



Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko



robolab
laboratorij za robotiko

Analiza in sinteza metod varne, senzorno podprte enoročne robotske vadbe

DOKTORSKA DISERTACIJA

Blaž Jakopin

Mentor: prof. dr. Marko Munih

Laboratorij za robotiko, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani

Ljubljana, 23. april 2018



Potek

- **Uvod**
- **Cilji**
- **Merjenje in ocenjevanje fiziološkega odziva**
 - Fiziološki odziv človeka
 - Zasnova merilnega sistema za nemoteče merjenje
 - Validacija merilnega sistema za nemoteče merjenje
 - Validacija metod adaptivne vadbe
- **Analiza in metode vodenja pogona s spremenljivo togostjo**
 - Analiza modela in zasnova pogonskega sklopa
 - Eksperimentalna validacija haptičnega mehanizma
- **Izvirni prispevki znanosti**



Robotska in senzorno podprta vadba

1. Motnje v gibanju zgornjih okončin omejujejo samostojnost osebe
2. Fizikalna terapija
3. Nadomestilo fizikalne terapije z vadbenimi napravami
4. Kvaliteta terapije je odvisna od *trajanja*, *intenzivnosti* terapije in *sodelovanja* pacienta
5. Naprave in sistemi so dragi ali nedostopni



ArmeoPower, Hocoma



Artromot, Chattanooga



LokoMat, Hocoma



ReoGo, Motorika

Rehabilitacija doma

Lastnosti naprav za domačo uporabo:

- prenosnost,
- enostavnost za uporabo,
- varnost,
- nizka cena in
- bogate senzorne informacije.



FES Rehab Sleeve, PolyU



BiMeo, Kinestica



Armotion, REHA Technology



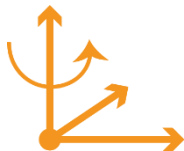
FitMi, Flint Rehabilitation Devices

P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, and S. Leonhardt, "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, 2014.

D. M. Geer and A. Nichols, "Patient and staff acceptance of robotic technology in occupational therapy: a pilot study," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 28, no. 2, 1991.



Parametri vadbe



Biomeh

- poz
- pac
- poz
- rob
- sile
- sile



Fiziološki parametri:

- kardiološki,
- elektrodermalni,
- temperaturni,
- respiratorni,
- zenični,
- mišični, itd.



Parametri naloge:

- uspešnost,
- težavnost,
- pozicije objektov, itd.



(vir: www.hocoma.com)

Merjenje fizioloških parametrov

- Uporabljajo se ojačevalniki fizioloških signalov z visoko ločljivostjo



Komercialno dostopna ojačevalnika fizioloških signalov g.USBamp, g.tec

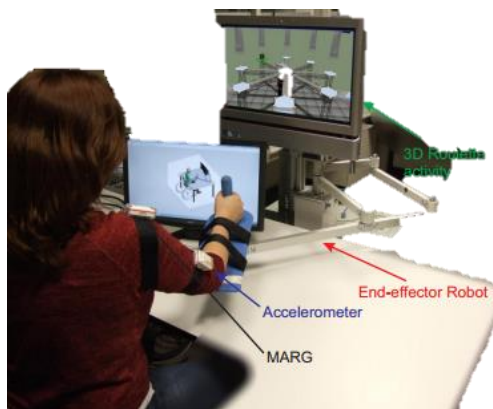
- SLABOSTI: dolg namestitveni čas, uporabniku neprijazen in visoka cena.

Spremljanje gibanja

- Optični merilni sistemi
- Inercialne merilne enote
- Senzorji sile/navora



Optični merilni sistem Vicon za merjenje zgornjih okončin med vadbo



IME za merjenje zgornjih okončin med vadbo



Celica za merjenje sile pritrjena na vrh robota



Cilji

MERJENJE IN OCENJEVANJE FIZIOLOŠKEGA ODZIVA

- Metodologija in validacija metodologije nemotečega in preprostega merjenja fizioloških parametrov med enoročno vadbo.
- Analiza vpliva motenj fizioloških signalov kot posledice gibanja med robotsko rehabilitacijo.
- Validacija regulatorja adaptivne vadbe.

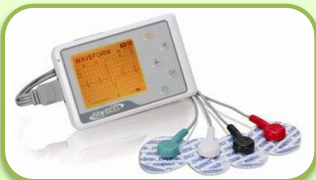
ANALIZA IN METODE VODENJA LINEARNEGA POGONA S SPREMENLJIVO TOGOSTJO

- Teoretična analiza modela pogonskega sistema s spremenljivo togostjo.
- Zasnova in analiza metod vodenja pogonskega sklopa s spremenljivo togostjo.

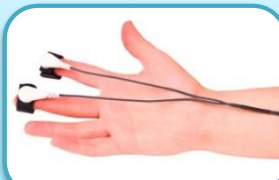
Zasnova sistema nemotečega merjenja fizioloških parametrov med vadbo

NAMEN: enostavna in hitra ocena fiziološkega stanja, diagnostika in sledenje fizioloških parametrov ter krajši čas namestitve.

Kardiološki odziv



Elektrodermalni odziv



Temperaturni odziv



Zenični refleksi



Respiratorni odziv

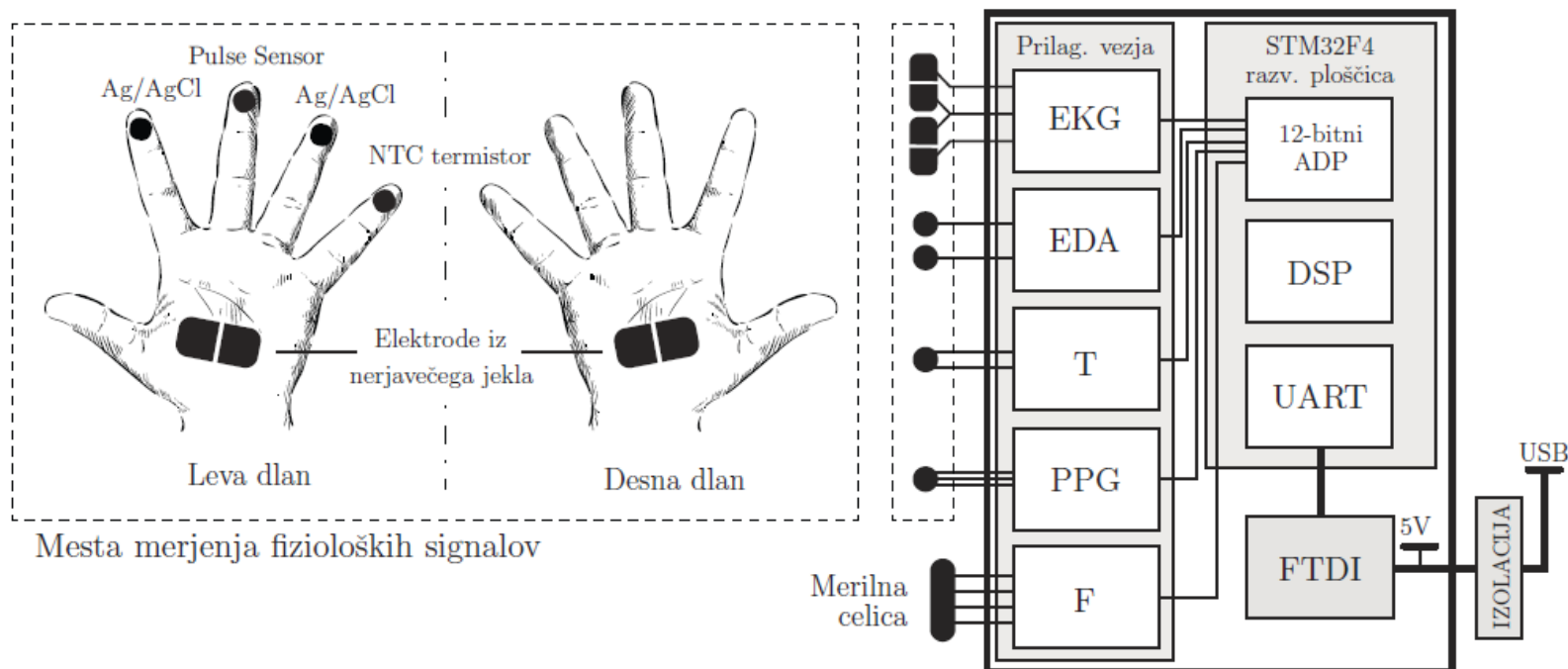


Mišična aktivnost



Zasnova sistema nemotečega merjenja fizioloških parametrov med vadbo

- Zasnova senzornega sistema



- D. C. Fowles, "Publication recommendations for electrodermal measurements," *Psychophysiology*, vol. 18, št. 3, str. 232–239, 1981.
- E. Richard, "Design of a gel-less two-electrode ecg monitor," v *Medical Measurements and Applications Proceedings*, str. 92–96, IEEE, 2010.
- A. Kistler, "Fingertip temperature as an indicator for sympathetic responses," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 29, št. 1, str. 35–41, 1998.
- T. F. of the European Society of Cardiology et al., "Heart rate variability standards of measurement" *Eur Heart Journal*, vol. 17, str. 354–381, 1996

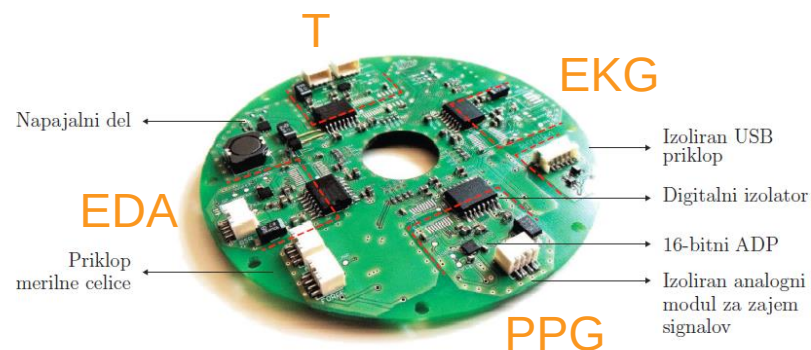


Zasnova sistema nemotečega merjenja fizioloških parametrov med vadbo

I. prototip merilnega sistema

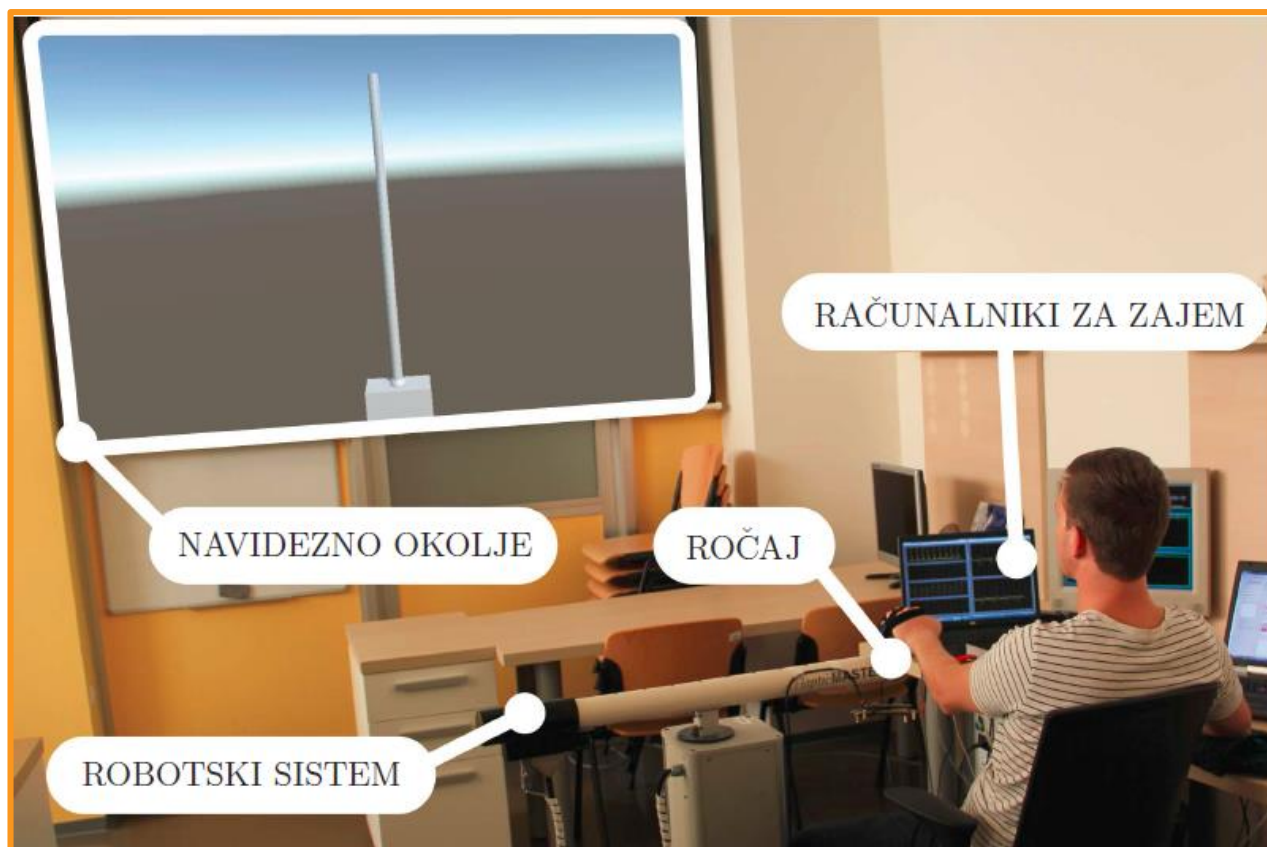


II. prototip merilnega sistema



Validacija nemotečega merjenja fizioloških parametrov med vadbo

- Eksperimentalna postavitve

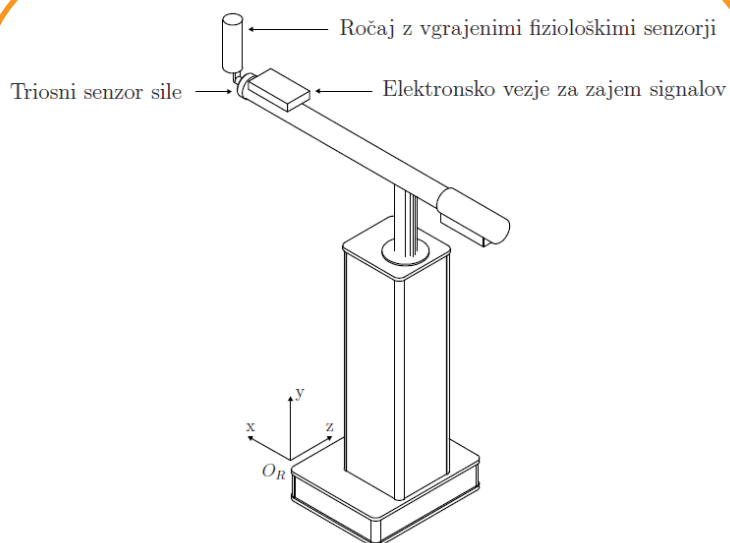


- 23 oseb
- Vsaka oseba izvaja 8 sej **meritev** (4 za vsak ročaj)
- Vsaka vadbena seja vsebuje obdobje **mirovanja in naloge** (oba 3 min.)
- Zaporedje nalog je **naključno**

Validacija nemotečega merjenja fizioloških parametrov med vadbo

- Eksperimentalna validacija predlaganega merilnega sistema

Uporaba robotskega sistema



Robotski sistem Haptic Master (Moog, Inc.) z nameščenim predlaganim merilnim sistemom

Uporaba referenčnega merilnega sistema



Referenčni merilni sistem g.USBamp (g.tec) in namestitev senzorjev

Validacija nemotečega merjenja fizioloških parametrov med vadbo

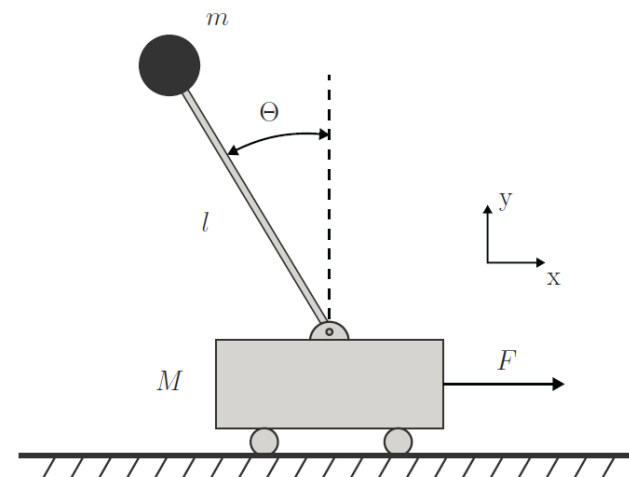
- Model inverznega nihala

$$(M + m)\ddot{x} = F + ml\ddot{\Theta} \cos \Theta - ml\dot{\Theta}^2 \sin \Theta - B\dot{x},$$

$$l\ddot{\Theta} - g \sin \Theta = \ddot{x} \cos \Theta - k\Theta - b\dot{\Theta}.$$

s spreminjanjem parametrov, dosežemo različne pogoje

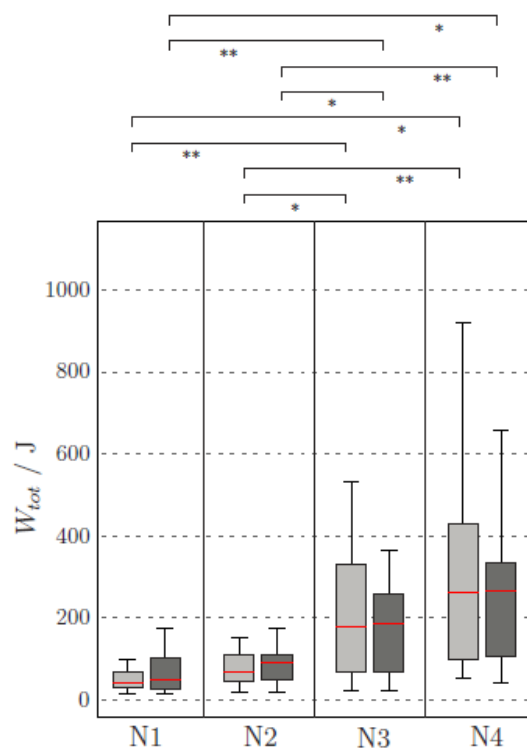
- Spreminjanje pogojev med nalogo:
 - **naloga 1, N1** (nizka obremenitev, nizka dinamika)
 - **naloga 2, N2** (nizka obremenitev, visoka dinamika)
 - **naloga 3, N3** (visoka obremenitev, nizka dinamika)
 - **naloga 4, N4** (visoka obremenitev, visoka dinamika)



Mehanski model inverznega nihala

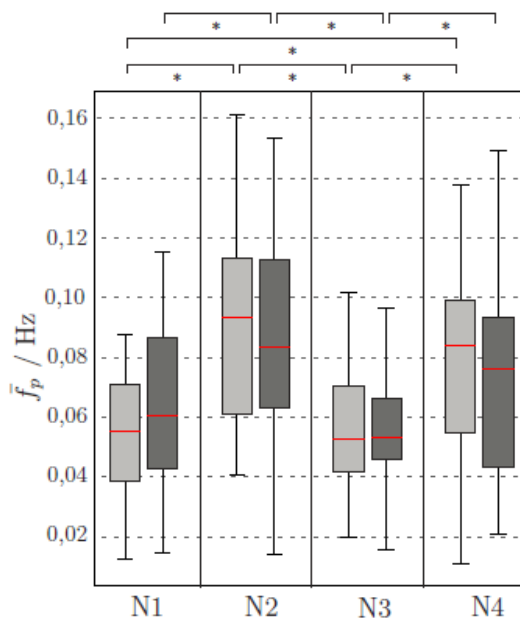
Validacija nemotečega merjenja fizioloških parametrov med vadbo

- Analiza biomehanskih parametrov vadbe in parametrov naloge



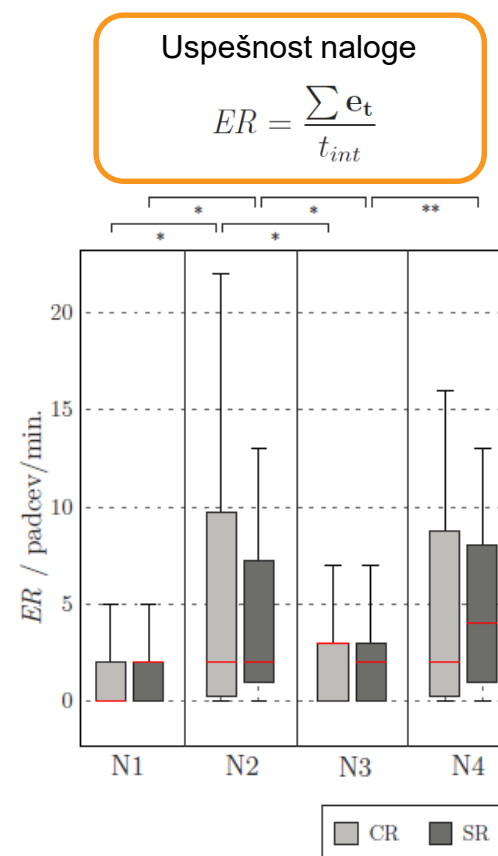
Mehansko delo

$$W = \int_c \mathbf{F} \cdot d\mathbf{x}$$



Povp. frekvenca pozicije

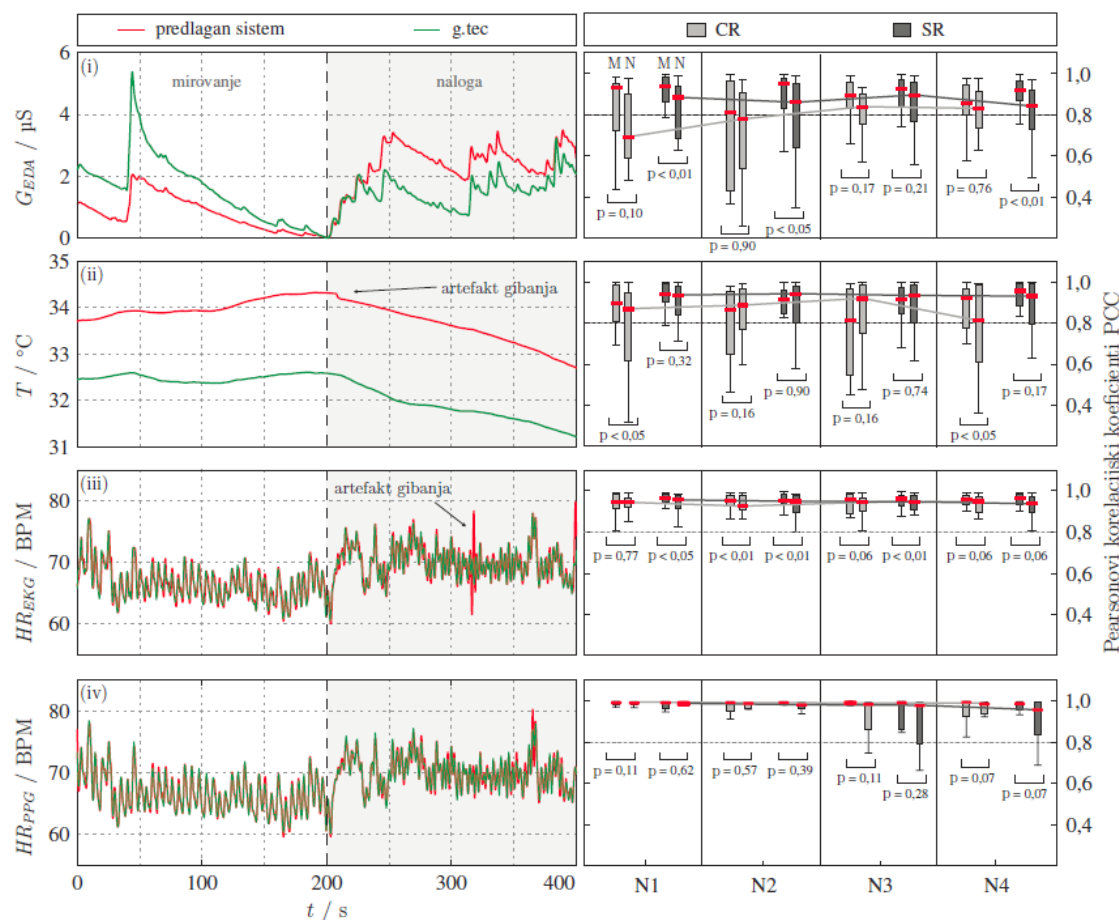
$$\bar{f} = \frac{\sum p_{xx} \cdot f}{\sum p_{xx}}$$





Validacija nemotečega merjenja fizioloških parametrov med vadbo

- Analiza **korelacije** surovih fizioloških signalov



Pearsonov koeficient korelacije

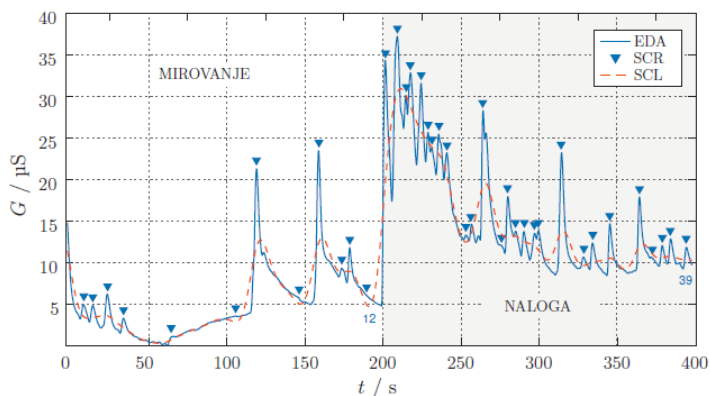
$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

Primerjava med območjem mirovanja in nalogami

- Večina srednjih vrednosti PCC nad 0,8
- EKG meritev **robustna** v vseh nalogah
- Sferični ročaj izkazuje **boljšo korelacijo**
- Razlike tudi zaradi bilateralne namestitve

Validacija nemotečega merjenja fizioloških parametrov med vadbo

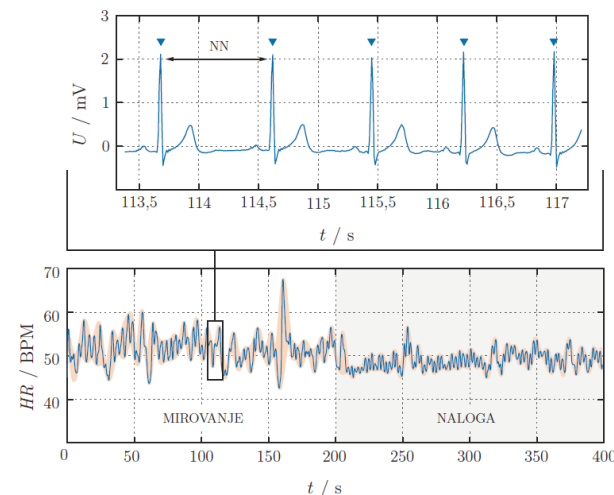
- Analiza fizioloških parametrov



EDA

- Tonična (<0,05 Hz) in fazična komponenta (> 0,05 Hz)
- SCL (angl. Skin Conductance Level)
- SCR (angl. Skin Conductance Responses)

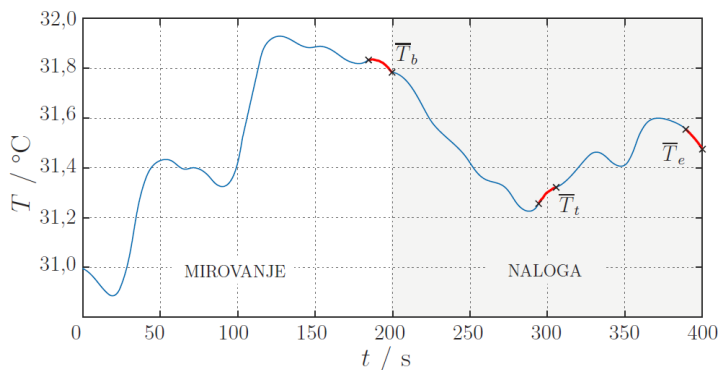
EKG in PPG



- Algoritmi za izračun srčnega utripa
- Parametri srčnega utripa in variabilnosti srčnega utripa v časovnem prostoru:

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{L_{NN}} |NN_i - \overline{NN}|^2}{L_{NN} - 1}}$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{L_{NN}} |NN_{i+1} - NN_i|^2}{L_{NN}}}$$



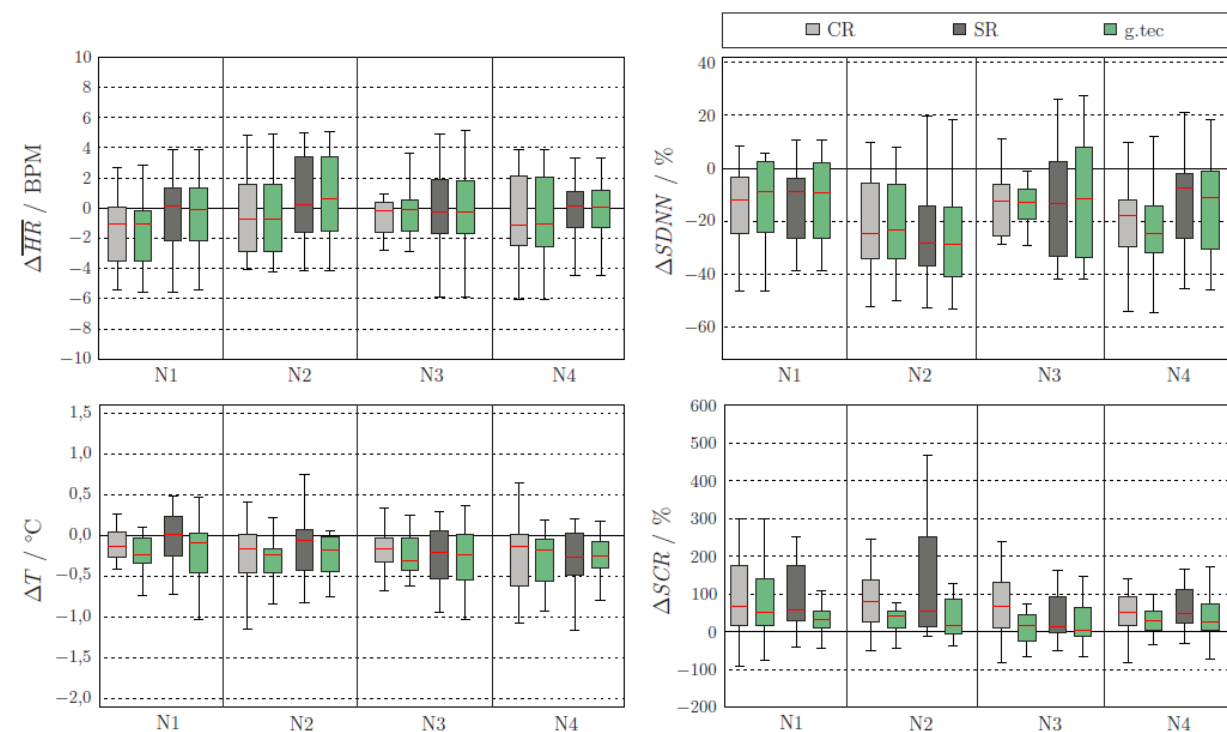
T

- Nizko-pasovni filter za odpravo šuma
- Povprečna temperatura na koncu mirovanja, v sredini naloge in ob koncu naloge



Validacija nemotečega merjenja fizioloških parametrov med vadbo

- Analiza fizioloških parametrov



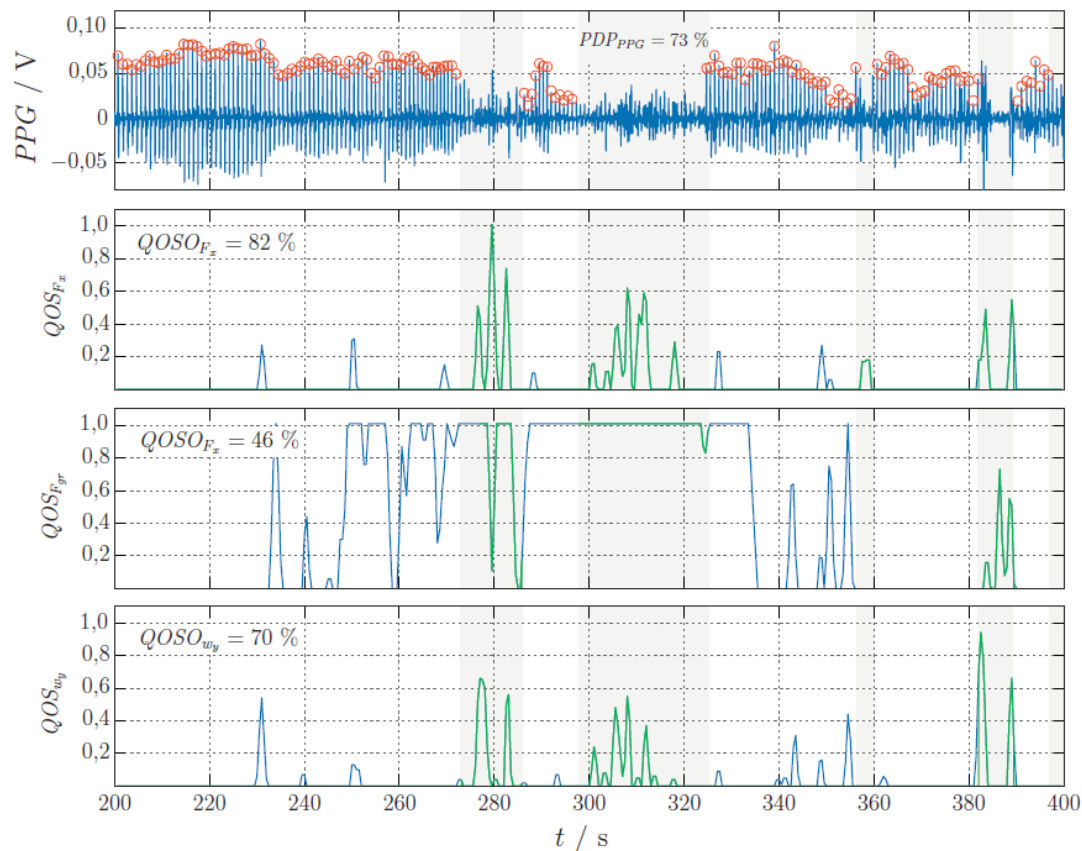
- Parametri prikazani **relativno** glede na obdobje mirovanja (*angl.* baseline)
- Primerjava parametrov med **referenčnim** in **predlaganim** sistemom
- Parametri v večini nalog primerljivi
- Pogostost SCR kaže na odstopanja med sistemoma, kar izhaja iz **različnih ojačenj**
- Vplivi **artefaktov gibanja**, bilateralnih **merilnih mest** in različnih **merilnih sistemov**



Analiza vpliva motenj fizioloških signalov kot posledice gibanja med robotsko rehabilitacijo

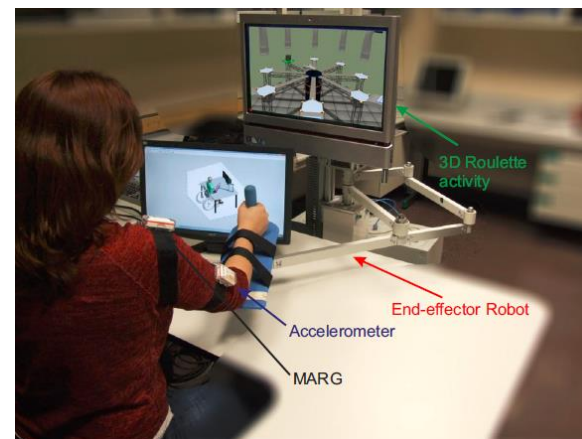
- Analiza vpliva motenj gibanja
 - Izračun kvalitete signala **QOS**

- Algoritmi delujejo v večini primerov nad **95%** za vse parametre
- Največje prekrivanje ugotovljeno za **$QOSO_{F_x}$** za vse veličine
- Potencialna uporaba metrik QOS **v realnem času**

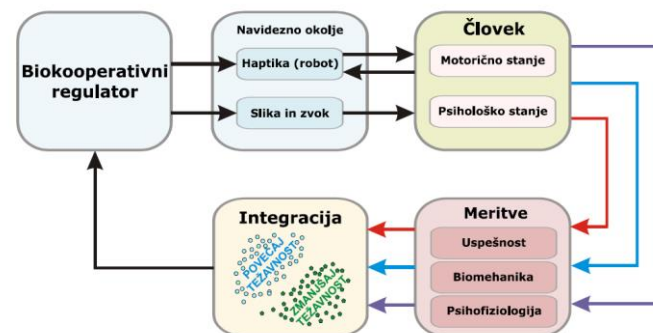


Validacija regulatorja adaptivne vadbe

- Za učinkovito vadbo potrebujemo pravo razmerje *kognitivne obremenitve* in *mehanskega dela*
- Združevanje *fizioloških* in *biomehanskih parametrov* za kontrolo težavnosti naloge
- Regulatorji težavnosti se uporabljajo za *prilagajanje težavnosti vadbe*



(vir: A. Bertomeu-Motos)



(vir: Domen Novak)

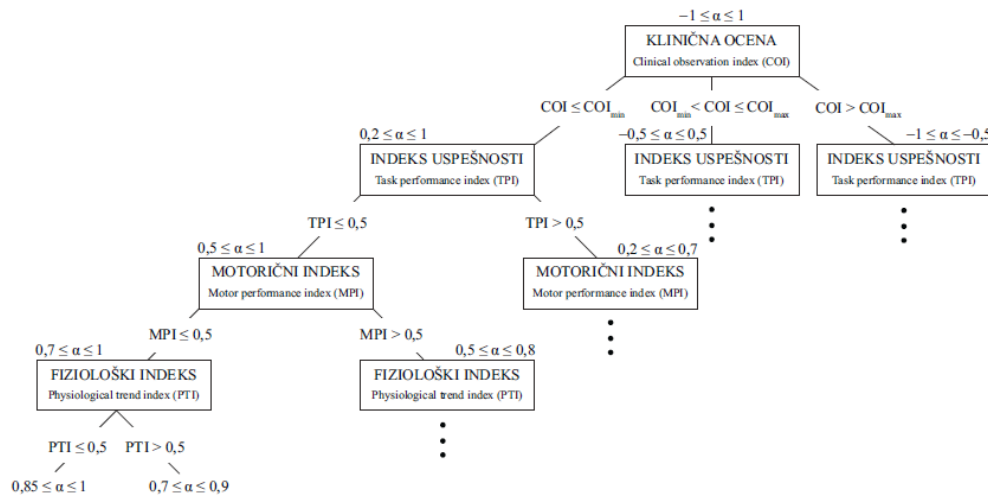
D. Novak, "Psychophysiological measurements in a biocooperative feedback loop for upper extremity rehabilitation," Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 19, no. 4, pp. 400–410, 2011.

A. Bertomeu-Motos, "Estimation of human arm joints using two wireless sensors in robotic rehabilitation tasks," Sensors, vol. 15, no. 12, pp. 30571–30583, 2015.



Validacija regulatorja adaptivne vadbe

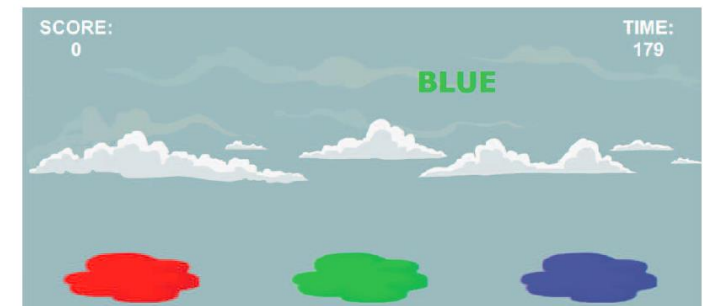
- Drevesna struktura regulatorja
 - 4 sloji odločanja
 - Parameter pomoči pacientu α
 - Indeksi se izračunajo vsakih 30 s



$$HR' = \frac{\Delta \overline{HR}}{\Delta \overline{HR}_{max}}, \quad T' = \frac{\Delta \overline{T}}{\Delta \overline{T}_{max}}, \quad SCL' = \frac{\Delta \overline{SCL}}{\Delta \overline{SCL}_{max}}, \quad SCR' = \frac{\Delta \overline{SCR}}{\Delta \overline{SCR}_{max}}$$

$$PTI = s \cdot HR' + t \cdot T' + u \cdot SCL' + v \cdot SCR'$$

- Naloga v virtualnem okolju



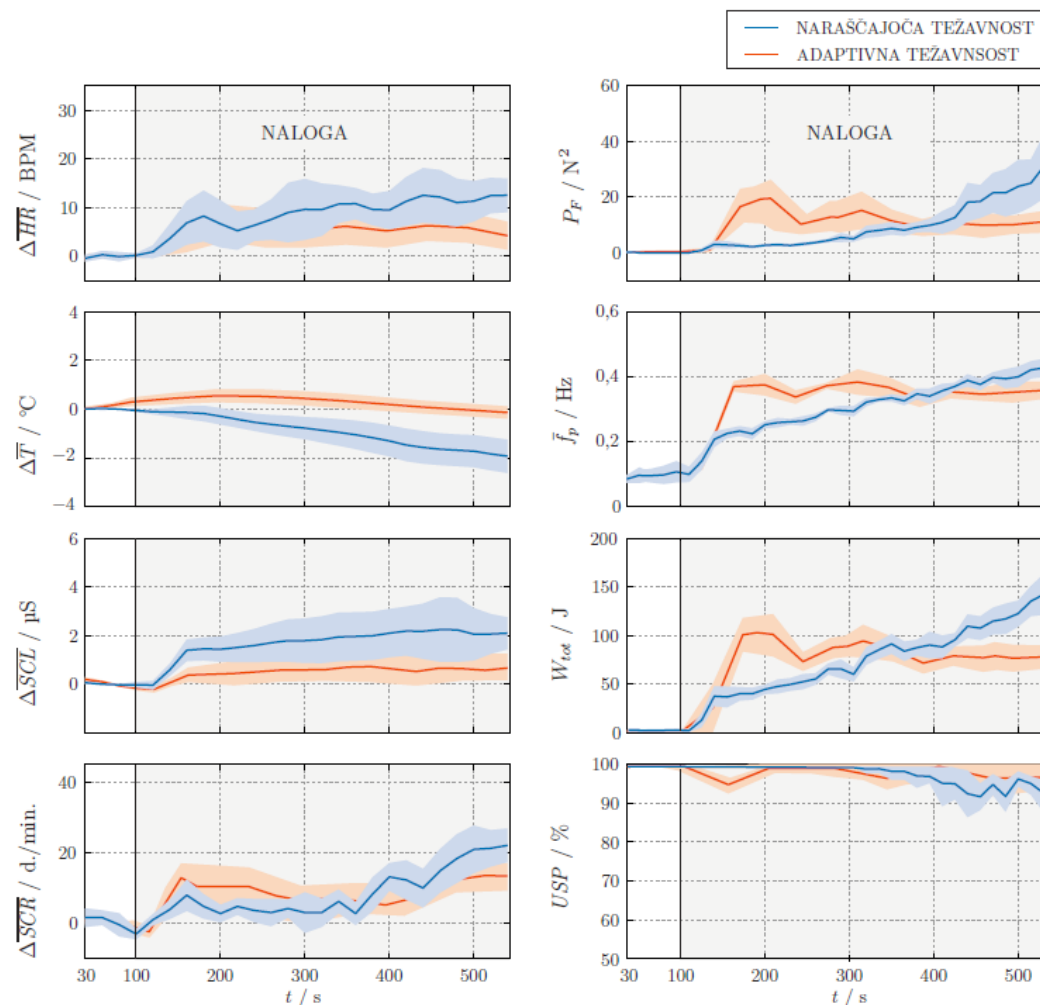
- Prilagojen Stroop test
- Dva načina delovanja naloge:
 - Monotono naraščajoča težavnost
 - Prilagajanje težavnosti z uporabo regulatorja
 - Težavnost je predstavljala kar hitrost padajnja besed



Validacija regulatorja adaptivne vadbe

- Analiza rezultatov:

- LINEARNO POVEČEVANJE TEŽAVNOSTI
Naraščajoč trend parametrov
- UPORABA ADAPTIVNEGA REGULATORJA
Asimptotičen trend parametrov
- Interval mirovanja in naloge
- V nalogi se računajo parametri v 30 s oknih
- Fiziološki parametri imajo večjo razpršenost meritev



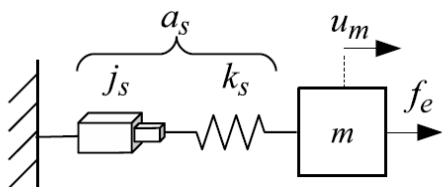
Analiza in metode vodenja linearnega pogona s spremenljivo togostjo

- Senzorno podprta rehabilitacija
- Naprave za rehabilitacijo zgornjih okončin
- Uporaba inherentne togosti
 - Varna interakcija
- EU projekt LINarm++
 - Nizkocenovne in dostopne rešitve rehabilitacije zgornjih okončin
 - Odprtokodni dostop do CAD modela linearnega pogona s spremenljivo togostjo

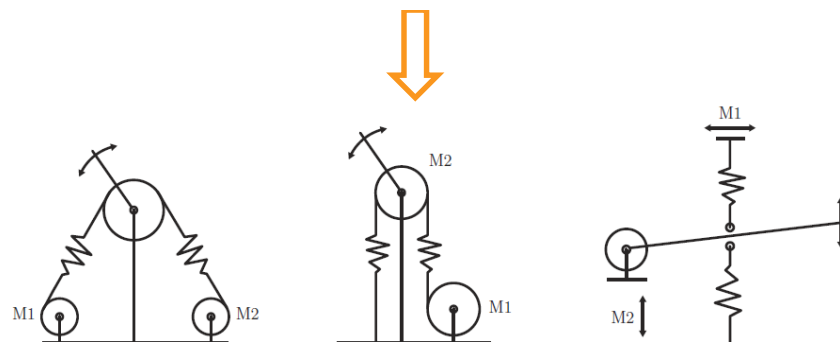
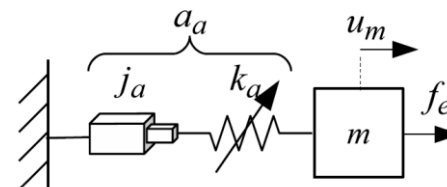


Analiza in metode vodenja linearnega pogona s spremenljivo togostjo

- NAMEN: Nadgraditev haptičnih naprav za VARNO, senzorno podprto vadbo
- Serijsko-elastični aktuator:
 - Vzmet zaporedno z aktuatorjem
 - Podajnost določena s konstanto vzmeti



- Aktuator s spremenljivo togostjo:
 - Prednapete vzmeti
 - Nastavljive lastnosti togosti
 - Potrebne nelinearne vzmeti
 - Dva motorja



Analiza in zasnova pogonskega sklopa

- Izhajamo iz **kvadratične karakteristike** vzmeti:

$$F(x) = kx^2$$

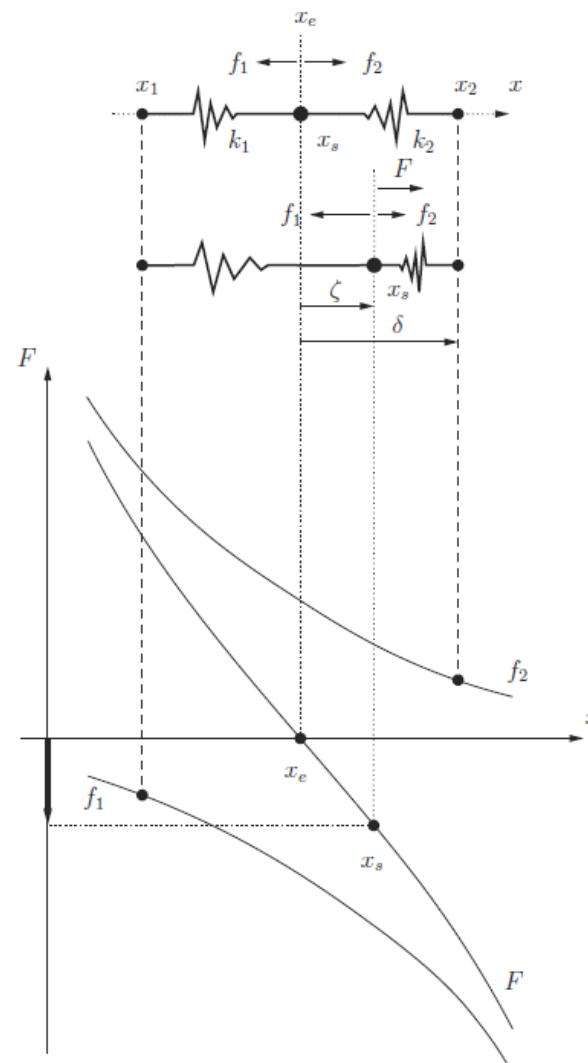
- Sila segmenta predstavlja **vsoto sil obeh vzmeti**:

$$f_s(x) = f_1 - f_2 = k_1(x_s - x_1)^2 - k_2(x_2 - x_s)^2$$

- V primeru **$k_1 = k_2 = k$** lahko zapišemo:

$$\kappa = \frac{\partial f_s}{\partial x} = 2k(x_2 - x_1)$$

Togost lahko nastavljamo neposredno s pozicijo točk vpetja



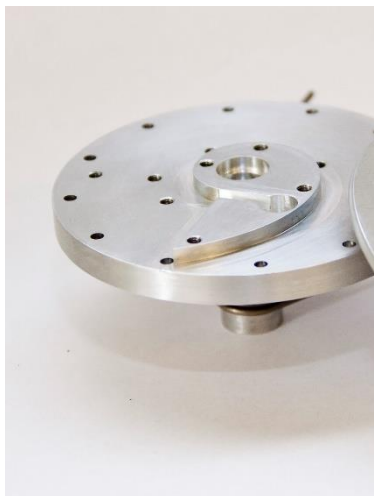
Analiza in zasnova pogonskega sklopa

Odmične gredi so zasnovane tako, da zadostijo kriteriju kvadratične odvisnosti med linearnim pomikom in silo:

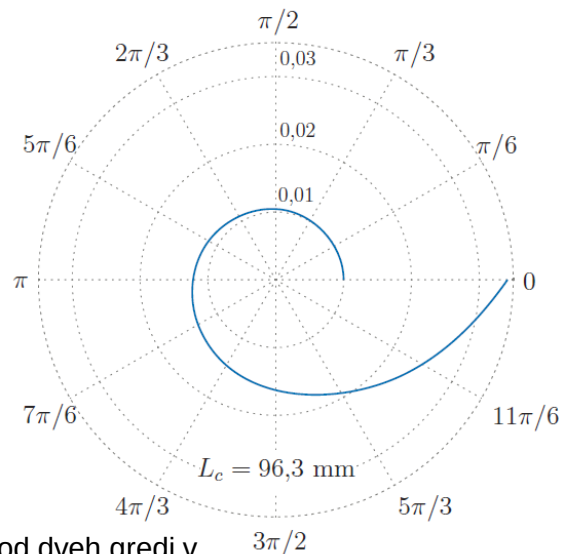
Optimizirana polinomska krivulja v polarnih koordinatah

$$r(\varphi) = \sum_{i=0}^n a_i \varphi^i$$

SPAGNUOLO, G., et al. Analysis and synthesis of LinWWC-VSA, a Variable Stiffness Actuator for linear motion. *Mechanism and Machine Theory*, 2017, 110: 85-99.



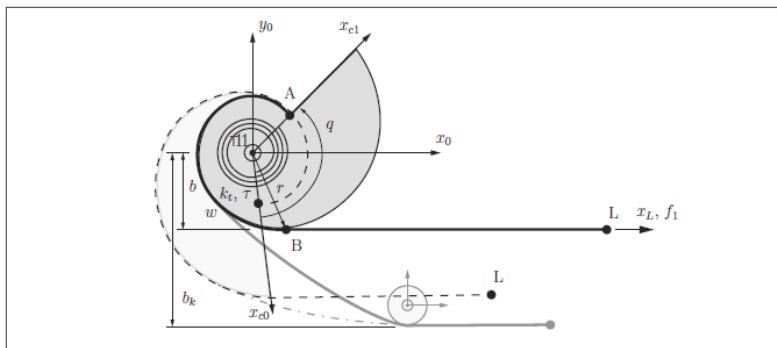
CNC izdelava enega od dveh gredi v mehanskem sklopu



n mehanski sklop gredi in torzijskih vzmeti

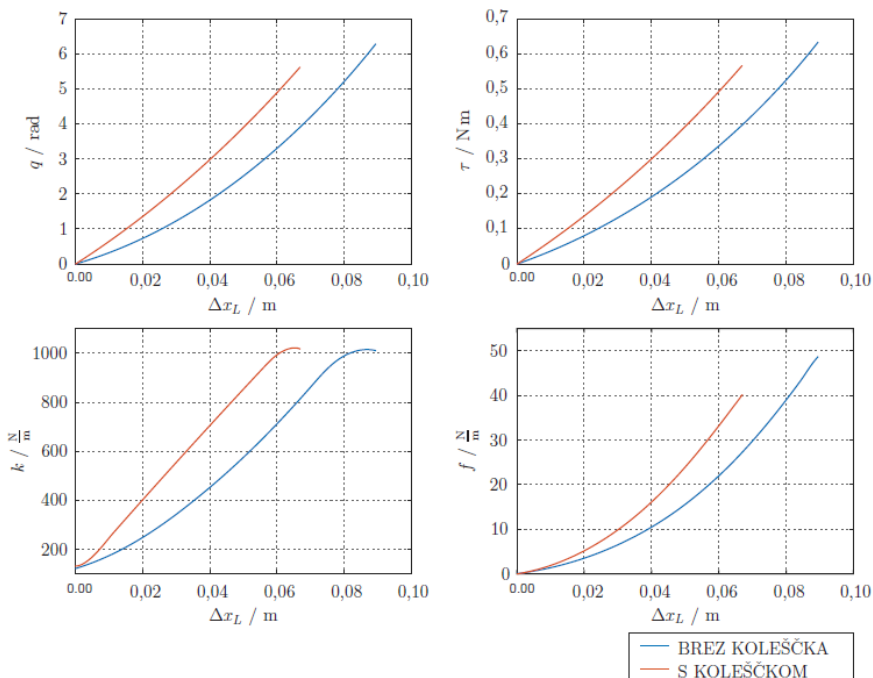


Analiza in zasnova pogonskega sklopa



- Teoretična analiza odmične gredi:

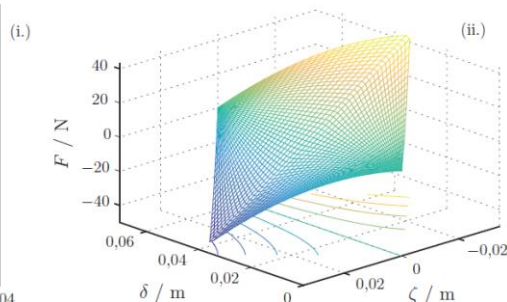
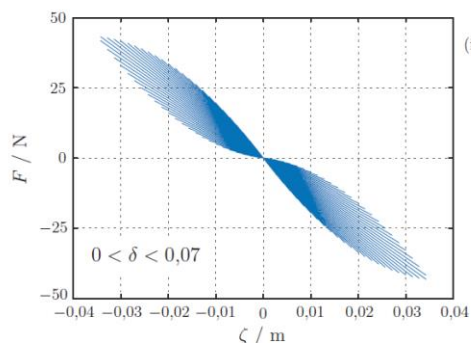
- Analiza posamezne vzmeti
- Nelinearna transformacija rotacije v translacijo
- Analiza translacijske sile in togosti
- Dodan kolesček za fiksno razdaljo vlečne vrvi
- Zmanjšano delovno območje translacije



Analiza in zasnova pogonskega sklopa

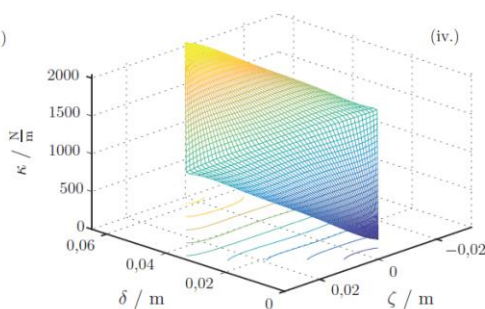
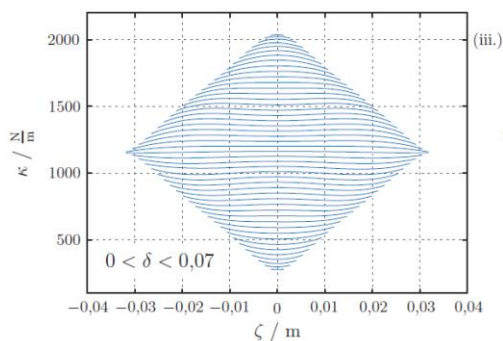
SILA SEGMENTA

$$f_s = f_1(\delta - \zeta) - f_2(\delta + \zeta)$$



TOGOST SEGMENTA

$$\kappa = k_1(\delta - \zeta) + k_2(\delta + \zeta)$$



- Analiza teoretičnega delovnega območja sklopa:

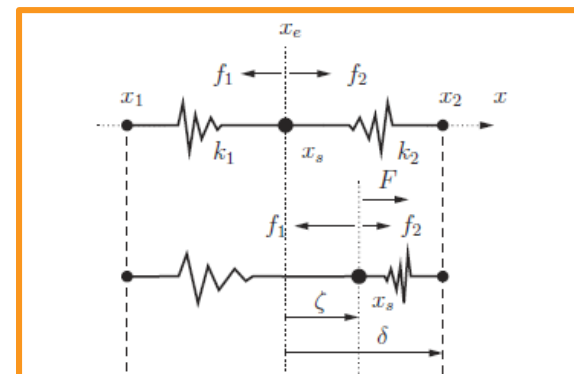
- Točka ravnovesja

$$x_e = \frac{x_1 + x_2}{2}$$

- Prednapetje vzmeti in izmik iz ravnovesja

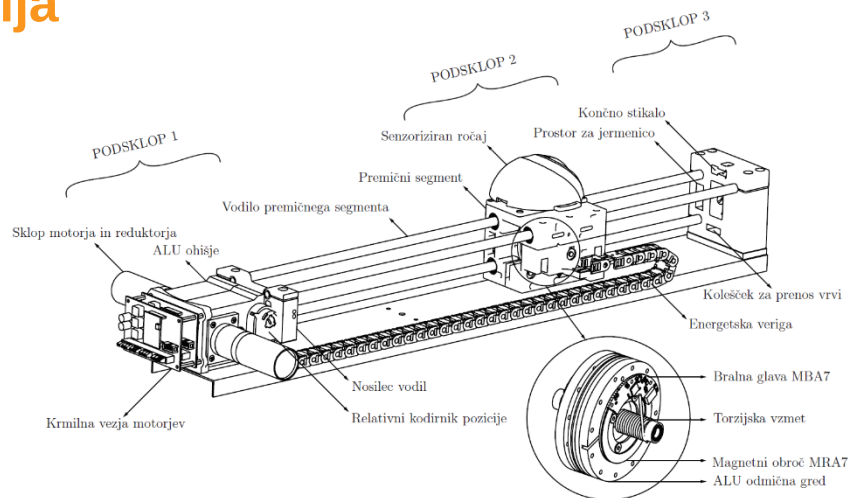
$$\delta = \frac{x_2 - x_1}{2}, \quad \zeta = x_s - x_e$$

MODEL SEGMENTA

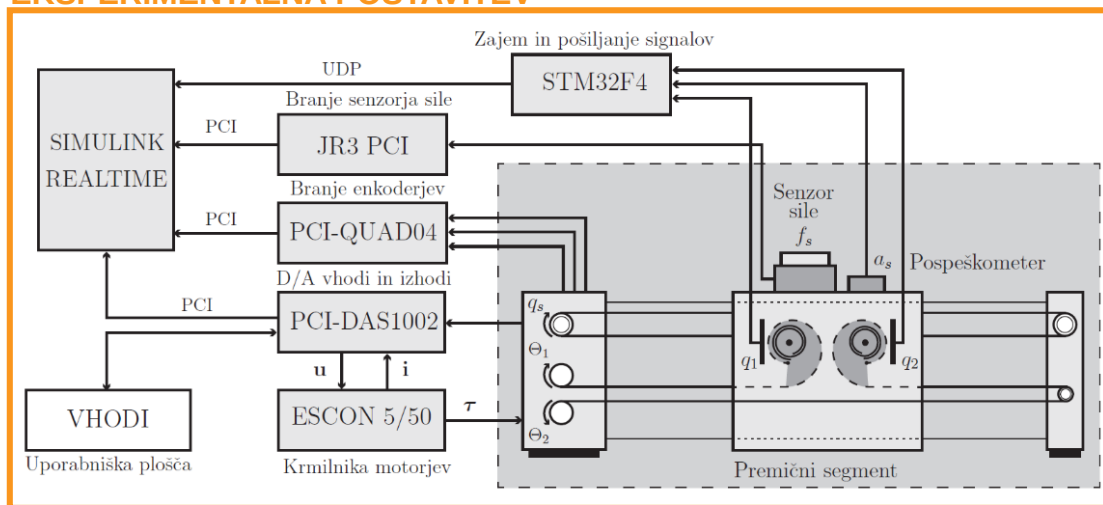


Eksperimentalna validacija

- Haptična naprava
 - 1 DOF translacija
 - Trije podsklopi
 - Absolutni kodirniki zasuka



EKSPERIMENTALNA POSTAVITEV

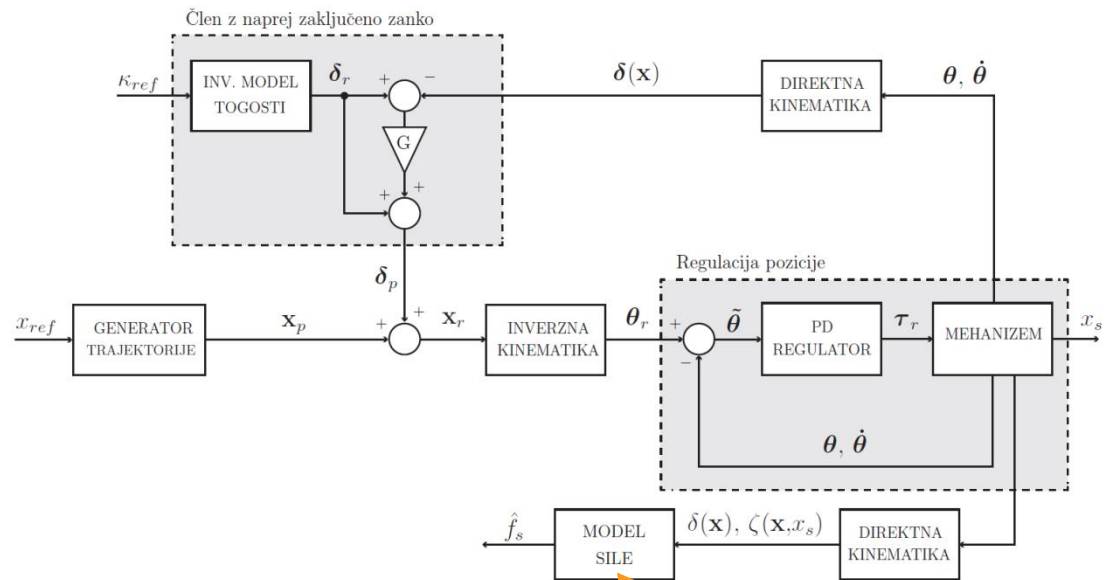


- Pozicijsko vodenje
- Vodenje po sili:
 - Statični odziv,
 - Frekvenčni odziv
- Posredno vodenje sile:
 - Admitančno vodenje
 - Impedančno vodenje
 - Z-Širina



Eksperimentalna validacija

- Pozicijsko vodenje:
 - Pozicija in togost vodena **razklopljeno**
 - Sila in togost vrha izračunana **iz modela**



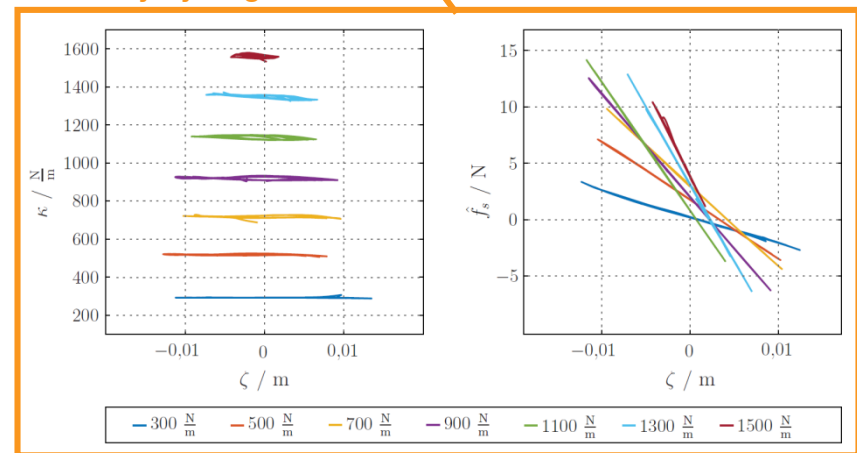
Referenčna pozicija motorjev

$$\theta_r = E^{-1} \mathbf{x}_r = E^{-1} (\mathbf{x}_p + \delta_p)$$

PD regulator pozicije

$$\tau = K_p \tilde{\theta} + K_d \dot{\tilde{\theta}} = K_p (\theta_r - \theta) + K_d (\dot{\theta}_r - \dot{\theta})$$

Nastavljanje togosti



Eksperimentalna validacija

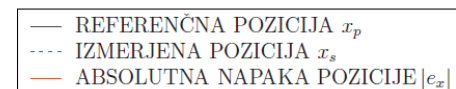
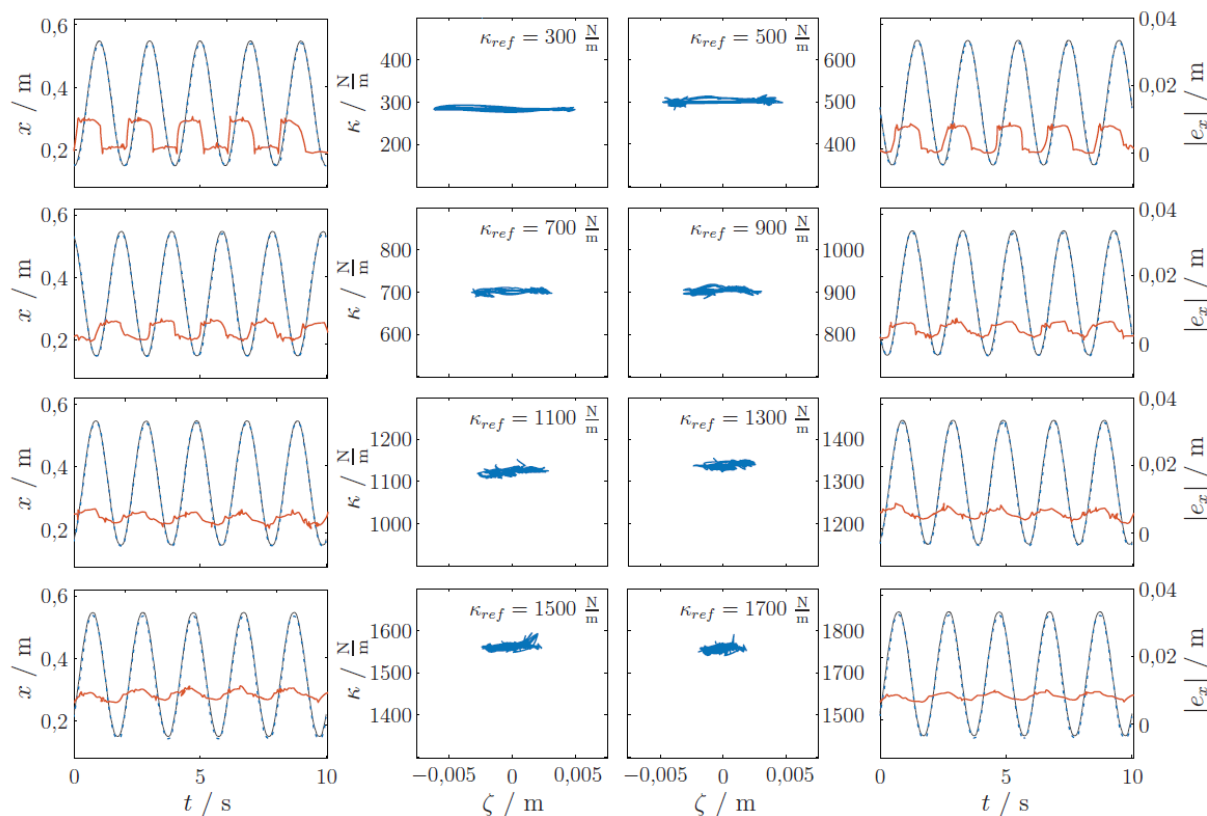
• Pozicijsko vodenje

- Referenčni sinusni signal z amplitudo **0,45 m** in frekvenco **0,5 Hz**

$$x_p = A \sin(\omega t)$$

- Izmik iz ravnovesja
- Nastavljanje togosti
- Absolutna napaka se **niža** z **višanjem togosti**

$$|e_x| = |x_p - x_s|$$



Eksperimentalna validacija

- Pozicijsko vodenje
 - Test pasovne širine:
 - Prosto gibanje vrha
 - Gibanje v dotiku s človekom
 - Mejne frekvence **nižje togosti** nastopijo prej

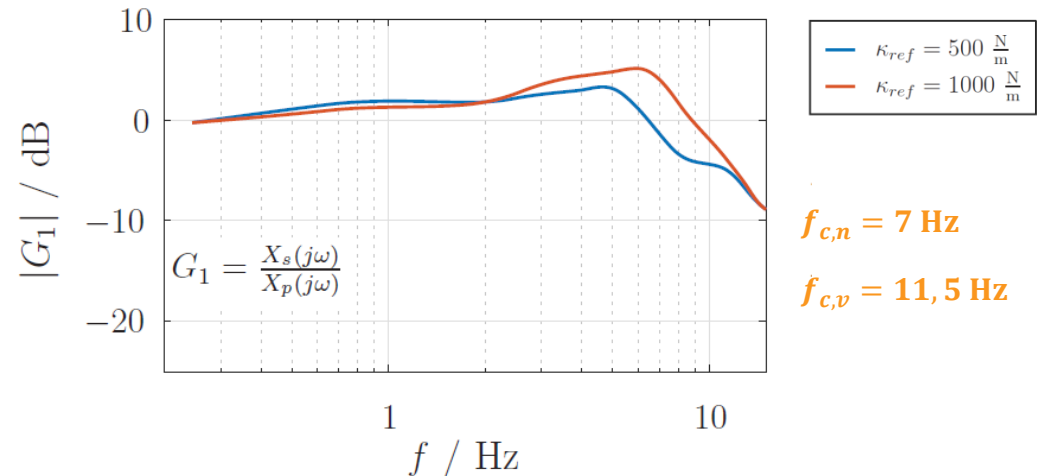
$$x_r = 0,01 \text{ m} \cdot \sin(\omega t)$$

$$k_{ref} = \text{konst.}$$

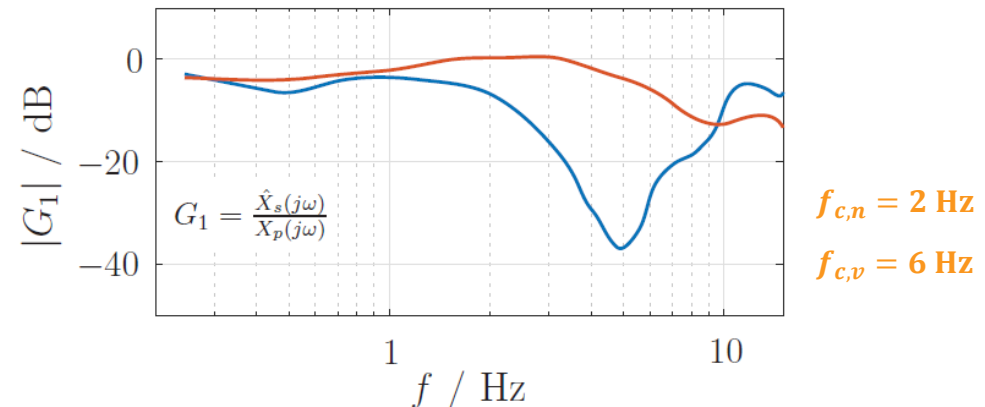
$$f = 0,1 \div 15 \text{ Hz}$$



Prosto gibanje

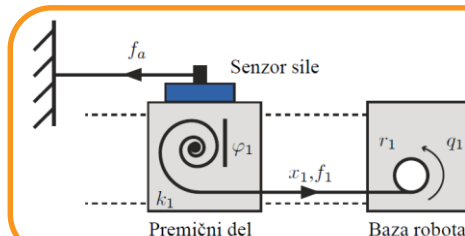


V dotiku s človekom



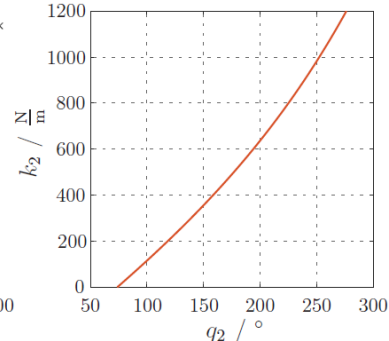
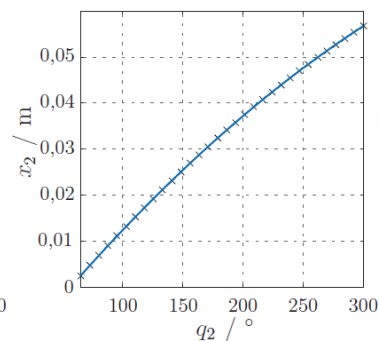
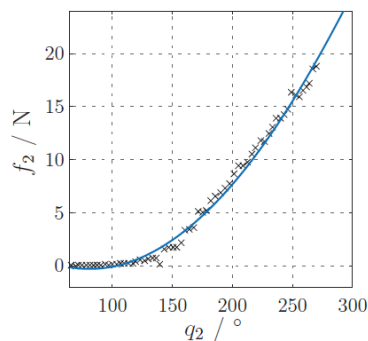
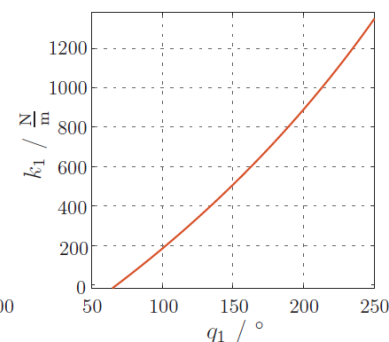
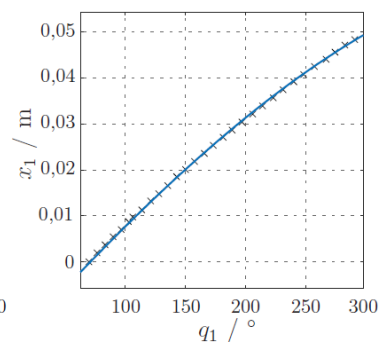
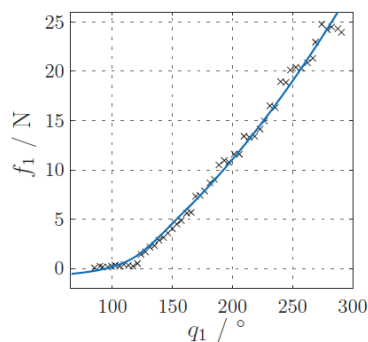
Eksperimentalna validacija

- Merjenje sile
 - Kalibracijske krivulje
 - Kalibracija sile in pomika glede na **zasuk vzmeti**
 - Območje sile med 0 in 25 N za vzmeti
 - Izračunana **togost**



Kalibracijski postopek:

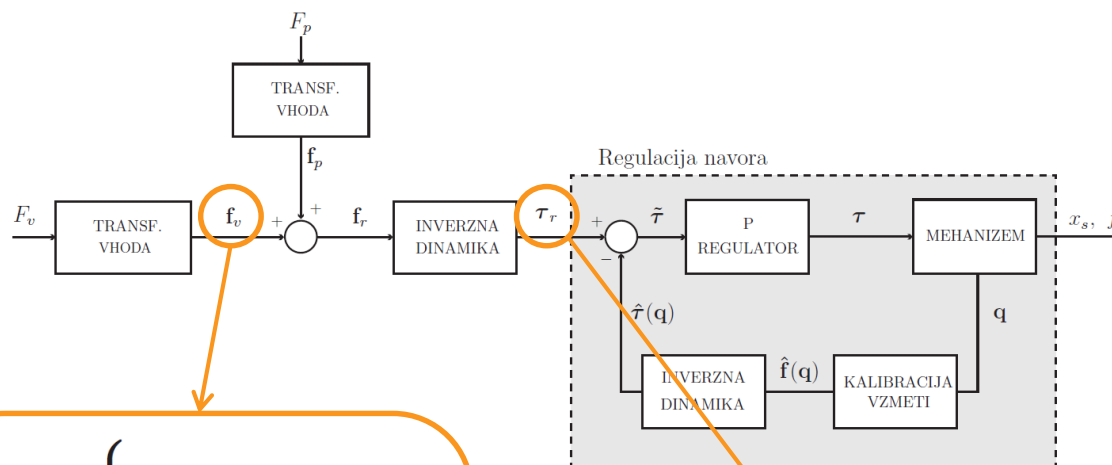
- Napetje in razpetje prenosnih vrvi
- Senzor sile fiksno vpet



x	IZMERJENI PODATKI
—	POLINOMSKA APROKSIMACIJA
—	IZVEDENA KRIVULJA

Eksperimentalna validacija

- Vodenje po sili
 - Referenčno vrednost sile pretvorimo v dve referenčni komponenti
 - Prištejemo silo prednapetja vzmeti



$$f_{v,1} = \begin{cases} F_v, & \text{za } F_v < 0 \\ 0, & \text{za } F_v \geq 0 \end{cases}$$

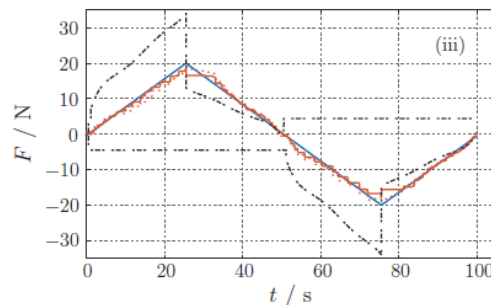
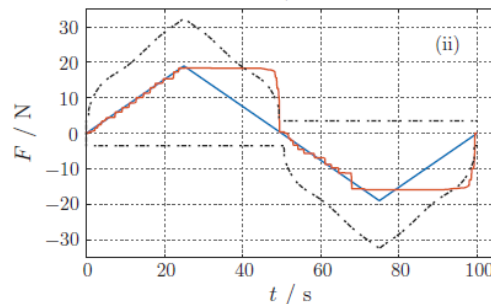
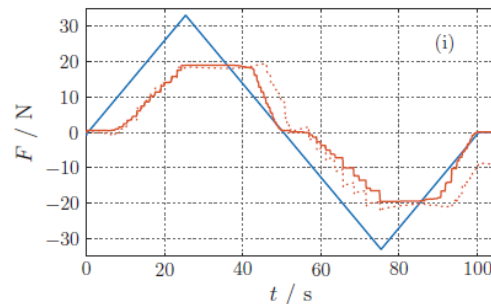
$$f_{v,2} = \begin{cases} F_v, & \text{za } F_v > 0 \\ 0, & \text{za } F_v \leq 0 \end{cases}$$

$$\tau_r = \mathbf{E} \mathbf{f}_v = \begin{bmatrix} r_m & 0 \\ 0 & -r_m \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_{v,1} \\ f_{v,2} \end{bmatrix}$$

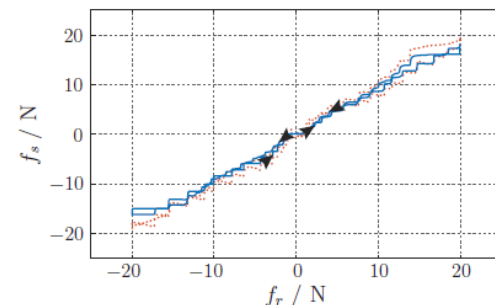
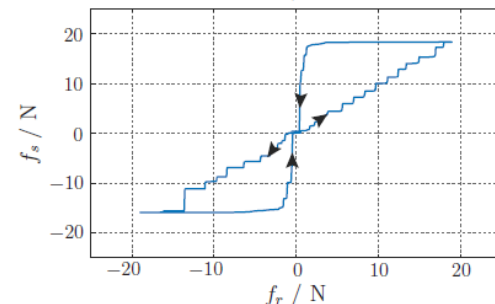
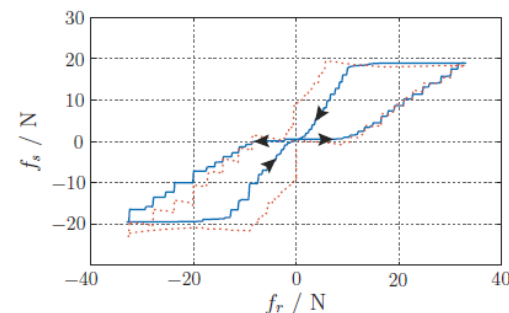


Eksperimentalna validacija

- Vodenje po sili
 - Statični (odprtozančni) odziv
 - Transformacija **nelinearnosti**
 - Vpliv **reduktorja** na histerezo
 - Preklop za odpravo histereze



— REFERENCE SILE
— SILA GREDI
... SILA NA VRHU
... TRANSF.REFERENČNE SILE



— SILA GREDI
... SILA NA VRHU

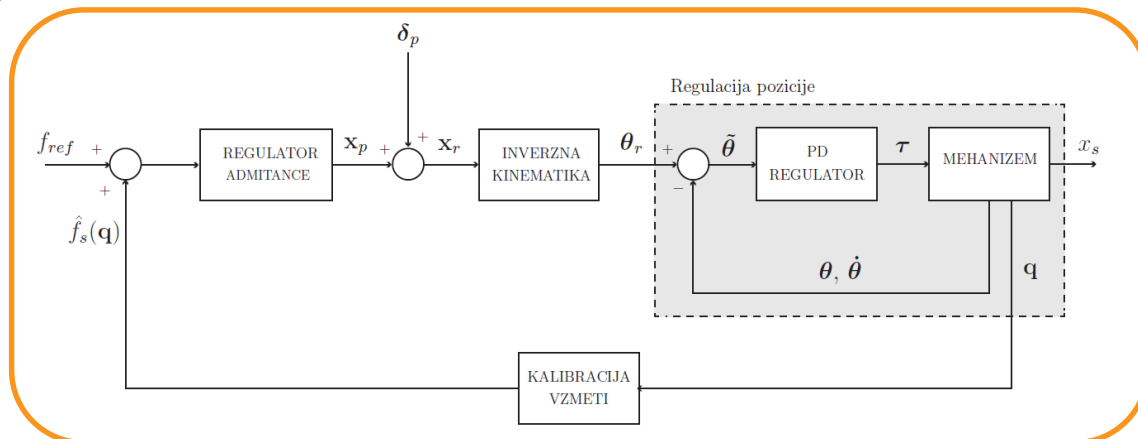
Eksperimentalna validacija

- Vodenje aktivne impedance

$$F = m\ddot{x} + b\dot{x} + kx$$

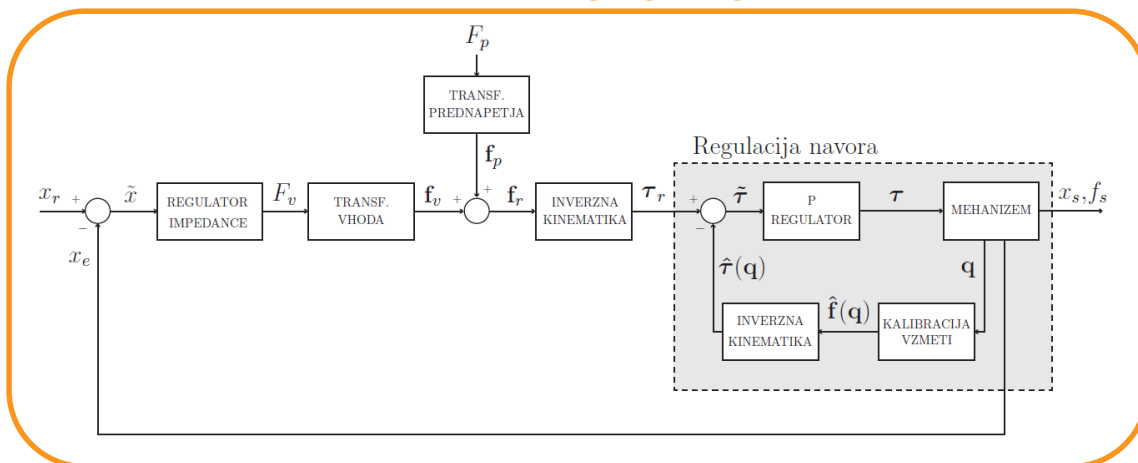
$$Y = Z^{-1} = \frac{x}{F}$$

ADMITANČNO VODENJE



IMPEDANČNO VODENJE

$$Z = \frac{F}{x}$$



Eksperimentalna validacija

- Vodenje aktivne impedance
 - PRIMER 1: Admitančno vodenje

$$\begin{aligned}m &= 2 \text{ kg} \\ b &= 5 \text{ Ns/m} \\ k &= 0 \text{ N/m}\end{aligned}$$



$$\begin{aligned}m &= 0,5 \text{ kg} \\ b &= 20 \text{ Ns/m} \\ k &= 0 \text{ N/m}\end{aligned}$$



$$\begin{aligned}m &= 0,5 \text{ kg} \\ b &= 5 \text{ Ns/m} \\ k &= 350 \text{ N/m}\end{aligned}$$



Eksperimentalna validacija

- Vodenje aktivne impedance
 - PRIMER 2: Impedančno vodenje

$$\begin{aligned}m &= 0,5 \text{ kg} \\ b &= 5 \text{ Ns/m} \\ k &= 0 \text{ N/m}\end{aligned}$$



$$\begin{aligned}m &= 0,5 \text{ kg} \\ b &= 20 \text{ Ns/m} \\ k &= 0 \text{ N/m}\end{aligned}$$

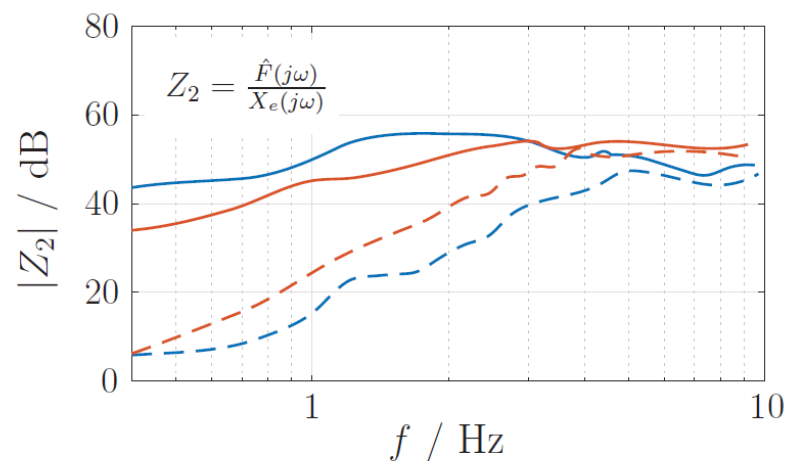
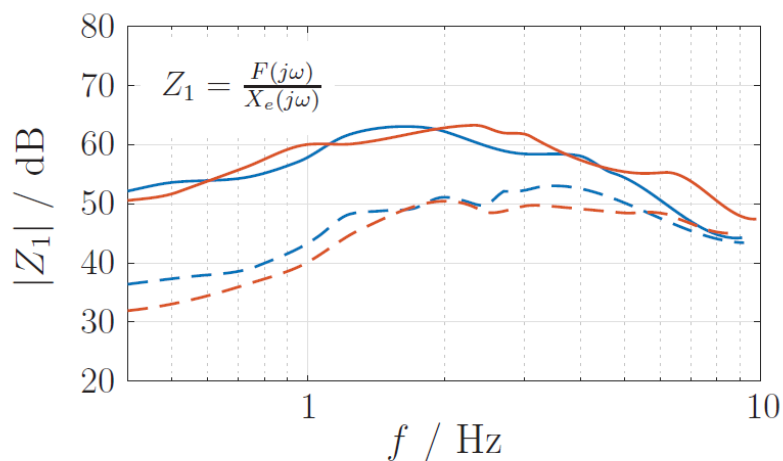


$$\begin{aligned}m &= 0,5 \text{ kg} \\ b &= 5 \text{ Ns/m} \\ k &= 350 \text{ N/m}\end{aligned}$$



Eksperimentalna validacija

- Vodenje aktivne impedance
 - Z-širina
 - območje **najmanjše** in **največje** možne **impedance**, ki jo haptični mehanizem lahko prikazuje
 - Test omejen s **pasovno širino človeške roke** (4 Hz)
 - Prikazana Z-širina mehanizma **20 dB**



- IMPEDANČNO VODENJE Z_{maks}
- - IMPEDANČNO VODENJE Z_{min}
- ADMITANČNO VODENJE Z_{maks}
- - ADMITANČNO VODENJE Z_{min}



Izvirni prispevki

- Metodologija in validacija sistema za enostavno in nemoteče merjenje fizioloških parametrov človeka med robotsko vadbo.
- Analiza vpliva gibanja na meritve fizioloških signalov in metoda ocenjevanja kvalitete signala med robotsko rehabilitacijo.
- Teoretična analiza modela pogonskega sistema s spremenljivo togostjo in metodologija vodenja pozicije in sile linearne pogonskega sklopa s spremenljivo togostjo.
- Eksperimentalna validacija različnih izvirnih pristopov vodenja aktivne impedance linearne pogonskega sklopa s spremenljivo togostjo.



Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko



robolab****
laboratorij za robotiko

Hvala za pozornost!