



Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko



robolab
laboratorij za robotiko

NOSLJIVI SENZORNI SISTEM ZA MERJENJE IN OCENJEVANJE VSTAJANJA

DOKTORSKA DISERTACIJA

Sebastjan Šlajpah

mentor: prof. dr. Roman Kamnik

Ljubljana, maj 2015



Potek predstavitve

- Uvod
- Cilji
- Nosljivi senzorni sistem
 - Senzorna integracija
 - Kompenzacija magnetnih motenj
 - Dinamika gibanja
- Validacija delovanja ocenjevanja orientacije
 - Orientacija enega segmenta
 - Dolgotrajno gibanje
 - Magnetne motnje
- Ocenjevanje vstajanja za klinično prakso
 - po amputaciji
 - pred/po zamenjavi kolka
- Originalni prispevki disertacije

Nosljivi senzorni sistem

- Spremljanja aktivnosti v določenem časovnem obdobju
- Namesti se na osebo
- Ne omejuje izvajanje aktivnosti
- Ne omejuje območja izvajanja aktivnosti

Fiziološki parametri

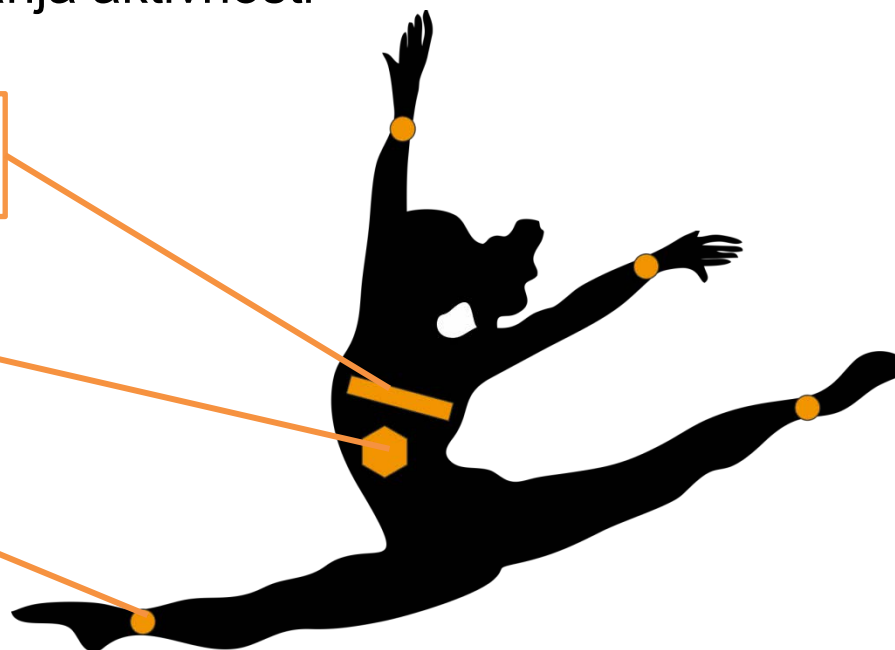
- srčni utrip, krvni tlak, dihanje

Biokemijski parametri

- elektroliti v znoju

Gibanje

- kinematični parametri
- dinamični parametri



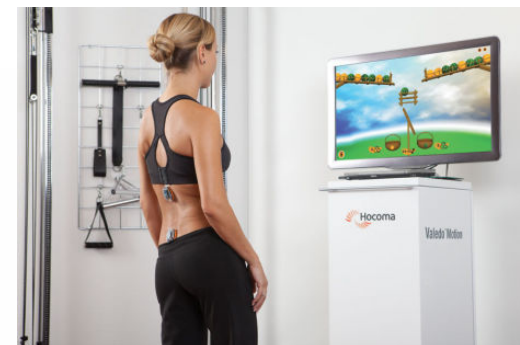
Uporaba nosljivih sistemov

- **Klinična praksa**

- analiza gibanja
- analiza sposobnosti in vzdržljivosti
- rehabilitacija
- proteze/ortoze/eksoskeleti



HAL, Cyberdyne



Valedo, Hocoma

- **Vsakdanje življenje**

- predvidevanje padca
- spremljanje dnevnih aktivnosti
- spremljanje športnih aktivnosti
- animacije
- navidezna resničnost



Animazoo Motion Capture, Motionwerx



Cyberlegs proteza, Cyberlegs



Spremljanje gibanja

STACIONARNI SISTEMI

KINEMATIKA



NOSLJIVI SISTEMI



SILE





Spremljanje gibanja

STACIONARNI SISTEMI

KINEMATIKA

- + velika natančnost
- visoka cena
- omejeno merilno območje
- kompleksnost
- namensko merilno okolje
- visoko usposobljeno osebje

SILE



NOSLJIVI SISTEMI

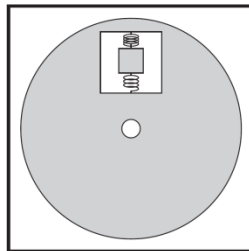
- + manjši
- + lažji
- + manj energijsko potratni
- + enostavna uporaba
- + neomejen merilni prostor
- manjša natančnost



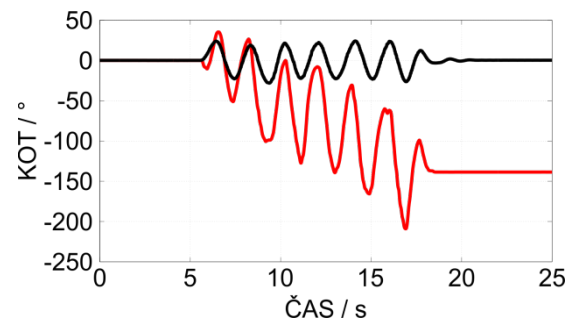


Ocenjevanje orientacije

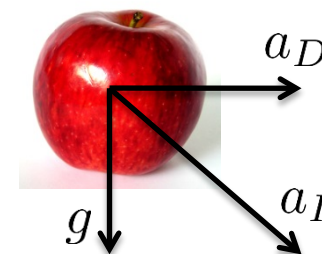
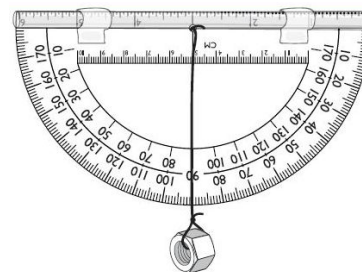
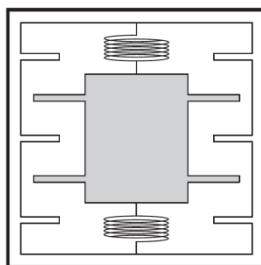
ŽIROSKOP



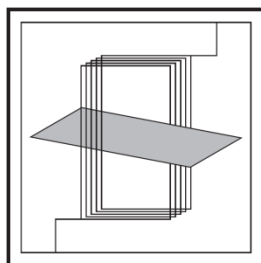
$$\theta = \int \omega dt$$



POSPEŠKOMETER



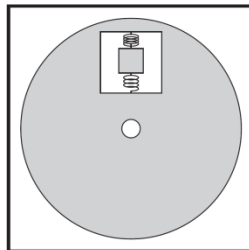
MAGNETOMETER



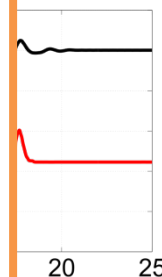


Ocenjevanje orientacije

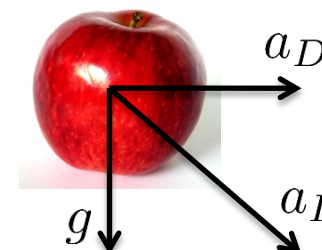
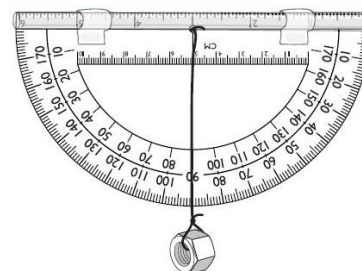
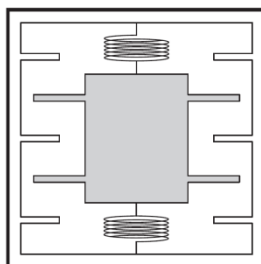
ŽIROSKOP



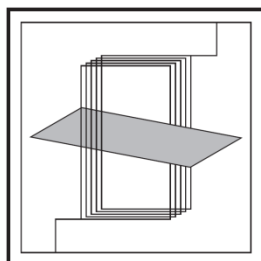
- slabe ocene orientacije pri hitrih, dinamičnih gibih
- lezenje kotov pri dolgotrajnem merjenju
- velik vpliv magnetnih motenj



POSPEŠKOMETER



MAGNETOMETER





Cilji doktorske disertacije

- Nosljivi senzorni sistem s poudarkom na metodi združevanja senzornih informacij
 - vključitev kinematičnega modela
 - kompenzacija magnetnih motenj
- Eksperimentalna validacija metode za ocenjevanje orientacije
 - dolgotrajna zanesljivost
 - magnetne motnje
- Uporaba nosljivega senzornega sistema za analizo vstajanja
 - po amputaciji
 - pred in po operaciji zamenjave kolka

Merilni sistem

Brezžična inercialna in magnetna merilna enota (IME)

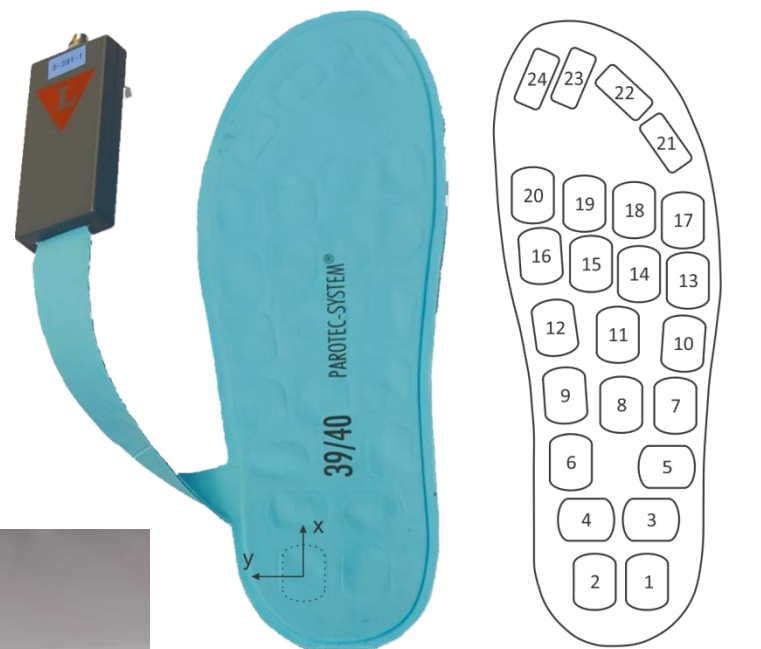
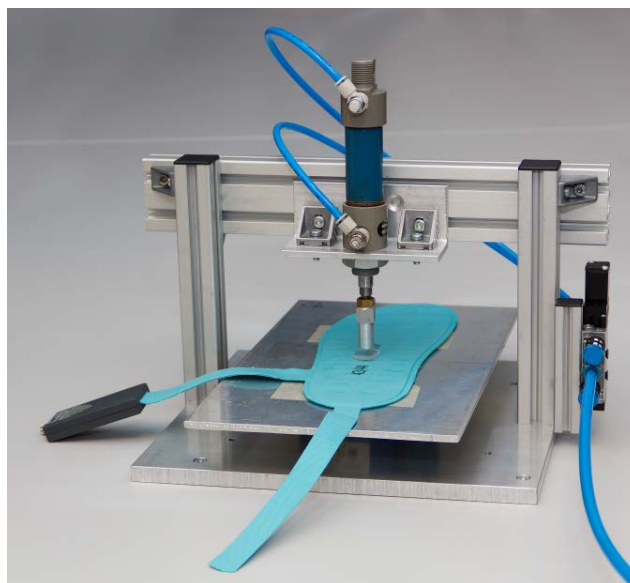
- senzorji in oddajnik na istem vezju
 - triosni žiroskop
 - triosni pospeškometer
 - triosni magnetometer
- 30 mm x 20 mm
- 6 ur avtonomije
- obojestranska komunikacija
- vzorčna frekvenca 100 Hz
- kalibracija



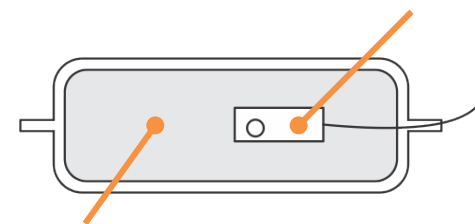
Merilni sistem

Merilni vložki Parotec (Paromed)

- 24 hidrocelic
 - senzor tlaka
 - 220 N obremenitve
- namenski vgrajeni sistem za zajem
 - mikroprocesor LPC1768
- vzorčna frekvenca 100 Hz
- kalibracija



senzor tlaka



silikonski gel



Ocenjevanje orientacije

Razširjeni Kalmanov filter

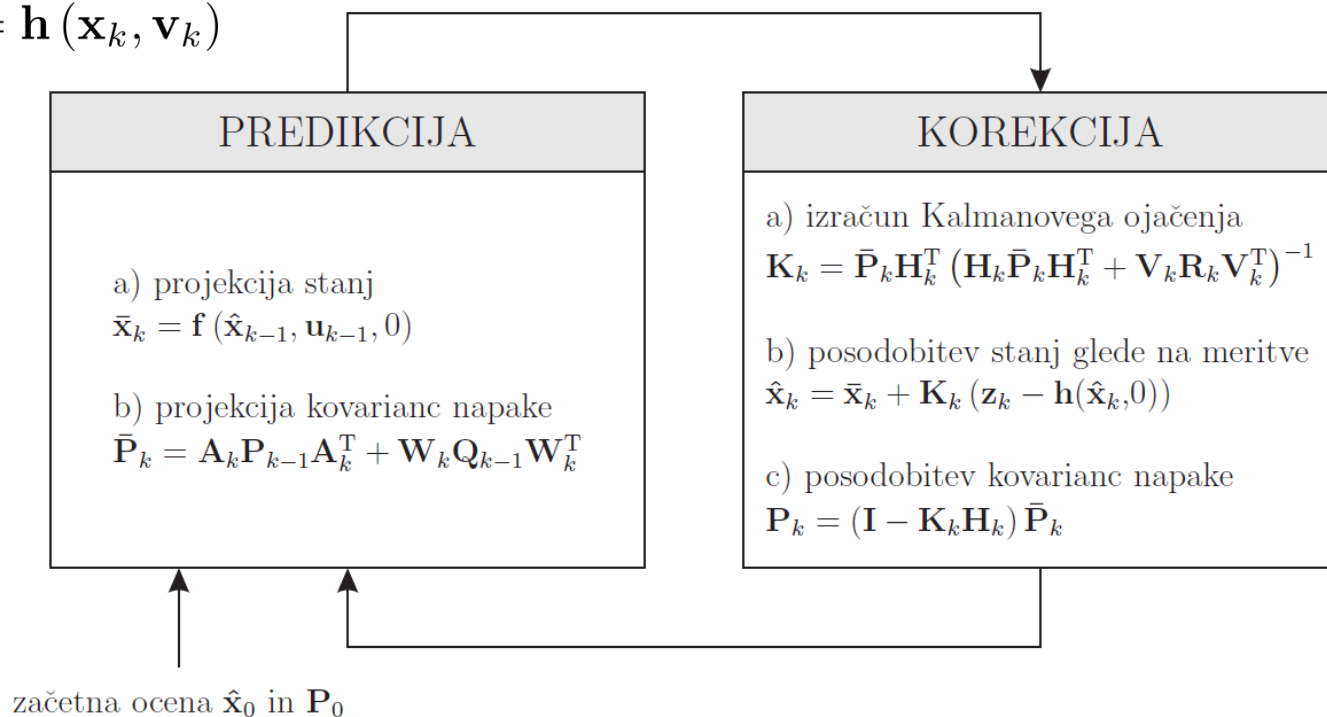
- opazovani sistem je opisan z
 - vektorjem **stanj**

$$\mathbf{x}_k = \mathbf{f}(\mathbf{x}_{k-1}, \mathbf{u}_{k-1}, \mathbf{w}_{k-1})$$

- vektorjem **meritev**

$$\mathbf{z}_k = \mathbf{h}(\mathbf{x}_k, \mathbf{v}_k)$$

$$\mathbf{x}_k = \begin{bmatrix} S_{\omega} \\ S_{\dot{\omega}} \\ G_{\mathbf{q}} \\ G_{\dot{\mathbf{q}}} \\ G_{\ddot{\mathbf{q}}} \end{bmatrix} \quad \mathbf{z}_k = \begin{bmatrix} S_{\omega} \\ S_{\dot{\omega}} \\ S_{\mathbf{a}} \\ S_{\mathbf{B}} \end{bmatrix}$$



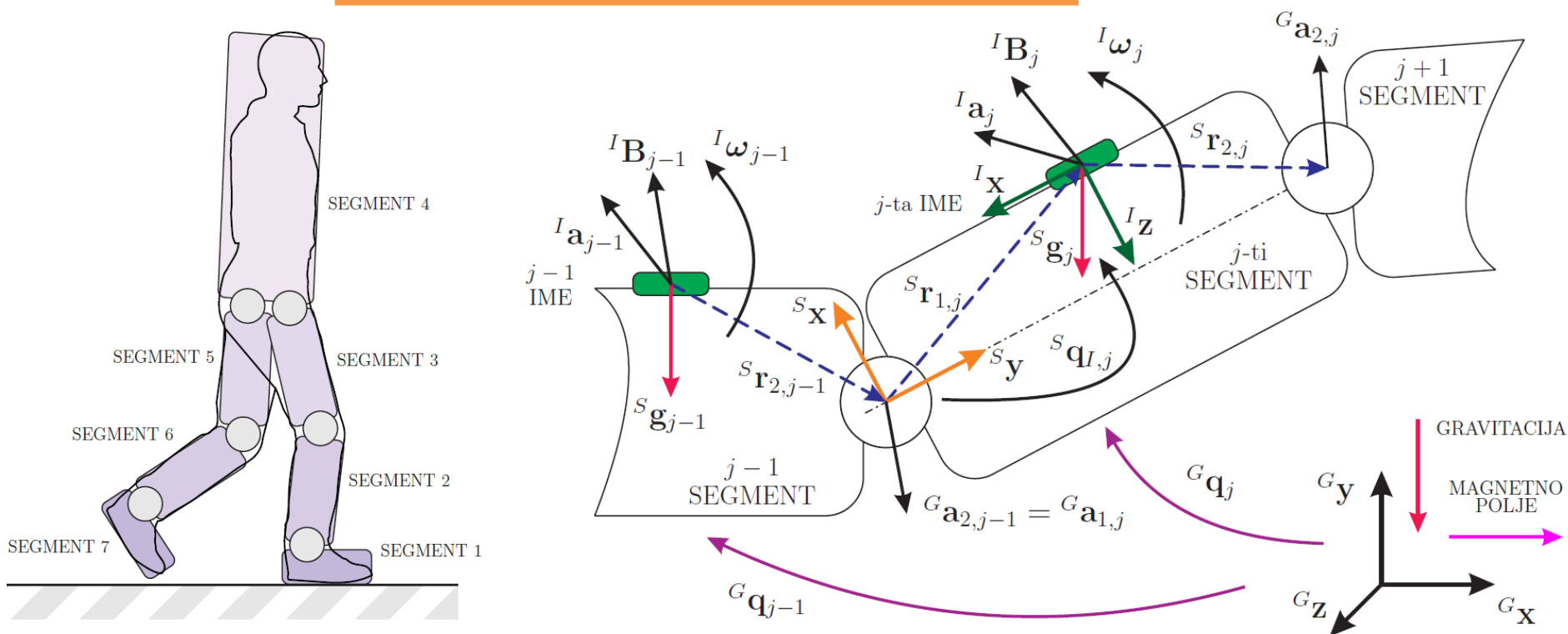
Vektor meritev

Translacijski pospešek IME

$${}^S \mathbf{a}_j = {}^S \mathbf{a}_{D,j} - {}^S \mathbf{g}_j$$

- kinematična relacija

$${}^S \mathbf{a}_j = {}^S \mathbf{a}_{1,j} + {}^S \boldsymbol{\omega}_j \times ({}^S \boldsymbol{\omega}_j \times {}^S \mathbf{r}_{1,j}) + {}^S \dot{\boldsymbol{\omega}}_j \times {}^S \mathbf{r}_{1,j} - {}^S \mathbf{g}_j$$

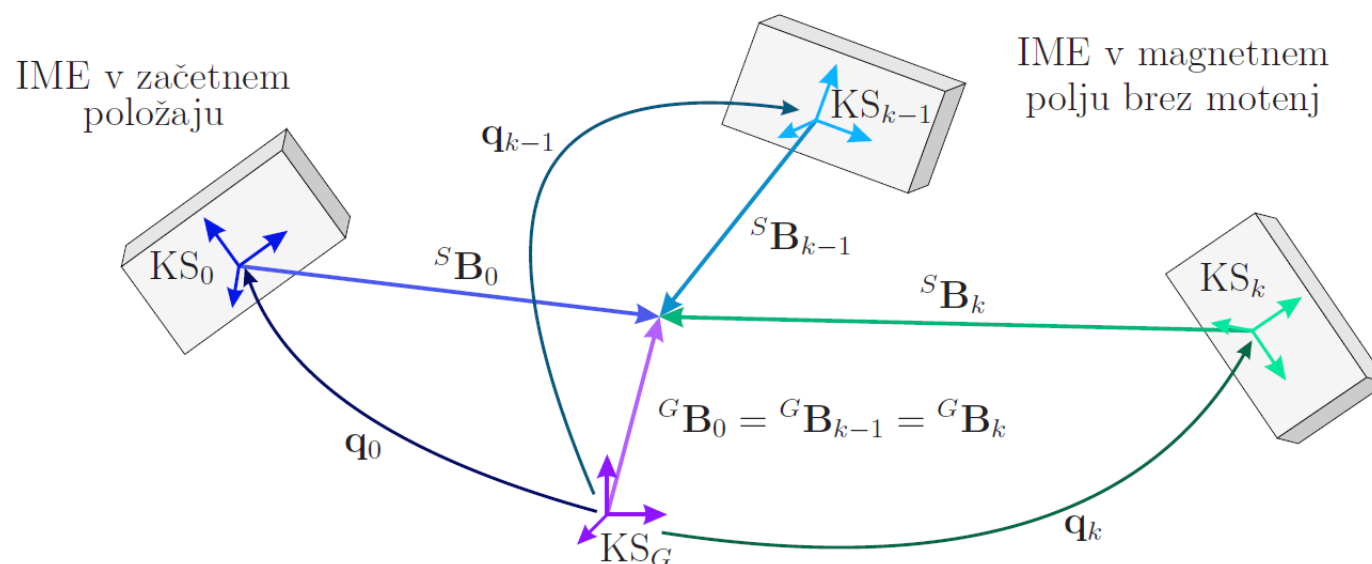




Vektor meritev

Izmerjeno **magnetno polje**

$$[0, {}^S\mathbf{B}_k^T]^T = {}^G\mathbf{q}_k^* \otimes [0, {}^G\mathbf{B}_0^T]^T \otimes {}^G\mathbf{q}_k$$



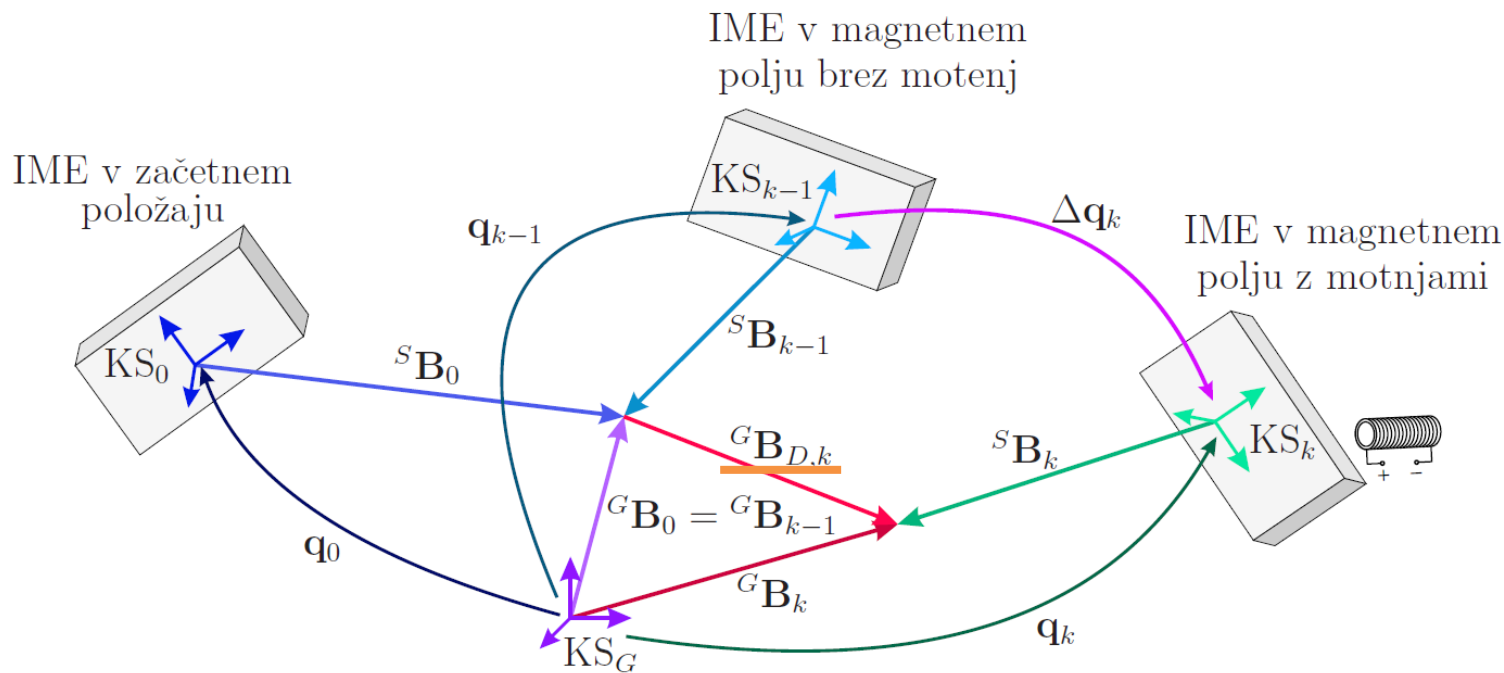
Vektor meritev

Izmerjeno **magnetno polje**

$$[0, {}^S\mathbf{B}_k^T]^T = {}^G\mathbf{q}_k^* \otimes [0, {}^G\mathbf{B}_0^T]^T \otimes {}^G\mathbf{q}_k$$

- ob prisotnosti **magnetne motnje**

$$[0, {}^S\mathbf{B}_k^T]^T = {}^G\mathbf{q}_k^* \otimes [0, {}^G\mathbf{B}_0^T + {}^G\mathbf{B}_{D,k}^T]^T \otimes {}^G\mathbf{q}_k$$



Vektor meritev

Model magnetne motnje

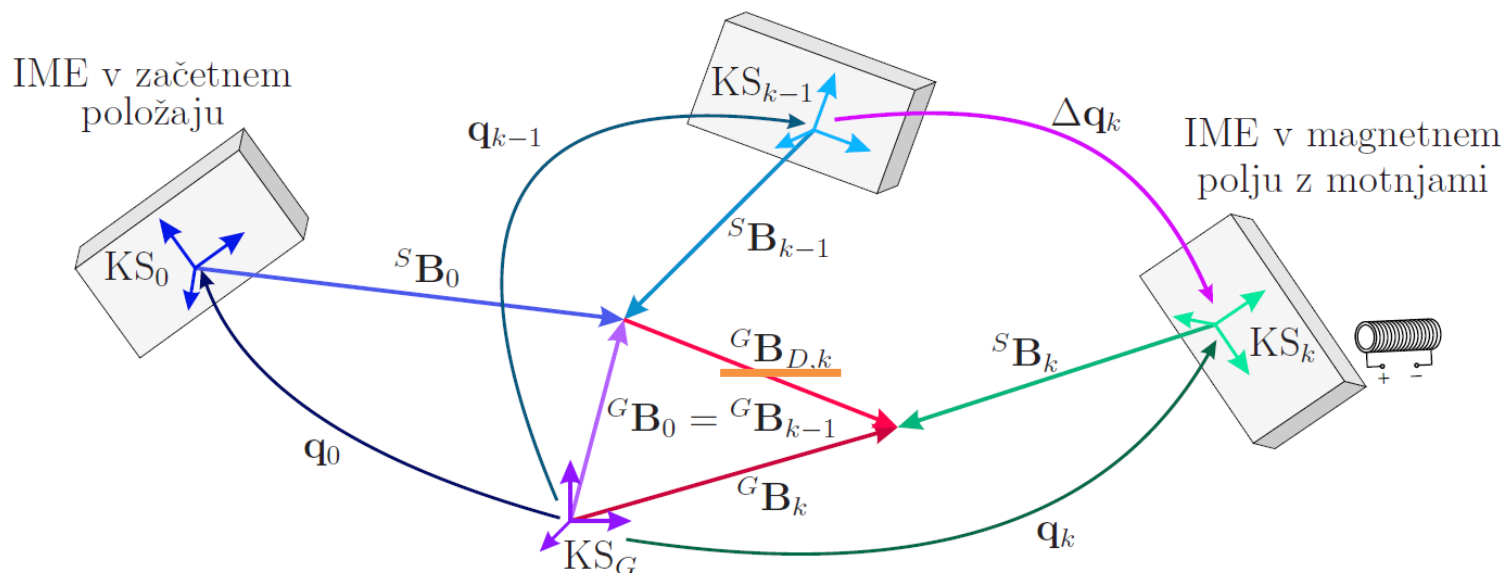
$${}^G\mathbf{B}_{D,k} = {}^G\mathbf{B}_{D,k-1} + {}^G\dot{\mathbf{B}}_{D,k}\Delta t$$

- sprememba magnetne motnje

$${}^G\dot{\mathbf{B}}_{D,k}\Delta t = {}^G\mathbf{B}_k - {}^G\mathbf{B}_{k-1}$$

$$[0, {}^G\mathbf{B}_k^T]^T = (\mathbf{q}_{k-1} + \Delta\mathbf{q}_k) \otimes [0, {}^S\mathbf{B}_k^T]^T \otimes (\mathbf{q}_{k-1} + \Delta\mathbf{q}_k)^*$$

IME v magnetnem
polju brez motenj





Algoritem senzorne integracije

- Vektor stanj

$$\mathbf{x}_k = \begin{bmatrix} {}^S\boldsymbol{\omega}_k \\ {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_k \\ {}^G\mathbf{q}_k \\ {}^G\dot{\mathbf{q}}_k \\ {}^G\ddot{\mathbf{q}}_k \\ {}^G\mathbf{B}_{D,k} \\ {}^G\dot{\mathbf{B}}_{D,k} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{f}_{[1-3]} \\ \mathbf{f}_{[4-6]} \\ \mathbf{f}_{[7-10]} \\ \mathbf{f}_{[11-14]} \\ \mathbf{f}_{[15-18]} \\ \mathbf{f}_{[19-21]} \\ \mathbf{f}_{[22-24]} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^S\boldsymbol{\omega}_{k-1} + {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_{k-1}\Delta t \\ {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_{k-1} \\ {}^G\mathbf{q}_{k-1} + {}^G\dot{\mathbf{q}}_{k-1}\Delta t \\ \frac{1}{2}{}^G\mathbf{q}_{k-1} \otimes [0, {}^S\boldsymbol{\omega}_{k-1}^T]^T \\ \frac{1}{2}{}^G\dot{\mathbf{q}}_{k-1} \otimes [0, {}^S\boldsymbol{\omega}_{k-1}^T]^T + \frac{1}{2}{}^G\mathbf{q}_{k-1} \otimes [0, {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_{k-1}^T]^T \\ {}^G\mathbf{B}_{D,k-1} + {}^G\dot{\mathbf{B}}_{D,k-1}\Delta t \\ \left(\left(\mathbf{q}_{k-1} + \mathbf{q}_{k-1} \otimes [0, {}^S\boldsymbol{\omega}_{k-1}^T]^T \frac{1}{2}\Delta t \right) \otimes [0, {}^S\mathbf{B}_k^T]^T \otimes (\mathbf{q}_{k-1} + \right. \\ \left. \mathbf{q}_{k-1} \otimes [0, {}^S\boldsymbol{\omega}_{k-1}^T]^T \frac{1}{2}\Delta t \right)^* - \mathbf{q}_{k-1} \otimes [0, {}^S\mathbf{B}_{k-1}^T]^T \otimes \mathbf{q}_{k-1}^* \Big) \Delta t^{-1} \end{bmatrix}$$

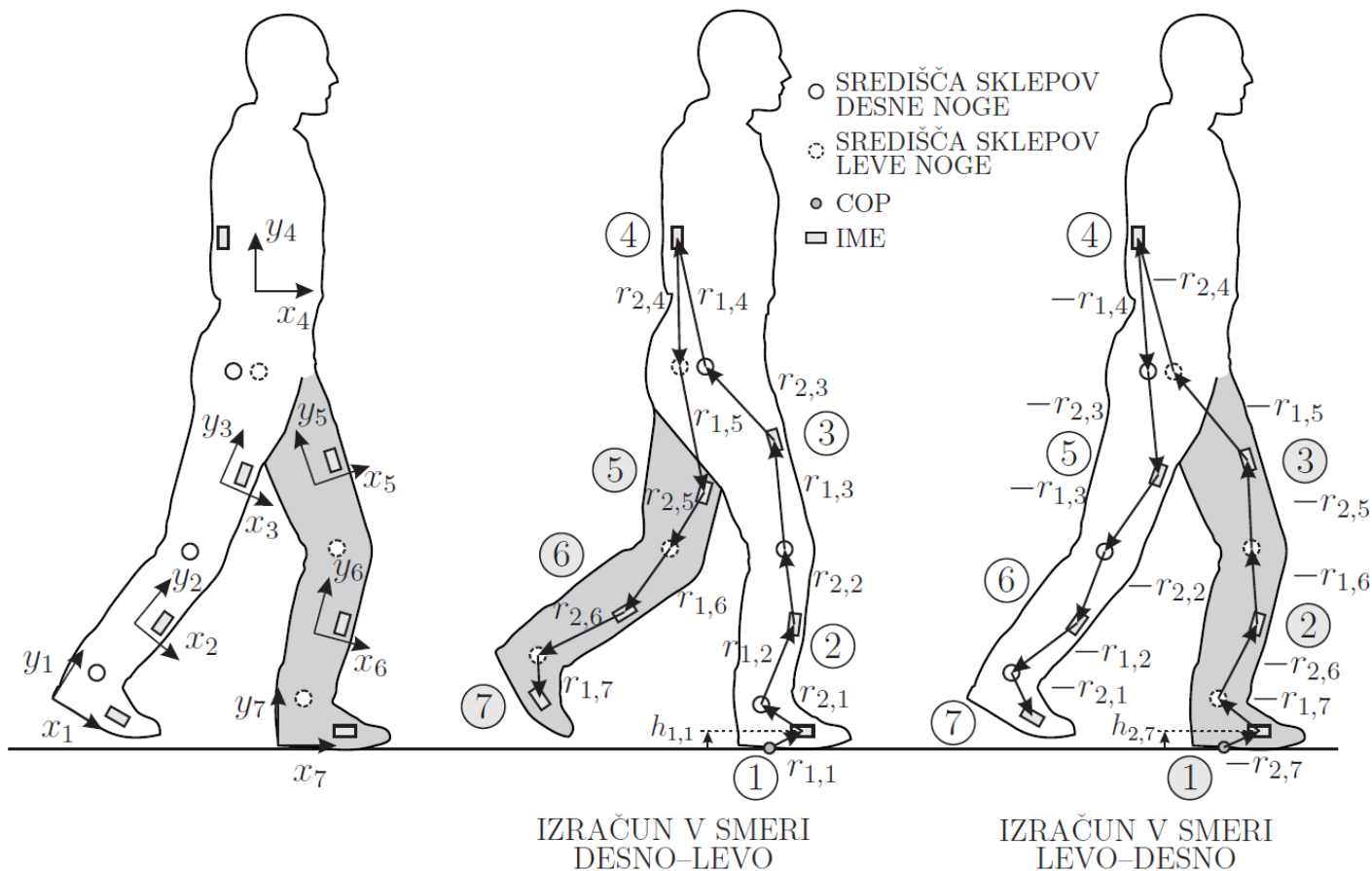
- Vektor meritev

$$\mathbf{z}_k = \begin{bmatrix} {}^S\boldsymbol{\omega} \\ {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}} \\ {}^S\mathbf{a} \\ {}^S\mathbf{B} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{h}_{[1-3]} \\ \mathbf{h}_{[4-6]} \\ \mathbf{h}_{[7-9]} \\ [0, \mathbf{h}_{[10-12]}^T]^T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^S\boldsymbol{\omega}_k \\ {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_k \\ {}^S\mathbf{a}_{1,k} + {}^S\boldsymbol{\omega}_k \times ({}^S\boldsymbol{\omega}_k \times {}^S\mathbf{r}_1) + {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_k \times {}^S\mathbf{r}_1 - {}^S\mathbf{g}_k \\ {}^G\mathbf{q}_k^* \otimes [0, {}^G\mathbf{B}_0^T + c_{E,k} {}^G\mathbf{B}_{D,k}^T]^T \otimes {}^G\mathbf{q}_k \end{bmatrix}$$

Merjenje človeškega gibanja

7-segmentni model človeka

- določitev „vpetja“ – smer rekurzivnega izračuna



Merjenje človeškega gibanja

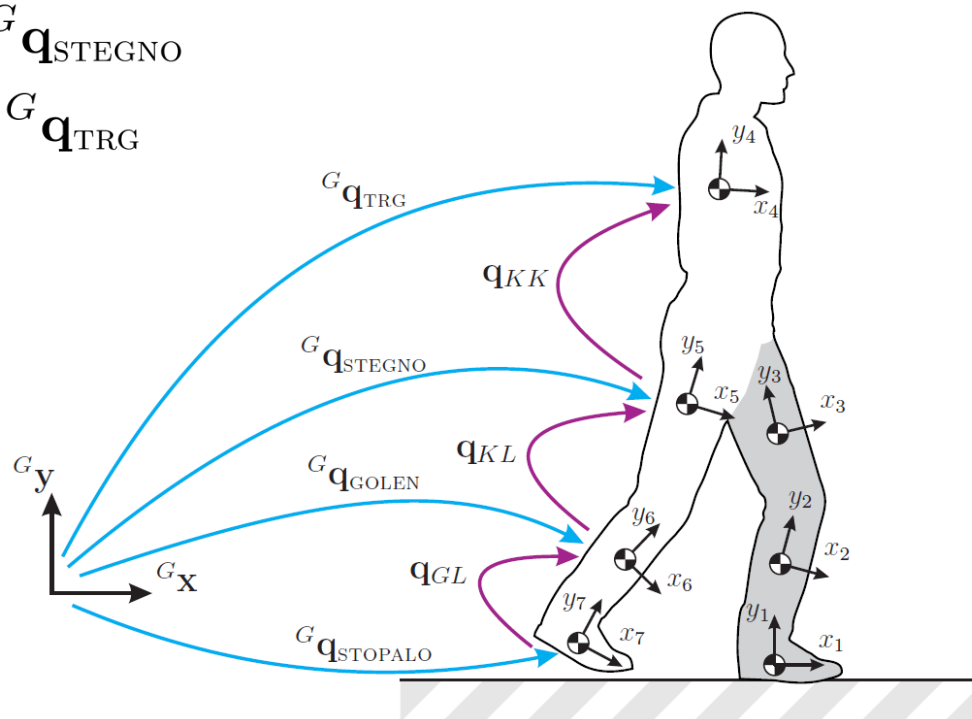
Kinematični parametri

- razlika orientacij dveh medsebojnih segmentov

$$\mathbf{q}_{GL} = {}^G\mathbf{q}_{\text{STOPALO}}^* \otimes {}^G\mathbf{q}_{\text{GOLEN}}$$

$$\mathbf{q}_{KL} = {}^G\mathbf{q}_{\text{GOLEN}}^* \otimes {}^G\mathbf{q}_{\text{STEGNO}}$$

$$\mathbf{q}_{KK} = {}^G\mathbf{q}_{\text{STEGNO}}^* \otimes {}^G\mathbf{q}_{\text{TRG}}$$



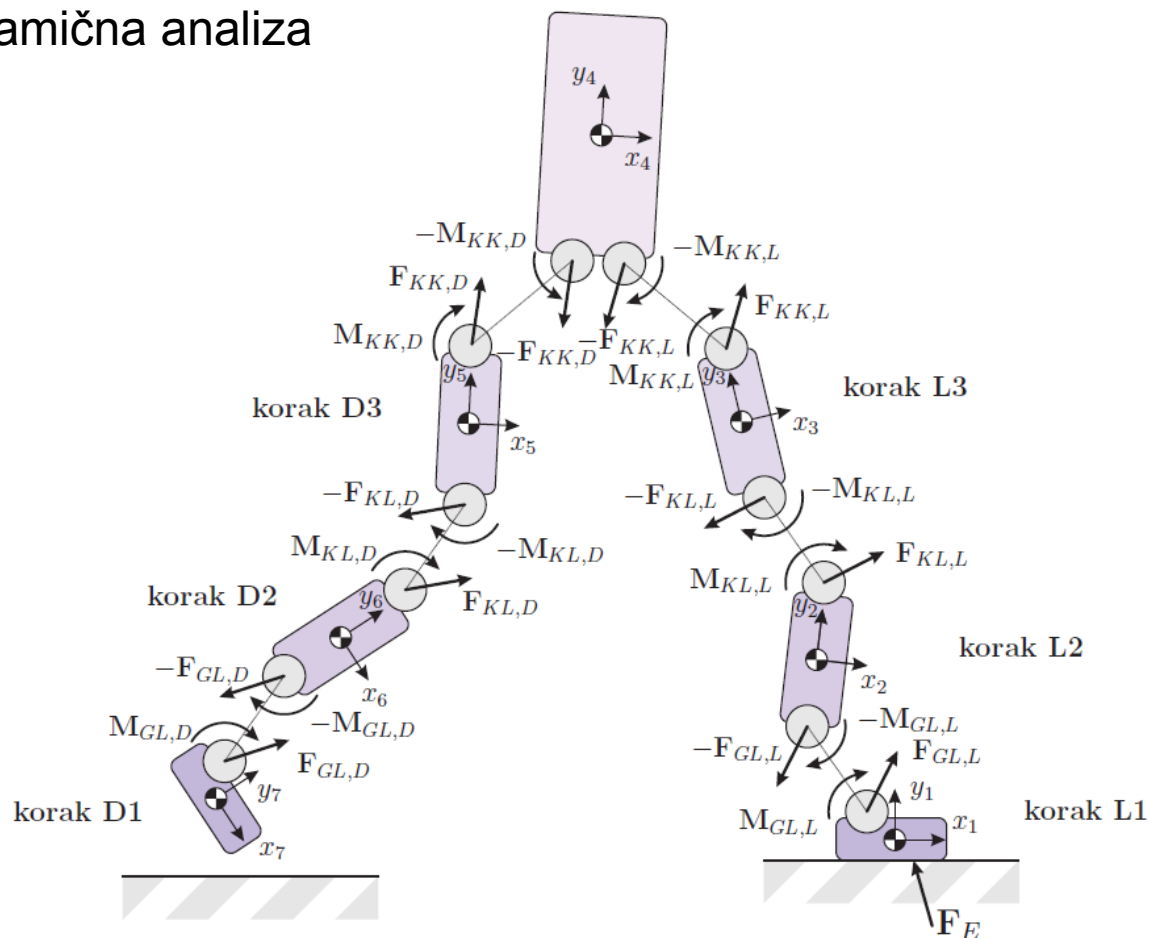
Merjenje človeškega gibanja

Obremenitve v sklepih

- Newton-Eulerjeva dinamična analiza
- rekurzivni izračun

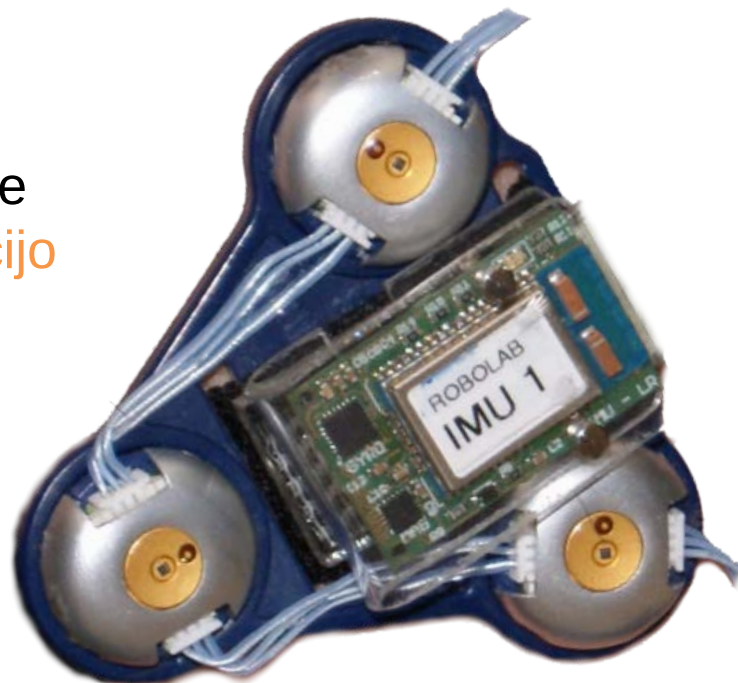
$$\sum {}^G \mathbf{F} = \frac{d(m^G \mathbf{v}_c)}{dt}$$

$$\sum {}^G \mathbf{M} = \frac{d({}^G \mathbf{I}^G \boldsymbol{\omega})}{dt}$$



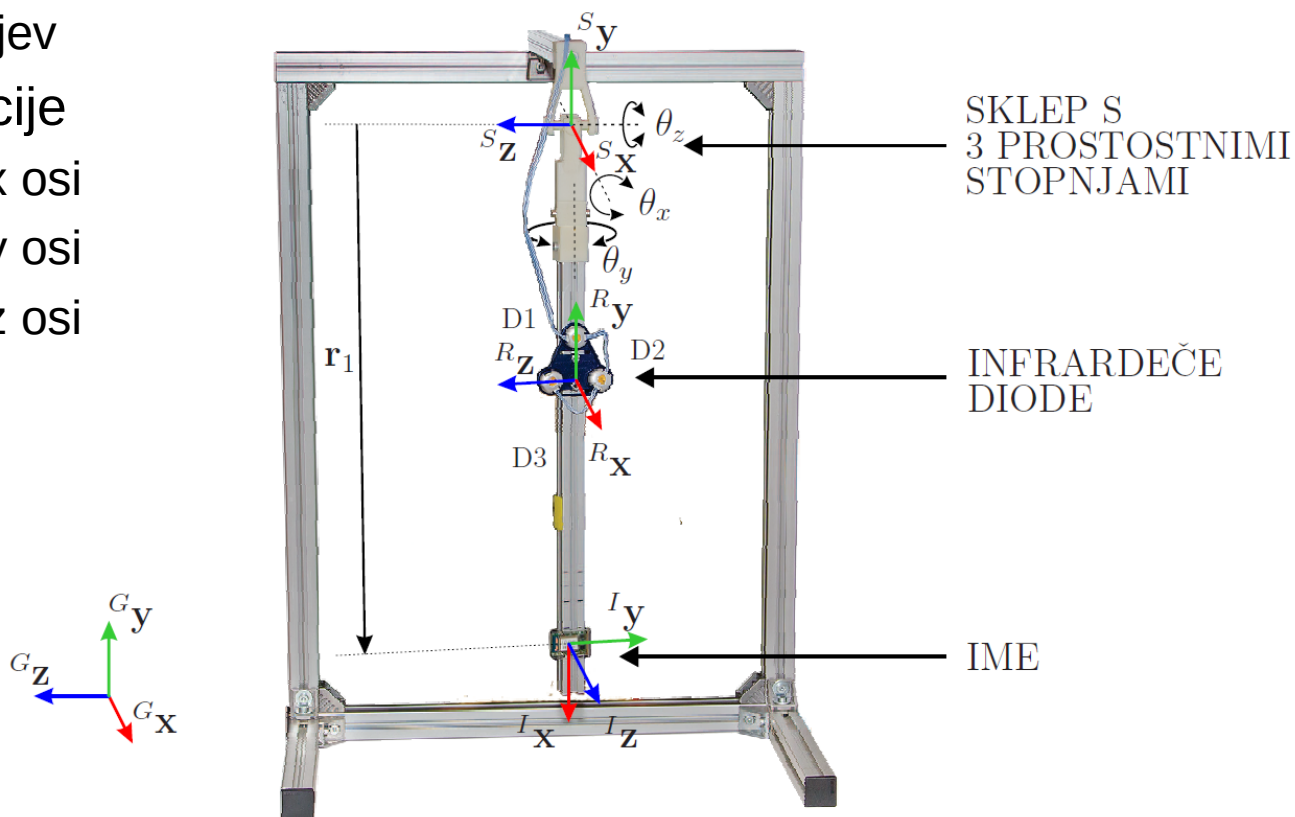
Validacija delovanja algoritma za ocenjevanje orientacije

- ocenjevanje orientacije **enega** segmenta
- **dolgotrajno** gibanje človeka
- delovanje algoritma za ocenjevanje orientacije z vključeno **kompensacijo** magnetnih **motenj**



Ocenjevanje orientacije enega segmenta

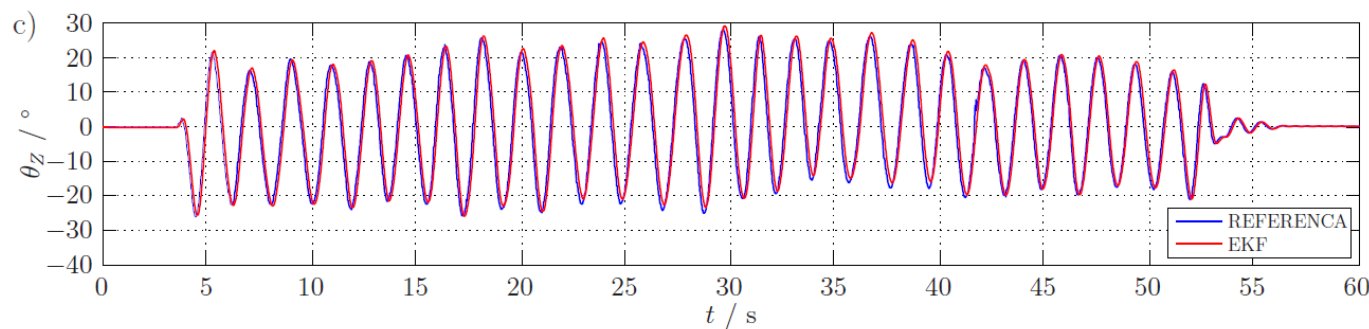
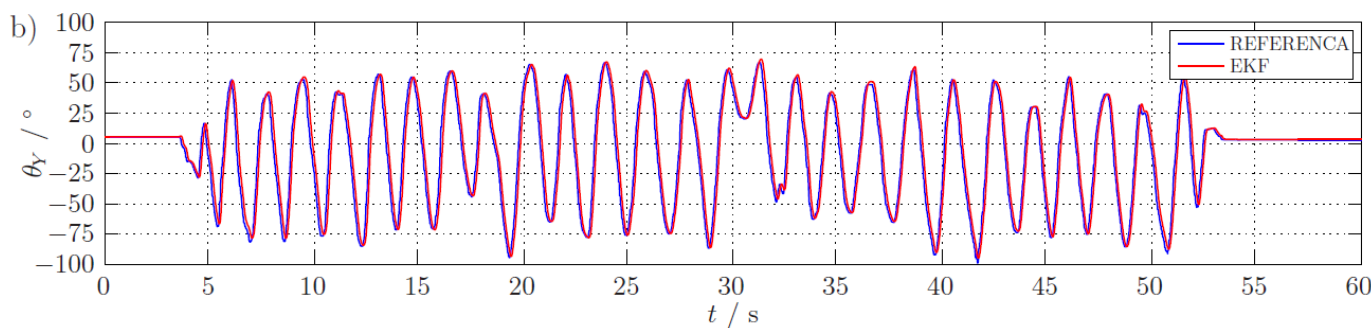
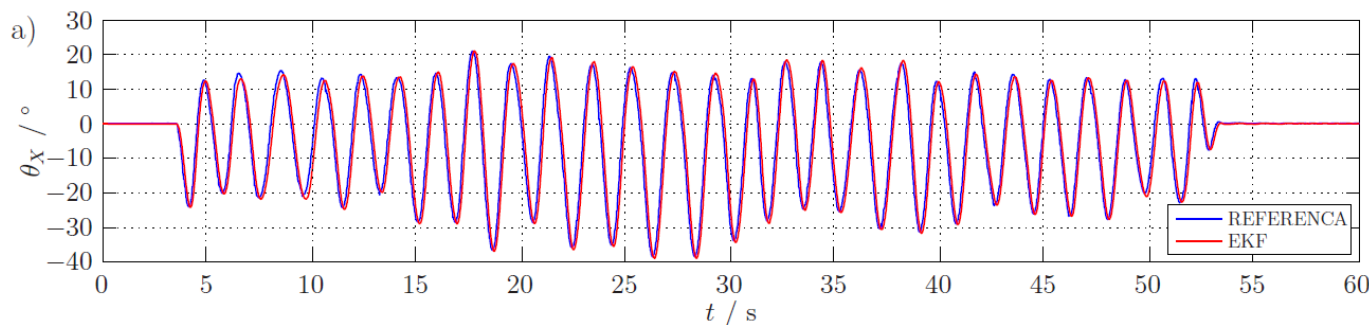
- fizikalno nihalo
- referenčni in nosljivi merilni sistem
- 10 meritev po 60 s
 - 22 ± 5 nihajev
- omejene rotacije
 - $\pm 40^\circ$ okoli x osi
 - $\pm 90^\circ$ okoli y osi
 - $\pm 40^\circ$ okoli z osi





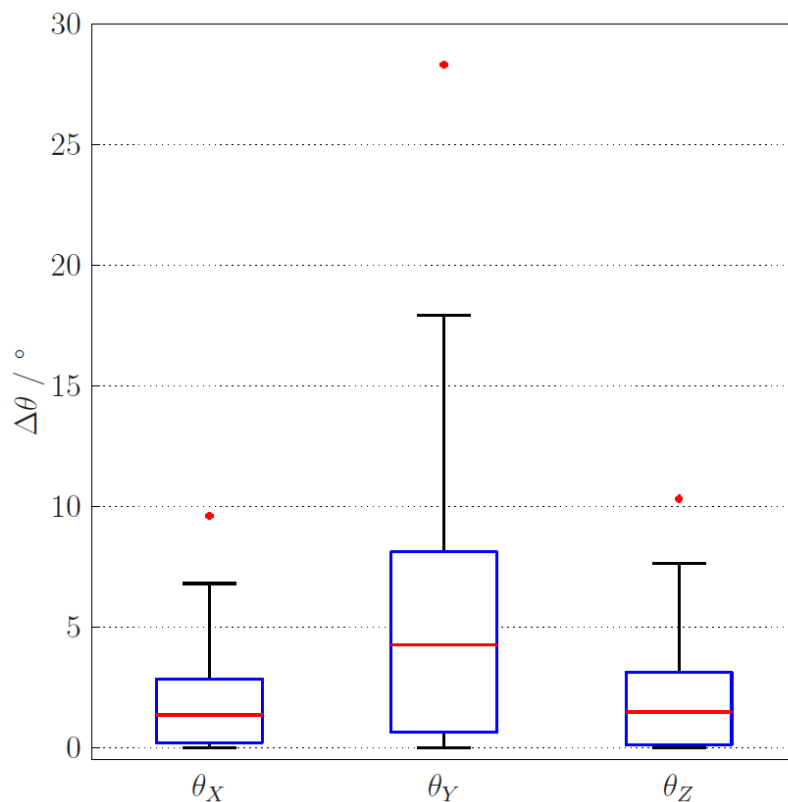
Ocenjevanje orientacije enega segmenta

- primer 60 s meritve





Ocenjevanje orientacije enega segmenta



	$\Delta\tilde{\theta}/^\circ$	$\Delta\theta_{\text{RMS}}/^\circ$	PCC
θ_X	1,35	2,34	0,98
θ_Y	4,27	8,18	0,97
θ_Z	1,47	2,55	0,98

Srednja vrednost absolutne napake

- **<1,5°** za kote okoli horizontalnih osi
- **<4,3°** za kote okoli vertikalne osi



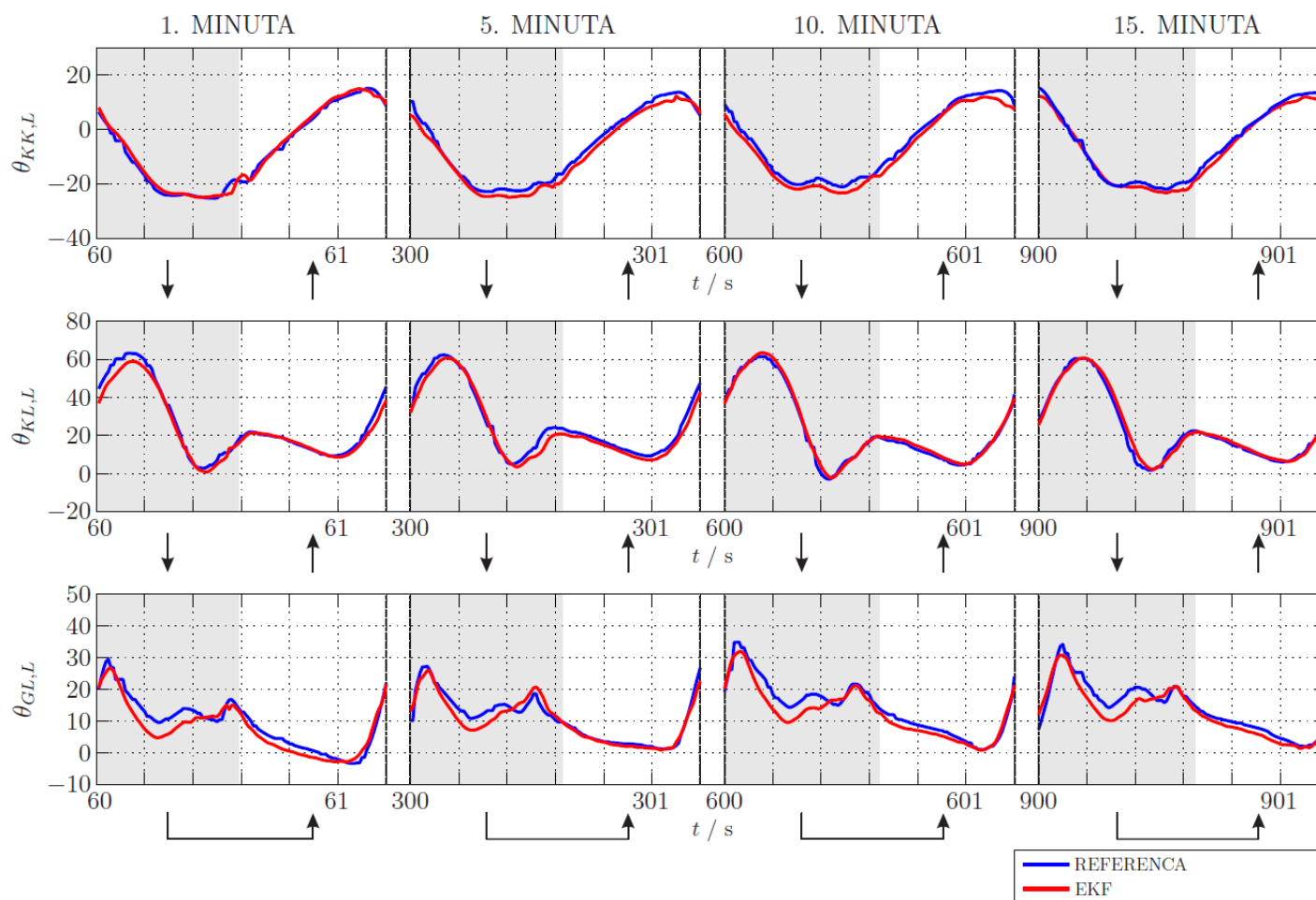
Dolgotrajno gibanje človeka

- 15-minutna hoja
 - po tekočem traku 4 km/h
 - po tekočem traku 6 km/h
 - hoja po poligonu
- subjekti: 5 moških
 - starost 27.6 ± 3.4 let
 - višina 1.79 ± 0.07 m
 - teža 78 ± 8 kg
- referenčni in nosljivi merilni sistem



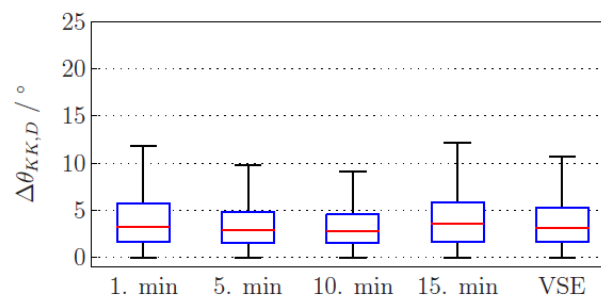
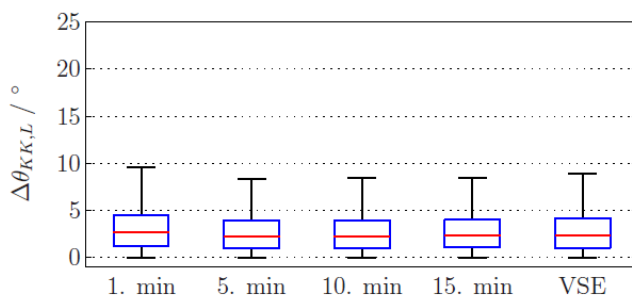
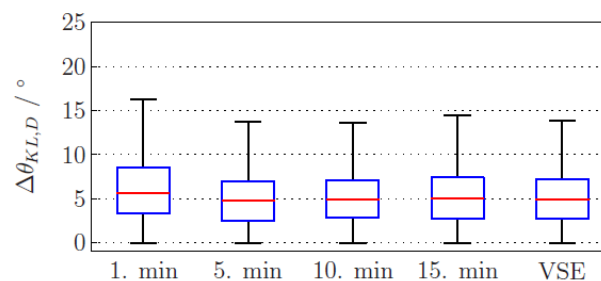
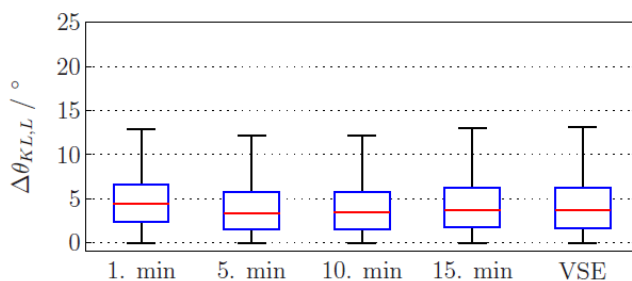
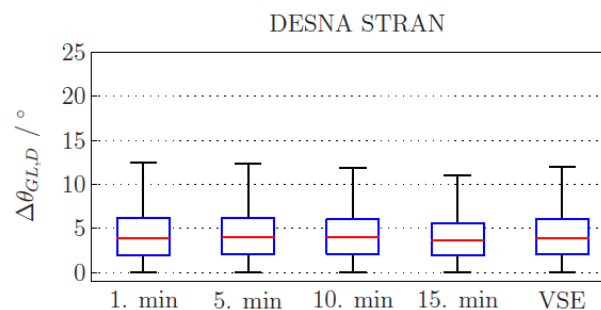
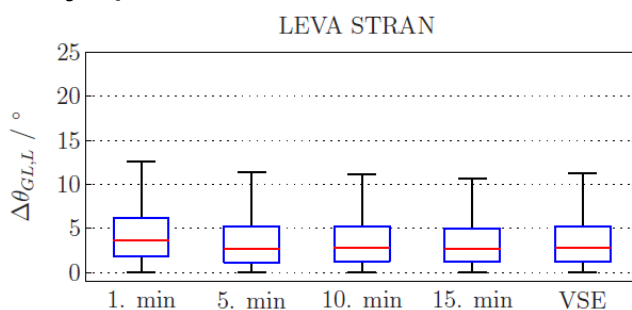
Dolgotrajno gibanje človeka

- koti z največjim območjem gibljivosti



Dolgotrajno gibanje človeka

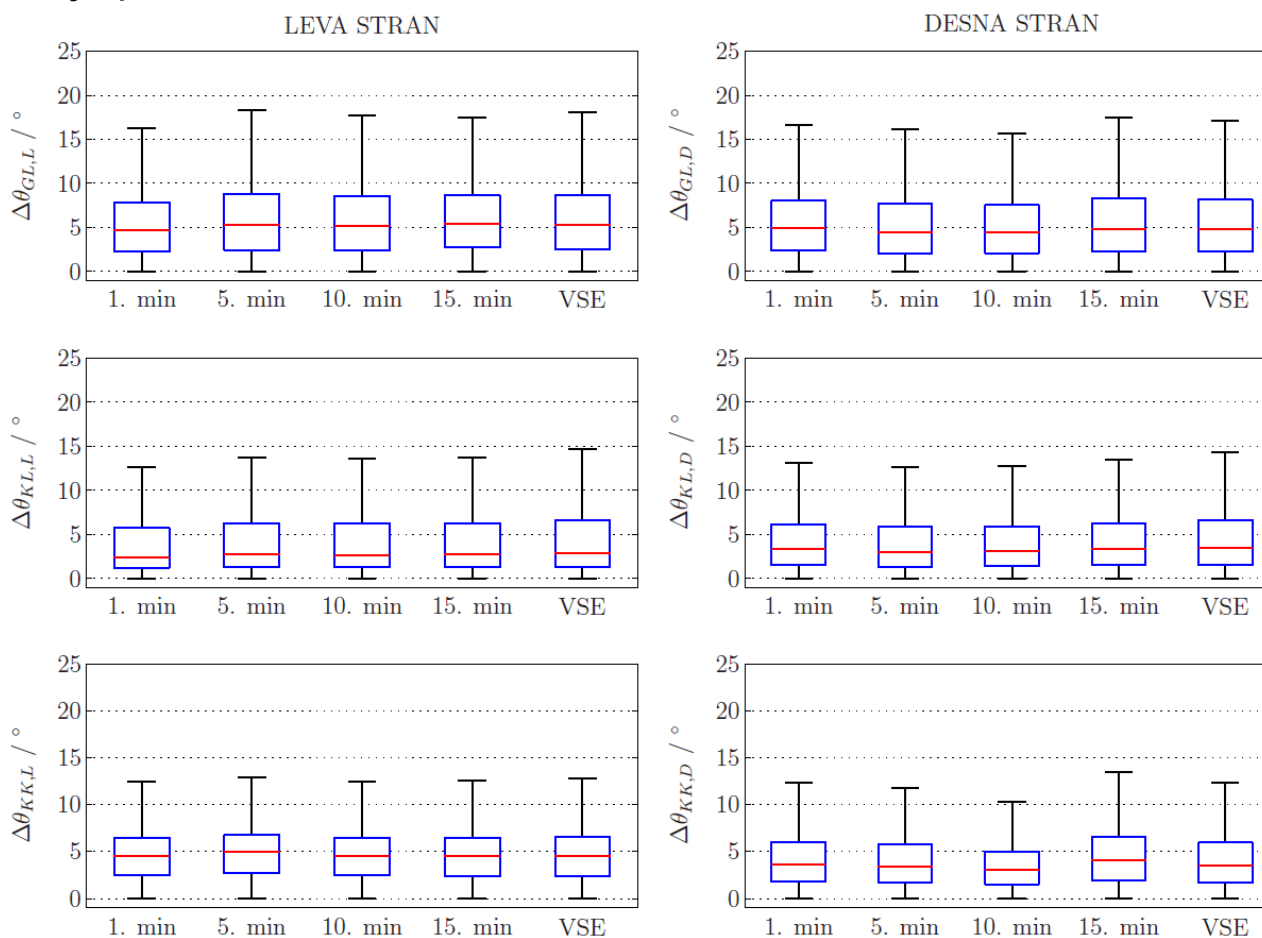
- napaka ocenjenih kotov
 - hoja po tekočem traku 4 km/h





Dolgotrajno gibanje človeka

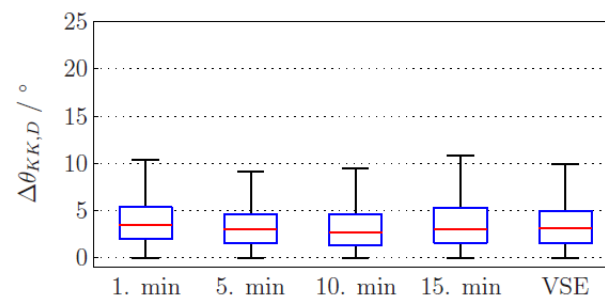
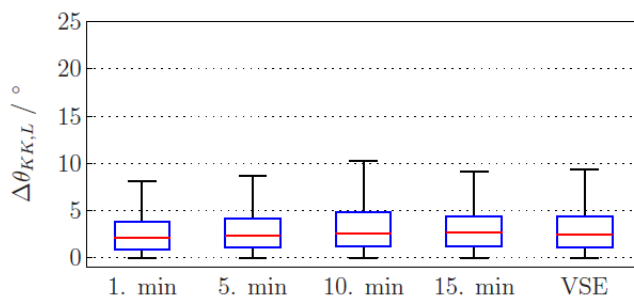
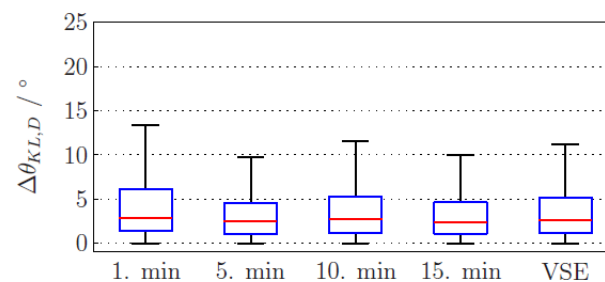
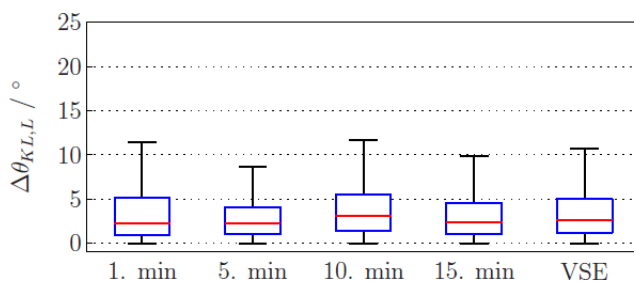
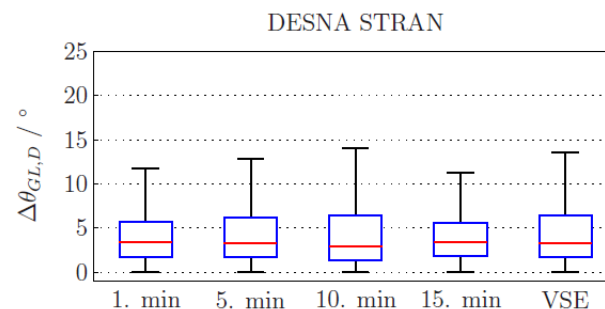
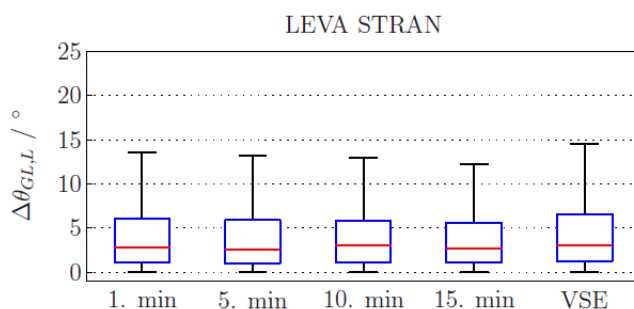
- napaka ocenjenih kotov
 - hoja po tekočem traku 6 km/h





Dolgotrajno gibanje človeka

- napaka ocenjenih kotov
 - hoja po **poligonu**





Dolgotrajno gibanje človeka

- Pearsonov korelacijski koeficient

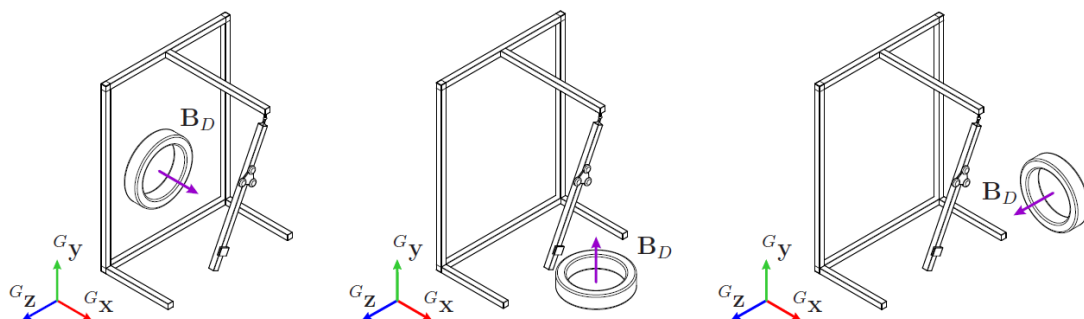
HITROST HOJE	STRAN	PCC_{GL}	PCC_{KL}	PCC_{KK}
4 km/h	L	$0,86 \pm 0,05$	$0,92 \pm 0,02$	$0,97 \pm 0,01$
	D	$0,89 \pm 0,04$	$0,94 \pm 0,02$	$0,97 \pm 0,01$
6 km/h	L	$0,71 \pm 0,04$	$0,89 \pm 0,01$	$0,96 \pm 0,01$
	D	$0,77 \pm 0,06$	$0,92 \pm 0,01$	$0,96 \pm 0,02$
poligon	L	$0,84 \pm 0,08$	$0,97 \pm 0,02$	$0,96 \pm 0,03$
	D	$0,84 \pm 0,08$	$0,97 \pm 0,02$	$0,99 \pm 0,01$

- srednja **napaka** ocenjenih kotov $< 5^\circ$
- napaka se večja s hitrostjo hoje
- zanesljivo delovanje **brez izraženega lezenja** med dolgotrajnim merjenjem

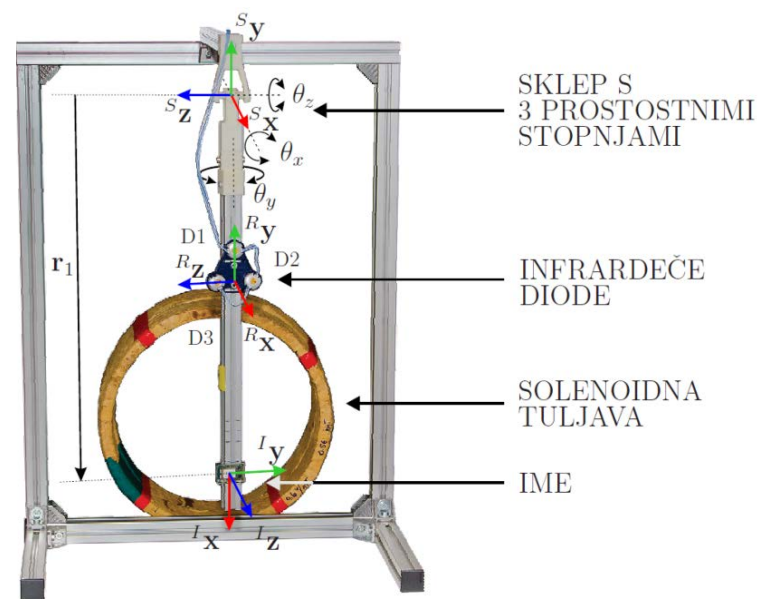


Kompensacija magnetnih motenj

- en segment
 - fizikalno nihalo
- magnetna **motnja** vsiljena s solenoidno **tuljavo**
 - **tri** različne **lege** tuljave

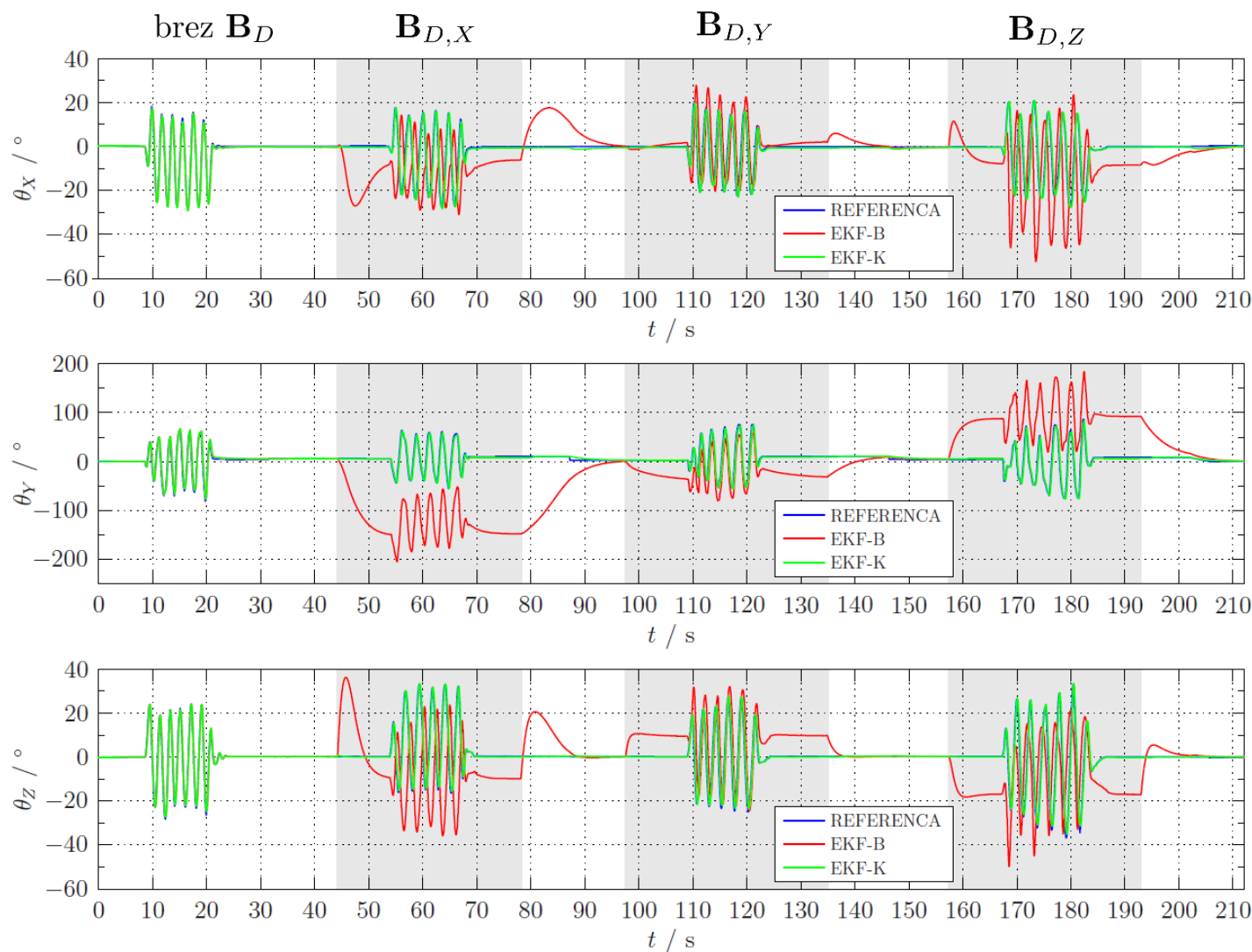


- 4 serije po 3x 60 s nihanja
 - 24 ± 4 nihajev
- primerjava EKF **brez** in **z vključeno** kompenzacijo magnetnih motenj





Kompensacija magnetnih motenj

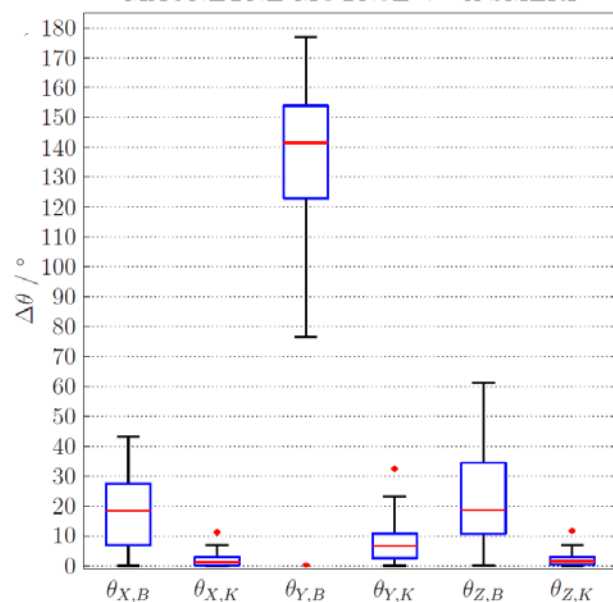




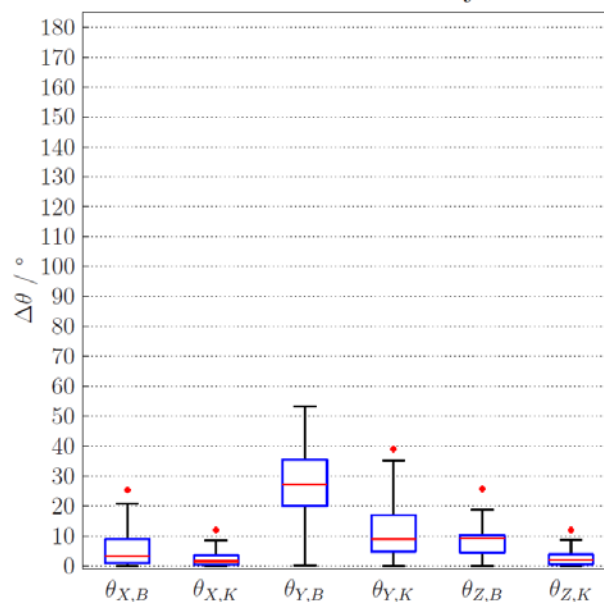
Kompensacija magnetnih motenj

napaka kotov ocenjenih z EKF brez in s kompensacijo magnetnih motenj

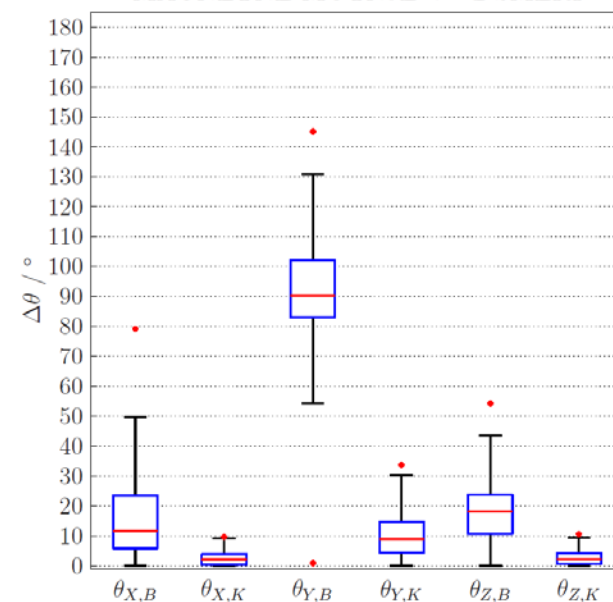
MAGNETNE MOTNJE V G_x SMERI



MAGNETNE MOTNJE V G_y SMERI



MAGNETNE MOTNJE V G_z SMERI





Kompensacija magnetnih motenj

Pearsonov korelacijski koeficient

		PCC_B	PCC_K
Brez motenj ${}^G\mathbf{B}_D$	θ_X	0,98	0,98
	θ_Y	0,97	0,97
	θ_Z	0,98	0,98
Motnja ${}^G\mathbf{B}_{D,X}$	θ_X	-0,72	0,98
	θ_Y	0,66	0,96
	θ_Z	-0,56	0,97
Motnja ${}^G\mathbf{B}_{D,Y}$	θ_X	0,84	0,97
	θ_Y	0,92	0,94
	θ_Z	0,78	0,96
Motnja ${}^G\mathbf{B}_{D,Z}$	θ_X	-0,20	0,97
	θ_Y	0,79	0,98
	θ_Z	0,30	0,97

izboljšanje ocenjevanja orientacije
ne glede na smer, jakost in trajanje
magnetne motnje

Ocenjevanje vstajanja za klinično prakso

Vstajanje

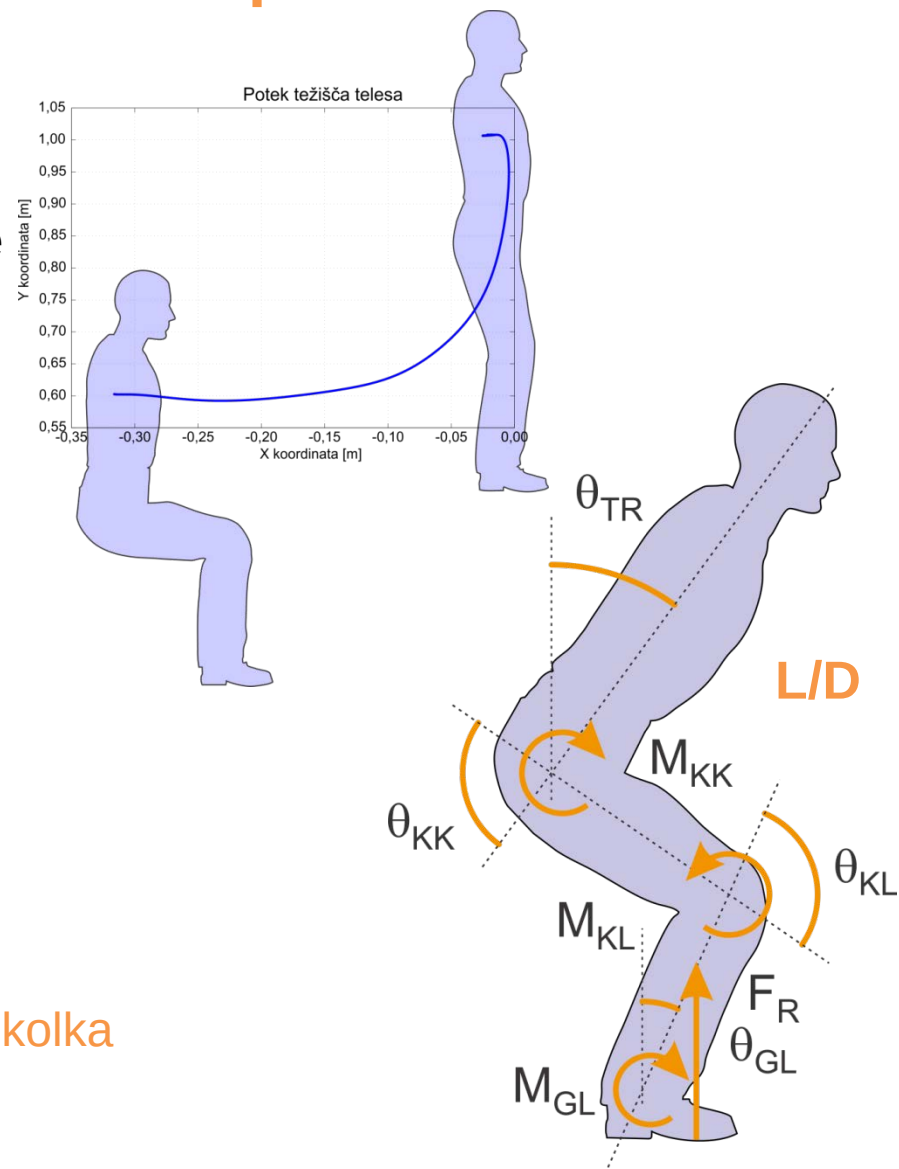
- 60x na dan
- povezava iz mirovanja v gibanje
- biomehansko zelo zahtevno

Parametri vstajanja

- potek **kotov** v sklepih
- **naklon** trupa
- reakcijske **sile** pod stopali
- **obremenitve** v sklepih
- **asimetrija** parametrov

Obravnava vstajanja

- po transtibialni **amputaciji**
- pred in po operativni **zamenjavi kolka**



Vstajanje oseb po transtibialni amputaciji

- osebe po **amputaciji**
 - 5 moških, $36,8 \pm 11,3$ let
 - $1,80 \pm 0,07$ m, $90,8 \pm 14,9$ kg
 - vzrok amputacije poškodba
- **zdrave** osebe
 - 6 moških, $40,7 \pm 10,5$ let
 - $1,74 \pm 0,07$ m, $78,7 \pm 14,3$ kg
- **referenčni** merilni sistem
- vstajanje – 7 ponovitev
 - dve **višini** stola
 - tri **hitrosti** vstajanja





Vstajanje oseb po transtibialni amputaciji

- **koti** v sklepih
- **navori** v sklepih
- **asimetrija**

$$\Delta A_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (A_{N,k} - A_{O,k})^2}$$

- vpliv **višine** stola in **hitrosti** vstajanja na **asimetrijo**
 - enosmerna ANOVA



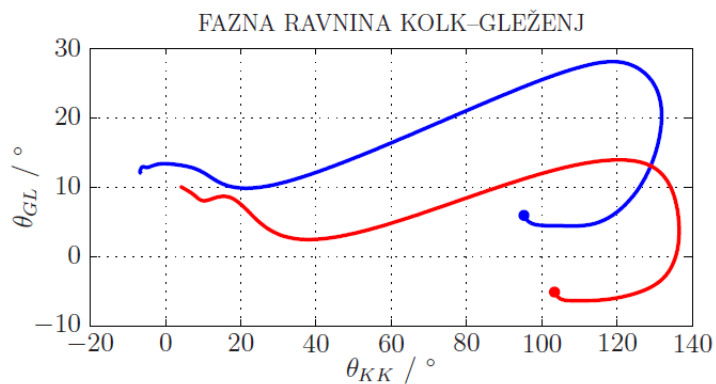
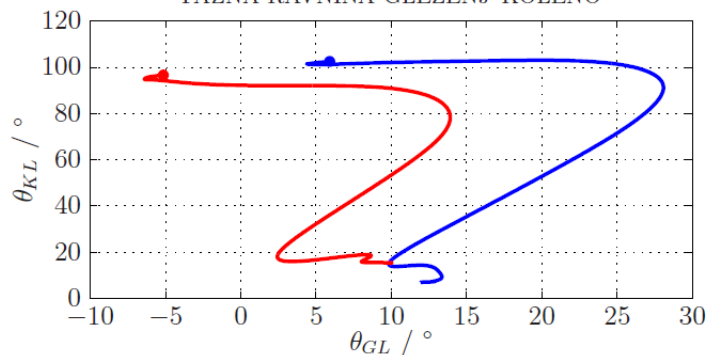
Vstajanje oseb po transtibialni amputaciji

- koti v sklepih

OSEBA PO TRANSTIBIALNI AMPUTACIJI A3



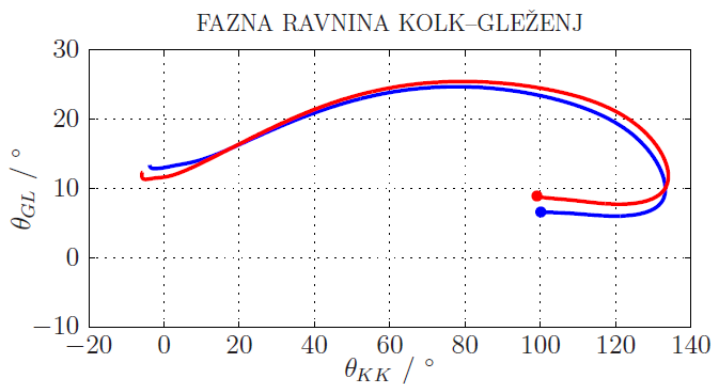
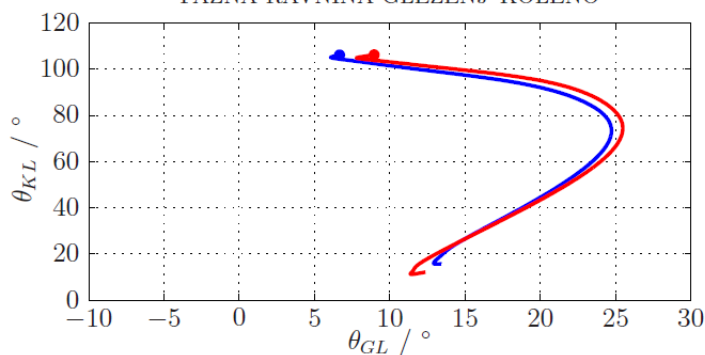
FAZNA RAVNINA GLEŽENJ-KOLENO



ZDRAVA OSEBA Z4



FAZNA RAVNINA GLEŽENJ-KOLENO





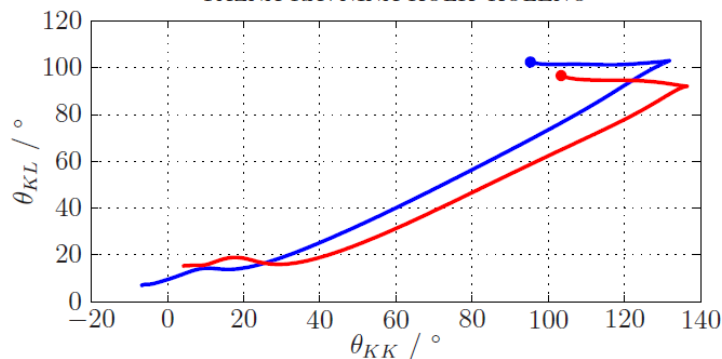
Vstajanje oseb po transtibialni amputaciji

- koti v sklepih

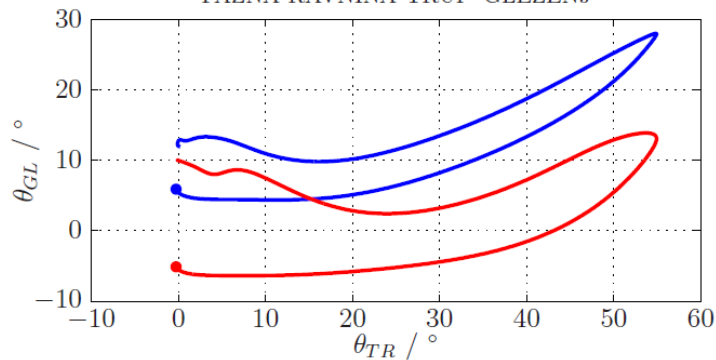
OSEBA PO TRANSTIBIALNI AMPUTACIJI A_3



FAZNA RAVNINA KOLK-KOLENO



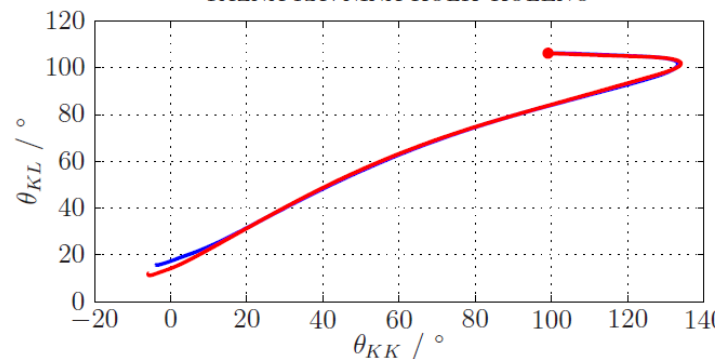
FAZNA RAVNINA TRUP-GLEŽENJ



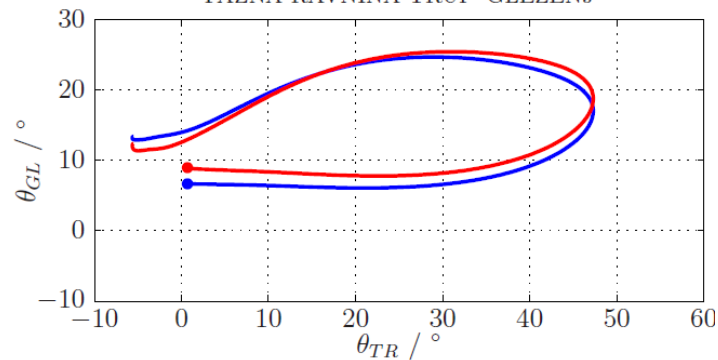
ZDRAVA OSEBA Z_4



FAZNA RAVNINA KOLK-KOLENO



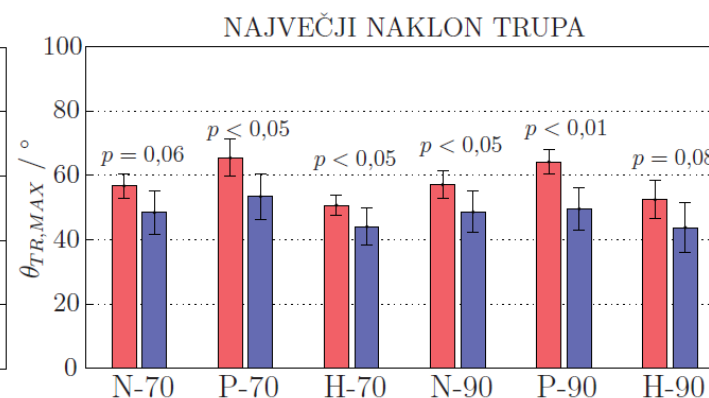
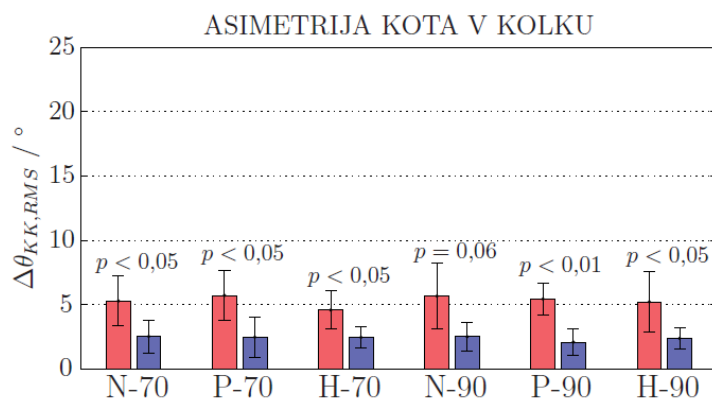
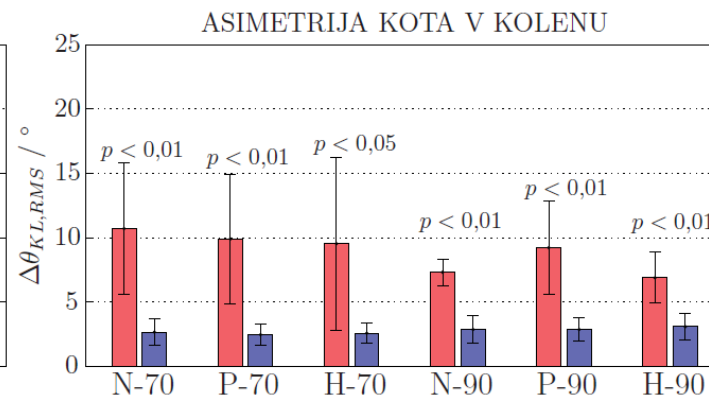
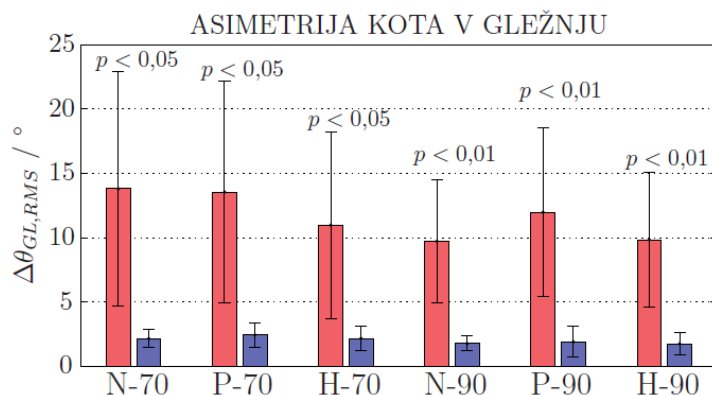
FAZNA RAVNINA TRUP-GLEŽENJ





Vstajanje oseb po transtibialni amputaciji

- asimetrija **kotov** v sklepih



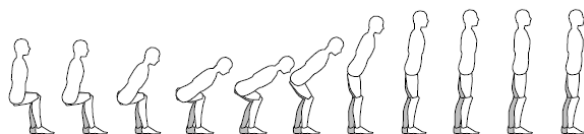
OSEBA PO AMPUTACIJI
ZDRAVA OSEBA



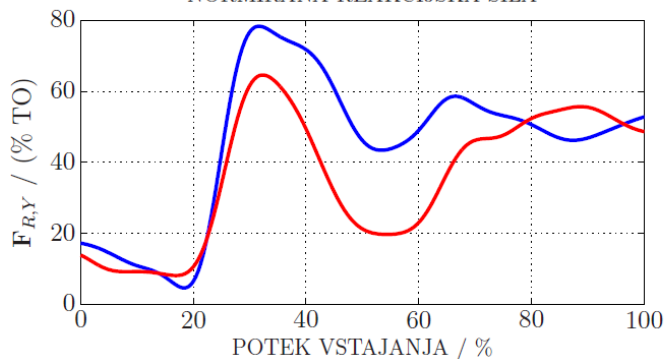
Vstajanje oseb po transtibialni amputaciji

- reakcijske sile in navori v sklepih

OSEBA PO TRANSTIBIALNI AMPUTACIJI A1



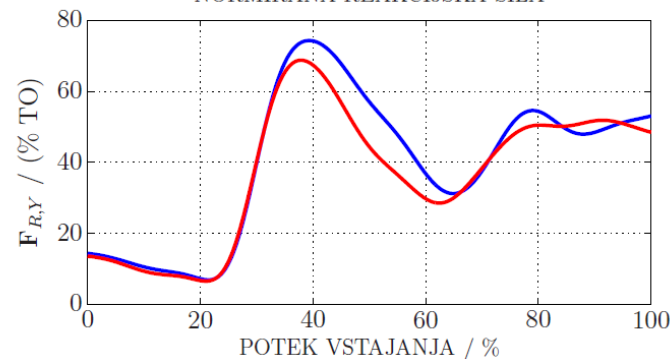
NORMIRANA REAKCIJSKA SILA



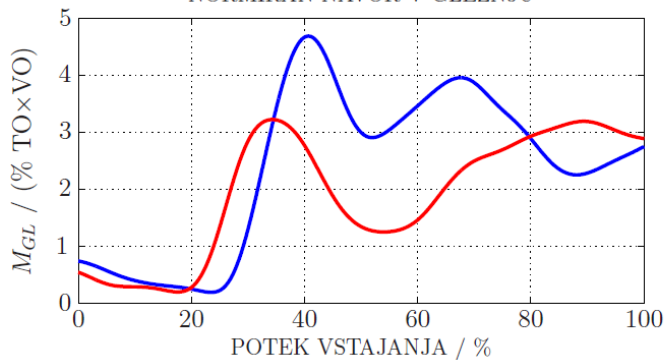
ZDRAVA OSEBA Z1



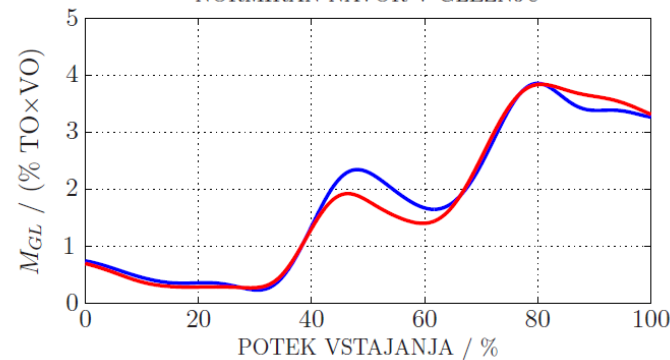
NORMIRANA REAKCIJSKA SILA



NORMIRAN NAVOR V GLEŽNJU



NORMIRAN NAVOR V GLEŽNJU

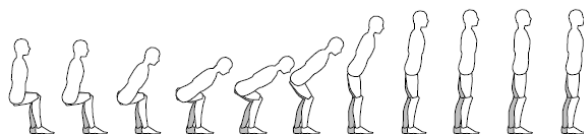




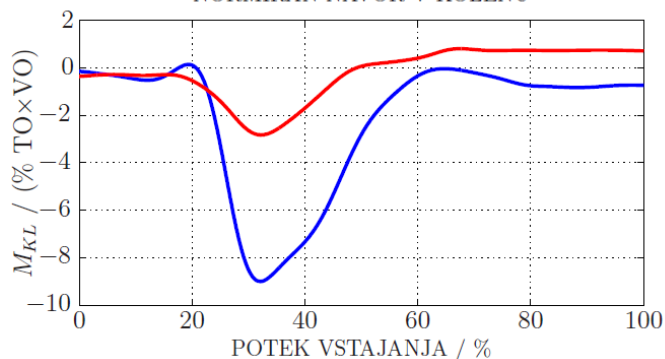
Vstajanje oseb po transtibialni amputaciji

- reakcijske sile in navori v sklepih

OSEBA PO TRANSTIBIALNI AMPUTACIJI A1



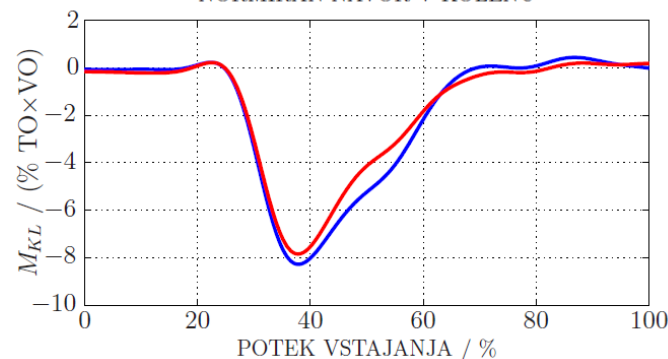
NORMIRAN NAVOR V KOLENU



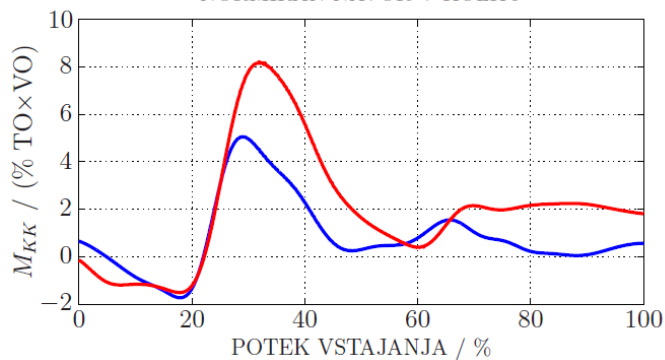
ZDRAVA OSEBA Z1



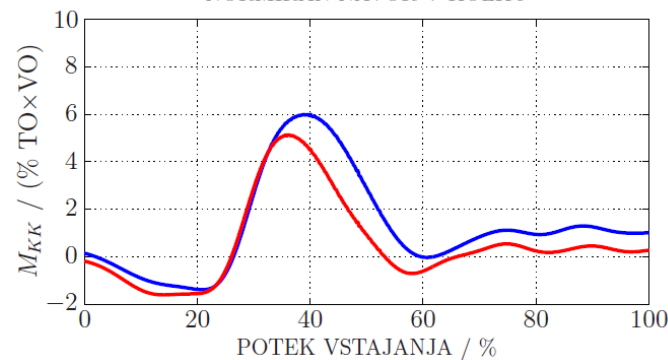
NORMIRAN NAVOR V KOLENU



NORMIRAN NAVOR V KOLKU

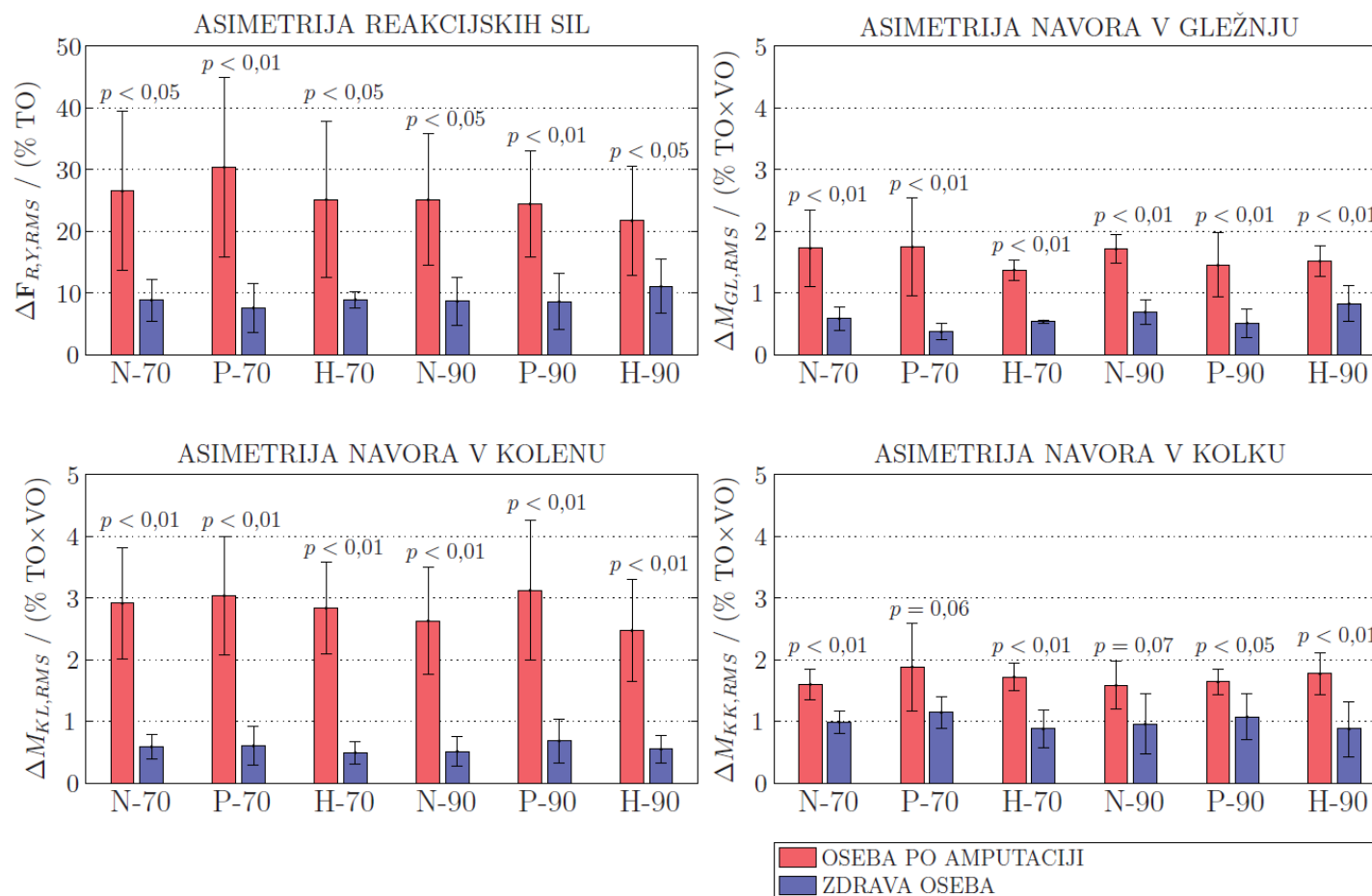


NORMIRAN NAVOR V KOLKU



Vstajanje oseb po transtibialni amputaciji

- asimetrija **reakcijskih sil** in **navorov** v sklepih





Vstajanje oseb po transtibialni amputaciji

- vpliv višine sedeža in hitrosti vstajanja na izraženo asimetrijo

PARAMETER	OSEBE PO AMPUTACIJI		ZDRAVE OSEBE	
	p_1	p_2	p_1	p_2
$\Delta\theta_{GL,RMS}$	0,35	0,73	0,06	0,77
$\Delta\theta_{KL,RMS}$	0,14	0,77	0,11	0,75
$\Delta\theta_{KK,RMS}$	0,71	0,68	0,68	0,87
$\theta_{TR,MAX}$	0,91	<u>< 0,05</u>	0,61	<u>< 0,05</u>
$\Delta F_{R,Y,RMS}$	0,36	0,72	0,45	0,48
$\Delta M_{GL,RMS}$	0,75	0,41	<u>< 0,05</u>	<u>< 0,05</u>
$\Delta M_{KL,RMS}$	0,55	0,53	0,82	0,52
$\Delta M_{KK,RMS}$	0,61	0,54	0,78	0,29

- izražena asimetrija kotov v sklepih spodnjih udov
 - kot gležnja in kolena
 - največji naklon trupa
- izražena asimetrija obremenitve spodnjih udov
 - reakcijske sile
 - navor v kolenu
- pogoji vstajanja ne vplivajo na asimetrijo

p_1 – višina sedeža
 p_2 – hitrost vstajanja

Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

- testna oseba
 - moški
 - 64 let, 185 cm, 100 kg
 - diagnoza:
 - artroza **levega** kolka
 - terapija:
 - vstavitev kolčne **endoproteze**
- **referenčni** in **nosljivi** senzorni sistem
- **3 serije** meritev
 - **pred** operativnim posegom
 - **3 mesece** po operativnem posegu
 - **6 mesecev** po operativnem posegu





Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

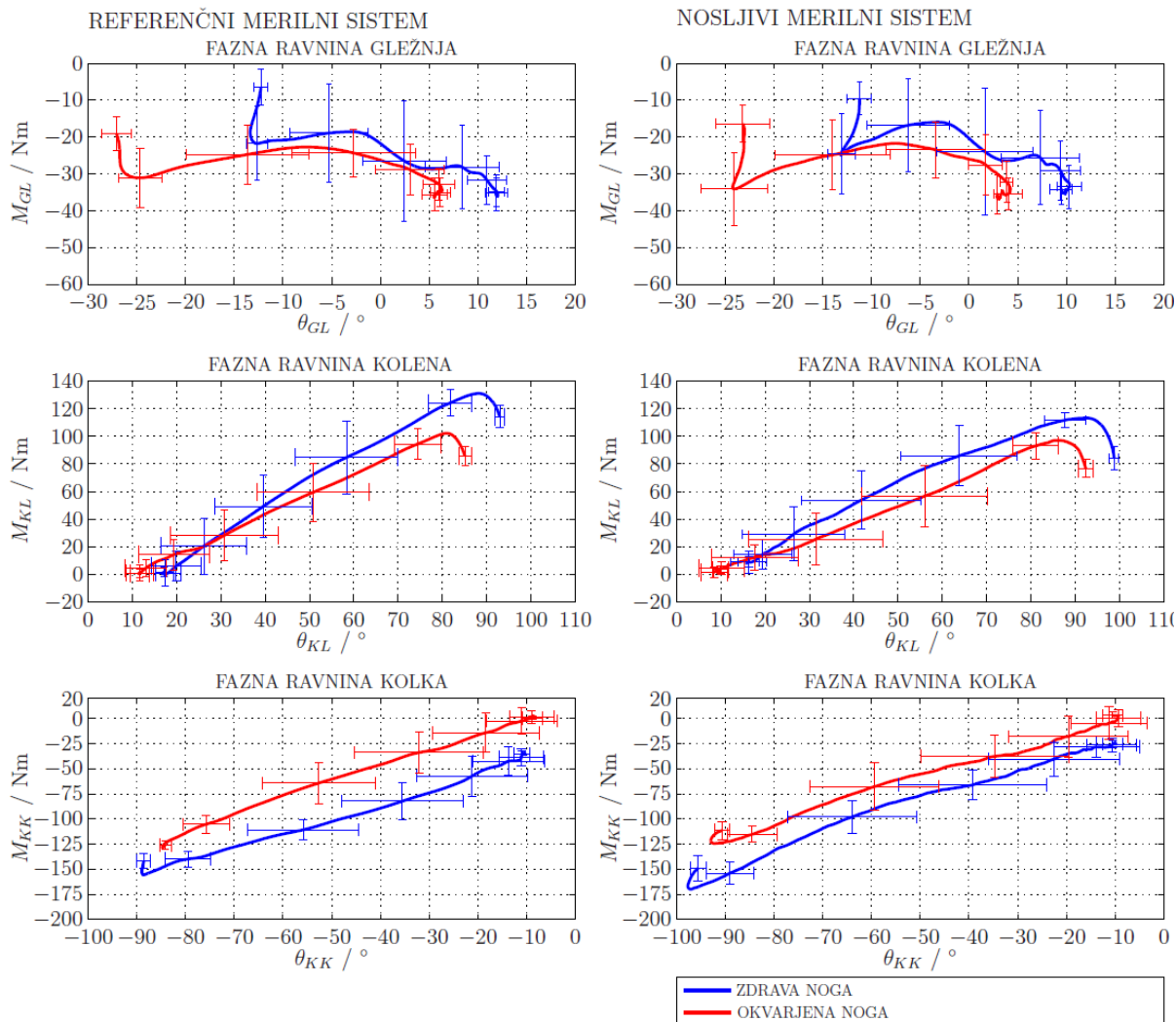
- **koti** v sklepih
- **navori** v sklepih
- reakcijske **sile** po stopali
- **asimetrija**

$$\Delta A_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (A_{N,k} - A_{O,k})^2}$$

- **napaka** parametrov, ocenjenih z nosljivim merilnim sistemom
- **primerjava** vzorca vstajanja **pred** in **po** operativnem posegu

Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

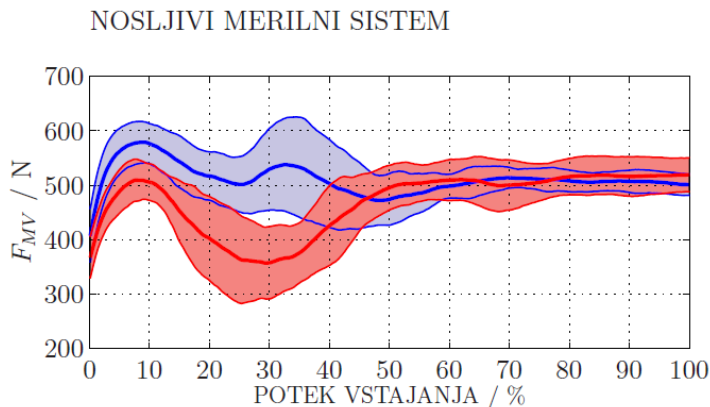
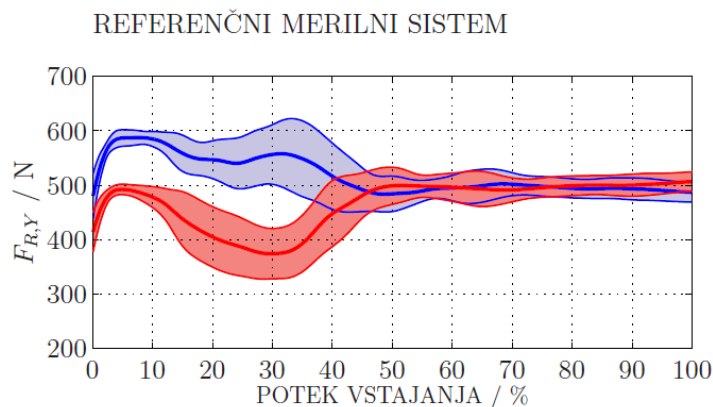
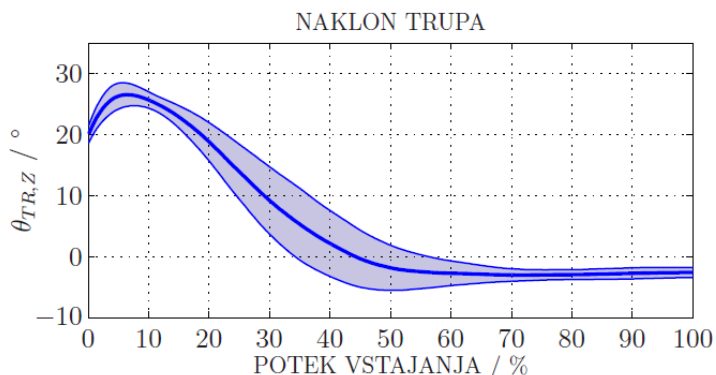
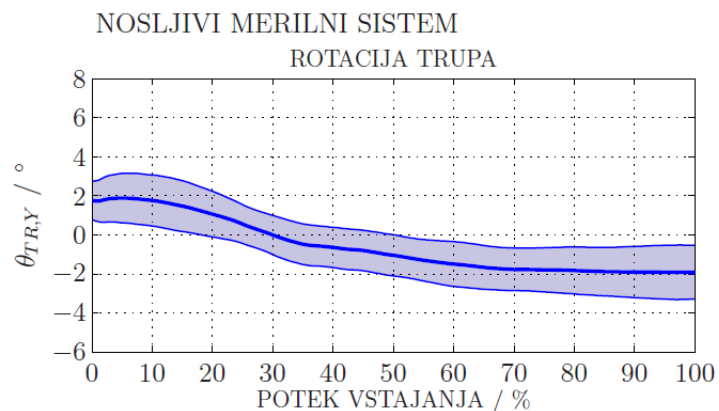
- pred operativnim posegom





Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

- pred operativnim posegom

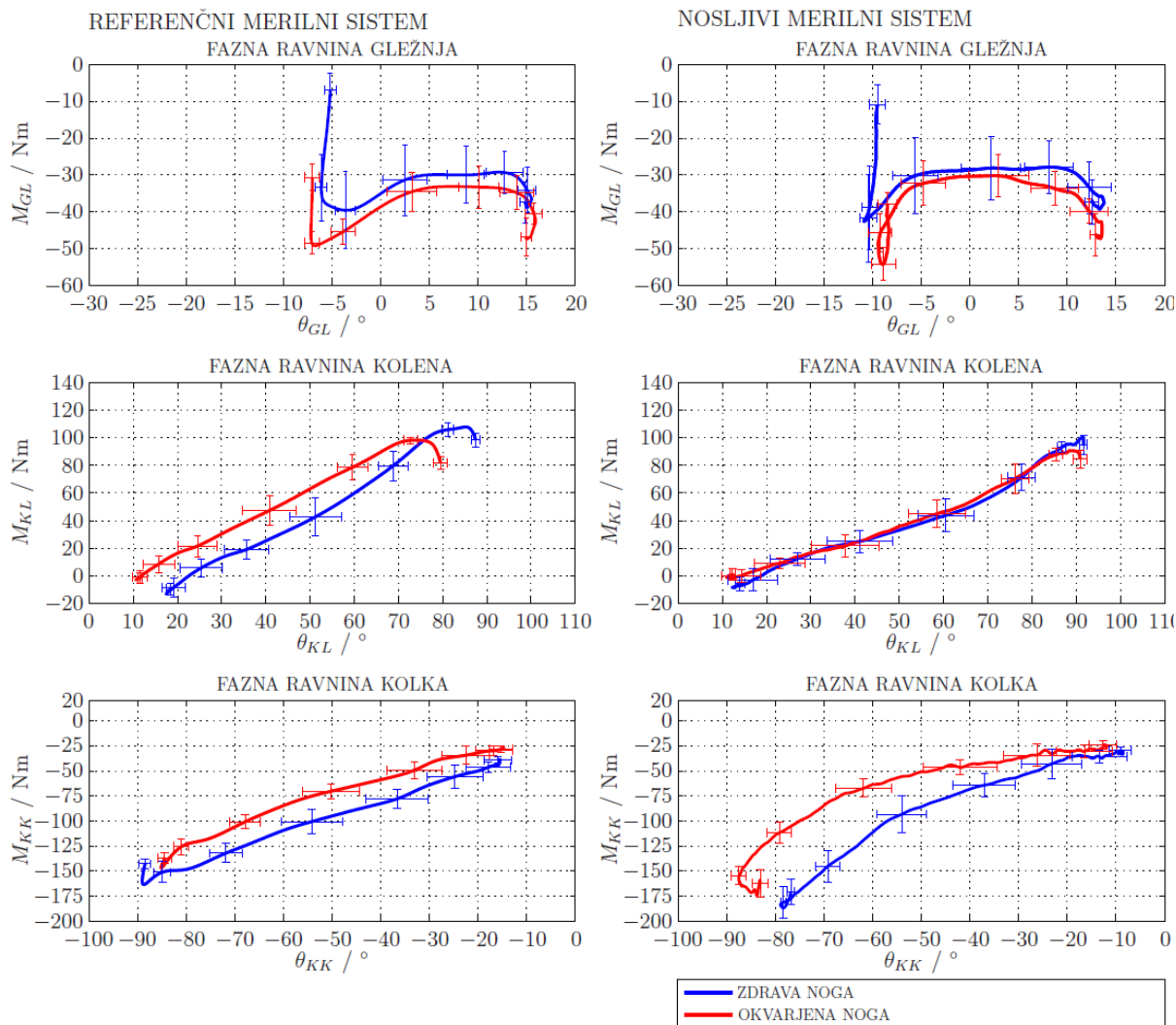


— ZDRAVA NOGA
— OKVARJENA NOGA



Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

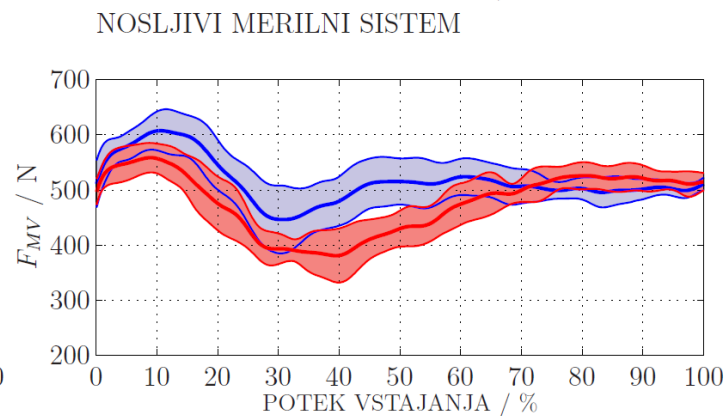
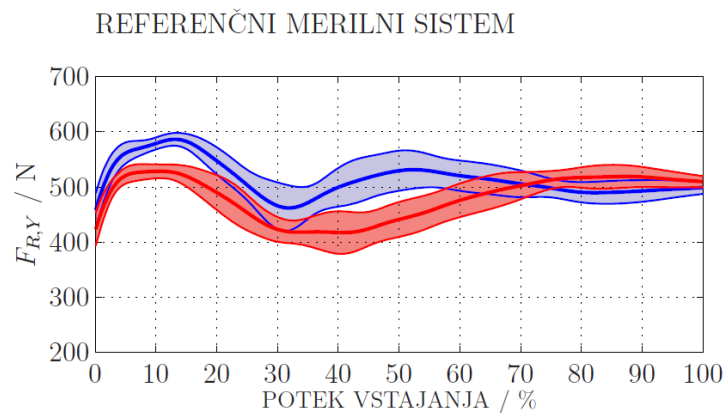
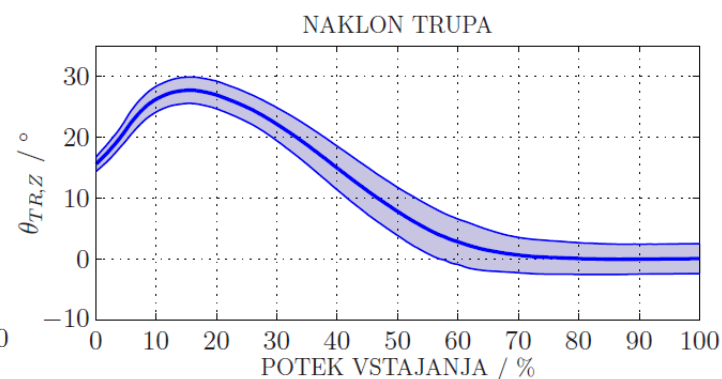
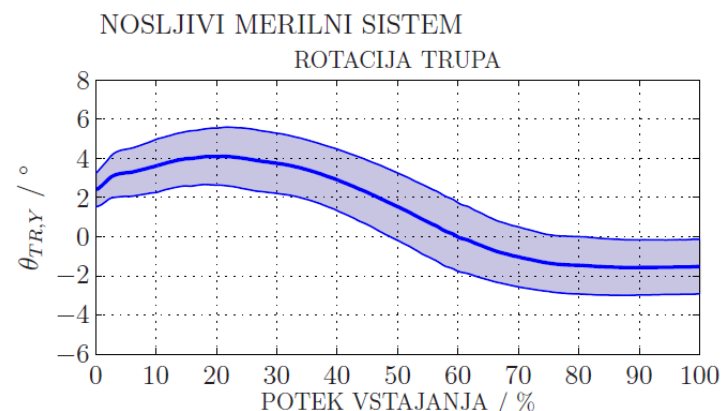
- 3 mesece po operativnem posegu





Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

- 3 mesece po operativnem posegu

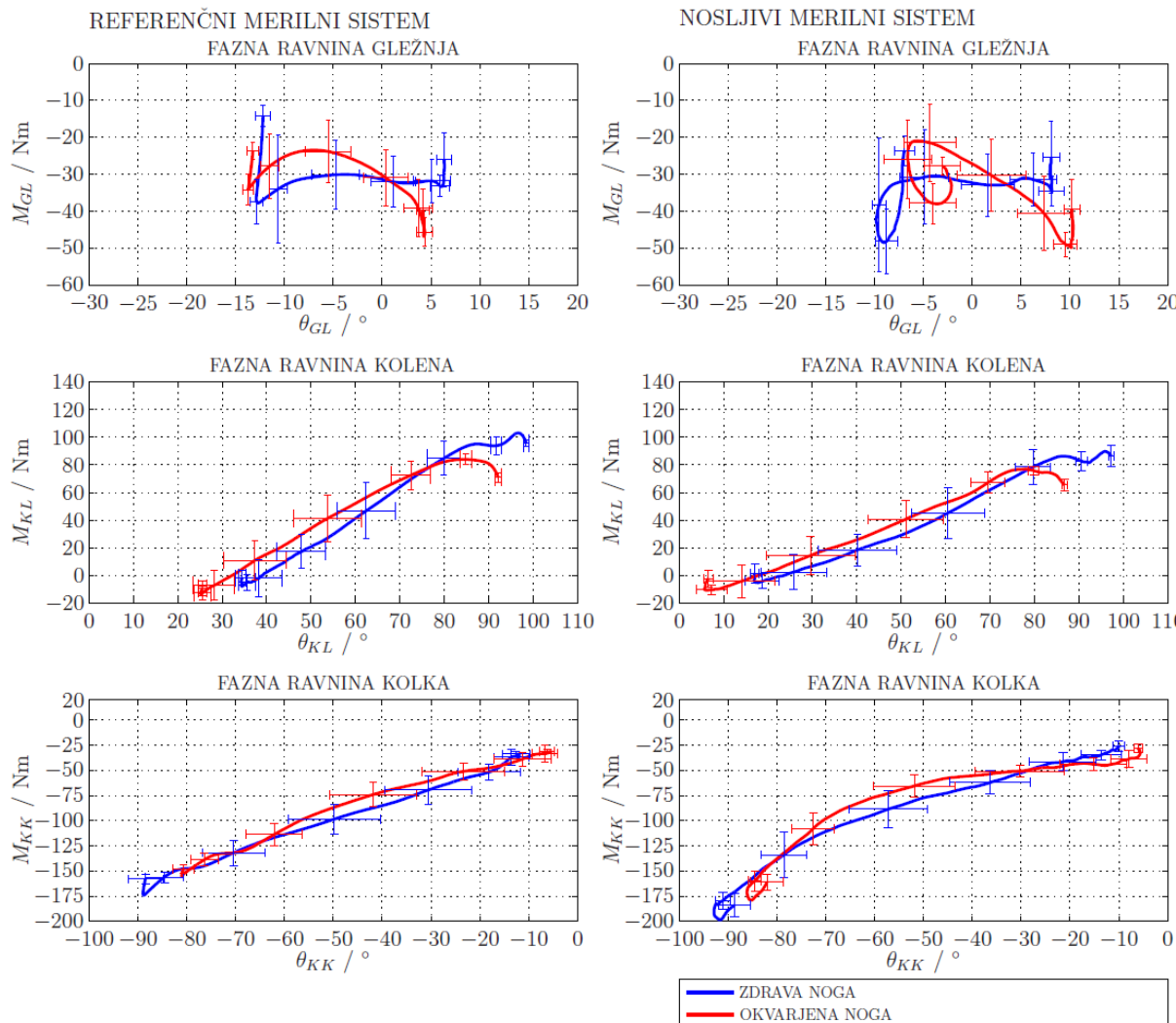


— ZDRAVA NOGA
— OKVARJENA NOGA



Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

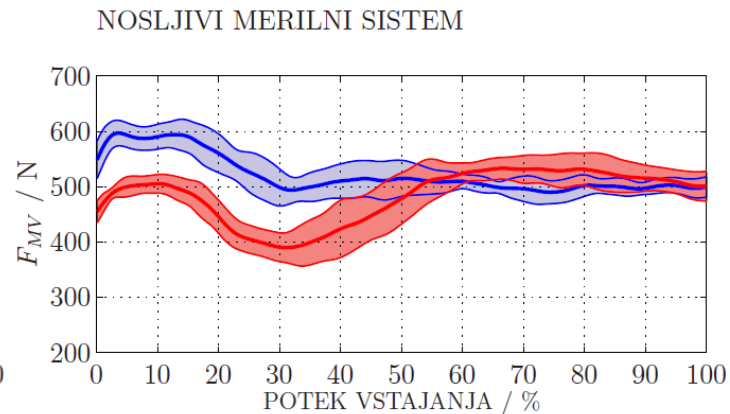
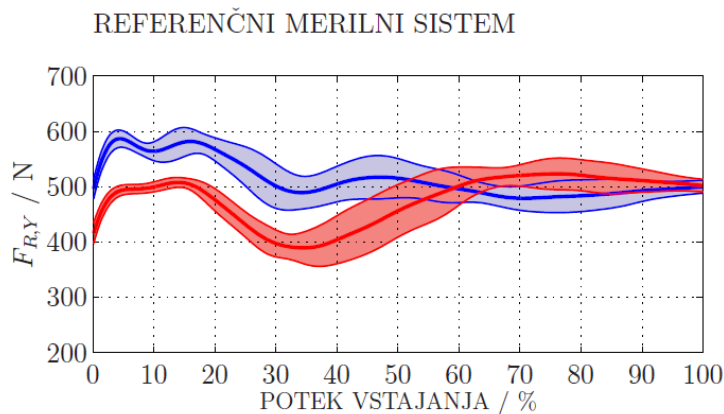
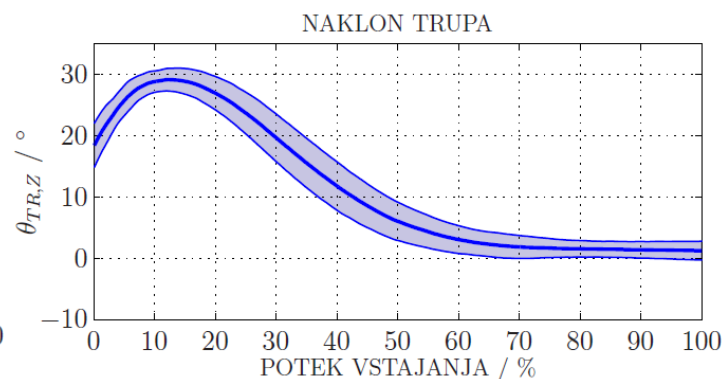
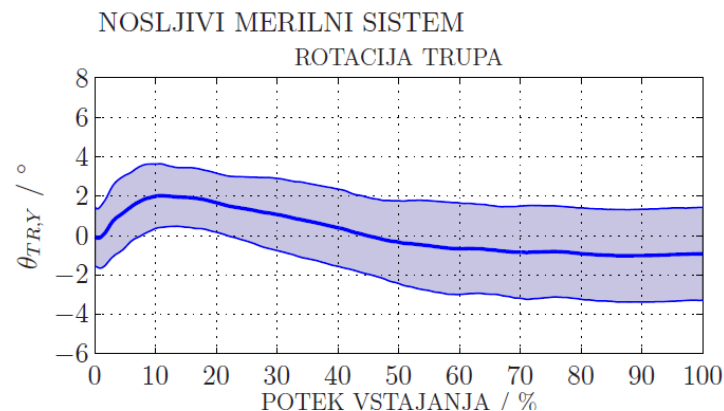
- 6 mesecev po operativnem posegu





Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

- 6 mesecev po operativnem posegu

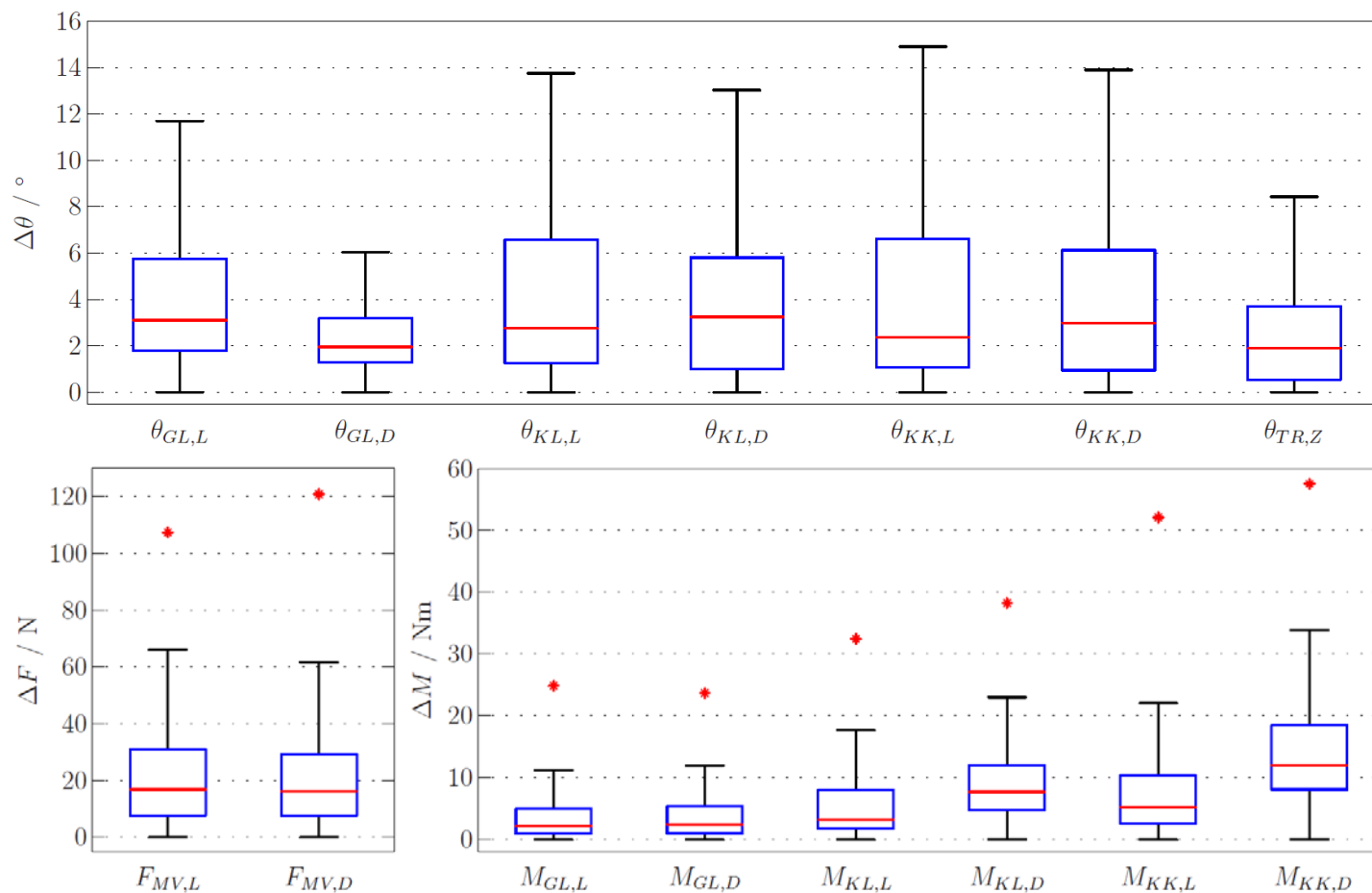


— ZDRAVA NOGA
— OKVARJENA NOGA



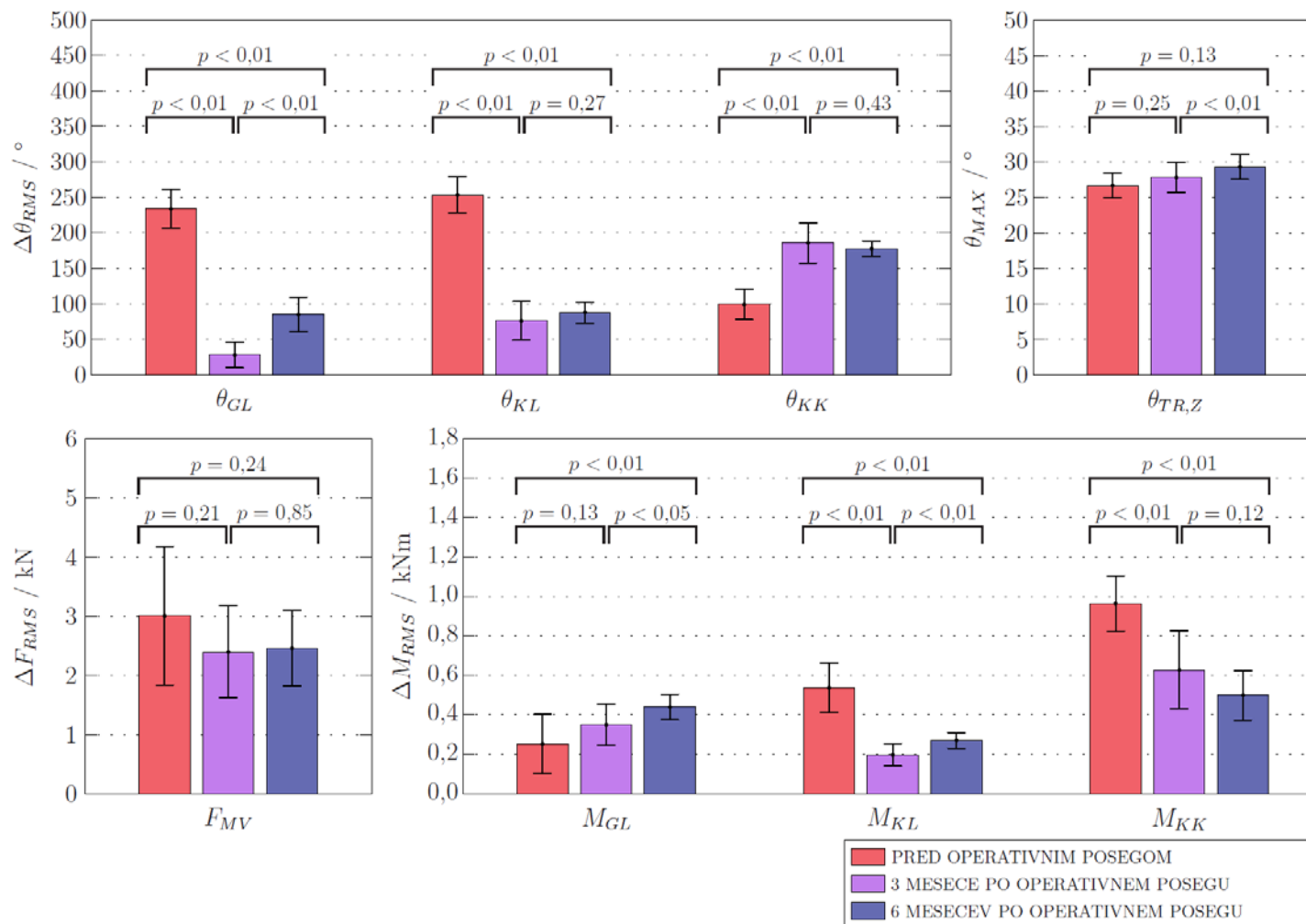
Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

- napake ocenjenih parametrov



Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

- asimetrija ocenjenih parametrov





Vstajanje osebe pred/po zamenjavi kolka

- nosljivi merilni sistem
 - ocenjevanje **kotov**
 - srednja vrednost napaka $< 4^\circ$
 - zajem **reakcijskih sil**
 - srednja vrednost napake 16 N
 - maksimalna napaka 20 % območja merjenja
 - ocenjevanje **navorov** v sklepih
 - srednja vrednost napake 7 % največje vrednosti
- izrazito **zmanjšanje asimetrije** ocenjenih parametrov **po operativnem posegu**



Originalni prispevki disertacije

- Zasnova senzornega sistema za merjenje kinematičnih parametrov gibanja telesa človeka med vstajanjem iz sedečega v stoječi položaj na osnovi inercialnih in magnetih senzorjev in merilnih vložkov v čevljih.
- Algoritem senzorne integracije signalov inercialnih enot in modela kinematičnega para, ki ga predstavljata proksimalni in distalni segment sklepov gležnja, kolena in kolka.
- Metoda aktivne kompenzacije magnetnih motenj pri ocenjevanju orientacije na podlagi inercialnih in magnetnih meritev.
- Ovrednotenje razvitega izvirnega merilnega sistema preko merjenja z optičnim merilnim sistemom in pritiskovnimi ploščami.
- Ovrednotenje pomembnosti merjenja parametrov vstajanja pri osebah s protezami in endoprotezami spodnjih udov.



Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko



robolab
laboratorij za robotiko

Hvala za pozornost!