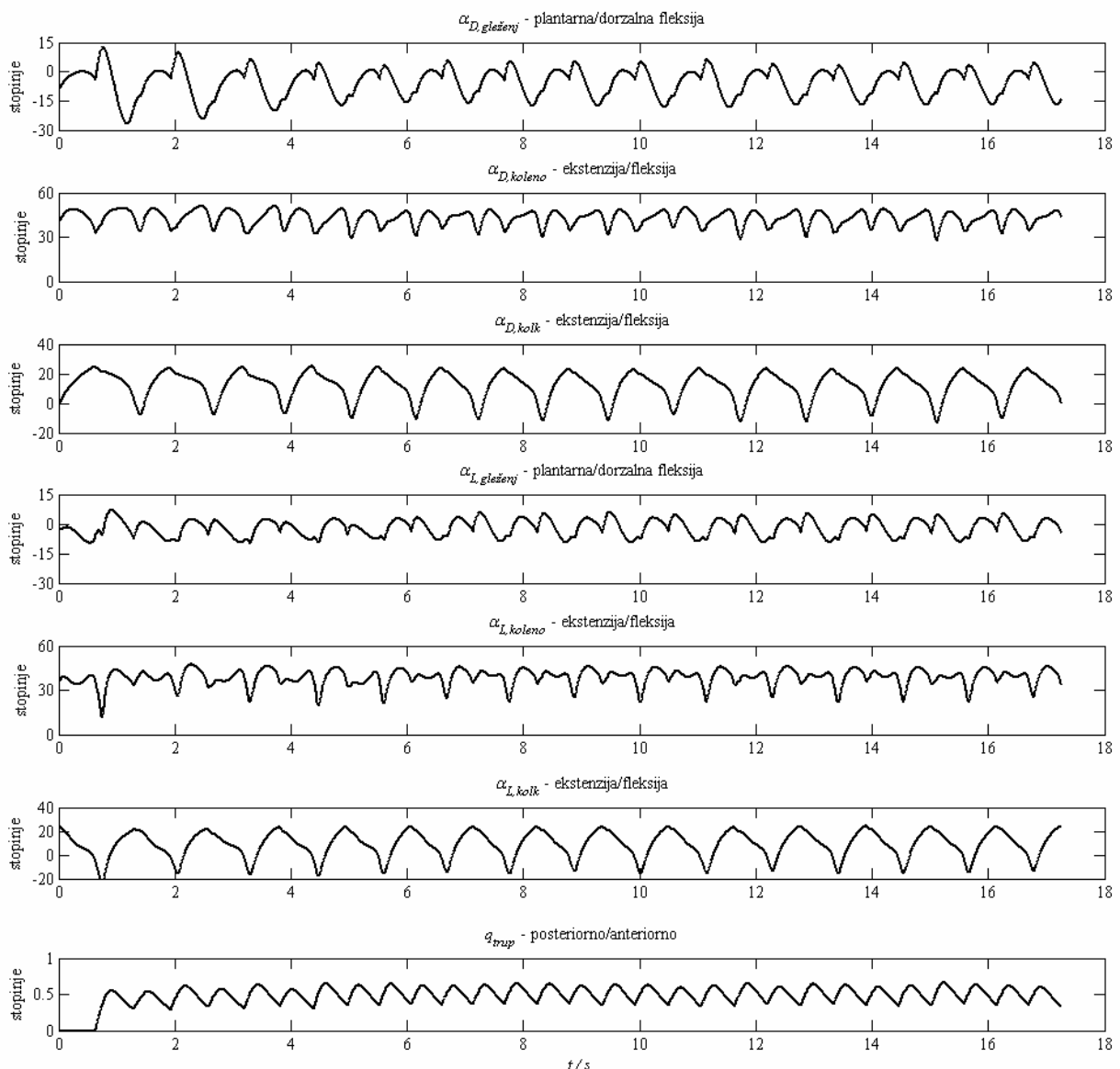


Slika 4.18. TW#5: delovanje regulacije višje ravni ter palični diagram modela med hojo.

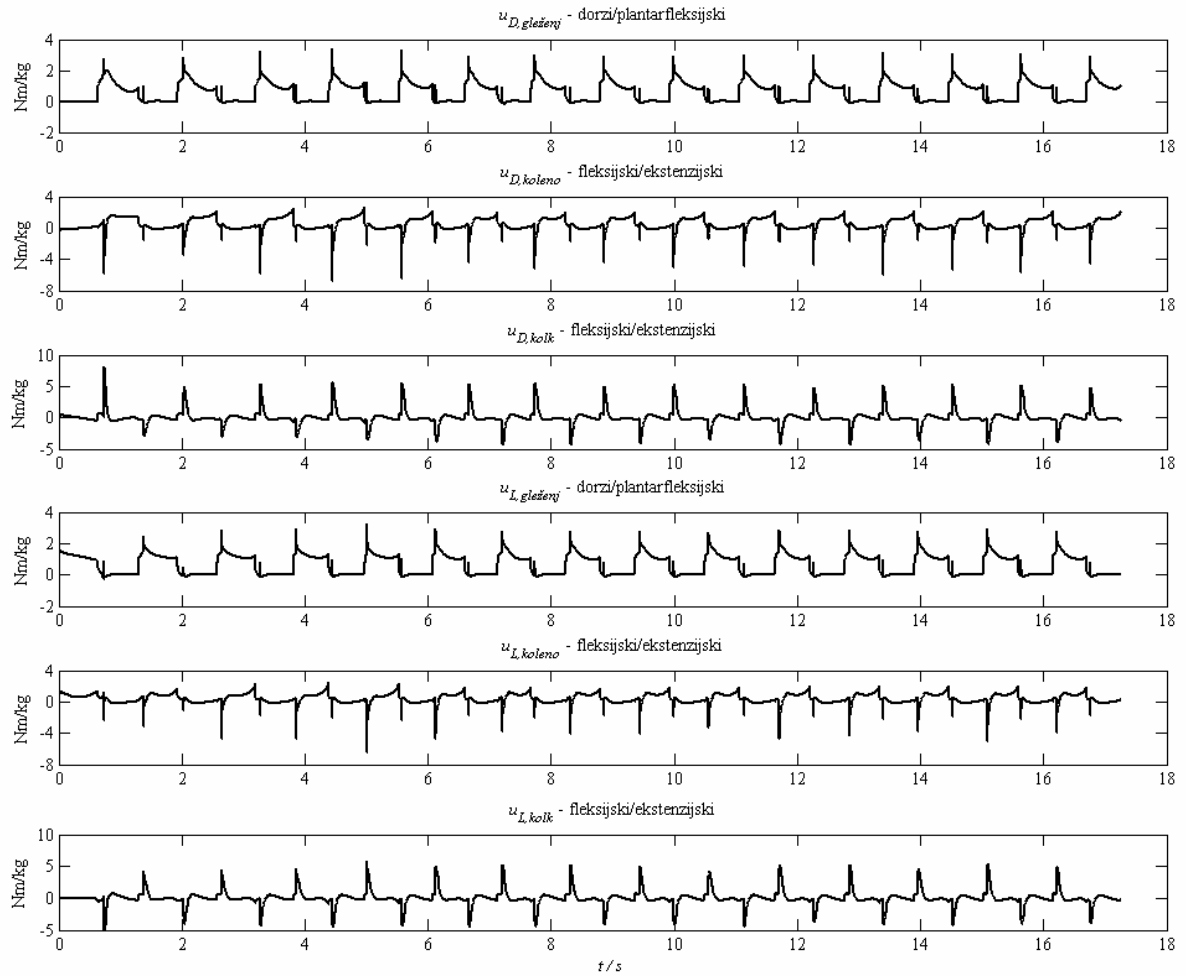
4.2 Matematični model hoje po prstih

v_{hoja}^k in $v_{hoja,d}^k$ kot tudi L_{korak}^k in $L_{korak,d}$, v nadaljevanju pa postopno konvergenco proti stabilni hoji pri željeni hitrosti hoje in nekoliko daljšem koraku kot pričakovano (Slika 4.18). Temu ustrezno je zaradi korekcije, ki jo višji nivo vodenja med hojo izvaja na nižjem, potrebno prilagajati tako kinematiko (Slika 4.19) kot tudi kinetiko hoje (Slika 4.20). Skladno z adaptivnim vodenjem $\dot{L}_{o,navidezna,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ trajektorije kinematike in grafi kinetike hoje

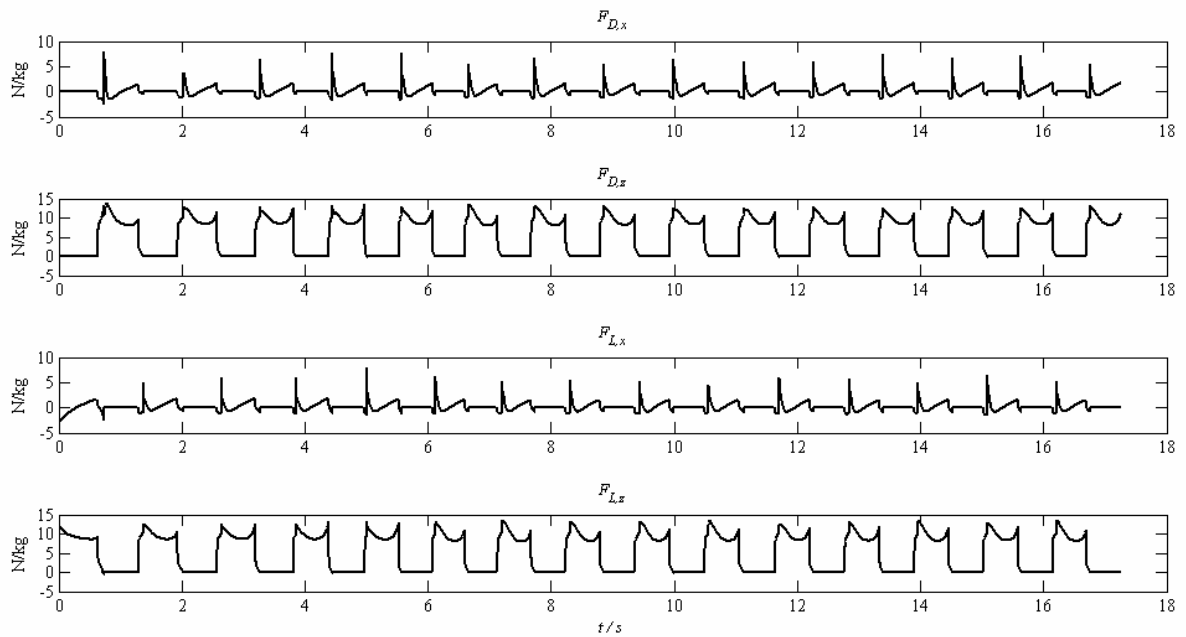
v prvih korakih nekoliko odstopajo od ustaljenih vrednosti, ki jih zabeležimo ob koncu simulacije, ko je ponovljivost korakov največja. Zelo izrazita je razlika v kinematiki leve in desne strani, kjer opazimo večji obseg gibanja v gležnju in kolenu leve noge, medtem ko razlike v kinetiki desne in leve strani niso tako očitne.



Slika 4.19. TW#5: kinematika hoje.



a.



b.

Slika 4.20. TW#5: kinetika hoje. (a) sklepní momenti in (b) reakcijske sile podlage

Biomehanske karakteristike pri spreminjanju parametrov vodenja

Spreminjanje hitrosti hoje

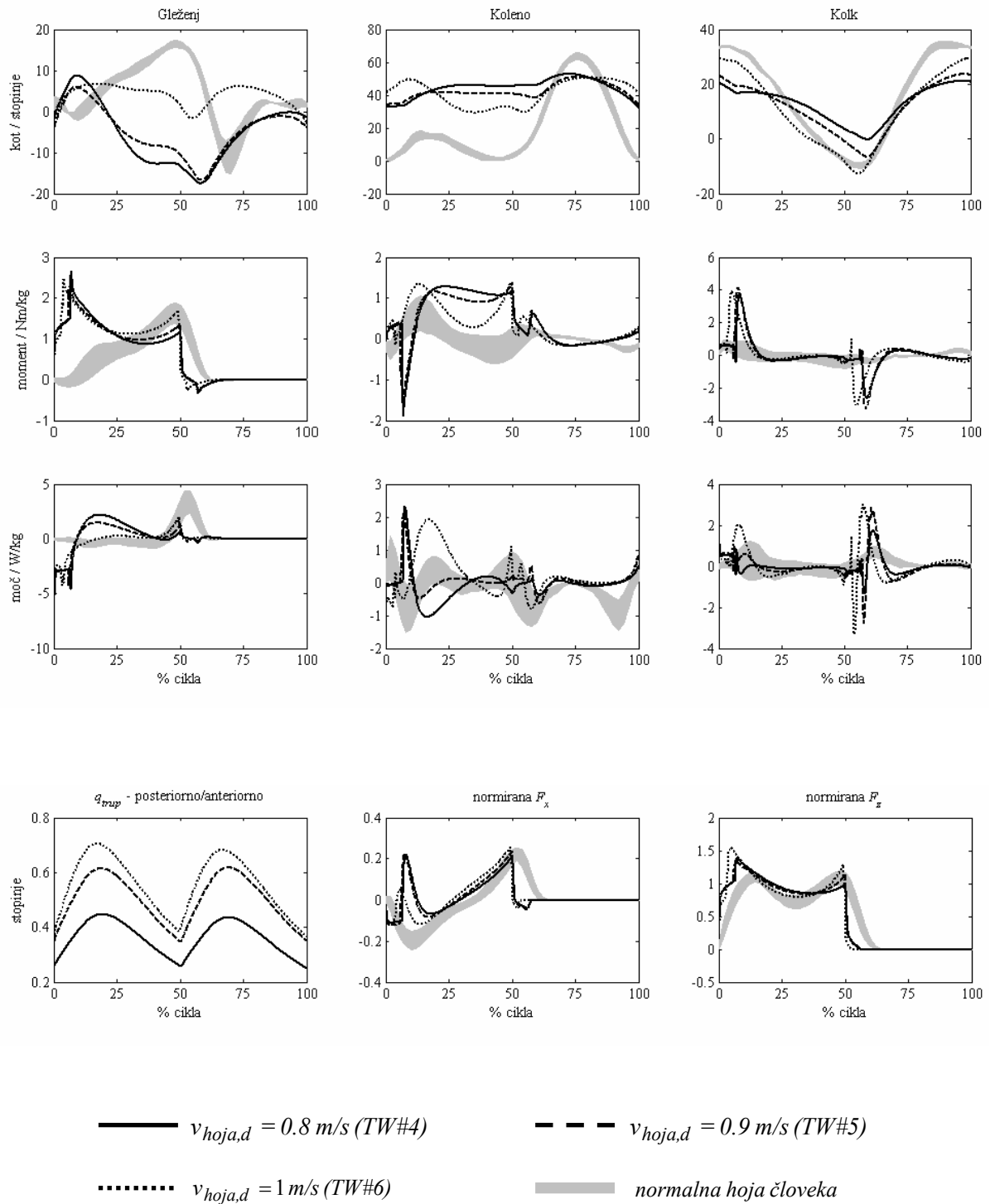
Kinematika in kinetika hoje pri TW#4, TW#5 in TW#6, kjer smo s spreminjanjem hitrosti raztezanja dolžine navidezne noge ob odzivu $\dot{L}_{o,navidezna,d}\Big|_{t=T_{eo,konec}}$ vsilili želene hitrosti hoje, sta prikazani na Sliki 4.21. Gibanje gležnja na eni strani skrbi za ustrezno vodenje dolžine in hitrosti daljšanja gleženjske komponente navidezne noge $L_{o,navidezna,G}$ in $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}\Big|_{t=T_{eo,konec}}$, na drugi strani pa prispeva k ustreznemu vodenju dolžine in hitrosti daljšanja oziroma krajšanja navidezne noge v opori hitrost $L_{o,navidezna}$ in $\dot{L}_{o,navidezna,d}\Big|_{t=T_{eo,konec}}$. Tako pred odzivom v fazi opore med posameznimi primeri hoje po prstih sicer zaznamo občutne razlike – pri najhitrejši hoji je gleženj v dorzalni fleksiji, pri najpočasnejši pa v plantarni – a je ob odzivu ekstenzijsko gibanje gležnja prisotno v vseh primerih. Pri najhitrejši hoji opazimo še občutno zmanjšano fleksijo oziroma povečano fleksijo kolena oziroma kolka.

Temu ustrezni so tudi grafi momentov. Ekstenzijsko gibanje v gležnju ob odzivu zahteva večji moment plantarne fleksije, ki je največji pri najvišji hitrosti hoje in najmanjši pri najnižji hitrosti. Večja dinamika gibanja kolena v sredini in zaključku faze opore pri višji hitrosti vodi v ustrezno izrazitejšo dinamiko ekstenzijskega momenta. Tako pri najmanjši hitrosti hoje (TW#4 - $v_{hoja,d} = 0.8m/s$) opazimo minimalno nihanje ekstenzijskega momenta kolena v sredini in zaključku faze opore, medtem ko pri največji hitrosti to nihanje postane bolj občutno, ko ob odzivu ekstenzijski moment kolena doseže nekoliko večjo vrednost kot v preostalih počasnejših primerih hoje po prstih. V grafih momentov kolka opaznejših razlik med primeri ne opazimo.

V tesni povezavi z dinamiko gibanja je tudi moč sklepa. Zaradi neizrazitega gibanja v gležnju v opori pri največji hitrosti opazimo zelo majhno generacijo moči, pri manjših hitrostih sočasno s hitrim porastom plantarne fleksije opazimo izrazito generacijo moči. Ravno obratno se zgodi ob odzivu, kjer najhitrejši primer spremlja največja generacija moči, medtem ko je pri najpočasnejši hoji generacija moči najmanjša. V kolenu opazimo nekoliko večjo absorpcijo moči takoj po dotiku, v nadaljevanju opore pa trikratno izmenjavanje vzorca. Najprej opazimo izrazito generacijo moči v sredini faze opore pri najhitrejši in absorpcijo pri najpočasnejši hoji, nato ob zaključku faze opore majhno absorpcijo pri najhitrejši in generacijo moči pri najpočasnejši hoji ter končno ob odzivu največjo generacijo moči v primeru najhitrejše hoje. V kolku večjih odstopanj med primeri, razen izrazite generacije moči v začetku opore pri najhitrejši hoji, ne opazimo.

Glede na hitrost hoje se ustrezno spremeni tudi vzorec reakcijske sile podlage. Pri najhitrejši hoji ob sprejemu teže najprej opazimo majhen porast vertikalne komponente reakcijske sile, večja odstopanja med primeri pa opazimo ob odzivu, kjer najhitrejšo hojo spremlja največja vrednost reakcijske sile podlage, v primeru najpočasnejše hoje pa je vrednost reakcijske sile podlage najmanjša.

Naklon trupa se med primeri bistveno ne razlikuje.



Slika 4.21. Kinematika in kinetika hoje po prstih pri variranju zelene hitrosti hoje.

Spreminjanje naklona trupa

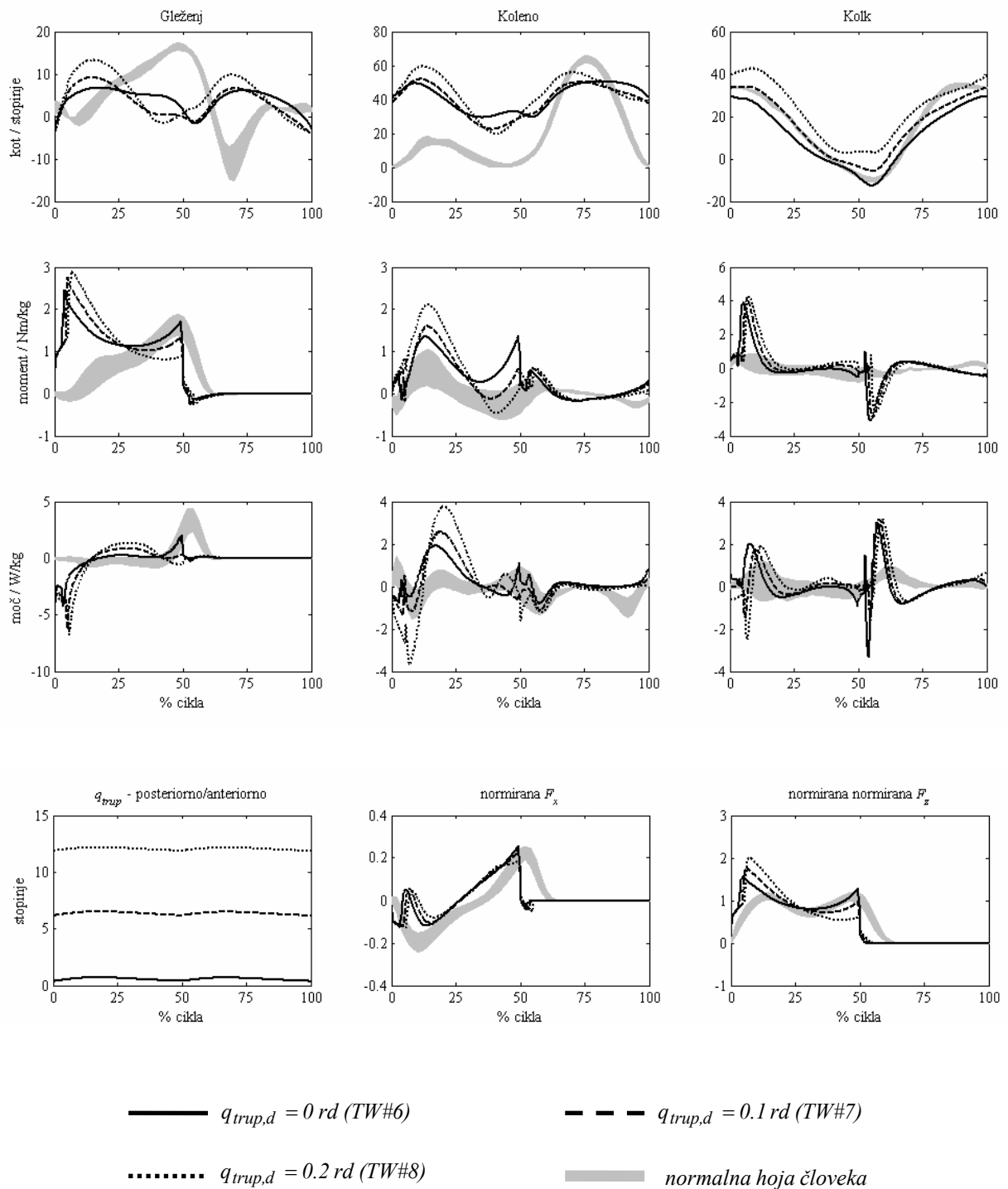
Spreminjanje naklona trupa ima zaradi velike mase segmenta zelo velik vpliv na težišče sistema. Pri človeku se pri večjem anteriornem naklonu trupa težišče pomakne naprej in na ta način v veliki meri pripomore k napredovanju v smeri hoje, hkrati pa predstavlja dodaten napor po dostopu, ko je treba preprečiti nadaljnje padanje trupa in modelu zagotoviti oporo. Tovrstni mehanizmi so jasno izraženi v kinematiki in kinetiki pri simulacijskih primerih TW#6, TW#7 in TW#8, kjer smo variirali želen naklon trupa (Sliki 4.22).

Takoj po dostopu najprej opazimo fleksijski vzorec gibanja v vseh sklepih, ki je značilen pri izraziti absorpciji. Pri odklonu trupa od vertikalne lege se dorzalna fleksija gležnja občutno poveča, pri največjem naklonu trupa celo podvoji, nekoliko se poveča fleksija v kolenu, v kolku pa opazimo povečano fleksijo skozi celoten cikel. Medtem ko tipični ekstenzijski vzorec gibanja gležnja in kolena v primeru odriva opazimo zgolj v primeru vertikalne lege trupa, ta skoraj ni prisoten v TW#7 in popolnoma odsoten pri največjem naklonu trupa TW#8.

Podobno opazimo pri grafih momentov. Pri anteriornem nagibu trupa po dostopu najprej opazimo zelo izrazit in značilen absorpcijski vzorec – izrazito večji moment plantarne fleksije v gležnju in ekstenzijski moment v kolenu, ter nekoliko večji ekstenzijski moment v kolku. Ob odrivu opazimo ravno nasprotno. V primerjavi z vertikalno lego sta momenta gležnja in kolena v primeru naklona trupa občutno manjša, v kolku pa je moment nekoliko večji. To nakazuje na postopno zmanjševanje odriva pri večjih naklonih trupa, pri največjem naklonu opazimo celo odsotnost odriva.

Soroden vzorec beležimo v grafih moči. Ko odklon trupa od vertikalne lege narašča, se večja tudi absorpcija moči po dotiku v vseh sklepih in generacija moči v gležnju in kolenu v osrednji opori. V kolku se generacija moči v osrednji opori ne razlikuje bistveno med primeri. Ob odrivu, podobno kot pri grafih momentov, največjo generacijo moči opazimo v primeru vertikalne lege trupa v gležnju in kolenu, medtem ko v kolku opazimo majhno absorpcijo moči.

Večanje odklona trupa od vertikalne lege se prav tako odraža v reakcijski sili podlage. V primerjavi z vertikalno lego trupa beležimo manjši porast oziroma izrazito večjo vrednost vertikalne komponente reakcijske sile podlage pri naklonu trupa 0,1 rd oziroma 0,2 rd. Ravno obratno se zgodi ob odrivu, kjer v primerjavi z vertikalno lego trupa beležimo manjši padec oziroma izrazito manjšo vrednost vertikalne komponente reakcijske sile podlage pri naklonu trupa 0,1 rd oziroma 0,2 rd. V horizontalni komponenti reakcijske sile podlage večjih razlik razen nekoliko manjše vrednosti ob odrivu ne opazimo.



Slika 4.22. Kinematika in kinetika hoje po prstih pri variiranju zelenega naklona trupa.

Spreminjanje hitrosti večanja/manjšanja gleženjske komponente navidezne noge ob odzivu

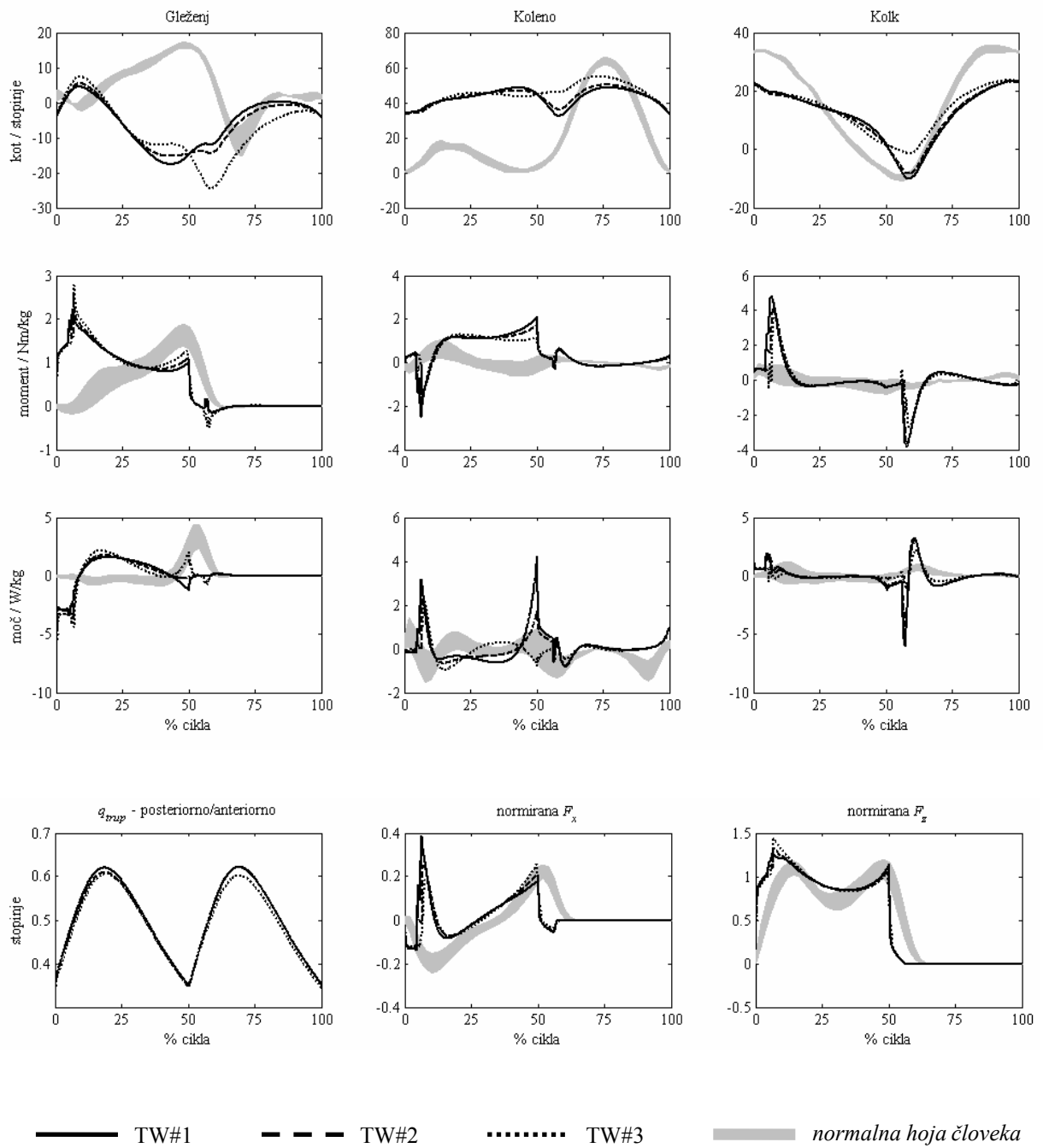
V simulacijskih primerih TW#1, TW#2 in TW#3 smo varirali želeno hitrost manjšanja oziroma večanja dolžine gleženjske komponente navidezne noge ob odzivu $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}\big|_{t=T_{eo,konec}}$, pri čemer pa so vsi drugi parametri hoje ostali nespremenjeni, med drugim tudi hitrost hoje in s tem povezano vodenje hitrosti daljšanja in krajšanja navidezne noge ob odzivu $\dot{L}_{o,navidezna,d}\big|_{t=T_{eo,konec}}$. Temu ustrezno največ razlik med posameznimi primeri opazimo ob koncu faze opore in odzivu. Kinematika in kinetika hoje sta prikazani na Sliki 4.23.

V pretežnem delu faze opore se gibanja sklepov ne razlikujejo bistveno. Opaznejše razlike nastanejo ob zaključku faze opore in odziva, kjer skladno z vrednostjo $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}\big|_{t=T_{eo,konec}}$ v zaključku faze opore ugotovimo izrazito ekstenzijski vzorec gibanja gležnja ter večjo plantarno fleksijo ob odzivu pri $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}\big|_{t=T_{eo,konec}} = 0.2\text{ m/s}$ na eni strani in izrazito fleksijski vzorec gibanja gležnja v zaključku faze opore ter manjšo plantarno fleksijo ob odzivu pri $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}\big|_{t=T_{eo,konec}} = -0.2\text{ m/s}$ na drugi. Zaradi nespremenjenega vodenja dolžine navidezne noge v opori, gibanje gležnja preko vodenja gleženjske komponente navidezne noge vpliva na gibanje kolenskega sklepa. Medtem ko tudi koleno v pretežnem delu faze opore ostaja v približno enaki fleksiji v vseh treh primerih, se mora ob zaključku opore in ob odzivu prilagoditi gibanju gležnja. Kjer je največja plantarna fleksija (TW#3), gre koleno v največjo fleksijo in obratno, pri najmanjši plantarni fleksiji gležnja opazimo ekstenzijsko gibanje kolena v zaključku opore in najmanjšo fleksijo ob odzivu. Največja odstopanja v trajektorijah kolka opazimo v zaključku opore in ob odzivu, kjer kolk v primeru TW#3 skozi ves cikel hoje ostaja v fleksiji.

Tudi v grafih momentov sklepov opazimo razlike zgoj ob koncu faze opore in ob odzivu. Tako je največji moment ob odzivu pri TW#3 posledica izrazite plantarne fleksije medtem ko je komaj izrazit pri TW#1. Obraten vzorec lahko opazimo v kolenu, kjer največji ekstenzijski moment ob odzivu zabeležimo pri TW#1 in je posledica najbolj izrazitega ekstenzijskega vzorca gibanja. Pri TW#3, ko je dinamika gibanja kolenskega sklepa najmanjša, je tudi ekstenzijski moment najmanjši. V kolku večjih razlik v grafih momentov med primeri ni.

Podoben vzorec najdemo v grafih moči. Medtem ko pri TW#3 ob odzivu beležimo zelo izrazito generacijo moči v gležnju, je ta odsotna pri TW#2, pri TW#1 pa opazimo majhno absorpcijo moči. Ponovno se trend obrne v kolenu, kjer pri TW#3 ob odzivu opazimo majhno absorpcijo moči, pri TW#2 oziroma TW#3 pa majhno oziroma izrazito generacijo moči. Tudi pri grafih moči kolka opaznejših razlik med primeri ne opazimo.

Manj izrazite so razlike pri reakcijski sili podlage. Z večanjem vrednosti $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}\big|_{t=T_{eo,konec}}$ se večata horizontalna komponenta reakcijske sile podlage ob odzivu in vertikalna komponenta reakcijske sile podlage ob začetku faze opore.



Slika 4.23. Kinematika in kinetika hoje po prstih pri variiranju $\dot{L}_{O,navidezna,G} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$

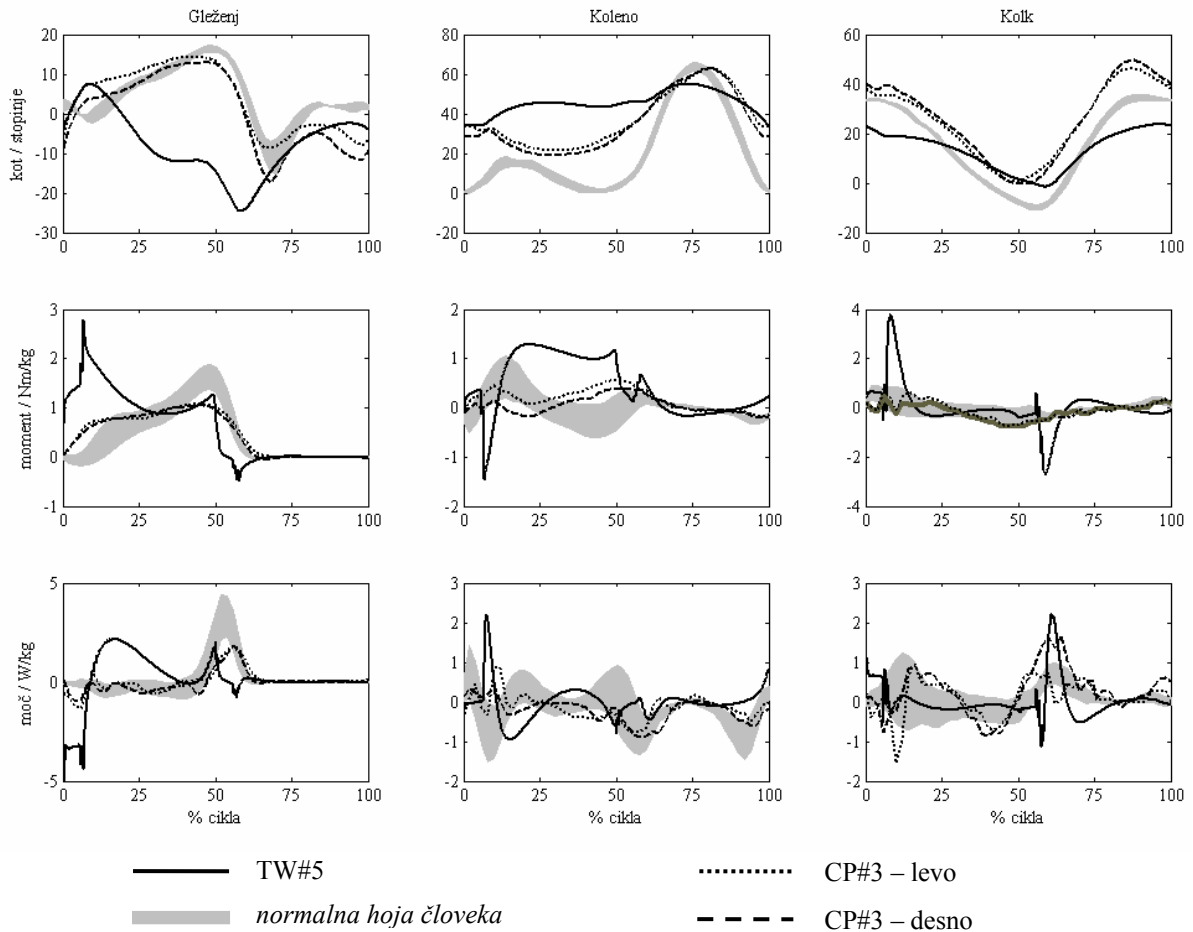
Primerjava z izbranim kliničnim primerom hoje po prstih

Izberimo sedaj kinematiko in kinetiko hoje TW#5 hoje po prstih in vzorec kvalitativno primerjajmo z izbranim primerom 10-letnega otroka, pri katerem je bila ugotovljena cerebralna paraliza ter postavljena diagnoza spastične diplegije (Slika 4.24).

V obeh primerih v trajektorijah gibanja gležnja najprej opazimo odsotnost za normalno hojo tipičnega zmanjševanja dorzalne fleksije takoj po dostopu, ki ga nadomesti nenaden porast dorzalne fleksije. V nadaljevanju faze opore opazimo izrazita odstopanja med primeroma, saj je gibanje v gležnju v primeru CP#3 v veliki meri podobno normalni hoji, matematični model pa razvije zelo izrazito plantarno fleksijo. Ponovno je gibanje gležnja primerljivo v obeh primerih šele v zamahu, kjer se cikel hoje zaključi v plantarni fleksiji, kar je karakteristična lastnost hoje po prstih. Večjo podobnost v kinematiki hoje pri kliničnem primeru in matematičnem modelu hoje po prstih opazimo v trajektoriji gibanja kolena, kjer oba primera zaznamuje povečana fleksija kolena v fazi opore, ter v primerjavi z normalno hojo manjša fleksija kolena pri TW#5 in skoraj normalna pri CP#3 v zamahu. Ob zaključku cikla pri obeh primerih hoje po prstih ponovno opazimo povečano fleksijo glede na normalno hojo. Pri kinematiki gibanja kolka opazimo podoben trend v osrednji opori, kjer tako pri matematičnem modelu kot tudi CP#3 beležimo fleksijsko gibanje namesto normalnega ekstenzijskega, sicer pa pri TW#5 opazimo manjšo fleksijo kot pri normalni hoji ali CP#3 in nekoliko večjo pri CP#3, kot je to normalno v začetni opori in zamahu.

V grafih gleženjskega momenta pri TW#5 opazimo za hojo po prstih karakteristični dvozobi vzorec momenta plantarne fleksije, ki pa se v primeru CP#3 le nakazuje in je slabše izražen. V primerjavi z normalno hojo v obeh primerih hoje po prstih opazimo večji moment plantarne fleksije v začetni opori, ki je pri matematičnem modelu veliko bolj izrazit, in nekoliko manjši v zaključni opori, a v obeh primerih hoje po prstih podoben. V obeh primerih koleno zaznamuje karakteristično povečanje ekstenzijskega momenta v zaključni opori in ob odzivu glede na normalno hojo. Pred tem v začetni in osrednji opori opazimo izrazito povečanje ekstenzijskega momenta v primeru matematičnega modela, medtem ko pri CP#3 beležimo zmanjšanje glede na normalno hojo. V kolku pretežni del cikla zaznamuje normalen razpon momenta, izstopata pa ekstrema v začetni opori in začetku zamaha, ki sovpadata z nezveznostmi v grafih gleženjskega ter kolenskega momenta in jih povezujemo z impulzno naravo dotika ter menjavo nabora izhodnih funkcij regulacijske zanke pri prehajanju med posameznimi fazami.

Občutne razlike med obema primeroma hoje po prstih opazimo v vzorcu moči gležnja, kjer ob začetku opazimo večjo absorpcijo moči kot pri normalni hoji, ki pa je pri TW#5 bolj izrazita. V nadaljevanju faze opore je razpon moči pri CP#3 podoben kot pri normalni hoji, pri matematičnemu modelu pa je prisotna izrazita generacija moči. Oba primera ponovno postaneta podobna ob koncu opore in ob odzivu, ko je moč gležnja primerljiva v obeh primerih in je manjša kot pri normalni hoji. V kolenu opazimo podobno nihanje v grafih moči tako pri CP#3 kot tudi pri TW#5, a je v zadnjem bolj izrazito. V obeh primerih hoje po prstih opazimo še karakteristično odsotnost generacije moči ob odzivu. Nasprotno je v kolku, kjer je nihanje v grafih moči možno opaziti pri CP#3, medtem ko je pri TW#5 dokaj normalna v pretežnem delu faze opore. Podobno kot pri momentih, tudi v grafih moči izstopata ekstrema v začetni opori in začetku zamaha.



Slika 4.24. Primerjava vzorca hoje v primeru matematičnega modela hoje po prstih in izbranem kliničnem primeru hoje po prstih

4.2.6 Sklep

Primarni namen matematičnega modela hoje po prstih je bil zagotoviti stabilno hojo, ki ima karakteristični vzorec hoje po prstih. Pri tem smo izhajali iz spoznanj eksperimentalnega modela hoje po prstih, ki smo jih implementirali v matematični model z razširjenim dvonivojskim modelom strategije vodenja hoje. Tudi v tem primeru je obsežno testiranje pri širokem razponu simulacijskih primerov pokazalo, da dvonivojska zasnova adaptivne strategije vodenja hoje izkazuje veliko robustnost ob dotiku ter neobčutljivost na izbor začetnih pogojev.

Kljub kompleksni strukturi modela hoje po prstih smo pokazali, da je variiranje nekaterih parametrov modela ter strategije vodenja preprosto. V tem smislu smo opredelili karakteristike širokega spektra vzorcev hoje glede na izbrano hitrost hoje, odklon trupa od vertikalne lege in način vodenja dolžine gleženjske komponente navidezne noge, ter rezultate ovrednotili na ravni biomehanike. Če model hoje po prstih kvalitativno primerjamo z izbranim kliničnim primerom patološke hoje po prstih, lahko opazimo nekatere karakteristike v kinematiki in kinetiki, ki so skupne v obeh primerih in so tipične za hojo po prstih. Pri tem je potrebno opozoriti, da parametri modela in strategije vodenja niso bili optimalno določeni glede na izbrani klinični primer patološke hoje po prstih, zato lahko predpostavimo še dovolj možnosti za izboljšanje podobnosti.

Opozoriti velja še na pomanjkljivost modela hoje po prstih. Podobno kot pri poenostavljenem modelu tudi v primeru modela hoje po prstih v grafih sklepnih momentov ter reakcijskih sil podlage opazimo nezveznosti. Vzrok tega je impulzna narava modela dostopa, ki predvideva nezveznosti v vektorju sklepnih hitrosti, ter izmenjavanje nabora izhodnih funkcij regulacijske zanke v posameznih fazah hoje. Z ustreznim načrtovanjem vodenja je neželene posledice možno zgolj omejiti, ne pa odpraviti.

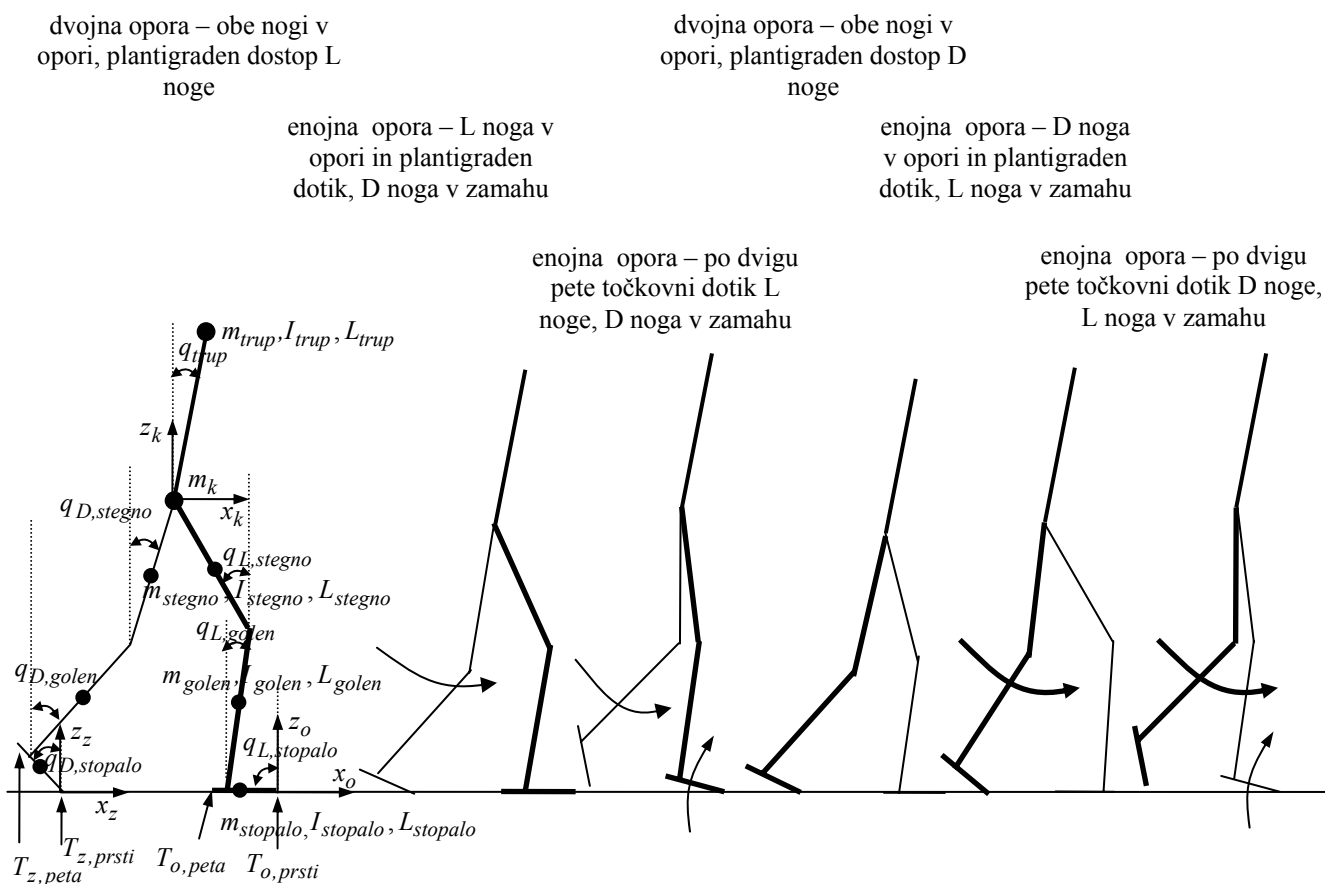
4.3 Matematični model hoje v počepu

Model hoje v počepu je nadgradnja modela hoje po prstih. Matematični model hoje v počepu in strategijo vodenja smo prilagodili tako, da model dostopa na celotno stopalo, faza enojne opore pa je deljena na fazo, kjer je celotno stopalo noge v opori v stiku s podlago dokler prijemališče reakcijske sile podlage ostaja znotraj stopala. Ko prijemališče reakcijske sile podlage doseže prste, sledi faza dviga pete noge v opori in v nadaljevanju opore zgolj točkovni stik s podlago, stopalo noge v zamahu pa se pripravlja na ponoven plantigraden dostop.

Torej pri sintezi matematičnega modela in strategije vodenja hoje v počepu privzamemo nekaj predpostavk matematičnega modela hoje po prstih, nekatere pa ustrezno dopolnimo ali prilagodimo.

4.3.1 Predpostavke matematičnega modela hoje v počepu

Konfiguracija modela hoje v počepu ostaja enaka kot v primeru matematičnega modela hoje po prstih in je prikazana na Sliki 4.25. Potem ko privzamemo iste predpostavke modela hoje po prstih (planarni model, isti nabor konfiguracijskih spremenljivk ter sklepnih aktuatorjev), je cikel hoje dopolnjen. Faza dostopa je izvedena tako, da dostopajoča noga



Slika 4.25. Shematski prikaz modela hoje v počepu.

vzpostavi stik s podlago s celotnim stopalom in ne več zgolj s prednjim delom (prsti). Z biomehanskega vidika je stik s celotnim stopalom modela izveden tako, da preko vpeljave kinematičnih omejitev onemogočimo gibanje prednjega dela (prsti) in zadnjega dela (peta) stopala. V biomehaniki hoje za tovrsten dostop uporabljamo izraz plantigraden dostop in je del terminologije pri razvoju modela hoje v počepu. V nadaljevanju cikla hoje se plantigraden dostop ohranja skozi fazo dvojne opore in dviga noge. Nato se glede na vrsto stika noge v opori s podlago, faza enojne opore razdeli v dve fazi. Med fazo plantigradnega dotika enojne opore je prijemališče reakcijske sile podlage nekje med točkama St_1 in St_2 , torej znotraj stopala, in se med gibanjem segmentov v smeri hoje pomika proti prstom. Ko doseže prste, dinamika hoje zahteva dvig pete s tal in točkovni dotik v nadaljevanju faze enojne opore. Med tem časom se skozi fazo enojne opore noga v zamahu z ustreznim gibanjem stopala pripravljaja na ponoven plantigraden dotik in pričetek novega cikla.

Faza enojne opore – plantigradni stik s podlago

Faza enojne opore se začne s plantigradnim dostopom noge v opori. Ta del cikla hoje je dopolnitev faze enojne opore modela hoje po prstih, kjer je stik noge v opori s podlago vseskozi točkoven. Tokrat plantigraden stik noge v opori s podlago izrazimo s tremi kinematičnimi omejitvami $x_{T_o,prsti} = konst_1$, $z_{T_o,prsti} = 0$ in $z_{T_o,peta} = 0$ ki jih v matrični obliki zapišemo s $\Psi_{eo}(q) = \mathbf{0}$. V dinamične enačbe jih ponovno vpeljemo preko Lagrange-ovih multiplikatorjev λ_{eo} in model bipedalne hoje v počepu v tistem delu faze enojne opore, kjer je predviden točkovni stik modela s podlago, zapišemo

$$\begin{aligned} M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) &= Bu + \Gamma_{eo}^T \lambda_{eo} \\ \Gamma_{eo} \dot{q} &= \frac{\partial \Psi_{eo}}{\partial q} \dot{q} = 0 \end{aligned} \quad T_{eo,start} < t < T_{dp} \quad (4.43)$$

kjer je $M(q)$ matrika vztrajnosti, $C(q, \dot{q})$ je matrika centripetalnih in Coriolisovih prispevkov, $G(q)$ gravitacijski vektor ter λ_{eo} vektor Lagrange-ovih multiplikatorjev v fazi enojne opore, ki je nasprotno enak reakcijski sili podlage v fazi enojne opore, in $T_{eo,start}$ ter T_{dp} označujeta začetek enojne opore ter trenutek dviga pete s tal. Model lahko podamo v obliki modela spremenljivk stanj kot

$$\dot{x}_{eo} = \begin{bmatrix} \dot{q} \\ M^{-1}(q) [-C(q, \dot{q})\dot{q} - G(q) + Bu + \Gamma_{eo}^T \lambda_{eo}] \end{bmatrix} = f_{eo}(x_{eo}) + g_{eo}(x_{eo})u \quad (4.44)$$

Faza dviga pete

Model faze dviga pete izpeljemo na podoben način kot model dviga noge. Po dvigu pete je stik stopala noge v opori zgolj še točkoven, kar izrazimo z dvema kinematičnima omejitvama $x_{T_o,prsti} = konst_1$ in $z_{T_o,prsti} = 0$, ki – ko vpeljani v model – vsiljujeta mirovanje točke $T_{o,prsti}$. Ponovno ju zapišemo v matrični obliki: $\Psi_{dp}(q) = \mathbf{0}$ in ustrezno popravimo model dviga noge. Model dviga pete nato izrazimo z naslednjo relacijo med vektorjem sklepnih hitrosti neposredno pred in po dvigu noge:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M} & -\mathbf{\Gamma}_{dp}^T \\ \mathbf{\Gamma}_d & \mathbf{0} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{q}}^+ \\ \mathbf{F}_{dp} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{M}\dot{\mathbf{q}}^- \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} \quad t = T_{dp} \quad (4.45)$$

V (4.45) je $\mathbf{F}_{dp} = \frac{\partial \Psi_{dp}}{\partial \mathbf{q}}$, $\dot{\mathbf{q}}^-$ in $\dot{\mathbf{q}}^+$ sta hitrosti neposredno pred in po dvigu noge, \mathbf{F}_{dp} predstavlja vektor tangencialne in normalne komponente sile podlage pri vrhu noge, ki v sledeči fazi enojne opore ostane v stiku s podlago, T_{dp} označuje čas dviga noge in (4.45) določa trenutni prehod v fazo enojne opore.

Geometrijsko lahko model dviga pete smatramo kot $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ -ortogonalno projekcijo $\dot{\mathbf{q}}^-$ v prostor $\{\dot{\mathbf{q}}^+ \in T_q \mathcal{Q} \mid \mathbf{\Gamma}_d \dot{\mathbf{q}}^+ = \mathbf{0}\}$ [42]. Je torej preslikava iz prostora nižje dimenzije, kot ga določa plantigradni dotik, v nadprostor, ki ga določajo kinematične omejitve faze točkovnega dotika, in se zato nezveznosti v vektorju sklepnih hitrosti ne pojavijo.

Faza enojne opore – točkovni stik s podlago

Faza enojne opore, kjer je stik modela s podlago zgolj točkoven, je korekcija modela hoje po prstih med enojno oporo. Točkovni dotik stojne noge s podlago skozi fazo enojne opore določa dve kinematični omejitvi modela, ki ju tokrat izrazimo v obliki $x_{T_{o,prsti}} = konst$ in $z_{T_{o,peta}} = 0$ ter zapišemo v matrični obliki $\Psi_{eo}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$. V dinamične enačbe ju ponovno vpeljemo preko Lagrange-ovih multiplikatorjev λ_{eo} in model bipedalne hoje v počepu v tistem delu faze enojne opore, kjer je predviden točkovni stik modela s podlago, zapišemo

$$\begin{aligned} \mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) &= \mathbf{B}\mathbf{u} + \mathbf{\Gamma}_{eo}^T \lambda_{eo} \\ \mathbf{\Gamma}_{eo} \dot{\mathbf{q}} &= \frac{\partial \Psi_{eo}}{\partial \mathbf{q}} \dot{\mathbf{q}} = \mathbf{0} \end{aligned} \quad T_{dp} < t < T_{eo,konec} \quad (4.46)$$

kjer je $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ matrika vztrajnosti, $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ je matrika centripetalnih in Coriolisovih prispevkov, $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ gravitacijski vektor ter λ_{eo} vektor Lagrange-ovih multiplikatorjev v fazi enojne opore, ki je nasprotno enak reakcijski sili podlage v fazi enojne opore, in T_{dp} ter $T_{eo,konec}$ označujeta trenutek dviga pete s tal ter konec faze enojne opore. Model lahko podamo v obliki modela spremenljivk stanj kot

$$\dot{\mathbf{x}}_{eo} = \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{q}} \\ \mathbf{M}^{-1}(\mathbf{q})[-\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} - \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \mathbf{B}\mathbf{u} + \mathbf{\Gamma}_{eo}^T \lambda_{eo}] \end{bmatrix} = \mathbf{f}_{eo}(\mathbf{x}_{eo}) + \mathbf{g}_{eo}(\mathbf{x}_{eo})\mathbf{u} \quad (4.47)$$

Faza dostopa

Fazo dotika tokrat zaznamuje plantigraden dotik noge s podlago. Znova privzemimo osnovne hipoteze modela dostopa

- dotik je plastičen in brez drsenja
- dotik je trenuten
- med dotikom lahko zunanje sile predstavimo kot impulze, ki ne morejo nastati kot

posledica delovanja aktuatorjev

- impulzi sile lahko vodijo do nezveznosti v hitrosti ne pa v poziciji

Ob teh predpostavkah se ohranja vrtilni moment modela okoli točke dotika, kar podaja relacija

$$M(\dot{q}^+ - \dot{q}^-) = F_{d,zun} \quad (4.48)$$

kjer sta \dot{q}^- in \dot{q}^+ vektorja sklepnih hitrosti neposredno pred in po dotiku in $F_{d,zun}$ impulz zunanje sile ob dotiku.

Tokrat stika obeh nog s podlago po dotiku opišemo s petimi kinematičnimi omejitvami. Za opis plantigradnega stika s podlago zadostujejo že tri kinematične omejitve $x_{T_o,prsti} = konst_1$, $z_{T_o,prsti} = 0$ in $z_{T_o,peta} = 0$, s katerimi izrazimo vertikalno in horizontalno mirovanje $T_o,prsti$ ter zgolj vertikalno mirovanje $T_o,peta$. Kot do sedaj točkovni stik nasprotne noge s podlago izrazimo z dvema kinematičnima omejitvama $x_{T_z,prsti} = konst_1$ in $z_{T_z,prsti} = 0$. V strnjeni matrični obliki kinematične omejitve zapišemo kot $\Psi_d(q) = \mathbf{0}$. Kinematične omejitve dovoljujejo gibanje modela po dotiku zgolj v smereh določenih z naslednjo relacijo:

$$\Gamma_d \dot{q}^+ = \frac{\partial \Psi_d}{\partial q} \dot{q}^+ = \mathbf{0} \quad (4.49)$$

Z dodatno relacijo, ki povezuje impulz zunanje sile med dotikom $F_{d,zun}$ ter vektor tangencialnih in normalnih komponent sil dotika F_d obeh nog s podlago

$$F_{d,zun} = \Gamma_d^T(q_d) \begin{bmatrix} F_{T,T_o,prsti} & T_{N,T_o,prsti} & T_{N,T_o,peta} & F_{T,T_z,prsti} & T_{N,T_z,peta} \end{bmatrix}^T = \Gamma_d^T(q_d) F_d \quad (4.50)$$

lahko iz sledečega nabora enačb izrazimo vektor sklepnih hitrosti neposredno po dotiku \dot{q}^+

$$\begin{bmatrix} M & -\Gamma_d^T \\ \Gamma_d & \mathbf{0} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}^+ \\ F_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M\dot{q}^- \\ \mathbf{0} \end{bmatrix}. \quad t = T_d = T_{eo,konec} = T_{do,start} \quad (4.51)$$

T_d označuje čas dotika in (4.51) določa trenuten prehod v fazo dvojne opore.

Faza dvojne opore

Kot v predhodni fazi dotika, tudi v fazi dvojne opore oba stika nog s podlago ponovno opišemo s petimi kinematičnimi omejitvami. Tri kinematične omejitve $x_{T_o,prsti} = konst_1$, $z_{T_o,prsti} = 0$ in $z_{T_o,peta} = 0$ opišejo stik s podlago pri $T_o,prsti$ in $T_o,peta$, dve $x_{T_z,prsti} = konst_1$ in

$z_{T_{z,prsti}} = 0$ pa stik $T_{z,prsti}$. Vse kinematične omejitve zapišemo v strnjeni matrični obliki $\Psi_{do}(q) = \mathbf{0}$ in jih v dinamične enačbe vpeljemo preko Lagrange-ovih multiplikatorjev λ_{do} . Model bipedalne hoje v počepu v fazi dvojne opore podamo kot:

$$\begin{aligned} M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) &= Bu + \Gamma_{do}^T \lambda_{do} \\ \Gamma_{do} \dot{q} &= \frac{\partial \Psi_{do}}{\partial q} \dot{q} = \mathbf{0} \end{aligned} \quad T_{do,start} < t < T_{do,konec} \quad (4.52)$$

kjer λ_{do} označuje vektor Lagrange-ovih multiplikatorjev v fazi dvojne opore in je nasprotno enak vektorju reakcijskih sil podlage. $T_{do,start}$ in $T_{do,konec}$ označujeta začetek in konec faze dvojne opore. V prostoru stanj zapišemo model kot

$$\dot{x}_{do} = \begin{bmatrix} \dot{q} \\ M^{-1}(q) [-C(q,\dot{q})\dot{q} - G(q) + Bu + \Gamma_{do}^T \lambda_{do}] \end{bmatrix} = f_{do}(x_{do}) + g_{do}(x_{do})u \quad (4.53)$$

Faza dviga noge

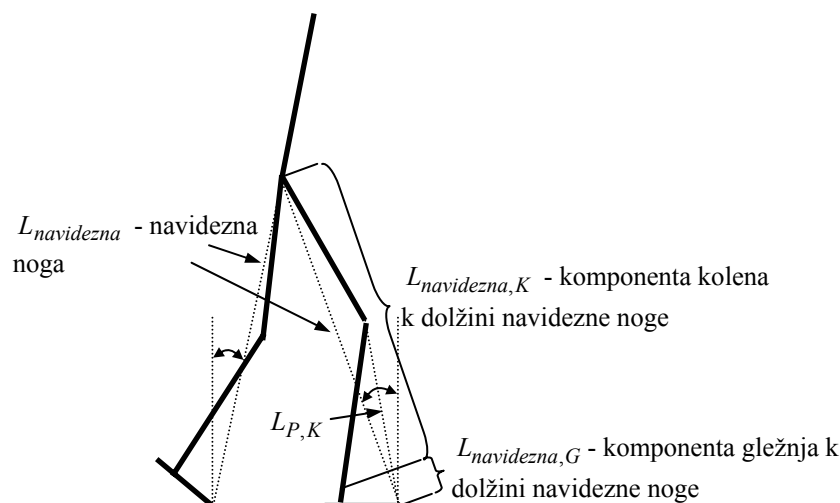
Model faze dviga noge izpeljemo na podoben način kot model dotika. Tri kinematične omejitve $x_{T_{o,prsti}} = konst_1$, $z_{T_{o,prsti}} = 0$ in $z_{T_{o,peta}} = 0$ opišejo plantigraden stik noge v opori s podlago, ki v sledeči fazi enojne opore ostane v stiku s podlago. Podobno kot prej jih zapišemo v matrični obliki: $\Psi_{dn}(q) = \mathbf{0}$. Z ustrežno korekcijo modela dotika lahko nato model dviga noge izrazimo z naslednjo relacijo med vektorjem sklepnih hitrosti neposredno pred in po dvigu noge:

$$\begin{bmatrix} M & -\Gamma_{dn}^T \\ \Gamma_{dn} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}^+ \\ F_{dn} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M\dot{q}^- \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} \quad t = T_{dn} = T_{do,konec} = T_{eo,start} \quad (4.54)$$

V (4.54) je $\Gamma_{dn} = \frac{\partial \Psi_{dn}}{\partial q}$, \dot{q}^- in \dot{q}^+ sta hitrosti neposredno pred in po dvigu noge, F_{dn} predstavlja vektor tangencialne in normalne komponente sile podlage pri vrhu noge, ki v sledeči fazi enojne opore ostane v stiku s podlago, T_{dn} označuje čas dviga noge in (4.54) določa trenuten prehod v fazo enojne opore.

4.3.2 Strategija vodenja hoje v počepu

Razširitev matematičnega modela hoje v počepu s plantigradnim dostopom in temu primerno delitvijo faze enojne opore bistveno ne spremeni globalnega, dvonivojskega principa vodenja, to je definicijo izhodnih funkcij, ki jih na nižji ravni vodenja vsilimo modelu s povratnozančno zanko z regulatorjem, eno izmed njih pa nato po vsakem koraku ustrezno prilagodimo, da zagotovimo konstantno hitrost hoje. Ponovno je primarnega pomena zagotavljanje propulzije z vodenjem dolžine navidezne noge in razširiti spekter vzorcev hoje z raznovrstnim vodenjem komponente gležnja navidezne noge v opori. Definicijo navidezne noge in njeno delitev v dve komponenti še enkrat prikažimo na Sliki 4.26.



Slika 4.26. Navidezna noga $L_{navidezna}$ se sestoji iz komponent gležnja $L_{navidezna,G}$ in kolena $L_{navidezna,K}$.

Strategija vodenja nižje ravni

Faza enojne opore

Strategijo vodenja v fazi enojne opore obravnavamo celovito, torej tako pri plantigradnem kot tudi točkovnem stiku noge v opori s podlago. Razlog tovrstnega pristopa se kaže v smiselnosti uporabe istih predpostavk hoje skozi fazo enojne opore, saj sta obe fazi ekvivalentni, vmesni dvig pete pa je zgolj matematično orodje za opis prehoda med dvema fazama, ki ne spremeni koncepta enojne opore in naloge modela znotraj nje.

Pet izhodnih funkcij naj torej opiše želeno pozicijo trupa (4.55a), simetrijo hoje (4.55b), dolžino navidezne noge v opori (4.55c), odmik noge v zamahu od tal (4.55d) in dolžino gleženjske komponente navidezne noge v opori (4.55e). Pri vodenju gleženjske komponente navidezne noge v zamahu ni smiselno vztrajati, saj to načeloma ne zagotovi plantigradnega dotika. Zato z zadnjo izhodno funkcijo izrazimo naklon stopala noge v zamahu (4.55f) in med hojo težimo k temu, da še pred dotikom zavzame vodoravno pozicijo, ki v nadaljevanju omogoča plantigraden dostop. Zapišimo torej nabor izhodnih funkcij faze enojne opore

$$y_1 = q_{trup} - r_1 \quad (4.55a)$$

$$y_2 = q_{o,navidezna} + q_{z,navidezna} - r_2 \quad (4.55b)$$

$$y_3 = L_{o,navidezna} - r_3 \quad (4.55c)$$

$$y_4 = z_{T_z,prsti} - r_4 \quad (4.55d)$$

$$y_5 = L_{o,navidezna,G} - r_5 \quad (4.55e)$$

$$y_6 = q_{z,stopalo} - r_6 \quad (4.55f)$$

$r_i, i=1...6$ so referenčne trajektorije in se med obema deloma faze enojne opore le nekoliko razlikujejo. Nespremenjeno skozi celotno fazo enojne opore in enako kot pri modelu hoje po prstih so definirane prve tri referenčne funkcije

$$\begin{aligned}
 r_1 &= q_{trup} \Big|_{t=T_{eo,start}} \cdot (1 - w_1) + q_{trup,d} \cdot w_2 \\
 r_2 &= (q_{z,navidezna} + q_{o,navidezna}) \Big|_{t=T_{eo,start}} \cdot w_1 \\
 r_3 &= L_{o,navidezna,d} (q_{o,navidezna})
 \end{aligned} \tag{4.56}$$

V (4.56) r_1 podaja želen naklon trupa $q_{trup,d}$, r_2 simetrijo hoje, r_3 pa ponovno definiramo kot polinom četrtega reda, s katerim opišemo želeno dolžino navidezne noge in je zaradi adaptivne korekcije $\dot{L}_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ po vsakem koraku na višji ravni vodenja časovno spremenljiv. r_2 tudi v primeru hoje v počepu pomeni, da je $q_{o,navidezna}$ skozi fazo enojne opore monotono naraščajoča funkcija $q_{o,navidezna} \in \left[q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}}, q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} \right]$ in je dotik noge v zamahu s tlemi predviden, ko $q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}} \cdot w_1$ in w_2 sta primerno izbrani eksponentni funkciji s časovno konstanto dosti manjšo od trajanja faze enojne opore, ki zagotavljata enakomerno eksponentno konvergenco r_1 in r_2 od začetnih vrednosti na začetku faze enojne opore proti želenim vrednostim.

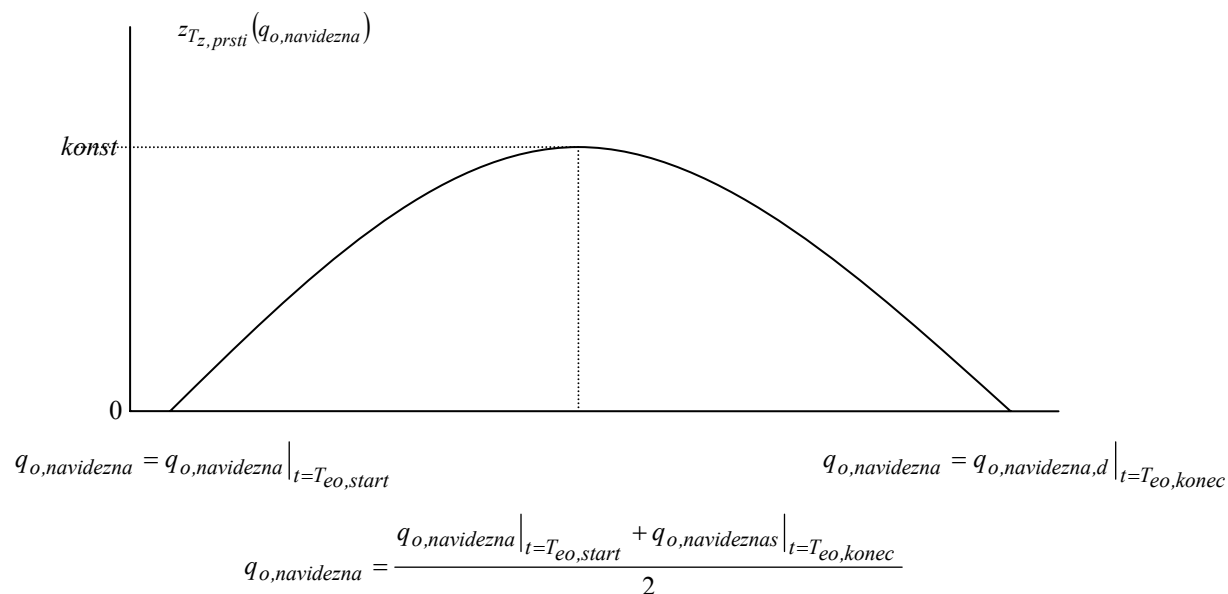
Skozi celotno fazo enojne opore poenotimo še odmik vrha noge v zamahu od tal, katerega tokrat izrazimo kot polinom drugega reda

$$r_4 = z_{T_z,prsti} (q_{o,navidezna}) \tag{4.57}$$

tako, da velja (Slika 4.27)

$$\begin{aligned}
 z_{T_z,prsti} \left(q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} \right) &= 0 \\
 z_{T_z,prsti} \left(q_{o,navidezna} = q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,konec}} \right) &= 0 \\
 z_{T_z,prsti} \left(q_{o,navidezna} = \frac{q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,start}} + q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{eo,konec}}}{2} \right) &= konst
 \end{aligned} \tag{4.58}$$

Medtem ko ima ustrezno vodenje dolžine gleženjske komponente navidezne noge $y_5 = L_{o,navidezna,G} - r_5$ velik pomen pri plantigradnem stiku stopala s podlago, je ta pomen manj izrazit v primeru točkovnega stika. Namreč, v času plantigradnega stika, torej prvem delu faze enojne opore, so pomikanje prijemališča reakcijske sile podlage proti prednjem delu stopala, nato dvig pete ter nadaljnji točkovni dotik ko doseže prste, naravno. Dinamika pomikanja prijemališča reakcijske sile podlage v veliki meri zavisi prav od vodenja $L_{o,navidezna,G}$. Že majhen neustrezen porast $L_{o,navidezna,G}$ bi zahteval dovolj velik porast momenta plantarne fleksije, kar bi povzročilo prehiter ali takojšen pomik prijemališča reakcijske sile podlage proti prstom, čemur bi sledil prezgoden ali celo takojšen dvig pete. V nasprotnem primeru, če bi $L_{o,navidezna,G}$ nekoliko zmanjšali, bi to zahtevalo tolikšen porast momenta dorzalne fleksije,



Slika 4.27. Referenčna trajektorija $r_4 = z_{T_z, prsti, d}(q_{o, navidezna})$, izražena kot polinom drugega reda

da bi povzročilo dvig prstov. Če torej izberemo

$$r_5 = L_{o, navidezna, G}|_{t=T_{eo, start}} \quad T_{eo, start} < t < T_{dp} \quad (4.59)$$

sama dinamika gibanja modela zagotovi enakomerno pomikanje prijemališča reakcijske sile podlage proti prednjemu delu stopala ter dvig pete in nadaljnji točkovni dotik, ko prijemališče doseže prste.

V nadaljevanju faze enojne opore, ko model stoji zgolj na prstih, privzamemo enako vodenje $L_{o, navidezna, G}$ kot v primeru hoje po prstih. r_5 v času točkovnega dotika torej ponovno izrazimo kot polinom četrtega reda

$$r_5 = L_{o, navidezna, G, d}(q_{o, navidezna}) \quad T_{dp} < t < T_{eo, konec} \quad (4.60)$$

ki je določen z (4.33).

Eden izmed pomembnejših mehanizmov v fazi enojne opore je priprava stopala noge v zamahu za naslednji plantigradni dostop. Referenčna trajektorija

$$r_6 = q_{z, navidezna, G}|_{t=T_{eo, start}} + \left(\frac{\pi}{2} - q_{z, navidezna, G}|_{t=T_{eo, start}} \right) \cdot w_3 \quad (4.61)$$

zagotavlja takšno dinamiko stopala, da se od pozicije na začetku faze enojne opore orientira v vodoravni položaj, ki zagotavlja plantigraden dotik.

Faza dvojne opore

V fazi dvojne opore je vodenje gibanja ponovno v celoti izvedeno s povratnozančno regulacijo in podobnim naborom izhodnih funkcij kot v fazi enojne opore

$$y_{do} = h_{do}(q) = \begin{bmatrix} q_{trup} - r_1 \\ q_{o,navidezna} + q_{z,navidezna} - r_2 \\ L_{o,navidezna} - r_3 \\ L_{z,navidezna} - r_4 \\ L_{o,navidezna,G} - r_5 \\ L_{z,navidezna,G} - r_6 \end{bmatrix} \quad (4.62)$$

V (4.62) je smiselno opustiti neposredno vodenje orientacije stopala kot v fazi enojne opore, saj je stik noge v dostopu plantigradne narave skozi fazo dvojne opore in je torej vodoravna pozicija stopala s tem zagotovljena. V ta namen zadnjo izhodno funkcijo nadomestimo z vodenjem gleženjske komponente navidezne noge v zamahu $L_{z,navidezna,G}$. Razumljiva je tudi opustitev vodenja odmika noge v zamahu od tal, saj sta v času dvojne opore obe nogi v stiku s podlago. Nadomestimo ga z vodenjem $L_{z,navidezna}$, to je dolžine navidezne noge, ki je v predhodni fazi enojne opore v zamahu.

Motnja, katero v model vnaša predhodni dotik, in relativno majhen razpon gibanja modela v fazi dvojne opore, zahtevata odpravo izrazitega gibanja, ki bi zagotovo vodil v prezgoden ali celo takojšen zaključek faze dvojne opore ter zamik absorpcije dotika v celoti v fazo enojne opore. Namesto tega v času dvojne opore omilimo dinamiko gibanja modela z izbiro sledečega nabora referenčnih trajektorij:

$$R_{do} = \begin{bmatrix} r_1 \\ r_2 \\ r_3 \\ r_4 \\ r_5 \\ r_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_{trup} \Big|_{t=T_{do,start}} \\ q_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{do,start}} + q_{z,navidezna} \Big|_{t=T_{do,start}} \\ L_{o,navidezna,d}(q_{o,navidezna}) \\ L_{o,navidezna} \Big|_{t=T_{do,start}} \\ L_{o,navidezna,G} \Big|_{t=T_{do,start}} \\ L_{z,navidezna,G} \Big|_{t=T_{do,start}} \end{bmatrix} \quad (4.63)$$

ter tako omogočimo običajen prenos teže na nasprotno nogo in absorpcijo dotika že v fazi dvojne opore.

Umestitev biomehanskih karakteristik eksperimentalnega modela hoje v počepu

Karakteristične značilnosti eksperimentalnega modela hoje v počepu prenesemo v matematični model hoje po prstih z ustrezno določenimi izhodnimi funkcijami. Podobno kot pri matematičnem modelu hoje po prstih je tudi tu pomemben del dvonivojske strategije vodenja regulacija dolžine navidezne noge, katero lahko v splošnem poljubno določimo, v primeru hoje v počepu pa bomo to možnost ponovno iskoristili za načrtovanje fleksijskega vzorca v hoji. Veljajo enake predpostavke kot pri matematičnem modelu hoje po prstih. Kolikor želimo v matematični model hoje v počepu vnesti podobno povečanje fleksije kolena kot pri eksperimentalnem modelu hoje v počepu, moramo vodenje $L_{o,navidezna}$ načrtati tako, da je njena maksimalne dolžina vseskozi dosti manjša od vsote dolžin posameznih segmentov. Obenem moramo z ustrezno definicijo referenčne trajektorije r_6 zagotoviti takšno zmanjšanje

plantarne fleksije stopala noge v zamahu, da zagotovimo plantigraden dostop, v prvem delu faze opore pa moramo omiliti dinamiko $L_{o,navidezna,G}$, da preprečimo predčasen ali takojšen dvig pete.

Sinteza regulatorja

Ponovno privzemimo, zdaj že dobro poznan pristop sinteze regulatorja in zapišimo

$$\ddot{\mathbf{y}} = \mathbf{L}_f^2 \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{L}_g \mathbf{L}_f \mathbf{h}(\mathbf{q}) \mathbf{u} \quad (4.64)$$

ter izrazimo sklepne momente in sile aktuatorjev:

$$\mathbf{u} = -(\mathbf{L}_g \mathbf{L}_f \mathbf{h})^{-1} (\mathbf{L}_f^2 \mathbf{h} + \mathbf{K}_D \mathbf{L}_f \mathbf{h} + \mathbf{K}_P \mathbf{h}) \quad (4.65)$$

V (4.65) sta \mathbf{K}_D ter \mathbf{K}_P pozitivno definitni matriki ojačanj in je invertibilnost oziroma polni rank matrike $\mathbf{L}_g \mathbf{L}_f \mathbf{h}(\mathbf{q})$ zagotovljena z izbiro tolikšnega števila izhodnih funkcij, kolikor je aktuatorjev. Tovrsten izračun sklepnih momentov omogoča vodenje vrednosti izhodnih funkcij v fazah enojne in dvojne opore $\mathbf{y}_{eo} = \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q})$ in $\mathbf{y}_{do} = \mathbf{h}_{do}(\mathbf{q})$ proti nič. Ker izhodne funkcije dependirajo na spremenljivki stanja in je dinamičen model hoje drugega reda, je relativni red izhodnih funkcij enak dve.

Notranjo dinamiko sistema, ko so vektorji izhodnih funkcij $\mathbf{y}_{eo}(\mathbf{q})$ oziroma $\mathbf{y}_{do}(\mathbf{q})$ enaki nič, imenujemo ničelna dinamika sistema enojne oziroma dvojne opore in ju izrazimo na sledeči način:

$$\begin{aligned} \mathbf{Z}_{eo} &= \{(\mathbf{q}', \dot{\mathbf{q}}') \in TQ \mid \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}, \mathbf{L}_f \mathbf{h}_{eo}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}\} \\ \mathbf{Z}_{do} &= \{(\mathbf{q}', \dot{\mathbf{q}}') \in TQ \mid \mathbf{h}_{do}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}, \mathbf{L}_f \mathbf{h}_{do}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}\} \end{aligned} \quad (4.66)$$

Strategija vodenja višjega nivoja

Delitev faze enojne opore ne zahteva posebne prilagoditve vodenja na višjem nivoju. Z adaptivno korekcijo $\dot{L}_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ po vsakem koraku ponovno vpeljemo časovno spremenljivost polinoma $L_{o,navidezna,d}(q_{o,navidezna})$ in predpostavimo, da naraščanje oziroma padanje $\dot{L}_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ poveča oziroma zmanjša odziv ter hitrost hoje in na ta način omogoča ustalitev pri izbrani hitrosti hoje. Torej lahko strategijo vodenja višjega nivoja ponovno izrazimo kot

$$\dot{L}_{o,navidezna,d}^k \Big|_{t=T_{eo,konec}} = \dot{L}_{o,navidezna,d}^{k-1} \Big|_{t=T_{eo,konec}} + k_p (v_{hoja}^{k-1} - v_{hoja,d}) + k_d (v_{hoja}^{k-1} - v_{hoja}^{k-2}) \quad (4.67)$$

kjer nadpis k označuje zaporedno številko cikla hoje, k_d in k_p sta pozitivni ojačanja in je

$$v_{hoja}^k = \frac{x_k^k \Big|_{t=T_{do,konec}} - x_k^k \Big|_{t=T_{eo,start}}}{T_{do,konec} - T_{eo,start}} \quad (4.68)$$

Tako definirana adaptivna korekcija $\dot{L}_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ po vsakem ciklu hoje neposredno vpliva na $h_{eo}(q)$ in vodi do takšnega raztezanja oziroma krčenja navidezne noge v opori, da v končnem številu ciklov hoje doseže zeleno hitrost hoje, hkrati pa postane ničelna dinamika sistema v fazi enojne opore časovno spremenljiva:

$$\mathbf{Z}_{eo} = \mathbf{Z}_{eo}(k) = \left\{ (q', \dot{q}') \in TQ \mid h_{eo}(q, k) = \mathbf{0}, L_f h_{eo}(q, k) = \mathbf{0} \right\} \quad (4.69)$$

Tovrstna predpostavka zopet velja le, če privzamemo učinkovito delovanje vodenja na nižjem nivoju. Shematski prikaz strategije vodenja je ilustriran na Sliki 4.28.

4.3.3 Simulacijski primeri

V Tabeli 4.4 so zbrani parametri hoje in modela v devetih simulacijskih primerih, pri katerih smo preverili delovanje opisane strategije vodenja modela hoje po prstih. Raznolikost med simulacijskimi primeri (CW#1 do CW#9) je omogočala preverjanje delovanja strategije vodenja v velikem razponu tipov hoje. Ponovno se natančneje osredotočimo na to, kako se hitrost spreminjanja komponente gležnja navidezne noge ob odritu $\dot{L}_{gleženj,s,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ (CW#1 do CW#3), hitrosti hoje (CW#4 do CW#6) in naklon trupa (CW#7 do CW#9) odražata v kinematiki in kinetiki hoje. Tudi tokrat analizo izvedemo celostno, torej ne zgolj v smislu absorpcije moči in odritva, ampak tudi v smislu kinematike in kinetike reprezentativnega vzorca hoje, ki je povprečje štirih korakov ustaljene hoje.

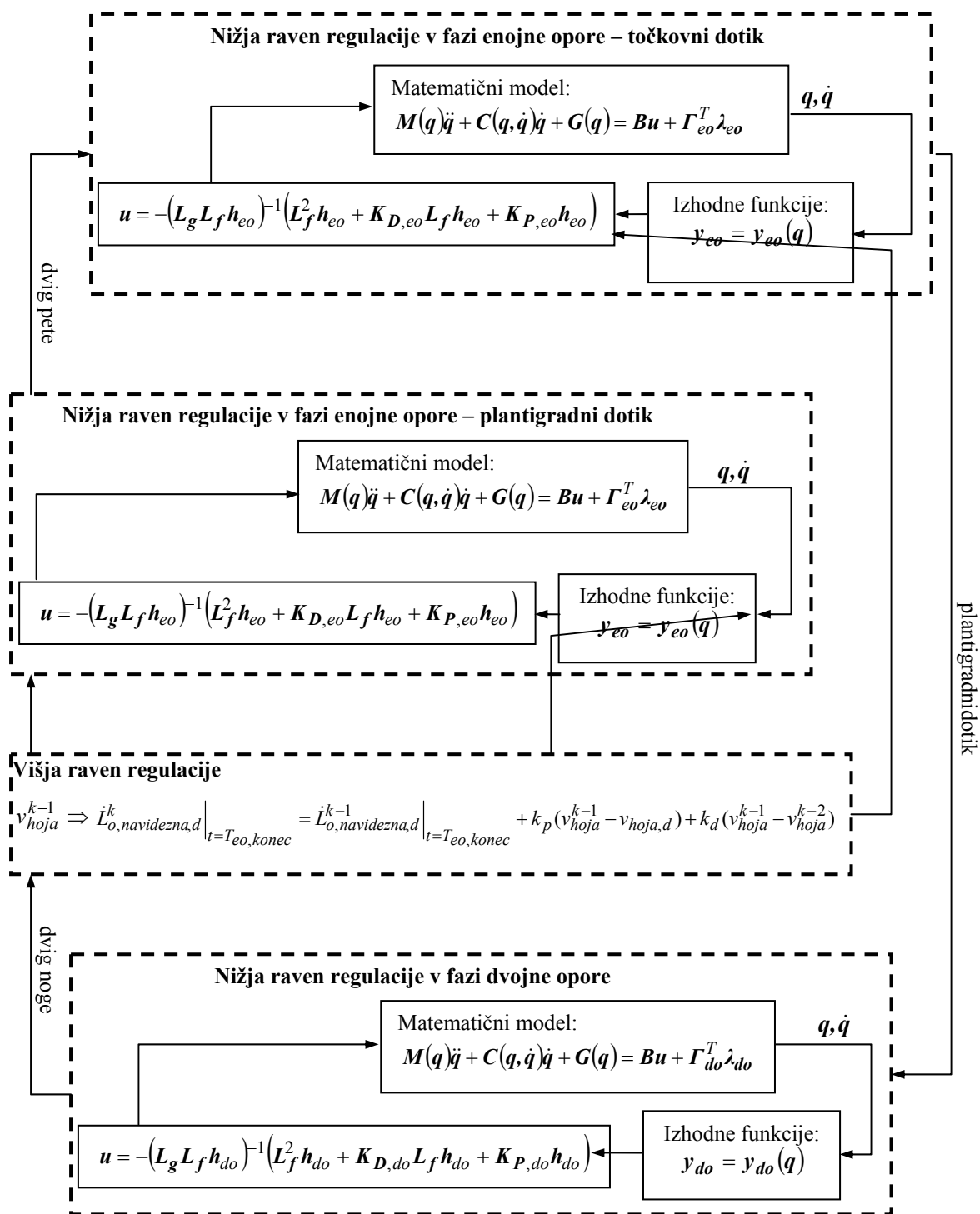
$\mathbf{K}_{D,eo}$, $\mathbf{K}_{P,eo}$, $\mathbf{K}_{D,do}$, $\mathbf{K}_{P,do}$, k_p in k_d so bili določeni eksperimentalno in so ostali nespremenjeni v vseh simulacijskih primerih.

Tabela 4.4. Želeni parametri modela in hoje v simulacijskih primerih.

		CW#1	CW#2	CW#3	CW#4	CW#5	CW#6	CW#7	CW#8	CW#9
$v_{hoja,d}$	m/s	0,9	0,9	0,9	0,8	0,9	1	0,9	0,9	0,9
$L_{korak,d}$	m	0,98	0,98	0,98	0,87	0,98	1,09	0,98	0,98	0,98
$\dot{L}_{gleženj,s,d} \Big _{t=T_{eo,konec}}$	m/s	0	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0	0	0
$q_{trup,d}$	rd	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,2
$cad_{hoja,d}$	korak/min	110	110	110	110	110	110	110	110	110

$m_{stopalo} = 1 \text{ kg}$, $m_{golen} = 5 \text{ kg}$, $m_{stegno} = 7 \text{ kg}$, $m_{trup} = 40 \text{ kg}$, $m_{kolk} = 10 \text{ kg}$,
 $I_{stopalo} = 0,2 \text{ kgm}^2$, $I_{golen} = 0,6 \text{ kgm}^2$, $I_{stegno} = 0,8 \text{ kgm}^2$, $I_{trup} = 3,5 \text{ kgm}^2$,
 $L_{stopalo} = 0,15 \text{ m}$, $L_{golen} = 0,5 \text{ m}$, $L_{stegno} = 0,5 \text{ m}$, $L_{trup} = 0,4 \text{ m}$

* Mase, dolžine in vztrajnostni momenti segmentov so grobe ocene realnih vrednosti. Natančnejše ocene najdemo v [83].

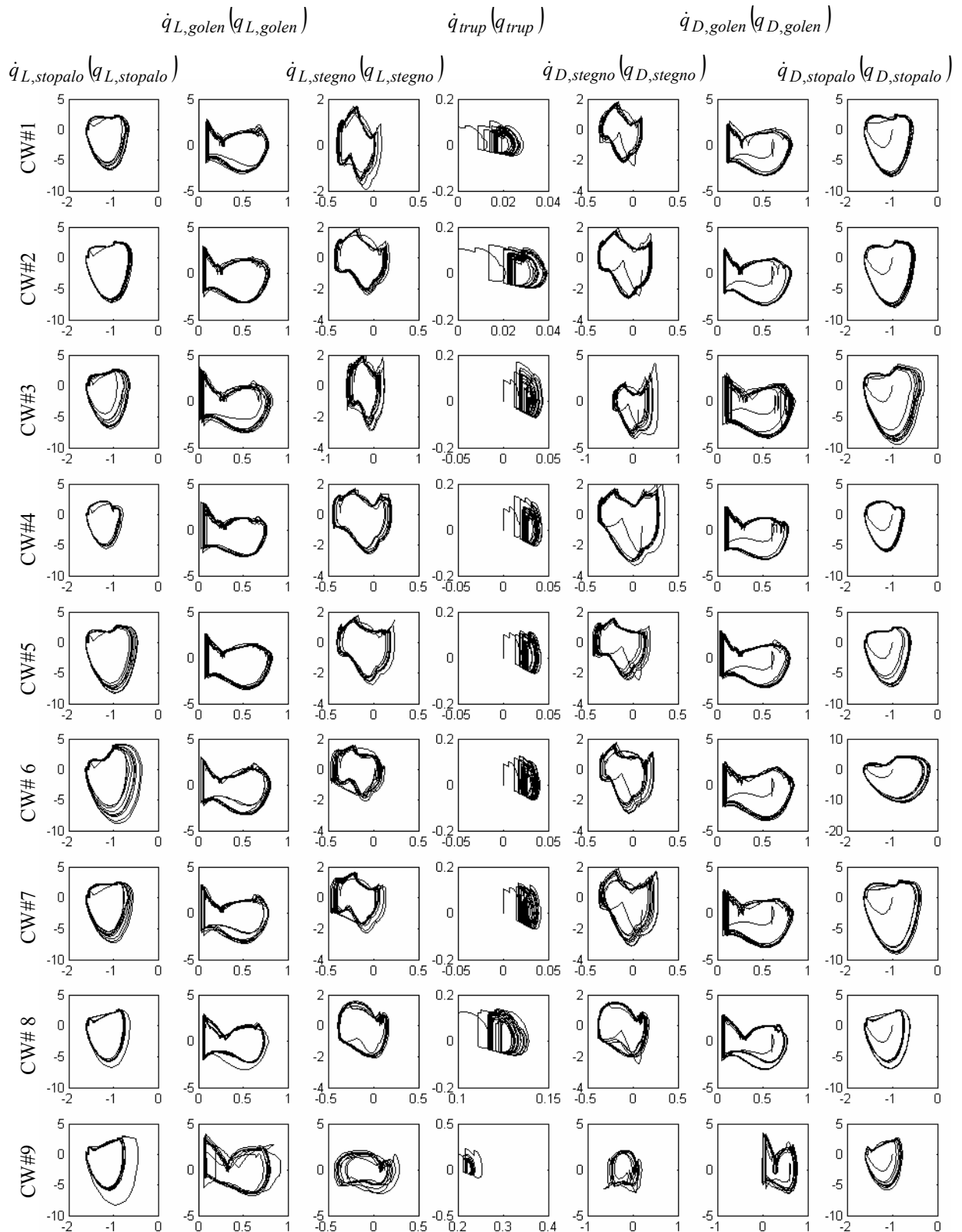


Slika 4.28. Shematski prikaz strategije vodenja modela hoje v počepu.

4.3.4 Rezultati

Kinematika in kinetika

Slika 4.29 prikazuje nabor orbit v prostoru stanj za vsak simulacijski primer.



Slika 4.29. Orbite prostora stanja. Orbite so parametrizirane glede na spremenljivko stanja (horizontalna os) in njen odvod (vertikalna os). Orbite prostora stanj istega stolpca se nanašajo na isto spremenljivko stanja. Orbite prostora stanj iste vrste se nanašajo na isti simulacijski primer.

4.3 Matematični model hoje v počepu

Razvidno je, da je v vsakem izmed simulacijskih primerov potrebno nekaj začetnih korakov, preden se je model ustalil na stabilni orbiti prostora stanj.

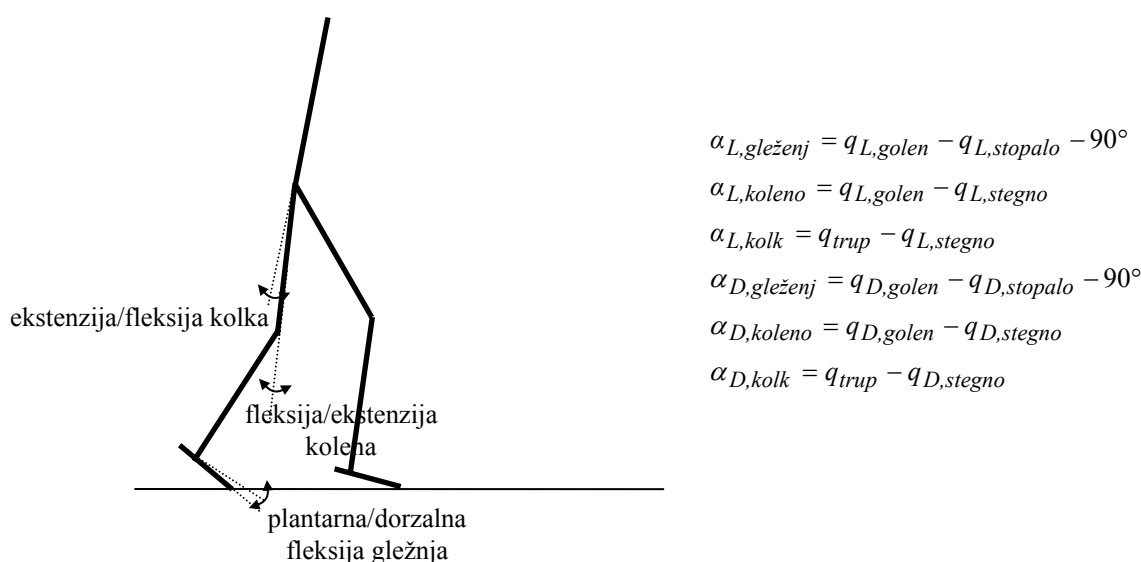
V nadaljevanju se osredotočimo na en simulacijski primer in najprej analizirajmo delovanje strategije vodenja z mehanskega stališča. Ponovno privzemimo enako definicijo sklepnih kotov kot pri hoji človeka in jih kot funkcije sklepnih spremenljivk izrazimo, kot je to prikazano na Sliki 4.30.

Tudi pri hoji v počepu pri simulacijskem CW#5 opazimo precejšnje nihanje v hitrosti hoje v_{hoja}^k v prvih korakih. V prvih korakih, ko učinkovanje adaptivnega vodenja

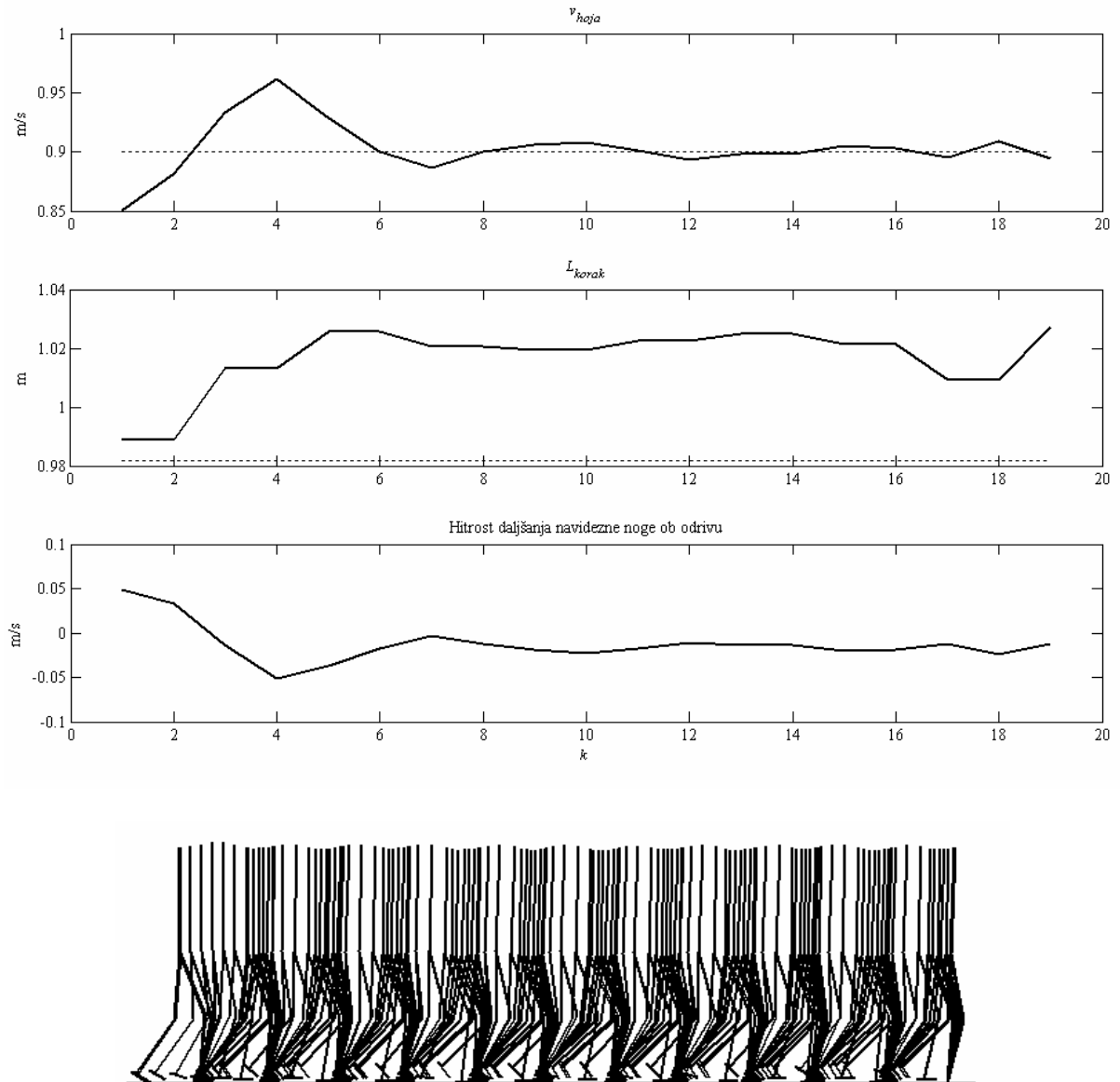
$\dot{L}_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ še ni dovolj izrazito, opazimo razliko tako med v_{hoja}^k in $v_{hoja,d}^k$ kot

tudi L_{korak}^k in $L_{korak,d}$, v nadaljevanju hoje pa postopno konvergenco proti stabilni hoji pri želeni hitrosti hoje in nekoliko daljšem koraku kot pričakovano (Slika 4.31). Temu ustrezno je zaradi korekcije, ki jo višja raven vodenja med hojo izvaja na nižji ravni, potrebno prilagajati tako kinematiko (Slika 4.32) kot tudi kinetiko hoje (Slika 4.33). Skladno z adaptivnim vodenjem $\dot{L}_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ v prvih korakih opazimo manjša odstopanja kinematike in

kinetike hoje od ustaljenih vrednosti, ki jih zabeležimo ob koncu simulacije, ko je ponovljivost korakov največja. V nasprotju z modelom hoje po prstih v tem primeru hoje v počepu opazimo precejšnjo simetrijo v kinematiki leve in desne strani.

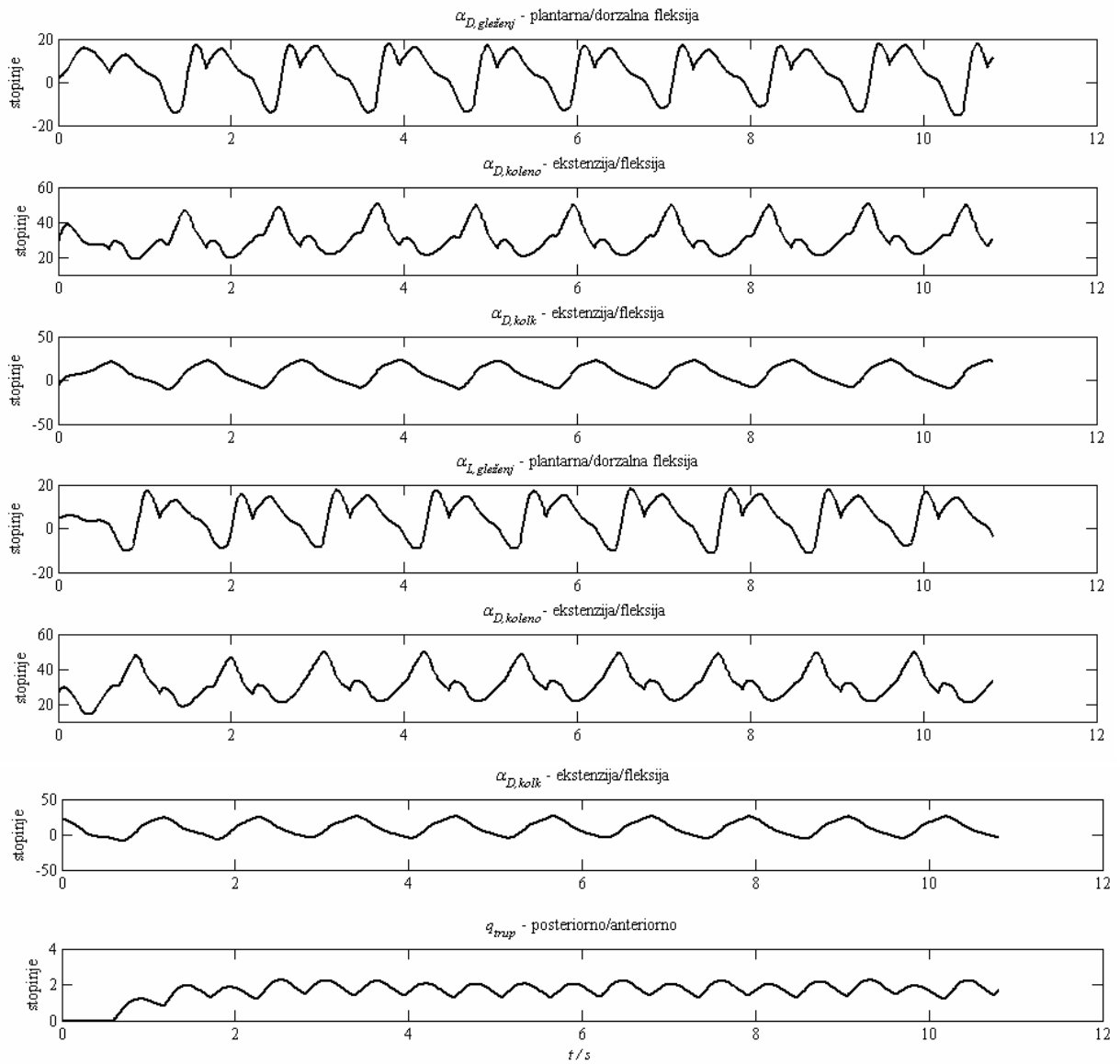


Slika 4.30. Definicija kotov sklepov kot funkcije sklepnih spremenljivk.

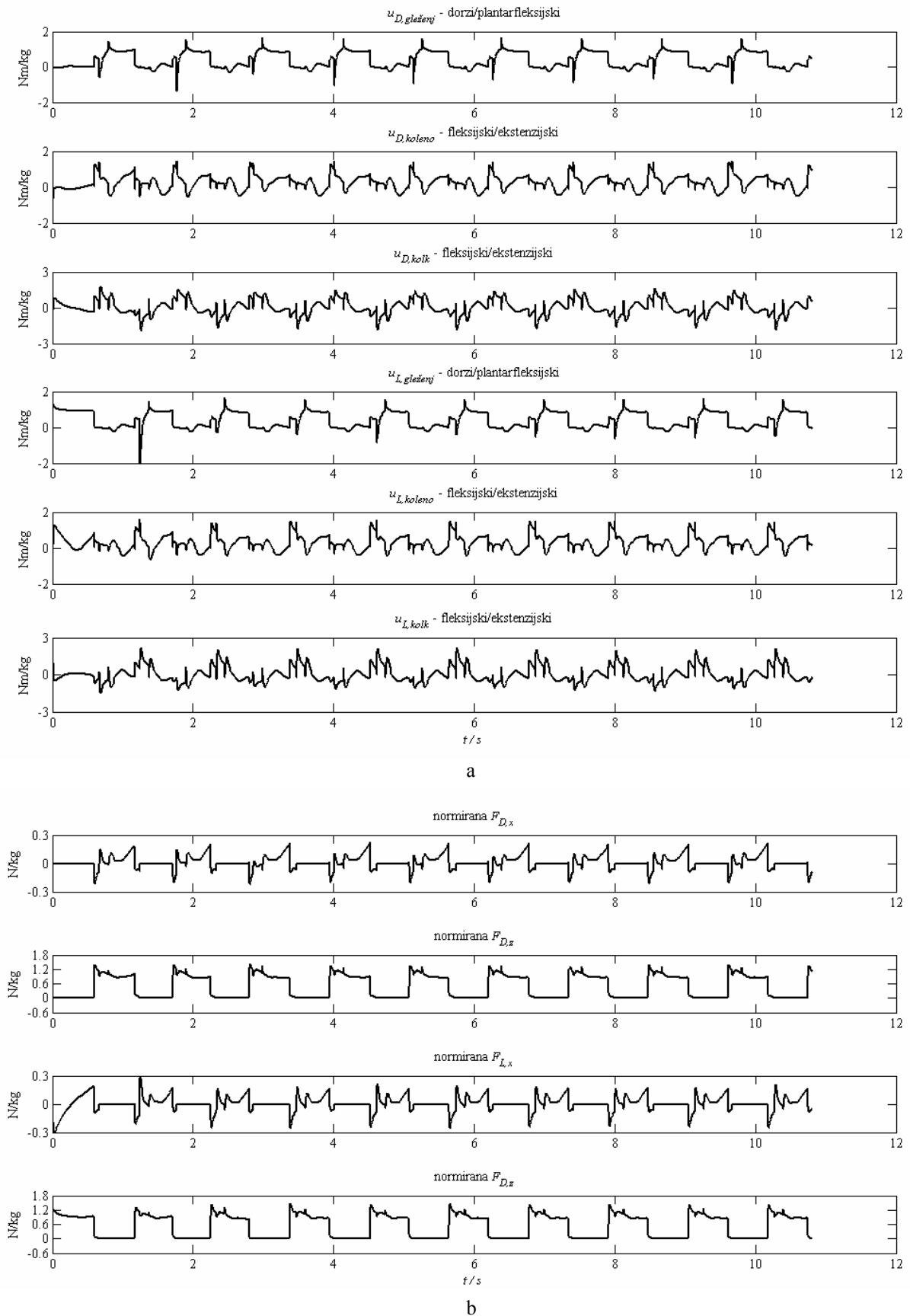


Slika 4.31. CW#5: delovanje regulacije višje ravni ter palični diagram modela med hojo.

4.3 Matematični model hoje v počepu



Slika 4.32. CW#5: kinematika hoje.



Slika 4.33. CW#5: kinetika hoje. (a) sklepní momenti in (b) reakcijske sile podlage

Biomehanske karakteristike pri spreminjanju parametrov vodenja

Spreminjanje hitrosti hoje

Kinematika in kinetika hoje v simulacijskih primerih CW#4, CW#5 in CW#6, kjer smo s spreminjanjem hitrosti raztezanja dolžine navidezne noge ob odritvu $\dot{L}_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$ vsilili želene hitrosti hoje, sta prikazani na Sliki 4.34. Gibanje gležnja ima ponovno dvovrstno vlogo. Na eni strani skrbi za ustrezno vodenje dolžine in hitrosti daljšanja gleženjske komponente navidezne noge $L_{o,navidezna,G}$ in $\dot{L}_{o,navidezna,G,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$, na drugi strani pa prispeva k ustreznemu vodenju dolžine in hitrosti daljšanja navidezne noge v opori hitrost $L_{o,navidezna}$ in $\dot{L}_{o,navidezna,d} \Big|_{t=T_{eo,konec}}$.

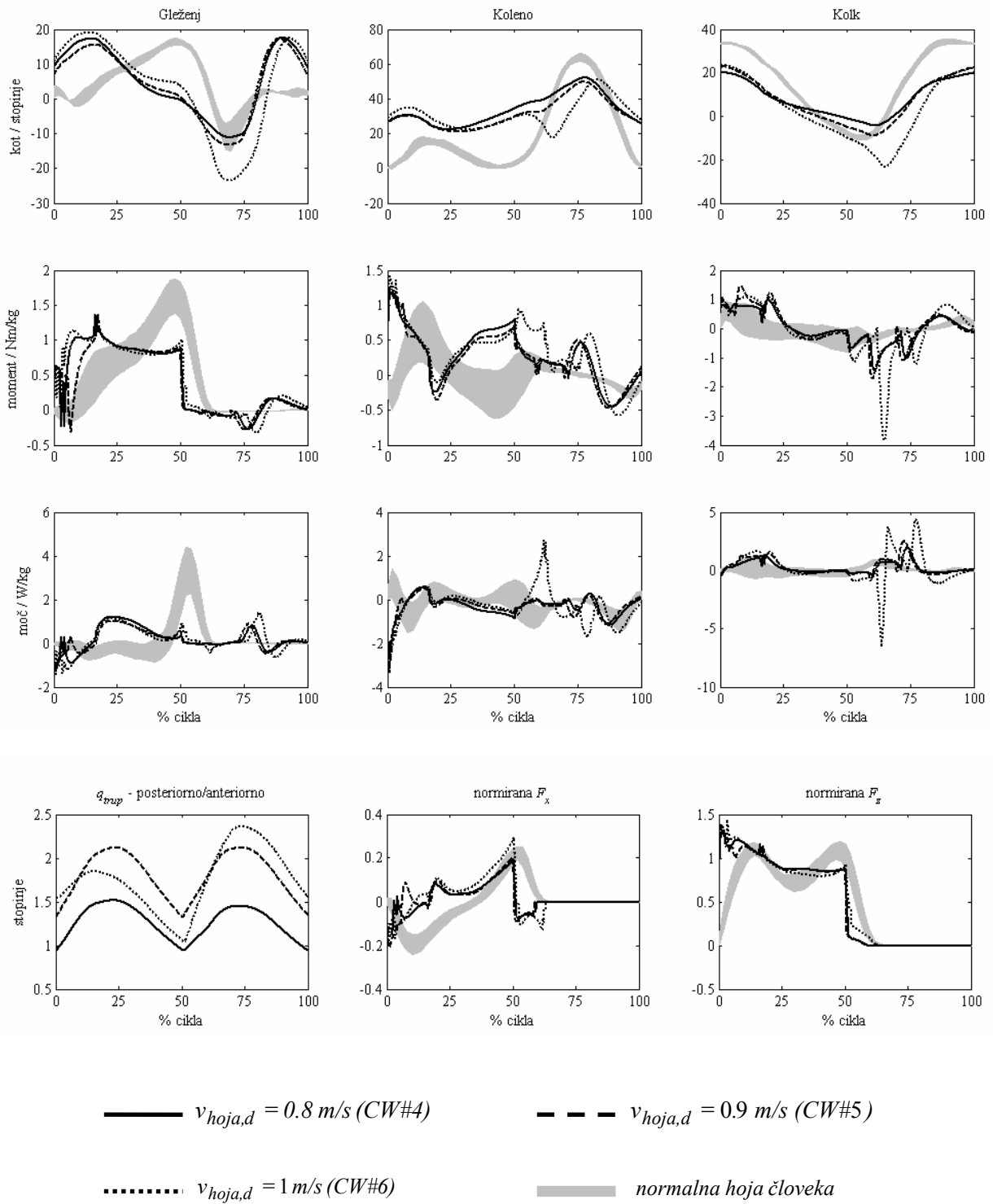
Pri vseh hitrostih hoje v večjem delu faze opore opazimo precejšnjo podobnost med trajektorijami gibanja gleženjskega sklepa. Večja odstopanja v gibanju gležnja opazimo šele ob odritvu, kjer v vseh primerih sicer opazimo ekstenzijsko gibanje gležnja, vendar je to najbolj izrazito pri največji hitrosti hoje. Ekstenzijsko gibanje ob odritvu opazimo še v kolenu, vendar le pri največji hitrosti hoje, v preostalih dveh primerih pa se fleksijsko gibanje ob koncu opore nadaljuje tudi v fazo odriva. V kolku ob začetku in osrednji opori ter koncu zamaha večjih razlik med primeri ni, ob odritvu pa ponovno opazimo največjo ekstenzijo pri največji hitrosti hoje.

Temu ustrezne so tudi grafi momentov. V gležnju beležimo zgolj manjši porast momenta plantarne fleksije ob sprejemu teže in odritvu, ko se hitrost hoje povečuje. V kolenu v osrednji fazi opore opazimo najprej obraten vzorec, saj je ekstenzijski moment največji pri najmanjši hitrosti hoje in je najmanjši pri največji hitrosti hoje, ob odritvu pa izrazito povečanje ekstenzijskega momenta v primeru najhitrejše hoje. V grafu momenta kolka izstopa le izraziti ekstrem na začetku faze zamaha, ki pa je posledica impulzne narave modela in s tem povezanim dotikom.

V tesni povezavi z dinamiko gibanja je tudi moč sklepa. Sicer zelo neizrazite razlike med primeri v moči gležnja skozi fazo opore, ob odritvu kljub temu kažejo manjše naraščanje generacije moči pri večanju hitrosti hoje. Prav nobenih odstopanj med primeri pa ne najdemo v grafih moči kolena in kolka. Podobno kot v grafu momenta kolka izstopa le izraziti ekstrem na začetku faze zamaha, ki pa je posledica impulzne narave modela.

Glede na hitrost hoje se nekoliko spremeni tudi vzorec reakcijske sile podlage. Tako pri najhitrejši hoji opazimo le majhen porast horizontalne in vertikalne komponente reakcijske sile, sicer pa večjih odstopanj med primeri ne opazimo.

Naklon trupa se med primeri bistveno ne razlikuje.



Slika 4.34. Kinematika in kinetika hoje v počepu pri variiranju želene hitrosti hoje.

Spreminjanje naklona trupa

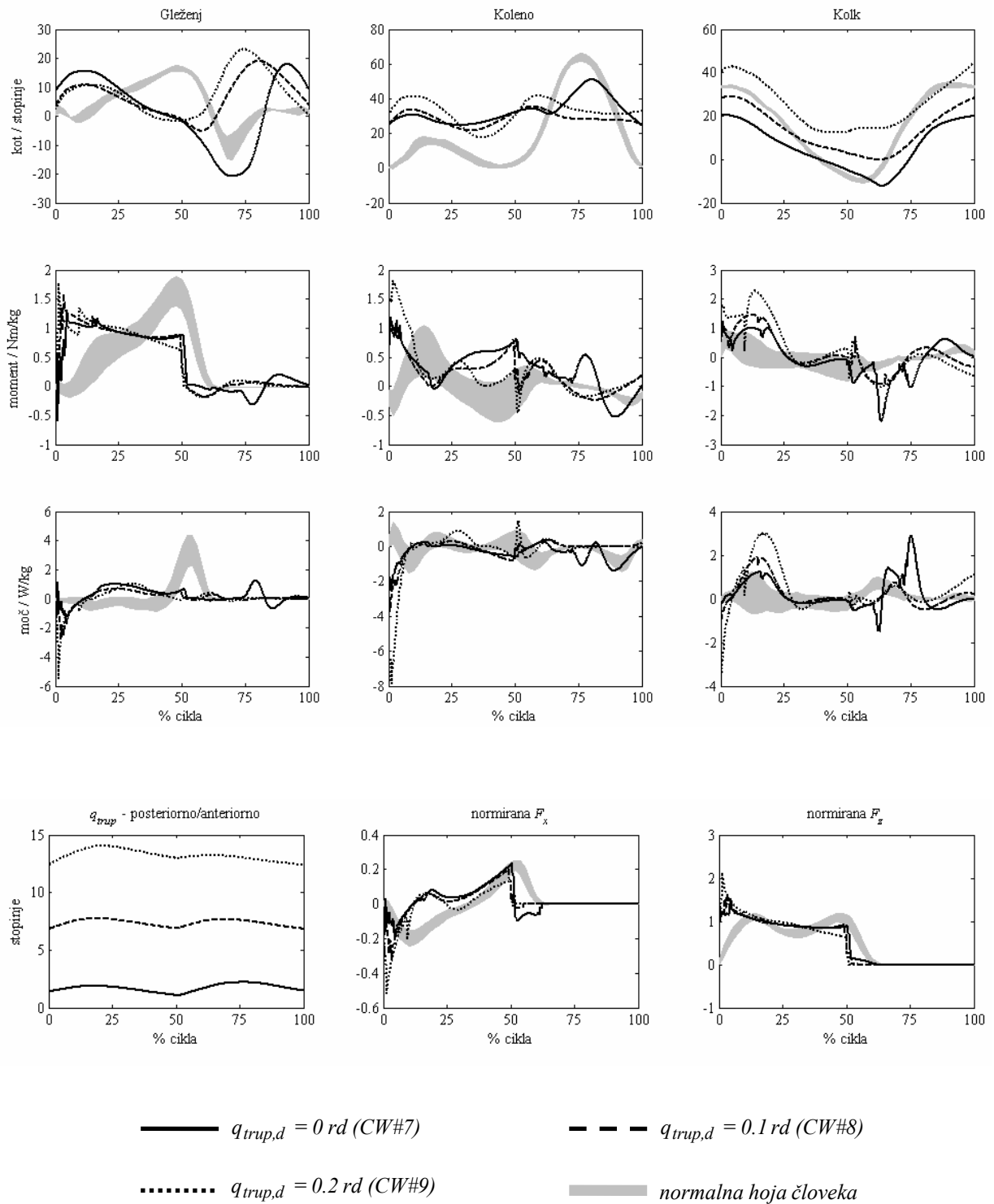
Spreminjanje naklona trupa ima zaradi velike mase segmenta zelo velik vpliv na težišče sistema. Pri človeku se pri večjem anteriornem naklonu trupa težišče pomakne naprej in na ta način v veliki meri pripomore k napredovanju v smeri hoje, hkrati pa predstavlja dodaten napor po dostopu, ko je treba preprečiti nadaljnje padanje trupa in zagotoviti oporo. Tovrstni mehanizmi so jasno izraženi v kinematiki in kinetiki pri simulacijskih primerih CW#7, CW#8 in CW#9, kjer smo variirali želen naklon trupa (Slika 4.35).

Takoj po dostopu najprej opazimo fleksijski vzorec gibanja v vseh sklepih, ki je značilen pri izraziti absorpciji. Pri vertikalni legi trupa opazimo občutno večjo dorzalno fleksijo gležnja ob začetku faze opore, ki pa se v nadaljevanju faze opore zmanjša na raven, ki je primerljiva s preostalima primeroma. Občutno pa se trajektorije gibanja gležnja razlikujejo v zamahu, kjer opazimo izrazito nihanje v vseh primerih, ki se pri največjem naklonu trupa pojavi precej prej kot pri manjšem naklonu ali vertikalni poziciji trupa. V kolenu po dostopu beležimo večjo fleksijo pri največjem naklonu in odsotnost fleksijskega gibanja ob odzivu in zamahu, če je trup nagnjen naprej. Skladno z naklonom trupa je gibanje kolka, kjer večanje fleksije kolka sledi večanju naklona trupa skozi celoten cikel hoje.

Spreminjanje naklona trupa se v grafih momentov gležnja odraža zgolj v zmanjšanju momenta plantarne fleksije ob odzivu. Nasprotno pa v kolenu že takoj po dotiku opazimo izrazit ekstenzijski moment pri največjem odklonu od vertikalne lege, ki pa se proti koncu faze opore občutno zmanjša in je ob odzivu skoraj odsoten. Če pa odklon trupa od vertikalne lege zmanjšamo, oziroma ga odpravimo, opazimo izrazitejši oziroma največji ekstenzijski moment ob odzivu. Podoben vzorec najdemo v kolku, kjer takoj po dotiku ponovno opazimo največji ekstenzijski moment v primeru največjega naklona trupa, ki pa se ob odzivu občutno zmanjša. Nasprotno sta momenta v kolenu takoj po dotiku v preostalih dveh primerih enaka in nekoliko manjša, a sta ob odzivu občutno večja kot pri največjem naklonu trupa. V kolku takoj po dostopu beležimo največji ekstenzijski moment pri največjem naklonu trupa, nekoliko manjšega pri manjšem in najmanjšega pri vertikalni legi trupa. V preostalem delu faze opore je moment v kolku manj izrazit, a kljub temu opazimo nekoliko večji ekstenzijski moment ob odzivu, če je trup nagnjen naprej.

Soroden vzorec beležimo v grafih moči. Ko odklon trupa od vertikalne lege narašča, narašča tudi absorpcija moči v vseh sklepih po dotiku. V nadaljevanju faze opore opazimo majhno generacijo moči v vseh sklepih, razen v kolku, kjer izrazita generacija moči v osrednji fazi opore sovпада z ekstenzijskim momentom kolka.

Večanje odklona trupa od vertikalne lege se prav tako odraža v reakcijski sili podlage, kjer večanje horizontalne in vertikalne komponente takoj po dostopu sledi naraščanju odklonu trupa od vertikalne lege. Ob odzivu opazimo nasprotno. Namreč ob odzivu zabeležimo največji vrednosti horizontalne in vertikalne komponente pri vertikalni legi trupa, medtem ko pri največjem odklonu od vertikalne lege sta ti najmanjši.



Slika 4.35. Kinematika in kinetika hoje v počepu pri variiranju zelenega naklona trupa.

Spreminjanje hitrosti večanja/manjšanja gleženjske komponente navidezne noge ob odzivu

V simulacijskih primerih CW#1, CW#2 in CW#3 smo varirali želeno hitrost manjšanja oziroma večanja dolžine gleženjske komponente navidezne noge ob odzivu $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}|_{t=T_{eo,konec}}$, pri čemer pa so vsi drugi parametri hoje ostali nespremenjeni, med drugim tudi hitrost hoje in s tem povezano vodenje hitrosti daljšanja in krajšanja navidezne noge ob odzivu $\dot{L}_{o,navidezna,d}|_{t=T_{eo,konec}}$. Temu ustrezno največ razlik med posameznimi primeri opazimo ob koncu faze opore in odzivu. Kinematika in kinetika hoje sta prikazani na Sliki 4.36.

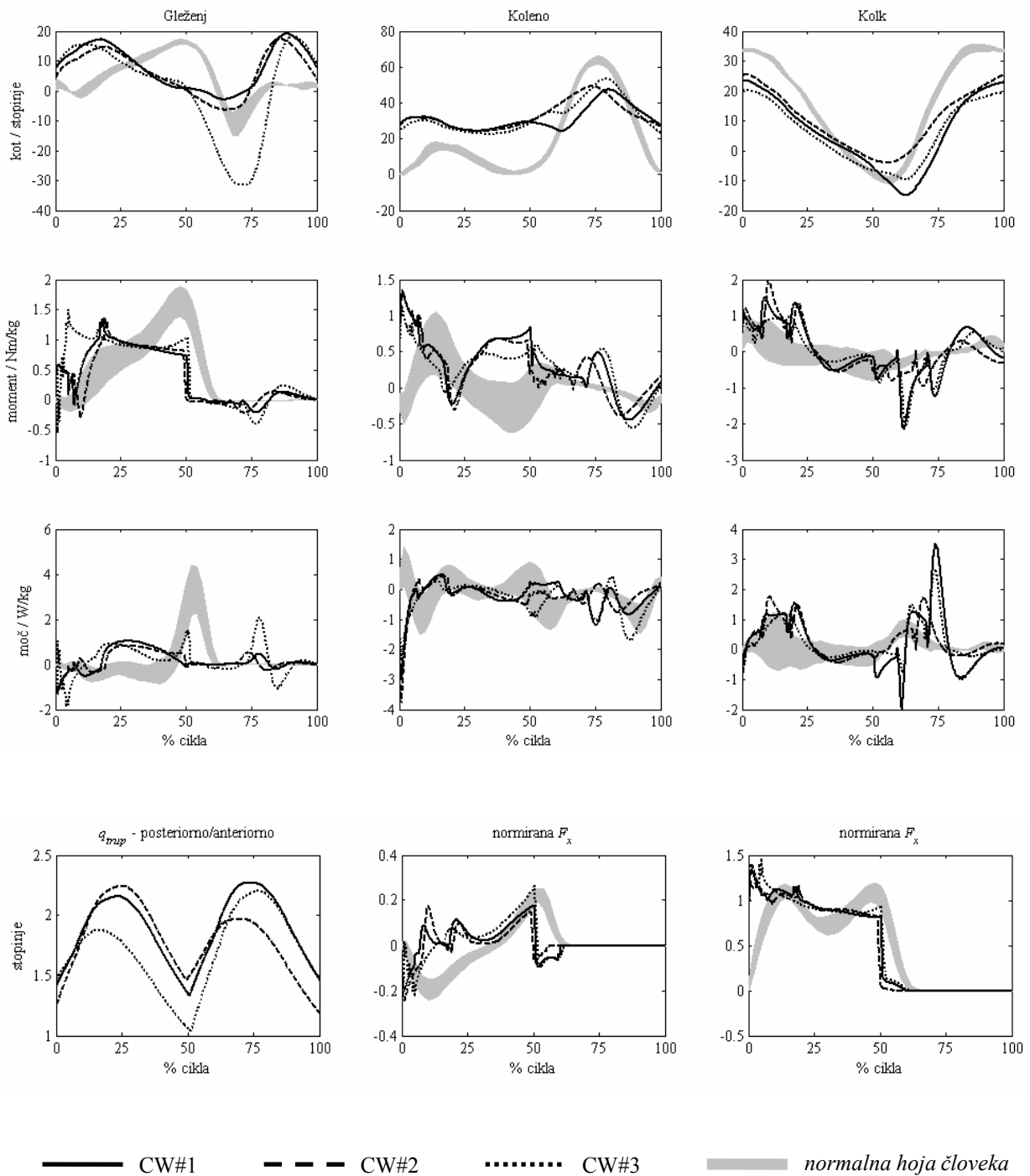
Pri vseh simulacijskih primerih je v pretežnem delu faze opore gibanje sklepov podobno, opaznejše razlike pa nastanejo ob zaključku faze opore in ob odzivu, kjer izrazit ekstenzijski vzorec gibanja gležnja ter večja plantarna fleksija ob odzivu sovпада z največjim $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}|_{t=T_{eo,konec}} = 0.2$. V kolenu beležimo najmanjšo fleksijo pri CW#1, v kolku pa največjo ekstenzijo pri CW#1, nekoliko manjšo pri CW#3 in skoraj popolno odsotnost ekstenzije pri CW#2.

V grafu gleženjskega momenta takoj po dotiku opazimo bolj zgođen prvi karakterističen vrh momenta plantarne fleksije pri CW#3, ki pa sicer po amplitudi ne odstopa od preostalih dveh primerov. Ob odzivu naraščanje amplitude momenta plantarne fleksije sovпада z naraščanjem $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}|_{t=T_{eo,konec}}$. Tako je moment plantarne fleksije najmanjši pri CW#1, nekoliko večji pri CW#2 in najbolj izrazit pri CW#3. Ker z naraščanjem $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ prispevek gležnja k odzivu in vodenju dolžine navidezne noge ob odzivu narašča, je ob enem izrazita generacija momenta v kolenu manj potrebna. Velja tudi obratno – če prispevek gležnja k odzivu in dolžini navidezne noge primanjkuje, ga mora nadomestiti koleno. Zato v kolenu ob odzivu opazimo ravno nasproten trend kolenskega momenta. Pri najmanjšem $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ je ekstenzijski moment kolena največji, pri največjem $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}|_{t=T_{eo,konec}}$ pa opazimo občutno zmanjšanje. V kolku večjih odstopanj med primeri ne opazimo.

Podobno opazimo v grafih moči sklepov. V gležnju je kmalu po dotiku izrazita absorpcija moči, ob odzivu pa beležimo največjo generacijo moči pri CW#3, nekoliko manjšo pri CW#2, ko pa je $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}|_{t=T_{eo,konec}} = 0$, je ta popolnoma odsotna. Obratno opazimo v kolenu. Ob odzivu je generacija moči najbolj izrazita, ko je tudi ekstenzijski moment kolena največji, torej pri CW#1, ko pa je $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}|_{t=T_{eo,konec}} = 0.2$ beležimo majhno absorpcijo moči. Tako kot v primeru momenta, v kolku večjih odstopanj med primeri ne opazimo.

V vzorcih reakcijskih sil podlage največje razlike znova opazimo ob odzivu, kjer sta tako horizontalna kot tudi vertikalna komponenta reakcijske sile podlage največji pri CW#3, ko je največji tudi $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}|_{t=T_{eo,konec}}$.

Naklon trupa je primerljiv v vseh primerih spreminjanja zelene hitrosti manjšanja oziroma večanja dolžine gleženjske komponente navidezne noge ob odzivu $\dot{L}_{o,navidezna,G,d}|_{t=T_{eo,konec}}$.



Slika 4.36. Kinematika in kinetika hoje v počepu pri variiranju $\dot{L}_o, navidezna, G, d \Big|_{t=T_{eo}, konec}$

4.3.5 Biomehanska relevanca in ovrednotenje glede na izbrani klinični primer

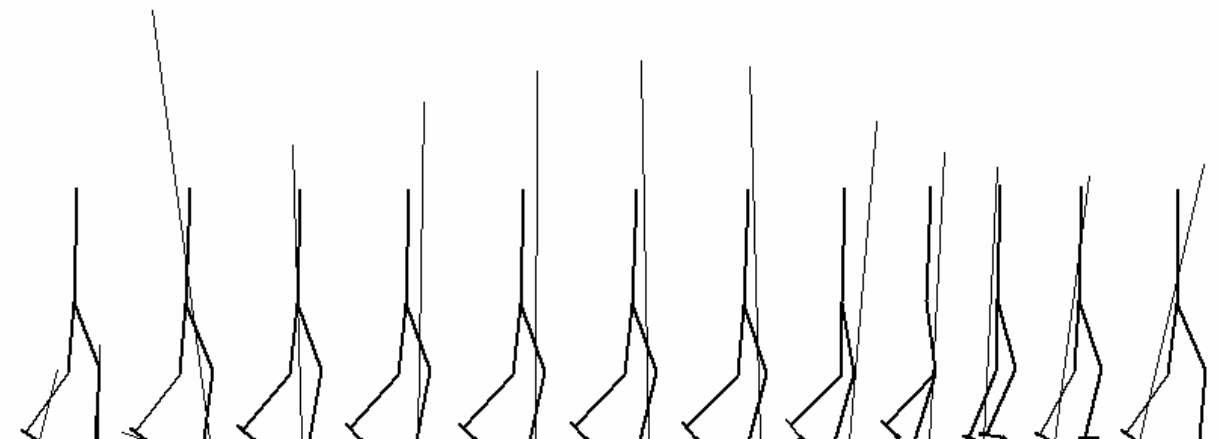
Dinamika prijemališča rezultante reakcijskih sil podlage

Na Sliki 4.37 je prikazano zaporedje paličnih diagramov modela med hojo v časovnem intervalu enega koraka in dinamika gibanja prijemališča rezultante reakcijskih sil podlage (RSP) glede na stopalo. Ta podatek je pomemben pri hoji in je v neposredni povezavi z dinamiko celotnega biomehanskega sistema ter karakterističen za določene tipe patološke hoje. Kolikor oseba ne dostopa na prste, kjer je prijemališče RSP že takoj po dostopu pri prstih, je gibanje prijemališča RSP proti prstom značilno. Medtem ko pri normalni hoji v času opore prijemališče RSP opiše celotno pot od pete proti prednjemu delu stopala, to ni nujno v primeru plantigradnega dostopa. V primeru patološke hoje namreč velikokrat zasledimo, da se stabilnost dostopa zagotovi tako, da je prijemališče RSP takoj po dostopu nekje znotraj ploskve podpore in ne na njenih robovih. V kolikšni meri je pomaknjeno proti sredini stopala zavisi od stopnje patološke deviacije. Ko se težišče biomehanskega sistema pomakne dovolj naprej, se prijemališče RSP ustrezno pomakne proti prstom. Ko pa doseže prste, sledi dvig pete in v nadaljevanju zgolj stik prstov s podlago. Tovrsten mehanizem hoje je jasno viden tudi v primeru matematičnega modela hoje v počepu na Sliki 4.37, kjer je prijemališče RSP takoj po dostopu na sredini stopala v bližini gležnja, nato se pomakne proti peti, v nadaljevanju enojne opore pa se postopoma pomika proti prstom. Približno v sredini faze opore doseže prste in nastopi dvig pete, nato pa se do konca faze opore ohranja točkovni stik stopala s podlago.

Biomehanski pomen spreminjanja parametrov modela in strategije vodenja

Do sedaj smo možnost spreminjanja parametrov strategije vodenja pri matematičnih modelih hoje po prstih in v počepu obravnavali predvsem z biomehanskega vidika, kjer smo določeno variacijo parametra povezali s karakterističnim vzorcem hoje. Tovrstno prednost pa lahko obravnavamo tudi v luči kliničnih primerov, saj je spreminjanje parametrov moč umestiti v nekatere karakteristične deviacije patološke hoje. Pri večini kliničnih primerov ugotovimo prilagajanje hitrosti hoje glede na zmožnosti osebe. Ali gre za upočasnitev ali občutno povečanje hitrosti hoje pa zavisi od vrste deviacije. Kolikor oseba ni zmožna proizvajati zadostne propulzije in je hoja precej negotova, je zmanjšanje hitrosti hoje zelo tipična kompenzacija.

Na drugi strani lahko anteriorno pomikanje trupa pomeni kompenzacijo v primeru zmanjšane odriva, nemalokrat pa je posledica kontraktur fleksorjev kolka. V obeh primerih velika masa trupa vpliva na težišče telesa, ki v tem primeru ne sovpada s centrom pritiska, ampak je glede na smer hoje pred njim. Trup v tem primeru deluje kot velika masa na koncu



Slika 4.37. Dinamika prijemališča reakcijske sile podlage.

palice, ki zaradi velike vztrajnosti pada naprej. Tovrstna dinamika gibanja lahko v določeni meri nadomesti odsotnost oziroma nezmožnost odriava, vendar pa hkrati poveča absorpcijo ob dostopu, kar jasno kažejo tudi rezultati matematičnega modeliranja hoje.

Pomemben prispevek modelov je možnost neposrednega vplivanja na gleženj, s čimer lahko opredelimo vlogo tako gležnja kot tudi kolena. Rezultati matematičnega modela kažejo, da kolikor se prispevek gležnja k hoji zmanjša, ga mora nadomesti drug sklep, v našem primeru koleno, in obratno. Na drugi strani lahko načrtno spreminjanje in deljenje vlog gležnja in kolena v kliničnem pomenu opredelimo kot fiziološke omejitve biomehanskega sistema. Če torej namenoma zmanjšamo razpon gibanja gležnja, lahko to obravnavamo kot mehansko omejevanje, ki je lahko posledica kontrakture plantarnih fleksorjev. Nasprotno, če povečamo razpon gibanja gležnja lahko to obravnavamo kot precej zmanjšan nadzor gibanja gležnja, ki je običajno posledica oslabelosti plantarnih fleksorjev.

Spreminjanje parametrov matematičnega modela in strategije vodenja hoje ima torej dvojno naravo. Na eni strani nam omogoča sintezo različnih karakterističnih vzorcev glede na vrednosti izbranih parametrov, v luči biomehanike pa lahko na ta način ponazorimo deviacije patološke hoje, ki izhajajo iz spremenjenih biomehanskih lastnosti sistema. Karakteristične vzorce hoje bi torej lahko povezali tudi z ustrezno deviacije patološke hoje.

Primerjava vzorca hoje matematičnega modela hoje v počepu z izbranim kliničnim

primerom

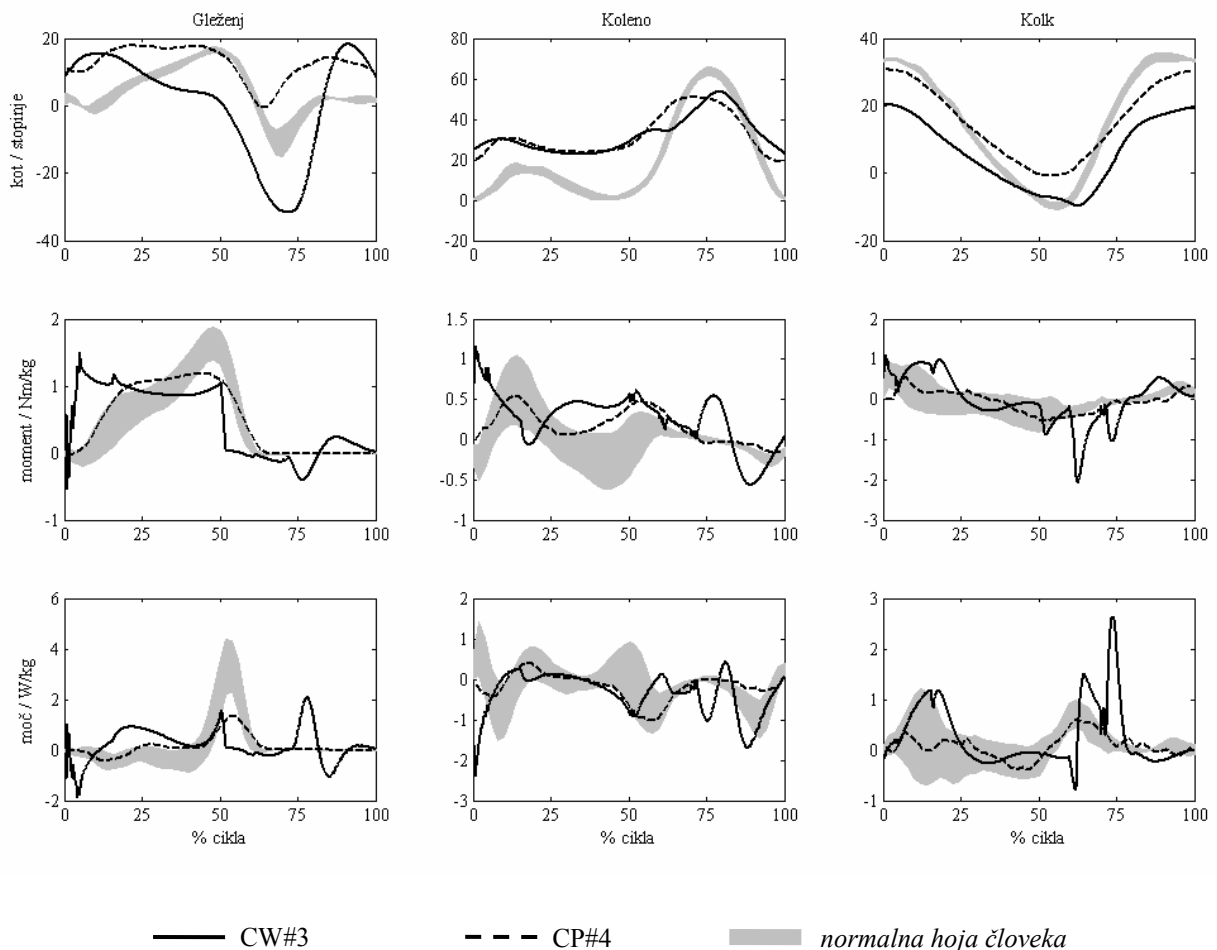
Proučimo še, kako kinematika in kinetika matematičnega modela hoje v počepu korelira s kliničnim primerom. Izberimo vzorec hoje CW#3 in ga kvalitativno primerjajmo z vzorcem patološke hoje v počepu pri CP#4, kjer je bila postavljena diagnoza spastične diplegije, ter normalno hoje človeka. Rezultati so predstavljeni na Sliki 4.38.

Takoj po dostopu opazimo približno enako dorzalno fleksijo v obeh primerih hoje v počepu, ki je v primerjavi z normalno hojo občutno večja. V obeh primerih hoje v počepu opazimo še karakteristično odsotnost ekstenzijskega gibanja gležnja, v preostalem delu faze opore pa opazimo skoraj nespremenjeno dorzalno fleksijo gležnja pri CP#4 in postopno zmanjševanje dorzalne fleksije pri CW#3. Ob koncu faze opore tako CP#4 kot tudi CW#3 zaznamujeta ekstenzijsko gibanje gležnja, ki je zelo izrazito pri matematičnem modelu, kjer maksimalna dorzalna fleksija doseže skoraj dvakratno normalno vrednost, in manj izrazito pri

4.3 Matematični model hoje v počepu

CP#4, kjer pred zamahom beležimo nevtralno lego gležnja. Nasprotno v zamahu opazimo fleksijsko gibanje v obeh primerih hoje v počepu, ki pa je zaradi predhodne plantarne fleksije izrazitejša pri matematičnem modelu, ter v manjšem obsegu pri CP#4, v obeh primerih pa ob koncu zamaha dosežeta primerljivi in nekoliko večje vrednosti kot pri normalni hoji. Kinematiko gibanja kolena zaznamuje velika podobnost fleksijskega vzorca v fazi opore v obeh primerih hoje v počepu, ki je glede na normalno hojo povečan in v zamahu podobno zmanjšan. V trajektoriji gibanja kolka obstaja konstantna razlika v fleksiji sklepa, pri čemer je ta v primeru matematičnega modela manjša, v obeh primerih pa ob dostopu in zaključku zamaha manjša v primerjavi z normalno hojo. V osrednji in zaključni opori v Primeru 3 opazimo podobno ekstenzijo kolka kot pri normalni hoji, pri CP#4 pa beležimo majhno fleksijo.

V grafih gleženjskega momenta je pri CW#3 jasno viden dvo-zobni vzorec, ki pa se pri CP#4 le nakazuje. V obeh primerih hoje v počepu opazimo še približno enako zmanjšanje momenta plantarne fleksije v zaključku opore in ob odzivu. V kolenu beležimo nasproten trend ekstenzijskega momenta kolena v obeh primerih hoje v počepu. Ekstenzijski moment kolena ob začetku opore je v primeru matematičnega modela izrazito večji kot pri CP#4, v osrednji opori pa občutno manjši. Ob koncu opore in ob odzivu v obeh primerih



Slika 4.38. Primerjava vzorcev hoje v počepu pri matematičnem modelu in kliničnem primeru CP#4

opazimo povečanje ekstenzijskega momenta kolka glede na normalno hojo. V kolku razen povečanega ekstenzijskega momenta pri CW#3 večjega odstopanja od normalne hoje ne beležimo, pri matematičnem modelu pa v vseh sklepih opazimo nihanje v grafih momenta, ki

je posledica izbire izhodnih funkcij pri sintezi strategije vodenja.

Medtem ko je v pretežnem delu faze opore moč gležnja v primeru CP#4 primerljiva z normalno, pri CW#3 opazimo izmenjavanje najprej generacije moči v gležnju takoj po dotiku, nato absorpcijo v osrednji opori, ter nato ponovno generacijo v zaključni opori ter ob odzivu. V primerjavi z normalno hojo oba primera zaznamuje še podobno zmanjšanje generacije moči gležnja ob odzivu. Podobnosti med obema primeroma hoje v počepu je moč opaziti tudi v grafih moči kolena, kjer takoj po dotiku opazimo absorpcijo (pri CW#3 je bolj izrazita), v nadaljevanju opore je vzorec dokaj normalen, v zaključni opori in ob odzivu pa beležimo absorpcijo namesto generacije. V kolku opazimo normalen vzorec moči pri CP#4 in nekoliko povečano generacijo moči v osrednji opori. Podobno kot pri grafih momentov matematičnega modela so v zamahu prisotna nihanja, ki so posledica izbire izhodnih funkcij pri sintezi vodenja.

4.3.5 Sklep

Primarni namen matematičnega modela hoje v počepu je bil zagotoviti stabilno hojo, ki ima karakteristični vzorec hoje v počepu. Pri tem smo izhajali iz spoznanj eksperimentalnega modela hoje v počepu, ki smo jih implementirali v matematični model z podobnim dvonivojskim modelom strategije vodenja hoje, kot v ostalih dveh primerih matematičnih modelov hoje. Tudi v tem primeru je obsežno testiranje pri širokem razponu simulacijskih primerov pokazalo, da je dvonivojska zasnova adaptivne strategije vodenja hoje zelo robustna ob dotiku ter neobčutljiva na izbor začetnih pogojev.

Kljub kompleksni strukturi modela hoje v počepu se je izkazalo, da je variiranje nekaterih parametrov modela ter strategije vodenja preprosto. V tem smislu smo ponovno opredelili karakteristike širokega spektra vzorcev hoje glede na izbrano hitrost hoje, odklon trupa od vertikalne lege in način vodenja dolžine gleženjske komponente navidezne noge ter rezultate ovrednotili v biomehanskem smislu. Če model hoje v počepu kvalitativno primerjamo z izbranim kliničnim primerom patološke hoje v počepu, lahko opazimo karakteristike v kinematiki in kinetiki, ki so skupne v obeh primerih in so tipične za hojo v počepu. Pri tem je potrebno opozoriti, da parametri modela in strategije vodenja tudi v tem primeru niso bili optimalno določeni glede na izbrani klinični primer patološke hoje v počepu in zato dopušča še dovolj možnosti za izboljšanje podobnosti.

Opozorili smo že na pomanjkljivost modela. Podobno kot pri prejšnjih matematičnih modelih bipedalne hoje tudi v primeru modela hoje v počepu v grafih sklepnih momentov ter reakcijskih sil podlage opazimo nezveznosti. Vzrok tega je impulzna narava modela dostopa, ki predvideva nezveznosti v vektorju sklepnih hitrosti, ter izmenjavanje nabora izhodnih funkcij regulacijske zanke v posameznih fazah hoje. Z ustreznim načrtovanjem vodenja je neželene posledice možno zgolj omejiti, ne pa tudi odpraviti.

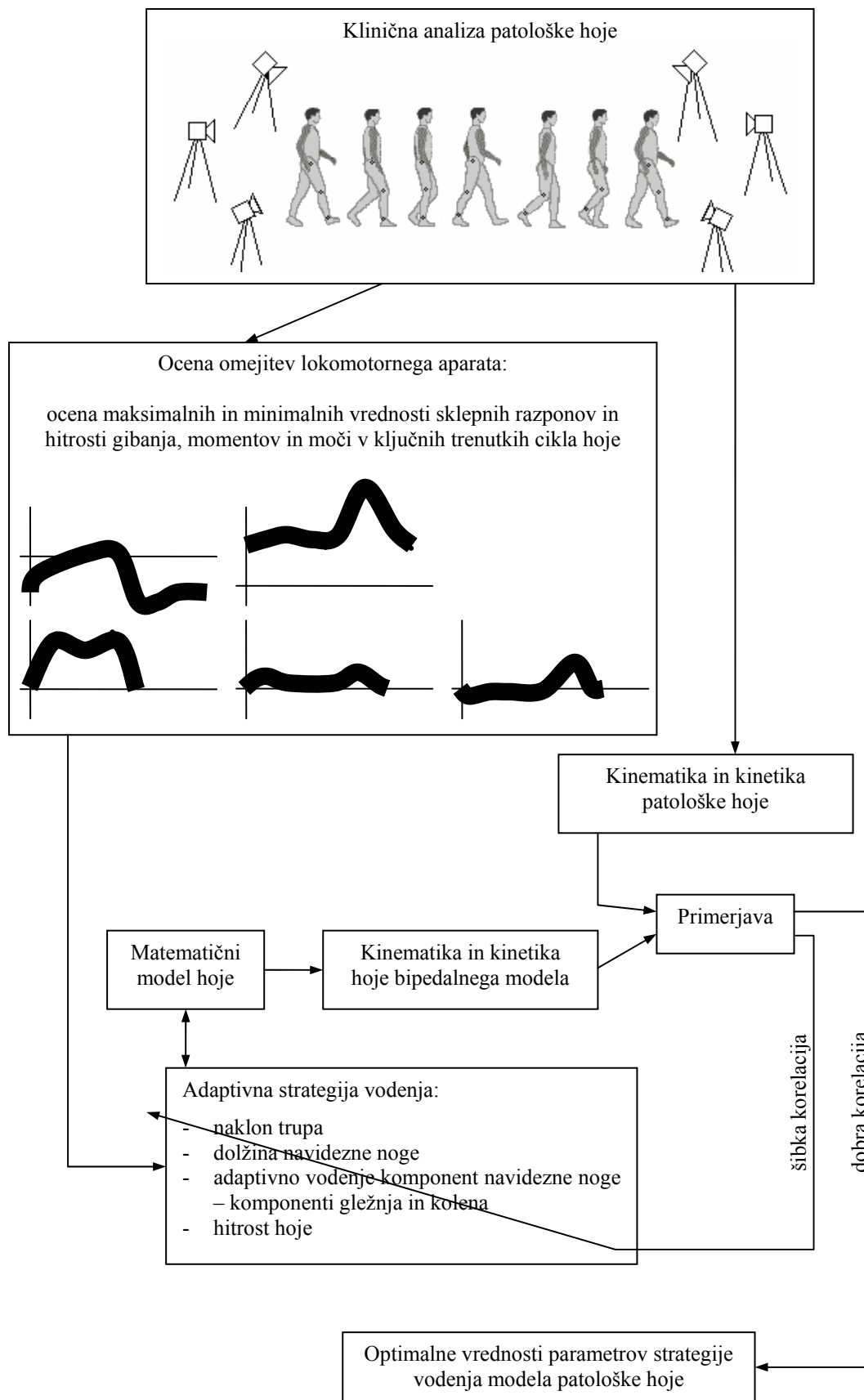
5. Zaključne misli

Primarni namen sinteze mnogih modelov bipedalne hoje je razvoj orodja, ki bi omogočal pravilno identifikacijo stanja biomehanskega sistema in podal smernice, kako ločiti primarne anomalije hoje od kompenzacijskih. Tovrstna zmožnost modela bi predstavljala veliko prednost pri določanju terapevtskega posega, saj bi lahko predvideli tako pozitivne izhode ustreznih postopkov kot tudi negativne posledice neustreznih.

Prednost eksperimentalnih modelov, ki pri zdravih bodisi z mehanskimi omejitvami bodisi s samoomejevanjem poskušajo posnemati patološki vzorec hoje [24,25], je vplivanje neposredno na mehanizme hoje človeka, s čimer zajamemo vse aspekte človekovega lokomotorne aparata. Na drugi strani se slabost tovrstnega postopka kaže v precejšnji omejenosti pri izbiri pristopa posnemanja patološke hoje, saj ti ne smejo biti invazivni hkrati pa morajo vsaj v določeni meri korelirati z realnimi primeri patoloških deviacij hoje. V tem pogledu smo v primerih eksperimentalnih modelov hoje po prstih in počepu predstavili izviren pristop emulacije mišičnih kontraktur, kjer mehansko omejevanje gibljivosti sklepov z elastičnimi vrvmi poveča togost sklepov na podoben način kot mišična kontraktura. Pomembno pri tem je, da s tem vzpostavimo omejitve na nivoju določene mišice, oseba pa je prisiljena prilagoditi hojo tako, da se njegova volja uveljavlja le pri izbiri kompenzacijskih mehanizmov. Analiza in primerjava s kliničnimi primeri je pokazala, da tovrsten pristop omogoča sintezo nekaterih karakterističnih vzorcev hoje glede na vrsto emulacije kontrakture, vzorci hoje v teh primerih pa kvalitativno sovpadajo s kliničnimi primeri, kjer je izvor karakterističnih patoloških vzorcev hoje anomalija biomehanskega sistema, to je kontraktura mišice. Slaba stran tega pristopa je, da četudi mehansko omejimo gibljivost sklepov, mišice osebe, ki so v mnogih kliničnih primerih oslabele, ostanejo neprizadete. V tem smislu se izkaže omejenost omenjenega pristopa, saj je izvor patološke hoje v mnogih kliničnih primerih kombinacija več anomalij, lahko tudi oslabele.

Matematični model predstavlja učinkovito dopolnilo eksperimentalnega modela, saj pri sintezi modela in strategije vodenja združujemo tako spoznanja eksperimentalnega modela kot tudi možnost poljubnega spreminjanja kateregakoli parametra modela. Potreben predpogoj za to je stabilnost modela – to je ponovljiva in ciklična hoja. Rezultati obsežnega testiranja pri širokem spektru naborov parametrov modela so pokazali učinkovito delovanje dvonivojske zasnove adaptivnega vodenja, ki zagotavlja precejšnjo robustnost v primeru motenj ter neobčutljivost na začetne pogoje, v stabilnem stanju pa ponovljivost. Omenili smo že dvojno naravo spreminjanja parametrov. Na eni strani nam omogoča ovrednotiti karakterističen vzorec kinematike in kinetike hoje glede na izbran nabor parametrov hoje – v našem primeru različni načini hoje po prstih in v počepu – na drugi strani pa lahko določeno vrednost parametra obravnavamo kot deviacijo biomehanskega sistema in vzorec hoje kot karakterističnega za tovrstno deviacijo. V tem smislu bi lahko matematični model hoje uporabili kot orodje v zapletenem procesu klinične obravnave patološke hoje. Sliki 5.1 in 5.2 prikazujeta, kako razvito orodje umestiti v proces identifikacije stanja biomehanskega sistema, nato pa na modelu preveriti posledice možnih terapevtskih postopkov. Postopek opišimo nekoliko podrobneje.

Klinična obravnava patološke hoje se začne z identifikacijo primarnih vzrokov patološke hoje. S sistemom za instrumentacijsko analizo hoje zajamemo kinematiko in kinetiko. Podrobna klinična preiskava skupaj z analizo izmerjenih podatkov omogoča oceno maksimalnih razponov in hitrosti gibanja posameznih sklepov, poda lahko oceno maksimalnih momentov v posameznih sklepih in predvidi maksimalne generacije in absorbcije moči pri pacientu. Tovrstne predpostavke predstavljajo pomembne ugotovitve o zmožnostih pacienta, obenem pa predstavljajo izhodišče za uspešno identifikacijo stanja biomehanskega sistema z



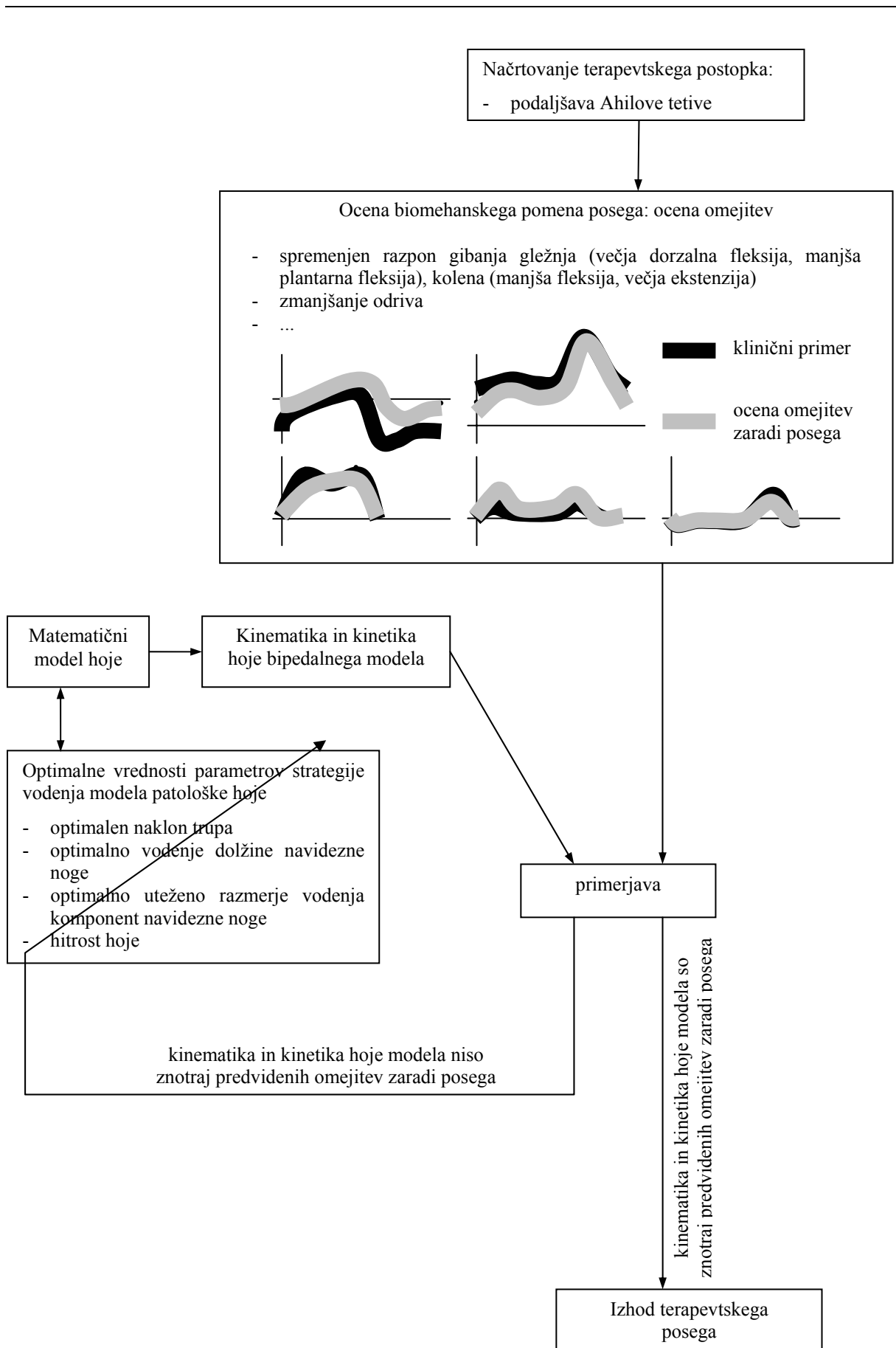
Slika 5.1. Uporaba matematičnega modela hoje pri identifikaciji stanja biomehanskega sistema.

matematičnim modelom. Kolikor naj matematični model verno odraža stanje biomehanskega sistema, morata te predpostavke odražati tudi kinematika in kinetika hoje modela. V ta namen bi lahko te predpostavke upoštevali kot omejitve matematičnega modela, ki bi jih v hojo modela vsilili z dvonivojsko strategijo vodenja. Pri tem bi upoštevali ugotovitve obsežnih testiranj matematičnih modelov hoje po prstih in v počepu, ki kažejo možnost sinteze karakterističnih mehanizmov hoje z ustreznim naborom izhodnih funkcij, to je ustreznim vodenjem dolžine navidezne noge, njene gleženjske in kolenske komponente, naklona trupa in hitrosti hoje. Identifikacija stanja biomehanskega sistema bi se torej osredotočila na identifikacijo optimalnih vrednosti parametrov izhodnih funkcij dvonivojskega vodenja, da bi kinematika in kinetika hoje modela in pacienta dobro korelirali (Slika 5.1). Jedro identifikacije parametrov bi predstavljalo dvonivojsko adaptivno vodenje hoje, ki bi po vsakem koraku izvedlo ustrezno korekcijo parametrov, dokler korelacija kinematike in kinetike hoje v obeh primerih ne bi presegla želenega praga. Ko bi se to zgodilo, bi bile vrednosti parametrov vodenje dolžine navidezne noge ter njenih komponent gležnja in kolena, naklona trupa in hitrosti hoje optimalno določene in bi bili kinematika in kinetika hoje modela zadosti podobni kinematiki in kinetiki hoje pacienta. Korak identifikacije stanja biomehanskega sistema bi bil s tem zaključen.

V nadaljevanju klinične obravnave patološke hoje bi se odločili za ustrezen terapevtski poseg. Vzemimo primer, da bi kinematika in kinetika hoje v izbranem kliničnem primeru kazali značilnosti hoje po prstih kot pri eksperimentalnem primeru SOLGAS, to je izrazita plantarna fleksija in dvozobi vzorec momenta v gležnju, v kolenu izrazita fleksija ter zmanjšan ekstenzijski moment v osrednji opori in povečan ekstenzijski moment ob koncu opore. Izkušnje iz klinične prakse nas učijo, da lahko podaljšanje Ahilove tetive v podobnih primerih občutno izboljša hojo. Posledice podaljšave Ahilove tetive bi lahko preverili z matematičnim modelom (Slika 5.2).

Najprej bi ocenili biomehanski pomen posega. Podaljšava Ahilove tetive v splošnem oslabi obe mišici plantarnih fleksorjev, mišici soleus in gastrocnemius, in neposredno vpliva na razpon gibanja gležnja tako, da se lahko poveča dorzalna in zmanjša plantarna fleksija, v kolenu pa omogoča večjo ekstenzijo. Obenem oslabitev mišice soleus zmanjša moment plantarne fleksije in generacijo moči ob koncu opore, torej se zmanjša odziv, v kolenu pa lahko pričakujemo možnost generacije večjega ekstenzijskega momenta, saj bi oslabele obeh mišic zmanjšala antagonistični učinek ekstenzijskemu momentu kvadricepsov, katerih funkcionalna vloga se ne spremeni. Tovrstne ocene posega bi predstavljale nove omejitve, katerim bi morala zadostiti trajektorije kinematike in grafi kinetike hoje modela. Da bi temu zadostili, bi optimalne vrednosti parametrov strategije vodenja modela patološke hoje, ki bi jih ocenili v postopku identifikacije stanja biomehanskega sistema, korakoma adaptivno spreminjali, dokler kinematika in kinetika hoje ne bi bila znotraj predvidenih omejitev zaradi terapevtskega posega. V splošnem bi predikcija spremenila naklon trupa, zmanjšala fleksijo kolena s podaljšanjem dolžine navidezne noge skozi celoten cikel ter zmanjšala plantarno fleksijo z zmanjšanjem dolžine gleženjske komponente navidezne noge. Nasprotno bi hitrost hoje spremenili le, kolikor bi to bilo potrebno. Predikciji izhoda podaljšanja Ahilove tetive bi sledila analiza uspešnosti terapevtskega postopka, ki bi v primeru nezadovoljivega rezultata zahtevala testiranje alternativnih terapevtskih postopkov.

Uspeh analize v velik meri zavisi od matematičnega modela. Bolj verno kot model posnema antropomorfno strukturo človeka, manjša je možnost napak zaradi poenostavitve. V tem smislu je uporabnost modela, ki je bil predmet razvoja, omejena, saj so planarna narava modela in odsotnost medenice pomembne pomanjkljivosti. Medenica je zelo pomemben segment telesa, saj gre vzrok odklona drže trupa od normalnega v nekaterih primerih patološke hoje iskati prav v spremembi naklona medenice, v drugih pa je sprememba naklona medenice karakterističen kompenzacijski mehanizem. Kljub temu razviti poenostavljen model



Slika 5.2. Uporaba matematičnega modela stanja biomehanskega sistema pri predikciji izhoda potencialnega terapijskega posega.

bipedalne hoje omogoča sintezo širokega spektra karakterističnih vzorcev hoje, ki v veliki meri kvalitativno omogoča primerjavo z izbranimi kliničnimi primeri. Postopno dopolnjevanje modela z novimi segmenti, prostostnimi stopnjami in mišicami, bi model izpopolnilo do te mere, da bi postalo nepogrešljivo orodje v procesu klinične obravnave patološke hoje.

6. Izvirni prispevki disertacije

Glede na objavljene prispevke v literaturi s področja eksperimentalnega in matematičnega modeliranja bipedalne hoje, pričujoča disertacija zajema naslednje izvirne prispevke:

1. Izviren eksoskeletni sistem, ki omogoča selektivno emulacijo kontraktur posameznih mišičnih skupin.

Elastične vrvi, ki jih individualno ali v kombinaciji z drugimi elastičnimi vrvmi namestimo na eksoskeletni sistem paralelno z izbranimi mišičnimi skupinami, omejujejo hojo zdrave osebe na podoben način, kot nekatere mišične kontrakture, ki so pogost vzrok patološke hoje v primeru cerebralne paralize. Na ta način neposredno vplivamo na primarne vzroke spremenjenega vzorca hoje, glede na vrsto emulacije mišične kontrakture pa lahko na biomehanskem nivoju ocenimo in ovrednotimo karakteristične kompenzacijske mehanizme strategije vodenja.

2. Študija hoje po prstih in v počepu in ocena značilnosti kompenzacijskih vzorcev hoje glede na različne primarne vzroke.

Hoja po prstih in v počepu sta zelo pogosta vzorca patološke hoje. Pogost vzrok hoje po prstih sta kontrakturi mišic soleus in gastrocnemius, ki pa v vzorec hoje vsilita različne karakteristične adaptivne mehanizme vodenja. Glede na vrsto kontrakture smo jih ovrednotili pri eksperimentalnem modeliranju hoje po prstih, kjer smo emulacije kontraktur mišic soleus in gastrocnemius vsilili pri nevrolško in ortopedsko neprizadeti osebi. Podoben postopek smo ponovili pri eksperimentalnem modelu hoje v počepu, kjer smo karakteristične adaptivne mehanizme vodenja ovrednotili pri emulacijah kontraktur mišičnih skupin stegenskih strun in iliopsoas, ki sta zelo pogost vzrok hoje v počepu.

3. Izviren matematični model bipedalne hoje v sagitalni ravnini, ki vključuje tako fazo enojne kot tudi fazo dvojne opore.

Bipedalni matematični model hoje je planaren, sestavljajo ga trup in dve nogi, ki se nadalje členita v stopalo, golen in stegno, segmenti pa so z rotacijskimi sklepi povezani v gležnjih, kolenih in kolku. Cikel hoje modela je deljen v faze enojne in dvojne opore ter v fazo zamaha. Glede na vrsto dotika modela s podlago ločimo model hoje po prstih, ko je model v točkovnem stiku s podlago, in model hoje v počepu, ko model dostopa plantigradno in se ob odzivu na koncu faze enojne opore postavi na prste.

4. Model bipedalne hoje z adaptivno dvonivojsko strategijo vodenja.

Dvonivojska zasnova strategije vodenja na nižjem nivoju vsili nekatere primarne zakonitosti hoje in zagotovi stabilnost znotraj koraka, višji nivo pa z adaptivnim spreminjanjem parametrov nižjega nivoja omogoča adaptivno spreminjanje odziva. Adaptivne korekcije odziva strategija vodenja izvaja iz koraka v korak tako, da se odziv poveča, če naj se hitrost hoje poveča, in se zmanjša, če naj se hoja upočasni. Izkazalo se je da tovrstna zasnova strategije vodenja zagotavlja robustnost in stabilnost v širokem naboru parametrov hoje, obenem pa nam omogoča preveriti vpliv določenih parametrov strategije vodenja, hoje in modela na kinematiko in kinetiko hoje bipedalnega modela hoje.

5. Demonstracija uspešnega delovanja dvonivojske strukture vodenja in ocena vpliva parametrov.

Medtem ko smo enostavno strukturo poenostavljenega modela izkoristili za sintezo adaptivne strategije vodenja, smo delovanje dvonivojske strategije vodenja smo preverili pri

matematičnih modelih hoje po prstih in v počepu. Predstavljena strategija vodenja zagotavlja stabilnost in robustnost pri širokem spektru hitrosti hoje, spreminjanje parametrov strategije vodenja pa omogoča sintezo širokega spektra karakterističnih vzorcev hoje. Obsežne simulacije so pokazale, da tako model hoje po prstih kot tudi model hoje v počepu odražata nekatere poglobitve karakteristične značilnosti patoloških vzorcev hoje, pomen variiranja vrednosti parametrov hoje in strategije vodenja bipedalnega modela pa smo overdnili v kliničnem smislu.

Literatura

- [1] Donelan, J.M., Kram, R., Kuo, A.D. (2002) Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics*, 35, 117-124.
- [2] Buczek, F.L., Cooney, K.M., Walker, M.R., Rainbow, M.J., Concha, M.C., Sanders, J.O. (2006) Performance of an inverted pendulum model directly applied to normal human gait. *Clinical Biomechanics*, 21, 288-296.
- [3] Perry, J. (1992). Gait analysis: Normal and pathological function. SLACK Incorporated, Thorofare, NJ.
- [4] Winter, D.A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. Waterloo: University of Waterloo Press.
- [5] Zatsiorsky, V.M. Kinematics of human motion. Champaign, ZDA: Human Kinetics, 1998.
- [6] Zatsiorsky, V.M., Kinetics of human motion. Champaign, ZDA: Human Kinetics, 2002.
- [7] Zajac, F.E., Neptune, R.R. in Kautz, S.A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, 16, 215-232.
- [8] Zajac, F.E., Neptune, R.R. in Kautz, S.A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture*, 17, 1-17.
- [9] Kepple, T.M., Siegel, K.L. in Stanhope, S.J. (1997). Relative contributions of the lower extremity joint moment to forward progression and support during gait. *Gait and Posture*, 6, 1-8.
- [10] Davis, R.B., (1997). Reflections on clinical gait analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 7, 251-257.
- [11] Gage, J.R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press.
- [12] Gage, J.R. (1993). Gait analysis: An essential tool in treatment of cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 288, 126-134.
- [13] Gage, J., R., (2004). The treatment of gait problems in cerebral palsy. Mac Keith Press, London, UK.
- [14] Kerrigan, D.C., (1998). Introduction on Gait analysis in the science of rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Monograph 002, Introduction.

-
- [15] Hanson, C.J. in Jones, L.J. (1989). Gait abnormalities and inhibitive casts in cerebral palsy. *J Am Podiatr Med Assoc*, 79, 53-59.
- [16] Gitter, A., McAnelly, R., 1998. The value of information resulting from instrumented gait analysis: The physiatrist. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Monograph 002, chapter 1.
- [17] Duncan, C.E. (1989). A gait training suggestion for lengthening gastrocnemius-soleus muscles: suggestion from the field. *Physical Therapy*, 69, 773-776.
- [18] Tardieu, C., Lespargot, A., Tabary, C. in Bret, M.D. (1988). For how long must the soleus muscle be stretched each day to prevent contracture?. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 30, 3-10.
- [19] Metaxiotis, D., Siebel, A. in Doederlein, L., (2002). Repeated botulinum toxin A injections in the treatment of spastic equinus foot. *Clinical Orthopaedics And Related Research*, 394, 177-185.
- [20] Carmick, J. (1995). Managing equinus in a child with cerebral palsy: merits of hinged ankle-foot orthoses. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 37, 1006-1010.
- [21] Orendurff, M.S., Aiona, M.D., Dorociak, R.D. in Pierce, R.A. (2002). Length and force of the gastrocnemius and soleus during gait following tendo Achilles lengthenings in children with equinus. *Gait and Posture*, 15, 130-135.
- [22] Wren, T. A. L., Patrick Do, K. in Kay, R. M., (2004). Gastrocnemius and soleus lengths in cerebral palsy equinus gait – differences between children with and without static contracture and effects of gastrocnemius recession. *Journal of Biomechanics*, 37, 1321–1327.
- [23] Arnold, A. S., Liu, M. Q., Schwartz, M. H., Ounpuu, S. in Delp., S. L., (2005). The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait, *Gait and Posture*, 23, 273-281.
- [24] Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Rogan, S., in Burke, D. T., (2000). Compensatory advantages of toe walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81, 38-44.
- [25] Perry, J., Burnfield, J.M., Grongley, J.K. in Mulroy, S.J. (2003). Toe walking: muscular demands at the ankle and knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 7-16.
- [26] Goodman, M.J., Menown, J.L., West Jr.,J.M, Barr, K.M., Vander Linden, D.W. in McMulkin, M.L. (2004) Secondary gait compensations in individuals without neuromuscular involvement following a unilateral imposed equinus constraint, *Gait and Posture*, 20, 238-244.
- [27] Kelly, I.P., Jenkinson, A., Stephens, M. in O'Brien, T. (1997). The kinematics pattern of toe– walkers. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 17, 478-480.

-
- [28] Policy, J.F., Torburn, L., Rinsky, L.A. in Rose, J. (2001). Electromyographic test to differentiate mild diplegic cerebral palsy and idiopathic toe-walking. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21, 784-789.
- [29] Decq, P., Cuny, E., Keravel, Y. (1998). Role of soleus muscle in spastic equinus foot. *The Lancet* 352, 118.
- [30] Neptune, R.R., Kautz, S.A., Zajac, F.E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34, 1387-1398.
- [31] Anderson, F.C. in Pandy, M.G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and Posture*, 17, 159-169.
- [32] Alexander, R.McN. (2003). Modelling approaches in biomechanics. *Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences*, 358, 1429-1435.
- [33] Xiuping Mu in Qiong Wu, (2003). Synthesis of a complete sagittal gait cycle for a five-link biped robot", *Robotica*, 21, 581-587, 2003.
- [34] Grizzle, J.W., Moog, C.H. in Chevallereau, C. (2005). Nonlinear control of mechanical systems with an unactuated cyclic variable. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 30, 559-576.
- [35] Grizzle, J.W., Abba, G. in Plestan, F. (2001). Asymptotically stable walking for biped robots: analysis via systems with impulse effects" *IEEE Transactions on Automatic Control*, 46, 51-64.
- [36] Pandy, M.G. (2003). Simple and complex models for studying muscle function in walking. *Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences*, 358, 1501-1509.
- [37] Van der Linde, R.Q. (1999). Design, analysis, and control of a low power joint for walking robots, by phasic activation of McKibben muscles *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 15, 4, 595-604.
- [38] Lim, H. in Takanishi, A. (2005). Compensatory motion for a biped walking robot. *Robotica*, 23, 1-11.
- [39] Ching-Long Shih. (1997). Gait Synthesis for a biped robot. *Robotica*, 15, 599-607.
- [40] Collins, S., Ruina, A., Tedrake, R. in Wisse, M. (2005) Efficient Bipedal Robots Based on Passive Dynamic Walkers. *Science Magazine*, 307, 1082-1085.
- [41] Hogan, N. (1985). The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biological Cybernetics*, 52, 315-331.
- [42] Spong, M.W. in Bullo, F. (2005). Controlled symmetries and passive walking *IEEE*

-
- Transactions on Automatic Control*, 50, No. 7, 1025-1031.
- [43] McGeer, T., (1990). Passive dynamic walking. *International Journal of Robotic Research*, ZDA, 8, 68-83.
- [44] McGeer, T. (1990). Passive walking with knees. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Minneapolis, ZDA, 1640-1645.
- [45] Wisse, M., Schwab, A.L. in Van der Helm, F.C.T. (2004). Passive dynamic walking model with upper body. *Robotica*, 22, 681-688.
- [46] Goswami, A., Espiau, B., Keramane, A. (1996). Limit cycles and their stability in a passive bipedal gait. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Minneapolis, ZDA, 246-251.
- [47] Van der Linde, R.Q. (1999). Passive bipedal walking with phasic muscle contraction. *Biological Cybernetics*, 81, 227-237.
- [48] Mochon, S. in McMahon, T.A. (1980). Ballistic walking. *Journal of Biomechanics*, 13, 49-57.
- [49] Espiau, B. In Goswami, A. (1994). Compass gait revisited. *International Federation of Automatic Control World Congress*, Capri, Italija, 839-846.
- [50] Khraief, N., M'Sirdi, N.K. in Spong, M.V. (2003). Nearly passive dynamic walking of a biped robot. *European Control Conference*, Cambridge, VB.
- [51] Westervelt, E.R. in Grizzle, J.W. (2002) Design of asymptotically stable walking for a 5-link planar biped walker via optimization. *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Washington DC, ZDA, 3117-3122.
- [52] Roussel, L., Canudas-de-Wit, C. in Goswami, A. (1998). Generation of energy optimal complete gait cycles for biped robots. *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Leuven, Belgija, 2035-2041.
- [53] Vukobratovic, M., Frank, A.A. in Juričić, D. (1970). On the stability of biped locomotion" *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 17, 25-36.
- [54] Mitobe, K., Capi, G. in Nasu, Y. (2000). Control of walking robots based on manipulation of the zero moment point. *Robotica*, 18, 651-657.
- [55] Westervelt, E.R., Grizzle, J.W. in Koditschek, D.E. (2003). Hybrid zero dynamics of planar biped walkers. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 48, 1, 42-56.
- [56] Grizzle, J.W., Abba, G. in Plestan, F. (2000). Asymptotic stability of a walking cycle for a biped robot with knees and torso. *NATO AVT Fall Symposium*, Ankara, Turčija.
- [57] Westervelt, E.R., Grizzle, J.W. in Koditschek, D.E. (2002). Zero dynamics of underactuated planar biped walkers. *International Federation of Automatic Control*

World Congress, Barcelona, Španija.

- [58] Chevallereau, C., Grizzle, J.W. in Moog, C.H. (2004). Nonlinear control of mechanical systems with one degree of underactuation. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, New Orleans, ZDA*, 2222-2228.
- [59] Spong, M.W. in Bhatia, G. (2003). Further results on control of the compass gait biped. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, Las Vegas, ZDA*, 1933-1938.
- [60] Spong, M.W. (1994). The control of underactuated mechanical system. *Plenary Address at The First International Conference on Mechatronics, Mexico City, Mehika.*
- [61] Grizzle, J.W., Abba, G. in Plestan, F. (1999). Proving asymptotic stability of a walking cycle for a five DOF biped robot model. *Conference on Climbing and Walking Robots, Portsmouth, VB*, 69-81.
- [62] Spong, M.W. (1996). Energy based control of a class of underactuated mechanical systems. *International Federation of Automatic Control World Congress, San Francisco, ZDA*, 431-435.
- [63] Kuo, A.D. (2002). Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model, *Journal of Biomechanical Engineering*, 124, 113,120.
- [64] Winter, D.A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of Motor Behavior*, 15, 302-330.
- [65] Winter, D.A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 175, 147-154.
- [66] Choi, J.H. in Grizzle, J.W. (2005) Feedback control of an underactuated planar bipedal robot with impulsive foot action. *Robotica*, 23, 567-580.
- [67] Arnold, A. S., Anderson, F. C., Pandy, M. G. in Delp, S. L., (2005). Muscular contributions to hip and knee extension during single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics*, 38, 2181-2189.
- [68] Schutte, L. M., Hayden, S. W. in Gage, J. R. (1997). Lengths of hamstrings and psoas muscles during crouch gait: Effects of femoral anteversion. *Journal of Orthopaedic Research*, 15, 615-621.
- [69] Harris, G.P. in Smith, P.A. (1996). Human motion analysis: Current applications and future directions. *The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., New York.*
- [70] Lee, L. W. in Kerrigan, D. C. (2004). Dynamic hip flexion contractures. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 658.

-
- [71] Winters, T. F., Hics, R. in Gage, J.R. (1987). Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 69-A, 437.
- [72] Rodda, J. M., Graham, H. K., Carson, L., Galea, M. P. in Wolfe, R. (2004). Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 86-B, 251-258.
- [73] Lin, C.-J., Guo, L.-Y., Su, F.-C., Chou, Y.-L. in Cherng, R.-J. (2000). Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic diplegia of cerebral palsy. *Gait and Posture*, 11, 224-232.
- [74] Hurmuzlu, Y. in Marghitu, D.B. (1994). Rigid body collisions of planar kinematic chains with multiple contact points. *International Journal of Robotic Research*, 13, 82-92.
- [75] Isidori, A. (1989). Nonlinear control systems: an introduction. Springer-Verlag, Berlin, Germany, 2nd edition.
- [76] Spong, M.W. (1994). Partial feedback linearization of underactuated mechanical systems. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, Munich, Nemčija*, 314-321.
- [77] Khalil, H.K. (2002). Nonlinear Systems, Third Edition. Prentice Hall, Upper Saddle River, New Jersey.
- [78] Westervelt, E.R. (2007). Feedback Control Of Dynamic Bipedal Robot Locomotion. CRC Press, Taylor & Francis Group, Boca Raton, Florida.
- [79] Miossec, S. in Aoustin, J. (2004). A simplified stability study for a biped walk with under and over actuated phases, *Proc 2004 Robot Motion and Control Workshop*, 53-59.
- [80] Grizzle, J.W. (2001). An analytical approach to asymptotically stable walking in planar biped robots. *Super Mechano Symposium Conference, Japan*.
- [81] Grizzle, J.W., Plestan, F. in Abba, G. (1999). Poincaré's method for systems with impulse effects: application to mechanical biped locomotion. *IEEE Conference on Decision and Control, Phoenix, ZDA*, 4, 3877-3882.
- [82] Morris, B. in Grizzle, J.W. (2005). A restricted poincare map for determining exponentially stable periodic orbits in systems with impulse effects: application to bipedal robots. *IEEE Conference on Decision and Control, Seville, Španija*.
- [83] Winter, D.A. (1979). Biomechanics of Human Movement. New York: John Wiley & Sons

Reference vezane neposredno na disertacijo

Olenšek, A., Matjačić, Z. in Bajd, T. (2005). Muscle contracture emulating system for studying artificially induced pathological gait in intact individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 21, 348-358, (Dodatek C).

Matjačić, Z., Olenšek, A. in Bajd, T. (2006). Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking : differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures. *Journal of Biomechanics*, 39, 255-266, (Dodatek D).

Matjačić, Z., in Olenšek, A. (2007). Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced crouch walking : differences between pure iliopsoas, pure hamstrings and combination of iliopsoas and hamstrings contractures. *Journal of Biomechanics*, 40, 491-501, (Dodatek E).

Olenšek, A. in Matjačić, Z. Human-like control strategy of biped walking model. *Robotica*, V tisku. (Dodatek F).

Olenšek, A., Matjačić, Z. in Bajd, T. (2003). Muscle contracture emulation system. *Proceedings of International conference on industrial technology IEEE ICIT 2003, Hotel Habakuk Maribor, Slovenia*, 10-12, 735-739.

Olenšek, A., Matjačić, Z. in Bajd, T. (2004). Studying gait pattern emulating muscle contracture. *Proceedings of 8th Vienna international workshop on functional electrical stimulation, Vienna, Austria*, Vienna: Department of biomedical engineering and physics, Medical university of Vienna, 102-105.

Olenšek, A. in Matjačić, Z. (2005). Further steps toward more human-like passive bipedal walking robots. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, April 18-22, 2005. Proceedings : robots get closer to humans : DVD conference and video proceedings. Piscataway: Institute of Electrical and Electronics Engineers: = IEEE, cop., 7-11.*

Olenšek, A. in Matjačić, Z. (2006). Steps towards human-like biped walking model stimulations. *IEEE ICMA 2006 : proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*.1626-1630.

Olenšek, A. in Matjačić, Z. (2007). Two-level control of bipedal walking model. *11th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2007, 26-30 June, 2007, Ljubljana, Slovenia, (IFMBE proceedings, vol. 16). New York: Springer: International Federation for Medical and Biological Engineering*, 673-676.

Olenšek, A. in Matjačić, Z. (2007). Implicit control of push-off in biped walking model. *2007 International Conference on Biomechanics of the Lower Limb in Health, Disease and Rehabilitation : [conference proceedings]. Salford: University of Salford*, 44-45.



Dodatek A

Lie-jeva notacija

Predpostavimo naslednji sistem z enim vhodom in enim izhodom

$$\begin{aligned} \dot{x} &= f(x) + g(x)u \\ y &= h(x) \end{aligned} \tag{A.1}$$

kjer so f , g in h zadosti gladke funkcije v domeni $D \subset \mathbb{R}^n$. Preslikave $f : D \rightarrow \mathbb{R}^n$ in $g : D \rightarrow \mathbb{R}^n$ imenujemo vektorska polja domene D in je odvod \dot{y} definiran z

$$\dot{y} = \frac{\partial y}{\partial x} \frac{dx}{dt} = \frac{\partial y}{\partial x} [f(x) + g(x)u] \doteq L_f h(x) + L_g h(x)u \tag{A.2}$$

kjer je

$$L_f h(x) = \frac{\partial h}{\partial x} f(x) \tag{A.3}$$

Lie-jev odvod h glede na f v smeri f . Tovrstna notacija je priročna pri ponavljanju odvajanja glede na isto vektorsko polje. Tako zapišemo naslednje:

$$\begin{aligned} L_g L_f h(x) &= \frac{\partial(L_f h)}{\partial x} g(x) \\ L_f^2 h(x) &= L_f L_f h(x) = \frac{\partial(L_f h)}{\partial x} f(x) \\ L_f^k h(x) &= L_f L_f^{k-1} h(x) = \frac{\partial(L_f^{k-1} h)}{\partial x} f(x) \\ L_f^0 h(x) &= h(x) \end{aligned} \tag{A.4}$$

Če je v (A.2) $L_g h(x) = 0$, potem je $\dot{y} = L_f h(x)$ in je neodvisen od vhoda u . Kolikor z odvajanjem nadaljujemo, je drugi odvod y enak

$$y^{(2)} = \frac{\partial L_f h}{\partial x} [f(x) + g(x)u] = L_f^2 h(x) + L_g L_f h(x)u \tag{A.5}$$

Ponovno, če je $L_g L_f h(x) = 0$, je $y^{(2)} = L_f^2 h(x)$ in je neodvisen od vhoda u . Kolikor postopek odvajanja ponavljamo, opazimo da, če $h(x)$ zadošča

$$L_g L_f^{i-1} h(x) = 0, \quad i = 1, 2, \dots, \rho - 1; \quad L_g L_f^{\rho-1} h(x) \neq 0, \tag{A.6}$$

potem so vsi izrazi odvodov $y, \dot{y}, \dots, y^{(\rho-1)}$ neodvisni od vhoda u , in se vhod u pojavi v izrazu

$$y^{(\rho)} = L_f^\rho h(x) + L_g L_f^{\rho-1} h(x) u \quad (\text{A.7})$$

Zgornja enačba kaže, da lahko vhodno-izhodni sistem lineariziramo, če izberemo

$$u = \frac{1}{L_g L_f^{\rho-1}} \left[-L_f^\rho h(x) + v \right] \quad (\text{A.8})$$

Temu sledi, da nova linearizirana vhodno-izhodna relacija:

$$y^{(p)} = v \quad (\text{A.9})$$

V tem primeru imenujemo ρ imenujemo relativna stopnja sistema:

Definicija A.1 Za nelinearni sistem (A.1) pravimo, da ima relativno stopnjo ρ , $1 \leq \rho \leq n$ na področju $D_0 \subset D$, če

$$L_g L_f^{i-1} h(x) = 0, \quad i = 1, 2, \dots, \rho - 1; \quad L_g L_f^{\rho-1} h(x) \neq 0, \quad (\text{A.10})$$

za vse $x \in D_0$.

Primer A.1 Predpostavimo Van der Pol-ov oscilator

$$\begin{aligned} \dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= -x_1 + \varepsilon(1 - x_1^2)x_2 + u \end{aligned} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & \varepsilon(1 - x_1^2) \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} u = f(x) + g(x)u$$

z izhodom $y = x_1$. Odvodi izhoda so:

$$\begin{aligned} \dot{y} = \dot{x}_1 &= x_2 && \rightarrow L_f h(x) = x_2, L_g h(x) = 0 \\ \ddot{y} = \dot{x}_2 &= -x_1 + \varepsilon(1 - x_1^2)x_2 + u && \rightarrow L_f h(x) = -x_1 + \varepsilon(1 - x_1^2)x_2, L_g L_f h(x) = 1 \end{aligned}$$

Van der Pol-ov oscilator z vhodom $y = x_1$ ima torej v R^2 relativno stopnjo dve in ga lineariziramo kolikor izberemo

$$u = -\left(-x_1 + \varepsilon(1 - x_1^2)x_2\right) + v$$

Če je $y = x_2$, je odvod vhoda

$$\dot{y} = -x_1 + \varepsilon(1 - x_1^2)x_2 + u \rightarrow L_f h(x) = -x_1 + \varepsilon(1 - x_1^2)x_2, L_g h(x) = 1$$

in je relativna stopnja sistema ena. V tem primeru sistem lineariziramo z enakim vzbujanjem kot prej

$$u = -\left(-x_1 + \varepsilon(1 - x_1^2)x_2\right) + v$$

Kolikor pa je izhod Van der Pol-ovega oscilatorja $y = x_1 + x_2^2$, je odvod

$$\dot{y} = x_2 + 2x_2\left[-x_1 + \varepsilon(1 - x_1^2)x_2 + u\right] \rightarrow L_f h(x) = x_2 + 2x_2\left[-x_1 + \varepsilon(1 - x_1^2)x_2\right], L_g h(x) = 2x_2$$

in je relativna stopnja enaka ena le na $D_0 = \{x \in \mathbb{R}^2 \mid x_2 \neq 0\}$.



Dodatek B

Seznam simbolov

Eksperimentalni model	
CV	variacijski koeficient
σ_i	standardni odklon trajektorije kinematike ali kinetike pri i -tem vzorcu
N	število vzorcev v ciklu hoje
p	raven statistične pomembnosti
Matematični model	
<i>poenostavljeni model</i>	
m_t, I_t, L_t	masa, vztrajnostni moment in dolžina trupa
m_n, I_n	masa in vztrajnostni moment noge
m_k	masa kolka
q_t	vertikalni naklon trupa
q_D, q_L	vertikalna naklona desne (D) in leve (L) noge
L_D, L_L	dolžini desne (D) in leve (L) noge
x_o, z_o	lokalni koordinatni sistem noge v opori (o)
x_z, z_z	lokalni koordinatni sistem noge v zamahu (z)
x_k, z_k	lokalni koordinatni sistem kolka
\mathbf{q}	vektor sklepnih spremenljivk
\mathbf{u}	vektor sklepnih aktuatorjev
T_D, T_L	sklepna rotacijska aktuatorja desne (D) in leve (L) noge
F_D, F_L	sklepna linearna aktuatorja desne (D) in leve (L) noge
q_o, q_z	vertikalna naklona in dolžini noge v opori (o) in zamahu (z)
L_o, L_z	dolžini noge v opori (o) in zamahu (z)
T_o, T_z	sklepna rotacijska aktuatorja noge v opori (o) in zamahu (z)
F_o, F_z	sklepna linearna aktuatorja noge v opori (o) in zamahu (z)
\mathbf{M}	matrika vztrajnosti
\mathbf{C}	matrika centripetalnih in Coriolisovih prispevkov
\mathbf{G}	gravitacijski vektor
λ_{eo}	vektor Lagrange-ovih multiplikatorjev v fazi enojne opore (eo)

λ_{do}	vektor Lagrange-ovih multiplikatrojev v fazi dvojne opore (<i>do</i>)
$T_{eo,start}, T_{eo,konec}$	začetek in konec faze enojne opore (<i>eo</i>)
$T_{do,start}, T_{do,konec}$	začetek in konec faze dvojne opore (<i>do</i>)
T_d	čas dotika (<i>d</i>)
T_{dn}	čas dviga noge (<i>dn</i>)
Ψ_{eo}	matrični zapis kinematičnih omejitev v fazi enojne opore (<i>eo</i>)
Ψ_d	matrični zapis kinematičnih omejitev v fazi dotika (<i>d</i>)
Ψ_{do}	matrični zapis kinematičnih omejitev v fazi enojne opore (<i>do</i>)
Ψ_{dn}	matrični zapis kinematičnih omejitev v fazi dvig noge (<i>dn</i>)
q_d	stanje sistema ob dotiku (<i>d</i>)
\dot{q}^-, \dot{q}^+	vektorja sklepnih hitrosti neposredno pred (-) in po (+) diskretnem dogodku
$F_{d,zun}$	impulz zunanje (<i>zun</i>) sile ob dotiku (<i>d</i>)
F_d	zunanja sila podlage ob dotiku (<i>d</i>)
F_{dn}	zunanja sila podlage ob dvigu noge (<i>dn</i>)
$F_{T,o}, F_{N,o}, F_{T,z}, F_{N,z}$	tangencialni (<i>T</i>) in normalni (<i>N</i>) komponenti sile dotika noge v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)
$T_q Q$	tangentni prostor
$y_i, i = 1 \dots 4$	izhodne funkcije poenostavljenega modela
$r_i, i = 1 \dots 4$	referenčne trajektorije poenostavljenega modela
w_1, w_2	izbrani eksponentni funkciji
$q_{t,d}$	želen (<i>d</i>) naklon trupa
$q_{o,d} \Big _{t=T_{eo,konec}}$	želen (<i>d</i>) vertikalni naklon noge v opori (<i>o</i>) ob koncu enojne opore
$L_{noga,nom}$	nominalna dolžina noge
$v_{hoja,d}, L_{korak,d}, cad_{hoja,d}$	želene (<i>d</i>) kadenca, hitrost hoje, dolžina koraka
v_{hoja}^k, L_{korak}^k	hitrost hoje ter dolžina koraka v <i>k</i> -tem koraku
$L_{o,d}(q_o)$	polinom četrtega reda – želena (<i>d</i>) dolžina noge v opori (<i>o</i>)
$\dot{L}_{o,d} \Big _{t=T_{eo,konec}}$	želena (<i>d</i>) hitrost daljšanja/krajšanja dolžine noge v opori (<i>o</i>) ob koncu enojne opore
y_{eo}, h_{eo}	vektor izhodnih funkcij faze enojne opore (<i>eo</i>)
y_{do}, h_{do}	vektor izhodnih funkcij faze dvojne opore (<i>do</i>)
$K_{D,eo}, K_{P,eo}$	pozitivno definitni matriki ojačanj regulatorja v enojni opori (<i>eo</i>)
$K_{D,do}, K_{P,do}$	pozitivno definitni matriki ojačanj regulatorja v dvojni opori (<i>do</i>)
K_D, K_P	pozitivno definitni matriki ojačanj regulatorja

k_D, k_P pozitivni ojačanja višje ravni vodenja
 Z_{eo}, Z_{do} ničelna dinamika faz enojne (*eo*) in dvojne opore (*do*)

matematični model hoje po prstih in v počepu

$m_{trup}, I_{trup}, L_{trup}$	masa, vztrajnostni moment in dolžina trupa
$m_{stopalo}, I_{stopalo}, L_{stopalo}$	masa, vztrajnostni moment in dolžina stopala (<i>St</i>)
$m_{golen}, I_{golen}, L_{golen}$	masa, vztrajnostni moment in dolžina goleni (<i>G</i>)
$m_{stegno}, I_{stegno}, L_{stegno}$	masa, vztrajnostni moment in dolžina stegna (<i>S</i>)
m_{kolk}	masa kolka
q_{trup}	vertikalni naklon trupa
$q_{D,stopalo}, q_{L,stopalo}$	vertikalna naklona desnega (<i>D</i>) in levega (<i>L</i>) stopala (<i>St</i>)
$q_{D,golen}, q_{L,golen}$	vertikalna naklona desne (<i>D</i>) in leve (<i>L</i>) goleni (<i>G</i>)
$q_{D,stegno}, q_{L,stegno}$	vertikalna naklona desnega (<i>D</i>) in levega (<i>L</i>) stegna (<i>S</i>)
x_o, z_o	lokalni koordinatni sistem noge v opori (<i>o</i>)
x_z, z_z	lokalni koordinatni sistem noge v zamahu (<i>z</i>)
x_k, z_k	lokalni koordinatni sistem kolka
$T_{o,peta}, T_{o,prsti}$	točki pete in prstov noge v opori
$T_{z,peta}, T_{z,prsti}$	točki pete in prstov noge v zamahu
$x_{T_{o,peta}}, z_{T_{o,peta}}$	koordinatni sistem pete noge v opori
$x_{T_{o,prsti}}, z_{T_{o,prsti}}$	koordinatni sistem prstov noge v opori
$x_{T_{z,peta}}, z_{T_{z,peta}}$	koordinatni sistem pete noge v zamahu
$x_{T_{z,prsti}}, z_{T_{z,prsti}}$	koordinatni sistem prstov noge v zamahu
u	vektor sklepnih aktuatorjev
$u_{D,gleženj}, u_{L,gleženj}$	sklepna aktuatorja desnega (<i>D</i>) in levega (<i>L</i>) gležnja (<i>Gl</i>)
$u_{D,koleno}, u_{L,koleno}$	sklepna aktuatorja desnega (<i>D</i>) in levega (<i>L</i>) kolena (<i>Ko</i>)
$u_{D,kolk}, u_{L,kolk}$	sklepna aktuatorja desnega (<i>D</i>) in levega (<i>L</i>) kolka (<i>Kolk</i>)
$q_{o,stopalo}, q_{z,stopalo}$	vertikalna naklona stopala (<i>St</i>) noge v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)
$q_{o,golen}, q_{z,golen}$	vertikalna naklona goleni (<i>G</i>) noge v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)
$q_{o,stegno}, q_{z,stegno}$	vertikalna naklona stegna (<i>S</i>) noge v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)
$u_{o,gleženj}, u_{z,gleženj}$	sklepna aktuatorja gležnja (<i>Gl</i>) noge v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)
$u_{o,koleno}, u_{z,koleno}$	sklepna aktuatorja kolena (<i>Ko</i>) noge v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)
$u_{o,kolk}, u_{z,kolk}$	sklepna aktuatorja kolka (<i>Kolk</i>) noge v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)

Ψ_{eo}	matrični zapis kinematičnih omejitev v fazi enojne opore (<i>eo</i>)
Ψ_{dp}	matrični zapis kinematičnih omejitev v fazi dviga pete (<i>dp</i>)
Ψ_d	matrični zapis kinematičnih omejitev v fazi dotika (<i>d</i>)
Ψ_{do}	matrični zapis kinematičnih omejitev v fazi enojne opore (<i>do</i>)
Ψ_{dn}	matrični zapis kinematičnih omejitev v fazi dvig noge (<i>dn</i>)
M	matrika vztrajnosti
C	matrika centripetalnih in Coriolisovih prispevkov
G	gravitacijski vektor
λ_{eo}	vektor Lagrange-ovih multiplikatrojev v fazi enojne opore (<i>eo</i>)
λ_{do}	vektor Lagrange-ovih multiplikatrojev v fazi dvojne opore (<i>do</i>)
$T_{eo,start}, T_{eo,konec}$	začetek in konec faze enojne opore (<i>eo</i>)
$T_{do,start}, T_{do,konec}$	začetek in konec faze dvojne opore (<i>do</i>)
T_{dp}	trenutek dviga pete (<i>dp</i>) s tal
T_{dn}	čas dviga noge (<i>d</i>)
T_d	čas dotika (<i>d</i>)
\dot{q}^-, \dot{q}^+	vektorja sklepnih hitrosti neposredno pred (-) in po (+) diskretnem dogodku
F_{dp}	zunanja sila podlage ob dvigu pete (<i>dp</i>)
$F_{d,zun}$	impulz zunanje (<i>zun</i>) sile ob dotiku (<i>d</i>)
F_d	zunanja sila podlage ob dotiku (<i>d</i>)
$F_{T,o}, F_{N,o}, F_{T,z}, F_{N,z}$	tangencialni (<i>T</i>) in normalni (<i>N</i>) komponenti sile dotika noge v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)
$F_{T,T_o,prsti}, F_{N,T_o,prsti}$	tangencialni (<i>T</i>) in normalne (<i>N</i>) komponente sile dotika noge v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)
$F_{N,T_o,peta}, F_{T,T_z,prsti}$	
$F_{N,T_z,peta}$	
F_{dn}	zunanja sila podlage ob dvigu noge (<i>dn</i>)
$L_{P,K}$	razdalja med prsti stopala in kolenom iste noge
$L_{P,K,o}$	razdalja med prsti stopala in kolenom noge v opori (<i>o</i>)
$L_{navidezna}$	dolžina navidezne noge
$L_{o,navidezna}, L_{z,navidezna}$	dolžinu navidezni nog v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)
$L_{navidezna,G}, L_{navidezna,K}$	komponenti gležnja in kolena k dolžini navidezne noge
$L_{o,navidezna,G}, L_{z,navidezna,K}$	komponenti gležnja in kolena k dolžini navidezne noge v opori (<i>o</i>) in zamahu (<i>z</i>)
$y_i, i = 1...6$	izhodne funkcije modela hoje po prstih in v počepu
$r_i, i = 1...6$	referenčne trajektorije modela hoje po prstih in v počepu

w_1, w_2	izbrani eksponentni funkciji
$q_{trup,d}$	želen (d) naklon trupa
$L_{noga,nom}$	nominalna dolžina navidezne noge
$q_{o,navidezna}, q_{z,navidezna}$	vertikalna naklona navidezne noge v opori (o) in zamahu (z)
$q_{o,navidezna,d} \Big _{t=T_{eo,konec}}$	želen (d) vertikalni naklon navidezne noge v opori (o) ob koncu enojne opore
$v_{hoja,d}, L_{korak,d}, cad_{hoja,d}$	želene (d) kadenca, hitrost hoje, dolžina koraka
v_{hoja}^k, L_{korak}^k	hitrost hoje ter dolžina koraka v k -tem koraku
$L_{o,navidezna,d}$	polinom četrtega reda – zelena (d) dolžina navidezne noge v opori (o)
$\dot{L}_{o,navidezna,d} \Big _{t=T_{eo,konec}}$	zelena (d) hitrost daljšanja/krajšanja dolžine navidezna noge v opori (o) ob koncu enojne opore
$L_{o,navidezna,G,d}$	polinom četrtega reda – zelena (d) dolžina komponente gležnja k dolžini navidezne noge v opori (o)
$\dot{L}_{o,navidezna,G,d} \Big _{t=T_{eo,konec}}$	zelena (d) hitrost daljšanja/krajšanja komponente gležnja k dolžini navidezne noge v opori (o) ob koncu enojne opore
y_{eo}, h_{eo}	vektor izhodnih funkcij faze enojne opore (eo)
y_{do}, h_{do}	vektor izhodnih funkcij faze dvojne opore (do)
$K_{D,eo}, K_{P,eo}$	pozitivno definitni matriki ojačanj regulatorja v enojni opori (eo)
$K_{D,do}, K_{P,do}$	pozitivno definitni matriki ojačanj regulatorja v dvojni opori (do)
K_D, K_P	pozitivno definitni matriki ojačanj regulatorja
k_D, k_P	pozitivni ojačanja višje ravni vodenja
Z_{eo}, Z_{do}	ničelna dinamika faz enojne (eo) in dvojne opore (do)
$\alpha_{L,gleženj}, \alpha_{D,gleženj}$	kot levega (L) in desnega (D) gležnja
$\alpha_{L,koleno}, \alpha_{D,koleno}$	kot levega (L) in desnega (D) kolena
$\alpha_{L,kolk}, \alpha_{D,kolk}$	kot levega (L) in desnega (D) kolka
TW#1...TW#8	simulacijski primeri hoje po prstih
CW#1...CW#9	simulacijski primeri hoje v počepu



Dodatek C

Olenšek, A., Matjačić, Z. in Bajd, T. (2005). Muscle contracture emulating system for studying artificially induced pathological gait in intact individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 21, 348-358.

Muscle Contracture Emulating System for Studying Artificially Induced Pathological Gait in Intact Individuals

Andrej Olenšek¹, Zlatko Matjačić¹, and Tadej Bajd²

¹Institute for Rehabilitation, Slovenia; ²University of Ljubljana

When studying pathological gait it is important to correctly identify primary gait anomalies originating from damage to the central nervous and musculoskeletal system and separate them from compensatory changes of gait pattern, which is often challenging due to the lack of knowledge related to biomechanics of pathological gait. A mechanical system consisting of specially designed trousers, special shoe arrangement, and elastic ropes attached to selected locations on the trousers and shoes is proposed to allow emulation of muscle contractures of soleus (SOL) and gastrocnemius (GAS) muscles and both SOL-GAS. The main objective of this study was to evaluate and compare gait variability as recorded in normal gait and when being constrained with the proposed system. Six neurologically and orthopedically intact volunteers walked along a 7-m walkway while gait kinematics and kinetics were recorded using VICON motion analysis system and two AMTI forceplates. Statistical analysis of coefficient of variation of kinematics and kinetics as recorded in normal walking and during the most constrained SOL-GAS condition showed comparable gait variability. Inspection of resulting group averaged gait patterns revealed considerable resemblance to a selected clinical example of spastic diplegia, indicating that the proposed mechanical system potentially represents a novel method for studying emulated pathological gait arising from artificially induced muscle contractures in neurologically intact individuals.

Key Words: toe-walking, gait pattern, equinus

Gait anomalies rarely occur in isolation. Rather they are multiple and consist of primary anomalies which can be directly attributed to damage to the central nervous system or musculoskeletal system, and secondary anomalies that individuals develop to compensate for unwanted effects arising from primary anomalies. Establishing appropriate diagnosis and developing a proper treatment plan calls for separation

¹Institute for Rehabilitation, Linhartova 51, SI-1000 Ljubljana, Slovenia; ²Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Trzaška c. 25, 1000 Ljubljana, Slovenia.

of primary from secondary anomalies, as only primary anomalies should be suppressed by appropriate therapeutic (Duncan, 1989; Tardieu, Lespargot, Tabary, & Bret 1988), pharmacological (Metaxiotis, Siebel, & Doederlein, 2002), orthotic (Carmick, 1995; Hanson & Jones, 1989), or surgical (Orendurff, Aiona, Dorociak, & Pierce, 2002) intervention. In most cases secondary anomalies will diminish after primary anomalies are properly treated. This task is often very challenging, mostly because of our limited knowledge on biomechanical phenomena accompanying pathological gait (Gage, 1993; Hanson & Jones, 1989).

When studying human gait, instrumented kinesiological assessment and analysis of joint kinematics, kinetics, and muscle EMG signals are indispensable. Combined with detailed biomechanical modeling and optimization techniques, we can gather valuable insight into functional roles of particular muscle groups during the gait cycle, which sheds light on the dynamic interplay of the neuromuscular system during walking (Zajac, Neptune, & Kautz, 2002, 2003). However, when studying pathological gait it is often impossible to predict potential compensatory mechanisms, which may alter the functional role of particular muscles, by means of biomechanical computer modeling and simulation. This is because in the model we would also need to include the control mechanisms of gait, which are unknown (Hogan, 1985).

Toe-walking represents a very common example of pathological gait (Gage, 1991; Kelly, Jenkinson, Stephens, & O'Brien, 1997; Policy, Torburn, Rinsky, & Rose, 2001; Winter, 1991). Toe-walking is a gait irregularity arising from various neuromuscular diseases; most frequently it is present in children with cerebral palsy. It is a result of prolonged and premature ankle plantarflexor activity and plantarflexor spasticity and/or plantarflexor contracture. Equinus gait pattern must be corrected, as such gait pattern reduces walking speed, decreases stride length, creates balance difficulties, and increases energy demands. In children with cerebral palsy, toe-walking can lead to bone deformities. Currently there are no sound biomechanical classifications of toe-walking gait to help the clinician determine the severity of a particular case. In practice the degree of equinus is often the key indicator for the planning of treatment.

Recently two studies investigated the kinematic, kinetic, and EMG characteristics of toe-walking, which was self-induced in the gait of neurologically and orthopedically intact individuals (Kerrigan, Oiley, Rogan, & Burke, 2000; Perry, Burnfield, Grongley, & Mulroy, 2003). Another distinctive approach to impose equinus gait in the healthy adult is presented in Goodman, Menown, West, et al. (2004), who used a special taping technique to constrain mobility in the ankle in order to impose an equinus constraint. However, since plantarflexors are constituted from monoarticular SOL muscle and biarticular GAS muscle, we can assume that spasticity or contracture of each muscle or both combined may have different biomechanical effects on the resulting gait pattern in the joints of both lower extremities. Thus, the approaches of Kerrigan et al. (2000), Perry et al. (2003), and Goodman et al. (2004) cannot control the extent to which soleus and gastrocnemius contractures contribute to toe-walking.

In this paper we present a novel mechanical system which is designed to ensure well-controlled conditions for repeatable emulation of artificially induced toe-walking gait in neurologically intact persons. The system enables emulation of soleus muscle contracture, gastrocnemius muscle contracture, or both contractures combined. The system was tested in 6 individuals for evaluation of gait pattern

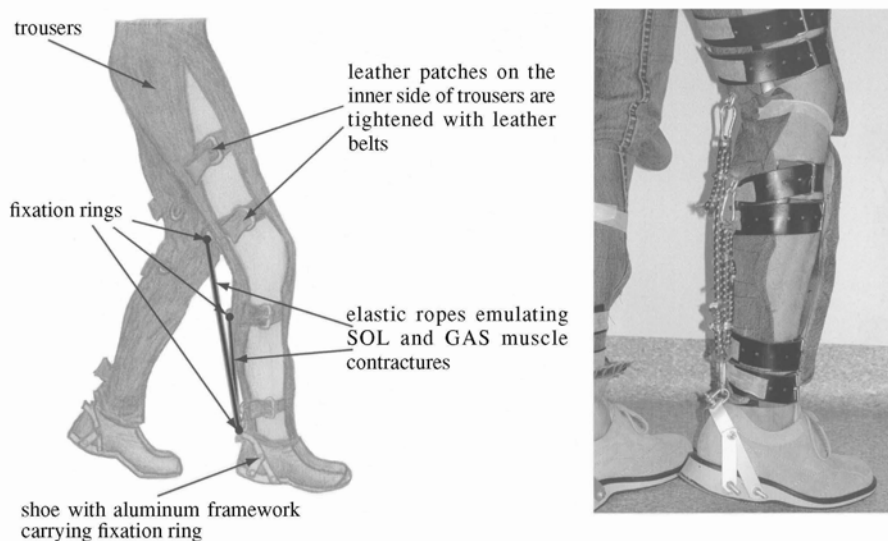


Figure 1 — Schematic and photograph of a participant during walking with emulation of SOL and GAS muscle contracture. The system consists of trousers with leather patches sewed on the inner side and two fixation rings corresponding to proximal ends of SOL and GAS muscles, shoes with aluminum framework carrying fixation ring corresponding to distal ends of SOL and GAS muscles, and elastic ropes, representing emulated muscle contractures.

variability, and resulting gait patterns were qualitatively compared to a selected clinical example of toe-walking in spastic diplegia.

Methods

Figure 1 shows a schematic drawing and a photograph of the actual mechanical system that resembles a kind of soft exoskeleton consisting of specially sewed trousers, special shoe arrangement, and elastic ropes attached at the proximal end to the designated locations on the trousers and at the distal end to the fixation frame at the heels of the shoes.

The trousers are made of durable material able to withstand mechanical loading without tearing apart. The primary mechanical loading on the trousers comes from the stretched elastic ropes, which tend to provoke relative movement of trousers on the leg. This movement is prevented by leather patches embracing the thigh and shank of the lower extremity. Altogether 4 leather patches are longitudinally and transversally sewed to the inner side of the left and right trouser legs. Fastening 4 leather belts on each leather patch keeps the whole arrangement firmly secured to the leg, preventing the trousers from moving vertically during walking. At the same time the hip, knee, and ankle joints remain uncovered and freely movable. The friction between leg and leather patches is enhanced by using rough surface leather patches. The trouser legs on the outer sides remain unstitched up to the pelvis level, providing enough space for fastening the belts.

Metal fixating rings are mounted directly on the trousers and leather patches at the approximate positions where particular muscles are attached to the bone. Iron nuts, tightening the fixating rings on both sides of the leather patches, were covered with soft leather tissue to ensure soft skin contact and firm attachment points for elastic ropes. Located beneath and posterior and above and posterior to the knee joint axis, the first and second fixating rings correspond to the proximal ends of SOL and GAS muscles, respectively. Distal ends of both muscles are attached to the heel arrangement of the shoe posterior to the ankle joint axis on the third fixating ring. Two aluminum bars are bent in the shape of the heel and mounted on shoes with iron bolts and nuts through the shoe heels. Carrying the third fixating ring, the first bar is on both sides of the shoe supported by the second bar, together forming triangles and thus preventing the frame from moving.

Muscle contracture is emulated with one or more elastic ropes connected in parallel with a particular muscle. When choosing appropriate length and stiffness of elastic ropes, we needed (a) to prevent the elastic rope from exceeding its elastic limits, which would induce unwanted perturbation in walking, and (b) to ensure that the arrangement imposes equinus gait. After a series of trial-and-error tests, three restrictive situations that meet these conditions were selected for repeatability analysis. SOL contracture refers to the experiment when three 16-cm long elastic ropes, each of 1115 N/m stiffness, were emulating SOL muscle contracture whereas GAS contracture designates an experiment when three 21-cm long elastic ropes, each of 850 N/m stiffness, were emulating GAS muscle contractures. Similarly, we further used the SOL-GAS contracture term when two pairs of elastic ropes were used for simultaneous emulation of SOL and GAS muscle contractures. The SOL pair was composed of two 16-cm long elastic ropes, each of 1115 N/m stiffness, while the GAS pair was composed of two 21-cm long elastic ropes, each of 850 N/m stiffness. When the elastic ropes remained unattached, the experimental condition was referred to as normal gait.

The main goal of experimental evaluation of the developed mechanical system was to investigate whether repeatable patterns of emulated walking can be achieved. In this respect, we compared normal walking, SOL contracture, GAS contracture, and SOL-GAS contracture in 6 neurologically and orthopedically intact volunteers who were equipped with the proposed system. Their data are listed in Table 1. A VICON motion analysis system (VICON 370, Oxford Metrics Ltd., Oxford, U.K.)

Table 1 Characteristics of Participants in the Study

Participant	Age (yrs)	Height (cm)	Weight (kg)
1	19	178	60
2	23	179	62
3	23	172	66
4	24	176	67.4
5	24	168	61.7
6	22	177	71
<i>Mean ± SD</i>	22.5 ± 1.87	175.0 ± 4.2	64.2 ± 4.2

and a 15-marker placement according to Vicon Clinical Manager protocol were used to capture 3-D motion of the lower limbs and pelvis. Ground reaction forces were recorded at a sampling frequency of 1,000 Hz with two AMTI force plates (AMTI OR-6-5-1000, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA) that were positioned in the center of a 7-m walkway. Kinematic and kinetic data were processed with Vicon Clinical Manager software. During the experiments the participants were monitored to maintain walking speed of approximately 1 m/s. The protocol was approved by the Slovenian medical ethics committee and the participants signed a written consent.

At least 4 steps with the left foot (equipped with elastic ropes in the constrained situations) were recorded and averaged in each experimental condition (normal walking, SOL contracture, GAS contracture, and SOL-GAS contracture) to produce mean values and standard deviations of kinematic and kinetic trajectories in each participant. These standard deviations were averaged across the gait cycle for each trajectory separately to constitute a coefficient of variation, defined with Equation 1. CV was used as a measure of gait variability in a subsequent gait variability analysis where a two-tailed paired *t*-test of CV values for each kinematic and kinetic trajectory was performed separately on a group of 6 participants when walking normally and when SOL-GAS muscle contracture was emulated, as this experimental condition imposes the highest mechanical loading on the trousers. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$.

$$CV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i$$

CV = coefficient of variation; N = number of samples over the stride (50); σ_i = standard deviation of variable about an *i*-th sample.

Mean values of kinematic and kinetic trajectories of all 6 participants were further averaged to obtain group average values and standard deviations of kinematic and kinetic trajectories, which were presented graphically.

Results

Results of a two-tailed paired *t*-test between CVs in normal walking and SOL-GAS contracture for all joint angles, moments, and powers are listed in Table 2. Compared to normal walking, the biggest differences in the SOL-GAS experimental condition occur in ankle recordings; however, they do not indicate statistically significant increase of mean CV values. Likewise, we did not find statistically significant differences in gait variability in knee and hip recordings, where mean values of CV are very much alike and p values are well above the level of statistical significance. In general, the variability of gait was comparable between both experimental conditions.

Figure 2 shows group average and standard deviations of kinematic and kinetic recordings for 6 participants when walking normally and when SOL, GAS, and SOL-GAS contractures were emulated. We can observe similar plantar flexion during the initial contact and swing and plantar flexor moment profiles in all constrained situations, while more distinctive knee motion and knee moments can be observed for particular contracture emulation patterns. As opposed to nearly normal knee angle trajectory and reduced knee extensor moment in the stance phase when emulating

Table 2 Average Values ($\pm SD$) of CV in Normal Walking and SOL-GAS Muscle Contracture for 6 Participants Compared in Two-Tailed Paired *t*-Test

	Normal walk Mean \pm SD	SOL-GAS contracture Mean \pm SD	Paired <i>t</i> -test (<i>p</i> value)
Ankle angle (deg)	1.319 \pm 0.281	2.050 \pm 0.777	0.089
Ankle moment (Nm/kg)	0.078 \pm 0.102	0.057 \pm 0.013	0.010
Ankle power (W/kg)	0.158 \pm 0.019	0.223 \pm 0.063	0.053
Knee angle (deg)	1.734 \pm 0.417	1.611 \pm 0.618	0.711
Knee moment (Nm/kg)	0.075 \pm 0.027	0.062 \pm 0.016	0.372
Knee power (W/kg)	0.165 \pm 0.029	0.125 \pm 0.034	0.122
Hip angle (deg)	0.897 \pm 0.176	0.951 \pm 0.377	0.756
Hip moment (Nm/kg)	0.122 \pm 0.032	0.106 \pm 0.020	0.418
Hip power (W/kg)	0.159 \pm 0.039	0.123 \pm 0.026	0.157

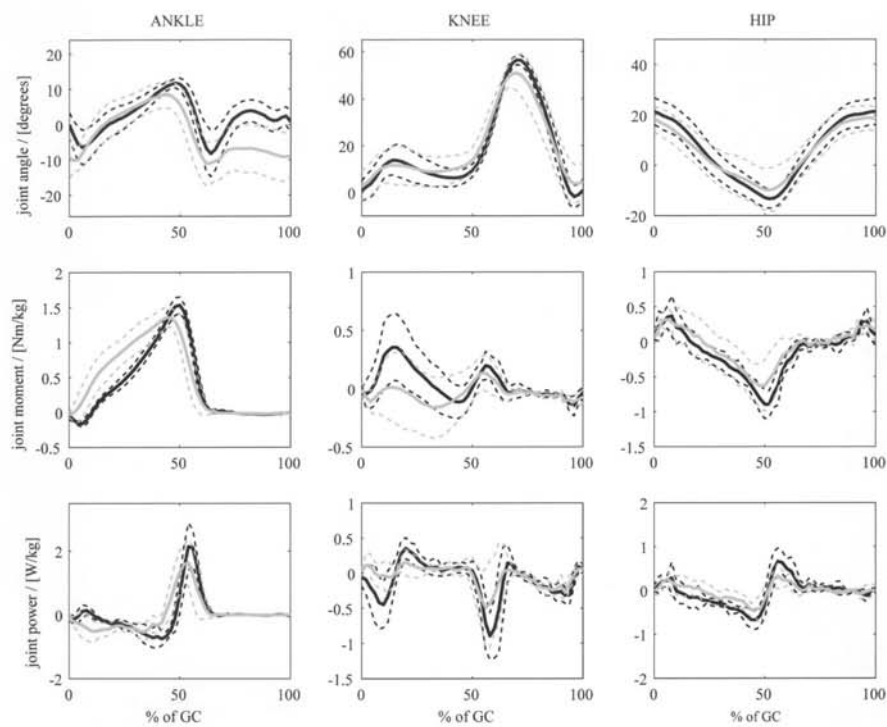
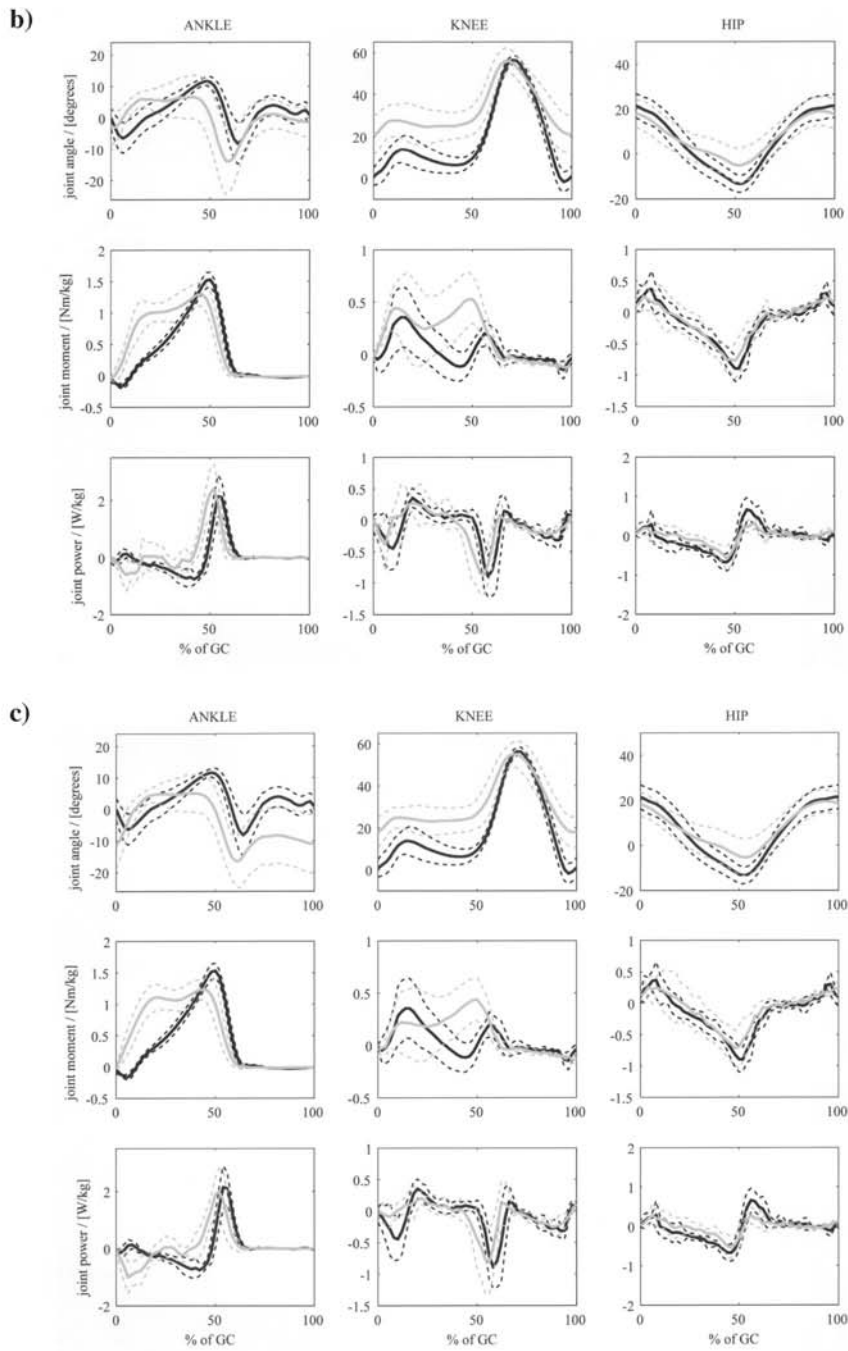


Figure 2a — Comparing normal gait with emulation of SOL muscle contracture. Black line = normal walking; grey line = emulating SOL contracture.



Figures 2b and 2c — Comparing normal gait with emulation of GAS muscle contracture (top) and SOL-GAS muscle contracture (bottom). Black line = normal walking. Grey line in 2b = emulating GAS contracture; in 2c = emulating SOL-GAS contracture.

SOL contracture, GAS contracture is characterized with increased knee flexion and knee extensor moment trajectories. Very similar knee motion and moment trajectories were recorded in the SOL-GAS experimental condition, where mostly a decrease in knee moment trajectory in midstance distinguishes this condition from the GAS contracture emulation pattern. The standard deviations of the trajectories in Figure 2 show comparable gait variability in all experimental conditions.

Discussion

We have developed a mechanical system enabling well-controlled imitation of SOL and GAS muscle contractures in neurologically and orthopaedically intact subjects. The system acts in a way to add mechanical stiffness to the peer muscle (for example, SOL elastic ropes to mechanical stiffness of soleus muscle) as well as to change a neutral position of lower extremity joints. These conditions can roughly approximate pathological states of increased muscle stiffness or reduced muscle length in static muscle contracture. However, the system does not account for phasic spastic activity that may accompany changes in muscle length and stiffness.

The results presented in Figure 2 demonstrate that the imposed contractures of SOL and GAS muscles affect ankle, knee, and hip kinematics and kinetics in a repeatable and distinctive way. By varying the stiffness of the elastic ropes and also by emulating various combinations of plantarflexor muscle contractures, we can investigate the biomechanical characteristics of different equinus constraints in the gait of a healthy adult in controlled conditions. Since the primary cause of altered gait pattern is known, we can identify secondary, compensatory changes. Acquired kinematic and kinetic patterns, having distinct characteristics, can then be qualitatively contrasted to a particular case of pathological gait in order to determine what could be the main cause for the observed gait pattern.

Results as recorded in three constrained situations were compared to a selected clinical case that was assessed in our laboratory. We present kinematic and kinetic patterns for left and right leg as recorded in a 10-year-old boy who was hospitalized in our institution and was diagnosed as having spastic diplegia (Figure 3). Pronounced plantar flexion in the swing phase and at the initial contact, increased ankle moment in midstance, and alternating periods of power absorption and generation in the stance phase followed by limited power generation at preswing show the typical pattern of a toe-walker. Compared to normal walking of our participants, we can also notice excessive knee flexion in the stance phase and excessive knee moment in the late stance phase. Additionally, left and right sides differ in the midstance knee extensor moment pattern where we notice a somewhat lower knee extensor moment of the left leg and a somewhat greater one of the right leg. Qualitative comparison indicates that ankle and knee trajectories of the left leg correspond more to the SOL-GAS pattern whereas ankle and knee trajectories of the right leg correspond more to the GAS pattern.

Comparing gait patterns of a patient and gait patterns as recorded when emulating muscle contractures shows differences in hip motion trajectories where all three restrictive situations are characterized with nearly normal hip motion, whereas excessive hip flexion marks the gait of a patient and is due to hip flexor contracture and accompanying lordosis. The above qualitative comparison indicates that studying emulated toe-walking in neurologically intact persons may be useful for interpreting clinical cases.

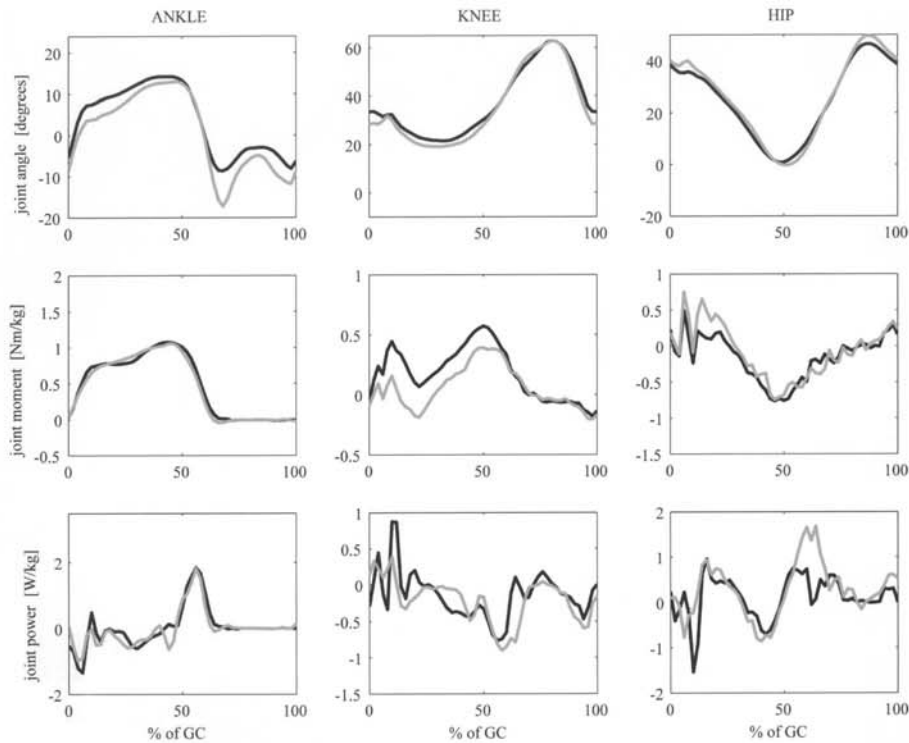


Figure 3 — Gait pattern as recorded in a 10-year-old boy who was diagnosed as having spastic diplegia. Black line = right; grey line = left.

The gait patterns under SOL contracture emulation can to some extent be related to “self-induced” toe-walking, as recorded in Kerrigan et al. (2000) and Perry et al. (2003), while GAS and SOL-GAS contracture gait patterns are considerably different from those in Kerrigan et al. and Perry et al. On the other hand, visual comparison of GAS or even more SOL-GAS contracture patterns reveals considerable similarity to patterns as recorded when using a special taping technique as described in Goodman et al. (2004). This indicates that the methods of Kerrigan et al. (2000), Perry et al. (2003), and Goodman et al. (2004) can only partially reveal the mechanisms of toe-walking where involvement of particular plantarflexor muscles distinctively determines kinematics and kinetics.

The main goal of the present work was to develop a mechanical system (see Figure 1) that would enable emulation of pathological gait patterns in neurologically and orthopedically intact individuals in a repeatable way. Therefore we evaluated gait variation in kinematic and kinetic gait patterns of 6 individuals as recorded during walking. The results show not only considerable resemblance between standard deviations of gait patterns as recorded in normal conditions and when emulating muscle contractures, but also provide no statistically significant indication on greater gait variability when analysis of coefficients of variation was undertaken. This

suggests that the mechanical design of the system, providing a good grip between leather patches and leg skin and preventing the trousers from slipping, is a potential method for emulation of pathological gait patterns in a repeatable way.

The single disadvantage of the developed system is that the participants must be of similar height and weight due to the size of trousers and shoes. Also, a participant with a substantially greater capacity to generate power could overwhelm the strength of elastic ropes; therefore a direct comparison between participants would not be possible. For these reasons, persons of similar height, weight, and physical condition need to be chosen to participate in the experiments, making the results between participants directly comparable.

The developed system in its present form can be used only for emulation of SOL and GAS contractures; however, it can easily be expanded to allow emulation of contractures of other muscles of the lower extremity. The most interesting choices would be psoas, biceps femoris, and rectus femoris muscles. This expansion of system variety could easily be done by mounting mechanical rings at the appropriate anatomical sites on the leather patches of the trousers. A variety of combinations can be studied and compared to gait patterns recorded with single muscle contracture emulation. After a number of combinations have been extensively examined, we might be able to imitate conditions under a particular pathological state and distinguish between various disabling impairments, which could be helpful when identifying the source of impairment and deciding on the appropriate treatment.

Acknowledgment

This work was supported by the Slovenian Research Agency. The authors express their gratitude to the volunteers who participated in this study.

References

- Carmick, J. (1995). Managing equinus in a child with cerebral palsy: Merits of hinged ankle-foot orthoses. *Developmental Medicine and Child Neurology*, **37**, 1006-1010.
- Duncan, C.E. (1989). A gait training suggestion for lengthening gastrocnemius-soleus muscles: Suggestion from the field. *Physical Therapy*, **69**, 773-776.
- Gage, J.R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press.
- Gage, J.R. (1993). Gait analysis: An essential tool in treatment of cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **288**, 126-134.
- Goodman, M.J., Menown, J.L.W., West, J.M., Jr., Barr, K.M., Vander Linden, D.W., & McMulkin, M.L. (2004). Secondary gait compensations in individuals without neuromuscular involvement following a unilateral imposed equinus constraint. *Gait & Posture*, **20**, 238-244.
- Hanson, C.J., & Jones, L.J. (1989). Gait abnormalities and inhibitive casts in cerebral palsy. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, **79**, 53-59.
- Hogan, N. (1985). The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biological Cybernetics*, **52**, 315-331.
- Kelly, I.P., Jenkinson, A., Stephens, M., & O'Brien, T. (1997). The kinematics pattern of toe-walkers. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, **17**, 478-480.
- Kerrigan, D.C., Oiley, P.O., Rogan, S., & Burke, D.T. (2000). Compensatory advantages of toe walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **81**, 38-44.

- Metaxiotis, D., Siebel, A., & Doederlein, L. (2002). Repeated botulinum toxin a injections in the treatment of spastic equinus foot. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **394**, 177-185.
- Orendurff, M.S., Aiona, M.D., Dorociak, R.D., & Pierce, R.A. (2002). Length and force of the gastrocnemius and soleus during gait following tendo Achilles lengthenings in children with equinus. *Gait and Posture*, **15**, 130-135.
- Perry, J., Burnfield, J.M., Grongley, J.K., & Mulroy, S.J. (2003). Toe walking: Muscular demands at the ankle and knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **84**, 7-16.
- Policy, J.F., Torburn, L., Rinsky, L.A., & Rose, J. (2001). Electromyographic test to differentiate mild diplegic cerebral palsy and idiopathic toe-walking. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, **21**, 784-789.
- Tardieu, C., Lespargot, A., Tabary, C., & Bret, M.D. (1988). For how long must the soleus muscle be stretched each day to prevent contracture? *Developmental Medicine and Child Neurology*, **30**, 3-10.
- Winter, D.A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological*. Waterloo: University of Waterloo Press
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., & Kautz, S.A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, **16**, 215-232.
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., & Kautz, S.A. (2003). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture*, **17**, 1-17.

Copyright of Journal of Applied Biomechanics is the property of Human Kinetics Publishers, Inc.. The copyright in an individual article may be maintained by the author in certain cases. Content may not be copied or emailed to multiple sites or posted to a listserv without the copyright holder's express written permission. However, users may print, download, or email articles for individual use.

Dodatek D

Matjačić, Z. , Olenšek, A. in Bajd, T. (2006). Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking : differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures. *Journal of Biomechanics*, 39, 255-266.

Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: Differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures

Zlatko Matjačić*, Andrej Olenšek, Tadej Bajd¹

Research Unit, Institute for Rehabilitation, Republic of Slovenia, Linhartova 51, SI-1000 Ljubljana, Slovenia

Accepted 23 November 2004

Abstract

The purpose of this study was to characterize biomechanically three different toe-walking gait patterns, artificially induced in six neurologically intact subjects and to compare them to selected cases of pathological toe-walking. The subjects, equipped with lightweight mechanical exoskeleton with elastic ropes attached to the left leg's heel on one end and on shank and thigh on the other end in a similar anatomical locations where soleus and gastrocnemius muscles attach to skeleton, walked at speed of approximately 1 m/s along the walkway under four experimental conditions: normal walking (NW), soleus contracture emulation (SOL), gastrocnemius contracture emulation (GAS) and emulation of both soleus and gastrocnemius contractures (SOLGAS). Reflective markers and force platform data were collected and ankle, knee and hip joint angles, moments and powers were calculated using inverse dynamic model for both legs. Characteristic peaks of averaged kinematic and kinetic patterns were compared among all four experimental conditions in one-way ANOVA. In the left leg SOL contracture mainly influenced the ankle angle trajectory, while GAS and SOLGAS contractures influenced the ankle and knee angle trajectories. GAS and SOLGAS contractures significantly increased ankle moment during midstance as compared to SOL contracture and NW. All three toe-walking experimental conditions exhibited significant power absorption in the ankle during loading response, which was absent in the NW condition, while during preswing significant decrease in power absorption as compared to NW was seen. In the knee joint SOL contracture diminished, GAS contracture increased while SOLGAS contracture approximately halved knee extensor moment during midstance as compared to NW. All three toe-walking experimental conditions decreased hip range of motion, hip flexor moment and power requirements during stance phase. Main difference in the right leg kinematic and kinetic patterns was seen in the knee moment trajectory, where significant increase in the knee extensor moment took place in terminal stance for GAS and SOLGAS experimental conditions as compared to SOL and NW. The kinetic trajectories under SOL and GAS experimental conditions were qualitatively compared to two selected clinical cases showing considerable similarity. This implies that distinct differences in kinetics between SOL, GAS and SOLGAS experimental conditions, as described in this paper, may be clinically relevant in determining the relative contribution of soleus and gastrocnemius muscles contractures to toe-walking in particular pathological gait.

© 2005 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Gait; Muscle function; Cerebral palsy; Kinematics; Kinetics

1. Introduction

Instrumented, quantitative gait analysis, including kinematic and kinetic measurements is gaining importance in diagnostics of pathological gait, in quantification of functional impairment as well as in

*Corresponding author. Tel.: +386 1 47 58 159;
fax: +386 1 43 72 070.

E-mail address: zlatko.matjacic@mail.ir-rs.si (Z. Matjačić).

¹Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Tržaška 25, SI-1000 Ljubljana, Slovenia.

planning appropriate treatment (Kerrigan, 1998). Especially, it is becoming an indispensable tool in the population of cerebral-palsied (CP) children (Gage, 1991, 1993). While technological facilities supporting instrumented gait analysis reached maturity over the last two decades, providing reliable tools that enable standardized and repeatable gait capturing, the main difficulty preventing full exploitation of recorded kinematic and kinetic recordings lays in the ability or inability of each team to correctly interpret these recordings (Davis, 1997). Often, the results of instrumented gait analysis display complex deviations from normal patterns, being a combination of altered central nervous system control as well as various degrees of muscle or joint contractures (static and dynamic). Therefore, separating an abnormal gait feature from adaptive compensatory strategy is the main and often very challenging task (Gitter and McAnelly, 1998).

When interpreting gait recordings we are lacking sound biomechanical characterization of resulting pathological gait patterns, which would enable us to delineate deviations that originate from altered muscle's biomechanical features and/or altered nervous control from compensatory adaptation. This task is particularly difficult because mechanical output of every single muscle in the multijointed biomechanical system affects the whole biomechanical structure due to mechanical coupling. We therefore need to further our knowledge of gait biomechanics on a level of particular muscle and its role during the gait cycle. Modeling and optimization seem to be very promising in shedding light into role of particular muscle in normal human gait (Neptune et al., 2001; Zajac et al., 2002, 2003; Anderson and Pandy, 2003). Once these muscle-based models are fully understood and developed we might be able to change various models' features to observe possible resulting gait alterations. However, to become fully credible these models would need to be also experimentally verified. Another possibility to study biomechanics and nervous control of altered gait is to instruct neurologically intact individuals to simulate particular pathological gait, i.e. toe-walking (Kerrigan et al., 2000; Perry et al., 2003). While this technique can provide valuable information to some extent, we must be cautious when interpreting the results as we cannot control the way such "self-restricted" walking alteration is accomplished in particular subject and in particular instant of gait cycle.

Pathological gait in CP population is classified solely according to kinematic gait patterns in the ankle, knee and hip joints (Winters et al., 1987; Rodda et al. 2004). These classifications are broad in definitions and aimed at practical clinical management. Very common example of pathological gait in CP population represents toe-walking, which is a result of either prolonged and premature ankle plantarflexors activity, plantarflexor spasticity and/or plantarflexor contractures (Gage,

1991). Since plantarflexors consist of monoarticular soleus muscle and biarticular gastrocnemius muscle we may expect different pathological gait patterns as a result of pathological state of each individual muscle or combination of both. Since it is not possible to clinically differentiate contractures of the gastrocnemius and the soleus by using Silverkiold test in a non-anesthetized patient (Gage, 1991), it is difficult for clinicians to locate the primary cause for foot equinus during walking, which may often be pathology of both soleus and gastrocnemius muscles and may be due to static and dynamic muscle function deformity. Furthermore, very similar kinematic recordings are obtained in instrumented gait analysis of toe-walking cases, especially when the primary problem (foot equinus) is compounded with other milder pathological changes at more proximal muscle groups, rendering the classifications based on kinematics useless for determining the degree of involvement of uniarticular and biarticular muscles of triceps surae group, which is important to select appropriate treatment.

Recently, we have proposed a novel method to artificially emulate pathological state of a selected leg muscle in neurologically intact individuals, by adding in parallel to a selected muscle an elastic rope having a mechanical stiffness that causes alteration in the selected joint's mobility and imposes biomechanical state that resembles muscle contracture (Olenšek et al., 2003). The rationale behind this approach is to selectively and in repeatable way induce a particular "impairment" of the biomechanical system and to observe the changed kinematic and kinetic patterns in all joints of the lower extremities. Our hypothesis is that different cases of alterations of soleus and gastrocnemius muscles' stiffness will result in distinct changes of kinetic gait patterns of artificially induced toe-walking that will resemble recorded kinetic patterns in selected CP cases.

The objective of this paper was to experimentally investigate the above hypothesis and to determine differences in kinematic and kinetic gait patterns in joints of both lower extremities in a group of neurologically and orthopedically intact individuals. Differences originated from artificially induced increase in stiffness of (i) soleus muscle, (ii) gastrocnemius muscle and (iii) combination of soleus and gastrocnemius muscles that forced the tested subjects into toe-walking. We further compared obtained kinetic patterns to selected CP cases from the literature in order to establish implications for clinical practice.

2. Methods

2.1. Subjects

Six male volunteers with no known neurologic or orthopedic disorders (age 22.5 ± 1.9 years, height

175±4.2 cm, weight 64.2±4.2 kg) participated in the study. The experimental protocol was approved by the local ethics committee and the subjects signed informed consent forms.

2.2. Muscle contracture emulation system

Fig. 1a shows schematics of the mechanical system that was used to artificially emulate contractures of soleus and gastrocnemius muscles. The system consists of specially sewed trousers with leather patches with mounted metal nuts, shoes with special heel arrangement with mounted metal nut and series of elastic ropes of two different stiffnesses and lengths. Metal nuts on the trousers were placed at approximate locations where soleus and gastrocnemius attach to respective bones. Elastic ropes are attached at the proximal ends to the respective metal nuts on the trousers and at distal end on the nut mounted on the shoe heel arrangement. Fig. 1b shows photograph of the actual system. Particular muscle contracture can be emulated with one, two or three elastic ropes attached in parallel. Length and stiffness of elastic ropes were selected after careful experimentation where we aimed to achieve gradual increase of emulated pathological state in such a way that in conditions with three attached ropes the subjects were forced to toe-walk while simultaneously ensuring elastic behavior of artificial muscles. Elastic ropes emulating the soleus contracture were 16 cm long exhibiting 1115 N/m stiffness, while the ropes emulating the gastrocnemius contracture were 21 cm long exhibiting 850 Nm/m. A detailed description on the muscle contraction emulation system (MCES) is given in Olenšek et al., 2003.

2.3. Experimental conditions

Subjects walked across a 10 m-gait laboratory walkway under several experimental conditions. Within normal walk (NW) condition the subjects wore MCES without any elastic ropes attached. Within the experimental condition where the soleus muscle contracture was emulated (SOL) three elastic ropes attached to the trousers and the shoe arrangement on the left leg were applied. Within the experimental condition where the gastrocnemius muscle contraction was emulated (GAS) three elastic ropes attached to the trousers and the shoe arrangement on the left leg were applied. Within the experimental condition where contracture of both soleus and gastrocnemius muscles contractures were emulated simultaneously (SOLGAS) two ropes emulating soleus and two ropes emulating gastrocnemius contracture were applied. The right leg remained unconstrained in all experimental conditions.

A VICON motion capture and analysis system (VICON 370, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK) was

used to capture three-dimensional motion of lower limbs and pelvis. The system included six couple-charged cameras with strobed infrared light-emitting diodes and reflective markers attached to the subjects' skin over designated landmarks according to the specifications using standardized protocols provided by manufacturer of the system. Motion data were sampled at 50 Hz sampling rate. Two AMTI force plates (AMTI OR-6-5-1000, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA) that were positioned in the center of a walkway were used for recording ground reaction forces. Force data were sampled at 1000 Hz sampling rate. During experiment the subjects were monitored to maintain walking speed of approximately 1 m/s. Using a simple stop watch, trials were discarded if the time to overcome the distance of 7 m differed more than one-half of a second from expected time of 7 s. Within each of the experimental conditions several walking trials were undertaken. Within each trial only one leg hit one of the force platforms. At least four clear steps of each leg were captured for analysis. Before capturing movement the subjects practiced walking for several minutes for each experimental condition. Between experimental conditions the subjects rested for 10 min.

2.4. Data analysis

Gait velocity, stride length and cadence data were extracted for each experimental condition. For each subject averaged values from four trials per each leg captured under each experimental condition were calculated and used in subsequent averaging of the data for the whole group separately for each experimental condition.

Sagittal ankle, knee and hip trajectories, joint moments and powers were calculated for each experimental condition using full-inverse dynamic model software provided by the manufacturer of the system. Joint moments and powers were normalized for body weight and reported in Nm/kg and W/kg, respectively. For each subject the averaged values from four trials per each leg captured under each experimental condition were calculated and used in subsequent averaging and statistical analysis of the data for the whole group separately for each experimental condition. Graphs displaying joint's angles, moments and powers for all experimental conditions were plotted together in order to enable inspection of qualitative differences and for qualitative interpretation. Gait cycle terminology as introduced by Perry (Perry, 1992) was adopted to define instants of characteristic peak values of kinematic and kinetic trajectories in the gait cycle, which were selected similarly to that in Kerrigan et al., 2000.

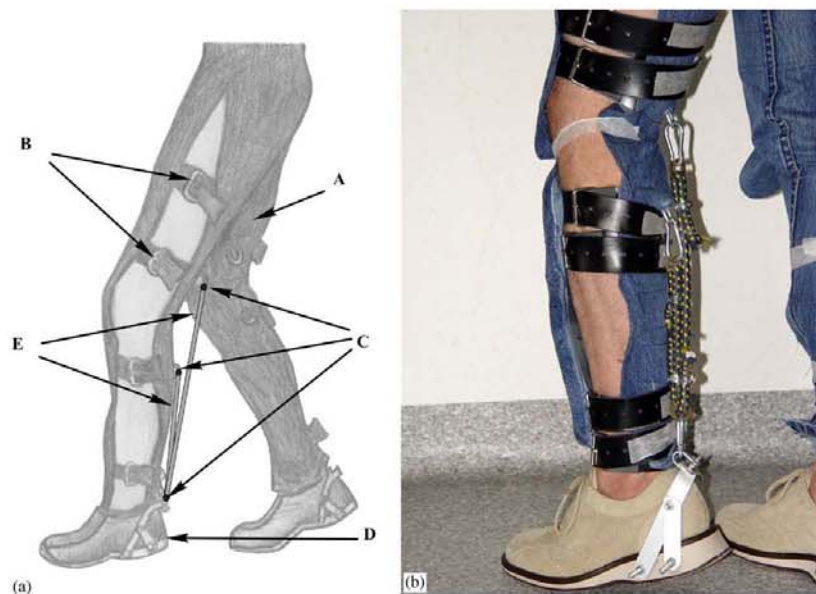


Fig. 1. (a) Schematic presentation of a walking subject, wearing muscle contracture emulation system with two elastic ropes, one emulating soleus muscle contracture and the other gastrocnemius muscle contracture. The system consists of: A—trousers made of durable material, B—leather patches on the inner side of trousers, C—fixation rings, D—shoe with aluminum framework, E—elastic ropes. (b) Photograph of the actual system.

2.5. Statistics

Statistical analysis was performed for each characteristic peak of the stance subphase (0%–10% loading response, 10%–30% midstance, 30%–50% terminal stance and 50%–60% preswing) in the joint trajectories, moments and powers obtained under the experimental conditions NW, SOL, GAS and SOLGAS, i.e. between NW and three different toe-walking gait patterns. Within each condition, each subject's average of four trials were used. Within each of the stance subphases one-way ANOVA was performed on either maximal or minimal values of each subject's averaged data with factor being one of the tested experimental conditions. Bonferroni adjusted post-hoc pair-wise comparisons were made when a main effect or interaction was detected. $P < 0.05$ was regarded as statistically significant. All values are presented as mean and standard error of the mean value. Similarly data on gait velocities, stride lengths and cadences were statistically examined in one-way ANOVA.

3. Results

3.1. Temporal gait characteristics

Gait velocities, stride lengths and cadences for both legs did not differ significantly between different

experimental conditions. The data are gathered in Table 1.

3.2. Kinematics and kinetics

3.2.1. Left leg

Fig. 2 shows averaged kinematic and kinetic trajectories across the subjects ($N = 6$) for the left leg and for all experimental conditions.

Ankle angle trajectories differ throughout the whole gait cycle. During loading response, the foot is in pronounced plantarflexion for experimental conditions SOL and SOLGAS while for the experimental condition GAS the extent of plantarflexion is lower compared to NW. These differences are statistically significant (Table 2). During midstance the shape of trajectory under SOL experimental condition is similar to NW, while pronounced dorsiflexion characterizes experimental conditions GAS and SOLGAS. During terminal stance a noticeable and gradual decrease in achieved dorsiflexion characterizes all three toe-walking experimental conditions as compared to NW. Similarly in the preswing and swing phases pronounced plantarflexion is observed. These differences were not statistically significant.

Ankle moment trajectories show statistically significant lack of dorsiflexion moment during loading response for SOL, GAS and SOLGAS experimental

Table 1
Temporal gait characteristics for all four experimental conditions ($N = 6$)

	NW	SOL	GAS	SOLGAS	<i>P</i> value ANOVA
Gait velocity (m/s)	1.06 (0.02)	1.02 (0.05)	1.02 (0.03)	1.03 (0.04)	0.178
Stride length left leg (m)	1.26 (0.07)	1.2 (0.09)	1.2 (0.07)	1.2 (0.07)	0.384
Cadence left leg (1/s)	100.67 (3.56)	99.46 (5.44)	102.8 (7.8)	103.96 (8.78)	0.654
Stride length right leg (m)	1.28 (0.06)	1.23 (0.06)	1.19 (0.08)	1.2 (0.07)	0.116
Cadence right leg (1/s)	99.53 (3.01)	99.53 (6.32)	102.78 (7.54)	103.3 (7.92)	0.629

Given are mean values and standard errors.

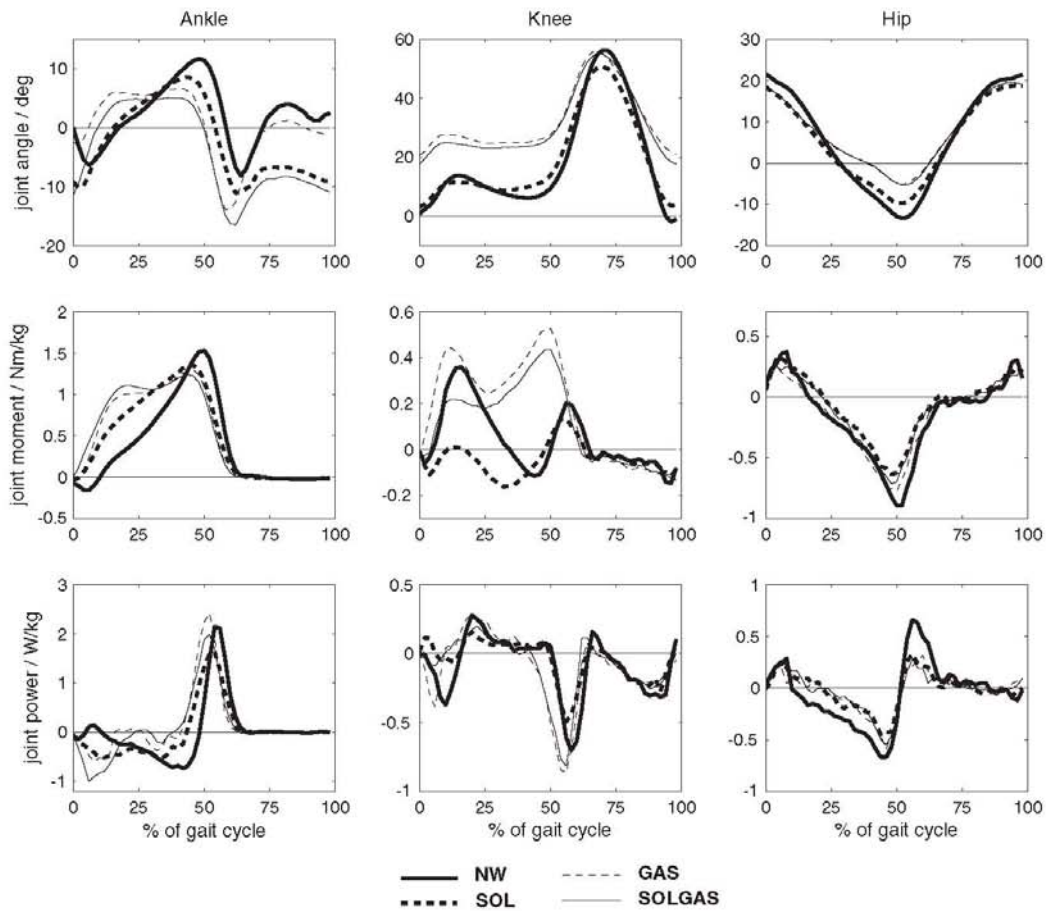


Fig. 2. Averaged kinematic and kinetic gait patterns captured for the left leg and for all four experimental conditions.

conditions as compared to NW (Table 2). Statistically significant higher values of plantarflexion moment occur during midstance with larger increase for GAS and SOLGAS as compared to SOL. During preswing statistically significant reduction in plantarflexion mo-

ment can be observed for all toe-walking experimental conditions as compared to NW.

Ankle power trajectories show statistically significant increase in power absorption during loading response, similar for SOL and GAS and higher for SOLGAS

Table 2
Peak biomechanical variables for all four experimental conditions ($N = 6$)

	NW	SOL	GAS	SOLGAS	P value ANOVA	Post-hoc main interactions (P value)
<i>Left leg</i>						
Loading response, ankle angle (degrees)	0.67 (4.88)	-5.21 (4.56)	3.38 (5.09)	-4.63 (7.03)	0.035*	NW-GAS (0.02*) SOL-GAS (0.007*)
Midstance, knee flexion angle (degrees)	14.14 (6.44)	12.11 (7.98)	28.21 (8.62)	25.56 (5.87)	0.002*	SOL-SOLGAS (0.028*)
Terminal stance, knee flexion angle (degrees)	5.53 (4.07)	8.37 (6.23)	24.15 (6.55)	22.63 (5.6)	0.0001*	NW-GAS (0.0001*) NW-SOLGAS (0.0001*) SOL-GAS (0.01*) SOL-SOLGAS (0.02*)
Loading response, ankle dorsiflexion moment (Nm/kg)	-0.17 (0.04)	-0.06 (0.06)	-0.06 (0.04)	-0.01 (0.03)	0.0001*	NW-SOL (0.007*) NW-GAS (0.003*)
Midstance, ankle plantarflexion moment (Nm/kg)	0.63 (0.09)	1.03 (0.2)	1.16 (0.1)	1.16 (0.13)	0.0001*	NW-SOLGAS (0.0001*)
Pre-swing, ankle plantarflexion moment (Nm/kg)	1.53 (0.11)	1.16 (0.24)	1.09 (0.25)	0.99 (0.32)	0.007*	NW-SOL (0.01*) NW-GAS (0.001*)
Loading response, knee flexion moment (Nm/kg)	0.27 (0.22)	0.06 (0.17)	0.44 (0.19)	0.23 (0.19)	0.028*	SOL-GAS (0.02*)
Midstance, knee extension moment (Nm/kg)	0.37 (0.28)	0.04 (0.28)	0.52 (0.33)	0.33 (0.3)	0.076	
Terminal stance, knee moment (Nm/kg)	-0.13 (0.14)	-0.17 (0.25)	0.26 (0.28)	0.2 (0.25)	0.008*	SOL-GAS (0.029*)
Pre-swing, knee extension moment (Nm/kg)	0.21 (0.11)	0.15 (0.14)	0.54 (0.23)	0.44 (0.2)	0.004*	NW-GAS (0.029*) SOL-GAS (0.008*)
Loading response, ankle power absorption (W/kg)	-0.18 (0.1)	-0.51 (0.35)	-0.67 (0.52)	-1.12 (0.42)	0.004*	NW-SOLGAS (0.003*)
Terminal stance, ankle power absorption (W/kg)	-0.85 (0.2)	-0.62 (0.24)	-0.51 (0.27)	-0.34 (0.2)	0.009*	NW-SOLGAS (0.007*)
Loading response, knee power absorption (W/kg)	-0.44 (0.35)	-0.1 (0.14)	-0.45 (0.36)	-0.17 (0.1)	0.068	
Pre-swing, hip power generation (W/kg)	0.72 (0.34)	0.37 (0.22)	0.32 (0.13)	0.33 (0.21)	0.025*	
<i>Right leg</i>						
Terminal stance, knee moment (Nm/kg)	-0.15 (0.08)	-0.16 (0.11)	0.04 (0.16)	0.01 (0.15)	0.032*	

Given are mean values and standard errors.

* $p < 0.05$.

while during midstance trajectories for SOL and NW are similar and show power absorption while trajectories for GAS and SOLGAS display almost isometric behavior. During terminal stance a marked power absorption takes place for NW while in all toe-walking experimental conditions the power absorption is smaller and the terminal stance phase is concluded earlier as compared to NW. Differences during terminal stance phase were statistically significant (Table 2). During the preswing phase lower values of power generation burst can be observed for SOL and SOLGAS while for the GAS a higher peak is noted as compared to NW.

The knee angle trajectories show considerable similarity between NW and SOL experimental conditions on one hand and GAS and SOLGAS experimental conditions on the other hand. During loading response, midstance and terminal stance the NW and SOL are substantially similar and differ significantly from the trajectories GAS and SOLGAS that show pronounced and statistically significant shift toward more flexion.

The knee moment trajectories display very different courses of trajectories among all experimental conditions. During loading response a characteristic initial burst of flexion moment can be seen in NW. This burst is even more pronounced in SOL and significantly attenuated in GAS and SOLGAS experimental conditions. In the beginning of midstance where normally knee extension moment reaches its peak value (NW) substantial differences can be observed. In the SOL trajectory we can see complete absence of extension moment, while even more pronounced extension moment is observed for GAS condition as compared to NW. For the SOLGAS condition we can see a combined effect of both individual muscle contracture emulations (SOL and GAS). The extension moment lies somewhere in between the trajectories of SOL and GAS conditions. While these differences are not statistically significant, very low p value (0.076, Table 2) suggests substantial difference. Indeed the same pattern is observed when inspecting individual graphs for all six tested subjects. Terminal stance in NW is characterized by a flexion moment, which is even more pronounced for SOL condition. Trajectories for GAS and SOLGAS experimental conditions show completely opposite characteristics where marked extension moments are present. There is a statistically significant difference among the experimental conditions in terminal stance (Table 2). Similar characteristics are valid also for the preswing phase, where trajectories for NW and SOL show similar amplitudes (slightly smaller moment for SOL), while the trajectories for GAS and SOLGAS display significantly higher extension moments.

The knee power trajectories generally differ between experimental conditions. While a burst of characteristic power absorption during loading response can be noticed for NW and GAS, much smaller power

absorption is present for SOLGAS, while a small burst of power generation can be seen for SOL condition ($p = 0.068$, Table 2). During midstance similar bursts of power generation are present for NW and GAS conditions, while the same bursts are attenuated in SOL and SOLGAS trajectories. During preswing power absorption bursts are higher for GAS and SOLGAS conditions and smaller for SOL condition as compared to NW.

The shape of hip angle trajectories is similar throughout the whole gait cycle for all experimental conditions. Noticeable decrease of hip flexion for SOL, GAS and SOLGAS conditions is seen as compared to NW during loading response. Also, all toe-walking conditions show decreased hip extension during preswing phase.

The hip moment trajectories are similar throughout the whole gait cycle with the exception of the preswing period where a decrease in flexion moment can be seen for the toe-walking experimental conditions as compared to the normative trajectory.

The hip power trajectories show similar shape throughout the whole gait cycle. Smaller power absorption is present during midstance and terminal stance phases among all three toe-walking experimental conditions, while there is a statistically significant difference between power generation bursts during preswing phase, where all three toe-walking conditions exhibit for almost 100% reduction in the peak amplitude as compared to the normative trajectory (NW).

3.2.2. Right leg

Fig. 3 shows averaged kinematic and kinetic trajectories across the subjects ($N = 6$) for the right leg and for all experimental conditions.

Ankle angle, moment and power trajectories show substantial similarity between all experimental conditions. Slightly higher dorsiflexion is observed for SOL, GAS and SOLGAS conditions as compared to NW. More noticeable differences among the experimental conditions can be observed in the knee angle, moment and power trajectories. Higher knee flexion during the terminal stance phase is noticed for GAS and SOLGAS conditions as compared to SOL and NW conditions. The knee moment trajectories show increased flexion moment during loading response for all toe-walking conditions as compared to NW. During midstance the extension moments slightly differ depending on the experimental conditions. Statistically significant differences occur during terminal stance where for NW and SOL conditions we can observe expected flexion moment, while for GAS and SOLGAS conditions extension moments are seen. In the preswing there is a noticeably smaller extension moment for SOL condition as compared to the other three conditions. The knee power trajectories are similar for all experimental

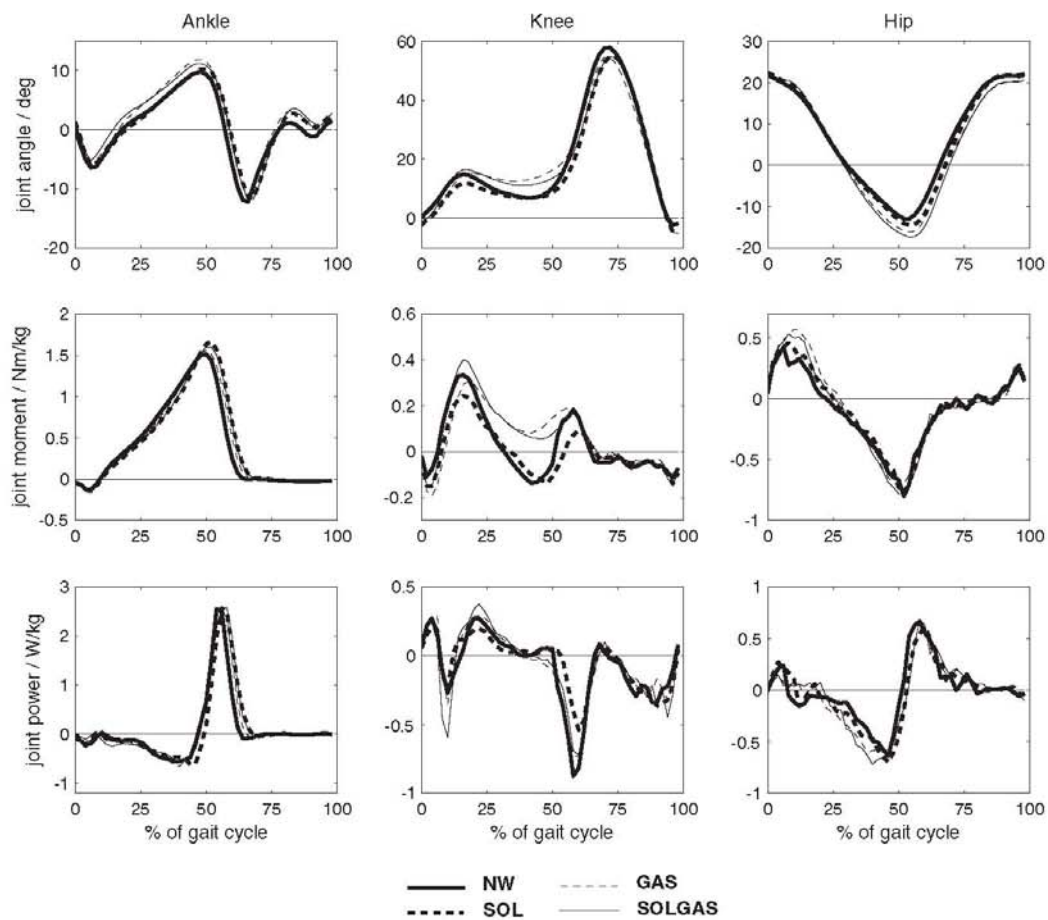


Fig. 3. Averaged kinematic and kinetic gait patterns captured for the right leg and for all four experimental conditions.

conditions with the exception of the preswing where a smaller power absorption is noticed for SOL as compared to the other three conditions. The shape of hip angle, moment and power trajectories is substantially similar in all experimental conditions. Increased hip extension can be noticed during the preswing phase for GAS and SOLGAS conditions as compared to NW and SOL conditions.

3.3. Biomechanical characterization and relation to selected clinical cases

3.3.1. Left leg

In the case of pure soleus muscle contracture (SOL) the ankle angle trajectory is predominantly altered, while the knee and hip angle trajectories are comparable

to normative data. In comparison to normative data premature ankle plantarflexion moment occurred, while there was a considerable decrease in the knee extension moment during stance phase. Compared to normative data the whole stance phase was dominated by power absorption in the ankle, while normally present power absorption during loading response in the knee was absent. Also power generation in the hip during preswing was almost halved. Very similar kinetic recordings as those presented for SOL experimental condition are reported in Winter (1991, p. 106–107) under Case study #4 cerebral palsy hemiplegia. The knee moment trajectory shows net flexor moment very close to zero throughout the whole stance, while characteristic increase of ankle moment is present in the midstance. Winter explained this pattern by hyper-

active plantarflexors and according to our data this was caused primarily due to soleus muscle contracture.

Very different kinematic and kinetic patterns resulted in case of pure gastrocnemius muscle contracture (GAS). The ankle and knee angle trajectories are altered. Ankle dorsiflexion occurs earlier in the stance phase as compared to SOL condition while the knee angle is shifted into more flexed position throughout the stance phase. The hip angle trajectory shows reduced extension in the preswing phase. Ankle plantarflexion moment in the stance phase rose faster and was higher as compared to SOL condition, while the knee extension moment increased faster and was higher as in NW condition throughout the whole stance phase. The power absorption in the ankle during loading response was similar to SOL condition, however, it was diminished until the end of stance phase as compared to SOL condition. The knee power trajectory was similar to NW condition, while the hip power trajectories were similar to NW and SOL conditions. Clinical example showing similar ankle joint moment and ankle power trajectories are reported in Gage (1991, p. 145) characterized in double-teeth moment profile in the whole stance phase and strong power absorption in the midstance. Gage attributed observed kinetics to gastrocnemius dynamic contracture and performed Baker-type lengthening, which postoperatively resulted in near normal ankle joint kinematics and kinetics.

In the case of a combined soleus and gastrocnemius contracture (SOLGAS) we can observe combined effects of both pure contracture cases (SOL and GAS). The ankle angle trajectory is approximately a summation of SOL and GAS trajectories. The knee angle trajectory is approximately the difference of GAS and SOL trajectories. Hip angle trajectory is similar to GAS trajectory. In the ankle moment trajectory the effects of SOL and GAS contracture are synergetic while the opposite is the case for the knee moment trajectory where the SOL contracture acts to counterbalance the effect of GAS contracture, especially, during the midstance phase and to some extent also in the terminal stance and preswing phase. The hip moment trajectory is similar for all three toe-walking patterns. The power absorption in the ankle during loading response is enhanced by both SOL and GAS contractures, while in the rest of the stance phase GAS contracture acts to diminish power absorption effect of SOL contracture. The power absorption in the knee during loading response is diminished as SOL, and GAS contractures act to counterbalance the effects of each other. In the preswing the power absorption due to GAS contracture dominates. The hip power trajectory is similar to both SOL and GAS trajectories.

3.3.2. Right leg

Major differences observed in the joints of the right leg are in the knee joint, primarily as compensatory

adaptation to changed posture of the left leg during gait cycle. During the midstance and terminal stance phases the knee remains more flexed to match the length of the left leg, thereby minimizing pelvis and trunk vertical fluctuations. Consequently the ankle also goes into more dorsiflexion while the hip undergoes larger extension. With GAS and SOLGAS experimental conditions where these adaptations are more pronounced increased knee extension moment is needed during midstance and terminal stance phases.

4. Discussion

The objective of this study was to investigate biomechanical differences between three artificially induced toe-walking gait patterns, where (i) only soleus muscle contracture, (ii) only gastrocnemius muscle contracture and (iii) combination of soleus and gastrocnemius muscle contractures were emulated in neurologically and orthopedically intact individuals. Our hypothesis was that the kinetics of the lower extremities' joints would distinctively differ depending on the cause of equinus gait. The results of our study clearly show characteristic differences in gait patterns for the three possible causes of foot equinus, which may be used in determining the involvement of each muscle in toe-walking in particular patient when the problem originates primarily because of the dynamic or static contracture of plantarflexors. Findings of the present study can help clinicians to more reliably determine the degree of involvement of each muscle of triceps surae group in foot equinus, thereby facilitating correct decisions regarding treatment.

4.1. Biomechanical characterization

Presented biomechanical characterization of the reported kinematics and kinetics under the three emulated toe-walking gait patterns follows directly from the biomechanical consequences of particular emulated contractures. The SOL contracture directly influences the ankle joint and forces it into plantarflexion. Since the soleus muscle during NW dynamically induces acceleration in the knee that acts to extend the knee during the stance phase (Neptune et al., 2001), the SOL contracture reduces (or completely diminishes) the otherwise needed activity of knee extensors. The GAS contracture, however, directly influences the ankle and the knee, by forcing the ankle into plantarflexion and knee into flexion. Since the gastrocnemius muscle during NW dynamically induces acceleration in the knee that acts to flex the knee during the stance phase (Neptune et al., 2001), the GAS contracture increases the need for knee extensors output due to altered posture of the knee (ground reaction force passing behind the knee joint)

and also dynamically. Changes seen in the hip are primarily adaptation to the changed posture at the ankle and the knee which were adopted in order to maintain stride length. Therefore the changes observed in the hip angle, moment and power trajectories are all considered as compensations.

4.2. Clinical implications

There are different opinions among clinicians as to what is the most common cause of equinus. Gage (1991) finds dynamic contracture of gastrocnemius as the most common ankle abnormality while Decq et al. (1998) state that in as much as 75% of all cases spasticity of soleus muscle is responsible for equinus foot. Clearly, such a difference in opinions will result also in different treatment approaches such as Botulinum toxin pharmacological injections in soleus and/or gastrocnemius muscles (Metaxiotis et al., 2002) or various surgical interventions aimed at triceps surae muscle group such as Achilles tendon lengthening (Orendurff et al., 2002) or gastrocnemius recession (Wren et al., 2004), producing very different biomechanical consequences for gait of particular patient. It is therefore important to objectively estimate the relative contributions of soleus and gastrocnemius muscles to equinus from the clinical gait analysis data in order to derive appropriate treatment plan in each particular case.

The selected clinical examples show substantial similarity to the data presented in this paper. However, the dominating pathological state of plantarflexors causing equinus can be accompanied with other milder pathological changes at more proximal muscle groups that may to some extent alter the kinetics and particularly kinematics of the ankle and the knee in each particular clinical case. On a contrary the data obtained under SOL, GAS and SOLGAS experimental conditions show “ideal” changes to kinematics and kinetics of particular emulated toe-walking gait patterns. Therefore, when relating the data from our study with the data from particular patient, this should be done qualitatively, searching for the distinct features in kinetic trajectories that may indicate the primary cause for toe-walking caused by plantarflexors dynamic or static contracture. The results of this study show that primarily ankle and knee moments and powers are the features that should be carefully inspected as they exhibit distinct differences in the mid and terminal stance, which indicate the degree of SOLGAS in a particular pathological case. These features can serve as strong indicators of which muscle is predominantly responsible for foot equinus and can, combined with the data from clinical examination of a particular patient, importantly enhance reliability of determination of the predominant cause of toe-walking.

4.3. Comparison to self-induced toe-walking

Two studies examined kinematics and kinetics of toe-walking that was self-induced by neurologically intact subjects (Kerrigan et al., 2000; Perry et al., 2003) and contrasted it to walking in normal conditions, yielding very similar results. The NW angle, moment and power patterns reported in both studies are entirely in agreement with the results of present study for experimental condition NW. Kerrigan et al., 2000 in their study reported on ankle, knee and hip moments and powers while Perry et al., 2003 reported on ankle and knee angles, moments and powers. Ankle moment trajectories in both studies are similar to our results for experimental conditions GAS and SOLGAS. There was a difference between the results of Kerrigan et al., 2000 and Perry et al., 2003 regarding ankle plantarflexion moment during preswing, where the subjects of Kerrigan et al., 2000 exhibited significantly lower peak as compared to the results of Perry et al., 2003 and our results for all three toe-walking experimental conditions. The ankle power trajectories in both studies are similar to our results for SOLGAS experimental conditions. In contrast the knee angle, moment and power trajectories reported in both studies are qualitatively similar to our results for only SOL experimental condition. The above discrepancy in the ankle and knee kinematic and kinetic patterns demonstrates that able-bodied individuals adopt rather peculiar form of toe-walking. According to our results able-bodied toe-walking, as reported in Kerrigan et al., 2000 and Perry et al., 2003, is such that soleus muscle is dynamically “contractured” through the whole stance phase, while the gastrocnemius muscle only assists in ankle moment increase during the loading response and midstance phases of gait cycle. This suggests that able-bodied walking might not be the appropriate model to study pathological toe-walking and to base diagnostics and treatment decisions upon its findings.

4.4. Possible compensatory advantages of toe-walking

When interpreting gait records from a particular patient one should be also aware of potential compensatory advantages of toe-walking. Similar kinematic and kinetic gait patterns can also be recorded when primary cause for equinus and toe-walking is not due to contracture of triceps surae muscle group but rather compensation for pathological functioning of other muscles. For example if a particular patient has weak knee extensors that would prevent him or her from walking, the deficit of the required knee extension moment in the midstance could be compensated by “dynamic contracture” of otherwise unimpaired soleus, resulting in the gait patterns similar to those presented

for SOL experimental condition. Also in toe-walking the need for dorsiflexion moment during loading response is diminished. Therefore, patients with impaired tibialis anterior could resort to any of the three toe-walking conditions. Both of these possible compensatory advantages of toe-walking were suggested by Kerrigan et al., 2000 and the results of our study confirm their suggestion. From the results of present study we can propose another possible compensatory advantage of toe-walking. If a particular patient has weak hip flexors all three toe-walking conditions reduce a need for the hip flexor moment and power requirements during stance and preswing phases. In all these cases a clinician must establish neurological state of each muscle in order to correctly interpret the resulting gait pattern. The results of our study suggest that only sensible and practical compensatory advantages are obtained in toe-walking that results from increased soleus output during stance phase since gastrocnemius static or dynamic contracture puts additional strength requirements on the knee extensors.

4.5. Methodological considerations

Standard deviations of the ankle, knee and hip angles, moments and powers trajectories obtained under the SOL, GAS and SOLGAS experimental conditions were similar to those obtained under NW condition, demonstrating the appropriateness of methodology used. Lengths, elasticity and number of elastic ropes used in toe-walking experimental conditions were selected in order to achieve equinus resulting in true toe-walking (not foot flat at the initial contact) and at the same time to allow subjects comfortable walking. This is the reason for selecting three shorter ropes for SOL, three longer ropes for GAS and only two shorter and two longer ropes for SOL experimental conditions. Therefore, the numerical comparisons between different toe-walking conditions should not be regarded as the absolute measure for quantification of differences as it is very difficult to “normalize” the degree of toe-walking among the three tested experimental conditions (SOL, GAS and SOLGAS) since all three have different biomechanical consequences. Rather, qualitative differences and distinct characteristics in particular kinematic and kinetic patterns should be noted, and they were stressed throughout the paper. The six subjects who participated in the study very carefully matched for their age, height and weight in order to minimize variability. The analysis of the results was restricted to the sagittal plane, the dominant plane of the action of triceps surae muscle group, which was considered so also in other similar studies (Kerrigan et al., 2000; Neptune et al., 2001; Perry et al., 2003).

Acknowledgements

The authors express their gratitude to the volunteers who participated in this study. This work was supported by the Slovenian Ministry for Education, Science and Sport (Research Program Contract No. P2-0228, Research Project Contract No. L2-6682).

References

- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2003. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and Posture* 17, 159–169.
- Davis, R.B., 1997. Reflections on clinical gait analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 7, 251–257.
- Decq, P., Cuny, E., Filipecki, P., Keravel, Y., 1998. Role of soleus muscle in spastic equinus foot. *The Lancet* 352, 118.
- Gage, J.R., 1991. *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. MacKeith Press, London, UK.
- Gage, J.R., 1993. Gait analysis: an essential tool in treatment of cerebral palsy. *Clinical Orthopedics and Related Research* 288, 126–134.
- Gitter, A., McAnelly, R., 1998. The value of information resulting from instrumented gait analysis: The physiatrist. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Monograph 002 (Chapter 1).
- Kerrigan, D.C., 1998. Introduction on Gait analysis in the science of rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Research and Development Monograph* 002, Introduction.
- Kerrigan, D.C., Riley, P.O., Rogan, S., Burke, D.T., 2000. Compensatory advantages of toe walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 81, 38–44.
- Metaxiotis, D., Siebel, A., Doederlein, L., 2002. Repeated botulinum toxin A injections in the treatment of spastic equinus foot. *Clinical Orthopedics and Related Research* 394, 177–185.
- Neptune, R.R., Kautz, S.A., Zajac, F.E., 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics* 34, 1387–1398.
- Olenšek, A., Matjačić, Z., Bajd, T., 2003. Muscle contracture emulation system. In: *Proceedings of the International Conference on Industrial Technology—IEEE ICIT*. Maribor, Slovenia.
- Orendurff, M.S., Aiona, M.D., Dorociak, R.D., Pierce, R.A., 2002. Length and force of the gastrocnemius and soleus during gait following tendo Achilles lengthenings in children with equinus. *Gait Posture* 15, 130–135.
- Perry, J., 1992. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated, Thorofare, NJ.
- Perry, J., Burnfield, J.M., Grongley, J.K., Mulroy, S.J., 2003. Toe walking: muscular demands at the ankle and knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84, 7–16.
- Rodda, J.M., Graham, H.K., Carson, L., Galea, M.P., Wolfe, R., 2004. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)* 86-B, 251–258.
- Winter, D.A., 1991. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. University of Waterloo Press, Waterloo, Canada.
- Winters, T.F., Hics, R., Gage, J.R., 1987. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *Journal of Bone and Joint Surgery* 69A, 437.
- Wren, T.A.L., Patrick Do, K., Kay, R.M., 2004. Gastrocnemius and soleus lengths in cerebral palsy equinus gait—differences

- between children with and without static contracture and effects of gastrocnemius recession. *Journal of Biomechanics* 37, 1321–1327.
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2002. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture* 16, 215–232.
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2003. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture* 17, 1–17.

Dodatek E

Matjačić, Z., in Olenšek, A. (2007). Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced crouch walking : differences between pure iliopsoas, pure hamstrings and combination of iliopsoas and hamstrings contractures. *Journal of Biomechanics*, 40, 491-501.



ELSEVIER

Journal of Biomechanics 40 (2007) 491–501

JOURNAL
OF
BIOMECHANICS

www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced crouch walking: Differences between pure iliopsoas, pure hamstrings and combination of iliopsoas and hamstrings contractures

Zlatko Matjačić*, Andrej Olenšek

Institute for Rehabilitation, Linhartova 51, SI-1000, Ljubljana, Slovenia

Accepted 27 February 2006

Abstract

The purpose of this study was to characterize biomechanically three different crouch walking patterns, artificially induced in eight neurologically intact subjects and to compare them to selected cases of pathological crouch walking. The subjects were equipped with a lightweight mechanical exoskeleton with artificial muscles that acted in parallel with hamstrings and iliopsoas muscles. They walked at a speed of approximately 1 m/s along the walkway under four experimental conditions: normal walking (NW), hamstrings contracture emulation (HAM), iliopsoas contracture emulation (IPS) and emulation of both hamstrings and iliopsoas contractures (IPSHAM). Reflective markers and force platform data were collected and ankle, knee and hip-joint angles, moments and powers were calculated. HAM and IPSHAM shifted ankle-angle rotation profiles into dorsiflexion during midstance compared to IPS and NW where ankle-angle trajectories were similar. HAM, IPS and IPSHAM shifted the knee angle of rotation profiles into flexion during stance, compared to NW. IPS and IPSHAM shifted hip angle of rotation profiles toward pronounced flexion while HAM shifted hip angle of rotation profile toward extension, compared to NW. HAM and IPSHAM significantly increased ankle moment during midstance, compared to IPS and NW where ankle moment profiles were similar. All experimental conditions exhibited similar behavior in the knee-moment profiles during midstance while IPS and IPSHAM knee-moment profiles exhibited significantly higher knee-extension moment during terminal stance and pre-swing. In the hip joint all experimental conditions exhibited similar shape of hip moment profiles throughout the gait cycle. HAM and IPS kinematic and kinetic patterns were qualitatively compared to two selected clinical cases, showing considerable similarity. This implies that distinct differences in kinematics and kinetics between HAM, IPS and IPSHAM may be clinically relevant in helping determine the relative contribution of hamstrings and iliopsoas muscles contractures to particular crouch walking.

© 2006 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Gait; Muscle function; Cerebral palsy; Kinematics; Kinetics

1. Introduction

Crouch gait is one of the most prevalent walking patterns in children with cerebral palsy (Wren et al., 2005), characterized with increased and excessive knee flexion, increased ankle dorsiflexion and hip trajectory ranging from almost normal to excessively flexed throughout the gait cycle (Winters et al., 1987; Lin

et al., 2000; Rodda et al., 2004). Crouch gait can develop as a consequence of surgical lengthening of Achilles tendon or due to weakness of triceps surae (Chambers, 2001; Gage 2004). However, in most cases crouch gait originates from contracted/tightened hamstrings, which are often combined with hip flexors deformity (Gage, 2004). Several studies investigating muscle-tendon lengths and lengthening velocities in hamstrings (Arnold et al., 2006; Schutte et al., 1997) and iliopsoas muscles (Schutte et al., 1997) have suggested that in many cases of crouch gait in patients with cerebral palsy

*Corresponding author. Tel.: +38614758159; fax: +38614372070.
E-mail address: zlatko.matjacic@mail.ir-rs.si (Z. Matjačić).

the hamstrings were of normal length while the iliopsoas muscles were short. Surgical lengthening of hamstrings is a common treatment of crouch gait. While some patients achieve considerable improvement following the surgery, many others show no improvement or even get worse (Gage, 2004; Chambers, 2001). Often this is because of the erroneous identification of primary cause of crouch due to difficulties in establishing dynamic hamstring length on physical examination (Gage, 2004). There are cases of crouch gait where hamstrings appear to be shortened, while they are actually of normal length, because their origin is shifted proximally due to excessive anterior pelvic tilt and accompanying increased hip flexion that can be due to contracture of hip flexors or adopted trunk lean forward (Schutte et al., 1997). This necessitates further studies into mechanisms of crouch gait.

We have recently proposed a method to artificially emulate muscle contracture of selected leg muscles in neurologically intact individuals (Olenšek et al., 2005). We have successfully applied the above methodology to biomechanically characterize toe walking (Matjačić et al., 2006). Using the same methodology, biomechanical characterization of crouch gait can also be derived. Our hypothesis is that different cases of artificial alterations of hamstrings and iliopsoas muscles' stiffness/tightness will result in distinct changes of kinematic and kinetic gait patterns of artificially induced crouch gait that may resemble recorded kinematic and kinetic patterns in selected CP cases.

The objective of this paper was to experimentally investigate the above hypothesis and to determine differences in kinematic and kinetic gait patterns in joints of artificially constrained lower extremity in a group of neurologically and orthopaedically intact individuals. Differences originated from artificially induced increase in stiffness of (i) hamstrings muscle, (ii) iliopsoas muscle and (iii) combination of hamstrings and iliopsoas muscles that forced the tested subjects into crouch gait. We further compared obtained kinetic patterns to selected CP cases in order to establish possible implications for clinical practice.

2. Methods

2.1. Subjects

Eight male volunteers with no known neurologic or orthopaedic disorders (age 25.2 ± 3.5 years, height 175.5 ± 4.8 cm, mass 64.6 ± 3.3 kg) participated in the study. The experimental protocol was approved by the local ethics committee and the subjects signed informed consent forms. Additionally, the data from two cerebral palsied children (CP#1 age 15 years and CP#2 age 13 years) diagnosed with spastic diplegia and who did

not undergo previous surgery were included. Both cases were selected based on the clinical examination where tightness of hamstring and iliopsoas muscles was indicated.

2.2. Muscle contracture emulation system

Fig. 1 shows schematics and photographs of the mechanical system that was used to artificially emulate contractures of iliopsoas and hamstrings muscles. Plastic cuffs embraced pelvis, right thigh and right shank of a walking subject. Muscle contractures were emulated by means of artificial muscles that consisted of elastic bands, which were connected to the respective attachment points on the plastic cuffs through rigid bands in such a way as to act in parallel with hamstrings and iliopsoas muscles. The attachment points were selected in such a way that the action of artificial muscles was confined to sagittal plane. Lengths and stiffness of elastic bands and lengths of rigid bands were selected after careful experimentation where we aimed to achieve noticeable effects on changes of posture in the hip and the knee during standing and walking while at the same time elastic behavior of the artificial muscles was ensured. Artificial muscles emulating the iliopsoas contracture consisted of a 4.5 cm long rigid band connected to the pelvic cuff, a 5 cm long rigid band connected to the thigh cuff and an 8.5 cm long elastic band exhibiting 3300 N/m stiffness. The artificial muscles emulating the hamstrings contracture consisted of a 13.5 cm long rigid band connected to the pelvic cuff, a 17.3 cm long rigid band connected to the shank cuff and an 13.3 cm long elastic band exhibiting 2000 N/m stiffness. The muscle contracture emulation system produced repeatable data, similar to repeatability shown in the system used in our previous studies on artificially induced toe walking (Matjačić et al., 2006; Olenšek et al., 2005).

2.3. Experimental conditions

Subjects walked across a 10-m-gait laboratory walkway under several experimental conditions: normal walking (NW), hamstrings contracture emulation (HAM), iliopsoas contracture emulation (IPS) and emulation of both hamstrings and iliopsoas contractures (IPSHAM). A VICON motion capture and analysis system (VICON 370, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK) was used to capture motion of lower limbs and pelvis. Reflective markers were attached to the subjects' skin over designated landmarks according to the specifications provided by manufacturer of the system (Vicon Clinical Manager). Motion data were sampled at 50 Hz. Two AMTI force plates (AMTI OR-6-5-1000, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA) that were positioned in the center of a walkway were



Fig. 1. a. Schematic presentation of a walking subject, wearing pelvic, thigh and shank cuffs upon which two artificial muscles, one emulating iliopsoas (IPS) muscle contracture and the other hamstrings (HAM) muscle contracture, are attached. b. IPS applied. c. HAM applied. d. IPS and HAM applied.

used for recording ground reaction forces. Force data were sampled at 1000 Hz. During the experiment the subjects were monitored to maintain walking speed of approximately 1 m/s. At least four clear steps of the right leg were captured for analysis. Before data capture, the subjects practiced walking for several minutes for each experimental condition. Between experimental conditions the subjects rested for 10 min. For the purpose of qualitative comparison the data from two cerebral palsied children (CP#1 and CP#2) obtained in the same laboratory in unconstrained conditions were included. The data from selected clinical cases are represented by ensemble average of four clear steps.

2.4. Data analysis

Gait velocity, stride length and cadence data were extracted and sagittal ankle, knee and hip angles of rotation, joint moments and powers were calculated for each experimental condition. Joint moments and powers were normalized for body mass and reported in Nm/kg and W/kg, respectively. For each subject the averaged values from four trials were calculated and used in subsequent averaging and statistical analysis of the data

for the whole group separately for each experimental condition. Gait cycle terminology as introduced by Perry (Perry, 1992) was adopted to define instants of characteristic peak values of kinematic and kinetic trajectories in the gait cycle.

2.5. Statistics

Statistical analysis was performed for selected characteristic peaks of the stance subphase (0–10% loading response, 10–30% midstance, 30–50% terminal stance and 50–60% preswing) in the joint angles of rotation, moments and powers obtained under all four experimental conditions. Within each condition, each subject's average of four trials was used. Within each of the stance subphases one-way ANOVA was performed on either maximal or minimal values of each subject's averaged data with factor being one of the tested experimental conditions. Bonferroni-adjusted post-hoc pairwise comparisons were made when a main effect or interaction was detected. $P < 0.05$ was regarded as statistically significant. All values were presented as mean and standard deviation. Similarly data on gait velocities, stride lengths and cadences were statistically examined in one-way ANOVA.

3. Results

3.1. Temporal gait characteristics

The data on gait velocities, stride lengths and cadences are reported in Table 1. Statistically significant difference occurred only in stride lengths, which were decreased in IPS, HAM and IPSHAM experimental conditions. However, these differences were small and correlated well with differences in gait velocities.

3.2. Kinematics and kinetics

Fig. 2 shows averaged kinematic and kinetic patterns across the subjects ($N = 8$) for the right leg and for all experimental conditions.

Ankle angle of rotation and moment profiles were similar for NW and IPS and differed from HAM and IPSHAM, which exhibited increased dorsiflexion and increased plantarflexion moment throughout majority of stance phase. All experimental conditions exhibited increased knee flexion throughout stance phase, and most notably IPSHAM. IPSHAM and HAM exhibited similar knee flexion during loading response while IPS and HAM exhibited similar knee flexion during midstance and terminal stance. NW and HAM exhibited similar knee-moment profiles throughout the entire gait cycle and differed from IPS and IPSHAM, which increased knee-extension moment throughout midstance, terminal stance and pre-swing. Hip-angle profiles were similar for NW and HAM and differed from IPS and IPSHAM, which exhibited increased flexion throughout the entire gait cycle. Hip-moment profiles were similar in all experimental conditions. Power profiles in ankle, knee and hip joints were similar in all experimental conditions. Values of selected characteristic peaks and the results of statistical analyses are given in Table 2.

Fig. 3a shows kinematic and kinetic patterns of a selected case of diplegic child CP#1 (speed of walking 0.8 m/s, cadence 115 steps/min) along with the NW and HAM data. Ankle, knee and hip angle of rotation profiles in CP#1 exhibited more pronounced shift

toward flexion as compared to HAM. Ankle- and knee-moment profiles exhibited similar shapes, specifically similarities in the shape of ankle-moment profiles (increased plantarflexion moment throughout loading response, midstance and terminal stance) are evident. The second knee-extension moment peak during terminal stance and pre-swing is much larger, as compared to HAM experimental condition, which was likely either due to substantially larger extent of knee flexion in the selected CP#1 case as compared to HAM, or plantarflexor weakness. In walking of the CP#1 case we can also observe prolonged hip-extension moment during stance phase and associated increase in hip-power generation, which compensates for weakened push off (Gage, 2004). Fig. 3b illustrates kinematic and kinetic patterns of CP#1 gait and one of the healthy subjects in five instants of stance phase. We observed similar postures of pelvis, hip, knee and ankle. Also, the center of pressure (COP), direction and magnitude of ground-reaction forces (GRF) in particular instants are visually similar. Thus, the qualitative comparison of HAM and CP#1 walking patterns show considerable similarity and suggests hamstrings contracture/tightness in selected clinical case.

Fig. 4a shows kinematic and kinetic patterns of a selected case of diplegic child CP#2 (speed of walking 0.8 m/s, cadence 110 steps/min) along with the NW and IPS data. Ankle, knee and hip angle of rotation profiles in CP#2 exhibited more pronounced shift toward flexion as compared to IPS. Ankle- and knee-moment profiles exhibit similar shapes; specifically similarities in the shape of knee moment at the end of midstance (abrupt stop of otherwise normal cessation of knee-extension moment, which normally turns into slight knee-flexion moment in the terminal stance) are evident. Fig. 4b illustrates kinematic and kinetic patterns of CP#2 gait and one of the healthy subjects in five instants of stance phase. We can observe similar postures of pelvis (inclined forward), hip, knee and ankle. Also the COP, direction and magnitude of GRF in particular instants are similar. Thus, the qualitative comparison of IPS and CP#2 walking patterns show considerable similarity and suggests iliopsoas contracture/tightness in selected clinical case.

Table 1
Temporal gait characteristics for all four experimental conditions ($N = 8$)

	NW	HAM	IPS	IPSHAM	<i>P</i> value ANOVA	Post-hoc main interactions (<i>P</i> value)
Gait velocity (m/s)	1.03 (0.05)	1.01 (0.08)	1.02 (0.08)	1.01 (0.09)	0.102	—
Stride length (m)	1.29 (0.05)	1.18 (0.08)	1.20 (0.05)	1.16 (0.11)	0.015*	NW–HAM (0.046*), NW–IPSHAM (0.020*)
Cadence (1/s)	100.7 (6.81)	101.2 (8.65)	95.6 (9.91)	103.0 (7.18)	0.331	—

Given are mean values and standard deviations. Statistically significant differences between respective experimental conditions are denoted with *. * $p < 0.05$.

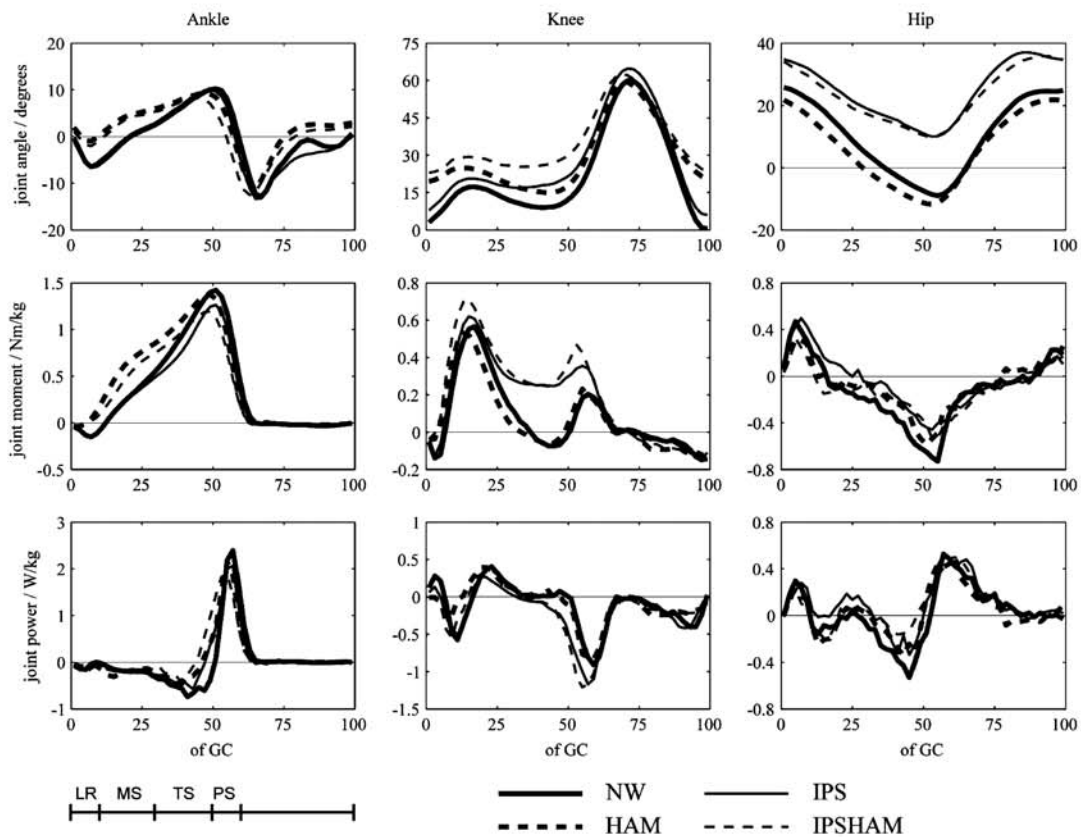


Fig. 2. Averaged kinematic and kinetic gait patterns for all four experimental conditions. Stance phase of a GC—gait cycle is divided into LR—loading response, MS—midstance, TS—terminal stance and PS—preswing (Perry, 1992). Positive joint angle values indicate flexion/dorsiflexion, positive joint-moment values indicate extension/plantarflexion moments and positive joint power values indicate power generation.

Fig. 5 illustrates kinematic and kinetic patterns of NW and IPSHAM in five instants of stance phase.

4. Discussion

The objective of this study was to investigate biomechanical differences between three artificially induced crouch-walking patterns. The results of our study show characteristic differences in gait patterns for the three possible causes of crouch, which may be used in determining of the involvement of iliopsoas and hamstrings in a particular patient when the problem originates primarily because of the dynamic or static contracture of these two muscle groups. Findings of the present study can help clinicians to more reliably determine the degree of involvement of iliopsoas and hamstrings muscle groups in crouch-walking pattern,

thereby facilitating correct decisions regarding treatment.

4.1. Biomechanical characterization

Hamstrings are biarticular muscles that exert hip extension and knee-flexion moments. Therefore, contracture of hamstrings can work to extend the hip and flex the knee, which is supported also by experimental data from the present study. Simultaneously, the ankle joint needs to shift into more dorsiflexion to allow initial contact with the heel. Positions of the hip and the knee determine when the contracture of hamstrings has the largest influence on gait patterns, which appears to be around the initial contact when the hip is in the most flexed position. Increased knee flexion during loading response and midstance would normally require an increase in knee-extension moment. However, our

Table 2
Peak biomechanical variables for all four experimental conditions ($N = 8$)

	NW	HAM	IPS	IPSHAM	<i>P</i> value ANOVA	Post-hoc main interactions (<i>P</i> value)
Midstance, ankle dorsi flexion angle (degrees)	3.02 (2.84)	6.66 (3.15)	3.48 (2.97)	6.25 (2.32)	0.029*	—
Pre-swing, ankle dorsi flexion angle (degrees)	10.31 (2.56)	8.43 (3.29)	9.63 (3.33)	5.42 (6.23)	0.107	—
Loading response, knee-flexion angle (degrees)	15.01 (4.19)	24.88 (6.79)	19.13 (5.73)	28.93 (7.02)	<0.0001*	NW–HAM (0.017*). NW–IPSHAM (<0.0001*). IPS–IPSHAM (0.018*)
Midstance, knee-flexion angle (degrees)	17.36 (4.01)	25.43 (6.34)	20.98 (4.87)	29.78 (6.45)	0.001*	NW–HAM (0.041*). NW–IPSHAM (0.001*). IPS–IPSHAM (0.021*)
Terminal stance, knee-flexion angle (degrees)	8.55 (2.95)	14.33 (3.88)	16.44 (5.59)	25.1 (6.53)	<0.0001*	NW–IPS (0.021*). NW–IPSHAM (10.0001*). HAM–IPSHAM (0.001*). IPS–IPSHAM (0.009*)
Pre-swing, knee-flexion angle (degrees)	36.25 (4.55)	42.86 (3.38)	44.26 (5.94)	60.55 (7.68)	<0.0001*	NW–IPS (0.049*). NW–IPSHAM (<0.0001*)
Loading response, hip-flexion angle (degrees)	25.74 (4.73)	21.69 (6.92)	34.93 (4.14)	33.98 (3.87)	<0.0001*	NW–IPS (0.007*). NW–IPSHAM (0.018*). HAM–IPS (<0.0001*). HAM–IPSHAM (<0.0001*)
Midstance, hip angle (degrees)	3.82 (6.08)	−1.60 (7.28)	18.65 (5.41)	16.96 (3.85)	<0.0001*	NW–IPS (<0.0001*). NW–IPSHAM (0.001*). HAM–IPS (<0.0001*). HAM–IPSHAM (<0.0001*)
Terminal stance, hip angle (degrees)	−7.89 (6.18)	−11.59 (7.20)	10.57 (5.20)	10.05 (4.31)	<0.0001*	NW–IPS (<0.0001*). NW–IPSHAM (<0.0001*). HAM–IPS (<0.0001*). HAM–IPSHAM (<0.0001*)
Pre-swing, hip angle (degrees)	−9.03 (6.19)	−11.90 (7.27)	9.83 (5.32)	9.73 (4.61)	<0.0001*	NW–IPS (<0.0001*). NW–IPSHAM (<0.0001*). HAM–IPS (<0.0001*). HAM–IPSHAM (<0.0001*)
Loading response, ankle dorsiflexion moment (Nm/kg)	−0.17 (0.09)	−0.07 (0.05)	−0.16 (0.08)	−0.10 (0.05)	0.024*	—
Midstance, ankle plantarflexion moment (Nm/kg)	0.60 (0.14)	0.88 (0.11)	0.52 (0.28)	0.78 (0.16)	0.002*	NW–HAM (0.028*). HAM–IPS (0.003*)
Pre-swing, ankle plantarflexion moment (Nm/kg)	1.42 (0.16)	1.33 (0.20)	1.26 (0.18)	1.13 (0.28)	0.072	—
Loading response, knee moment (Nm/kg)	−0.15 (0.08)	−0.07 (0.05)	0.13 (0.84)	0.07 (0.06)	0.038*	—
Terminal stance, knee-extension moment (Nm/kg)	0.10 (0.17)	0.11 (0.17)	0.18 (0.12)	0.21 (0.18)	<0.0001*	NW–IPS (0.012*). NW–IPSHAM (0.005*). HAM–IPS (0.008*). HAM–IPSHAM (0.003*)
Pre-swing, knee-extension moment (Nm/kg)	0.25 (0.12)	0.28 (0.11)	0.41 (0.10)	0.50 (0.15)	0.001*	NW–IPSHAM (0.003*). HAM–IPSHAM (0.008*)
Loading response, hip-flexion moment (Nm/kg)	0.55 (0.21)	0.39 (0.21)	0.56 (0.18)	0.35 (0.11)	0.058	—
Terminal stance, ankle-power absorption (W/kg)	−0.88 (0.19)	−0.59 (0.29)	−0.63 (0.31)	−0.55 (0.24)	0.074	—
Loading response, knee-power generation (W/kg)	0.35 (0.17)	0.09 (0.10)	0.22 (0.16)	0.05 (0.07)	<0.0001*	NW–IPS (0.003*). NW–IPSHAM (0.000*)
Midstance, knee-power absorption (W/kg)	−0.58 (0.22)	−0.10 (0.21)	−0.56 (0.30)	−0.30 (0.23)	0.001*	NW–IPS (0.003*). HAM–IPS (0.004*)
Terminal stance, knee-power absorption (W/kg)	−0.20 (0.17)	−0.37 (0.27)	−0.61 (0.32)	−0.73 (0.35)	0.004*	NW–IPS (0.044*). NW–IPSHAM (0.005*)
Terminal stance, hip-power absorption (W/kg)	−0.59 (0.18)	−0.52 (0.30)	−0.41 (0.21)	0.25 (0.10)	0.015*	NW–IPSHAM (0.016*)

Given are mean values and standard deviations. Statistically significant differences between respective experimental conditions are denoted with *. * $p < 0.05$.

experimental data (HAM) show that the peak knee-extension moment during midstance is reduced as compared to NW. This is due to increased plantar-

flexion moment in the ankle joint, which is likely due to increased soleus activity because soleus dynamically acts to accelerate the knee into extension

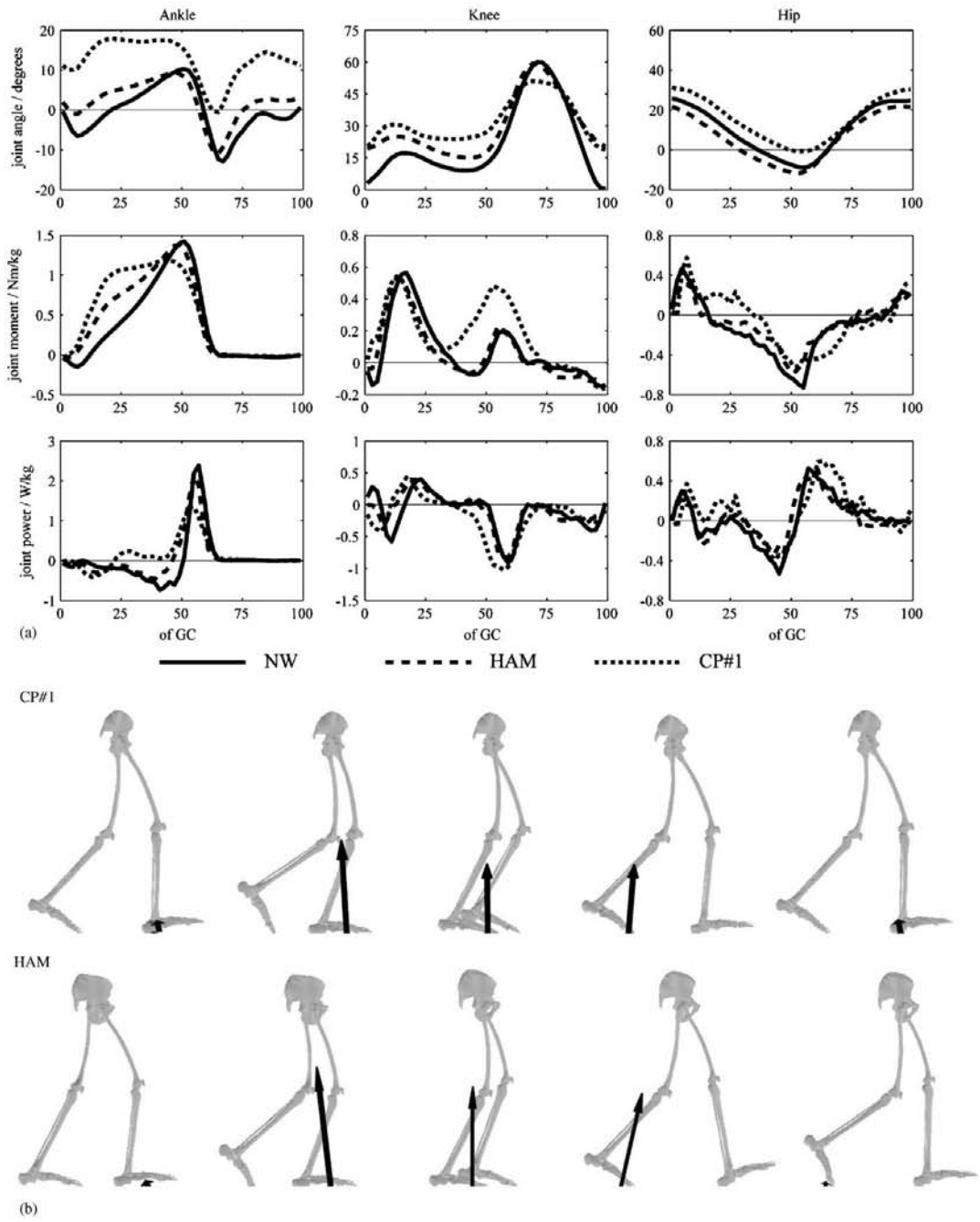


Fig. 3. a. Averaged kinematic and kinetic gait patterns ($N=4$) from a selected case (CP#1), normal walking (NW) and HAM experimental conditions. Positive joint-angle values indicate flexion/dorsiflexion, positive joint-moment values indicate extension/plantarflexion moments and positive joint-power values indicate power generation. b. Display of a lower-body skeleton together with GRF and COP in five consecutive instants of stance phase that occurred approximately at 0%, 20%, 40%, 55% and 60% of a gait cycle. Upper panel—CP#1, lower panel—HAM.

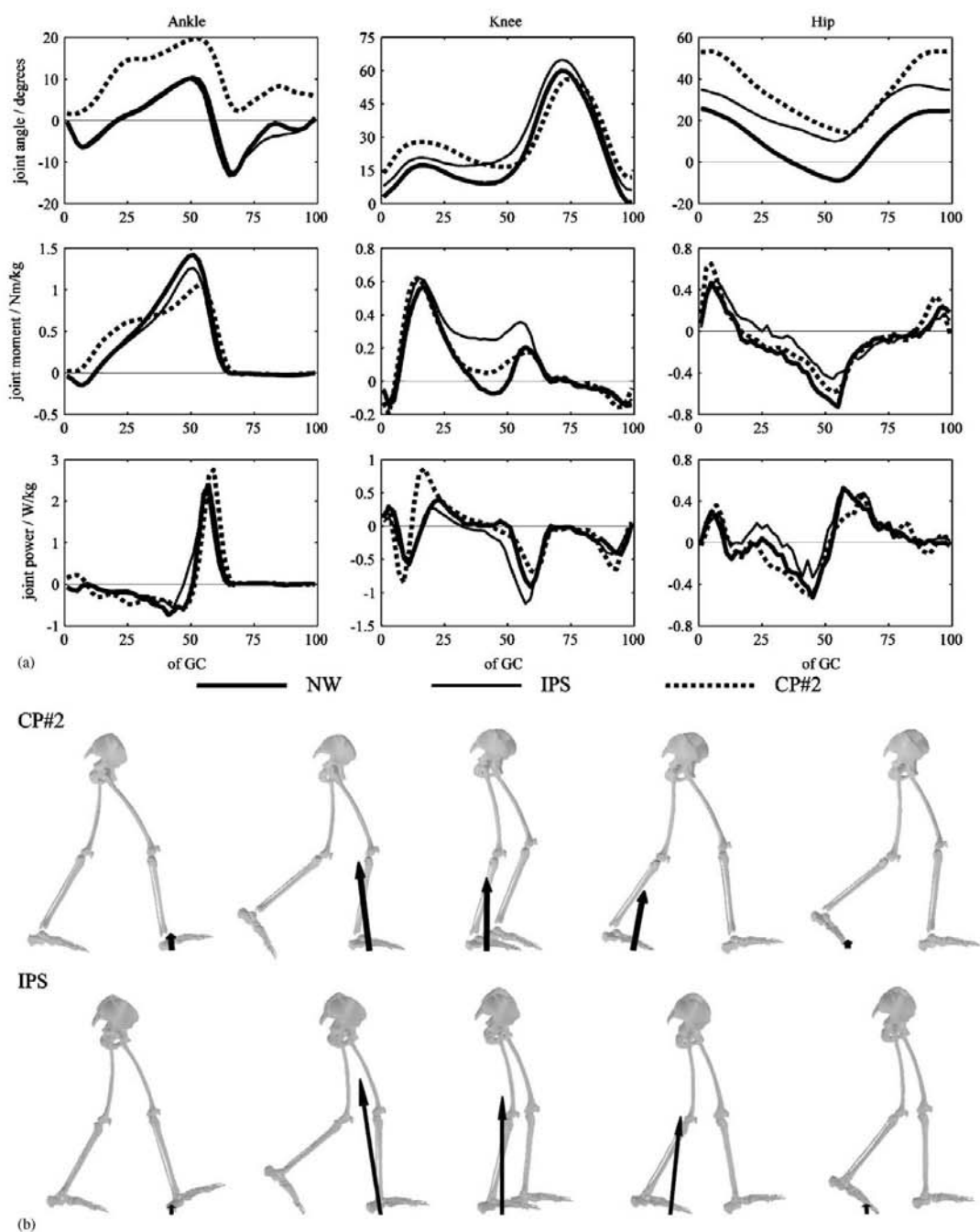


Fig. 4. a. Averaged kinematic and kinetic gait patterns ($N = 4$) from a selected case (CP#2), normal walking (NW) and IPS experimental conditions. Positive joint-angle values indicate flexion/dorsiflexion, positive joint-moment values indicate extension/plantarflexion moments and positive joint-power values indicate power generation. b. Display of a lower-body skeleton together with GRF and COP in five consecutive instants of stance phase that occurred approximately at 0%, 20%, 40%, 55% and 60% of a gait cycle. Upper panel—CP#2, lower panel—HAM.

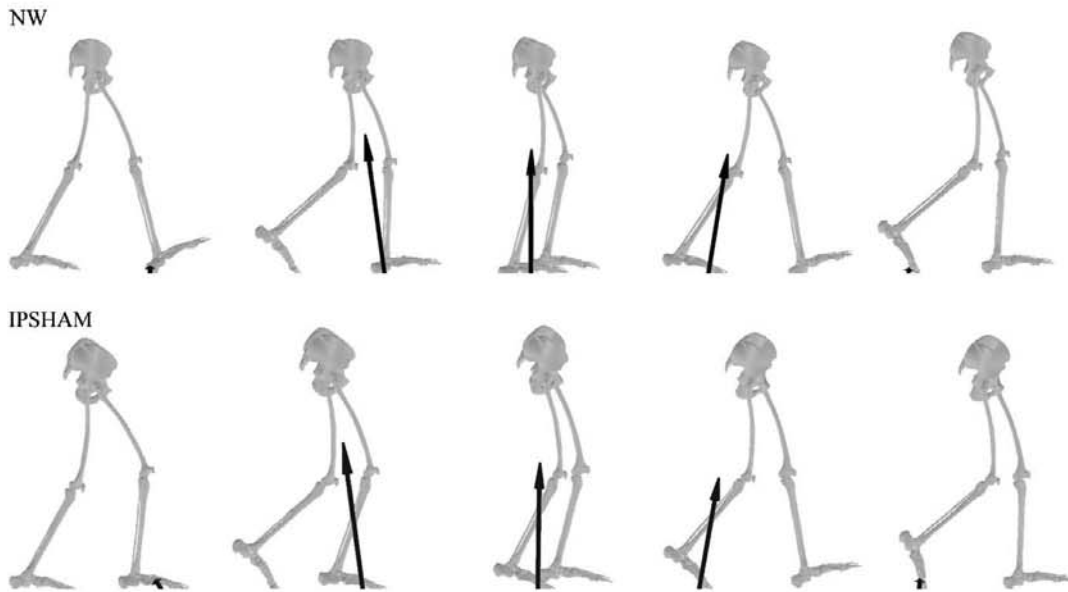


Fig. 5. Display of a lower-body skeleton together with GRF and COP in five consecutive instants of stance phase that occurred approximately at 0%, 20%, 40%, 55% and 60% of a gait cycle. Upper panel—NW, lower panel—IPSHAM.

(Neptune et al., 2001; Arnold et al., 2005; Matjačić et al., 2006).

Iliopsoas muscle is a uniaxial hip flexor and exerts hip-flexion moment. Therefore, contracture of iliopsoas directly forces hip into flexion. Iliopsoas can also dynamically act to accelerate the knee into flexion (Arnold et al., 2005), which is supported by experimental data from the present study. This increase in knee flexion is small during loading response and mid-stance as compared to HAM, and as such, the ankle-angle profile remains virtually identical to NW. During terminal and pre-swing, knee flexion becomes comparable to HAM. Unlike the influence of HAM contracture that was diminishing with the hip going into extension, the influence of IPS contracture increases with the hip going into extension. Our data show that the largest influence of IPS contracture starts at the beginning of terminal stance, suggesting that the tested subjects adopted excessively flexed hip posture throughout the gait cycle, which is a documented compensation for hip flexors contracture (Lee and Kerrigan, 2004). This excessively flexed hip posture reduces influence of IPS contracture at initial contact and loading response and postpones it into terminal stance. Since iliopsoas dynamically acts to accelerate the knee into flexion, this acceleration must be controlled. Unlike in HAM experimental condition where the knee-flexion acceleration, which occurred early in the stance, was opposed by

increased plantarflexors activity moving the COP forward, such compensation would probably not be efficient in terminal stance and pre-swing, since COP is already near the toes (Fig. 4b). Therefore, the knee flexion is likely opposed by increased activity of vastus muscle group, which starts at the end of midstance (abrupt stop of otherwise normal cessation of knee-extension moment, which normally turns into slight knee-flexion moment in the terminal stance). Also, this activity dynamically acts to accelerate the hip into extension (Arnold et al., 2005) and thereby synergistically assists glutei muscles in their effort to extend the hip.

When both muscle contractures are present (IPSHAM) the resulting kinetic and kinematic patterns can be explained by combining biomechanical characterization of each separate experimental conditions (HAM and IPS).

4.2. Clinical implications

It is difficult to determine dynamic hamstring and iliopsoas length on clinical examination alone. Therefore the data from instrumental gait analysis should be used in determination of causes for crouch in each particular individual (Gage, 2004). Currently, there is no theoretical basis for determining the biomechanical causes of an individual's pathological walking (Arnold

et al., 2005). The experimental data presented in this study show distinct kinematic and kinetic patterns that were related to underlying artificial contracture/tightness of hamstring, iliopsoas or a combination of both. Specifically, our experimental data show that hamstring tightness will result in increase in ankle plantarflexion moment throughout stance and associated shift of COP toward toes early in the stance. These changes will not appear with iliopsoas tightness. This observation is therefore distinct feature that may be used in determining involvement of hamstrings in particular crouch gait. Our experimental data also show distinct increase of knee moment during terminal stance, which is associated with iliopsoas tightness. These changes will not appear with hamstring tightness. This observation is also a distinct feature that may be used in determining involvement of iliopsoas in particular crouch gait.

The selected clinical examples closely resemble the experimental data. However, the dominating pathological state of iliopsoas and hamstrings causing altered posture and crouch can be accompanied with pathological changes at other muscle groups that may to some extent alter the kinetics and kinematics. This was the case in our selected clinical examples where CP#1 exhibited altered hip-moment profile due to plantarflexor weakness while CP#2 exhibited much larger ankle-angle dorsiflexion and hip flexion throughout the entire stance phase. On the contrary, the data obtained under HAM, IPS and IPSHAM experimental conditions show “ideal” changes to kinematics and kinetics of particular emulated crouch gait patterns. Therefore, when relating the data from our study with the data from a particular patient, this should be done qualitatively, searching for the distinct features in kinematic and kinetic patterns that may suggest primary cause for crouch walking pattern caused by contracture/tightness of iliopsoas, hamstrings or combination of both. The results of this study show that primarily ankle, knee and hip angle of rotation and ankle- and knee-moment profiles are all features that should be carefully inspected as they exhibit distinct differences in stance, which may help in determining the degree of iliopsoas and hamstrings contractures in a particular pathological case. Comparison of animated models that display COP and GRF together with a posture of a skeleton throughout the stance phase of experimental walking and each individual crouch walking case can additionally serve in searching for key similarities. Altogether these features can serve as strong indicators of which muscle contracture/tightness underlie particular crouch-walking. As such, they can be used as complementary information to clinical observations of a particular patient, which may importantly enhance reliability of determination of the predominant cause of crouch-walking pattern.

4.3. Relation to other approaches for determining relative involvement of particular muscle during walking

Pathological gait in CP population is at present classified solely according to averaged kinematic gait patterns in the ankle, knee and hip joints (Winters et al., 1987; Rodda et al., 2004). These classifications are broad in definitions and are aimed at practical clinical management. Lin et al. (2000) collected kinetic data for a group of CP subjects walking in crouch and attempted to obtain “common” moment and power profiles that characterize crouch walking. When related to data presented in our study, the averaged kinematic and kinetic patterns from Lin et al. (2000) are comparable only to each particular trajectory that exhibits the largest deviations from normal gait (i.e. kinematics correspond to IPSHAM, ankle-moment profiles to HAM and knee-moment profiles to IPSHAM). Therefore, averaged data from a group of CP children walking in crouch are of little use when considering each particular case.

Significant efforts have been directed into detailed biomechanical modeling and simulation studies of musculo-skeletal system in order to determine the role of particular muscle of lower extremity during walking in terms of its individual contribution to support and propulsion via induced acceleration analysis (Neptune et al., 2001; Zajac et al., 2002, 2003; Anderson and Pandey, 2003; Arnold et al., 2005). The results of these studies have revealed specific actions that individual muscle groups might have in specific sub-phase of gait cycle, thereby extending treatment of each muscle action from purely anatomical viewpoint to truly dynamical treatment within the functional task. In this way actions of particular muscles in all joints of lower extremity can be determined. The methodological paradigm used in the present study allowed us to experimentally perturb a particular muscle group (iliopsoas and hamstrings) and observe the altered gait pattern. In this way the results of our study verify findings of the above-mentioned biomechanical modeling and simulation studies while on the other hand the results of the biomechanical modeling and simulation studies can be used in order to explain the observed changes in the kinematic and kinetic patterns obtained in the present study and relate them to the action of a particular muscle group.

Acknowledgements

The authors express their gratitude to the volunteers who participated in this study. This work was supported by the Slovenian Agency for Research (Research program contract no. P2-0228, Research project contract no. L2-6682).

References

- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2003. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and Posture* 17, 159–169.
- Arnold, A.S., Anderson, F.C., Pandy, M.G., Delp, S.L., 2005. Muscular contributions to hip and knee extension during single limb stance phase of normal gait: A framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics* 38, 2181–2189.
- Arnold, A.S., Liu, M.Q., Schwartz, M.H., Ounpuu, S., Delp, S.L., 2006. The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. *Gait and Posture* 23, 273–281.
- Chambers, H.G., 2001. Treatment of functional limitations at the knee in ambulatory children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology* 8 (Suppl. 5), 59–74.
- Gage, J.R. (Ed.), 2004. *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. Mac Keith Press, London, UK.
- Lee, L.W., Kerrigan, D.C., 2004. Dynamic hip-flexion contractures. *Am. Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 83, 658.
- Lin, C.-J., Guo, L.-Y., Su, F.-C., Chou, Y.-L., Cherng, R.-J., 2000. Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic diplegia of cerebral palsy. *Gait and Posture* 11, 224–232.
- Matjačić, Z., Olenšek, A., Bajd, T., 2006. Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: Differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures. *Journal of Biomechanics* 39, 255–266.
- Neptune, R.R., Kautz, S.A., Zajac, F.E., 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics* 34, 1387–1398.
- Olenšek, A., Matjačić, Z., Bajd, T., 2005. Muscle contracture emulating system for studying artificially induced pathological gait in intact individuals. *Journals of Applied Biomechanics* 21, 348–358.
- Perry, J., 1992. *Gait analysis: Normal and pathological function*. SLACK Incorporated, Thorofare, NJ.
- Rodda, J.M., Graham, H.K., Carson, L., Galea, M.P., Wolfe, R., 2004. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *The Journal of Bone and Joint Surgery (Br)* 86-B, 251–258.
- Schutte, L.M., Hayden, S.W., Gage, J.R., 1997. Lengths of hamstrings and psoas muscles during crouch gait: Effects of femoral anteversion. *Journal of Orthopaedic Research* 15, 615–621.
- Winters, T.F., Hics, R., Gage, J.R., 1987. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *Journal of Bone and Joint Surgery* 69A, 437.
- Wren, T.A.L., Rethlefsen, S., Kay, R.M., 2005. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 25, 79–83.
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2002. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture* 16, 215–232.
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2003. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture* 17, 1–17.

Dodatek F

Olenšek, A. in Matjačić, Z. Human-like control strategy of biped walking model. *Robotica*, V tisku.

Human-like control strategy of a bipedal walking model Andrej Olenšek* and Zlatko Matjačić

Institute for Rehabilitation, Republic of Slovenia, Linhartova 51, SI-1000 Ljubljana, Slovenia.

Q1 (Received in Final Form:)

SUMMARY

This paper presents a two-level control strategy for bipedal walking mechanism that accounts for implicit control of push-off on the between-step control level and tracking of imposed holonomic constraints on kinematic variables via feedback control on within-step control level. The proposed control strategy was tested in a biologically inspired model with minimal set of segments that allows evolution of human-like push-off and power absorption. We investigated controller's stability characteristics by using Poincaré return map analysis in eight simulation cases and further evaluated the performance of the biped walking model in terms of how variations in torso position and gait velocity relate to push-off and power absorption. The results show that the proposed control strategy, with the same set of controller's gains, enables stable walking in a variety of chosen gait parameters and can accommodate to various trunk inclinations and gait velocities in a similar way as seen in humans.

KEYWORDS: Push-off; Power absorption; Feedback control; Within-step control; Between-step control.

1. Introduction

Even though biomechanics of human locomotion is well understood^{1,2} and human walk appears plain, we have been confronted with many difficulties when attempting to mimic human walking in bipedal robots as we do not yet have a full understanding of control principles that underlie body support and forward propulsion in legged locomotion. This has motivated rapid progress in design of numerous biped walking models^{3–10} and robots^{11–17} that allow us to examine various control strategies.

The simplest bipedal machines are passive dynamic^{9,12,13,17,18} and ballistic^{11,15,19} walking models that have only few degrees of freedom. Passive dynamic walking models are free from actuation and utilize inertial and gravitational forces to develop stable walking down the slope. A similar principle is applied in ballistic walking, where the swing leg is actuated only at the beginning and the end of the stance phase, with the inertial and gravitational forces being utilized elsewhere. This class of bipedal mechanisms is energy efficient, and generates stable limit cycles that fully determine kinematics and require little effort to control

but simultaneously lack the robustness and insensitivity to disturbances making them of little practical use.

More sophisticated bipedal robots with many actuated degrees of freedom follow trajectories that are predetermined either through human gait analyses constructed templates^{7,8} or calculated through optimization of certain cost criteria,^{6,20,21} while the stability is achieved by the zero-moment point (ZMP) control.^{15,22,23} While such an approach enables practical locomotion, the requirement for *a priori* determination of specific kinematics imposes significant limitations on the versatility of such bipedal machines.

An approach that does not require specification of trajectories in advance was provided by Grizzle *et al.*^{3,5} who proposed a feedback control of a set of scalar-valued functions of the states of the robot. These scalar-valued functions encode certain walking premises like keeping the trunk upright and symmetrical movement of both legs. Grizzle *et al.*⁵ have developed a five degrees of freedom model, where all scalar-valued functions are expressed as a function of the stance leg inclination, which enables derivation of a formal proof of asymptotic stability of the derived controller for certain model parameters. The model assumes some standard simplifications, the most important being the instantaneous transition from the single support to a swing phase. This simplification presents a serious limitation for control of bipedal machines, because lack of a double-support phase means that restitution of lost energy at the impact of swinging leg with the ground cannot be accomplished in a similar way as in human locomotion. Analysis of human walking shows that the majority of power generation occurs at the end of stance phase when a forceful extension of the trailing leg also termed as a push-off takes place, followed by an eccentric flexion of the leading leg performing majority of power absorption within the double-support phase.^{24–26} Incorporating such human-like behavior into control of bipedal walking model represents a considerable challenge and has not been extensively addressed. There have been attempts where the energy dissipated during contact was replaced by applying force impulses to the stance leg just before heel strike.^{24,27} However, this was done on the assumption that the time duration of the impulses was instantaneous, which is not practical for application in real mechanisms. Miossec *et al.*²⁸ presented a model that included a finite time-duration double support in a gait cycle but without preceding push-off.

In this paper, we propose a novel control strategy that implicitly incorporates control of a push-off of the trailing leg in the second half of the singles-stance phase and succeeding

* Corresponding author. E-mail: andrej.olensek@ir-rs.si

2

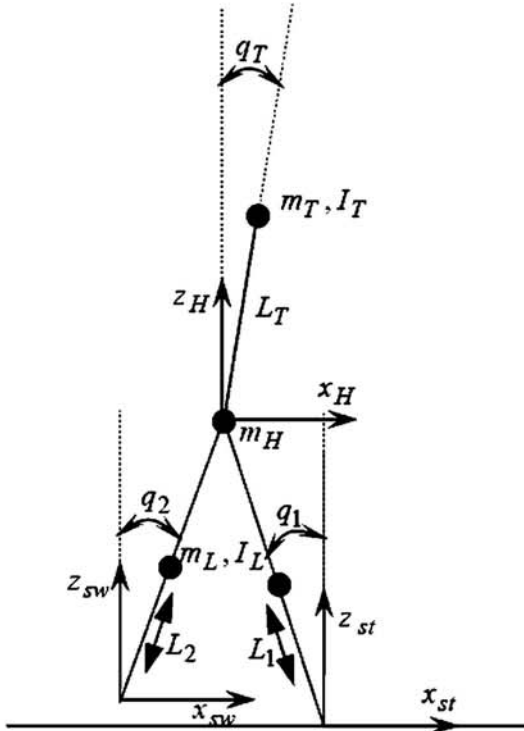


Fig. 1. Schematic representation of the biped model.

power absorption of the leading leg within the double-support phase. This is achieved by a combination of the standard feedback control principles throughout the gait cycle and adaptive variation of the desired leg length at the end of each cycle resulting in a time-variant zero dynamics. The controller's stability is evaluated in simulations by the use of Poincaré return map analysis and the performance of the biped walking model in different walking modes is qualitatively compared to human walking in terms of ground reaction forces.

2. Robot Model and Modeling Assumptions

The modeling approach presented in this paper is closely related to the work of Grizzle *et al.*^{3,5} The robot is considered bipedal and planar with five degrees of freedom. It is assumed to have two telescopic legs that are connected at hip by ideal revolute joints and are carrying the torso segment. There is a mass at the center of each leg and two masses at the hips and the end of a torso segment, respectively. Finally a force actuator is applied at each leg and two torques between the torso and each leg, but not at the contact point of the leg with the ground. We consider the described model as a minimal configuration that is capable of mimicking human locomotion and reproducing human-like walking patterns in terms of ground reaction forces. A representative model structure is shown in Fig. 1.

Human-like control strategy of a bipedal walking model

We will adopt identical division of gait cycle as in human walking. A complete human gait cycle may be divided into phases of single support (one leg in contact with the ground) and double support (both legs in contact with the ground). The leg that throughout the single support phase remains in contact with the ground will be referred to as the stance leg. Likewise, the leg that in single support phase advances toward the point of the next contact will be referred to as the swing leg. When both legs remain in contact with the ground during the double support, the legs will be referred to according to their function in the preceding single-support phase, thus stance and swing leg.

The transition from the single-support to double-support phase is referred to as the contact phase and is associated with the swing leg touching the ground. Likewise, the transition from double-support to single-support phase is referred to as the take-off phase and is associated with the rear leg lifting of the ground. Both transition phases are assumed to be instantaneous. The dynamic equations are composed of ordinary differential equations for the support phases and algebraic equations for the transition phases.

2.1. Single-support phase

Let $q = (q_1, q_2, q_T, L_1, L_2, x_H, z_H)^T$ be the set of coordinates describing the configuration of the robot with respect to a world reference frame and $u = (T_1, T_2, F_1, F_2)^T$ the torques between the torso and each leg and forces in each leg respectively, as shown in Fig. 1. To account for switching between the single and double-support phases, we will further denote $q_{st} = q_1, q_{sw} = q_2, L_{st} = L_1, L_{sw} = L_2, T_{st} = T_1, T_{sw} = T_2, F_{st} = F_1, F_{sw} = F_2$, when legs one and two are considered as stance and swing leg, respectively, in a current single-support and succeeding double-support phase. Likewise, we will denote $q_{st} = q_2, q_{sw} = q_1, L_{st} = L_2, L_{sw} = L_1, T_{st} = T_2, T_{sw} = T_1, F_{st} = F_2, F_{sw} = F_1$, when legs one and two are considered as swing and stance leg, respectively, in a current single-support and succeeding double-support phase.

The stance leg contacting the ground throughout the single-support phase adds two supplementary constraints in the form $x_{st} = \text{const}, z_{st} = 0$, thereby reducing the feasible space of motion to a constraint surface. The constraints are organized in matrix form as $\Psi_{ss}(q) = 0$ and introduced into dynamic equations via Lagrange multipliers. Hence, forming the Euler-Lagrange equations of the constrained system, the model is written in the form

$$\begin{aligned} M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) &= Bu + \Gamma_{ss}^T \lambda_{ss} \\ T_{ss, \text{start}} < t < T_{ss, \text{end}} & \\ \Gamma_{ss} \dot{q} &= \frac{\partial \Psi_{ss}}{\partial q} \dot{q} = 0 \end{aligned} \quad (1)$$

where $M(q)$ is the inertia matrix, $C(q, \dot{q})$ is the matrix of centripetal and Coriolis terms, $G(q)$ is the gravity vector, and λ_{ss} is a vector of Lagrange multipliers equal to negative ground reaction forces during single support. $T_{ss, \text{start}}$ and $T_{ss, \text{end}}$ denote the times of the start and end of single-support phase, respectively. The model is written in the state space

form by

$$\begin{aligned} \dot{q} \\ \dot{x}_{ss} &= [M^{-1}(q)[-C(q, \dot{q})\dot{q} - G(q) + Bu + \Gamma_{ss}^T \lambda_{ss}]] \\ &=: f_{ss}(x_{ss}) + g_{ss}(x_{ss})u. \end{aligned} \quad (2)$$

2.2. Contact phase

A standard rigid contact model is assumed.²⁹ Basic hypotheses of the contact model are:

- The impact is inelastic and without slipping.
- The impact is instantaneous.
- The external forces during the impact can be represented by impulses and cannot be generated by actuators
- The impulse forces may result in velocity but not position discontinuities.

Hence, the angular momentum is conserved, leading to

$$M(\dot{q}^+ - \dot{q}^-) = F_{c,ext} \quad (3)$$

where \dot{q}^+ and \dot{q}^- are velocity vectors just before and just after the impact, respectively, and $F_{c,ext}$ the contact impulse forces.

Four constraint equations in the form $x_{st} = \text{const}_1$, $z_{st} = 0$, $x_{sw} = \text{const}_2$, and $z_{sw} = 0$ completely characterize the contacts of both legs with the ground after the impact and are organized in matrix form $\Psi_c(q) = 0$. The following relation determines the admissible set of velocities after the impact:

$$\Gamma_c \dot{q}^+ = \frac{\partial \Psi_c}{\partial q} \dot{q}^+ = 0. \quad (4)$$

With an additional equation relating the impulse during contact $F_{c,ext}$ to the tangent and normal forces during contact F_c at the tips of both legs

$$F_{c,ext} = \Gamma_c^T(q_c)[F_{T1} \ F_{N1} \ F_{T2} \ F_{N2}]^T = \Gamma_c^T(q_c)F_c, \quad (5)$$

the following set of equations is solved for joint velocities just after the impact \dot{q}^+

$$\begin{bmatrix} M & -\Gamma_c^T \\ \Gamma_c & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}^+ \\ F_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M\dot{q}^- \\ 0 \end{bmatrix} \quad t = T_c = T_{ss,end} = T_{ds,start} \quad (6)$$

where T_c denotes the contact time and Eq. (6) illustrates the instantaneous transition to double support.

Geometrically, the contact model can also be considered as an $M(q)$ -orthogonal projection of \dot{q}^- onto the feasible space $\{\dot{q}^+ \in T_q Q | \Gamma_c \dot{q}^+ = 0\}$,⁹ i.e., a mapping from higher-dimensional space of single support to a lower-dimensional constraint surface of double support, hence resulting in velocity discontinuities.

2.3. Double-support phase

Both legs in contact with the ground throughout the double-support phase introduce four constraint equations, thereby reducing the feasible space of motion to a constraint surface.

They are identical, as in previous section; however, for consistency reasons, they are expressed as $x_{st} = \text{const}_1$, $z_{st} = 0$, $x_{sw} = \text{const}_2$, $z_{sw} = 0$ or in matrix form $\Psi_{ds}(q) = 0$ and introduced into dynamic equations via Lagrange multipliers

$$\begin{aligned} M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) &= Bu + \Gamma_{ds}^T \lambda_{ds} \\ \Gamma_{ds} \dot{q} &= \frac{\partial \Psi_{ds}}{\partial q} \dot{q} = 0 \\ T_{ds,start} < t < T_{ds,end} \end{aligned} \quad (7)$$

where λ_{ds} is a vector of Lagrange multipliers equal to negative ground reaction forces during double support. $T_{ds,start}$ and $T_{ds,end}$ denote the times of the start and end of double-support phase, respectively. The model is written in the state space form

$$\begin{aligned} \dot{x}_{ds} &= \begin{bmatrix} M^{-1}(q)[-C(q, \dot{q})\dot{q} - G(q) + Bu + \Gamma_{ds}^T \lambda_{ds}] \\ \dot{q} \end{bmatrix} \\ &=: f_{ds}(x_{ds}) + g_{ds}(x_{ds})u. \end{aligned} \quad (8)$$

2.4. Take-off phase

Considering that only one leg remains in contact with the ground in succeeding single-support phase, the take-off phase transition model has to account for two constraint equations in the form $x_{st} = \text{const}$, $y_{st} = 0$ or organized in matrix form $\Psi_{top}(q) = 0$. Hence, by adjusting the transition model of the contact phase in this sense, the model can be rewritten to obtain the transition model of the take-off phase, thus expressing the relation between velocities just before and just after the take-off

$$\begin{bmatrix} M & -\Gamma_{top}^T \\ \Gamma_{top} & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}^+ \\ F_{top} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M\dot{q}^- \\ 0 \end{bmatrix} \quad t = T_{top} = T_{ds,end} = T_{ss,start} \quad (9)$$

where $\Gamma_{top} = \frac{\partial \Psi_{top}}{\partial q}$, \dot{q}^+ and \dot{q}^- are velocities just before and just after the take-off, respectively, F_{top} represents tangent and normal forces at the tip of the leg, which remains in contact with the ground in succeeding single-support phase, T_{top} denotes the contact time, and Eq. (9) illustrates instantaneous transition to single-support phase.

Geometrically, the transition model of the take-off phase may also be considered as an $M(q)$ -orthogonal projection of \dot{q}^- onto the feasible space $\{\dot{q}^+ \in T_q Q | \Gamma_{top} \dot{q}^+ = 0\}$.⁹ It is a mapping from lower-dimensional constrained space of double support to a higher-dimensional space of single support and solving (9) for \dot{q}^+ , therefore, resulting in no velocity discontinuities.

3. Control Strategy

This section develops a two-level control strategy that accounts for explicit trajectory tracking via feedback control on lower level and implicit control of propulsion, push-off, and power absorption on a higher level. On lower level, we adopt similar control principle as presented by Grizzle *et al.*,^{3,5} i.e., to encode walking mechanisms in postural terms that are expressed as a set of holonomic constraints

4

of the kinematic variables and as outputs of a mechanical model imposed on the robot via feedback control, henceforth within-step control. Our proposal is to adaptively modify these constraints after each gait cycle on higher, between-step, control level in such a manner as to adjust forward propulsion to achieve desired gait velocity and step-length control. Within-step control further comprises a feedback control in single-support phase a combination of forward dynamics and feedback control in double-support phase. As both transition phases are assumed instantaneous, no control is applied neither during contact nor during take-off phase.

3.1. Within-step control

3.1.1. Within-step control in single-support phase. In human walking, one observes that the torso is maintained at a nearly vertical position, the swing leg behaves roughly as a mirror image of the stance leg, the vertical hip movement is minimized, and sufficient foot clearance is assured during the swing phase. These observations have been used to build a set of control objectives in the form of the following output functions:

$$\begin{aligned} y_1 &= q_T - r_1 \\ y_2 &= q_{st} + q_{sw} - r_2 \\ y_3 &= z_{sw} - r_3 \\ y_4 &= L_{st} - r_4 \end{aligned} \quad (10)$$

where $r_i, i = 1, \dots, 4$ are reference trajectories to be followed

$$\begin{aligned} r_1 &= q_T|_{t=T_{ss,stat}} \times (1 - w_1) + q_{T,d} \times w_2 \\ r_2 &= (q_{st} + q_{sw})|_{t=T_{ss,stat}} \times w_1 \\ r_3 &= L_{leg,nominal} \times (q_{st,d}|_{t=T_{ss,end}} - \text{sign}(q_{st}) \times q_{st}) / k \\ r_4 &= L_{st,d}(q_{st}). \end{aligned} \quad (11)$$

Tracing the reference trajectories r_1 and r_2 ensures a constant angle of the torso with respect to the vertical, say $q_{T,d}$, and forward advancement of the swing leg as mirror image of the stance leg. w_1 and w_2 are appropriately chosen exponential functions with time constant sufficiently smaller than the time duration of a single support. This ensures that the reference trajectories r_1 and r_2 converge in a smooth exponential manner from initial values at the start of the single-support phase toward desired values. Such a definition of r_2 implies that q_{st} is a monotonically increasing function during the single-support phase: $q_{st} \in [q_{st}|_{t=T_{ss,stat}}, q_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}]$.

The legs are assumed telescopic and its length moves around nominal leg length $L_{leg,nominal}$. Telescopic movement of the swing leg is determined to assure sufficient swing leg clearance and is set by constant k , which is proportional to $L_{leg,nominal}$ and in the range of normal human foot clearance. Tracing the reference trajectory r_3 ensures the tip of the swing leg to move away from the ground until the stance leg passes the vertical and to approach the ground afterward until $q_{st} = q_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}$. It is assumed that when $q_{st} = q_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}$, the tip of the swing leg touches the ground and the single-support phase terminates. $q_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}$ is related to the desired cadence $\text{cad}_{gait,d}$, the desired gait velocity $v_{gait,d}$, and the

Human-like control strategy of a bipedal walking model

desired step-length $L_{step,d}$. These parameters are defined as

$$\begin{aligned} L_{step,d} &= \frac{2v_{gait,d}}{\text{cad}_{gait,d}} = d_1 + d_2 \\ d_1 &= x_{st}|_{t=T_{ss,stat}} - x_{sw}|_{t=T_{ss,stat}} \\ d_2 &= 2L_{leg,nominal} \sin(q_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}). \end{aligned} \quad (12)$$

Lengthening and shortening as governed by reference trajectory r_4 determines a telescopic movement of the stance leg. It is defined as a fifth-order polynomial of q_{st} such that (see Fig. 2 for a representation)

$$\begin{aligned} L_{st}(q_{st} = q_{st}|_{t=T_{ss,stat}}) &= L_{st}|_{t=T_{ss,stat}} \\ \dot{L}_{st}(q_{st} = q_{st}|_{t=T_{ss,stat}}) &= \dot{L}_{st}|_{t=T_{ss,stat}} \\ L_{st}\left(q_{st} = \frac{q_{st}|_{t=T_{ss,stat}} + q_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}}{2}\right) &= L_{leg,nominal} \\ L_{st}(q_{st} = q_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}) &= L_{leg,nominal} \\ \dot{L}_{st}(q_{st} = q_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}) &= \dot{L}_{st,d}|_{t=T_{ss,end}} \end{aligned} \quad (13)$$

where $\dot{L}_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}$ is the desired stance leg extension velocity at the end of single support and is determined on higher between-step control level to assure constant gait velocity.

The output vector reads as

$$y_{ss} = h_{ss}(q) = \begin{bmatrix} q_T - r_1 \\ q_{st} + q_{sw} - r_2 \\ z_{sw} - r_3 \\ L_{st} - r_4 \end{bmatrix}. \quad (14)$$

3.1.2. Within-step control in double-support phase. The control strategy in the double-support phase is composed of feedback control for the torso position, thus calculating the hip torques, and forward dynamics by directly applying the forces to the legs.

Evolution of feedback control in the double-support phase is closely related to feedback control in the single-support phase. We will continue controlling the torso angle yet suspend the mirrored-like behavior of stance and swing leg, as such an objective is in contradiction with the concept of double support. Namely, as both legs remain in contact with the ground throughout the double-support phase, an increasing asymmetry between both legs is a natural evolution of bipedal walking if the horizontal position of the hip is to monotonically increase. Therefore, to assure invertibility of the decoupling matrix, the objective to control the torso angle will be encoded as

$$\begin{aligned} y_1 &= q_T - r_1 \\ y_2 &= q_T + \eta q_{sw} - r_2 \end{aligned} \quad (15)$$

where

$$\begin{aligned} r_1 &= q_T|_{t=T_{ds,stat}} \times (1 - w_1) + q_{T,d} \times w_2 \\ r_2 &= (q_T|_{t=T_{ds,stat}} + \eta q_{sw}|_{t=T_{ds,stat}}) \\ &\quad \times (1 - w_1) + q_{T,d} \times w_2 \end{aligned} \quad (16)$$

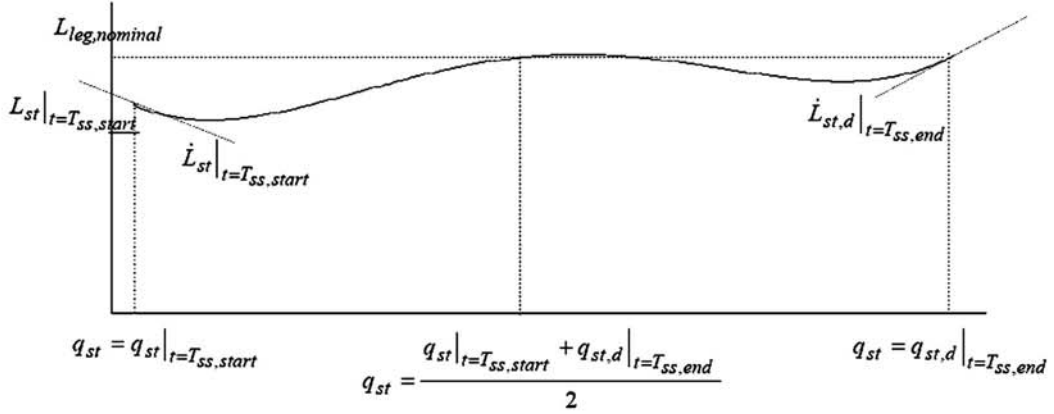


Fig. 2. Fifth-order polynomial representing reference trajectory $r_4 = L_{st,d}(q_{st})$.

and choosing the constant $\eta \ll 1$ avoids singularity of the decoupling matrix. w_1 and w_2 are appropriately chosen exponential functions with time constant sufficiently smaller than the time interval of a double support. This ensures that the reference trajectories r_1 and r_2 converge in a smooth exponential manner from initial values at the start of the double-support phase toward desired values.

The output vector reads as

$$y_{ds} = h_{ds}(q) = \begin{bmatrix} q_T - r_1 \\ q_T + \eta q_{sw} - r_2 \end{bmatrix}. \quad (17)$$

Forward dynamics assumes exponentially increasing F_{sw} and appropriately chosen parabolic function for decreasing F_{st} from $F_{st}|_{t=T_{ss,end}}$. The double-support phase is considered terminated when F_{st} reaches zero value

$$F_{st}|_{t=T_{ds,end}} = 0. \quad (18)$$

3.1.3. Controller design. The control objective is to drive the outputs of single and double support, $y_{ss} = h_{ss}(q)$ and $y_{ds} = h_{ds}(q)$, respectively, to zero. Since the outputs only depend on configuration variables and the dynamic model is of second order, the relative degree of the output is two. Following the standard Lie derivative notation,³⁰ direct calculation yields

$$\ddot{y} = L_f^2 h(q, \dot{q}) + L_g L_f h(q) u \quad (19)$$

and the overall feedback applied is given by

$$u = -(L_g L_f h)^{-1} (L_f^2 h + K_D L_f h + K_P h) \quad (20)$$

where $L_g L_f h(q)$ is the decoupling matrix and is assumed invertible and K_D and K_P are positive-definite gain matrices. We refer to Isidori²⁹ for a detailed overview of feedback control.

The internal dynamics of the system when the outputs $y_{ss}(q)$ and $y_{ds}(q)$ are identically zero is referred to as the zero

dynamics. Thus,

$$\begin{aligned} Z_{ss} &= \{(q', \dot{q}') \in TQ \mid h_{ss}(q) = 0, L_f h_{ss}(q) = 0\} \\ Z_{ds} &= \{(q', \dot{q}') \in TQ \mid h_{ds}(q) = 0, L_f h_{ds}(q) = 0\} \end{aligned} \quad (21)$$

denote zero dynamics of single and double support, respectively.

3.2. Between-step control

Between-step control introduces adaptive variation of the desired stance leg lengthening velocity at the end of the single-support phase $\dot{L}_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}$ in a sense that greater $\dot{L}_{st,d}|_{t=T_{ss,end}}$ necessitates greater $F_{st}|_{t=T_{ss,end}}$, whereas greater $F_{st}|_{t=T_{ss,end}}$ implies more pronounced push-off and vice versa. Such a control strategy allows us to influence forward propulsion to assure constant gait velocity. In a condensed form, between-step control can be expressed as

$$\begin{aligned} \dot{L}_{st,d}^k|_{t=T_{ss,end}} &= \dot{L}_{st,d}^{k-1}|_{t=T_{ss,end}} + k_p (v_{\text{gait}}^{k-1} - v_{\text{gait},d}) \\ &\quad + k_d (v_{\text{gait}}^{k-1} - v_{\text{gait}}^{k-2}) \end{aligned} \quad (22)$$

where the superscript k indicates the gait-cycle number, k_d and k_p are positive gains and

$$v_{\text{gait}}^k = \frac{x_H^k|_{t=T_{ds,end}} - x_H^k|_{t=T_{ss,start}}}{T_{ds,end} - T_{ss,start}}. \quad (23)$$

Such a definition of between-step control implies adaptation of $h_{ss}(q)$ after each step in a sense to find stance leg lengthening/shortening, which would lead to the desired gait velocity. Furthermore, this makes single-support zero dynamics time variant

$$\begin{aligned} Z_{ss} &= Z_{ss}(k) = \{(q', \dot{q}') \in TQ \mid h_{ss}(q, k) \\ &= 0, L_f h_{ss}(q, k) = 0\} \end{aligned} \quad (24)$$

The overall control strategy is illustrated in Fig. 3.

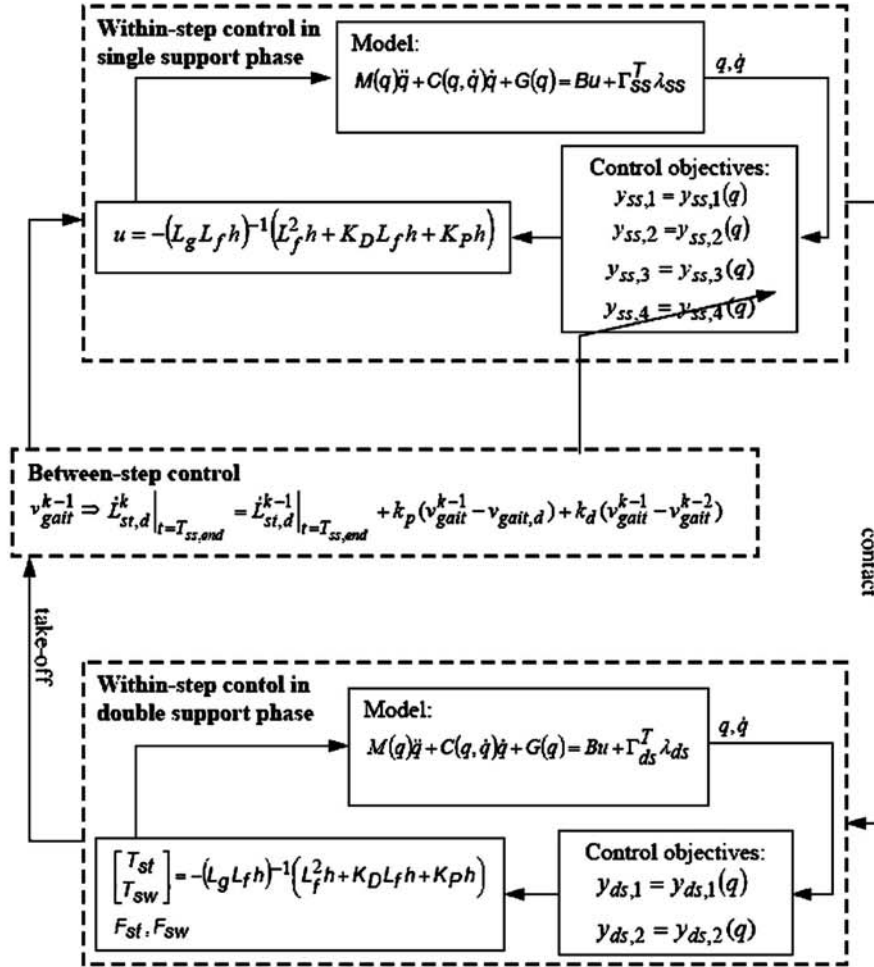


Fig. 3. Schematic representation of the overall control strategy.

4. Simulation Cases

Eight simulation cases, as listed in Table I, were selected to test the performance and stability of the proposed control strategy. A high diversity between simulation cases (Cases 1–8) was selected to investigate the performance of the control strategy in a wide range of walking modes. We further investigated how power absorption and push-off

accommodate to account for changes in gait velocity (Cases 3–6) and torso angle (Cases 7–8) and how our findings relate to human walking, where greater gait velocity is accompanied with an increase in power absorption and push-off whereas the anteriorly inclined torso shifts the center of mass forward, which contributes significantly to forward progression and downward fall leading to more

Table I. Simulation cases: Desired kinematics and model parameters.

		Case 1	Case 2	Case 3	Case 4	Case 5	Case 6	Case 7	Case 8
$v_{gait,d}$	m/s	0.60	0.70	0.80	0.90	1.00	1.10	1.10	1.10
$L_{step,d}$	m	1.20	1.20	0.96	1.08	1.20	1.32	1.32	1.32
$q_{T,d}$	rad	0	0	0	0	0	0	0.1	0.20
$cad_{gait,d}$	steps/min	60	70	100	100	100	100	100	100
$m_L = 10$ kg	$m_H = 10$ kg		$m_T = 40$ kg		$I_L = 1.75$ kgm ²		$I_T = 3.50$ kgm ²		
$L_T = 0.40$ m	$L_{leg,normal} = 1$ m								

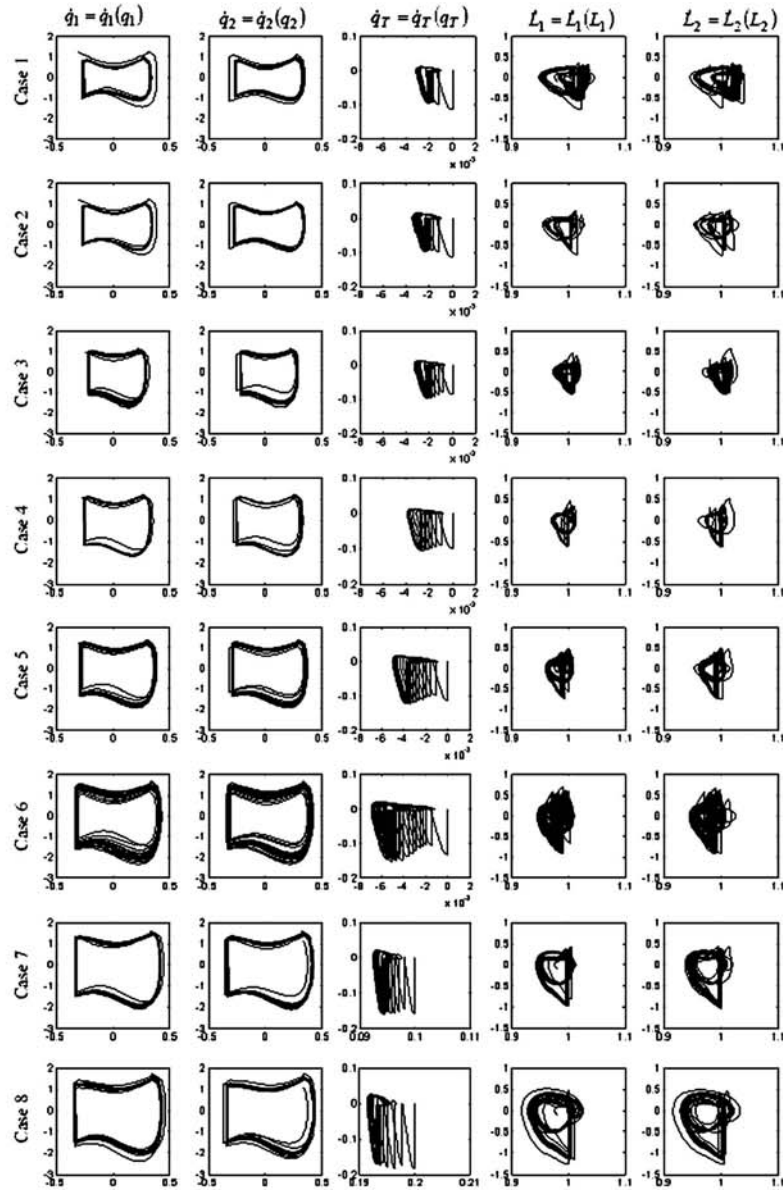


Fig. 4. State space orbits for all simulation cases. Each orbit is parameterized with respect to configuration variable (horizontal axis) and its derivative (vertical axis). State space orbits in one column relate to the same configuration variable. State space orbits in one row refer to the same simulation case.

pronounced power absorption and less pronounced push-off. In a period of one cycle, we focused on the first peak in vertical ground reaction forces as an indication of power absorption and on second peak as an indication of push-off. $K_{D,ss}$, $K_{P,ss}$, $K_{D,ds}$, $K_{P,ds}$, k_p , and k_d were experimentally determined and remained unchanged in all simulation cases.

We used the MATLAB software and the MATLAB Simulink toolbox to obtain a mathematical model of the

bipedal walker and to perform simulations, respectively. It took approximately 15 min on a personal computer (Intel Pentium 4, 2.4 GHz, 2.0-GB RAM) to complete 60 gait cycles in each simulation case.

5. Results

Figure 4 displays a set of state space orbits for each simulation case. Each simulation case displays stable walking as only

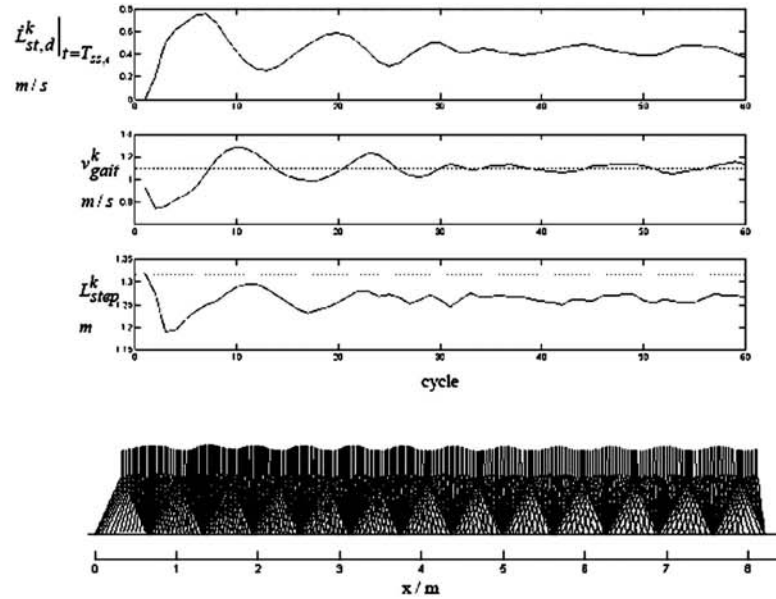


Fig. 5. Case 6: Controller's performance in the first 60 walking cycles and a stick diagram visualizing walking of the model.

a few initial steps are necessary for the robot to settle in a stable state space orbit. In this respect, we consider Case 6, by far the most extreme example, as somewhat more dispersed orbits indicate more steps being needed for a stable cyclic walking. This is also evident in Fig. 5, which demonstrates the performance of between-step control. We notice considerable discrepancy between v_{gait}^k and $v_{gait,d}$ as well as L_{step}^k and $L_{step,d}$ in the first few steps until the adaptive control of $\dot{L}_{st,d}|_{t=T_{ss, end}}$ takes effect leading to a gradual convergence to a stable walking at desired gait velocity and somewhat shorter step length than desired afterwards.

The effect of $\dot{L}_{st,d}|_{t=T_{ss, end}}$ between-step control is also evident in hip torques and leg forces (Fig. 6) as well as in ground reaction forces (Fig. 7). The control system responds to an $\dot{L}_{st,d}|_{t=T_{ss, end}}$ increase by increasing hip torques and stance leg force at the end of the single-support phase, which leads to greater horizontal and vertical ground reaction forces indicating more pronounced push-off. When comparing the cycle duration, we notice that greater push-off is followed by a shorter cycle duration.

Figure 8a shows that pronounced push-off, as indicated by the second peak in vertical ground reaction force, one well as power absorption, as indicated by the second peak in vertical ground reaction force, are necessary if walking is to be faster. On the other hand, when the torso is inclined anteriorly, more power absorption and less pronounced push-off are needed to maintain constant gait velocity, while hip actuators have to generate more torque during the single-support phase (Fig. 8b).

We also tested how well the model can adapt to a gait velocity change while walking. Figure 9 shows the performance of the model when the desired gait velocity is

increased successively in steps of 0.1 m/s from 0.8 to 1.1 m/s. Note that the controller followed the desired changes in gait velocity indicating its feasibility in a wide range of walking regimes.

6. Stability Analysis

Time-variant zero dynamics that results from between-step control of stance leg lengthening velocity means that the system's states cannot be expressed as a time-invariant function of a single selected state, which would enable development of explicit, low-dimensional tests of stability properties of the system that are based on a reduced one-dimensional Poincaré return map.^{5, 28}

Therefore, the stability of a developed biped walking model can only be evaluated in simulations by analyzing a complete Poincaré return map of the system. For an n -dimensional dynamic system (2), a Poincaré section S is defined as an $n - 1$ dimensional surface that the system crosses exactly once during each period and the return map is a mapping from one intersection to the next

$$x_{n+1} = r(x_n). \quad (25)$$

We quantified the stability of the biped walking model by experimentally examining the eigenvalues of the linearized return map through the hyperplane $q_{st} = 0$, $q_{st} > 0$ in eight simulation cases as defined in Table I. For each trial, we created a set of vectors x_i , which represent the state of the system on the i th crossing, and estimated the fixed point x_f as the average of the last five crossings, assuming the model has settled in stable gait. Finally we performed a least-square

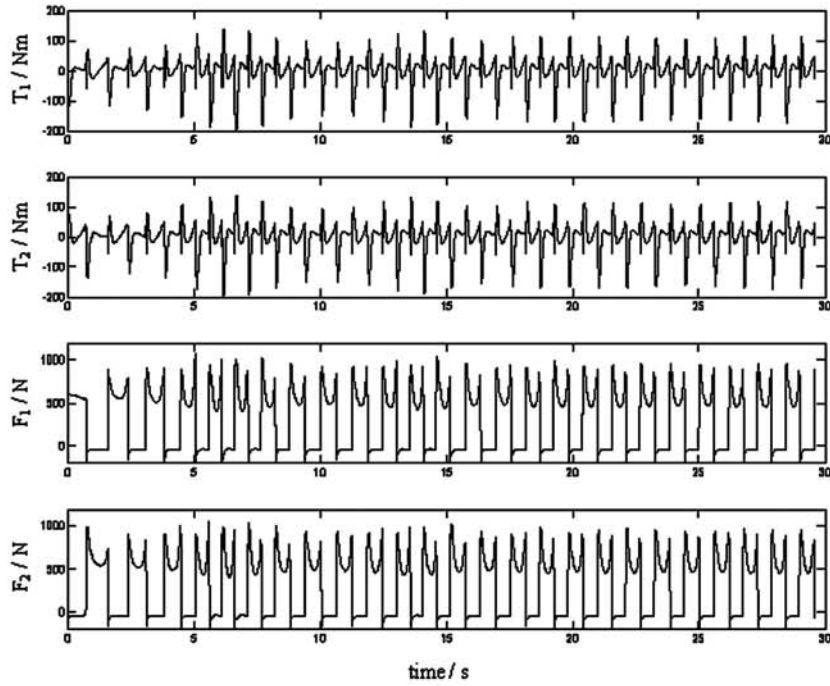


Fig. 6. Case 6: Hip torques and leg forces in the first 50 walking cycles.

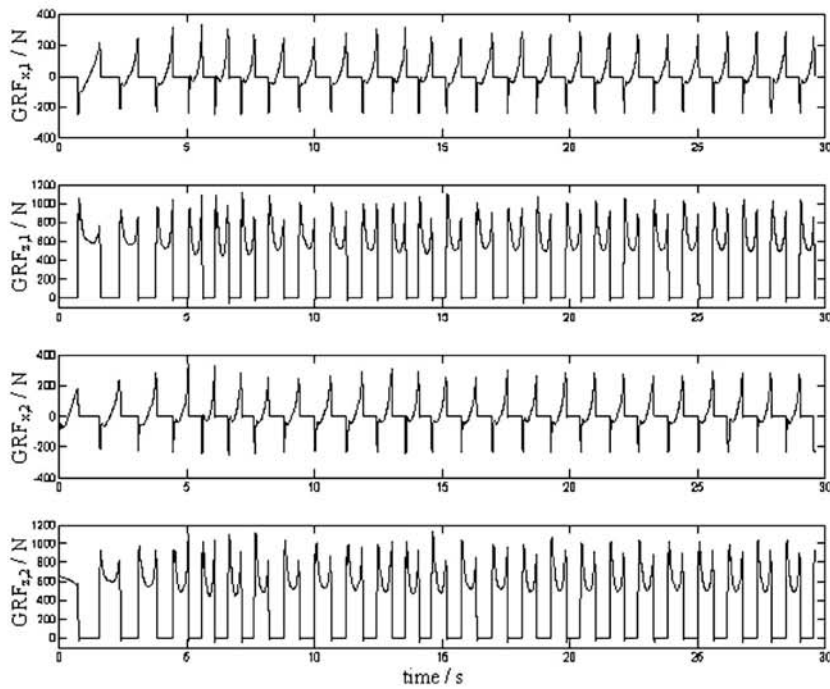


Fig. 7. Case 6: Horizontal and vertical ground reaction forces in the first 50 walking cycles. In a period of one cycle, the first and second peak in vertical ground reaction forces indicate power absorption and push-off, respectively.

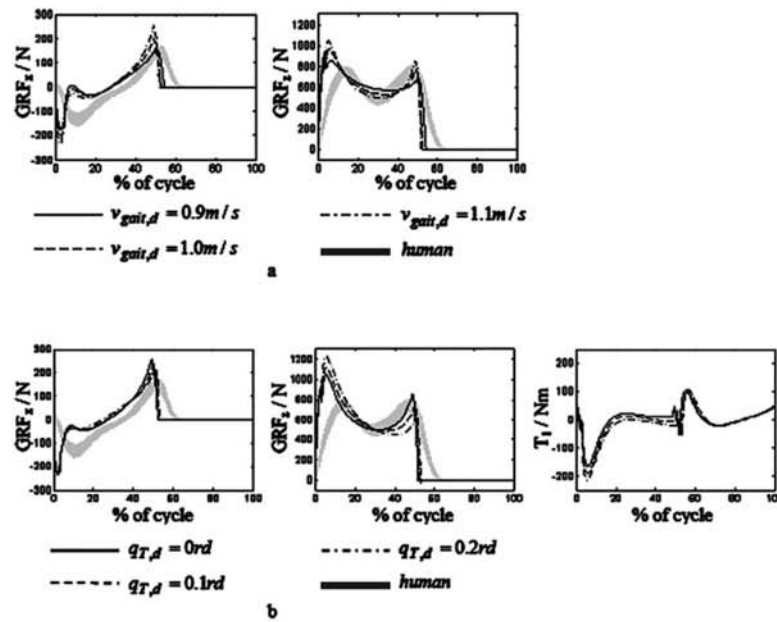


Fig. 8. (a) Relation between gait velocity and power absorption and push-off (b) and relation between torso position and power absorption and push-off. For comparison, the average human ground reaction forces are shown (adopted from Winter *et al.*²⁰)

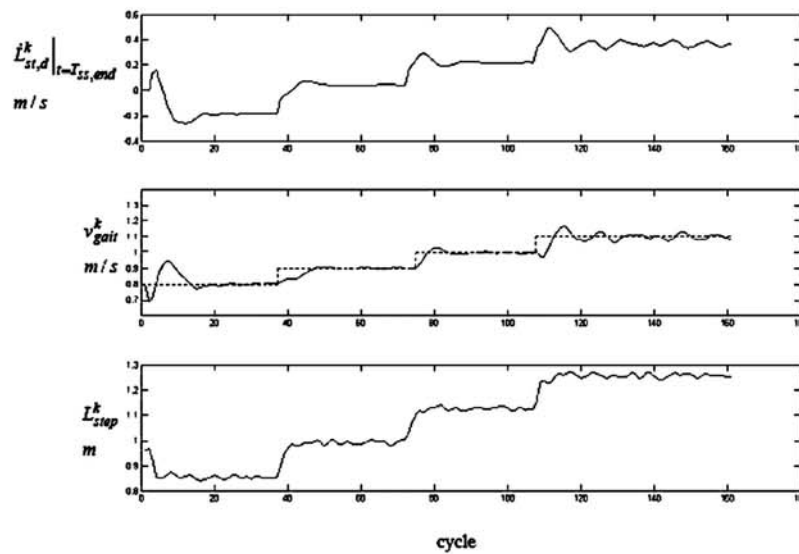


Fig. 9. Increasing desired gait velocity while walking in successive steps of 0.1 m/s from 0.8 to 1.1 m/s.

Table II. Stability analysis.

	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4	Case 5	Case 6	Case 7	Case 8
Maximal eigenvalue	0.92	0.64	0.76	0.84	0.78	0.79	0.74	0.72

fit of the matrix A to satisfy

$$(x_{i+1} - x_f) = A(x_i - x_f) \quad (26)$$

The matrix A can, then, be expressed as

$$A = YX^T(XX^T)^{-1} \quad (27)$$

where

$$\begin{aligned} X &= [x_1 - x_f, x_2 - x_f \dots x_{n-1} - x_f] \\ Y &= [x_2 - x_f, x_3 - x_f \dots x_n - x_f] \end{aligned} \quad (28)$$

and the eigenvalues of A are calculated. Maximal eigenvalues for eight simulation cases are listed in Table II. All eigenvalues are less than one indicating local stability in all examined cases.

7. Conclusion

The main contribution of this paper is the introduction of between-step control in a way that enables adaptive control of gait velocity with the same set of controller's gains. In contrast to similar bipedal models, where the kinematically based trajectory tracking has been predominantly used, we placed the proposed two-level control strategy within the kinetic framework. The robot's gait may ultimately be controlled through kinematics; however, the desired kinematics is governed by the desired kinetics. The relation between the kinematics and kinetics is determined on between-step control level by setting the desired stance leg lengthening velocity at the end of the single-support phase to achieve appropriate push-off for gait velocity control. The proposed control strategy has proven to be feasible and can generate human-like behavior in push-off and power absorption pattern to account for the desired gait velocity and torso position variations in a way similar to that seen in human walking, where higher gait velocity necessitates more pronounced push-off at the end of stance phase and greater power absorption during the double-support phase. Also, consistent with the observations of human walking, increased forward trunk inclination decreased the push-off and increased power absorption at the same gait velocity.

Even though the model used in our study is simple, it can be extended to have also the knees and ankles instead of telescopic legs. By doing so, legs will have two actuators and optimization criteria will be needed to determine relative contribution of the knee and ankle actuators. Such an optimization can be set up by applying the proposed control strategy in a way to govern the desired kinetics while controlling the desired virtual leg length (line connecting the hip and the contact point). This will enable us to even further match kinematics and kinetics of biped walking machines with those in humans.

References

1. F. E. Zajac, R. R. Neptune and S. A. Kautz, "Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction

- to concepts, power transfer, dynamics and simulations," *Gait Posture* **16**, 215–232 (2002).
2. F. E. Zajac, R. R. Neptune and S. A. Kautz, "Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications," *Gait Posture* **17**, 1–17 (2003).
3. J. W. Grizzle, C. H. Moog and C. Chevallereau, "Nonlinear control of mechanical systems with an unactuated cyclic variable," *IEEE Trans. Autom. Control* **30**(5), 559–576 (2005).
4. E. R. Westervelt, J. W. Grizzle and D. E. Koditschek, "Hybrid zero dynamics of planar biped walkers," *IEEE Trans. Autom. Control* **48**(1), 42–56 (2003).
5. J. W. Grizzle, G. Abba and F. Plestan, "Asymptotically stable walking for biped robots: Analysis via systems with impulse effects," *IEEE Trans. Autom. Control* **46**(1), 51–64 (2001).
6. F. Plestan, J. W. Grizzle, E. Westervelt and G. Abba, "Stable walking of a 7-DOF biped robot," *IEEE Trans. Robot. Autom.* **19**(4), 653–668 (2003).
7. F. C. Anderson and M. G. Pandy, "Dynamic optimization of human walking," *J. Biomech. Eng.* **231**, 381–390 (2001).
8. L. A. Gilchrist and D. A. Winter, "A multisegment computer simulation of normal human gait," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **5**(4), 290–299 (1997).
9. M. W. Spong and F. Bullo, "Controlled symmetries and passive walking," *IEEE Trans. Autom. Control* **50**(7), 1025–1031 (2005).
10. X. Mu and Q. Wu, "Synthesis of a complete sagittal gait cycle for a five-link biped robot," *Robotica* **21**, 581–587 (2003).
11. R. Q. van der Linde, "Design, analysis, and control of a low power joint for walking robots, by phasic activation of McKibben muscles," *IEEE Trans. Robot. Autom.* **15**(4), 595–604 (1999).
12. T. McGeer, "Passive dynamic walking," *Int. J. Robot. Res.* **8**(2), 68–83 (1990).
13. T. McGeer, "Passive Walking With Knees," *Proceedings of the 1990 IEEE Robotics and Automation Conference* (May 1990) pp. 1640–1645.
14. R. Q. van der Linde, "Passive bipedal walking with phasic muscle contraction," *Biol. Cybern.* **81**, 227–237.
15. H. Lim and A. Takahashi, "Compensatory motion for a biped walking robot," *Robotica* **23**, 1–11 (2005).
16. C.-L. Shih, "Gait synthesis for a biped robot," *Robotica* **15**, 599–607 (1997).
17. S. Collins, A. Ruina, R. Tedrake and M. Wisse, "Efficient bipedal robots based on passive dynamic walkers," *Sci. Mag.* **307**, 1082–1085 (2005).
18. M. Wisse, A. L. Schwab and F. C. T. van der Helm, "Passive dynamic walking model with upper body," *Robotica* **22**, 681–688 (2004).
19. S. Mochon and T. A. McMahon, "Ballistic walking," *J. Biomech.* **13**, 49–57 (1980).
20. E. R. Westervelt and J. W. Grizzle, "Design of Asymptotically Stable Walking for a 5-Link Planar Biped Walker via Optimization," *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Washington, DC (2002) pp. 3117–3122.
21. L. Roussel, C. Canudas-de-Wit and A. Goswami, "Generation of Energy Optimal Complete Gait Cycles for Biped Robots," *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Leuven, Belgium (1998) pp. 2035–2041.
22. M. Vukobratovic, A. A. Frank and D. Jurišić, "On the stability of biped locomotion," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **17**(1), 25–36 (1970).
23. K. Mitobe, G. Capi and Y. Nasu, "Control of walking robots based on manipulation of the zero moment point," *Robotica* **18**, 651–657 (2000).
24. A. D. Kuo, "Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model," *J. Biomech. Eng.* **124**, 113–120 (2002).
25. D. A. Winter, "Biomechanical motor patterns in normal walking," *J. Motor Behav.* **15**, 302–330 (1983).

12

26. D. A. Winter, "Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences," *Clin. Orthop. Relat. Res.* **175**, 147–154 (1983).
27. J. H. Choi and J. W. Grizzle, "Feedback control of an underactuated planar bipedal robot with impulsive foot action," *Robotica* **23**, 567–580 (2005).
28. S. Miossec and J. Aoustin, "A Simplified Stability Study for a Biped Walk With Under and Over Actuated Phases,"

Human-like control strategy of a bipedal walking model

- Proceedings of the Robot Motion and Control Workshop*, (2004) 53–59.
29. Y. Hurmuzlu and D. B. Marghitu, "Rigid body collisions of planar kinematic chains with multiple contact points," *Int. J. Robot. Res.* **13**(1), 82–92 (1994).
30. A. Isidori, *Nonlinear Control Systems: An Introduction*, 2nd ed. (Springer-Verlag, Berlin, Germany, 1989).

Q4

Izjava

Izjavljam, da sem avtor te disertacije, ki je nastala kot plod raziskovalnega dela pod mentorstvom prof. dr. Zlatka Matjačiča. Vsa pomoč pri nastajanju dela je izkazana v Zahvali.

Andrej Olenšek

Ljubljana, 10. April 2008