



Primjena HHT i CWT u analizi mišićnog umora pomoću sEMG signala

Vedran Srhoj-Egekher

Zagreb, siječanj 2009.



Sadržaj

■ Uvod	3
■ Zadatak	4
■ Problemi	5
■ Moguća rješenja	7
■ Metode analize	8
■ Ideja analize	13
■ Vremensko-frekvencijski prikaz	15
■ STFT analiza	16
■ HHT analiza	18
■ CWT analiza	28
■ Prikaz rezultata	33
■ Analiza rezultata	39
■ Zaključak	41
■ Literatura	42



Uvod

- Analizirat ćemo mišićni umor za vrijeme *dinamičkih kontrakcija* jer takve kontrakcije češće susrećemo u stvarnom životu
- Temelj za analizu je površinsko snimljen elektromiografski signal (sEMG) tijekom periodičkih dinamičkih kontrakcija istezanja i savijanja potkoljenice
- sEMG (*surface electromyography*) signal je električna manifestacija neuromuskularne aktivnosti mišića snimljena na površini kože iznad promatranog mišića
- U našem slučaju pratimo mioelektričku aktivnost tri različita mišića quadricepsa (RF= *m. rectus femoris*, VL= *m. vastus lateralis*, VM= *m. vastus medialis*)



Zadatak

- Želimo provjeriti primjenjivost Huang-Hilbertove transformacije (HHT) i Continuous wavelet transformacije (CWT) u analizi mišićnog umora kod cikličkih dinamičkih kontrakcija
- Rezultate ćemo usporediti sa provjerenom metodom zasnovanom na Short-time Fourier transformaciji (STFT)



Problemi

- Proces nastanka EMG signala je složen i možemo ga smatrati *slučajnim procesom*, a tada sam EMG signal promatramo kao *slučajni signal*
- Preduvjet za analizu slučajnih signala je *stacionarnost*
- Naš EMG signal NIJE *stacionaran*
- Promatramo *dinamičke*, a ne *izometričke, statičke* kontrakcije
- Kod *dinamičkih* kontrakcija problem *nestacionarnosti* je još značajnije izražen, u odnosu na *statičke* kontrakcije, zbog promjena dužine mišića, mišićne sile, brzine pokreta i promjene relativnog položaja elektroda u odnosu na aktivna mišićna vlakna



Problemi

- Odabir parametra širine vremenskog otvora je ograničen s dva uvjeta:
 - Najmanja širina je ograničena trajanjem *akcijskog potencijala* te prihvatljivim *rasipanjem* u frekvencijskoj domeni
 - Najveća širina je ograničena uvjetom da želimo zadovoljiti kriterij *stacionarnosti*, tj. dovoljan uvjet *stacionarnosti u širem smislu* (*wide-sense stationary*)



Moguća rješenja

- Možemo se ograničiti na statičke kontrakcije i analizirati slijed kraćih vremenskih odsječaka, trajanja npr. 0.1-2 s, unutar kojih smatramo da vrijedi *stacionarnost u širem smislu*
- Provesti analizu nad dinamičkim kontrakcijama uz pažljiv odabir *metode* i *parametara analize* kao što su: širina vremenskog otvora, tip vremenskog otvora, korak vremenskog pomaka...



Metode analize

- Analiza u vremenskoj domeni:
 - Temelji se na promjeni (povećanju) amplitude mioelektričkog signala tijekom dinamičke kontrakcije
 - Prati se punovalno ispravljeni i usrednjeni signal

$$x_{MA} [n] = \frac{1}{L_{MA}} \sum_{k=0}^{L_{MA}-1} |x[n-k]|$$

- Nedostatak je činjenica da je povećanje amplitude tek sekundarni efekt uslijed mišićnog umora i pomicanja frekvencijskog spektra prema nižim frekvencijama



Metode analize

- Vremensko-frekvencijska analiza:
 - Cilj nam je pratiti promjene frekvencijskih parametara u vremenu
 - Naša referentna metoda i procjena gustoće spektra snage je zasnovana na STFT-u, odnosno *spektrogramu* kao kvadratu diskretne Fourierove transformacije na vremenskom odsječku signala



Metode analize

$$S[rR, k] = \frac{1}{LU} \left| \sum_{m=-(L-1)/2}^{(L-1)/2} x[rR + m] w^*[m] e^{-j(2\pi/L)km} \right|^2$$

- $S[rR, k]$ predstavlja spektrogram
- $w[n]$ predstavlja vremenski otvor
- L je širina simetričnog vremenskog otvora s neparnim brojem uzoraka
- R je korak vremenskog pomaka
- U je čimbenik normalizacije



Metode analize

- Dokazano je da su srednja frekvencija spektra snage (MNF) i frekvencija medijana spektra snage (MDF) dobre mjere za praćenje mišićnog umora
- MNF računamo kao moment 1. reda

$$MNF(t_r) = \frac{\int_0^{\infty} f \cdot S(t_r, f) df}{\int_0^{\infty} S(t_r, f) df}$$

$$MNF[rR] = \frac{\sum_{k=0}^{L-1} f[k] \cdot S[rR, k]}{\sum_{k=0}^{L-1} S[rR, k]}$$



Metode analize

- MDF računamo kao frekvenciju koja dijeli površinu ispod gustoće spektra snage na 2 jednaka dijela

$$\int_0^{f_{MDF}} S(t_r, f) df = \int_{f_{MDF}}^{\infty} S(t_r, f) df$$

$$\sum_{k=0}^{k_{MDF}} S[rR, k] \approx \frac{1}{2} \sum_{k=0}^{L-1} S[rR, k] \rightarrow MDF[rR] = \frac{F_S}{L} \cdot k_{MDF}$$

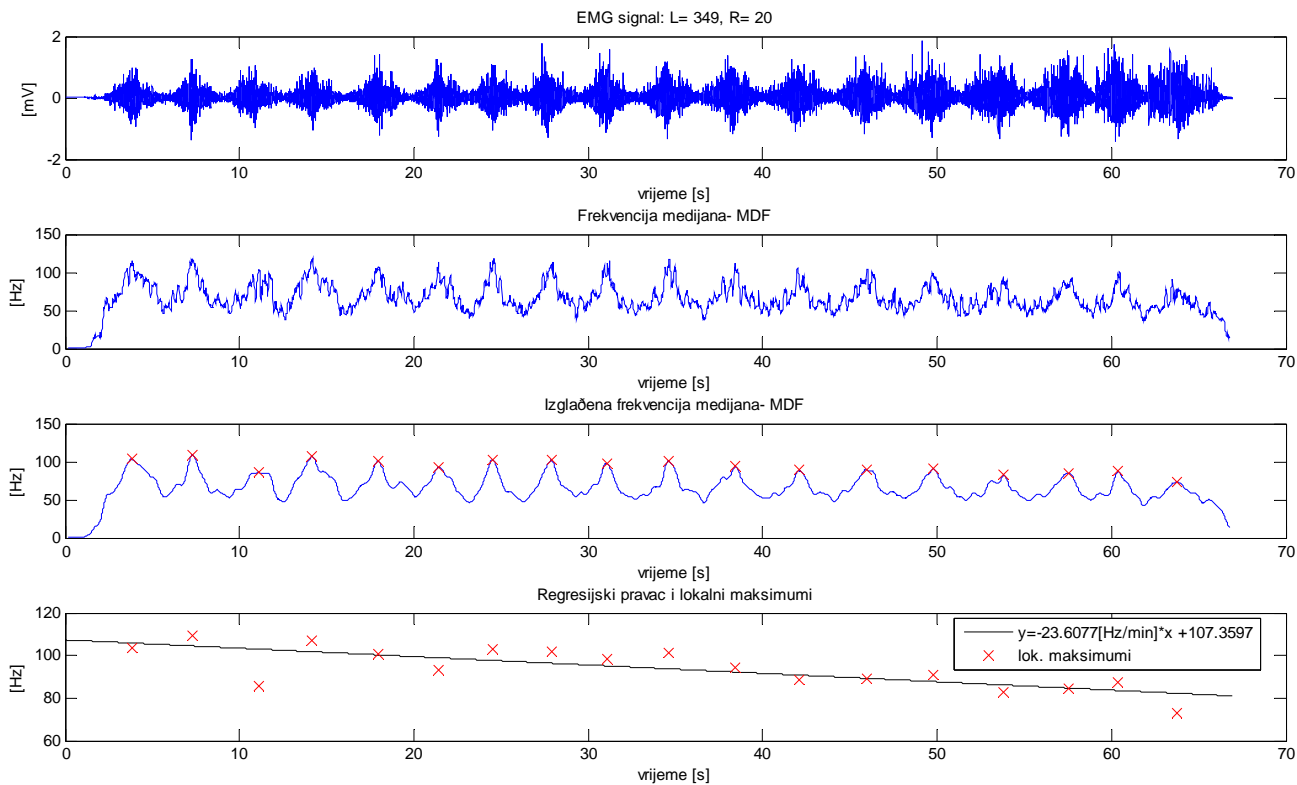
- Promjena MDF bolje odražava stvarne biokemijske i elektrofiziološke promjene: povećanje konc. laktata i smanjenje brzine provodljivosti mišićnih vlakana (CV) te konačno i nastanka mišićnog umora



Ideja analize

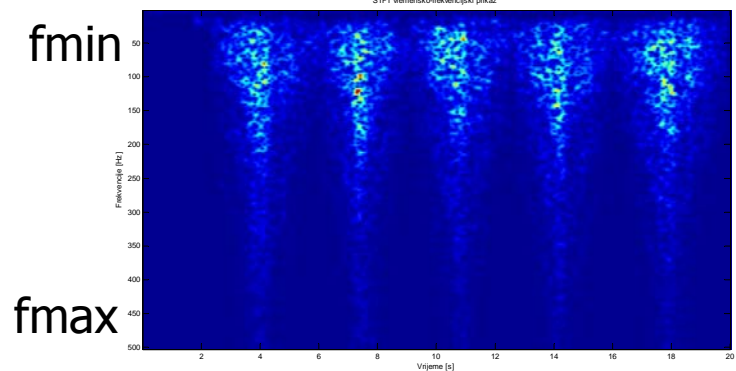
- Osnovna ideja praćenja umaranja mišića tijekom cikličkih dinamičkih kontrakcija je u određivanju lokalnih maksimuma frekvencije medijana MDF (ili srednje frekvencije MNF) tijekom pojedine kontrakcije
- Praćenjem trenda promjene lokalnih maksimuma MDF i MNF spektra snage možemo donijeti zaključak je li se mišić umara i koliko brzo se umara

Ideja analize

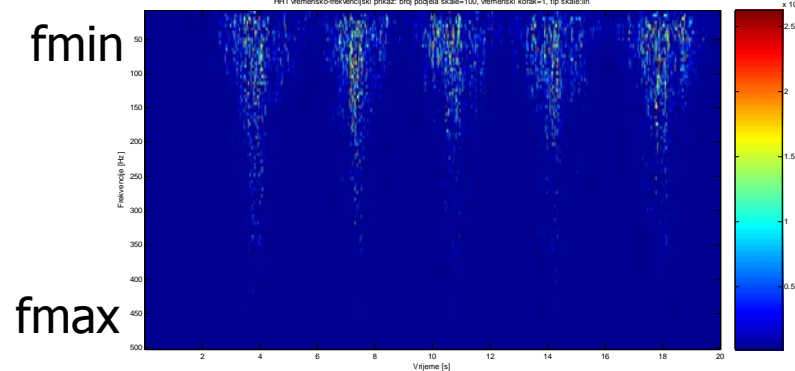


Vremensko-frekvencijski prikaz

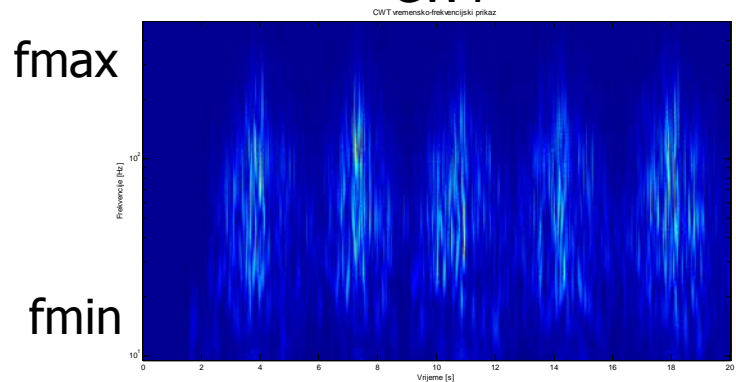
STFT



HHT



CWT



Prvih 5 kontrakcija našeg snimljenog mioelektričkog signala



STFT analiza

- Prethodno provjereni parametri koji daju dobre rezultate u analizi cikličkih dinamičkih kontrakcija:
 - Širina vremenskog otvora $L=0.1 T_{sr}$, gdje je T_{sr} srednje vrijeme izvođenja jedne kontrakcije
 - Tip vremenskog otvora je Hammingov otvor
 - Korak vremenskog pomaka $R=20$ uzoraka (=ms)
 - Broj uzoraka u postupku pomičnog usrednjavanja $LMA=0.1 T_{sr}/R$



STFT analiza

- Želimo provjeriti i usporediti kako se STFT, HHT i CWT nose sa problemom nestacionarnosti i frekvencijskim rasipanjem prisutnim kod STFT analize, te kako promjena parametara utječe na rasipanje rezultata
- Odabiremo sljedeće promjenjive skupove parametara:
 - $L = 50-500$ ms
 - $R=20$ ms i $R=L$ pri čemu uz zadnji parametar vrijedi i granični uvjet potpune rekonstrukcije diskretizirane STFT

$$T\Omega = 2\pi$$



HHT analiza

- Huang-Hilbertova transformacija se sastoji od dva koraka:
 - EMD (*empirical mode decomposition*) postupak rastavljanja našeg mioelektričkog signala u konačan niz svojstvenih oscilacija, koje nazivamo *intrinsic mode functions* (IMF), te na koje je primjenjiva *Hilbertova transformacija*
 - Izračunavanje Hilbertovog spektra



HHT analiza

- EMD je empirijska metoda pa rezultat za sada nema teorijsku podlogu, osim pokušaja objašnjenja pomoću filtarskih slogova
- EMD dobivamo iterativnim postupkom (*sifting algorithm*)
- EMD je jednostavan, naizgled prirodni postupak koji ne pretpostavlja ništa o signalu, pogotovo ne stacionarnost
- Hilbertova transformacija nam omogućuje određivanje trenutne amplitude i frekvencije za svaki vremenski trenutak (koristi se u AM/FM obradi signala) te nam je kao takva zanimljiva za moguće određivanje MNF i MDF parametara analize



HHT analiza

- EMD možemo prikazati sljedećim nizom koraka:
 - A) tražimo sve lokalne minimume i maksimume
 - B) maksimume interpoliramo (*cubic spline*) u gornju anvelopu $M(t)$, a minimume u donju anvelopu $m(t)$
 - C) nalazimo srednju vrijednost anvelopa
$$e(t) = (M(t) + m(t))/2$$
 - D) oduzimamo $e(t)$ od signala $x(t) = x(t) - e(t)$, u prvoj iteraciji $x(t)$ je naš mioelektrički signal
 - E) vraćamo se na korak A) i ponavljamo korake sve dok se $x(t)$ ne počne jako malo mijenjati
 - F) sada kada smo dobili IMF, $\varphi(t)$, oduzimamo ga od početnog mioelektričkog signala $r(t) = x(t) - \varphi(t)$ te se vraćamo na korak A) sa novim početnim skupom podataka $x(t) = r(t)$ i to sve dok $r(t)$ ima više od jednog ekstrema



HHT analiza

- Nakon provedene EMD početni signal je rastavljen u niz IMF i može se prikazati kao:

$$x(t) = \sum_{j=1}^n \varphi_j(t) + r_n(t)$$

- pri čemu je $r_n(t)$ ostatak (reziduum) nakon provedene EMD
- Sada imamo preuvjete za izračun Hilbertovog spektra



HHT analiza

- Hilbertova transformacija:
 - Računamo Hilbertovu transformaciju ulaznog skupa podataka ($\varphi_j(t)$)

$$h_j(t) = H.T. \{ \varphi_j(t) \}$$

- Analitički signal $\psi_j(t)$ je tada

$$\psi_j(t) = \varphi_j(t) + ih_j(t) = a_j(t) e^{i\theta_j(t)}$$

- Amplituda $a_j(t)$ iznosi

$$a_j(t) = \sqrt{\varphi_j^2(t) + h_j^2(t)}$$



HHT analiza

- A faza $\theta_j(t)$ je

$$\mathcal{G}_j(t) = \arctan\left(\frac{h_j(t)}{\varphi_j(t)}\right)$$

- Ovdje uvodimo pojam trenutne frekvencije (*instantaneous frequency*)

$$\omega_j(t) = \frac{d\mathcal{G}_j(t)}{dt}$$



HHT analiza

- Konačno možemo dobiti i amplitudno-vremensku te frekvencijsko-vremensku reprezentaciju početnog skupa podataka (bez reziduuma $r_n(t)$)

$$x(t) = \text{Re} \sum_{j=1}^n a_j(t) e^{i \int \omega_j(t) dt}$$

- Sada je sve spremno za procjenu parametara MNF i MDF



HHT analiza

- HHT analizu provedemo sa istim skupom paramtera kao i STFT analizu:
 - širina vremenskog otvora $L=50-500$ ms
 - korak vremenskog otvora $R=20$ ms i $R=L$
- Prethodno dekomponirani mioelektrički signal dijelimo u vremeske odsječke unutar kojih procjenjujemo parametre MNF i MDF



HHT analiza

- MNF i MDF svakog pojedinog IMF za vremenski trenutak $[rR]$ dodijeljen tom vremenskom odsječku računamo kao:

- MNF

$$MNF_{rR}(j) = \frac{\sum_{i=0}^{L-1} \omega_{rR,j}[i] a_{rR,j}^2[i]}{\sum_{i=0}^{L-1} a_{rR,j}^2[i]}$$

- MDF

$$\sum_{i=0}^{k_{MDF}} \text{sort}_{\omega_{rR,j}} \left(\omega_{rR,j}[i] a_{rR,j}^2[i] \right) \approx \frac{1}{2} \sum_{i=0}^{L-1} \text{sort}_{\omega_{rR,j}} \left(\omega_{rR,j}[i] a_{rR,j}^2[i] \right)$$

$$\rightarrow MDF_{rR}(j) = \text{sort}_{\omega_{rR,j}} \left(\omega_{rR,j}[k_{MDF}] \right)$$



HHT analiza

- Procjenu MNF i MDF za svaki vremenski odsječak širine L , našeg mioelektričkog signala $x(t)$, računamo kao težinsku sumu dvostruke norme $\|a_j\|$ svakog IMFa i pripadajuće procjene $MNF(j)$, odnosno $MDF(j)$

$$MNF[rR] = \frac{\sum_{j=1}^n \|a_{rR,j}\| \cdot MNF_{rR}(j)}{\sum_{j=1}^n \|a_{rR,j}\|} \quad MDF[rR] = \frac{\sum_{j=1}^n \|a_{rR,j}\| \cdot MDF_{rR}(j)}{\sum_{j=1}^n \|a_{rR,j}\|}$$

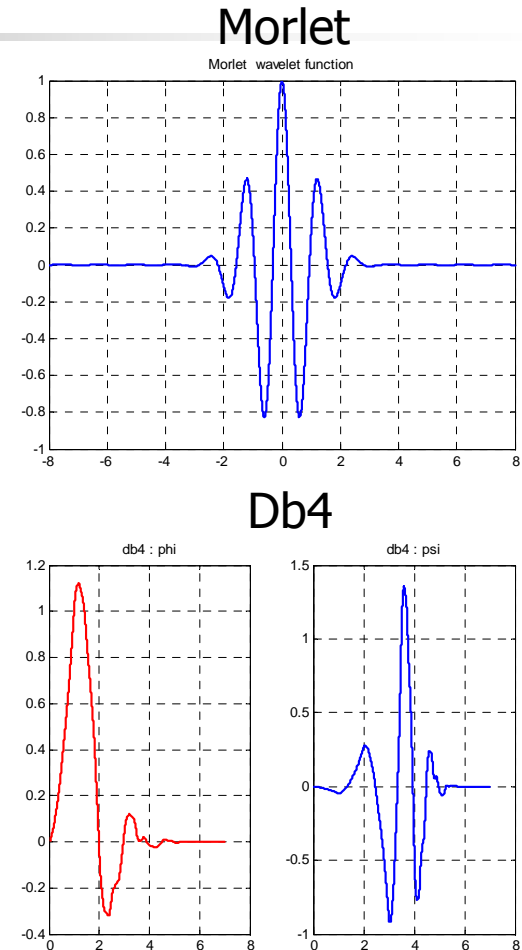


CWT analiza

- Continuous wavelet transformaciju karakterizira nejednolika razlučivost u *time-scale*, odnosno *time-frequency* ravnini
- Neki prijašnji rezultati dobiveni analizom *izometričkih kontrakcija* pokazuju da CWT daje iste ili malo bolje rezultate od rezultata dobivenih STFT analizom
- Zanima nas kakve informacije možemo dobiti CWT analizom *dinamičkih kontrakcija* obzirom na njenu nejednoliku razlučivost u T-F ravnini i nestacionarni karakter mioelektričkog signala
- Zbog lakše usporedbe rezultata koristimo iste parametri analize L i R kao i za STFT i HHT analizu

CWT analiza

- Usporedbom rezultata s različitim "mother" wavelet-ima (Morlet, complex Morlet, db4, sym4) odabiremo Morlet-ov wavelet $\psi(t)$
- Vektor skale s smo podijelili logaritamski





CWT analiza

- Procjenu parametara MNF i MDF dobivamo uz pomoć vremenski ovisne procjene gustoće spektra snage koju nazivamo *skalogram*
- *Skalogram* $S(\tau, s)$ definiramo kao kvadrat koeficijenata dobivenih CW transformacijom ulaznog mioelektričkog signala $x(t)$



CWT analiza

$$CWT_x(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t - \tau}{s} \right) dt$$

$$S(\tau, s) = |CWT_x(\tau, s)|^2$$

- Parametre MNF i MDF određujemo iz 2-D skupa CWT koeficijenata dobivenih CW transformacijom nad vremenskim odsječcima širine L i pridijeljenih trenutku [rR]



CWT analiza

- Pripadajući vektor frekvencija f dobivamo iz vrijednosti vektora skale s

- MNF

$$MNF[rR] = \frac{\sum_k f[k] \sum_{i=0}^{L-1} S_{rR}[i, k]}{\sum_k \sum_{i=0}^{L-1} S_{rR}[i, k]}$$

- MDF

$$\sum_{k=0}^{k_{MDF}} \sum_{i=0}^{L-1} S_{rR}[i, k] \approx \frac{1}{2} \sum_k \sum_{i=0}^{L-1} S_{rR}[i, k] \rightarrow MDF[rR] = f[k_{MDF}]$$

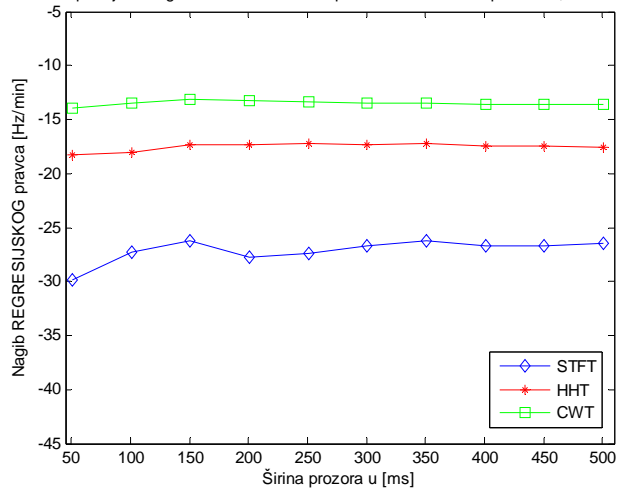


Prikaz rezultata

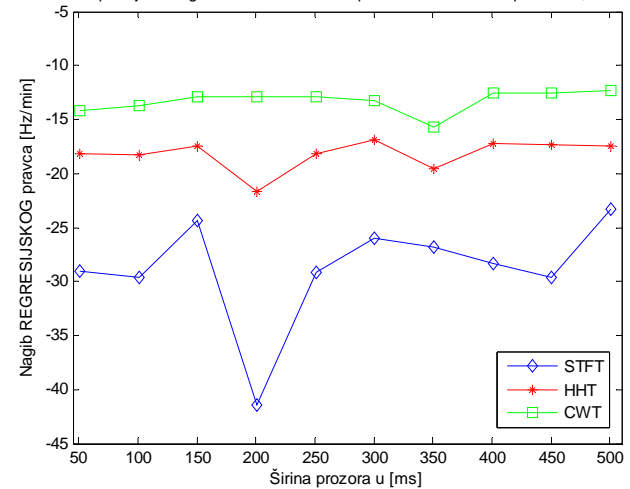
- Rezultate ćemo prikazivati paralelno za sve tri metode analize: STFT, HHT i CWT
- Za različite vrijednosti parametara L i R pratimo vrijednosti 2 parametra :
 - Nagib regresijskog pravca
 - Početna frekvencija regresijskog pravca
- Na kraju ćemo usporediti paralelne rezultate za tri različita mišića istog ispitanika svim navedenim metodama (STFT, CWT, HHT)
- Prvi skup rezultata je vezan uz praćenje MNF, a zatim prikazujemo rezultate vezane uz MDF

Prikaz rezultata: MNF

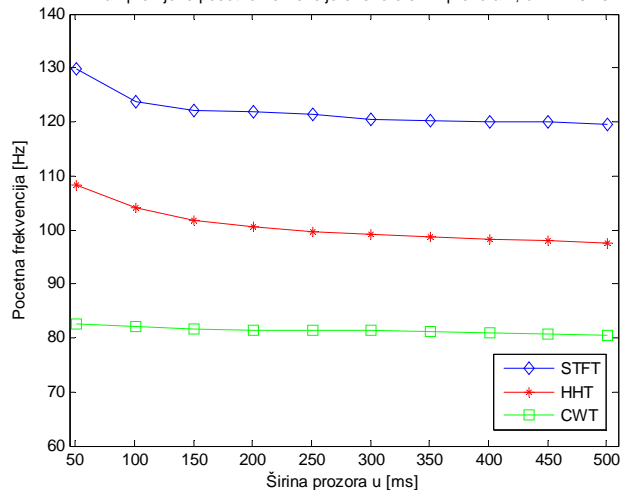
Prikaz promjene nagiba REGRESIJSKOG pravca ovisno o širini prozora L, uz R=20ms



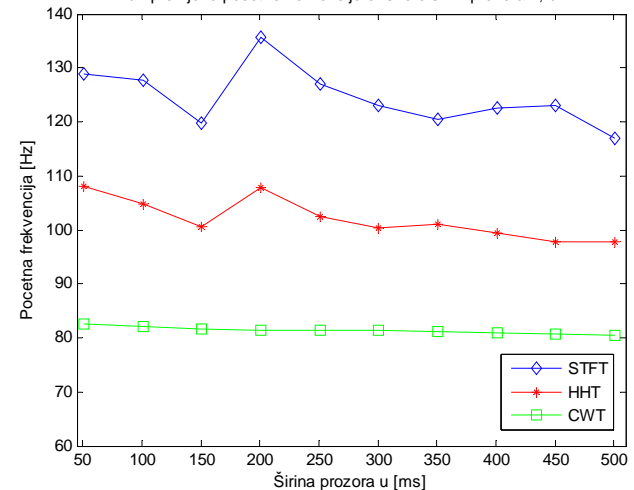
Prikaz promjene nagiba REGRESIJSKOG pravca ovisno o širini prozora L, uz R=L



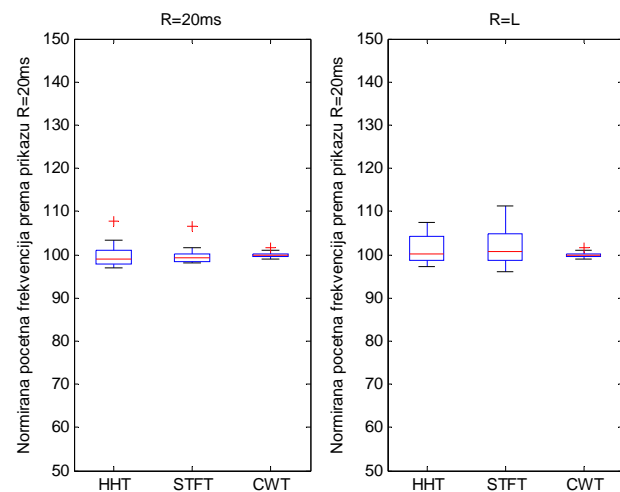
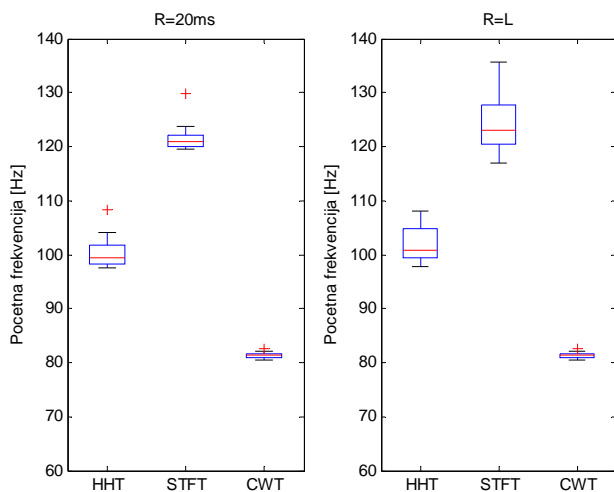
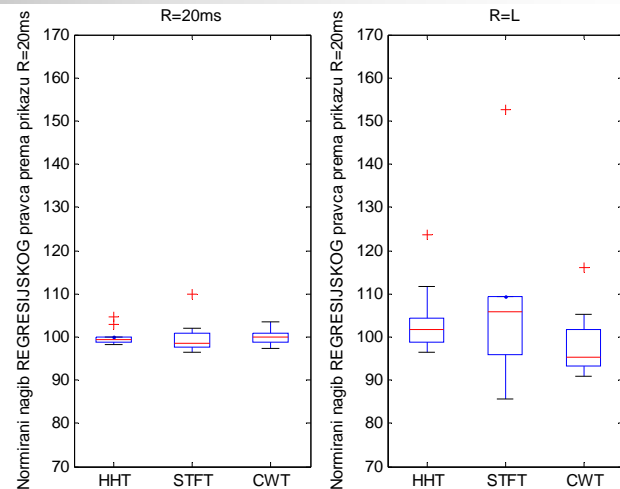
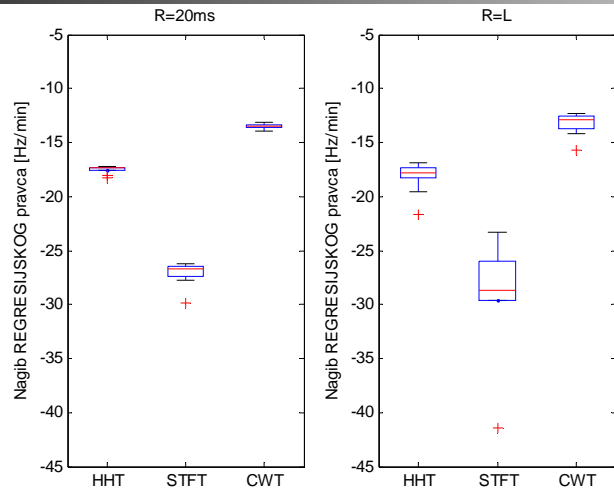
Prikaz promjene početne frekvencije ovisno o širini prozora L, uz R=20ms



Prikaz promjene početne frekvencije ovisno o širini prozora L, uz R=L

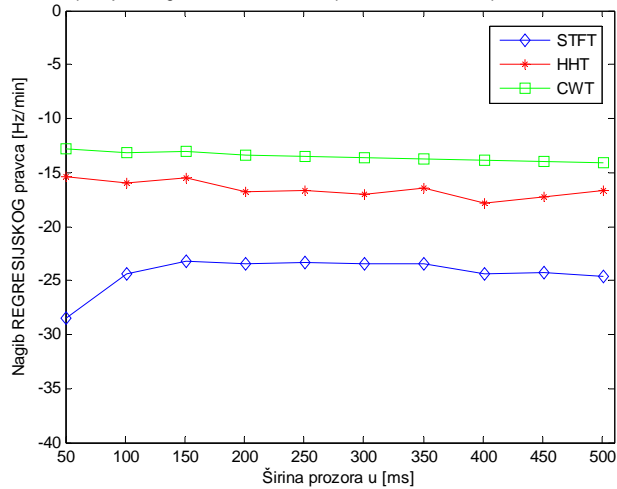


Prikaz rezultata: MNF

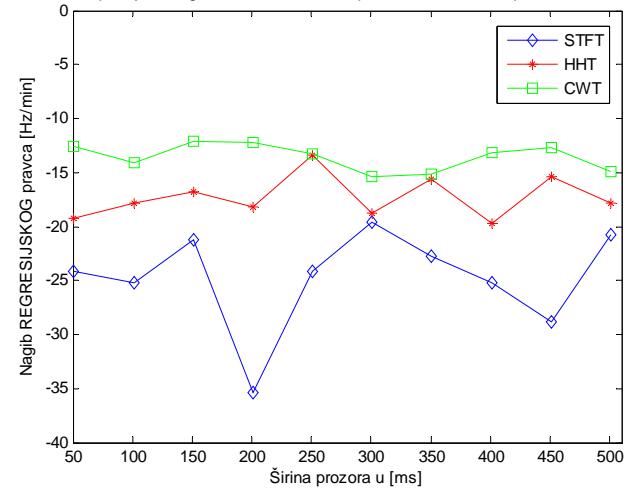


Prikaz rezultata: MDF

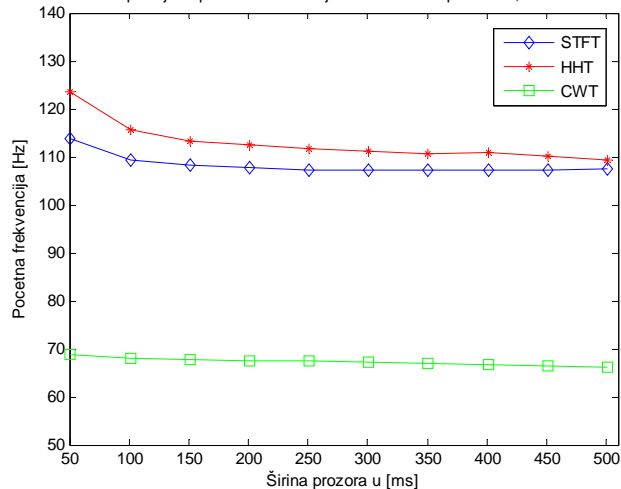
Prikaz promjene nagiba REGRESIJSKOG pravca ovisno o širini prozora L, uz R=20ms



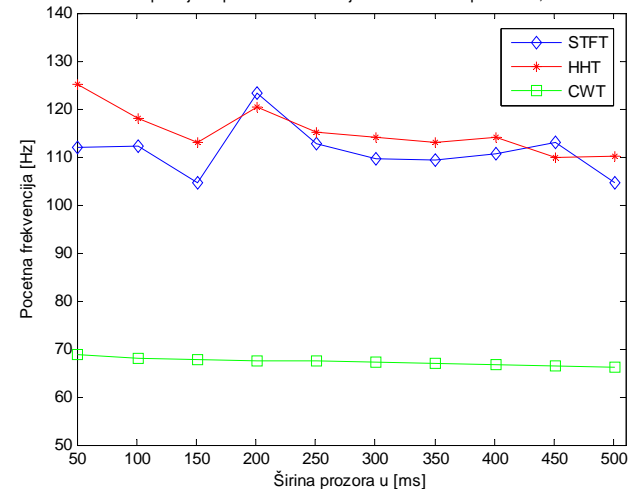
Prikaz promjene nagiba REGRESIJSKOG pravca ovisno o širini prozora L, uz R=L



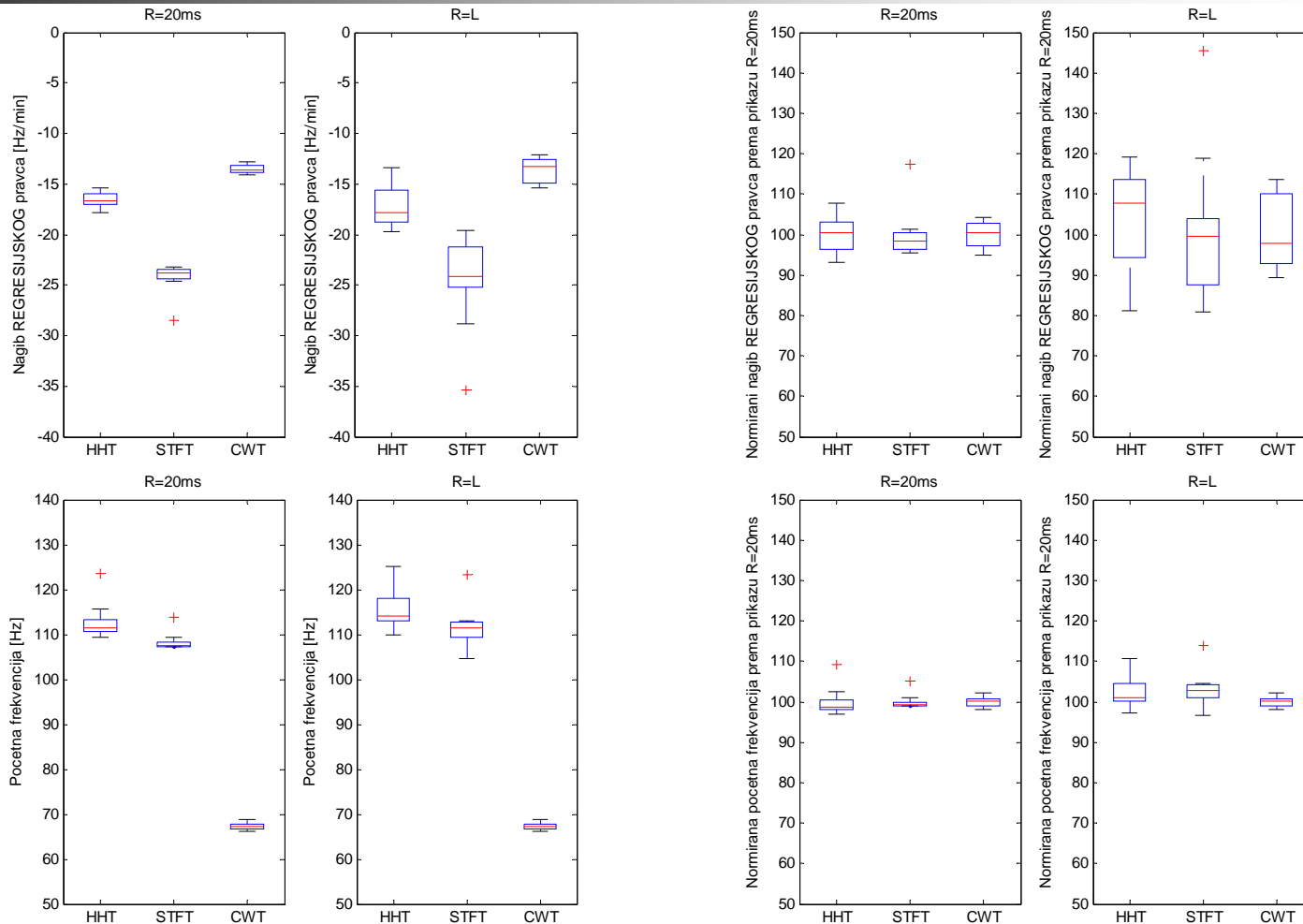
Prikaz promjene početne frekvencije ovisno o širini prozora L, uz R=20ms



Prikaz promjene početne frekvencije ovisno o širini prozora L, uz R=L



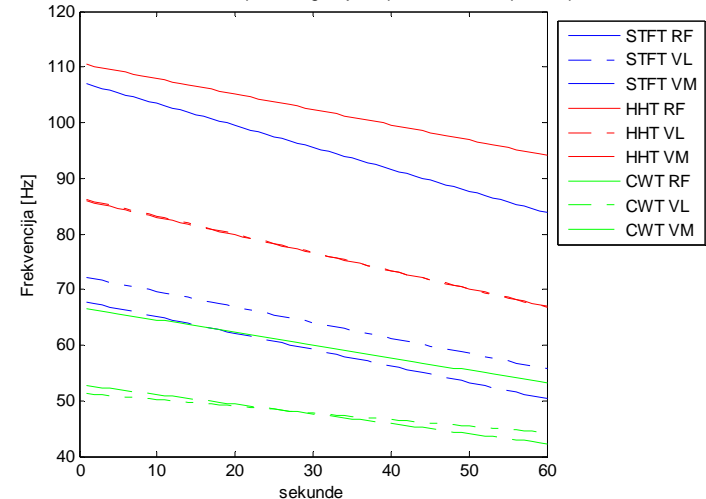
Prikaz rezultata: MDF



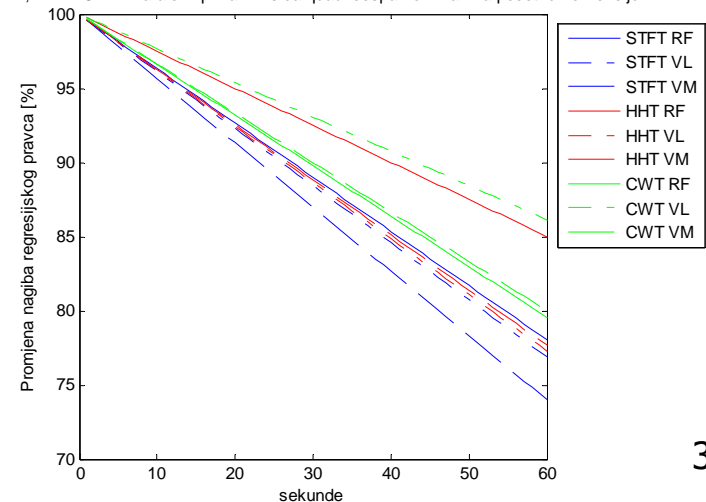
Prikaz rezultata: MDF

- Paralelni prikaz za tri različita, istovremeno snimljena, mišića quadricepsa (RF, VL, VM) jednog ispitanika
- Parametri analize
 - $L = 0.1 T_{sr}$
 - $R = 20$ ms
- Uočavamo da HHT i STFT kvalitativno bolje zadržavaju odnose među mišićima
- CWT procjena parametara ima tendenciju potiskivanja prema nižim frekvencijama i manjim koeficijentima nagiba regresijskog pravca

STFT, HHT i CWT: Paralelni prikaz regresijskih pravaca mišica quadricepsa



STFT, HHT i CWT: Paralelni prikaz mišica quadricepsa normiran na početnu frekvenciju





Analiza rezultata

- MNF analiza:
 - veće vrijednosti početne frekvencije i nagiba regresijskog pravca te manje rasipanje rezultata u odnosu na MDF rezultate
 - STFT pokazuje svoje najbolje rezultate za vrijednosti parametara prilagođene upravo STFT analizi uz $R=20$ ms, s time da i HHT, a posebice CWT, pokazuju također jednako dobre, pa čak i bolje rezultate
 - za parametar $R=L$, HHT, a posebice CWT pokazuju bolje rezultate u odnosu na STFT analizu
 - CWT pokazuje najbolje rezultate te najmanju promjenjivost i osjetljivost rezultata obzirom na promjenu parametara analize !



Analiza rezultata

- MDF analiza:
 - STFT opet pokazuje (svoje) najbolje rezultate uz parametar $R=20$ ms, s time da i HHT i CWT pokazuju slične dobre rezultate
 - Za $R=L$, HHT i CWT pokazuju nešto bolje rezultate u odnosu na STFT, ali je primjetno i nešto veće rasipanje "jezgre" normiranih rezultata nagiba regresijskog pravca u odnosu na analizu uz $R=20$ ms
 - CWT opet pokazuje najmanju, kako apsolutnu tako i relativnu, promjenjivost rezultata obzirom na promjenu L i R parametara analize !



Zaključak

- CWT analiza pokazuje najbolje rezultate u analizi dinamičkih kontrakcija obzirom na rasipanje vrijednosti pri promjeni parametara analize L i R
- Kod CWT analize je vidljivo potiskivanje promatranih vrijednosti početne frekvencije i nagiba regresijskog pravca prema manjim vrijednostima
- Moguć je problem interpretacije rezultata dobivenih CWT analizom obzirom da se narušavaju kvalitativni odnosi, prethodno uspostavljeni STFT analizom, pri paralelnoj analizi više mišića istog ispitanika
- HHT analizom smo ustvrdili da je moguće odrediti i, kvalitativno i kvantitativno, opisati željene parametre i odnose u analizi mišićnog umora kod dinamičkih kontrakcija
- HHT analiza također pokazuje zanimljive odnose međusobnog praćenja vrijednosti s rezultatima dobivenim STFT analizom, s time da uz parametar $R=L$ pokazuje i svojstvo nešto manjeg rasipanja rezultata
- Iz svega navedenoga zaključujemo da CWT i HHT analiza pokazuju bolje rezultate u uvjetima kada nestacionarnost i frekvencijsko rasipanje, prisutno kod STFT analize mioelektričkog signala, može značajnije doći do izražaja



Što možemo u “budućnosti”?

- Dodatno optimiziranje i poboljšanje algoritma za izračunavanje EMD
- Odrediti optimalne parametre za HHT i CWT analizu kao što je prethodno određeno za STFT analizu
- Uspostava i interpretacija kvalitativnih odnosa među rezultatima
- Provesti analizu na skupu podataka, prikupljenih od više ispitanika, u cilju provjere “dijagnostičke” vrijednosti rezultata



Literatura

- [1] Mario Cifrek, Analiza mioelektričkih signala tijekom dinamičkog umaranja, 1997.
- [2] Hongbo Xie, Zhizhong Wang, Mean frequency derived via Hilbert-Huang transform with application to fatigue EMG signal analysis, 2006.
- [3] R.T. Rato, M.D. Ortiguerira, A.G. Batista, On the HHT, its problems and some solutions, 2008.
- [4] Adriano O. Andrade, Peter Kyberd, Slawomir J. Nasuto, The application of the Hilbert spectrum to the analysis of electromyographic signals, 2007.
- [5] P. Coorevits, L. Danneels, D. Cambier, H. Ramon, H. Druyts, J. Stefan Karlsson, G. De Moor, G. Vanderstraeten, Correlations between short-time Fourier and continuous wavelet transforms in the analysis of localized back and hip muscle fatigue during isometric contractions, 2007.
- [6] E.D. Ryan, J.T. Cramer, A. D. Egan, M.J. Hartman, T.J. Herda, Time and frequency domain responses of the mechanomyogram and electromyogram during isometric ramp cotractions: A comparison of the short-time Fourier and continuous wavelet transforms, 2006.
- [7] Stefan Karlsson, Björn Gerdle, Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque- a study using the continuous wavelet transform, 2000.