

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ

Милош Д Јовановић

**ПРИЛОГ СИНТЕЗИ ОПШТЕГ МОДЕЛА
ДИНАМИКЕ ХУМАНОИДНИХ РОБОТА
СА ПОСЕБНИМ ОСВРТОМ НА
СПОРТСКО-ТРЕНАЖНЕ АКТИВНОСТИ**

Докторска дисертација

Београд, 2012

UNIVERSITY OF BELGRADE

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING

Miloš D Jovanović

**CONTRIBUTION TO THE SYNTHESIS OF
THE GENERAL MODEL OF HUMANOID
ROBOT DYNAMICS WITH A SPECIAL
FOCUS ON SPORTS AND TRAINING
ACTIVITIES**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2012

ментор:

професор др Вељко Поткоњак
редовни професор
Универзитет у Београду
Електротехнички факултет

Посвећено мојој мајци Станици Јовановић (рођ. Миловановић)
1946 – 1986

Захваљујем се својој породици, ћерки Катарини, супрузи Валентини и оцу Драгољубу на подршци у свом раду.

Посебну захвалности дугујем свом ментору проф. др Вељку Поткоњаку на несебичној подршци током израде тезе.

У спомен на академика Миомира Вукобратовића (1931–2012) због несебичне помоћи у тешким временима.

Ова докторска теза је финансијски подржана од стране Министарства за просвету и науку Републике Србије под уговорима ТР–35003 и ИИИ–44008.

**Прилог синтези општег модела
динамике хуманоидних робота са
посебним освртом на спортско-тренажне
активности**

Резиме

У тези је дата суштинска анализа различитих врста кретања хуманоидних система. Показана је директна веза између хуманоидне роботике и биомеханике, њихов заједнички допринос развоју обе научне гране међусобним прожимањем. Кретање хуманоидних система јесте најсложенија врста кретања, како са становишта биомеханике тако и са становишта хуманоидне роботике. Да би успешно описали ову врсту кретања било је потребно анализирати различите врсте кретања, утврдити правилност и услове за одрживост ових врста кретања. Утврђено је да стабилност кретања хуманоидних система не може бити адекватно описана стандардним тестовима стабилности, већ је потребно увести нове принципе и методе којима се може обезбедити стабилност кретања и поновљивост. Уведен је и објашњен појам динамичког баланса хуманоидног система, његова примена и методе провере. Показано је да је ЗМП универзални индикатор очувања динамичког баланса кретања хуманоидних система у посматраном тренутку. Анализиране су различите врсте кретања и дата ситематизација на регуларна и нерегуларна кретања хуманоидних система. Објашњен је утицај ЗМП-а на одржавање динамичког баланса код регуларних и нерегуларних кретања као и методе за одређивање ситуација када може доћи до губитка динамичког баланса. Показано је да су могућа кретања хуманоидних система и у стању динамичког дисбаланса али под специфичним условима. Дат је осврт на раније предложени генерални приступ моделовању хуманоидних система и његовој примени у спортским и тренажним активностима као и пример моделовања једног одабраног кретања – скока у даљ из места. Објашњен је однос дужине скока у

зависности од величине актуационих момената у појединим кључним зглобовима за дати хуманоидни модел са 20 степени слободе.

Кључне речи: хуманоидна роботика, биомеханика, генерални модел, динамички баланс, регуларни ход, ирегуларни ход, скок у даљ.

Научна област: роботика

Ужа научна област: хуманоидна роботика и биомеханика

**Contribution to the Synthesis of The
General Model of Humanoid Robot
Dynamics With a Special Focus on Sports
and Training Activities**

Abstract

The fundamental data analysis of various types of humanoid motion systems are presented in the thesis. Direct relationship between the humanoid robotics, and biomechanics, their joint contribution to the development of both scientific areas of the mutual interactions are demonstrated. The movement of humanoid systems is the most complex types of movement, both from the standpoint of biomechanics and humanoid robotics. In order to successfully describe this type of movement it is necessary to analyze different types of movements, and to determine whether the conditions for the sustainability of these types of movements. It is shown that the stability of motion of humanoidini systems can not be adequately described by standard tests of stability. It is necessary to introduce new principles and methods that can provide stability and repeatability of movements. The concept of dynamic balance of the humanoid systems is introduced and explained, together with its implementation and verification methods. It is shown that ZMP is universal indicator of dynamic balance preservation during the humanoidinih system movement at the observed moment of time. Different types of movements and systematization of regular and irregular motion of humanoid systems are analyzed and explained. ZMP influence on dynamic balance maintainance of regular and irregular movements are explained as well as methods for determining when a situation may come to a loss of dynamic balance. Possibilities of movements of humanoid systems during dynamic imbalances are shown under specific conditions. It also outlines the Previously propose general approach of modeling of humanoid systems are underlined as wekk as its application in sports and training activities. Selected example of long jump simulation and modeling are explained an analysed. The relationships of the length

of the jump depending on the moments actuated in the key joints for given humanoid model with 20 degrees of freedom are explained.

Key words: humanoid robotics, biomechanics, general model, dynamic balance, regular gait, irregular gait, long jump.

Scientific area: robotics

Narrow scientific area: humanoid robotics and biomechanics

САДРЖАЈ:

1	УВОД	1
2	Анализа досадашњих резултата у свету	4
3	Динамички баланс хуманоидних система	13
	3.1 Анализа проблема	14
	3.1.1 Ход и корак.....	14
	3.1.2 Хуманоидни роботи – унутрашња и спољашња синергија	17
	3.2 Статичка равнотежа и динамички баланс система	21
	3.2.1 Упоредна анализа.....	21
	3.2.2 Практична улога динамичког баланса	24
	3.2.3 ЗМП као индикатор динамичког баланса система	25
	3.3 Динамички баланс: систематизација и проширење значења.....	28
	3.3.1 Минимални услови за постојање динамичког баланса.....	28
	3.3.2 Могућност неравнотеже током хода.....	29
	3.3.3 Делимично динамички уравнотежен нерегуларни ход.....	31
	3.3.3.1 Ход код кога је ослонац тачка и линија (ход минималног захтева)	32
	3.3.3.2 Ход по ивицама	34
	3.3.3.3 Други типови нерегуларног хода	36
	3.3.4 Динамички баланс нерегуларног хода.....	37
	3.4 Потпуно неуравнотежен ход.....	39
	3.4.1 Ход на штулама.....	39
	3.4.2 Балетски ход	41
	3.5 Трчање и скакање.....	43
	3.6 Зашто нам је неопходан динамички баланс током хода	44
4	Основне поставке општег модела	49
	4.1 Динамика слободно летећег механизма – летача	51
	4.1.1 Кретање механизма и остваривање контакта.....	53
	4.1.2 Остваривање трајног, крутог контакта са објектом	60
	4.1.3 Приближавање – прва фаза контакта.....	61
	4.1.4 Кретање у контакту – трећа фаза	62
	4.1.5 Удар – друга фаза контакта.....	65
5	Анализа и симулација скока у даљ	68

5.1 Карактеристике модела	68
5.2 Резултати симулације	72
6 Закључак	80
Литература	82
ПРИЛОГ 1	90
ПРИЛОГ 2	96
БИОГРАФИЈА КАНДИДАТА	97

УВОД

Данашњи технолошки напредак је у многоне преокренуо садашњи приступ биолошких наука и медицине ка такозваним "биолошки" надахнутим решењима техничких проблема у симбиози између биолошких и техничких наука: спорта, медицине и роботике. Током последње деценије, сведоци смо феномена преклапање и интеракција две различите научне области, биомеханике људског кретања (укључујући и спорт и медицину) и роботике. Слични проблеми се обрађују у обе научне гране и само заједнички, интегрисани истраживачки напор може да пружи ефикасне одговоре. Напоменимо да је почетно обједињавање ових научних области било иницирано од стране Бернштајна [1, 2]. Ипак, потреба мултидисциплинарних истраживања је заиста призната тек у последње време. Из ове сарадње обе научне области могу да извуку вишеструку корист. Биомеханика ће тако користити напредне математичке моделе хуманоидних роботских система у циљу симулационе анализе људског покрета у медицини и спорту. Са друге стране, биомеханика обезбеђује неопходне прављачке механизме сада познате као биолошки инспирисано управљање роботским системима. Ова симбиоза је такође и подржана од стране евидентног повећања људске сличности савремених робота [3], па чак се и очекује да у будућности будемо сведоци учешћа робота у спорту [4].

Развој хуманоидне роботике током последњих деценија је несумњиво резултирао бројним успешним реализацијама у овој области. Један од најчешће решаваних задатака који је био у фокусу истраживања у хуманоидној роботизици, је двоножни ход. Упркос напретку који је остварен, ход је и даље остао интригантан истраживачки задатак. Проблем није само како да се

оствари одрживи ход у неком неструктурираном окружењу, што подразумева планирање путање и промена параметара хода (окретање, заустављање, убрзања и успорења током самог хода, прелазак из хода на равном терену у ход по косој површини или пењање и спуштање уз и низ степениште, итд), већ и могуће извршавање многобројних задатака током хода, било да су то манипулациони или контактни задаци. Предуслов за испуњење свих ових услова, као и реализацију спортских задатака јесте да је систем динамички уравнотежен. У том смислу потребно је размотрити минималне услове за реализацију динамички уравнотеженог кретања, анализирати неке примере неуравнотеженог кретања и дати услове када поједине фазе овог кретања могу бити у динамичком балансу ради могуће реализације целокупног кретања. Ово је јако важно, како код регуларног двоножног хода, тако и код специјалних врста кретања каква су спортска кретања. Указујемо на чињеницу да, у присуству поремећаја, прелазак на динамички (или чак и статички) уравнотежену фазу кретања може спречити систем од пада током реализације задатог кретања.

Хуманоидни системи представљају механичке реализације чија специфична структура их чини способним за обављање различитих задатака у простору као и препознавање и заобилажење препрека током кретања. Кретање хуманоидних система, посебно двоножни ход је веома комплексна класа кретања, која су укључена у извршавању великог броја задатака. Као такав, двоножни ход представља врхунац еволуције у развоју живих организама. Сматра се да је двоножни ход прекретница у људској еволуцији која је, између осталог, довела и до појаве савременог човека. Велики број истраживача, у свету, су тренутно укључени у анализи кретања хуманоидних система. Посебан допринос разјашњавању неопходне терминологије у области хуманоидних кретања можемо наћи у раду [5], где су представљене основне дефиниције и класификације појмова и термина у области хуманоидне роботике. Такође, треба истаћи резултате представљене у [6], који су такође, проширили неке појмове, дефиниције и објашњења о неким специфичним ситуацијама које могу да настану у току двоножног хода хуманоидних система.

Док су се у већини случајева, досадашња истраживања бавила "регуларним ходом", овде ћемо представити такозване "нерегуларне" начине кретања, са посебним освртом на један специфичан спортски задатак, скок у даљ. Овакво истраживање је од двоструког значаја. Прво, овим се продубљују знања из биомеханике људског хода, друго, генерални приступ моделовања људског хода води ка одрживости хуманоидног кретања и повећању робустности вештачки реализованог хуманоидног кретања у односу на спољашње поремећаје који могу да делују на систем. Анализираћемо примену математичког моделирања хуманоидних робота у односу на реалне људске покрете и посебно ћемо се фокусирати на појам динамичког баланса, проширујући га за ширу класу двоножног хода и односа између интерних и екстерних синергија.

2 **Анализа досадашњих резултата у свету**

Као што је већ наведено, овде ће бити обрађена симулација динамике хуманоидног кретања која узима у обзир везу спорта и роботике. То је разлог зашто стављамо нагласак на "људском и хуманоидном симулационом систему". Предложени метод за анализу кретања је генерални приступ у смислу да се може користити за било кој покрет уз задржавање или поновно успостављање равнотеже или чак и током колапса (пада).

Основна идеја предложеног генералног приступа је да се почне од хуманоидног ситема који се сматра слободном у простору (такозвани "летач"). Појединачни проблеми (различите позе или чак ходање, скакање, итд) се анализирају као посебни контактни задаци, као интеракција између „летача“ и разноврсних објеката у његовој околини. Ова нова идеја, предложена у [7], назива се "дедуктивни приступ". Проверена је на појединим кретањима у [8]; као и на статичким позама у [9, 10], док је први покушај да се метода примени у спорту примењен у [11].

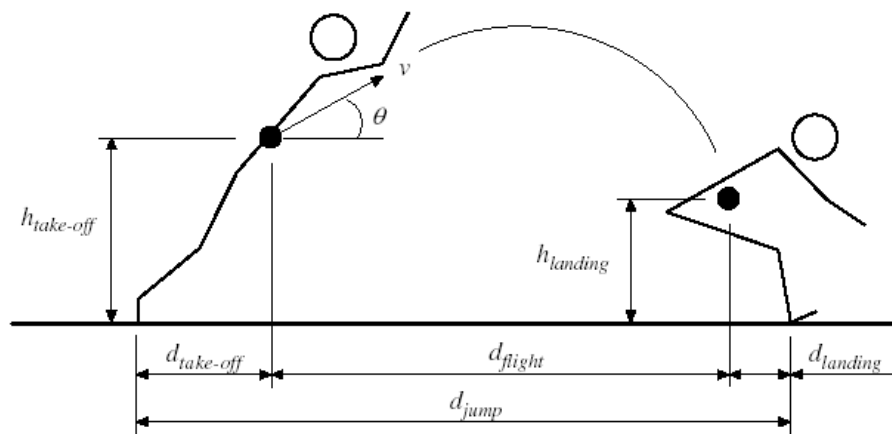
Истраживачи у биомеханици и роботици у учинили велике напоре да истраже различите проблеме у кретању људи и хуманоидних робота. Поменућемо неке од релевантних истраживања, почевши од роботике. Двоножни ход је широко анализиран (првобитно отпочео са [12, 13] да би био разрађен у [14]; неки други резултати у двоножном динамичком моделирању и робусном управљању су дати у [15, 16]). Скакање и трчање су недавно решени у [17]. Приказ напредних тема у хуманоидној динамици се може наћи у [18]. Допринос у области двоножног хода робота је од значаја јер је представио и разрадио важну идеју која се користи приликом анализе динамичког баланса

хуманоидног система. То је позната метода Тачке Нула Моментa (ЗМП). Анализа контакта, неопходна у обради дедуктивне методе, објашњена је у [19]. Рад [20] је интересантан у овом контексту јер разрађује покрете преузете из каратеа. Он пореди "нормално" и Геданбараи хуманоидно кретање робота.

Наставићемо преглед резултата истраживања у биомеханици и роботички у области одржавања позе. У [21-24] су такође анализирани покрети који су предузети у циљу одржавања динамичке равнотеже у одржавању позе. Реализовано је 3Д мерење и увођење једноставних биодинамички модела заснованих на једноставном систему опруга. Анализирани су различити пертурбациони моменти као производ вољног и невољног кретања екстремитета. Уведен је математички модел аналогно инверзном клатну. Анализирана је и улога централног нервног система (ЦНС) у циљу одржавања позе у присуству спољашњих поремећаја проузрокованих кретањем подлоге у хоризонталном правцу. У публикацијама [25-27] анализирани су активности појединих зглобова и делова екстремитета. Анализирани су различите координисане активности и покрети у садејству са мишићном активношћу у присуству поремећаја у [26, 27]. Посебна пажња је посвећена утицају центра притиска (ЦОП) у одржавању стабилности позе у [28-30]. Експериментално је анализиран утицај положаја и брзине ЦОП о одржавању динамичког баланса позе у присуству спољашњег поремећаја. Уведена је "ЦОП безбедносна зона" што је омогућило одржавање динамичке равнотеже позе у условима дејства и престанка дејства спољашњег поремећаја. У области роботике поменимо балансни контролер [31] инспирисан стратегијама очувања баланса код људи које омогућавају хуманоидним системима да случају утицаја великих поремећаја одрже усправан положај. У радовима [32, 33] разматрано је кретање хуманоидног система у присуству импакта великих сила. Управљачки механизам за одржавање динамичког баланса у случајевима неочекиваних спољашњих поремећаја различитих интензитета и праваца дејстава је представљен у [34]. Разлике између различитих безбедносних маргина у очувању позе у присуству екстерне силе која врши повлачење хуманоидног система представљено је у [35, 36]. Експеримент у коме су примењене силе

различитих интензитета и праваца деловања на центар масе у циљу одржавања стабилности позе на нагнутој подлози представља управљачке могућности балансног контролера [37]. Систем за одржавање стабилности позе који реализује оптимална кретања у циљу одржавања равнотеже је представљен у [38].

Скок је веома комплексан покрет због потребе за високом координацијом приликом контрапокрета (замајца), ротације читавог тела и замаха рукама, ради постизања максималне брзине центра масе скакача, и зато је предмет сталне анализе у научној литератури. У раду [39] проучаван је скок у даљ и показало се да се угао скока креће од 29° до 38° , али то није образложено биомеханички. Циљ је био да се одреди оптимални угао скока математичком методом и образложи га биомеханичким средствима. Током скока, центар масе скакача се понаша као пројектил у слободном лету. У циљу добијања што веће брзине избачаја оптимални угао се смањује, што је потврђено проучавањем углова избачаја за скакаче и бацаче кугле.



Слика 1. Статистичке карактеристике параметара скока [39].

Оптимални угао скока за датог испитаника је око 19° . Прорачунати оптимални углови за све испитанике (19° - 27°) су нижи од преферираних углова скока испитаника (33° - 39°).

Табела 1: Приказ израчунатог и оптималног угла скока у [39].

Participant	Calculated optimum take-off angle (°)	Preferred take-off angle (°)
1	19.1 ± 5.8	33.3 ± 0.5
2	25.8 ± 5.8	39.1 ± 1.1
3	22.2 ± 4.5	34.3 ± 1.0
4	24.3 ± 3.5	31.4 ± 1.3
5	26.7 ± 5.4	35.1 ± 1.0

Ово неслагање резултата прорачуна и мерења је објашњено великом комплексношћу скока са ниским углом напротив не тако великих добитака у дужини скока. За скок под овако ниским углом неопходна је употреба атлетских патика са крампонима и техника скока којом је током лета неопходно раширити ноге да би се обезбедило довољно одстојање од подлоге. Оптимални угао при скоку резултује смањењем дужине скока од 4cm до 14cm, што није толико пуно у поређењу смањењем дужине скока као последице немаксималне брзине скока.

Интересантна анализа троскока је дата у раду [40]. Стручњаци већ деценијама покушавају да утврде како је најбоље да се расподели напор између три фазе код троскока: корака, поскока и скока. Рачуната раздаљина фаза троскока је раздаљина до ножног прста. Дефинисане су три врсте троскока:

1. Троскок у коме доминира фаза поскока.
2. Троскок у коме доминира фаза скока.
3. Троскок у коме се обраћа посебна пажња на равнотежу приликом извођења скока.

Доказано је да постоји веза између вертикалне и хоризонталне брзине центра масе, што се више повећа вертикална брзина, губи се на хоризонталној. Добици у вертикалној брзини приликом корака и поскока не морају да представљају повећање дужине скока, а разлог је управо та повезаност са хоризонталном брзином која је у том случају смањена. Међутим, не постоји неки јединствени однос ове две брзине, већ је тај однос различит за све атлетичаре.

Табела 2. Измерена и оптимална дужина сва три дела троскока [40].

		Subject			
		A	B	C	D
Observed	Actual distance	18.05	17.41	17.25	16.99
	Hop distance	5.77	6.62	6.04	6.12
	Step distance	5.42	4.87	5.34	5.27
	Jump distance	6.86	5.92	5.87	5.60
	Phase ratio	32:30:38	38:28:34	35:31:34	36:31:33
Optimized	Actual distance	18.33	18.27	17.52	16.97
	Hop distance	5.13	5.48	4.91	6.28
	Step distance	5.68	5.48	5.26	5.26
	Jump distance	7.52	7.31	7.36	5.43
	Phase ratio	28:31:41	30:30:40	28:30:42	37:31:32

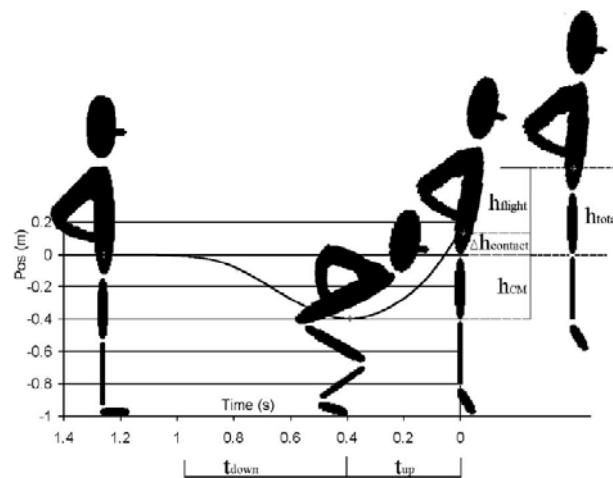
Као што је и раније предпостављено, не постоји универзална техника за све скакаче. Није неопходно да једна техника буде заступљена током целе каријере. Узроци могу бити промене у физичкој кондицији и промена у техници покретања различитих сегмената у телу. Генерално, техника поскока, је најбоља за атлетичаре којима је главни адут физичка кондиција, док би остали требало да се придржавају осталих техника. Разматраини модел не може бити узет за побољшање технике, али је веома значајан за даље проучавање техника троскока.

Циљ анализе у раду [41] је приказ кинетике и кинематике вертикалног скока при скакању до различитих висина, ради испитивања делотворности покрета при скоку као критеријуму контрапокрета током немаксималног скока. Високом скоку предходи контрапокрет где се покрећу крупни делова тела што троши енергију која се неће сва утрошити на сам скок. Постављена је хипотеза да се ограничавањем неефикасног покрета смањује енергија потребна за скок задате висине.

Кординација покрета при скоку у вис из мировања је слична код свих људи. Максималан скок је одређен оптималном неуромускуларном контролом. При вертикалном скоку као и при осталим активностима се примећује првенство покретања сегмената ближе центру масе. Питање је како се контролним системом ограничава висина скока. Први одговор да се скок изводи успорено,

се због начина деловања гравитације, и након снимања активације мишића при максималном и немаксималном скоку, могао сматрати погрешним. Као хипотеза како систем при немаксималном скоку повећава висину скока предложене су три стратегије:

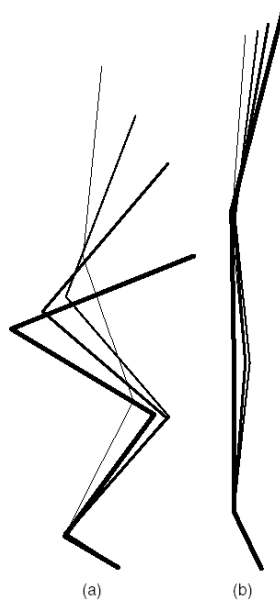
1. повећавање контрапокрета.
2. повећавање ротације бочних сегмената.
3. повећавање доприноса скочног зглоба.



Слика 2. Скица дискретних променљивих које описују опште карактеристике скока удаљ из места [41].

Табела 3. Статистички резултати параметара скока удаљ [41].

	25%	50%	75%	100%
$h_{\text{countermovement}}$ (m) ^a	-0.05 ± 0.02	-0.13 ± 0.04	-0.21 ± 0.04	-0.32 ± 0.06
$\Delta h_{\text{contact}}$ (m) ^a	0.10 ± 0.02	0.12 ± 0.01	0.12 ± 0.02	0.12 ± 0.02
h_{flight} (m)	0.03 ± 0.01	0.14 ± 0.02	0.25 ± 0.03	0.34 ± 0.04
h_{total} (m)	0.13 ± 0.02	0.25 ± 0.03	0.36 ± 0.03	0.46 ± 0.03
$t_{\text{down+up}}$ (s)	0.51 ± 0.13	0.78 ± 0.16	0.79 ± 0.11	0.92 ± 0.16
t_{down} (s)	0.31 ± 0.15	0.56 ± 0.13	0.57 ± 0.09	0.64 ± 0.10
t_{up} (s)	0.20 ± 0.04	0.21 ± 0.04	0.23 ± 0.04	0.28 ± 0.06



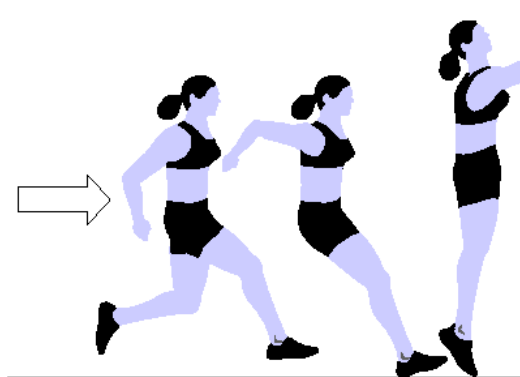
Слика 3. Међуфигуре које представљају конфигурацију тела за: (а) тренутак најнижег положаја центра масе, и (б) тренутак скока. Дебље линије представљају битније услове скока, који дефинишу 25%, 50%, 75% и 100% услове скока респективно [41].

Теоретски, постоји неограничен број стратегија за извођење немаксималног скока. Овај рад је показао да постоји одређени критеријум који дефинише стратегију скока. Резултати показују да се амплитуда контрапокрета (замајца) повећава са повећањем висине скока, углавном због повећања флексије кука. Ово је такође праћено повећањем снаге у зглобовима. Међутим, максимум доприноса зглоба колена и скочног зглоба достиже максимум пре скока од 100% висине (скочни зглоб на 50%, а зглоб колена на 75%). У овом раду је закључено да за извођење немаксималног скока главни критеријум у стратегији је максимизација делотворности покрета.

Резултати рада [42] приказују да доскок са великом ударном силом може да повећа ризик за повреду колена приликом извођења скока из трка. Зато је извршена анализа између односа одређених делова доњих екстремитета кинетике и кинематике током скока из трка. Прикупљени су подаци о унутрашњим угловима зглобова и сили реакције подлоге током доскока.

Показано је да велики углови кукова и колена у иницијалном контакту стопала са подлогом не редукују увек ударну силу током доскока, али да активни покрети колена и кукова доводе до њеног смањења. Кретање зглобова кука у тренутку контакта стопала са подлогом представљају значајан технички фактор који утиче на оптерећење лигамената током доскока који најчешће страдају.

Тестирани атлетски задатак у овом раду је вертикални скок из трка са претходним доскоком, покрет који се често изводи у кошарци и одбојци. Овај покрет се састоји из фазе трка до 5 корака, двоножни доскок и двоножни одскок (Слика 4.).

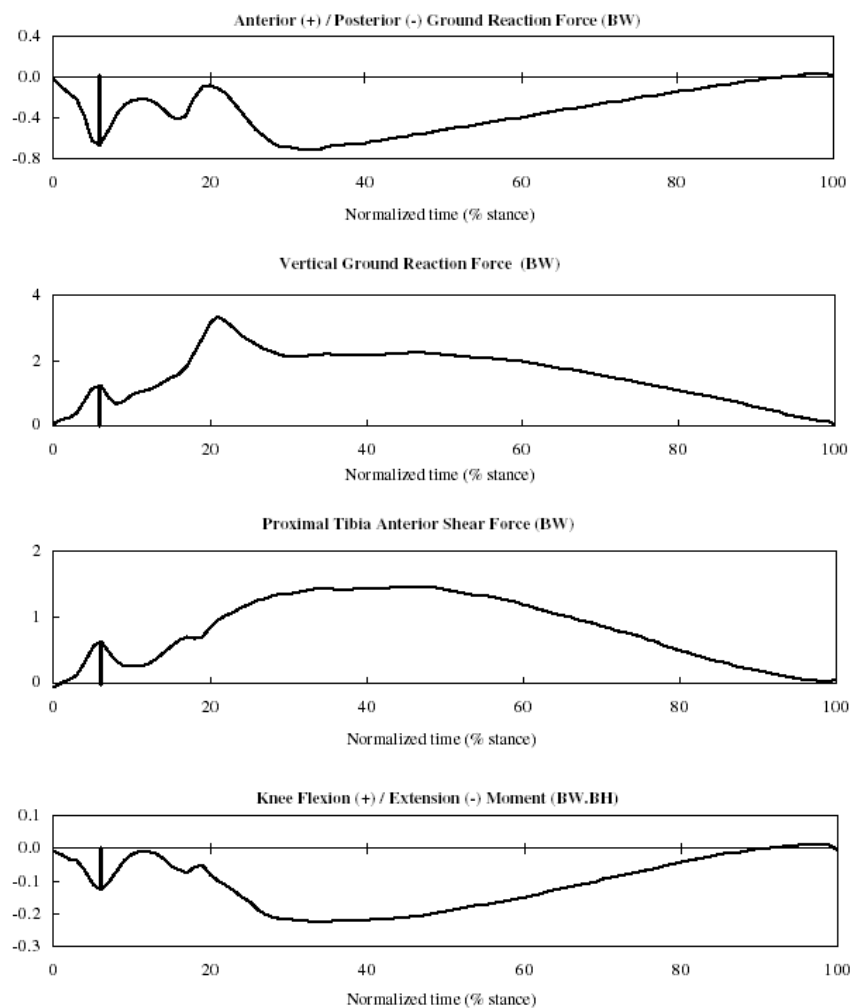


Слика 4. Скок из трка [42].

Показано је да кретање зглобова кукова и колена играју главну улогу у редуковању ударне силе током доскока у скоку из трка. Кретање кукова и иницијални контакт стопала са подлогом утичу на величину силе реакције подлоге и резултујућу силу у коленима у предње-задњој фази током доскока у скоку из трка (Слика 5.).

Улога кретања руку током скока у даљ из места је анализирана у раду [43]. Извршена су мерења на више испитаника тако што су испитаници скакали са кретањем и без кретања руку. Мерењем је показано је да се дужина скока повећава до 20% уколико се активирају руке.

У раду [44] реализовано је моделовање и анализа доскока хуманоидног система. Представљен је 2Д планарни динамички модел летећег хуманоидног ситета и његов импакт са подлогом у коме су разматране екстерне силе као и интерни моменти у зглобовима. Стабилност система је обезбеђена на бази примене ЗМПП методе.



Слика 5. Измерена сила реакције подлоге, силе и моменти у појединим зглобовима [42].

3 Динамички баланс хуманоидних система

Осврнимо се прво на основни роботичарски проблем који се среће у току моделовања и реализације хуманоидних система. Како обезбедити „стабилност“ система, односно како у свим фазама кретања хуманоидног система обезбедити да систем не падне. Под падом се подразумева специфично стање хуманоидног система које се карактерише најчешће условом да хуманоид не остварује усправно кретање, односно кретање на две ноге. Под термином „усправно“ кретање сматрамо нормално стање које реализује човек током хода. Морамо се овде одмах оградити да постоје специфична кретања, поготово у спортском активностима која се и даље могу сматрати регуларним („стабилним“ у општем смислу) а да уопште не подпадају под стањем „усправно кретање“. Овде ћемо се детаљније осврнути баш на ове посебне случајеве.

Као што смо раније поменули, већина досадашњих истраживања су се углавном бавила "регуларним ходом". У даљем тексту ћемо размотрити детаљније како досадашњи „регуларни ход“, тако и специфични "ирегуларни" начина хода. Оваква једна анализа је од двоструког значаја. Прво, она продубљује знања из биомеханике људског хода. Разумевање на који начин човек хода је неизбежан корак у остварењу ефикасног вештачког хода. Друго, формулисањем општег приступа одрживости хода води директно ка побољшању робусности вештачког хода, што га чини отпорнијим на сметње. У овом поглављу ћемо се посебно фокусирати на појам динамичке равнотеже (динамичког баланса), проширујући га за ширу класу хода и његовог односа између интерне и екстерне синергије.

3.1 **Анализа проблема**

3.1.1 **Ход и корак.**

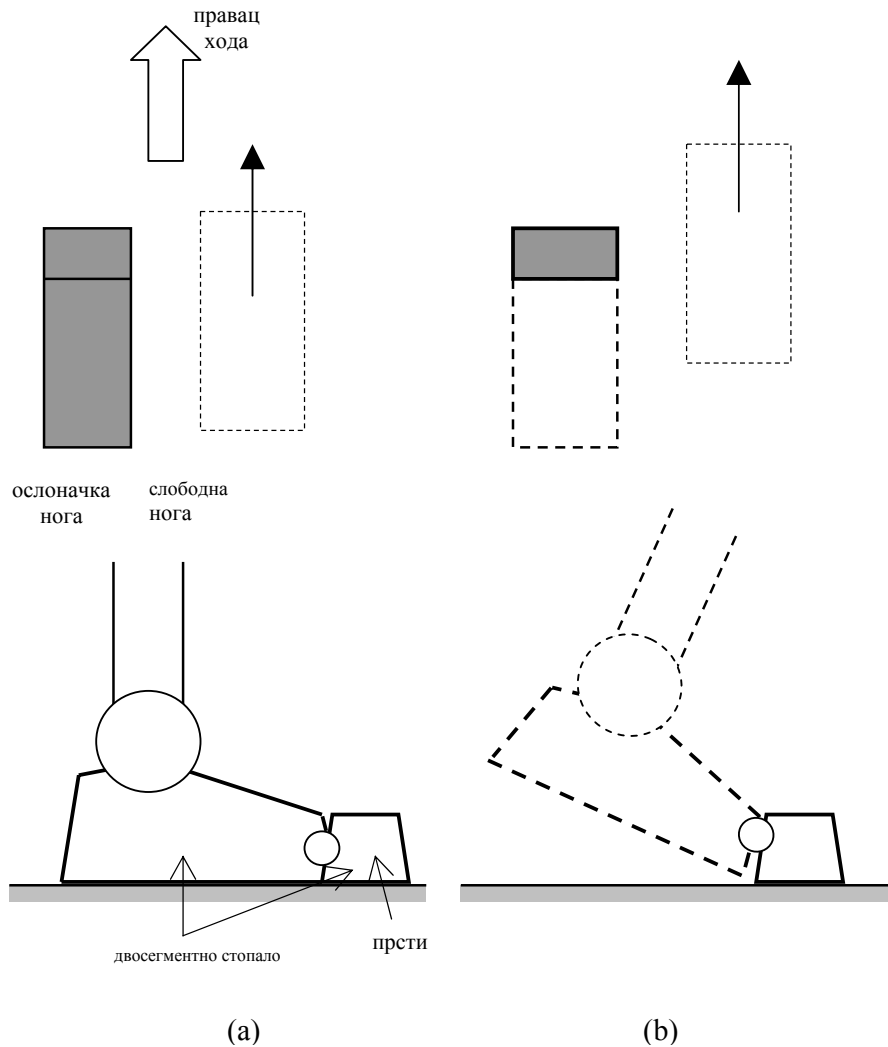
Хуманоидни системи остварују ход¹ користећи само ноге. Узимајући у обзир резултате рада [5], под ходом се подразумева *"Кретање које се остварује стављањем ногу пред ногу на земљи тако да никада две ноге нису без ослоња, слободне у ваздуху"*. Такође, треба приметити да се током хода две алтернативне ситуације дешавају једна за другом у низу - када се контакт са подлогом остварује само једном ногом (једноослоначка фаза) и када се контакт са подлогом остварује са обе ноге (двоослоначка фаза).

Ход се изводи понављајући основни покрет - корак. Јасна дефиниција корака такође је дата у [5]. Из ових објашњења произилази да ход омогућава телу да се креће као целина у простору - обично унапред, мада је лако могуће описати и ход уназад. Мислимо да ова дефиниција, иако није пореклом из техничке литературе, задовољава потребе хуманоидне роботике.

Из наведених дефиниција очигледно је да се кретање може реализовати на различите начине. Са практичне тачке гледишта најинтересантнији је такозвани редгуларни ход. Сходно томе, већина истраживања у области људског и вештачког хода превасходно истражује ову врсту хода. За идеалан ход узима се нормалан ход здравог човека просечне физичке конституције, просечне (нормалне) брзине. Ово се може сматрати интуитивно дефиницијом хода. Као што смо рекли у раду [5] даје се прецизна дефиниција: *"Регуларни ход је периодично кретање у којој нога у својој једноослоначкој фази (Слика 6.) је у контакту са подлогом по целом површином стопала или подручјем свог предњег дела (прсти у случају двосегментног стопала), а у случају двоослоначке фазе (Слика 7.) поменути услов се односи бар на једну ногу.*

¹ У овом тренутку ћемо се фокусирати само на ход, иако се појам динамичког баланса, у пуном смислу, такође односи на друге врсте кретања.

Треба напоменути да регуларни ход може, али не мора, да буде симетричан (нпр. робот може вршити заокрет и "унутрашња" нога тада прелази краћи пут)". Ход, који се састоји из периодичних делова је такође периодичан. На пример, пењање уз степенице, праволинијски ход унапред, заокрет, итд, представљају регуларни ход такође.

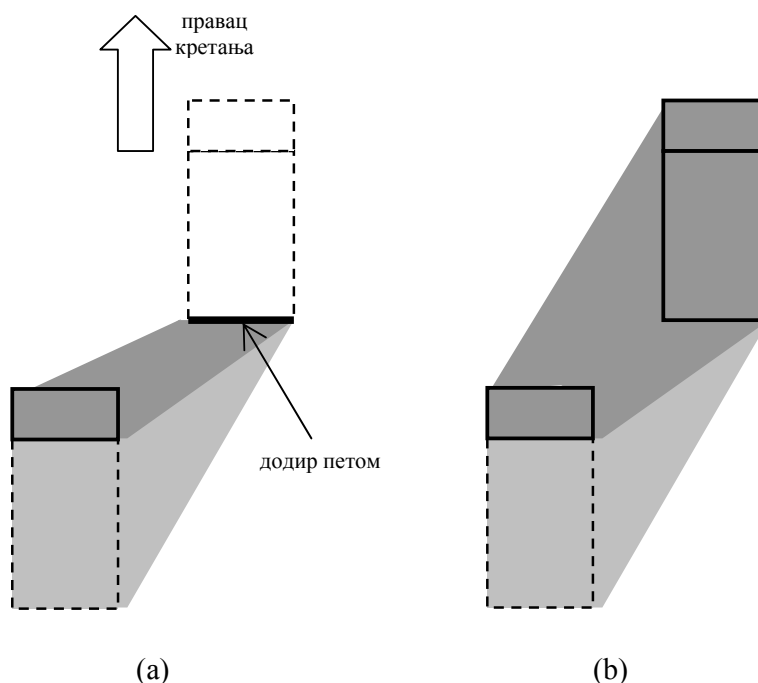


Слика 6. Једноослоначка фаза регуларног хода: приказ двосегментног стопала. Приказане су две међуфазе: (фаза (б) долази после фазе (а)). Сивим је означен ослоначки полигон. Треба имати на уму да код једносегментног стопала прсти не формирају посебну целину. Код таквог стопала регуларни ход се остварује само у случају (а). У случају двосегментног стопала, његов задњи део ће се одвојити од земље на крају једноослоначке фазе, али ће његов предњи део и даље остати у контакту са подлогом (б). Са једносегментним стопалом то није могуће, пошто ће наступити ротација око предње ивице и тиме ће нестати регуларност корака.

Треба посебно нагласити да се у горњој дефиницији регуларног хода, имплицитно претпоставља да је труп увек у одговарајућем (обично усправном) положају у правцу кретања, чак и у условима настанка поремећаја који могу да изазову пад (нпр. када би неко гурнуо хуманоидног робота). Напомињемо да услов за усправан положај није неопходан услов за регуларни ход, мада је обично увек задовољен. Наиме, када говоримо о регуларном ходу ми често мислимо о ходу једног нормалног, здравог човека. Међутим, особе које имају неки недостатак или особе којима окружење не дозвољава да ходају усправно, или извршавање одређеног задатка које диктира савијени положај, такође треба да буде посматрано као реализација регуларног хода, мада се ове ситуације ређе анализирају. Роботска способност да задржи усправан положај, као и способност спречавања пада током кретања (тј. одржавајући се на ногама) се често назива стабилношћу. Међутим, уколико узмемо у обзир да је појам стабилности прецизно дефинисан у теорији управљања и да овај појам не задовољава наше потребе у разматрању регуларног хода и у опште узев кретања хуманоидних система, појам стабилности очигледно треба у разматраним случајевима заменити одговарајућим термином који боље описује стање система. Стога је уведен појам „динамичког баланса“ (динамичке равнотеже) [5, 6, 45-48]. Разрадићемо овај појам детаљније и увести аргументе који га подржавају.

Под нерегуларним ходом подразумевамо оне начине кретања која се не могу класификовати као регуларна према горњој дефиницији, али су и даље оствариви начини кретања. Ево неколико примера. Здрав човек може да хода понекад и на нерегуларан начин: ход на прстима, ход на петама, ход по бочним ивицама стопала итд. Хендикепиране особе или особе са повредама, као и особе са протетичким направама обично ходају неправилно. Иако ова кретања не могу бити класификована као регуларна, она су и даље врло важна и потребно је анализирати их у погледу њихове поновљивост, могућности да остваре динамичан баланс, као и у погледу њиховог односа између интерних и екстерних синергија. Поставља се питање на који се начин оваква

"нестандардна" кретања остварују, и да ли су хуманоидни систем у динамичком балансу током оваквих кретања. Осим тога, такође је занимљиво питање да ли је систем динамички стабилан уколико стопала нису целом својом површином ослоњена на подлогу. Покушаћемо да дамо одговоре на ова и слична занимљива питања.



Слика 7. Двоослоначка фаза хода. Она почиње са додиром пете - (а). Ако имамо једносементно стопало, укупна осенчено зона показује ослоначки полигон остварен површином целе задње ноге и ивицом пете предњег стопала која је управо окончала свинг фазу и остварила контакт са подлогом. У случају двосегментног стопала, двоослоначка фаза почиње са ослањањем на пету, али задња нога је у контакту са подлогом сегментом прстију. Ослоначки полигон је сада осенчен тамнијим тоном. Касније, целокупна површина предње ноге ће остварити контакт са подлогом, као што је приказано под (б), повећавајући тако ослоначки полигон. Укупна осенчена површина показује ослоначки полигон за једносементно стопало. Тамније осенчена зона представља ослоначки полигон двосегментног стопала.

3.1.2 Хуманоидни роботи – унутрашња и спољашња синергија

Да би се у потпуности разјаснила улога динамичког баланса за хуманоидне системе, подсећамо да општи задатак који се очекује од мобилног робота *јесте*

да пређе из једног места на друго место уз обављање неког задатка који подразумева интеракцију са околином. Овај сложен захтев се може поделити на два спрегнута проблема: (А) кретање тела дуж задате путање и (Б) интеракција са окружењем како би се остварио дати задатак. Сваки мобилни робот опремљен са точковима или ногама, може да реши проблем (А). Код хуманоида, проблем (А) подразумева ход. Проблем (Б) подразумева додатне покрете роботских линкова (нпр. маневрисање рукама ради остварења манипулационог задатка). Поменути општи задатак је "спољни" по својој природи – зато што описује однос између робота и околине. Стога је потребно увести скуп спољашњих координата $X = (x_1, \dots, x_m)$, који описује позицију робота у односу на околину, а самим тим су погодни да дефинишу задатак. Пошто поменути задатак захтева промену екстерних координата, ми стога говоримо о *спољашњој синергији*².

Очигледно је да се спољашњим координатама не може директно управљати – управљање је могуће само зглобовима робота. Да би се извршио задатак, робот треба да оствари правилне координисане покрете својих зглобова (покретане одговарајућим мотора у зглобовима). Дакле, потребно је увести скуп унутрашњих координата $q = (q_1, \dots, q_n)$ који дефинишу позиције зглобова. Њихова координација се зове *унутрашња синергија*. Јасно је да, ради обављања задатка, робот мора да оствари прописану спољашњу синергију, али је у ствари реализација унутрашње синергије оно што робот ефикасно може да уради. Дакле, однос између спољашњих и унутрашњих координата (екстерна и интерна синергија) је од кључног значаја. Овај однос се често назива *кинематиски проблем* и може да се разматра на два начина: директна кинематика је уобичајени термин за однос који карактерише $q \rightarrow X$, а инверзна кинематика карактерише однос $X \rightarrow q$. Ове релације подразумевају низ сложених питања као што су: Да ли постоји решење? Да ли је решење јединствено? (Тада се разматра проблем редундансе) Како наћи решење? итд. Да би смо одговорили на ова питања биће потребно увести одређене

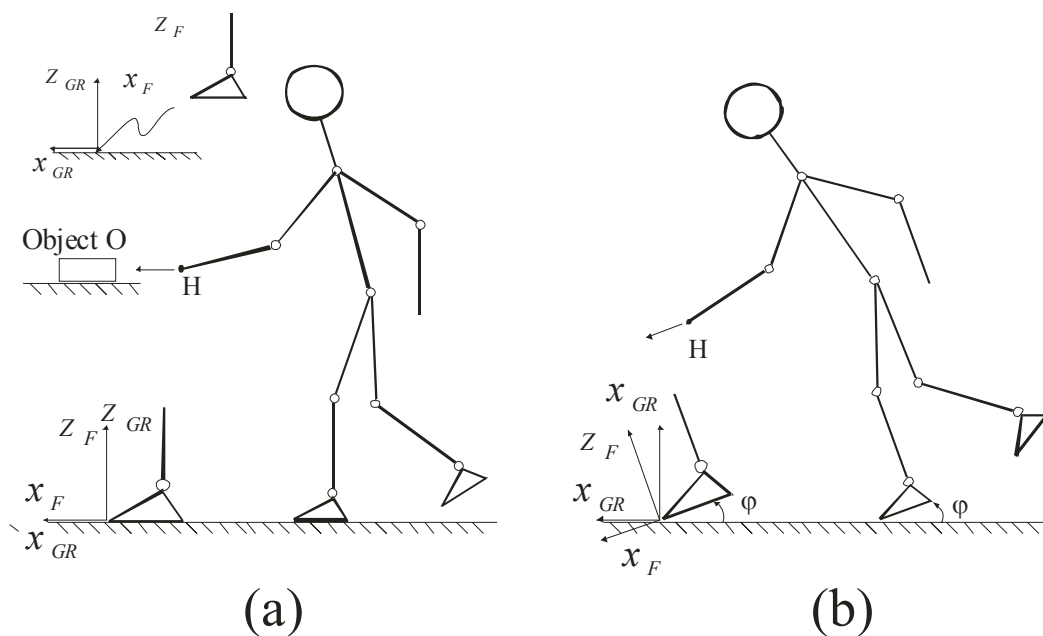
² Из грчког син-ерго, συνεργος, што значи радити заједно; први пут уведено код Бернштајна [1].

математичке услове који ће обезбедити могућност решења. Овде ћемо се само фокусирати на предуслове неопходне да би се обезбедио јединствен и двосмеран однос између унутрашњих и спољашњих координата. Термин 'предуслов' се користи да се нагласи да је то услов који треба да буде задовољен пре разматрања горе наведеног математичког проблема (постојање и јединственост решења, итд), у супротном решавање овог проблема не би имало никаквог смисла. Јединственост и двосмерна кореспонденција значи да дати задатак $X(t)$ има свој јединствени пар у простору унутрашњих зглобова $q(t)$, и у обрнутом смеру, ако робот покреће своје унутрашње координате дуж трајекторије $q(t)$, то ће произвести јединствену спољну акцију $X(t)$. Таква кореспонденција је неопходан услов како за правилним управљањем спољашњих координата и тако за извршавање целокупног задатка. Показаће се да ова интерно-екстерна веза и могућност управљања спољашњом синергијом снажно утиче на постојање динамичког баланса. Динамички баланс ће се показати као неопходан услов (поменути предуслов) за потпуном контролом над спољашњом синергијом.

Даћемо једноставно геометријско објашњење овог екстерно-интерног односа, илустрованог на Слици 8. У случају (а), мотори у згловима робота могу да остваре покретачке моменте и кретања који производе жељену акцију према објектима у околини. Дакле, овим покретом се може управљати спољашњом синергијом. Треба напоменути да се координатни системи реферисани у односу на ногу $x_F O_F z_F$ и тло $x_{GR} O_{GR} z_{GR}$ у овом случају поклапају. Треба имати на уму да је спољашњи задатак реферисан у односу на систем везан са подлогу. Ако, из било ког разлога, ослоначка нога почне да ротира око своје предње ивице (случај (б)), појавиће се нови неоснажени степен слободе који поседује угао ротације Φ (Слика 8б). То доводи у питање могућност да се управљања спољашњим координатама. Измењен скуп унутрашњих координата, $q_{augm} = (q, \Phi)$, је сада редундантан и недостатак погона на "новонасталом зглобу" не дозвољава његову елиминацију. Кретање у систему $x_F O_F z_F$ и даље може да се контролоше, али будући да постоји "слободна" ротација између

координатног система везаног за стопалао и координатног система везаног за подлогу $x_{GR} O_{GR} z_{GR}$, није могуће управљати спољашњом синергијом (тј. акцијом према објекту). Може се закључити да, у циљу ефикасније контроле спољашњих задатака, најмање један роботски сегмент, који је у контакту са земљом, мора бити непокретни. Овај непокретни сегмент је наравно, стопало (генерално гледано, то може бити рука или неки други сегмент). Овај "исправан" контакт између ходача и подлоге је оно чему динамички баланс тежи.

Као закључак, може се рећи да је систем динамички уравнотежен ако се координатни системи $x_{GR} O_{GR} z_{GR}$ и $x_F O_F z_F$ (Слика 8.) поклапају или су непокретни у току кретања. У том случају може се констатовати да свака акција, планира и реализована у унутрашњим координатама, биће реализована на задовољавајући начин у односу на окружење. Такође се може рећи да је систем динамички уравнотежен ако је промена спољног синергије изазвана само променом у унутрашњој синергији.



Слика 8. Илустрација односа између спољашње и унутрашње синергије.

Питања везана за неопходност остваривања динамичког баланса током хода и могућност реализације хода који није динамички уравнотежен су значајна питања које ћемо овде размотирати.

Осврнимо се мало на другачији задатак од ходања - на пример трчање. Трчање је задатак који роботи управо покушавају да реализују [49-51] на начин на који то људи раде. Можемо видети да неки аутори (на пример у [50]), сматрају да се трчање сматра типом хода. Трчање се разликује од ходања у чињеници да, уместо двослоначке фазе, постој фаза лета. Дакле, трчање се састоји од једноослоначке фазе и фазе лета, током којих тркач, уз помоћ ослоначке ноге, одскаче са подлоге и остварује косо (балистичко) кретање док поново не успостави контакт са подлогом, али сада другом (ослоначком) ногом. Током једноослоначке фазе систем као целина мора да убрза и припреми се за нову фазу лета. Очигледно, у току једноослоначке фазе, потребно је обезбедити динамички баланс локомоторног система како би могао да се припреми за нову фазу лета. Ово интересантно питање ће бити размотрено касније.

Из свих наведених примера се може видети колико је динамички баланс кључни појам за све (различите) облике кретања хуманоидних система. Стога је неопходно да се у потпуности објасни појам, значај и начини реализације динамичког баланса, фокусирајући посебно пажњу на нестандартне начине хода, јер је ово и даље неистражена област.

3.2 Статичка равнотежа и динамички баланс система

3.2.1 Упоредна анализа

Статичка равнотежа је добро познат и прецизно дефинисан појам у механици, који, прилагођен нашем циљу, може бити формулисан као констатација да *је систем у статичкој равнотежи ако је његов контакт са подлогом ослоначки*

полигон (површи или барем три неколинеарне тачке) и ако резултанта гравитационих сила и спољашњих сила продире раван основе у тачки која је у делу ослоначког полигона (у нашем случају површи или троугао дефинисан трима тачкама). Тачка продирања у нашем случају се зове *центар притиска* (ЦОП). Уколико нема спољашњих сила које делују на систем, услов се упрошћава условом да пројекција центра масе (МЦП) буде унутар ослоначког троугла (не укључујући ивице). За дату тачку такође стоји услов да збир свих момената гравитационих и спољашњих сила око две хоризонталне осе такође буде једнак нули.

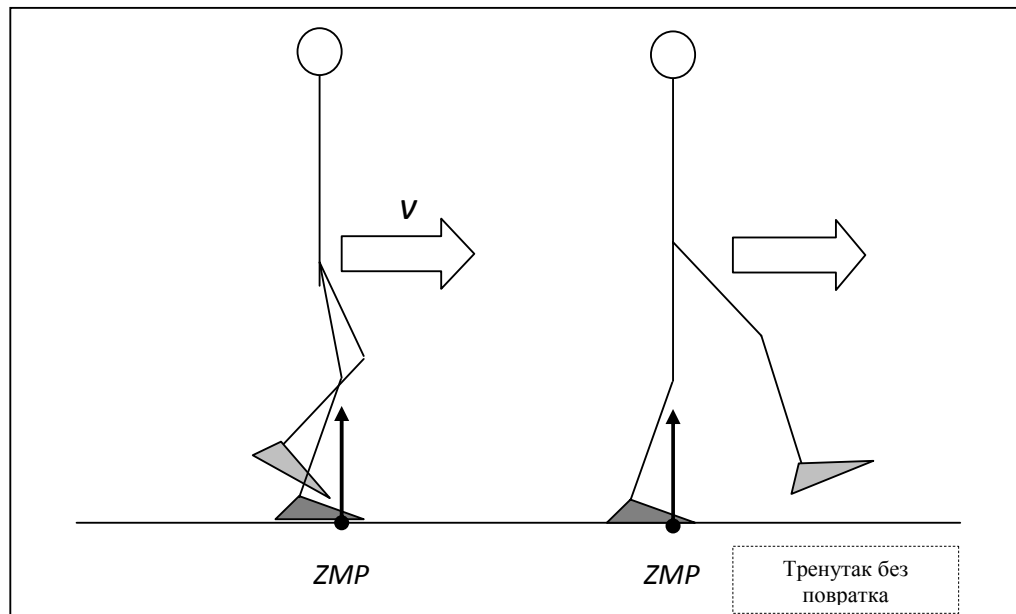
У динамичком случају³, поред гравитационих и спољних сила, такође делују инерцијалне силе, настале услед кретања самог система. ЦОП је тачка продора резултанте свих сила у хоризонталној равни. Ако је продорна тачка унутар ослоначког полигона тада се ова тачка зове Тачка Нула Моментa (ЗМП), јер је дефинисана за услов да су у датом тренутку суме гравитационих, инерцијалних и спољних сила око две хоризонталне осе једнаке нули. У овом случају кажемо да је систем динамички уравнотежен. ЗМП, ЦОП, и МЦП се називају референтне тачке подлоге (*ground reference points*). Треба имати на уму да се ЗМП и ЦОП поклапају, док се налазе у ослоначком полигону (искључујући ивице), тј. док је систем у динамичком балансу. Ако је ова тачка дође до ивице, у том случају ЗМП не постоји⁴, док се ЦОП налази на ивици стопала, пошто мора да постоји контактна тачка у којој делује сила реакције подлоге. Стога, када се изгуби динамички баланс и почиње да пада ротацијом око ивице стопала, тада постоји само ЦОП.

Статички и динамички случај разликује се углавном због чињенице да статички еквилибријум, као што је раније објашњено, обезбеђује трајност у смислу безбедности система од превртања (под условом да не постоје спољашњи поремећаји). С друге стране, за систем који је у датом тренутку динамички уравнотежен, не можемо да кажемо да ли ће бити динамички

³ Ради јасноће и једноставности ограничићемо се само на кретања по равној подлози.

⁴ Дакле, ЗМП се користи искључиво за динамички уравнотежена стања.

уравнотежен у непосредној будућности. Ово ћемо илустровати на једном примеру. Претпоставимо да хуманоид брзо хода и да се изненада појављује потреба да се тренутно заустави. Ако су наступили велики моменти, генерисане силе (услед успоравања при заустављању) ће проузроковати губитак динамичке равнотеже. Колико знамо, не постоје аналитички услови на основу којих би било могуће предвидети да ли ће динамички балансирани систем, који је у покрету, и у будућности остати у динамичком балансу уколико су се услови кретања променили.



Слика 9. Једноослоначка фаза и тренутак без повратка.

На левој страни Сlike 9., је приказана скица динамички уравнотеженог система који хода. Претпоставимо да је настала потреба за променом параметара кретања и да је систем, рецимо, морао да се нагло заустави на једној ноzi. Могуће је да ће промена параметара кретања бити таква да систем неће бити способан да очува динамичку равнотежу и да ће доћи до пада. Десна страна Сlike 9., илуструје тренутак када је систем и даље динамички уравнотежен (ЗМП је у ослоначком полигону), након чега ће неопходна промена параметара кретања (заустављање), неминовно изазвати губитак динамичке равнотеже. Нека се овај тренутак назове „тренутак без повратка“. У

таквој ситуацији ходач не може да се заустави на једној нози - једина могућност да се спречи пад јесте искорак. Овај искорак може бити краћи или дужи ако ходач намерава да се заустави – колико краћи, то је још увек отворено питање. Да бисмо избегли ширу расправу о овом проблему, ми смо се ограничили на ход, код кога је настала ситуација у коме нема повратка и у коме је искорак испланиран. У том случају, планирана трајекторија укључује искорак другог стопала, чиме се спречава губитак динамичке равнотеже.

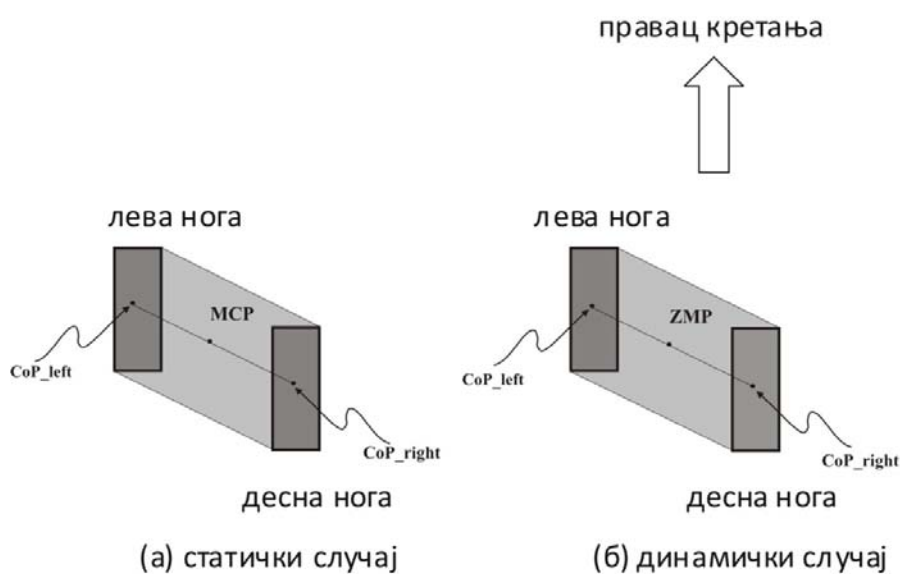
3.2.2 Практична улога динамичког баланса

Кретање двоножних роботских система се реализује координисаном променом углова у зглобовима ногу, руку и трупа робота, односно променом унутрашњих координата q . Ваљаност оствареног кретања се проверава у односу на спољашње окружење (екстерне координате X). Да би се остварили реализовани циљеви кретања од стане хуманоидног система, мора постојати јединствена и двосмерна кореспонденција између кретања унутрашњих координата и одговарајућих спољашњих покрета у односу на окружење, односно између интерних и екстерних синергија. Почели смо дискусију на ову тему у одељку 3.1.2. Сада ћемо формулисати предуслов за неопходну јединствену и двосмерну кореспонденцију: *акција реализована померањем механизма зглобова ће постићи циљ ако је механизам у "правилном" контакту са подлогом*. Такође треба разјаснити и израз „правилаан контакт са подлогом“. У једнослоначкој фази, једна нога остварује контакт и тај контакт треба да буде у облику конвексног ослоначког полигона (пун контакт стопала код једносементног стопала или сегмент прстију код двосегментног стопала). Пошто је узајамно деловање између стопала и подлоге једнострано, то јест, не постоји отпор када се стопало одваја од земље, неопходно је да хуманоид током кретања не генерише такву силу која би довела до ротације стопала око своје ивице. Наиме, ротација око ивице стопала, ако се деси, је неоснажени степен слободе и, сходно томе, систем ће почети да пада неконтролисано. Са појавом неоснаженог степена слободе губимо могућност да управљамо

спољашњом синергијом и спољашње координате ће постепено одступати од прописаног референтног кретања. У двоослоначкој фази, обе ноге треба да обезбеде поменути "правилни" контакт, стварањем конвексаног ослоначког полигона и спречавајући ротацију око ивице. Систем који задовољава формулисане предуслове сматра се динамички уравнотеженим.

3.2.3 ЗМП као индикатор динамичког баланса система

Да би смо могли размотрити систем са становишта динамичког баланса морамо да уведемо одговарајуће показатеље који ће нам дати информације о испуњености услова динамичке равнотеже. Такав индикатор треба да идентификује ситуацију у покрету, када долази до неконтролисаног пада (ротацијом око ивице ослоначког полигона), и требало би да буде лако проверљив било путем сензора или математичким прорачунима.



Слика 10. Двоослоначка фаза - контуре стопала (правоугаоног облика), ослоначки полигон, и референтне тачке: (а) у статичком, и (б) у динамичком случају.

Размотримо поново сличност између статичког и динамичког случаја. У случају статичке равнотеже налазимо да је у двоослоначкој фази МЦП унутар ослоначког полигона и то обезбеђује стабилност система. Графичка

презентација контура стопала и карактеристичне тачке дате су на Слици 10. У динамичком случају (Слика 10б.), еквивалент за МЦП је ЗМП, који би требало да буде у оквиру ослоначког полигона да би се обезбедио динамички баланс.

Тачку Нула Моментa (ЗМП) је први увео професор Миомир Вукобратовић са својим сарадницима [8, 10, 52-54]. Прва примена ЗМП-а је остварена од стране јапанских истраживача средином 1970-их година, коју је предводио професор Като. ЗМП се може дефинисати на више начина. Посматрајмо декартов координатни систем картезијански оквир са x и y осама које се простиру тангенцијално у односу на контактну раван и z осу постављену вертикално у односу на њих. За динамички уравнотежен двоножни систем увек постоји јединствена референтна тачка за коју се сматра да:

$$\Sigma M_x = 0 \text{ и } \Sigma M_y = 0 \quad (1)$$

где су сумирања направљена за све моменте генерисане од стране силе реакције подлоге, које произилазе из контакта стопало-подлога. За динамички уравнотежен систем, ова тачка је унутар ослоначког полигона (ослоначки полигон се може дефинисати са најмање три неколинеарне контактне тачке). Положај ове референтне тачке унутар ослоначког полигона потиче из чињенице да сила реакције подлоге увек гура а никада не вуче систем (ходача). Ова тачка се зове ЗМП. Зато ЗМП представља тачку у којој делује сила реакције подлоге (ако је ЗМП позициониран између ногу, сила реакције подлоге делује у посматраном тренутку само теоретски – у стварности деловање је на стопалима). Положај ЗМП-а унутар ослоначког полигона (искључујући ивице) гарантује да систем неће да ротира око ивице ослоначког полигона.

Алтернативно, уместо сабирања сила "испод" контактне површине (тј. силе реакције подлоге), могуће је обавити сабирање сила "изнад" контакта. ЗМП се тада одређује као тачка унутар ослоначког полигона где збир момената

гравитационих и инерцијалних сила изазваних кретањем механизма, као и свих спољашњих сила, ако оне постоје и делују на систем, нема компоненту дуж хоризонталних оса. Ово се математички описује изразом (1) где су M_x и M_y представљени моменти гравитационих, инерцијалних и спољних сила. ЗМП, у функцији положаја центра масе (МЦП), резултујућих инерцијалних сила $\vec{F} = M \cdot \vec{a}_{MC}$, и резултујућих инерцијалних момената МЦП, може се изразити и израчунати као:

$$x_{ZMP} = x_{MC} - \frac{F_x}{F_z + m_t g} z_{MC} - \frac{M_y(\vec{r}_{MC})}{F_z + Mg}, \quad (2)$$

$$y_{ZMP} = y_{MC} - \frac{F_y}{F_z + m_t g} z_{MC} + \frac{M_x(\vec{r}_{MC})}{F_z + Mg},$$

Где је m_t укупна маса система; F_x и F_y су компоненте резултујућих инерцијалних сила (раније датих); $M_x(\vec{r}_{MC})$ и $M_y(\vec{r}_{MC})$ су компоненте резултујућих инерцијалних момената МЦП, а g је гравитациона константа.

У једнослоначкој фази хода (једна нога у контакту са подлогом), ЗМП добијен из једначине (2) се односи на ослоначко стопало и контактну област. Њено постојање у ослоначком полигону (без ивица) спречава ротацију система око ивице стопала. У двоослоначкој фази ситуација је прилично другачија. Ако су обе ноге у контакту са подлогом, једначина (2) дефинише укупну ЗМП локацију. Њен тачан положај ће спречити превртање тела у целини око ивице конвексне контактне области дефинисане положајем ногу. Дакле, изгледа да се једнослоначка и двоослоначка фаза третирају на јединствен начин. Међутим, ово није потпуно тачно. Наиме, у двоослоначкој фази, свака нога се мора појединачно посматрати. Може се десити да једна нога почиње да ротира око своје ивице, док друга одржава свој пуни контакт са подлогом. Такође, може се десити да оба стопала почињу да ротирају. Такве ситуације, иако непожељне,

не значе нужно губитак динамичке равнотеже. Укупна ослоначка површина (дефинисана положајем обе ноге) може да се промени или смањи, али ће и даље постојати, што омогућава одржавање динамичке равнотеже. Из тог разлога, да би се направила разлика између ногу, уводимо додатне, специфичне референтне тачке сваке ноге - центар притиска за обе ноге: CoP_{left} and CoP_{right} . Ако је специфично ЦОП у контактної зони стопала, онда нога не ротира. Ако дође до неке ивице, ротација стопала око посматране ивице отпочиње. Без обзира на ове реконфигурације, укупна референтна тачка, ЗМП, дефинише да ли је систем у динамичкој равнотежи или не. Умногоне овакво тумачење мења интрепретацију динамичког баланса, јер дозвољава могућност ротације ногу док је систем као целина и даље динамички уравнотежен.

3.3 Динамички баланс: систематизација и проширење значења

Размотримо прво минималне услове за динамичкоу равнотежу, да би смо потом отворили питање о истинској потреби за динамичком равнотежом. Оваквим приступом детаљније можемо да анализирамо нерегуларне начине кретања у светлу динамичке равнотеже и управљивости спољашњом синергијом.

3.3.1 Минимални услови за постојање динамичког баланса

У статичком случају, за стабилност било ког система неопходно је имати ослонац у три неколинеарне тачке (довољан је један праволинијски сегмент плус једна тачка). Ако је МЦП унутар области утврђене са ове три тачке, тада кажемо да је систем стабилан. Што се тиче динамичког случаја, можемо рећи да је за очување динамичке равнотеже довољно да ЗМП буде унутар ослоначког троугла (ивице су искључене). Овај услов од "најмање три ослоначке тачке" важи како за једноослоначку тако и за двоослоначку фазу.

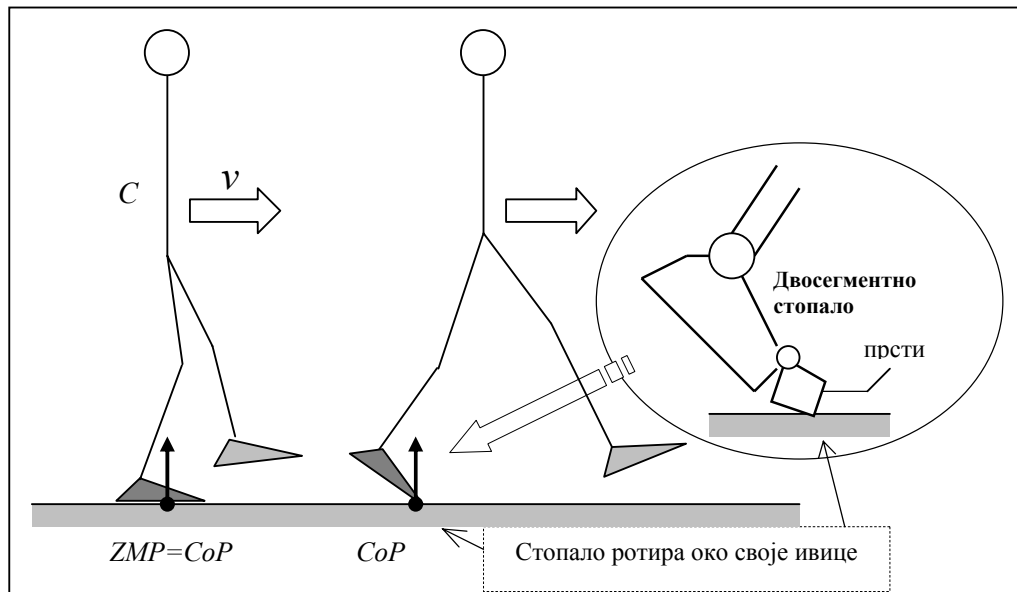
- *Минимални услов за остварење динамичког баланса у двоослоначкој фази.*
Динамичка равнотежа у двоослоначкој фази се може остварити са системом чија једна нога има ослонац у тачки (нпр. штака или штула као замену за једну ногу) а друго стопало поседује две ослоначке тачке (праволинијска сегмента, на пример, чврста шина фиксирана на њон ципле, или ивица њона ципеле). Ово је минимална конфигурација која омогућава остваривање динамичке равнотеже. Са оваквом конфигурацијом могуће је оствари унутрашњу синергију и јединствено реализовати спољашњу синергију. Дакле, могуће је управљати спољашњим координатама и реализовати додељени задатак.
- *Минимални услов за остварење динамичког баланса у једноослоначкој фази.*
У овој фази, једна нога мора да обезбеди ослонац у три неколинеарне тачке. Ми обично говоримо о "пуном контакту" између ноге и подлоге (сматрајући да је у питању контакт површ-површ), мада се може рећи да се такав контакт увек остварује само у три тачке (уколико постоји више ослоних тачака то доводи до такозваног статички недефинисаног проблема).

3.3.2 Могућност неравнотеже током хода

Долазимо до кључног питања у вези хода: *Да ли је неопходно остварити динамичку равнотежу хуманоидног система све време током кретања?* Ово може бити затражено чак и за регуларан ход, а код нерегуларних начина хода ова дилема је још израженија - неправилан ход се налази чешће у стању динамичке неравнотеже. Размотрићемо ово детаљније.

Почињемо са следећим питањем: Да ли је неравнотежа могућа и прихватљива током кретања? Претходно дата дефиниција регуларног хода (поглавље 3.1.1) подразумева динамичку равнотежу све време током хода: или једно или обе ноге имају пун контакт са подлогом, пун контакт од стране целог стопала (једносегментно стопало) или сегментима прстију (двосегментно стопало). Овај

услов омогућава управљивост спољашњом синергијом све време. Међутим, увидом у ход здравих људи можемо приметити да у појединим случајевима на крају једноослоначке фазе, динамичка равнотежа може бити изгубљена, али до пада не долази, јер је особа већ припремљена за такав случај (ситуација је планирана унапред). То значи да на крају једноослоначке фазе, када је нога, која је у фази искорача и то одмах непосредно изнад површине подлоге, може бити дозвољен краткотрајни период дисбаланса, имајући у виду да је пад већ уапред спречен (планирано је ослањање на искораченом стопалу), обезбеђујући на тај начин наставак кретања (Слика 11.).



Слика 11. Губљење динамичке равнотеже. Када се ЗМП приближи предњој ивици, равнотежа је изгубљена и отпочиње ротација око предње ивице (терми ЗМП се ме може више користити него само ЦоП).

Приметна разлика између интуитиване и формалне дефиниције регуларног хода излази из оригиналне намере да се формална дефиниција примени на роботе, како би избегли непотребне проблеме у реализацији вештачког хода.

Стога је сасвим јасно да, према формалној дефиницији, регуларног хода, људски ход се не може у потпуности сматрати регуларним. Можемо очекивати да ће будући роботи бити у стању да реализују и такве врсте хода (укључујући

и ход који има привремену неравнотежу). Да размотримо последице које из тога произилазе. Да би смо одговорили на ово питање, подсећамо да *општи задатак постављен пред хуманоидног робота је да дође из једне тачке у другу и да при том обави некакав задатак, што укључује интеракцију са околином.*

Анализирајмо још једном једноослоначку фазу. Током периода у коме је задовољен услов динамичке равнотеже, човек (или робот) ће бити у могућности да у потпуности контролише спољашње координате и, сходно томе, савршено изврши дати задатак у спољашњем окружењу (“савршено“ значи да постоје сви услови детекције и корекције уочене грешке). Када човек изгуби динамичку равнотежу (у последњем стадијуму једноослоначке фазе) и започне ротација око предње ивице ослоначког стопала, он неће моћи да контролише спољашње координате. Стога, јављају се два проблема: први је могућност да ће систем пасти и други је да систем неће моћи успешно да изврши постављени задатак. Уопштено говорећи, приоритет је да се избегне колапс (пад) система. Међутим, у посматраној ситуацији, целокупно људско кретање је тако планирано да укључи периоде нестабилности. Дакле, наставиће се напори остваривања задате спољашње референце што је прецизније могуће, а одступања, која ће се међутим, појавити и прогресивно расти, неће се узимати у обзир у очекивању да ова одступања неће постати сувише велика у кратком периоду неравнотеже. По остваривању контакта на другој ноzi, двоослоначка фаза поново успоставља динамичку равнотежу а следствено томе и потпуну контролу над спољашњом синергијом. Свако одступање у остваривању задатка ће сада бити могуће исправити.

3.3.3 Делимично динамички уравнотежен нерегуларни ход

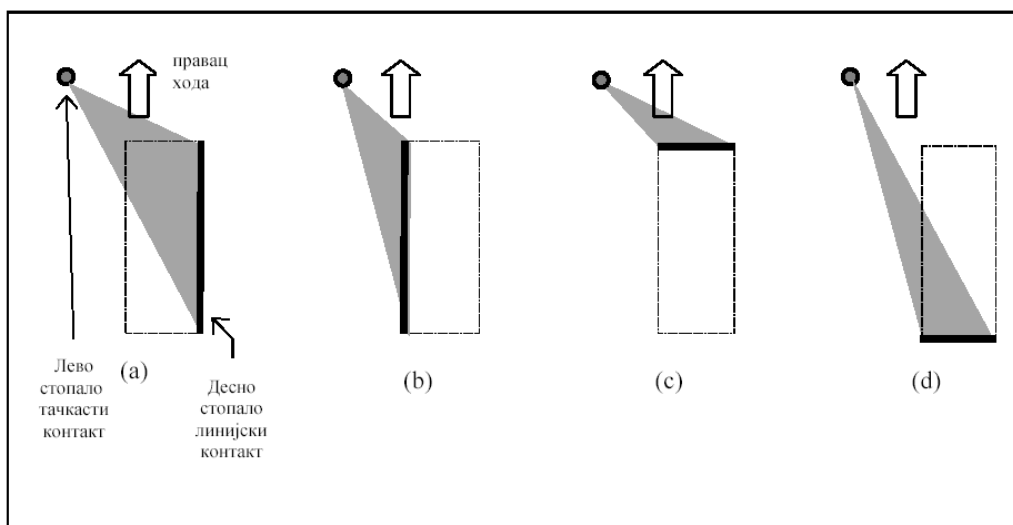
Започнимо разматрање са типом хода који обезбеђује минималне услове за динамичку равнотежу. Касније, размотићемо и остале врсте нерегуларног хода. Као што је већ речено, основни предуслов за остваривање динамичке равнотеже јесте постојање ослоначке области. Њен облик зависи од врсте и

дистрибуције контаката са подлогом. Нормално, претпоставља се да нога има стопало и да је контакт нога-подлога некаква површ. Међутим, ако се нога искриви, контакт деградира у дуж, а ако се ходач подржава штакама или он хода на штули, контакт је тачка. У овом одељку ћемо размотрити ход који укључује различите контакте са подлогом и услове њихове динамичке равнотеже.

3.3.3.1 Ход код кога је ослонац тачка и линија (ход минималног захтева)

Посматрајмо двоножни ходајући систем чија једна од ногу (на пример лева) остварује контакт са подлогом у једној тачки (или једноставно *тачкасти контакт*), док друга нога (десна) остварује *линијски контакт*, као што је приказано на Слици 12. Напоменимо да је тачкасти контакт заиста могућ. Ово може бити особа са повређеном ногом која користи штаку уместо ноге, и сада штака остварује контакт са подлогом уместо повређене ноге. Ова вештачка нога, штака, остварује тачкасти контакт са подлогом. Линијски контакт са подлогом је такође могућ. Претпоставимо да особа осећа бол на средини стопала и услед чега, не може да се ослони на подлогу целом површином стопала. У могућности је да користи само бочну ивицу стопала, тако остварујући линијски контакт са подлогом. Дакле, замишљени ходач има повређене обе ноге и остварује тачкасти и линијски контакт са подлогом. Наравно могуће су различите комбинације, као што је приказано на Слици 12.

Размотримо прво једноослоначку фазу хода. У разматраном примеру разлика је да ли се ходач ослања на левој нози или на десној нози. Оно што је заједничко за обе ноге је да не постоји контактна површина (површина је дегенерисана до тачке или линије). Дакле, не постоји динамична равнотежа у једноослоначкој фази хода. И у случају тачкастог контакта и у случају линиског контакта у једноослоначкој фази се јавља ротација и ходач непобитно пре или касније пада.



Слика 12. Минимални услови: тачкасти контакт једне ноге и линијски контакт друге ноге. Сива зона представља ослоначку површ у двоослоначкој фази хода.

У двоослоначкој фази хода, тачка и линија, уколико нису коленарне, креирају ослоначки троугао (види Слика 12.), чиме се може остварити динамичка равнотежа система. У циљу остваривања динамичке равнотеже је неопходно да се задржи ЗМП у области ослоначког троугла.

Са аспекта извршавања спољашњег задатка, могуће је закључити да присуство неоснажених степена слободe у једноослоначкој фази хода (ротација око тачке контакта или линије контакта) спречава ефикасну контролу спољашњих координата и тако генерише два проблема, потенцијални колапс и немогућност да се оствари задатак. У општој ситуацији, немогуће је решити оба проблема и потребно је решавати један по један проблем, са тим да је превенција од пада вишег приоритета. Међутим, у овом примеру, губитак равнотеже у једноослоначкој фази је планиран и очекиван и, сходно томе, референтно кретање у спољашњим координатама је дефинисано тако да ово узима у обзир. Дакле, током стања неравнотеже кретања, ходач ће настојати да прати задату спољашњу референцу без обзира на могућност пада. Недостатак могућности управљањем ће довести до одступања. Међутим ходач зна да ће двоослоначка фаза доћи пре него што консеквенце имбаланса оду сувише далеко и доведу до

пада. У двоослоначкој фази, ходач поново успоставља динамичку равнотежу и контролу над спољашњом синергијом, и користи ову могућност да исправи одступање реализовано у односу на планирану спољашњу синергију.

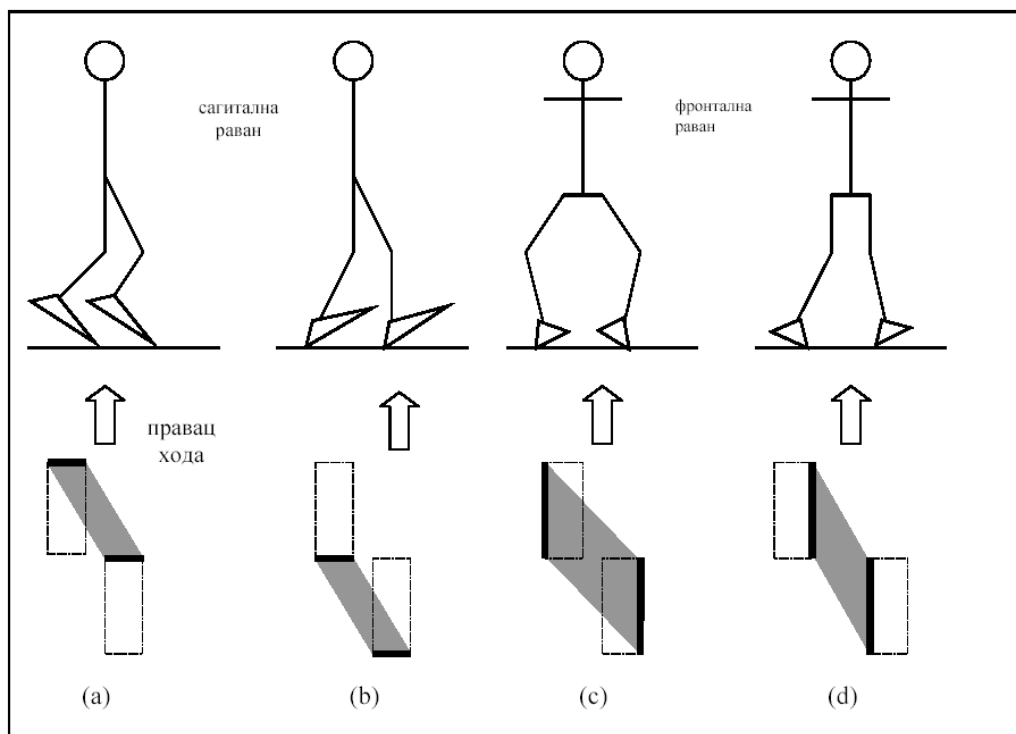
Треба напоменути постоји знатна разлика између леве и десне једноослоначке фазе, у погледу контроле реализације екстерне синергије. Код леве једноослоначке фазе, тачкасти контакт уводи још три неоснажена степена слободе. Овим се увећава скуп унутрашњих координата за ове три ротације $q_{augm} = (q, \theta, \phi, \psi)$, где θ, ϕ, ψ означавају углове нагиба координатног система $x_F O_F z_F$, фиксирани за ослоначку ногу, у односу на координатни систем који је фиксисан за подлогу спољашњег окружења $x_{GR} O_{GR} z_{GR}$ (Слика 8.). Као последица ових ротација, све спољашње координате постају једнако неконтролабилне. У случају десне ноге, њен линијски контакт уводи један неоснажен степен слободе, угао ротације Φ , што увећава скуп унутрашњих координата $q_{augm} = (q, \phi)$. Линијски контакт фаворизује неке екстерне координате насупротив другим. Оне координате које су оријентисане у правцу линије ће бити контролабилније од осталих јер су мање под утицајем неоснаженог степена ротације. Ово би се могло бити анализирано помоћу проширеног Јакобијана, који даје везу спољашњих координата у односу на проширени скуп унутрашњих координата.

3.3.3.2 *Ход по ивицама*

Ход у коме свака нога остварује линијски контакт са подлогом је такође изводљив. Уопштено говорећи, ове линије могу имати произвољне правце осим да буду колинеарне. Међутим, у пракси, овакав начин хода ће имати следеће примере: ход на прстима, ход на петама, ход на спољним (бочним) ивицама, и ход по унутрашњим ивицама (Слика 13.).

Размотримо поново једноослоначку фазу хода. У случајевима приказаним на Слици 13., не постоји разлика да ли се ходач ослања на леву или десну ногу. Не постоји контактна површина јер је контакт дегенерисао у линију. Стога, нема ни динамичке равнотеже у једноослоначкој фази хода. Контактна линија омогућава да стопало ротира око ове линије, што значи да ходач може пасти.

У двоослоначкој фази хода, ове две линије, ако нису колинеарне, остварују ослоначки полигон (Слика 13.), што омогућава остваривање динамичког баланса система. Оно што је неопходно је да се задржи ЗМП унутар ове ослоначке области.



Слика 13. Нерегуларни ход са "линијским стопалима": (а) ход на прстима, (б) ход на петама, (ц) ход на спољним бочним ивицама и (д) ходати по унутрашњим бочним ивицама. Сиве зоне указују на ослоначки полигон у двоослоначкој фази.

Са становишта захтева извршење задатка, присуство неоснаженог степена слободе у једноослоначкој фази хода онемогућава ефикасну контролу спољашњих координата, а самим тим, ходач може пасти ли ће извршење задатака бити угрожено. Међутим, пошто је динамичка неравнотежа очекивана

и планирана, сходно томе, спољашње референтно понашање је дефинисано на прави начин, те ће ходач настојати да прати спољашњу референцу без обзира на опасност од пада. Хуманоидни систем зна да ће у двоослоначкој фази поново успостави равнотежу и повратити контролу над спољашњим координатама, што ће кориговати одступања генерисана у фази неравнотеже.

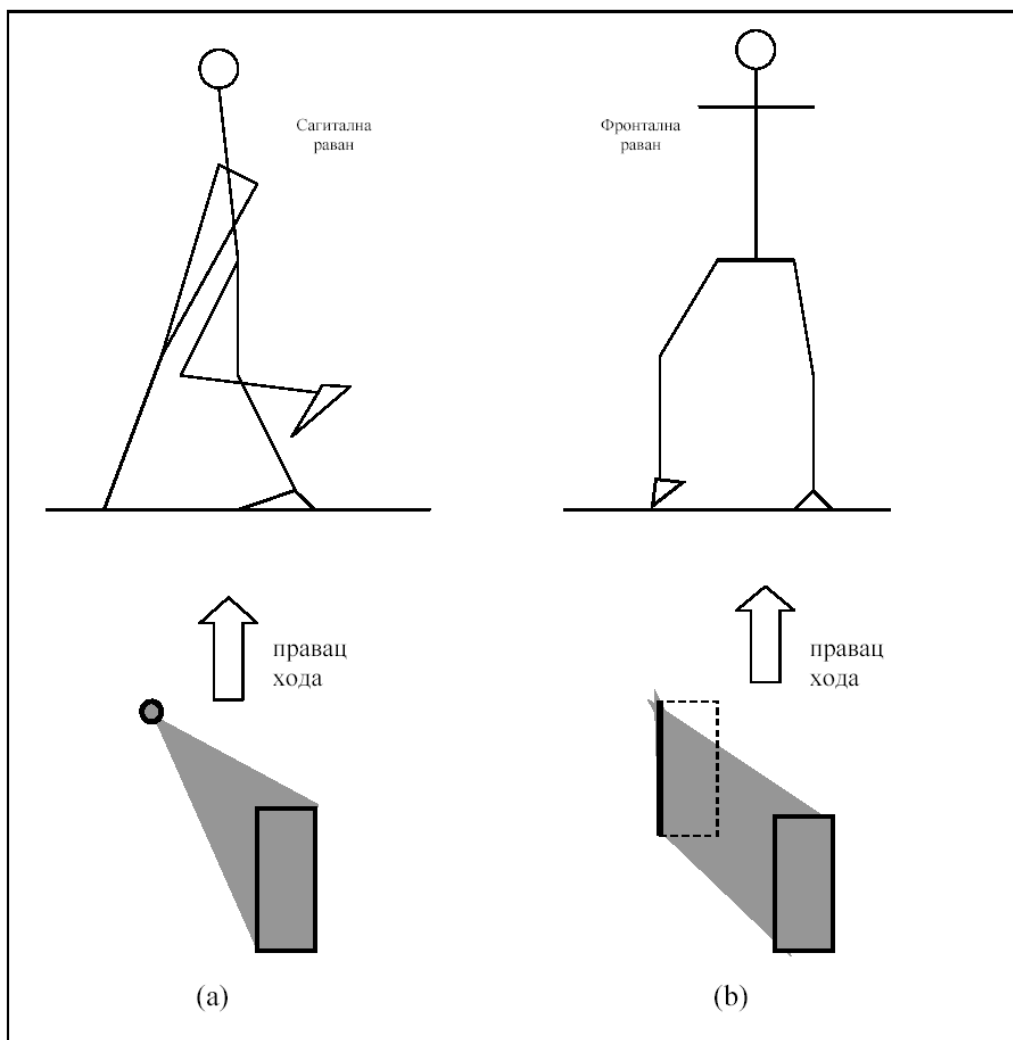
Такође и овде треба имати на уму да спољне координате нису једнако подложне неконтролабилности у једноослоначкој фази. Већ је поменуто да ће спољашње координате оријентисане у правцу ослоначке линије бити контролабилније.

3.3.3.3 Други типови нерегуларног хода

Други типови нерегуларног хода су такође могући, неки примери нерегуларног хода дати су на Слици 14. Теоретска разматрања могу бити дата на исти начин као што је то учињено и за претходна два примера.

Слика 14., показује два различита локомоциона система у двоослоначкој фази. У оба случаја десно стопало система је у контакту са подлогом својом целом површином. На Слици (14а), уместо на левој ноzi, ходач се придржава штаком. На Слици (14б) ослонац је на левој ивици стопала.

Двоослоначка фаза је динамички уравнотежена у оба примера, као што је показано у сивој зони на Слици 14. Када ходач подигне леву ногу (праву ногу (б) или штаку (а)) – регуларна једноослоначка фаза - и даље ће постојати целокупни контакт стопала са подлогом и тако ће динамичка равнотежа ће бити очувана. Међутим, када се двоослоначка фаза завршава подижући десну ногу - лева једноослоначка фаза - систем остаје са тачкастим контактом на штаци (случај (а)) или на линијском контакту на ивици стопала (случај б)). То значи губитак динамичке равнотеже. Дакле, проблем контроле спољашњих покрета и опасност од пада се јављају само у једноослоначкој фази када је контакт тачка или линија.



Слика 14. Два примера нерегуларног хода. (а) десно стопало има пун контакт, а лева нога је замењен са штаком која остврује тачкасти контакт. (б) Десно стопало је у пуном контакту а лево сточало остварује линијски контакт.

3.3.4 Динамички баланс нерегуларног хода

На основу свега наведеног долазимо до закључка да ход може бити нерегуларан и неуравнотежен у неким тренутцима, али још увек остварив и одржив. У горе наведеним примерима, постојала је нестабилност у једнослоначкој фази док је у двоослоначкој фази систем остао динамички уравнотежен. Јасно је да је једнослоначка фаза критичнија фаза и сада ћемо се фокусирати на њу. Неравнотежа доводи до две претње:

- Ходач ће пасти (ротацијом око линије или тачке ослонца) ако не предузме посебне мере да се спречи колапс, што значи да је избегавање колапса највишег приоритета у односу на све остале захтеве.

- Извршење задатка ће бити угрожено јер се губи контрола над спољашњим координатама.

Као што је већ објашњено, чињеница је да је неравнотежа у току хода привремено стање - она траје све док траје једноослоначка фаза. Питање које се природно намеће јесте колико озбиљно треба узети ову неравнотежу. Одговор зависи од тога колики је утицај спољашњих поремећаја.

У случају поремећаја малог интензитета, ослањамо се на чињеницу да је неравнотежа очекивана и планирана, и на тај начин, референтно кретање је планирано тако да узме у обзир потенцијалну неравнотежу. Ходач очекује да ће током једноослоначке фазе наступити пад, али неће узети маха пре него што двоослоначка фаза поново успостави динамичку равнотежу. То значи да он не мора много да брине о паду, већ може да се усредсреди на извршење задатка, односно праћење спољашње референце. Због неравнотеже, одступања од референтне спољашње синергији ће се појавити, али ова одступања неће бити превелика. Уравнотежена двоослоначка фаза нуди могућност корекције одступања.

Ако наступи велики поремећај, било би погубно занемарити опасност од пада - без предузимања посебних радњи ходач се може срушити пре планиране двоослоначке фазе. У таквој ситуацији, први приоритет постаје избегавање колапса. Тада је потребно активирати посебне поступке који могу обухватити искорак у страну, затим неке превентивне акције које укључују покрете руку, итд. У сваком случају, потребно је у потпуности одустати од извршења спољашњег задатка, или, барем, дати му нижи приоритет.

3.4 Потпуно неуравнотежен ход

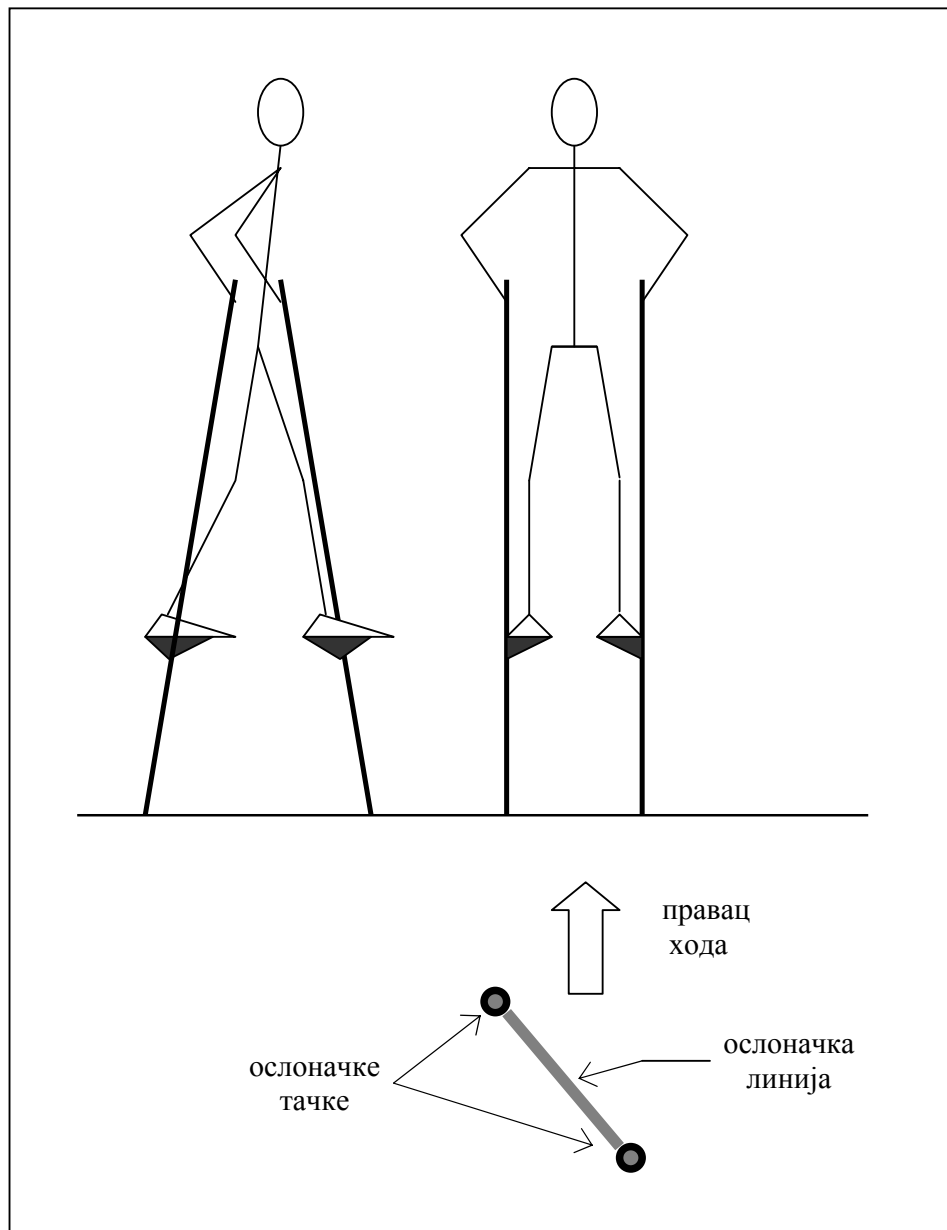
3.4.1 *Ход на штулама*

Замислимо ходање у којој свака нога остварује тачкасти контакт са подлогом. У овом случају не постоји ослоначка површина и оваква ситуација не подудара се са претходним закључком о минималним-условима хода који подразумева најмање три ослоначке тачке (или тачка плус линија). Сада, у једноослоначкој фази, постоји један тачкасти контакт а у двоослоначкој фази постоје два тачкаста контакта, односно ослоначка линија (Слика 15.). Морамо се запитати да ли ход са две контактне тачке представља чисто академско питање или постоји реална могућност њене реализације. Као што знамо овакав ход је могућ – он може бити одржив и поновљив. Пример је циркуски акробата приказан на Слици 15., који хода на штулама. Оно што разликује овај пример од раније анализираних случајева је чињеница да је овај систем динамички неуравнотежен и у једноослоначкој и у двоослоначкој фази хода.

У једноослоначкој фази ће се појавити горе наведени проблем претње пада и немогућност да се успешно изврши спољашњи задатак. Оно што је карактеристично за овај ход је да планирана двоослоначка фаза не може да поново успостави динамичку равнотежу – ходач ће једноставно пребацивати из стања ослонац-тачка у ослонац-линија, оба неуравнотежена стања. Дакле, пад који се јави у једноослоначкој фази (ротација око тачке ослонца) не може се у потпуности зауставити преласком на двоослоначку фазу. Шта ће се постићи овом променом фаза јесте трансформација ротација око тачке у ротацију око линије.

Између ова два стања, доћи ће до импакта који тренутно мења стање система. Дакле, у обе ослоначке фазе ходач неумитно пада, али импакт суштински мења стање и може спречити колапс система. Јасно је да одсуство динамички уравнотеженог периода елиминише могућност да се битно исправе последице неравнотеже. Још једном подвучимо да ће приоритет бити дат избегавању

колапса и зато ће се увек предузимати посебне акције - кораци ће бити адаптирани у циљу овог захтева без обзира на планирано референтно кретање. У случају таквог кретања сва пажња је усмерена на спречавање пада и одржавање усправног положаја система, тако да је паралелна реализација додатних задатака (нпр. манипулација) знатно сужена и могу их се остварити само посебно трениране особе.



Слика 15. Ходач штулама. Свака нога прави тачкасти контакт са подлогом. Дакле, постоји контактна тачка у једноослоначкој фази и контактна линија у двоослоначкој фази.

3.4.2 Балетски ход

Обратимо пажњу на балетски ход на прстима (Слика 16). Треба напоменути да контакт у овом случају није тачка, већ бездимензионално мала површина⁵. Ова област не може бити занемарена. Пример хода балерине је већ описан у неким радовима [10, 53-56], али због комплетности ћемо овде поновити неке основне елементе дискусије. Пре свега, треба приметити да овакав ход могу реализовати само посебно трениране особе, и то само у краћим временским интервалима. Претпоставимо прво да је балерина у пози на Слици 16., и да она стоји у месту. У том случају ЗМП је у делу ослоначке површи и балерина ће остати у том положају док се поза не промени. Под утицајем поремећаја, долази до нагињања и јавња се опасност од пада. Дакле, да би се очувала поза, потребно је предузети компензацни покрет.

Размотримо начин на који балерина бива упозорена на опасност од пада – на основу информације о положају силе реакције подлоге (која настаје померањем ЗМП од свог референтног положаја) или на неки други начин. Пре свега, треба имати у виду да човек поседује велики број сензора и њихове информације веома ефикасно комбинује. Један од ових сензора је вестибулаторни сензор у средњем уху, којим се лако детектује поремећај, посебно у оваквим случајевима. Стога је за претпоставити да основне информације о поремећају долазе од вестибулаторног сензора, јер су прсти, који су у додиру са подлогом (наравно преко посебног улошка у балетским патикама), у том положају изузетно оптерећени, тако да је њихова осетљивост снижена. Поред тога, додирна површина је веома мала и веома велика осетљивост је потребна да би се детектовала промена ЗМП-а.

⁵ У реалној ситуацији, због еластичности подлоге и дела стопала који је у контакту са подлогом, додирна површина никад није у једној тачки или дужи, већ је увек у питању већа или мања површина. Међутим, због мале димензије контактне површи, без губитка општости можемо сматрати у наставку да се контакт остварује у тачки или по линији.



Слика 16. Приказ позе балерине.

Друго питање које треба размотрити је шта балерина може да уради након што је упозорена на могућност пада. У том тренутку она има две могућности. Прва је да промени положај и тиме генерише моменат у односу на ослону тачку који ће поништити тенденцију пада. Пошто је веома тешко прецизно генерисати моменат који ће тачно уравнотежити уочени поремећај, вероватније је да ће поремећај "прећи" на другу страну и да ће, после одређеног времена, бити потребна слична акције да се елиминира новонастали поремећај. Друга могућност за балерину је да не предузима корективна кретања већ да пусти да поремећај полако расте а да се сама у међувремену припреми за наступајући догађај. То значи да припреми другу ногу за контакт са подлогом, оствари двоослоначку фазу, а затим се поново пребацили на једноослоначку фазу, овај пут на другој ноzi. Ова процедура у суштини објашњава како овакви системи реализују ход. Ход отпочиње иницијализацијом пада унапред, затим се кретање наставља заустављањем пада потурањем друге ноге у правом тренутку. Нога, на коју се тело ослања, преузима улогу ослоначке ноге и процес се наставља. Користећи труп, могуће је утицати на брзину пада у једноослоначкој фази и самим тим на брзину хода. Одговарајућим покретима трупа се такође може одржавати усправна поза, односно балансирање у месту на једној или на обе ноге.

3.5 Трчање и скакање

Трчање се разликује значајно од ходања, као што је раније дефинисано (одељак 3.1.2). Трчање представља смењивање две фазе – једнослоначка фаза, када је систем једном ногом је у контакту са подлогом и фаза лета (или безослоначка фаза), када нема контакт. Односно, у односу на ход, двоослоначка фаза је у трчању замењена фазом лета. Дакле, постоји период када, услед недостатка било каквог контакта, онемогућава чак и идеју о динамичкој равнотежи применљивом. У овој фази лета, не постоји никаква контрола над спољашњим координатама.

Слично ходу, трчање може бити регуларно и нерегуларно.

- *Регуларно трчање* подразумева да динамичка равнотежа постоји у једнослоначкој фази, односно ослоначко стопало чини пун контакт са подлогом (или цело стопало или њен сегмент прстију). То важи и за леву и десну једнослоначку фазу. Динамичка равнотежа нуди могућност контроле спољне синергије и на тај начин извршавање датог спољашњег задатка. Ова, динамички уравнотежена, фаза је важна, јер омогућава да се исправе све девијације нагомилане током неуравнотежене фазе лета.

- Код *нерегуларног трчања*, ослоначко стопало ће остваривати линијски или тачкасти контакт са подлогом. Ово се односи како на једно тако и на оба стопала. У том случају, неће бити динамичне равнотеже у једном или оба стопала током једнослоначке фазе. Неизбалансирана једнослоначка фаза не пружа могућност корекције девијација које настају током фазе лета. Треба обаратити пажњу на досадашње реализације једноножних и двоножних скакутајућих механизма [56, 57], који, иако неизбалансирани, могу успешно ходати, па чак и акробатски скакутати. Ови примери, наравно, потврђују претходне закључаке у вези хода, наводећи да динамичка равнотежа није неопходна за реализацију хода, али у том случају ход захтева "пуну концентрацију" од стране управљачког модула локомоционог система,

практично и не дозвољавајући реализацију неких других (нпр. манипулационих) задатака.

3.6 Зашто нам је неопходан динамички баланс током хода?

Из свега досад наведеног произилази једно опште питање: Зашто вештачки ограничавати робота да хода увек једном ногом постављеном равно у односу на подлогу када то једноставно није увек потребно? Ако поставимо роботске сензоре тако да можемо мерити орјентацију стопала у спољашњим координатама (лаб-фрејм орјентацију) или (позицију трупа), онда није неопходно увек остваривати ход стопала у равни са подлогом да би остварили једнозначну везу интерних и екстерних степени слободе. То је зато што ништа не ограничава робота да мора увек да хода тако да стопала буду у равни са подлогом. Као што смо видели, разнолики начини хода могу бити синтетизовани укључујући и ход на прстима. У оваквим случајевима неће постојати повратна информација по ЗМП-у, те у случају поремећаја на кретање система утицаће и оснажени и неоснажени степени слободе.

Такође је значајно и следеће питање: Да ли су нам појмови динамичког баланса и ЗМП-а уопште потребни?

Од самих почетака, двоножна локомоција је имала људски ход као свој идеалан референтан модел. За регуларни ход је узиман људски ход оствариван у свакодневним активностима. Једна од основних карактеристика овог типа хода је релативно једноставан прелазак из једног режима хода у други, на пример убрзавање, успоравање, заокрет, прелазак из хода по равном терену на ход уз и низ степенице и обрнуто, заузимање различитих поза током хода или током мировања ради обављања различитих манипулационих задатака, и слично. Пошто се човек креће углавном у неструктурираном окружењу, потреба за оваквим наглим промена је евидентна. Баш због таквих карактеристика, људски ход је био од највећег интереса за проучавање. Очигледно је да такво

кретање захтева постојање стопала, шта више, пожељно је да су вишесегментна, да би се остварио ход приближнији људском, тј., антропоморфан, узимајући у обзир могућност промене правца кретања у ходу и могућност одржавања позе (што механизми без стопала могу тешко да остваре). Пошто је кретање савремених робота је још увек далеко од тога да буде налик људском, још увек постоји интересовање за његово даље истраживање, проучавања и унапређење [58-66].

Анализа посебних типова хода (нерегуларни ход) је свакако занимљива и оправдана са научне тачке гледишта, али такав ход не умањује потребу за анализом типова хода који се највише практикују и за које постоји највише потребе.

Двоножни роботи будућности ће морати да се крећу у слабо структурираним или неструктурираним окружењима. Стога, они неће бити у стању у целини да реализују планирану путању и начин хода ће често морати да прилагођавају новонасталим ситуацијама. Стога, током хода у неструктурираним окружењу постоји стална потреба за јединственим односом и очувањем везе између спољашње и унутрашње синергије, како у условима дејства поремећаја, тако и у случају потребе за изненадном модификацијом хода. Овај захтев је од кључног значаја током хода, имајући у виду стално присуство поремећаја (углавном ниског интензитета), чији утицај не сме угрозити одрживи ход робота. С друге стране, сам робот, по својој сопственој одлуци, мора да буде способан да активно интерагује са околином (нпр. да избегне препреке, промени параметаре хода, итд, како би успешно ходао по терену непознатог профила, да ухвати и подигне предмет током хода или да се заустави да би га подигао, итд.), а у свим овим случајевима покрет се реализује акцијом роботских зглобова, док се исправност ових покрета верификује постигнутим резултатима у односу на окружење. Кључни елемент успеха је постојање јединственог односа између унутрашњих и спољашњих координата. Овај однос, који називамо динамичком равнотежом (динамичким балансом), не треба само бити једнозначно остварен, већ такође он мора и да се одржава.

Савршена реализација унутрашње синергије не вреди ништа ако се промена спољашње синергије остварује на неконтролисан начин. Другим речима, нећемо успешно наставити ход ако отпочињемо пад ротацијом око ивице стопала упркос савршеној реализацији трајекторија у свим зглобовима система.

То јасније даје следећи цитат: "Ако поставимо роботске сензоре тако да можемо мерити оријентацију стопала у спољашњим координатама (лаб-фрејм оријентацију) или (позицију трупа), онда није неопходно увек остваривати ход стопала у равни са подлогом да би остварили једнозначју везу интерних и екстерних степени слободе."⁶ Наиме, циљ није само "да се постигне мапирање између интерних и екстерних степени слободе", већ је циљ да успешно реализује планирани задатак. Ово се може постићи само сталним очувањем унапред предефинисаног односа између простора стања унутрашњих и спољашњих координата како би планирани задатак могао бити и реализован. "Мапирање између интерних и екстерних степене слободе" у случају када равански контакт ноге и подлоге није обезбеђен, те систем ротира око ивице стопала и пада, може бити важан само у опасним ситуацијама, односно превенцији од пада и спречавању оштећења робота. Улога ЗМП је суштинска да се избегне пад, односно да се спречи губитак површинског контакта стопала са подлогом.

ЗМП је индикатор динамичке равнотеже. Као што је већ наведено у неколико наврата [10, 53-57], ЗМП не постоји ако динамичка равнотежа није очувана, односно ако не постоји пун контакт најмање једног дела стопала са подлогом. Ако тачка у којој делује сила реакције подлоге (у овом случају ова тачка је ЗМП) је у делу ослоначког полигона, систем је динамички уравнотежен, односно не постоји непосредна опасност од пада. Ако се ЗМП из неког разлога пробилижи ивици ослоначке површи (ову врсту поремећаја, када ЗМП одступа од жељене позиције у оквиру ослоначке површи, али није достигао њену ивицу, те динамичка равнотежа није директно угрожена, називамо малим

⁶ Овде се имплицира да није потребна информација о положају ЗМП-а.

поремећајима) представља аларм да је пад могућ и да треба предузети корективне акције како би се успешно наставио ход. Велики поремећаји (поремећаји чије акције директно угрожавају динамичку равнотежу) нису само последица интензитета спољашњих утицаја. Они такође могу настати и акумулацијом малих поремећаја, уколико они нису правилно компензоване, а само приближавање ЗМП ивици стопала "најављује" да мали поремећаји могу нарасти до великих и да се нешто мора урадити да би се то спречило. Указујемо поново на чињеницу да је ЗМП индикатор динамичке равнотеже и да је примарна улога ЗМП-а у детектовању и компензацији малих поремећаја.

Треба такође истаћи да је ЗМП индикатор динамичке равнотеже само посматраном тренутку, и његов тренутни положај, не гарантује да ће у наредном тренутку, због поремећаја или неодговарајућих предузетих акција, систем бити у динамичкој равнотежи или ће пасти. У циљу одржавања динамичке равнотеже је неопходно стално водити рачуна о позицији ЗМП-а.

Даље, треба напоменути да се ЗМП у реалним условима може врло лако измерити у ходу, уз помоћ сензора сила уграђених на стопалу. Дакле, није неопходно, како се понегде наводи, да се реализује мерење позиције, брзина и убрзања свих зглобова током хода и онда, одговарајућим поступком, израчунати све силе које делују на систем, те на основу тих информација, одредити позицију ЗМП-а.

Аргумент да "стопало није неопходно" значи да, на основу сензорских информација, као и укупне информације стања, робот може да оствари било какву интеракцију стопало-подлога и да и даље буде савршено уравнотежен. Јасно је да ако је позната оријентација трупа у простору и стање унутрашњих координата, могуће је одредити релативни положај стопала и подлоге. Међутим, оно што заправо може бити одређено овом методом је само тренутак када се остварени контакт равни стопала са подлогом изгуби и када отпочиње ротација око предње ивице стопала. Остварујући регуларни контакт стопала са подлогом (барем сегмента прстију) опасност од ротације око предње ивице се

може открити пре него што до ротације заправо дође. У том случају, корективни покрети су једноставнији. Имајући у виду да задатак робота током хода није само да остане у усправном положају, већ и да оствари спољашњу синергију, јасно је колико је важно спречити ефекте великих поремећаја. То је могуће користећи ЗМП позицију као повратну информације за динамички уравнотежен ход.

Дакле, значај ЗМП-а, а самим тим и динамичке равнотеже, у борби пре свега против малих поремећаја и у настојању робота да их стално одржава малим, омогућиће роботу да лако спречи превртање и реализује ход што је могуће ближе жељеном. Наравно, могуће је реализовати ход на прстима, али у случају поремећаја не постоји повратна информација о ЗМП-у, што га чини много компликованијим за управљање.

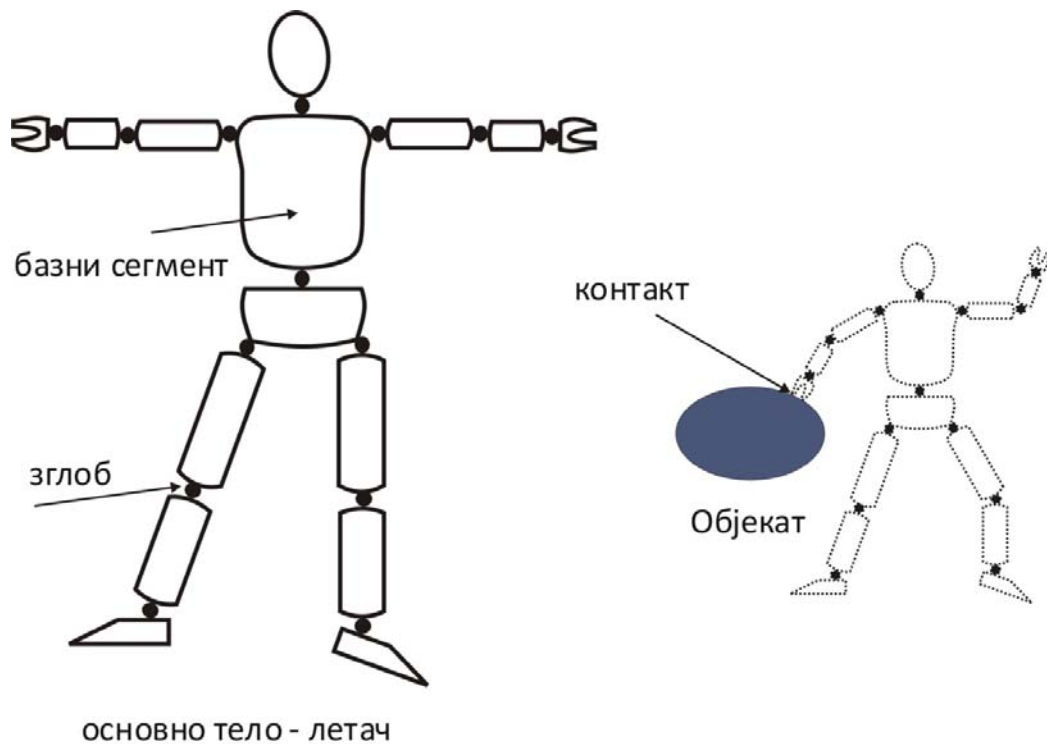
4 Основне поставке општег модела

У бројним досадашњим истраживањима на пољу роботике и биомеханике користе се разни математички модели, по правилу специјализовани и прилагођени одређеној врсти задатка. Другим речима, обично се следи индуктивни принцип према коме се полази од одређене конкретне ситуације која се анализира (нпр. једноослоначка фаза двоножног хода, преношење терета из једне тачке у другу) или одређене врсте задатка (вежбање на гимнастичкој справи), и модел се припрема и прилагођава тој намени. Општи закључци се доносе на основу проучавања појединачних ситуација.

Могуће је следити и обрнут, дедуктивни принцип, тј. поћи од потпуно општег модела применљивог на широк скуп задатака. Такав модел би се потом прилагођавао по потреби, разним конкретним ситуацијама. Детаљан опис предложеног општег модела и његова анализа је дата у [7]. Примене општег модела успешно су представљене у [8, 11]. Овај потпуно општи модел је могуће, додавањем специфичних захтева, применити на разне типове задатака. Централни део модела обезбеђује основну функционалност, потребну да се лако адаптира и примени на неограничан број задатака и појединачних ситуација. У овом тексту ћемо дати само укратко поставку општег модела, неке основне карактеристике модела и главне адаптације за изабрану реализацију скока у даљ из места.

Централни концепт овог генералног приступа био је формирање ”језгра” којим би се моделирао механизам без контакта са околином. Овај концепт је назван условно слободно летећи хуманоидни механизам. На механизам делују само

сопствени погони и гравитација (осим у посебном случају када се жели моделовати бестежинско стање, што је такође могуће). Слободно летећи механизам зваћемо једноставно летачем (енгл. flier). Међутим, у свим ситуацијама (па чак и када је фаза лета укључена) долази до контакта механизма са околним објектима. Може то бити само један контакт (на пример једноослоначка фаза хода), два контакта (на пример двоослоначка фаза хода, вежба на вратилу где је механизам ухваћен за вратило са две руке) или произвољан број контаката (нпр. кошаркаш који стоји обема ногама на подлози и хвата лопту која му је бачена). Сам третман контаката са околином је веома важан, тако да је други кључни концепт општег приступа моделирању хуманоидних механизма, управо објекат у околини са којима се ступа у контакт. О самим контактима биће више речи у даљем излагању.



Слика 17: Слободно летећи механизам – летач

4.1 Динамика слободно летећег механизма – летача

Механизам без контакта са околином (летач) је, као што је већ поменуто, једна од централних компоненти општег модела. На Слици 17., шематски је представљен један овакав механизам. Састоји се од сегмената који су крута тела. Ови су сегменти међусобно повезани ротационим зглобовима са једним или више степени слободе (испуњени кругови) и заједно чине механизам. Један од сегмената се проглашава базним сегментом – у овом примеру, то је труп (елипса нацртана дебљом линијом). Од овог сегмента се простиру четири кинематска ланаца – десна и лева рука, десна нога заједно са карлицом, а четврти ланац је лева нога која полази од карлице јер су гранања ланаца дозвољна. Сви су ланци отворени.

Поставља се питање како дефинисати положај и кретање једног оваквог механизма? Базни сегмент може да се налази на произвољном месту у простору и може имати произвољну оријентацију – има шест степени слободе. Дакле, положај базног сегмента, описаћемо помоћу шест независних параметара и то: x , y , и z су координате центра масе базног сегмента израженом у спољашњем непокретном координатном систему, а θ , φ и ψ углови који представљају узастопне ротације које доводе базни сегмент у одговарајући положај (обично углови пропињања, ваљања и скретања). Ових шест параметара можемо поставити у једну вектор-колону $X = [x, y, z, \theta, \varphi, \psi]^T$.

Даље, имамо и одређени број ротационих зглобова између сегмената који чине кинематске ланце. Између свака два сегмента могуће је одређени број ротација. Ако је број ротација (број степени слободе) између два сегмента већи од један, то ћемо моделирати убацивањем одређеног броја фиктивних сегмената (бесконечно малих димензија и нулте масе) између којих се налазе зглобови са само једним степеном слободе. На тај начин, било какав положај механизма можемо задати преко n независних параметара који представљају углове ротације између свака два сегмента (како правих, тако и фиктивних). Ове параметре ћемо такође поставити у вектор колону следећег облика:

$q = [q_1, \dots, q_n]^T$. Укупан број степени слободе система на овај начин постаје $N = 6 + n$ па је најпогодније од свих параметара који дефинишу положај механизма формирати једну вектор-колону која се дефинише као:

$$Q = [X, q]^T = [x, y, z, \theta, \varphi, \psi, q_1, \dots, q_n]^T \quad (3)$$

У сваком зглобу механизма q_j мора деловати погонски момент τ_j који потиче или од мотора или неке друге врсте погонског елемента. У складу с тим, имамо n погонских момената груписаних у вектор-колону $\tau = [\tau_1, \dots, \tau_n]^T$. С друге стране, не постоји никакав погон који одговара степенима слободе који задају положај базног сегмента. Зато ћемо вектор-колону погонских момената дефинисати на следећи начин:

$$T = [0_6, \tau]^T = [0, \dots, 0, \tau_1, \dots, \tau_n]^T \quad (4)$$

где првих шест нула-елемената одговара непостојећим погонима којима би се базни елемент директно поставио у одређени положај. Његов положај и оријентација су последица деловања погонских момената у зглобовима. У складу са дефинисаним векторима, модел слободно летећег механизма можемо написати у следећем облику:

$$H(Q)\ddot{Q} + h(Q, \dot{Q}) = T \quad (5)$$

Матрица H се назива инерцијалном матрицом и има димензије $H(N \times N)$, а вектор-колона h_0 димензија $h(N)$ садржи компоненте које потичу од центрифугалних и кориолисових убрзања и гравитације. Може се указати и потреба за поделом горњег система у следећи облик:

$$\begin{aligned} H_{X,X} \ddot{X} + H_{X,q} \ddot{q} + h_X &= 0 \\ H_{q,X} \ddot{X} + H_{q,q} \ddot{q} + h_q &= \tau \end{aligned} \quad (6)$$

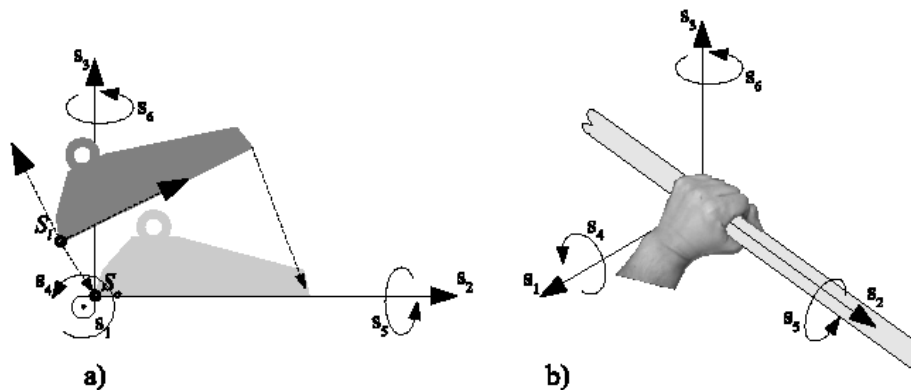
Горњи ред представља систем од шест једначина код којих је са десне стране нула – погонски моменти везани за шест степени слободе базног сегмента не постоје, док доњи представља систем од n једначина на чијој се десној страни налазе погонски моменти присутни у зглобовима механизма. Матрице $H_{x,x}(6 \times 6)$, $H_{x,q}(6 \times n)$, $H_{q,x}(n \times 6)$ и $H_{q,q}(n \times n)$ представљају подматрице матрице X , а $h_x(6)$ и $h_q(n)$ су делови вектор-колоне x .

4.1.1 Кретање механизма и остваривање контаката

Друга веома важна компонента општег модела динамике јесте анализа контаката које механизам остварује са својом околином. Док не постоји ниједан контакт са околином, механизам је слободни летач, али након што је барем један контакт са околином остварен, механизам и објекат са којим је контакт остварен утичу један на другог и надаље се морају анализирати заједно. Контакт може бити унутрашњи када контакт остварују два (или више) сегмента истог летача или спољашњи када летач остварује контакт са другим објектом (подлогом, лоптом, другим летачем итд.). Потребно је сваки контакт погодно описати тако да буде најједноставнији за даљу анализу. Јасно је да не би било погодно пратити контакт два тела у неком спољашњем непокретном координатном систему. Да би смо анализу ефикасније обавили прибегавамо следећем: уочимо по једну тачку на оба тела (једна тачка ће бити на неком сегменту летача) који ће доћи у контакт и то често баш оне тачке које ће се у тренутку контакта поклопити (тачке S_0 и S_1 на Слици 18а.). Даље, за те тачке везујемо по један координатни систем дефинишући на тај начин и просторну оријентацију објеката који учествују у контакту. Координатни систем везан за објекат са којим ће летач остварити контакт зваћемо функционалним или s -координатним системом. У том координатном систему ћемо изразити релативни положај друге тачке (тачке на сегменту летача). За то ће бити потребно шест координата пошто се објекти крећу у простору. Три координате представљаће удаљеност друге тачке дуж три осе s -координатног система од

његовог почетка, а остале три просторну оријентацију другог координатног система (то су увек углови ротација које би довеле два координатна система до поклапања). Будући да су изражене у s координатном систему, зваћемо их функционалним или s -координатама:

$$s = [s_1, \dots, s_6]^T.$$



Слика 18. Примери контаката. а) Спуштање роботског стопала на подлогу – у првој фази 5 ограничених координата, након пуног контакта свих 6 координата је ограничено; б) гимнастичар се држи једном руком за шипку вратила – 5 ограничених координата

Посматрајмо пример на Слици 18а. Приказан је тренутак када роботско стопало дотиче подлогу. Контакт ће прво бити остварен задњим крајем стопала означеним тачком S_1 . Функционални координатни систем је везан за подлогу и почетак му се налази у тачки S_0 . У идеалном случају до контакта ће доћи на тај начин да ће се у једном тренутку поклопити поменуте две тачке, а задња ивица стопала (трећа димензија није приказана на слици) ће бити паралелна подлози. Ово би у се у функционалним координатама могло изразити тако што би пет од шест координата било једнако нули (све три декартове координате тачке S_1 биле би нула и једна оса оба координатна система везаних за тачке контакта би се поклапала). Једина координата различита од нуле била би она која описује нагнутост стопала у равни цртежа – координата s_4 . Даље, следи спуштање стопала целом доњом површином на тло. Током тога, мењала би се само координата s_4 , док би остале биле фиксиране на вредност нула.

Из датог примера се јасно види шта се дешава приликом остваривања контакта са околином: неке функционалне координате бивају фиксирани јер се два тела (а тиме и координатни системи везани за контактне тачке) крећу заједно дуж оса којима одговарају фиксирани координате. Неке друге пак остају слободне и даље се мењају. Стога ћемо функционалне координате поделити на два скупа – *ограничене координате* које након остваривања контакта остају фиксирани и *слободне координате* које се и након оствареног контакта даље слободно мењају. У складу са тим вектор функционалних координата s поделићемо на два подвектора тако да важи:

$$[s^c, s^f]^T = s \text{ или } [s^c, s^f]^T = K s \quad (7)$$

где је K матрица димензија $b \times b$ којом ћемо пресложити редослед елемената вектора s у захтевани редослед. Подвектор s^c садржеће m ограничених, а подвектор s^f $b - m$ слободних функционалних координата.

Не треба заборавити да описано остваривање контакта представља идеалан случај. У стварности због грешака у навођењу неће све ограничене координате истовремено достићи нулте вредности, него најчешће једна по једна. Истовремено подвектор s_c ће се проширивати за по један члан, док ће s_f имати по један члан мање, све док се контакт у потпуности не оствари. Такође, ако је контакт унутрашњи, тј. у контакт долазе два различита сегмента истог летача, онда функционални координатни систем везујемо за један сегмент (као што бисмо га у претходном примеру везали за спољашњи објекат), а даља анализа остаје неизмењена.

Вратимо се примеру на Слици 18а. Настави ли стопало да ротира око осе која је нормална на раван цртежа све док координата s_4 не постане једнака нули, оствариће се пуни контакт стопала са подлогом. Ту ће ситуацију математички описивати чињеница да је свих шест функционалних координата постало једнако нули и да све припадају подвектору s_c , а подвектор s_f не садржи више

ниједну координату. Које ће функционалне координате бити ограничене, а које слободне, зависи од природе контакта. Да бисмо то појаснили, размотрићемо још један пример, приказан је на Слици 18б., где је приказана ситуација када се гимнастичар једном руком држи за шипку вратила. У овој ситуацији s -координатни систем је постављен у тачку на самој шипки, а једна оса система је усмерена дуж шипке. Све су функционалне координате ограничене, осим s_5 која представља ротацију око осе постављене дуж шипке.

Уобичајено је да се положај неког сегмента изрази помоћу три декартове координате неке тачке сегмента у спољашњем непокретном координатном систему и три угла којима се представља произвољна оријентација сегмента у простору. Од тих шест координата можемо формирати вектор-колону: $X_1 = [x_1, y_1, z_1, \theta_1, \phi_1, \psi_1]^T$. Јасно је да постоји веза између дефинисаних координата X_1 и вектор-колоне која дефинише положај механизма Q и може се изразити на следећи начин:

$$X_1 = X_1(Q) \quad (8)$$

$$\dot{X}_1 = J_1(Q)\dot{Q} \quad (9)$$

$$X_1 = J_1(Q)\ddot{Q} + A_1(Q, \dot{Q}) \quad (10)$$

где су $J_1 = \frac{\partial X_1}{\partial Q}$ Јакобијева матрица (Јакобијан) димензија $6 \times N$, а $A_1 = \frac{\partial^2 X_1}{\partial Q^2} \dot{Q}^2$

придružена вектор-колона са 6 елемената.

На исти начин, могли бисмо да анализирамо и објекат са којим ће бити остварен контакт. Аналогно сегменту механизма, положај објекта као и оријентацију објекта у простору, описаћемо помоћу шест координата. Те координате формираће вектор-колону: $X_b = [x_b, y_b, z_b, \theta_b, \phi_b, \psi_b]^T$. Објекат са

којим се остварује контакт сматра се једноставнијом структуром од летача, па су вектор-колоне X_b и одговарајући изводи \dot{X}_b и \ddot{X}_b у потпуности довољни за описивање његовог стања и релације (8), (9) и (10) нису више потребне. У случају пак, да се остварује контакт са другим летачем тј. једним његовим сегментом, на такво X_b ће се односити све речено о X_1 . На основу X_1 и X_b можемо положај сегмента летача у односу на објекат изразити у s -координатама:

$$s = s(X_1, X_b) \quad (11)$$

Такође њихове изводе изражавамо у следећем облику:

$$\dot{s} = J_{s1}\dot{X}_1 + J_{sb}\dot{X}_b \quad (12)$$

$$\ddot{s} = J_{s1}\ddot{X}_1 + J_{sb}\ddot{X}_b + A_s \quad (13)$$

где су $J_{s1} = \frac{\partial s}{\partial X_1} J$ и $J_{sb} = \frac{\partial s}{\partial X_b}$, Јакобијеве матрице димензија 6×6 , а

$A_s = \frac{\partial^2 s}{\partial X_1^2} \dot{X}_1^2 + \frac{\partial^2 s}{\partial X_b^2} \dot{X}_b^2$ придружена вектор колоне са шест елемената. У систем

једначина (13) можемо увести поделу s -координата представљену са (7).

Систем тада постаје:

$$\ddot{s}^c = J_{s1}^c \ddot{X}_1 + J_{sb}^c \ddot{X}_b + A_s^c \quad (14)$$

$$\ddot{s}^f = J_{s1}^f \ddot{X}_1 + J_{sb}^f \ddot{X}_b + A_s^f \quad (15)$$

У једначинама (14) и (15) можемо уврстити једначину (10) и тада добијамо:

$$\ddot{s}^c = J_{s1}^c J_1 \ddot{Q} + J_{s1}^c A_1 + J_{sb}^c \ddot{X}_b + A_s^c \quad (16)$$

$$\ddot{s}^c = J_{s1}^c J_1 \ddot{Q} + J_{s1}^c A_1 + J_{sb}^c \ddot{X}_b + A_s^c \quad (17)$$

Прегруписавањем елемената можемо систем написати у нешто једноставнијем облику:

$$\ddot{s}^c = J_{s,TOT}^c(Q,t) \ddot{Q} + J_{sb}^c \ddot{X}_b + A_{s,TOT B}^c(Q, \dot{Q}, t) \quad (18)$$

$$\ddot{s}^f = J_{s,TOT}^f(Q,t) \ddot{Q} + J_{sb}^f \ddot{X}_b + A_{s,TOT B}^f(Q, \dot{Q}, t) \quad (19)$$

где су $J_{s,TOT}^c = J_{s1}^c J_1$, $A_{s,TOT B}^c = J_{s1}^c A_1 + A_s^c$, $J_{s,TOT}^f = J_{s1}^f J_1$, $A_{s,TOT B}^f = J_{s1}^f A_1 + A_s^f$. У једначинама (18) и (19) учествује \ddot{X}_b што овај систем чини погодним за анализу ситуација када летач може да утиче на кретање објекта са којим долази у контакт.

Корисно је размотрити и ситуације када је кретање објекта задато и летач га не може променити, па је могуће и једноставније записивање:

$$\ddot{s}^c = J_{s,TOT}^c(Q,t) \ddot{Q} + A_{s,TOT}^c(Q, \dot{Q}, t) \quad (20)$$

$$\ddot{s}^f = J_{s,TOT}^f(Q,t) \ddot{Q} + A_{s,TOT}^f(Q, \dot{Q}, t) \quad (21)$$

Матрице $J_{s,TOT}^c$ и $J_{s,TOT}^f$ су исте као и у претходном случају, док су матрице $A_{s,TOT}^c$ и $A_{s,TOT}^f$ нешто измењене и сада су респективно дате са: $A_{s,TOT}^c = J_{s1}^c A_1 + J_{sb}^c \ddot{X}_b + A_s^c$, $A_{s,TOT}^f = J_{s1}^f A_1 + J_{sb}^f \ddot{X}_b + A_s^f$.

Већ смо споменули да контакт може бити спољашњи или унутрашњи. У даљем тексту ћемо се сконцентрисати само на спољашње контакте јер смо рекли да

унутрашње можемо свести на спољашње. Подела контаката са спољашњим објектом, на основу неколико критеријума могла би се дати на следећи начин:

- према динамици спољашњег објекта:
 - на кретање објекта летач **не може** да утиче.
 - на кретање објекта летач **може** да утиче.

- према постојању деформација на месту контакта:
 - нееластични (крути) контакт.
 - еластични контакт.

- према трајању контакта:
 - трајни контакт.
 - тренутни контакт.

Прва подела подразумева, да је летач у стању да у контакту са спољашњим објектом утиче на његово кретање. Пример је голман који може да привуче лопту коју је ухватио. Ако је спољашњи објекат неупоредиво веће масе од летача или је покретан довољно снажним актуаторима, летач никако неће моћи да промени кретање објекта и кретање тог објекта $X_b(t)$ ћемо сматрати у потпуности задатим. Типичан пример је човек који хода на палуби брода. Ако је пак објекат покретан недовољно снажним актуаторима или је слободан, а маса му је реда величине масе летача, након контакта промениће се кретање како летача, тако и објекта. У том случају, потребно је посебно моделовати динамику спољашњег објекта. Типичан пример је човек који се креће у мањем чамцу.

Ако на месту контакта не постоји деформација, онда ће након контакта кретање оба тела бити идентично дуж праваца који се поклапају са координатним осама s - координатног система који је придружен ограниченим s -координатама што се тиче translације (то се такоде односи и на ротације око оса s -координатног система када су у питању ограничени ротациони степени слободе). Управо описана ситуација одговара нееластичном контакту. Ако се кретање два тела у контакту дуж поменутих смерова не поклапа због појаве деформација у зони контакта, реч је о еластичном контакту. Међутим, у редовним ситуацијама је одступање веома мало јер се јављају еластичне силе које се супротстављају деформацији. Тада су у питању еластични контакти.

Након оствареног контакта са објектом, контакт може да се одржи извесно време и да се објекат и летач за то време крећу заједно – такав контакт називамо трајним. Тај контакт ускоро може бити и прекинут, а битно је да постоји јасно уочљив интервал заједничког кретања летача и објекта. Пример овакве врсте кретања је двоножни систем који током хода барем једном ногом у трајном контакту са подлогом, кошаркаш током бацања лопте је у трајном контакту са лоптом. Са друге стране, контакт може бити и изразито кратког трајања када се остварени контакт прекида веома кратко време након успостављања – овакве контакте називамо тренутним односно краткотрајним контактима. Овакве контакте имамо у ситуацијама када се једно тело одбија од другог. Типичан пример је одбојкаш који удара лопту руком или тенисер који удара лопту рекетом.

4.1.2 Остваривање трајног, крутог контакта са објектом

У овом одељку ћемо детаљније анализирати остваривање контакта између тела (летача и неког објекта) и дати одговарајуће једначине које такву ситуацију описују. Приликом остваривања сваког контакта, можемо уочити три фазе од којих се свака описује различитим скупом једначина. Фазе су редом следеће:

- **приближавање** је интервал када контакт још није остварен али ће ускоро бити. У оквиру ове фазе заправо утврђујемо да ли је до контакта дошло или још није.
- **удар** је тренутак када се контакт остварује. Трајање самог удара је веома кратко и сматра се временским интервалом Δt при чему $\Delta t \rightarrow 0$.
- **кретање у контакту** јесте фаза када се летач и објекат надаље крећу заједно испољавајући међусобно дејство.

4.1.3 Приближавање - прва фаза контакта

Као што је већ раније поменуто, приближавање представља слободно кретање два тела чији се контакт очекује. То значи да је кретање летача (вектор Q) описано моделом датим једначином (5), а кретање објекта (Xb) је или прописано или се добија решавањем одговарајућег модела динамике.

Са становишта математичког моделовања контакта, ова фаза је значајна због тога што треба утврдити да ли је до контакта дошло или још није. Почетак функционалног координатног система постављамо (као што је већ поменуто у одељку 4.1) у тачку на објекту у којој ће се контакт са летачем остварити. Такође ћемо поставити један координатни систем и у тачку на неком сегменту летача која ће ступити у контакт са спољашњим објектом. Функционалне координате (s координате) изражавају управо међусобан положај ова два координатна система. Поменуте координатне системе бирамо тако да функционалне координате (или само неке од њих) буду једнаке нули када до контакта дође (координатни системи ће се тада поклопити).

Дакле, очигледно је да у овој фази треба да обратимо пажњу на следеће елементе: кретање летача добијамо из одговарајућег модела слободног кретања

и пратимо промену s -координата које се рачунају на основу Q и X_b помоћу одговарајућих трансформација (8) и (11). Фаза приближавања се завршава оног тренутка када сви елементи скупа ограничених s -координата постану једнаки нули (координатни системи у контактним тачкама су доведени у поклапање). Тог тренутка наступа удар који се мора посебно анализирати.

Посебно морамо обратити пажњу на следећу констатацију. Контакт најчешће настаје као планирани догађај, На пример, рука роботског механизма се наводи да на одређеном месту додирне површину стола. Услед грешака у навођењу и спољашњих поремећаја, први контакт са површином ће да уследи на неком месту блиском планираном, тј. неке од s -координата које при потпуно оствареном контакту припадају ограниченим координатама већ имају вредност нула, а неке друге још не. Међутим, како се навођење наставља, једна по једна s -координата постају једнаке нули (наравно само оне које при пуном контакту припадају ограниченом подскупу). На тај начин сваки контакт можемо представити као серију приближавања и удара при чему сваки пут само једна s -координата постаје једнака нули и прелази из подскупа слободних у подскуп ограничених координата. Строго гледајући, могуће је координатне системе на објектима који ће доћи у контакт поставити и тако да се не поклапају при контакту. Тада координате из ограниченог подскупа не морају бити једнаке нули при оствареном контакту, него ће свака координата бити једнака одговарајућој константи.

4.1.4 Кретање у контакту - трећа фаза

Ово је послења фаза у процесу остваривања контакта, али пошто се математички опис удара ослања на једначине заједничког кретања два тела у контакту, прво ћемо размотрити ову фазу.

Како смо већ истакли, при оствареном контакту, s -координате из ограниченог подскупа постају једнаке нули. Оно што је још битније за трајан контакт јесте

чињеница да се током трајања контакта те координате не мењају, јер се међусобни положај тела у контакту не мења. Према томе:

$$s^c(t) = 0 \quad (22)$$

и у складу са тим:

$$\dot{s}^c(t) = 0, \quad \ddot{s}^c(t) = 0 \quad (23)$$

Размотримо ситуацију када је кретање спољашњег објекта задато. Сменом једначине (20) у једначину (23), добијамо:

$$J_{s, \text{TOT}}^c(Q, t) \ddot{Q} + A_{s, \text{TOT}}^c(Q, \dot{Q}, t) = 0 \quad (24)$$

Једначина (24) описује утицај губитка неких степени слободe у тачки контакта на кретање (Q) летача.

Посматрајмо сада модел самог летача (5). Тај модел морамо допунити тако да укључује утицај неких спољашњих дејстава (сила и момената) у некој тачки летача. Будући да се остварује контакт који ограничава кретање летача, у тачки контакта се мора појавити контактна сила (момент), односно сила (момент) реакције. По једна реакција се јавља за сваки ограничени степен слободe контакта. Сваки контакт, остварује дакле најмање један, а највише шест компоненти реакције које могу бити по природи силе или моменти. Сила ће се јавити дуж неке од оса s -координатног система ако ограничена координата описује translацију, а момент (који има обртно дејство око одговарајуће осе координатног система тј. вектор момента силе паралелан оси) ако ограничена s -координата описује ротацију. Не залазећи сад у то која реакција представља силу, а која моменат, реакције ћемо представити вектором $F = [F_1, F_2 \dots, F_m]^T$, где је m број ограничених координата приликом контакта.

Поменуте реакције деловаће као спољашње силе и моменти силе на летача. Модел динамике који уважава дејство реакција, добићемо проширивањем модела (5):

$$H(Q)\ddot{Q} + h(Q, \dot{Q}) = T + (J_{s, TOT}^c(Q, t))^T F \quad (25)$$

Матрична једначина (24) садржи m скаларних једначина, а (25) N скаларних једначина. Непознато је N елемената вектора \ddot{Q} и m реакција. Дакле укупно имамо $N+m$ једначина и исто толико непознатих, што значи да једначине (24) и (25) представљају једнозначно решив систем. Управо једначине (24) и (25) представљају модел кретања у контакту.

Представљени модел одговара ситуацији када је кретање објекта задато. Ако летач може да утиче на кретање објекта, модел се донекле мења. Неопходно је моделовати динамику објекта са којим се контакт остварује. Претпоставимо да је модел дат у облику:

$$H_b(X_b)\ddot{X}_b + h_b(X_b, \dot{X}_b) = 0 \quad (26)$$

На основу модела (5) и (26) који су допуњени тако да узимају у обзир утицај неке спољашње силе која је у овом случају реакција на месту контакта и сменом (18) у другу једначину (23) добијамо систем који описује заједничко кретање два објекта у контакту:

$$H(Q)\ddot{Q} + h(Q, \dot{Q}) = T + (J_{s, TOT}^c(Q, t))^T F \quad (27)$$

$$H_b(X_b)\ddot{X}_b + h_b(X_b, \dot{X}_b) = (J_{sb}(Q, T))^T F \quad (28)$$

$$J_{s, TOT}^c(Q, t)\ddot{Q} + J_{sb}(Q, t)\ddot{X}_b + A_{s, TOT}^c(Q, \dot{Q}, t) = 0 \quad (29)$$

где су јакобијеве матрице и придружени вектор у складу са дефиницијама датим у одељку 4.1.

4.1.5 Удар - друга фаза контакта

Проанализирајмо сада само успостављање контакта. Обележићемо са t_c' тренутак када све ограничене s -координате контакта достижу вредност нула. То ће бити тренутак почетка удара, а тренутак када се удар завршава, обележићемо са t_c'' . За даљу анализу узећемо да је трајање удара бесконачно кратко, тј. $t_c'' - t_c' = \Delta t \rightarrow 0$, као и да свих m ограничених координата контакта истовремено достиже вредност нула. Такође, прво ћемо размотрити случај када је кретање спољашњег објекта задато.

Интеграцијом модела (25) током интервала Δt добијамо:

$$H(Q)\Delta\dot{Q} = (J_{s,TOT}^c(Q,t))^T \Delta F \quad (30)$$

где је:

$$\Delta\dot{Q} = \dot{Q}(t_c'') - \dot{Q}(t_c') = \dot{Q}'' - \dot{Q}' \quad (31)$$

Током фазе приближавања коришћен је одговарајући модел на основу ког је познат први извод координата (\dot{Q}), који ћемо надаље звати брзином, у тренутку t_c' . И положај објекта (Q) је познат у тренутку t_c' па је могуће наћи и матрицу $H(Q)$. Током интервала $\Delta t \rightarrow 0$, положај летача се неће променити, па тако ни матрица H која од њега зависи. Једино што ће се променити током овог интервала јесте брзина \dot{Q} . Силе реакције током удара су бесконачно велике те их не можемо израчунати, али можемо израчунати интеграле реакција у времену током интервала Δt . Интегал силе током неког интервала зове се

импулс и обележаваћемо га са $F \Delta t$. Једначина (30) допуњена са (31) представља систем од N скаларних једначина где су непознати импулси $F \Delta t$ и брзине након удара $\dot{Q}'' = \dot{Q}(t_c'')$ – укупно $N + m$ непознатих.

Да би постављени систем био једнозначно решив, потребно је још m скаларних једначина. Њих ћемо добити интеграцијом једначине (24) током временског интервала $\Delta t \rightarrow 0$:

$$J_{s, \text{TOT}}^c(Q, t) \Delta \dot{Q} = -J_{s, \text{TOT}}^c(Q, t) \dot{Q}' \quad (32)$$

што ће резултовати једначином:

$$J_{s, \text{TOT}}^c(Q, t) \Delta \dot{Q}'' = 0 \quad (33)$$

Једначина (33) која садржи m скаларних једначина, заједно са једначином (30) представља једнозначно решив систем који као решења даје брзине након удара ($\dot{Q}'' = \dot{Q}(t_c'')$) и импулсе који се јављају током удара ($F \Delta t$). Положај механизма $Q'' = Q(t_c'') = Q(t_c') = Q'$ и израчунати $\dot{Q}'' = \dot{Q}(t_c'')$ представљају почетне услове за трећу фазу контакта – заједничко кретање летача и објекта у контакту.

Остаје да се размотри случај када кретање објекта са којим летач долази у контакт није задато, него летач може да утиче на њега. Претпостављамо да имамо модел објекта дат са (26). На основу истог разматрања као у случају задатог кретања објекта, интеграцијом једначина (27), (28) и (29) током интервала $\Delta t \rightarrow 0$ следи:

$$H(Q) \Delta \dot{Q} = (J_{s, \text{TOT}}^c(Q, t))^T F \Delta t \quad (34)$$

$$H_b(X_b) \Delta \dot{X}_b = (J_{sb}(Q, T))^T F \Delta t \quad (35)$$

$$J_{s,TOT}^c(Q,t)\dot{Q} + J_{sb}(Q,t)\dot{X}_b = 0 \quad (36)$$

Систем садржи $N + 6 + m$ скаларних једначина из којих се добија: брзина летача након удара – \dot{Q} , брзина објекта након судара – \dot{X}_b као и импулси који се јављају током удара – $F \Delta t$.

На овај начин систем је могуће у потпуности описати и добити све параметре система у кретању, углове, брзине, убрзања итд.

5 **Анализа и симулација скока у даљ**

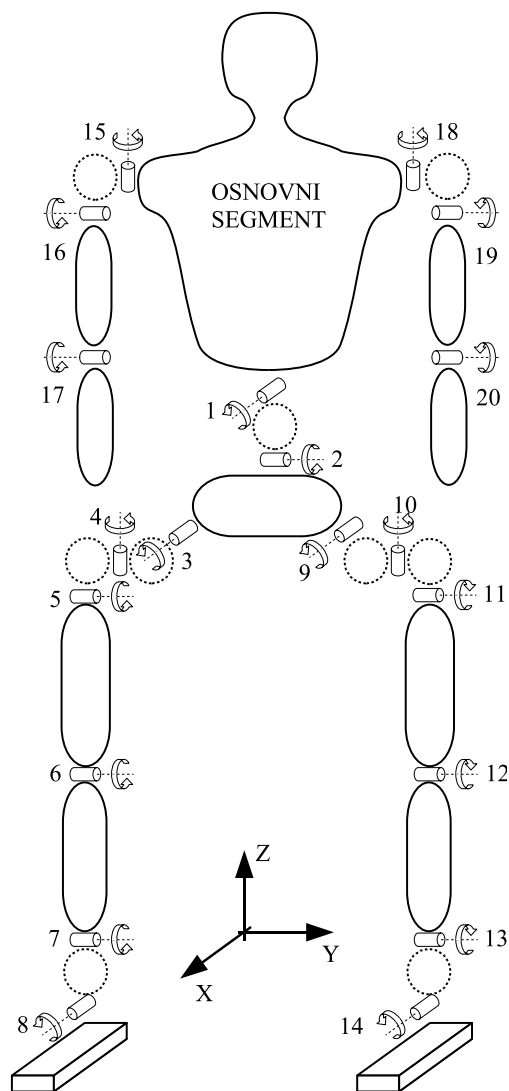
У овом поглављу биће детаљно анализиран пример хуманоидног скока у даљ из места коришћењем поменутог дедуктивног приступа. Пошто је детаљни опис дедуктивног приступа дат у поглављу 4, овде ћемо се осврнути само на неке главне карактеристике везане за пример као и на детаљне анализе резултата из симулације и моделовања овог специфичног кретања.

Приметимо да човек или хуманоидни системи мењају своју механичку конфигурацију под утицајем поремећаја. Ово је посебно изражено ако узимемо у обзир контакт нога-подлога. Овај контакт се може мењати од пуног контакта, преко ивичног контакта, до стања угао-контакт, пре него што на крају контакт потпуно нестане. У досадашњој литератури није било алгоритама који омогућавају комплетно рачунање динамике, откривања и праћења реконфигурабилности покрета из оригиналне позиције до крајњег стања покрета или евентуалног колапса.

5.1 **Карактеристике модела**

Генерални модел представља хуманоидни систем који има $n = 20$ степени слободе (DOF) у својим зглобовима. Структура модела је представљена на Слици 19. Ово се може посматрати као апроксимација хуманоида или људског тела. Дефиниција зглобова (унутрашњих) координата, вектор $q = [q_1, \dots, q_n]^T$, је такође дата.

Изабрани задатак је акција скока у даљ унапред из места [67]. Играч скаче унапред и остварује доскок на ногама. Као што је већ речено, у сврху симулације референтно кретање није дато мерењем већ је синтетизовано нумерички. Овде нећемо дати референтно кретање, сматрајући да је реализовано кретање довољно информативно и релевантно.



Слика 19. Конфигурација хуманоидног система који се користи у симулацији скока у даљ.

Дати хуманоидни систем је опремљен погонима на својим зглобовима и управљачким механизмом који прати референтно кретање. Управљачка

стратегија је базирана на локалном ПД регулатору који је имплементиран у зглобовима система:

$$\tau_j = K_{p_j}(q_j - q_j^*) + K_{D_j}\dot{q}_j, j = 1, \dots, n,$$

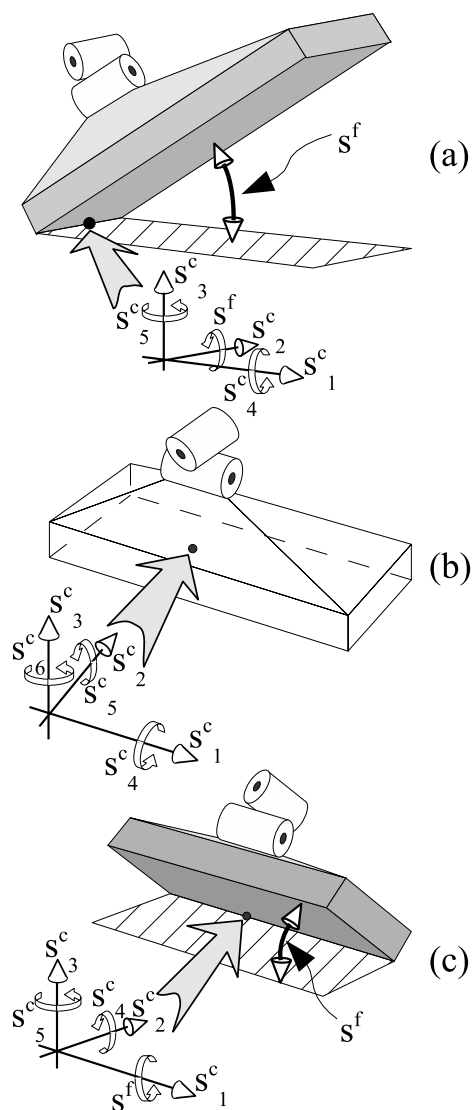
Где је q_j актуелна (тренутна) вредност углова унутрашњих координата, а $q_j^*(t)$ је задата референтна вредност.

У датом примеру, скоку удаљ, спољашњи објекат је непокретан (подлога). Треба имати на уму да контакт може бити унутрашњи – укључујући истовремени контакт два линка посматраног система пошто је могуће остварити истовремени контакт оба стопала са подлогом, што у многоме компликује математички модел и симулацију појавом затвореног кинематског ланца.

Детаљнији математички опис моделовања спољашњих и унутрашњих координата и увођење функционалних координата је дато у поглављу 4. Овде ћемо се само осврнути на специфичности посматраног покрета и његову анализу и моделовање.

Анализирајући скок у даљ, посебно је занимљив контакт стопала са подлогом при доскоку када долази до крутог (ригидног) контакта. Последица крутог контакта стопало-подлога је да линк и објекат настављају кретање заједно дуж неке осе. Ово су ограничени (закључани) правци кретања (*constrained (restricted) directions*). Поновимо неке математичке премисе и анализе дате у поглављу 4. Нека буде m таквих праваца, вреднос m је карактеристична за сваки посматрани контакт. Релативни однос дуж ових оса се не мења док је релативна промена дуж осталих оса могућа. Ово су неспутани (слободни) правци. Као што смо већ напоменули у параграфу 4, да би једноставније математички описали контакт увели смо s -координате како би смо једноставније описали релативну позицију система. Нула вредност неке s -координате указује на чињеницу да је дошло до контакта дуж одговарајуће осе. Анализирајмо детаљније контакт стопала робота и подлоге (Слика 20.).

Очигледно је да може доћи до контакта на више начина. Контакт петом (Слика 20а.) ограничава пет s -координата, остављајући само једну координату слободну (дакле, $m = 5$). Пуни контакт стопала (Слика 20б) ограничава свих шест координата, дакле нема слободних координата ($m = 6$). Коначно, ако робот је пада ротацијом око ивице стопала (Слика 20ц), поново имамо ограничених пет s -координата, остављајући само једну координату слободну (дакле, $m = 5$)

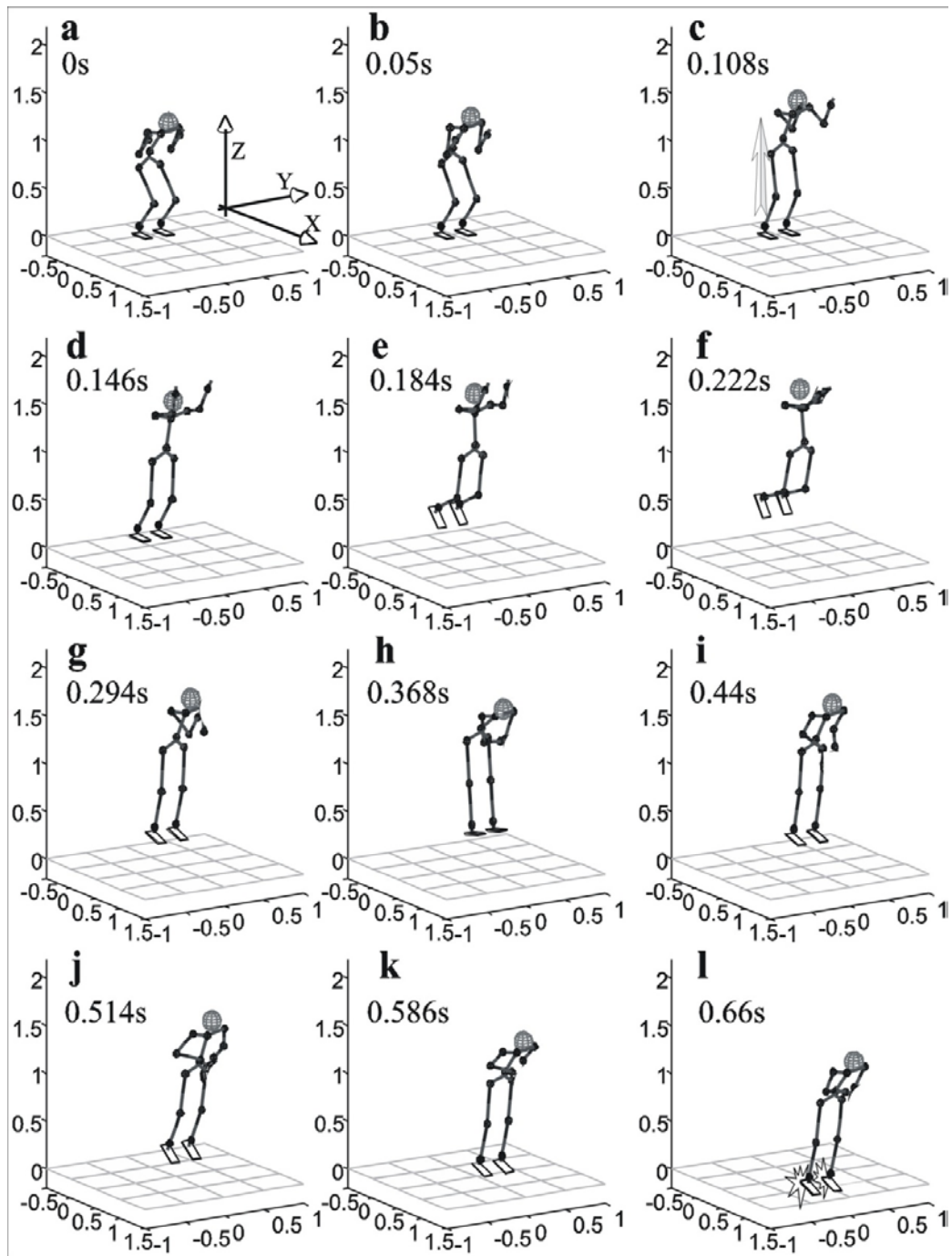


Слика 20. Различити контакти хуманоидног стопала са подлогом. Суперскрипт "с" означава ограничену (закључану) координату, док ознака "f" означава оне слободне координате.

У посматраном случају скока у даљ, подлога је велики непокретни објекат. Стога пошто летач не може да утиче на кретање објекта, једноставније је да користимо једначине (20) и (21) као погодније за описивање кретања. Врста контаката може се одредити на основу постојања деформације у контакт зони. Ако не постоји деформација, односно ако су кретања оба тела једнака у ограниченом правцу, тада говоримо о ригидном (крутом) контакту. Ако је могућа деформација, онда су кретања у ограниченим правцима могућа и неће бити једнака међусобом. Теоретски ова кретања су тада независна, али у пракси, кретања су условљена међусобно, услед акције јаким еластичних сила. Тада говоримо о еластичном контакту. Ово је ситуација претпостављена током скока у даљ.

5.1 Резултати симулације

Основни механички параметри хуманоидног система сумулираног током скока у даљ дати су у Табели 4., док су у Прилогу 1 дефинисани улазни подаци модела за пример скока у даљ из места а у Прилогу 2 су дати динамички параметри појединих сегментата. Најважнији податак је да је његова укупна тежина хуманоида (маса) 70 кг. Руке (надлактица, подлактица) не доприносе укупној висини. Постоје две бутине, потколенице, стопала, надлактице и подлактице, док је само један труп и карлица. Укупна маса је збир маса свих сегмента.



Слика 21. Секвенце хуманоидног система током симулације скока у даљ.

Табела 4. Структурални и динамички параметри хуманоидног система (скакача)
(само сегменти не-нулте масе су наведени).

сегмент	ширина (m)	Висина (m)	маса (kg)
Труп укупно – карлица - теме	0.4	0.64	30.85
труп – карлица - рамена	0.4	0.4	
карлица	0.27	0.15	6.96
бутина		0.44	8.41
потколеница		0.42	3.21
стопало	0.1	0.1	1.53
подлактица		0.308	2.07
надлактица		0.264	1.14
укупно	0.4	1.75	70.53

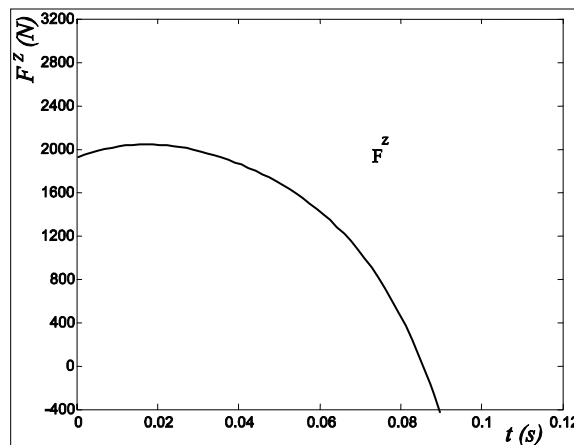
Слика 21. Приказује секвенце реализованог кретања скакача у даљ. Планирано кретање (референца) је била да се оствари скок у даљ и да се скакач затим приземљи. Према секвенцама приказаним на Слици 21., кретање је реализовано успешно. Анализирајмо кретање скакача мало детаљније. Могуће је кретање поделити на више фаза:

- ▶ **Фаза 1- скок.** Обе ноге су у контакту са подлогом и убрзавају тело навише (Слике 21, б, ц). Ова фаза се завршава за 0.153s. У овом тренутку ноге се одвајају од подлоге и губе контакт са подлогом (Слика 21ц). На Слици 21., је приказана сила реакције подлоге током ове фазе.
 - Са становишта механике, скакач има два контакта са непокретним објектом - обе ноге су у контакту са подлогом. Формиран је затворен ланац. Сваки контакт ограничава свих шест релативних кретања и, сходно томе, ствара шест сила реакције /момента (укупно дванаест реакција).

- ▶ **Фаза 2 – слободан лет.** Скакач се креће (лети), док се очекује контакт са подлогом. У овој фази, нема контакта са било којим објектом, разматра се систем као слободан летач. Систем има структуру стабла (без затворених ланаца).

► **Фаза 3 – доскок.** Скакач остварује доскок на стопалима. Контакт са подлогом се остварује у 0.685s (Слика 21л). Слетање се обавља правилно, тако да скакач не наставља пад превртањем. Међутим у реалном случају скакач обично пада унапред јер то продужава даљину од скока. Ако не намеравамо да обезбедимо динамичку равнотежу система током скока, ми ћемо засигурно продужити даљину скока. Да би смо лакше остварили контакт, референтно кретање је постављено тако да у току лета, десна нога има мали искорак тако да ће она прва остварити контакт са подлогом што олакшава симулацију и у првом тренутку спречава формирање затвореног ланца. Када друга нога оставри контакт са подлогом поново се формира затворени ланац.

Нашу анализу завршавамо ситуацијом када скакач додирне тло, али морамо да напоменемо да после додиривања тла, наставак симулације показује намеру да скакач губи динамички баланс и пада превртањем око предње ивице стопала. У симулацији се не анализирају даље појаве током пада јер то није битно за анализу скока.



Слика 21. Скочна сила, - укупна вертикална сила између ногу и подлоге (у фази 1).

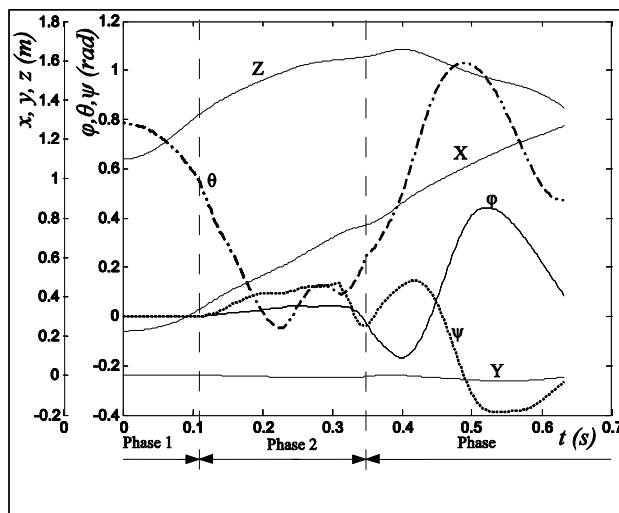
Морамо напоменути да је могуће више начина пада укључујући ту, пад унапред, пад на страну, пад уназад, итд. Сваки начин пада може бити посебно

анализиран у будућим активностима у циљу минимизације контактне силе између подлоге и сегмента у контакту са подлогом. Ово је посебан проблем, који може да доведе до продужења дужине скока услед ограничене силе узлета и угла скока.

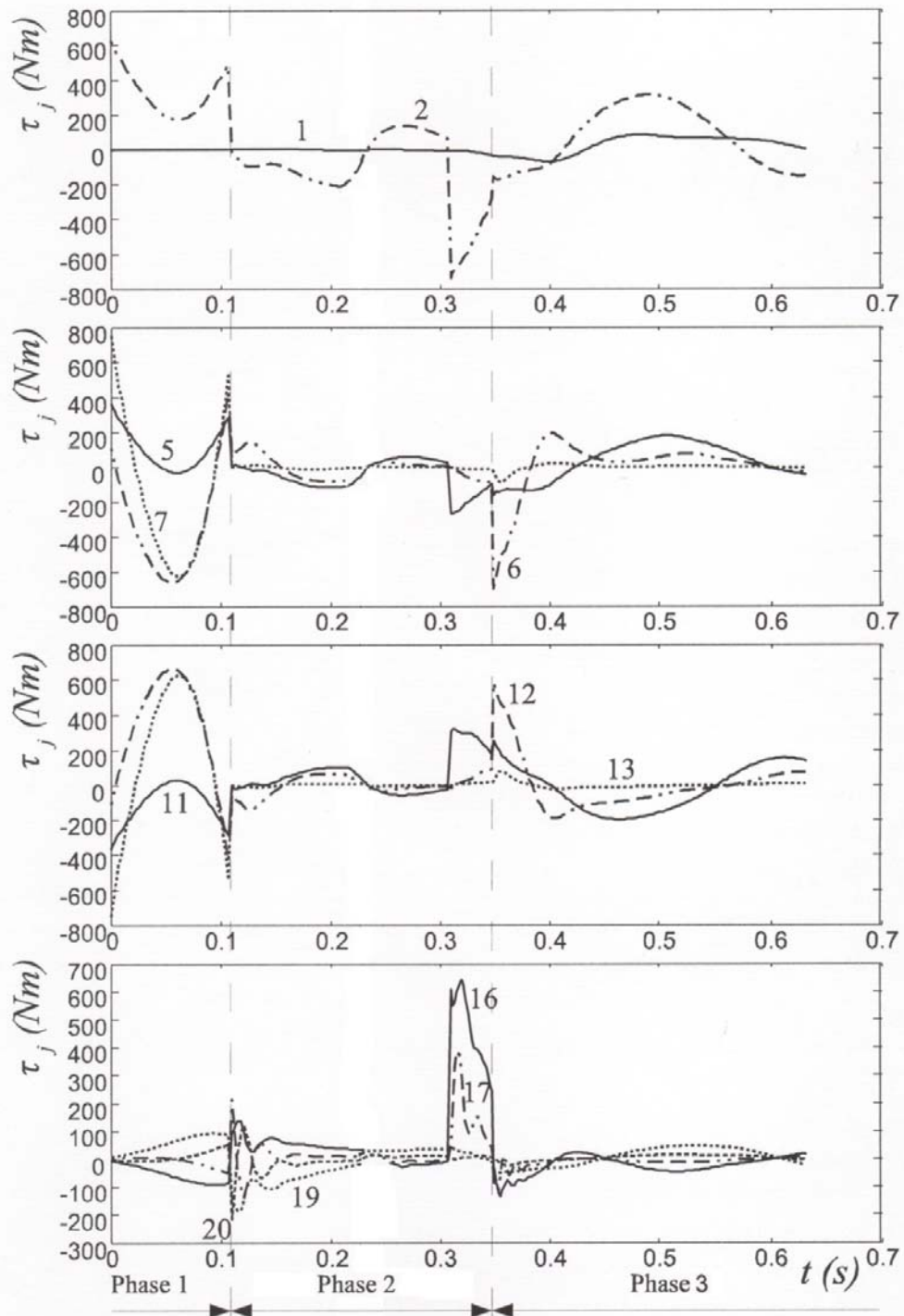
Размотримо неке карактеристичне појаве током симулираног скока у даљ.

Слика 22., и Слика 23., приказују осварена кретања скакача. Слика 22., приказује кретање главног тела - торза. $X(t) = [x(t), y(t), z(t), \theta(t), \varphi(t), \psi(t)]$ је кретање координата торзоа у времену. Слика 23., приказује путање унутрашњих зглобова $q_j(t)$, $j = 1, \dots$. Дат је само изабрани скуп зглобова јер нису све путање подједнако интересантне за анализу. Може се приметити да су различити покрети доминантни из фазе у фазу.

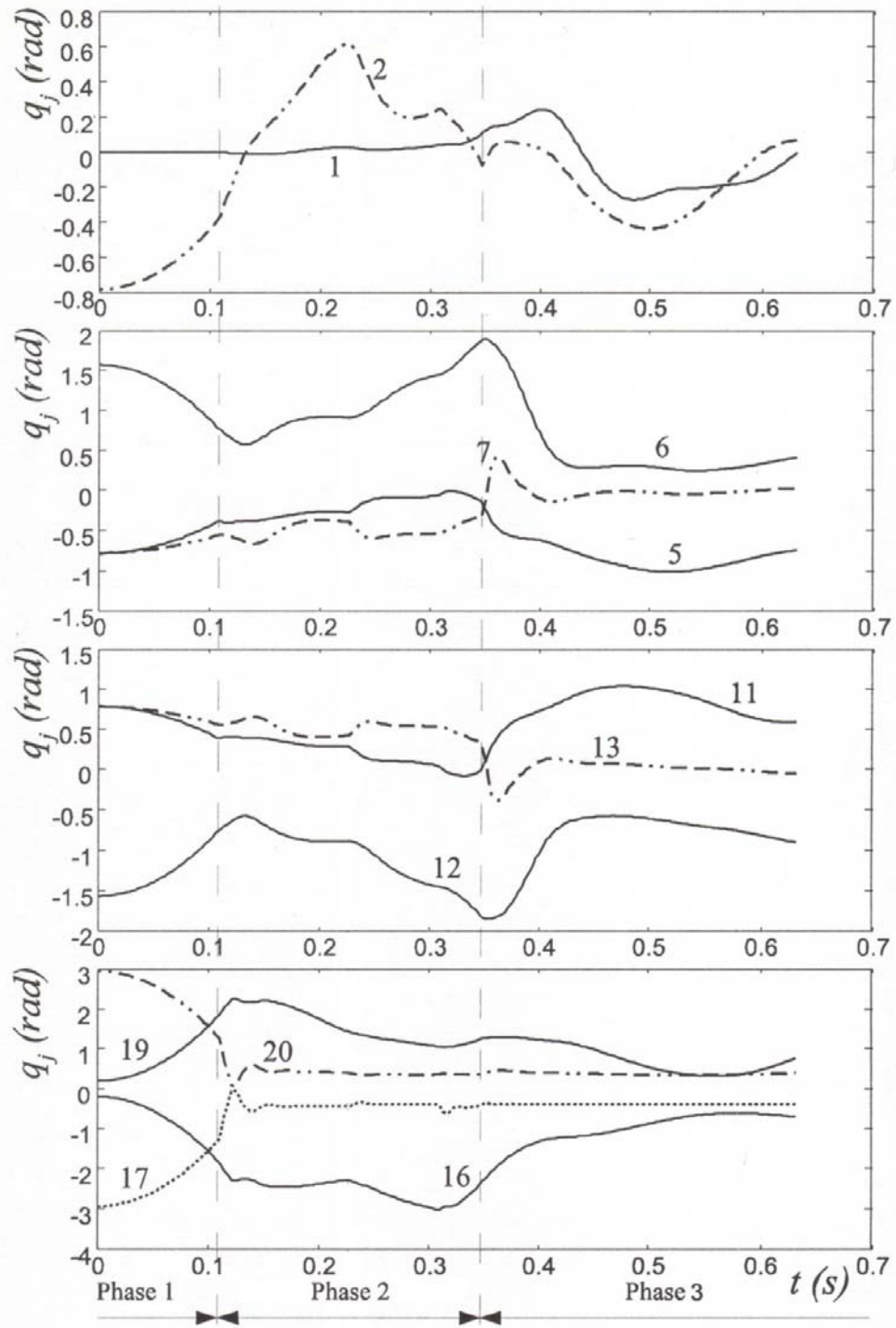
Слика 24., приказује генерисане моменте у зглобовима скакача. Дат је само изабрани карактеристични скуп зглобова. Примећује се да је велики погонски моменат реализован (у одговарајућим зглобовима) током Фазе 1 (при скоку) и током Фазе 3 у доскоку.



Слика 22. Временска зависност координата торзоа: $x(t)$, $y(t)$, $z(t)$, $\theta(t)$, $\varphi(t)$, $\psi(t)$



Слика 23. Временска зависност координата зглобова: $q_j(t), j = 1, \dots, 20$



Слика 24. Временска зависност момената у зглобовима: $\tau_j, j = 1, \dots, 20$

У прелазној фази је очигледно да се велики моменти не генеришу све време. Моменти у рукама нису тако снажни, зато што утицај руку на дужину лета није толико велики (10%-15%). Такође је евидентно да је готово целокупно тело (већина зглобова) ангажовано у овој акцији (скок).

Што се тиче оствареног угла скока, утицај скочног зглоба је у томе најважнији. Скочни зглоб све време остварује максимални моменат, али трајање момента одређује угао скока.

Коначна дужина скока зависи од неколико фактора. Остварена дужина скока зависи од утицаја кретања свих зглобова тела. Међутим, неколико фактора је најважније да би се остварио што дужи скок. Анализом дужине симулираног скока у функцији погонских момената у зглобовима и оствареном углу скока показује се да су најважнији погонски моменти у коленима и куковима, као и остварени угао скока. Из раније познате анализе косог хица, показано је да најоптималнији угао у функцији остварене даљине косог хица, јесте угао од 45%. Као што је већ поменуто, на реализацију оствареног угла скока највише утичу погонски моменти у чланку стопала. Табела 5. показује корелацију између остварене даљине скока и интензитета реализованог погонског момента у колена и куковима. (Угао скока је увек 45%).

Табела 5. Утицај погонских момената у куковима и коленима на дужину скока у даљ.

Погонски моменат у коленима (mN)	Погонски моменат у куку (mN)	Остварена даљина скока (m)
200	400	1.05
250	400	1.13
300	400	1.23
200	450	1.35
200	500	1.48
250	450	1.69
250	500	1.83
300	500	1.97

6 Закључак

Кретање хуманоидних система јесте најсложенија врста кретања, како са становишта биомеханике тако и са становишта хуманодне роботике. Да би успешно описали ову врсту кретања било је потребно анализирати различите врсте кретања, утврдити правилност и услове за одрживост ових врста кретања. Показано је да стабилност кретања хуманоидних система не може бити адекватно описана стандардним тестовима стабилности, већ је потребно увести нове принципе и методе којима се може обезбедити стабилност кретања и поновљивост. Анализирани су различите врсте кретања хуманоидних система. Показана је директна веза између хуманоидне роботике и биомеханике, њихов заједнички допринос развоју обе научне гране међусобним прожимањем. Уведен је и објашњен појам динамичког баланса хуманоидног система, његова примена и методе провере. Показано је да је ЗМП универзални индикатор очувања динамичког баланса кретања хуманоидних система у посматраном тренутку. Анализирани су различите врсте кретања и дата ситематизација на регуларна и нерегуларна кретања хуманоидних система. Објашњен је утицај ЗМП-а на одржавање динамичког баланса код регуларних и нерегуларних кретања као и методе за одређивање ситуација када може доћи до губитка динамичког баланса. Показано је да су могућа кретања хуманоидних система и у стању динамичког дисбаланса али под специфичним условима. Дат је осврт на раније предложени генерални приступ моделовању хуманоидних система и његовој примени у спортским и тренажним активностима као и пример моделовања једног одабраног кретања – скока у даљ из места. Објашњен је однос дужине скока у зависности од величине актуационих момената у

појединим кључним зглобовима за дати хуманоидни модел са 20 степени слободе. Предложени генерални приступ моделовању хуманоидних система је послужио као адекватна математичка алатка за моделовање предложеног спортског покрета – скока у даљ из места. Симулирано кретање је обухватило скок, лет и доскок. Анализиране су све фазе кретања, као и моменти у зглобовима, унутрашњи углови у зглобовима током свих уочених фаза кретања.

НАПОМЕНА

Ова докторска теза је финансијски подржана од стране Министарства за просвету и науку Републике Србије под уговорима ТР-35003 и ИИИ-44008.

Литература:

- [1] Bernstein, N.; “*The Co-ordination and Regulation of Movements*”. Oxford, England, Pergamon Press, 1967.
- [2] Vukobratovic M., Jovanovic M.; „Nikolai Aleksandrovich Bernsetin – Pieneer in Control and Cybernetics”, *Intl. Journal of Humanoid Robotics*, Vol. 7, No. 1, pp. 213-222, 2010.
- [3] Fukuda, T., Michelini, R., Potkonjak, V., Tzafestas, S., Valavanis, K., Vukobratovic, M.; “How Far Away is “Artificial Man”, *IEEE Robotics and Automation Magazine*, March 2001, pp. 66-73, 2001.
- [4] <http://www.robocup.org/robocup-soccer/humanoid/> home page of RoboCup association for soccer humanoid league.
- [5] Vukobratović M., Borovac B., Potkonjak V.; ”Towards a Unified Understanding of Basic Notions and Terms in Humanoid Robotics”, *Robotica* (2007) Vol. 25, pp. 87-101.
- [6] Vukobratovic, M., Herr, H., Borovac, B., Rakovic, M., Popovic, M., Hofmann, A., Jovanovic, M., Potkonjak, V.; “Biological Principles of Control Selection for a Humanoid Robot’s Dynamic Balance Preservation”, *Intl. Journal of Humanoid Robotics*, Vol. 5, No. 4, 639-678, 2008.

- [7] Potkonjak, V., Vukobratovic, M.; “A Generalized Approach to Modeling Dynamics of Human and Humanoid Motion”, *Intl. Journal of Humanoid Robotics* (World Scientific publ.), Vol. 2, No. 1, pp.1-24, 2005.
- [8] Potkonjak, V., Vukobratovic, M., Babkovic, K., Borovac, B.; ”General Model of Dynamics of Human and Humanoid Motion: Feasibility, Potentials and Verification”, *Intl. Journal of Humanoid Robotics*, Vol. 3, No. 1, pp. 21-48, 2006.
- [9] Potkonjak, V., Tzafestas, S., Vukobratovic, M., Milojevic, M., Jovanovic, M.,; “Human-and-Humanoid Postures Under External Disturbances: Modeling, Simulation, and Robustness. Part 1: Modeling”, *Journal of Intelligent and Robotic Systems: Theory and Applications*, Springer-Verlag Dordrecht, Vol 63, No2. pp. 191-210, 2011.
- [10] Vukobratovic, M., Milojevic, M., Tzafestas, S., Jovanovic, M., Potkonjak, V.; “Human-and-Humanoid Postures Under External Disturbances: Modeling, Simulation, and Robustness. Part 2: Simulation and Robustness”, *Journal of Intelligent and Robotic Systems: Theory and Applications* Springer-Verlag Dordrecht, Vol 63, No 2. pp. 211-231, 2011.
- [11] Potkonjak, V., Vukobratovic, M., Babkovic, K., Borovac, B.; Chapter: “Dynamics and Simulation of General Human and Humanoid Motion in Sports”, in N. Pope’s (Editor) book: *Digital Sport for Performance Enhancement and Competitive Evolution: Intelligent Gaming Technologies*, IGI Global publ., 2009.
- [12] Vukobratovic, M., Juricic, D.; “Contribution to the Synthesis of the Biped Gait”, *IEEE Trans. on Bio-Medical Engineering*, Vol, BME 16, No 1, 1969, pp. 1-6.
- [13] Vukobratovic, M., Hristic, D., Stojiljkovic, Z.; “Development of Active Anthropomorphic Exoskeletons”, *Medical and Biological Engineering*, Vol. 12, No. 1, 1974.

- [14] Vukobratovic, M., Borovac, B.; "Zero-Moment Point, Thirty-Five Years of Its Life", *Intl. J. Humanoid Robotics*, Vol. 1, No. 1, pp. 157-173, 2004.
- [15] Tzafestas, S.G., Raibert, M., Tzafestas, C.S.; "Robust Sliding Mode Control Applied to a 5-Link Biped Robot", *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, Vol. 15, No. 1, pp. 67-133, 1996.
- [16] Krikochocitis, T., Tzafestas, C.S., Tzafestas, S.G.; "Dynamic Modeling and Locomotion Control of Biped Autonomous Robots", *Advances in Intelligent Autonomous Systems*, Kluwer, Dordrecht/Boston, 381-406, 1999.
- [17] Ken'ichiro N., at all; "Integrated Motion Control for Walking, Jumping and Running on a Small Bipedal Entertainment Robot", *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics, & Automation*, 2004, 3189-3194.
- [18] Vukobratovic, M., Potkonjak, V., Tzafestas, S.; "Human and Humanoid Dynamics - From the Past to the Future", *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, Vo. 41, Issue 1, pp. 65-84, 2004.
- [19] Vukobratovic, M., Potkonjak, V., Matijevic, V. "Dynamics of Robots with Contact Tasks", research monograph, Kluwer Academic Publishers, 2003.
- [20] Takahashi, T., Kalamdani, A.; "Gait Analysis of Martial Arts for Anthropomorphic Robots", *KDC Course Project*, 2006.
- [21] Winter, D.A. , Patla, A.E., Ishac, M., Gage, W.H.; „Motor mechanisms of balance during quiet standing“, *J. of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 13, Issue 1, pp 49-56, 2003.
- [22] Patla, A.E., Ishac, M.G., Winter, D.A.; "Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: Interplay

between active and passive control”, *Experimental Brain Research*, Volume 143, Issue 3, 2002, pp. 318-327.

[23] Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K.; “Stiffness control of balance in quiet standing”, *Journal of Neurophysiology*, Volume 80, Issue 3, 1998, pp 1211-1221.

[24] Winter, D.A., Prince, F., Frank, J.S., Powell, C., Zabjek, K.F.; “Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance”, *Journal of Neurophysiology*, Volume 75, Issue 6, June 1996, pp 2334-2343.

[25] Horak, F.B., Diener, H.C., Nashner, L.M.; “Influence of central set on human postural responses”, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 62, Issue 4, 1989, pp 841-853.

[26] Moore, S.P., Rushmer, D.S., Windus, S.L., Nashner, L.M.; “Human automatic postural responses: Responses to horizontal perturbations of stance in multiple directions”, *Research*, Volume 73, Issue 3, 1988, pp 648-658.

[27] Nashner, L.M., Shupert, C.L., Horak, F.B.; “Head-trunk movement coordination in the standing posture”, *Progress in Brain Research*, Volume 76, 1988, Pp. 243-251.

[28] Pai, Y.-C.; “Movement termination and stability in standing, Exercise and Sport”, *Sciences Reviews*, Volume 31, Issue 1, 2003, pp 19-25.

[29] Patton, J.L., Lee, W.A., Pai, Y.-C.; “Relative stability improves with experience in a dynamic standing task”, *Experimental Brain Research*, Vol. 135, Issue 1, 2000, pp. 117-126.

[30] Patton, J., Pai, Y.-C., Lee, W.; “Simple model of the feasible limits to postural stability”, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, Volume 4, 1997, pp 1679-1682.

- [31] Stephens, B.; “Integral control of humanoid balance”, *International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2007*. IEEE/RSJ, pp. 4020-4027, 2007.
- [32] Konno A., Matsumoto T., Ishida Y., Sato D., Uchiyama M.; “Drum Beating and a Martial Art Bojutsu Performed by a Humanoid Robot” *Humanoid Robots: New Developments*, I-Tech Education and Publishing, Vienna, Austria
- [33] Matsumoto, T.; Konno, A.; Gou, L.; Uchiyama, M., “A Humanoid Robot that Breaks Wooden Boards Applying Impulsive Force”, *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2006 IEEE/RSJ Volume , Issue , 9-15 Oct. 2006, pp. 5919 – 5924.
- [34] Yin K K., Van de Panne M.; “Omnidirectional Humanoid Balance Control: Multiple Strategies for Reacting to a Push”, *Computer Science technical report TR-2006-11*, University of British Columbia, 2006.
- [35] Patton, J. L., Pai, Y. C., Lee, W. A.; “Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance”, *Gait & Posture*, Vol. 9, No. 1, pp. 38-49, 1999.
- [36] Patton, J. L.; “Global Modeling of Adaptive, Dynamic Balance Control”, Ph.D. dissertation, Northwestern University, 1998.
- [37] Wooten, W. L.; “Simulation of leaping, tumbling, landing, and balancing humans,” Ph.D. dissertation, Georgia Institute of Technology, 1998.
- [38] Kudoh, S., Komura, T., Ikeuchi, K.; “The Dynamic Postural Adjustment with the Quadratic Programming Method”, *Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ Intl. Conference on Intelligent Robots and Systems EPFL*, Lausanne. Switzerland, 2002.
- [39] Wakai M., Linthorne P.N.; “Optimum Take-off Angle In The Standing Long Jump”, Elsevier, *Human Movement Science* 24 (2005) 81–96.

- [40] Yu B., Hay G. J.; “Optimum Phase Ratio In The Triple Jump”, *J. Biomechanics*, Elsevier, Vol. 29, No. 10, pp. 128-1289, 1996.
- [41] Vanrenterghem J., Lees A., Lenoir M., Aerts P., De Clercq D.; “Performing The Vertical Jump: Movement Adaptations For Submaximal Jumping”, Elsevier, *Human Movement Science* 22 (2004) 713–727.
- [42] Yu B., Lin C., Garrett E. W.; “Lower Extremity Biomechanics During The Landing Of A Stop-jump Task”, *Clinical Biomech.*, Elsevier, 21 (2006), pp 297–305.
- [43] Ashby M. B., Heegaard H. J.; “Role Of Arm Motion In The Standing Long Jump”, *Journal of Biomechanics*, Elsevier, 35 (2002) 1631–1637.
- [44] So R. B., Yi B. J., Oh S R.; “Landing Motion Analysis of Human-Body Model Considering Impact and ZMP Condition”, *Proc. of 2004 IEEE-RSJ Intern. Conf. on Intell. Robots and Systems*, Sept. 28-Oct.2, 2004 Sendai Japan, pp 1972-1978.
- [45] Vukobratovic M., Stokic D.; „Postural Stability of Anthorpomorphic Systems“, *Math. Biosci.* Vol 25, pp 217-236, 1975.
- [46] Vukobratović M., Borovac B., Surla D., Stokić D.; „Biped Locomotion – Dynamics, Stability, Control and Application“, Springer-Verlag, Berlin, 1990.
- [47] Borovac B, Vukobratovic M., Stokic D.; „Stability analysis of mechanisms having unpowered degrees of freedom“, *ROBOTICA* Vol 7, pp. 349-357, 1989.
- [48] Vukobratovic, M., Borovac, B., Potkonjak, V., Jovanovic, M.: “Dynamic balance of humanoid systems in regular and irregular gaits: an expanded interpretation”, *Intl. J. of Humanoid Robotics*, Vol. 6, Issue 1, pp. 117-145, 2009.
- [49] Hodgins J.; „Three-dimensional Human Running“, *Proc. of ICRA 2006*, Mineapolis, pp, 3271- 3276.

- [50] Kajita S, Nagasaki T, Kaneko K, Hurikava H.; „ZMP based biped running control“, IEEE Robotics and Automotion Magazine, June 2007, pp 63-72.
- [51] Kajita S, Nagasaki T, Kaneko K, Yokoi K, Tanike K, A.; „Running Controller of Humanoid Bpiped HRP-2LR“, Proc. of ICRA 2005, Barcelona Spain, April, 2005, pp 618-624.
- [52] Vukobratović M.; (1975), „*Legged Locomotion Systems and Anthropomorphic Mechanisms*“, Mihajlo Pupin Institute, Belgrade, also published in Japanese, Nikkan Shimbun Ltd. Tokyo, in Russian, "MIR", Moscow, 1976, in Chinese, Beijing 1983.
- [53] Vukobratović M., Borovac B., Note on the Article "Zero-Moment Point-Thirty Five Years of its Life", *Int. Jour. of Humanoid Robotics*, Vol. 2, No.2, (2005), pp. 225-227.
- [54] Vukobratović M., Borovac B., Potkonjak V.; „ZMP: A Review of Some Basic Misunderstandings“, *Int. J. of Humanoid Robotics*, Vol. 3, No. 2, 2006, pp. 153-176.
- [55] Vukobratović M., Borovac B., Raković M., Potkonjak V., Milinović M.; „On Some Aspects of Humanoid Rrobots Gait Synthesis and Control at Small Disturbances“, *Int. Jour. of Humanoid Robotics*, Vol. 5. No. 1., 2008, pp. 119-156.
- [56] Vukobratović M., Borovac B., Babković K.; „Contribution to the Study of Anthropomorphism of Humanoid Robots“, *Int. Jour. of Humanoid Robotics*, Vol. 2, No. 3 (2005), pp. 361-387.
- [57] Raibert, M. H; „*Legged Robots That Balance*“. Cambridge, MA: MIT Press, 1986.
- [58] Collins S, Ruina A, Tedrake R.; „Wisse M, Efficient Bipedal Robots Based on Passive Dynamic Walkers“, *Science Magazine*, Vol. 307, pp. 1082-1085, 2005.

- [59] Hurmuzlu Y., Genot F., Brogliato B.; „Modeling, Stability and Control of Biped Robots – A General Framework“, *Automatica*, Vol. 40, N^o 10, pp. 1647-1664, 2004.
- [60] Kuffner J. J. Jr., Kagami S., Nishiwaki K., Inaba M., Inoue H.; „Dynamically-stable Motion Planning for Humanoid Robots“, (2002), *Autonomous Robots* vol. 12, No. 1, pp. 105-118.
- [61] Li Z., Huand Q., Li K., Duan X.; „Stability Criterion and Pattern Planning for Humanoid Running“, *Proc. of ICRA 2004, New Orleans, 2004*, pp. 1059-1064.
- [62] Westervelt E. R., Buche G., Grizzle J. W.; „Inducting Dynamically Stable Walking in an Underactuated Prototype Planar Biped“, *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation, April 26-May 1, 2004*, pp. 4234-4239.
- [63] Grizzle J. W., Abba G., Plestan F.; „Asymptotically Stable Walking for Biped Robots: Analysis via Systems with Impulse Effects“, *IEEE Trans. on Automatic Control*, Vol 46, pp. 51-64, 2001.
- [64] Kajita S., Tanie K.; „Experimental Study of Biped Dynamic Walking, *IEEE Control Systems Magazine*“, Vol. 16, No 1, pp. 13-19, 1996.
- [65] Khatib O., Sentis L., Park J., Warren J.; „Whole-body dynamic behavior and control of human-like robots“, *Int. Jour. of Humanoid Robotics*, Vol. 1, No. 1 (2004) pp. 29–43.
- [66] T. Y. Wu, T. J. Yeh.; „Optimal Design and Implementation of an Energy-efficient, Semi-Active Biped“, *ICRA 2008 Pasadena, April 23-27 2008*, pp. 1231-1234.
- [67] Jovanovic M., “Human Long Jump – A Deductive Approach”, *In Tech, Journal of Advanced Robotic Systems*, in press, 2012.

ПРИЛОГ 1

Дефинисање улазних података за пример скока у даљ из места

K_FLIER

\$ Klasicna robotska konfiguracija sa 20 StS1

1 2 3 4 5 6 7 8 9

1 2 9 10 11 12 13 14 15

1 16 17 18

1 19 20

& Standardni redosled rotacija

x y z

bazni segment (trup)

le 0 0 0

lne 1 0 0; 100; 1 0 0; -1 0 0;

ldr 0 0 0

lpr 0 0 0.34; 0 0 0.34; 0 0.2 -0.06; 0 -0.2 -0.06;

m 30.85

J 0.1514 0 0; 0 0.137 0; 0 0 0.0283;

zglob prema karlici

le 1 0 0

lne 0 1 0; 0 1, 0; 0 1 0; 010;

ldr 0 0 -0.00001

lpr 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001;

m 0

J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

```

# karlica
le 0 1 0
lne 1 0 0; 1 0 0; 1 0 0; 1 0 0;
ldr 0 0 -0.05
lpr 0 0.135 0.1; 0 -0.135 0.1; 0 -0.135 0.1; 0 -0.135 0.1;
m 6.96
J 0.007 0 0; 0 0.00565 0; 0 0 0.00627;

# desna, karlica -> model
le 1 0 0
lne 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1; 001;
ldr 0 -0.0000135 -0.00001
lpr 0 0.0001 0; 0 0.0001 0; 0 0.00010; 0 0.0001 0;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

# desna, model -> natkolenica
le 0 0 1
lne 0 1 0; 0 1 0; 0 1 0; 010;
ldr 0 -0.0001 0
lpr 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

# desna natkolenica
le 0 1 0
lne 0 1 0; 0 1 0; 0 1 0; 010;
ldr 0 0 -0.22
lpr 0 0 0.22; 0 0 0.22; 0 0 0.22; 0 0 0.22;
m 8.41
J 0.0114 0 0; 0 0.012 0; 0 0 0.003;

# desna potkolenica
le 0 1 0
lne 0 1 0; 0 1 0; 0 1 0; 0 1 0;
ldr 0 0 -0.21
lpr 0 0 0.21; 0 0 0.21; 0 0 0.21; 0 0 0.21;
m 3.21
J 0.00393 0 0; 0 0.00393 0; 0 0 0.00038;

```

```

# desna, potkolenica -> stopalo
le 0 1 0
lne 1 0 0; 1 0 0; 1 0 0; 1 0 0;
ldr 0 0 -0.0001
lpr 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

# desno stopalo
le 1 0 0
lne 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;
ldr 0 0 -0.07
lpr 0 0 0.03; 0 0 0.03; 0 0 0.03; 0 0 0.03;
m 1.53
J 0.00006 0 0; 0 0.00055 0; 0 0 0.00045;

# leva, karlica -> model
le 1 0 0
lne 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1;
ldr 0 0.0000135 -0.00001
lpr 0 -0.0001 0; 0 -0.0001 0; 0 -0.0001 0; 0 -0.0001 0;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

# leva, model -> natkolenica
le 0 0 1
lne 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0;
ldr 0 0.0001 0
lpr 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

# leva natkolenica
le 0 -1 0
lne 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0;
ldr 0 0 -0.22
lpr 0 0 0.22; 0 0 0.22; 0 0 0.22; 0 0 0.22;
m 8.41
J 0.0114 0 0; 0 0.012 0; 0 0 0.003;

```



```

# leva potkolenica
le 0 -1 0
lne 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0;
ldr 0 0 -0.21
lpr 0 0 0.21; 0 0 0.21; 0 0 0.21; 0 0 0.21;
m 3.21
J 0.00393 0 0; 0 0.00393 0; 0 0 0.00038;

# leva, potkolenica -> stopalo
le 0 -1 0
lne 1 0 0; 1 0 0; 1 0 0; 1 0 0;
ldr 0 0 -0.0001
lpr 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

# leva stopalo
le 1 0 0
lne 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;
ldr 0 0 -0.07
lpr 0 0 0.03; 0 0 0.03; 0 0 0.03; 0 0 0.03;
m 1.53
J 0.00006 0 0; 0 0.00055 0; 0 0 0.00045;

# desna trup --> model
le 1 0 0
lne 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1;
ldr 0 -0.00002 0.000006
lpr 0 0.0001 0; 0 0.0001 0; 0 0.0001 0; 0 0.0001 0;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

# model --> desna nadlaktica
le 0 0 1
lne 0 1 0; 0 1 0; 0 1 0; 0 1 0;
ldr 0 -0.0001 0
lpr 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

```

```

# desna nadlaktica
le 0 1 0
lne 0 1 0; 0 1 0; 0 1 0; 0 1 0;
ldr 0 0 -0.154
lpr 0 0 0.154; 0 0 0.154; 0 0 0.154; 0 0 0.154;
m 2.07
J 0.002 0 0; 0 0.002 0; 0 0 0.00022;

# desna podlaktica
le 0 1 0
lne 0 1 0; 0 1 0; 0 1 0; 0 1 0
ldr 0 0 -0.132
lpr 0 0 0.132; 0 0 0.132; 0 0 0.132; 0 0 0.132;
m 1.14
J 0.0025 0 0; 0 0.00425 0; 0 0 0.00014;

# desna podlaktica -> model
le 0 1 0
lne 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1;
ldr 0 0 -0.0001
lpr 0 -0.0001 0; 0 -0.0001 0; 0 -0.0001 0; 0 -0.0001 0;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

# leva trup --> model
le -1 0 0
lne 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1;
ldr 0 0.00002 0.000006
lpr 0 -0.0001 0; 0 -0.0001 0; 0 -0.0001 0; 0 -0.0001 0;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

# model --> leva nadlaktica
le 0 0 1
lne 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0;
ldr 0 0.0001 0
lpr 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001; 0 0 0.0001;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

```

```

# leva nadlaktica
le 0 -1 0
lne 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0;
ldr 0 0 -0.154
lpr 0 0 0.154; 0 0 0.154; 0 0 0.154; 0 0 0.154;
m 2.07
J 0.002 0 0; 0 0.002 0; 0 0 0.00022;

# leva podlaktica
le 0 -1 0
lne 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0; 0 -1 0
ldr 0 0 -0.132
lpr 0 0 0.132; 0 0 0.132; 0 0 0.132; 0 0 0.132;
m 1.14
J 0.0025 0 0; 0 0.00425 0; 0 0 0.00014;

# leva podlaktica -> model
le 0 -1 0
lne 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1; 0 0 1;
ldr 0 0 -0.0001
lpr 0 0.0001 0; 0 0.0001 0; 0 0.0001 0; 0 0.0001 0;
m 0
J 0 0 0; 0 0 0; 0 0 0;

@ kraj opisa mehanicke strukture

```

ПРИЛОГ 2

сегмент	маса (kg)	$J_x(kgm^2)$	$J_y(kgm^2)$	$J_z(kgm^2)$
1	30,85	0,1514	0,137	0,00283
2	0	0	0	0
3	6,96	0,007	0,00565	0,00627
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	8,41	0,0114	0,012	0,003
7	3,21	0,00393	0,00393	0,00038
8	0	0	0	0
9	1,53	0,00006	0,00055	0,00045
10	0	0	0	0
11	0	0	0	0
12	8,41	0,0114	0,012	0,003
13	3,21	0,00393	0,00393	0,00038
14	0	0	0	0
15	1,53	0,00006	0,00055	0,00045
16	0	0	0	0
17	2,07	0,002,	0,002	0,00022
18	1,14	0,0025	0,00425	0,00014
19	0	0	0	0
20	2,07	0,002,	0,002	0,00022

Табела П1: Табела са динамичким параметрима појединих сегмената механизма

БИОГРАФИЈА КАНДИДАТА



Милош Јовановић је рођен 10. априла 1967. године у Мајданпеку. Основну школу је завршио у Петровцу на Млави 1982. године. Математичку гимназију је похађао и завршио у Пожаревцу 1986. године. Дипломирао је 1992. године на електротехничком факултету на профилу за Микроелектронику и саставне делове са дипломским радом "Реализација периферијске јединице Интел 8255 по методи стандардних ћелија" код професора Др. Вељка Милутиновића.

Магистрирао је 2004. године на тему "Контролер на бази ПЦ технологије за примену код мобилног робота МР-5" на електротехничком факултету у Београду под руководством ментора проф. Др. Вељка Поткоњака и проф. Др. Вељка Милутиновића.

По завршетку студија радио је као хардваре инжењер у приватном предузећу "STANCO" Петровац на Млави на пословима пројектовања алармних система и одржавања ПЦ система од 1993. до 1994. године.

Запошљава се у Институту "Михајло Пупин" лабораторија за Мехатронику од 1994. године и ради на више пројеката из области аутоматизације у индустрији као ембедед хардвер-софтвер инжењер на микроконтролерима серије Интел 51 и ПЦ платформама.

Од 1998. до 2002. године радио по уговору у фирмама "Engineering Services Inc", Торонто, Онтарио, Канада и VIRTEC Vision Inc, Торонто, Онтарио, Канада као ембедед хардвер инжењер на пословима пројектовања и реализације роботских контролера као и пројектовања и реализације серије ПЦ-104 модула за роботске контролере.

Учествовао је на више пројеката технолошког развоја Министарства за науку Републике Србије од којих се издвајају:

- Симулациона и експериментална платформа за пројектовање и управљање сервисним роботима, бр. пројекта: MIS.3.04.0019.A, 2001 - 2004.
- Динамика и управљање хуманоидним роботима високих перформанси: теорија и примена, бр. пројекта: TR-6315B, 2005 - 2007.
- Развој хуманодног робота високих перформанси, бр. пројекта ИП 2891 2006-2007.
- Хуманоидни роботски системи - теорија и примене, евиденциони број TP – 14001A, 2008-2011.
- Истраживање и развој амбијентално интелигентних сервисних робота антропоморфних карактеристика, Евиденциони број – TP35003, 2011-2014.
- Развој робота као средства за помоћу превазилажењу тешкоћа у развоју деце – евиденциони број: ИИИ 44008, 2011-2014.

До 2012. године сам или са коауторима је објавио 20 радова на домаћим и иностраним конференцијама и 8 радова у иностраним часописима од чега 6 радова у водећим међународним часописима са СЦИ листе.

Према званичном SCOPUS индексу цитираности М. Јовановић је цитиран 18 пута.

Тренутно је запослен у Институту "Михајло Пупин" центар за Роботику као водећи инжењер и истраживач сарадник. Ожењен је и отац четрнаестогодишњег детета.