

RANCANG BANGUN SISTEM INSTRUMENTASI SINYAL *CAROTID PULSE* DALAM ANALISA DINAMIKA JANTUNG DENGAN METODE *CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM*

*(Design Engineering Instrumental Carotid Pulse System in Analitical Heart's
Dinamyc With Continuous Wavelet Transform Method)*

Eko Agus Suprayitno*, Indah Sulistyowati, Izza Anshory, Jamaaluddin
Teknik Elektro Universitas Muhammadiyah Sidoarjo
Jl. Raya Gelam 250 Candi Sidoarjo
*eko.agus@umsida.ac.id

ABSTRAK

Klasifikasi sinyal *Carotid Pulse* sangat penting untuk mengetahui proses terjadinya tekanan darah dalam mengalirkan darah melewati katup-katup jantung menuju ruang-ruang jantung dan paru-paru serta mendukung analisa suara jantung yang ada untuk mendeteksi murmur, mengklasifikasikan suara jantung normal dan tidak normal, serta untuk menjelaskan dinamika jantung, oleh sebab itu pada penelitian ini dilakukan beberapa pekerjaan pendahuluan pada pembuatan instrumentasi pendeteksian sinyal tekanan darah (*Carotid Pulse*).

Pada penelitian ini dihasilkan informasi *Low Pass Filter* Analog Orde 4 dengan frekuensi *cutoff* 100 Hz penguatan -3 dB terjadi di area frekuensi 120 Hz. Hasil uji *Notch Filter* dihasilkan tegangan output terkecil di frekuensi 50 Hz dengan besar V_{out} (0.14 ± 0.00) volt dengan *Quality factor* (Q) sebesar 6.28. Analisa sinyal *Carotid Pulse* dengan DFT memberikan informasi bahwa pada tekanan darah, area frekuensinya di antara 1 Hz sampai 20 Hz. Sinyal *Carotid Pulse* untuk siklus pertama Frekuensi tertingginya (6.81 ± 0.41) Hz dan merupakan gelombang P yang menggambarkan kenaikan *Carotid Pulse* secara tiba-tiba dari pemompaan darah pada ventrikel kiri menuju aorta hingga mencapai puncak. Analisa dengan menggunakan CWT menghasilkan data keterangan waktu yang menunjukkan waktu terjadinya frekuensi tertinggi sinyal *Carotid Pulse*. Penelitian ini selanjutnya akan dikembangkan pada *Multimodal Cardiac Analysis* untuk mendapatkan informasi anatomi dan fisiologi jantung yang lebih kompleks.

KEY WORDS : *Carotid Pulse, LPF, Discrete Fourier Transform*

1. Pendahuluan

Penyakit jantung merupakan penyakit yang sangat membahayakan. Bahkan saat ini di Indonesia penyakit jantung menempati urutan pertama sebagai penyebab kematian. Salah satu metode untuk pendeteksian awal dari penyakit jantung yang berkaitan dengan ketidaknormalan katup-katup jantung

dapat dilakukan dengan teknik auskultasi. Untuk mengetahui penyakit jantung yang seringkali datang secara tiba-tiba sangat diperlukan klasifikasi sinyal jantung. Untuk itu, pengenalan secara dini terhadap penyakit jantung dengan prosedur dan penanganan lanjutan dapat mencegah peningkatan resiko fatal dari serangan jantung. Informasi seputar kerja jantung

dapat diperoleh melalui prinsip kelistrikan pada jantung menggunakan sebuah instrumen medis yang disebut *Electrocardiography* (ECG). Pentingnya klasifikasi sinyal jantung didukung oleh banyaknya penelitian yang sudah dilakukan. Salah satunya klasifikasi dan analisa dengan memanfaatkan karakteristik yang sinkron antara suara jantung (*Phonocardiography*) dan ECG serta hubungan prinsip utama komponen suara jantung terhadap waktu dapat diilustrasikan dalam tampilan sinyal suara jantung dan sinyal jantung secara simultan untuk mengklasifikasikan dan menjelaskan aktivitas mekanik jantung (de Vos dan Blanckenberg, 2007), (Eko dan Arifin, 2012). Selain *Phonocardiography* (PCG), sinyal ECG juga dapat memberikan informasi terkait aktivitas mekanik jantung.

Pada kenyataannya aktivitas mekanik jantung melibatkan proses terjadinya tekanan darah dalam mengalirkan darah melewati katup-katup jantung menuju ruang-ruang jantung dan paru-paru. Dengan mengetahui perbedaan tekanan darah yang terjadi diruang-ruang jantung, akan memudahkan dalam mendapatkan informasi tentang dinamik jantung yang menghasilkan sinyal akustik dan terjadinya dua periode siklus jantung, yaitu periode kontraksi (sistol) dan relaksasi (diastol). Selain itu, untuk membantu analisa perbedaan kondisi jantung normal dengan kondisi jantung yang mengalami kelainan (tipe kelainan jantung *Aortic Stenosis*) dapat dilakukan dengan menampilkan sinyal suara jantung (tepatnya pada pola sinyal S2) dan sinyal *Carotid Pulse* (tepatnya pada pola sinyal *Dictotic Notch*) secara bersamaan. Betuk kedua sinyal untuk pasien normal ada perbedaan jika di bandingkan dengan bentuk kedua sinyal pada pasien tidak normal (*Aortic Stenosis*) saat dianalisa (Lehner and Rangayyan, 1987). Oleh sebab itu analisa suara jantung yang ada untuk mendeteksi murmur, mengklasifikasikan suara jantung normal dan tidak normal, serta untuk menjelaskan dinamika jantung belum secara komprehensif bisa digambarkan jika tidak

melibatkan tekanan darah (seperti diwakili *carotid pulse*).

Untuk mendukung pentingnya klasifikasi sinyal jantung, maka dalam paper ini penulis mencoba menyampaikan hasil dan analisa dari beberapa pekerjaan pendahuluan pendeteksian sinyal tekanan darah (pada penelitian ini sinyal tekanan darah diwakili sinyal *Carotid Pulse*), yaitu bagian instrumentasi elektronik yang akan digunakan untuk pendeteksian sinyal tekanan darah. Bagian ini memerlukan informasi penting seperti posisi peletakan elektrode (sensor *piezoelectric*) pada leher agar mengasilkan sinyal *Carotid Pulse* dan pengetahuan rangkaian elektronik untuk mendisain instrumentasi *Carotid Pulse* beserta pengujian Instrumentasinya. Data sinyal yang dihasilkan pada penelitian ini dianalisa dengan metode *Discrete Fourier Transform* (DFT) untuk mengetahui area nilai frekuensi sinyal *Carotid Pulse* yang di hasilkan serta metode *Continuous Wavelet Transform* (CWT) untuk didapatkan informasi frekuensi sinyal dan waktu terjadinya. Analisa DFT dan CWT akan membantu validasi data sinyal yang akurat sesuai dengan referensi maupun literatur yang ada.

2. Tinjauan Pustaka

2.1. Sinyal *Carotid Pulse*

Aktivitas mekanik jantung melibatkan proses terjadinya tekanan darah dalam mengalirkan darah melewati katup-katup jantung menuju ruang-ruang jantung dan paru-paru. Dengan mengetahui perbedaan tekanan darah yang terjadi diruang-ruang jantung, akan memudahkan dalam mendapatkan informasi tentang dinamik jantung yang menghasilkan sinyal akustik dan terjadinya dua periode siklus jantung, yaitu periode kontraksi (sistol) dan relaksasi (diastol). Oleh sebab itu analisa suara jantung yang ada untuk mendeteksi murmur, mengklasifikasikan suara jantung normal dan tidak normal, serta untuk menjelaskan dinamika jantung belum secara komprehensif bisa digambarkan jika tidak melibatkan tekanan darah. Tekanan darah pada penelitian ini dilakukan secara non invasive yaitu tanpa

melukai tubuh dan diwakili oleh sinyal Carotid Pulse.

Carotid Pulse merupakan perekaman sinyal tekanan carotid artery, perekamannya dekat dengan permukaan tubuh pada leher dan merupakan salah satu alternatif dalam mengukur tekanan darah dari ruang-ruang jantung yang jika tekanan darah diukur secara langsung jelas tidak memungkinkan karena bersifat invasif atau melukai tubuh dan terlalu berbahaya. Sinyal *Carotid Pulse* ini menghasilkan variasi tekanan darah arteri dan volume denyut jantung. Karena kedekatan lokasi rekaman ke jantung, maka sinyal dari denyut nadi karotid ini mirip dengan morfologi dari sinyal tekan pada akar aorta, tetapi sinyal ini tidak dapat digunakan untuk mengukur tekanan absolut. Denyut nadi karotid berguna bagi *Phonocardiography* (PCG) dan dapat membantu dalam mengidentifikasi suara jantung kedua (S2) dan komponennya. *Carotid Pulse* memberikan informasi mengenai indikasi variasi sinyal tekanan darah di Arteri dan volume tiap *heart beat*. Berikut Gambar 1 tentang sinyal PCG, sinyal ECG dan sinyal *Carotid Pulse* yang ditampilkan secara simultan.

Carotid Pulse memiliki beberapa gelombang penting, diantaranya : 1. *Percussion wave* (gelombang P), menggambarkan kenaikan *Carotid Pulse* secara tiba-tiba dari pemompaan darah pada ventrikel kiri menuju aorta hingga mencapai puncak, 2. *Tidal wave* (Gelombang T) muncul disebabkan oleh refleksi pulse yang kembali dari tubuh bagian atas dan merupakan gelombang yang menyertai Gelombang P, 3. *Dicrotic notch* (gelombang D) merupakan gelombang yang menyebabkan penutupan katup *aortic*, 4. *Dicrotic wave* (Gelombang DW) merupakan gelombang yang mengikuti *Dicrotic notch* sampai refleksi pulse dari tubuh bagian bawah.

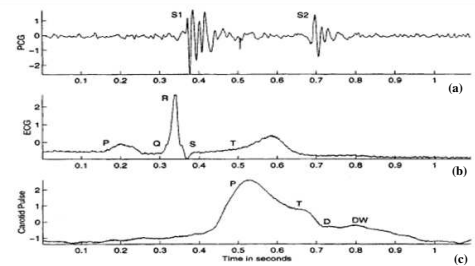
2.2. Discrete Fourier Transform (DFT)

Untuk dapat menganalisa sinyal kedalam domain frekuensi, sinyal terlebih dahulu harus ditransformasi menggunakan Fourier. Transformasi Fourier (TF) direpresentasikan kedalam persamaan matematis seperti pada Persamaan (1). TF berjalan sesuai dengan translasi suatu fungsi dalam domain waktu kedalam fungsi dari domain frekuensi. Hasil

perhitungan dari transformasi fourier dapat dijadikan bahan dalam menganalisa sinyal, karena nilai-nilai dari koefisien fourier merupakan hasil dari frekuensi-frekuensi sinus dan cosinus yang digunakan dalam TF. Untuk data diskrit, TF disebut sebagai *Discrete Fourier Transform* (DFT). DFT direpresentasikan kedalam matematis, seperti pada Persamaan (2) dengan Sinyalnya $x(t)$, t adalah waktu,

$$F\{x(t)\} = X(\omega) = \int x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (1)$$

$$DFT\{x(n)\} = X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j\frac{2\pi}{N}kn} \quad (2)$$



Gambar 1 Perekaman secara simultan sinyal PCG (a), ECG (b), dan *Carotid Pulse* (c) (Ranagayyan,2002)

2.3. Continuous Wavelet Transform (CWT)

Continuous Wavelet Transform (CWT) merupakan proses konvolusi sinyal $x(t)$ dengan sebuah fungsi window, fungsi window dapat berubah disetiap waktu dan skala yang berubah-ubah. Fungsi window merupakan mother wavelet yang menjadi fungsi dasar dari wavelet. Secara matematis CWT dari suatu signal $x(t)$ dapat di selesaikan dengan persamaan (3) berikut.

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \psi_x^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \psi^*\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (3)$$

dimana s menunjukkan skala dengan nilainya berbanding terbalik dengan frekuensi, τ adalah *time shift* yang menunjukkan pergeseran atau translasi *mother wavelet* dan $\psi^*\left(\frac{t-\tau}{s}\right)$ menunjukkan *mother wavelet*. Penggambaran CWT terhadap perubahan dari pelebaran dan penyempitan fungsi window untuk frekuensi rendah dan tinggi di setiap waktu dapat di ilustrasikan seperti

Gambar 2. Pada Gambar 2 dapat dilihat bahwa perubahan skala dari s_1 pada lokasi (τ_1, s_1) ke s_2 pada lokasi (τ_2, s_2) mengurangi resolusi waktu (karena lebar *time-window* membesar) tetapi meningkatkan resolusi frekuensi (karena lebar *frequency-window* mengecil). Karena perubahan skala s dan *time-shift* τ pada fungsi mother wavelet, maka dengan CWT dimungkinkan untuk mendapatkan komponen utama dalam *time-series* pada seluruh spektrum dengan menggunakan skala yang kecil untuk memperoleh komponen frekuensi tinggi dan menggunakan skala yang besar untuk analisa frekuensi rendah.

Mother wavelet yang digunakan memiliki dua kondisi yang menjadi syarat sebagai *mother wavelet*, kondisi tersebut terdapat pada Persamaan (4) dan (5) berikut [4].

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (4)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 dt < \infty \quad (5)$$

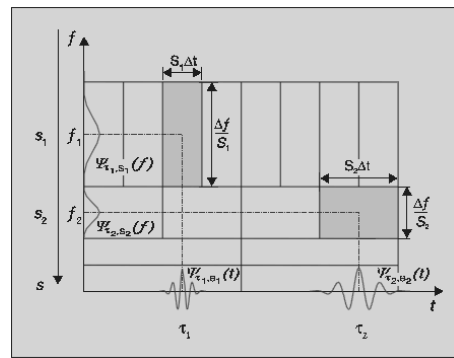
Mother wavelet yang digunakan adalah *complex morlet*. *Morlet* merupakan fungsi dari Gaussian, yang termodulasi oleh eksponensial kompleks, fungsi *mother wavelet morlet* ditunjukkan dalam Persamaan (6) berikut, dengan nilai $\omega_0 = 2\pi f_0$ dan $f_0 = 0,849$.

$$\psi^*(t) = \pi^{-1/4} \cdot e^{-j\omega_0 t} \cdot e^{-t^2/2} \quad (6)$$

Dengan $e^{-j\omega_0 t} = (\cos \omega_0 t - j \sin \omega_0 t)$ dan $t = \left(\frac{t - \tau}{s} \right)$. Untuk mengubah parameter skala menjadi frekuensi, maka digunakan persamaan (7) sebagai berikut

$$f = \frac{f_c}{s} \quad (7)$$

dimana f_c adalah *center frequency* pada setiap skala s , nilai $f_c = f_0 = 0.849$.



Gambar.2. Resolusi waktu dan frekuensi CWT [5]

3. Metode Penelitian

Perekaman sinyal *Carotid Pulse* dilakukan pada bagian leher, terutama bagian otot yang memberikan informasi detak jantung yang paling dominan. Berikut diagram blok perekaman sinyal *Carotid Pulse*. Tahapan pada diagram blok mengenai instrumentasi dalam menghasilkan sinyal *Carotid Pulse* beserta pengkondisian sinyalnya dijelaskan sebagai berikut.

3.1. Pembuatan Instrumentasi *Amplifier Piezoelectric*.

Rangkaian *Amplifier Piezoelectric* berfungsi untuk menghasilkan sinyal tekanan pada *Piezoelectric* saat ditempelkan pada leher tubuh bagian luar, posisi tepatnya pada pembuluh darah di leher. Rangkaian *Amplifier Piezoelectric* di tunjukkan seperti Gambar 3.

Piezoelectric yang digunakan adalah seperti gambar 5. Sinyal dari *Amplifier Piezoelectric* dilewatkan ke pengkondisian sinyal menuju osiloskop Agilent tipe 54621A (frekuensi maksimum 60 MHz dan kemampuan ADC maksimum 200 MSa/s) untuk didapatkan data berupa .txt dan BMP yang kemudian dilakukan analisa frekuensi dengan *Discrete Fourier Transform* (DFT) dan *Time-frekuensi analysis* menggunakan *Continuous Wavelet Transform* (CWT).

3.2. Rangkaian *Low Pass Filter* Orde 4 frekuensi *Cutoff* 100 Hz

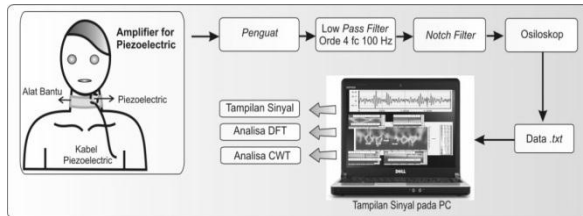
Rangkaian *Low Pass Filter* orde 4 dibentuk dari 2 buah rangkaian *Low Pass Filter* orde 2 *Sallen-Key Topology* sebagaimana diagram blok gambar 6 dengan keterangan nilai $a_1 = 1.8478$; $b_1 =$

1.0000; $a_2 = 0.7654$ dan $b_2 = 1.0000$ merupakan koefisien *Butterworth* untuk orde 4. Dengan menggunakan nilai $C_1 = 47$ nF, $a_1 = 1.8478$ dan $b_1 = 1.0000$ untuk frekuensi *cutoff* (f_c) 100 Hz nilai R_1 , R_2 , dan C_2 *Low Pass Filter* orde 2 pertama dapat dihitung dengan Persamaan (8) dan (9) berikut.

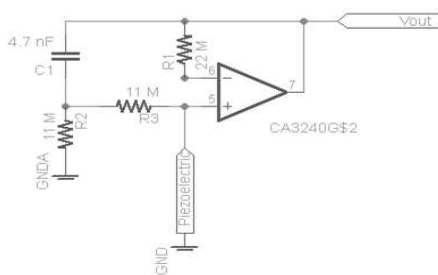
$$R_{1,2} = \frac{a_1 C_2 \mp \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2} \quad (8)$$

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2} \quad (9)$$

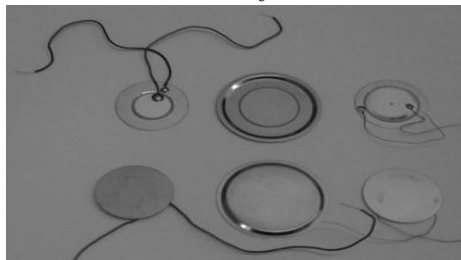
Sehingga didapatkan nilai $R_1 = R_2 = 31301.6668925329 \Omega$ dan $C_2 = 5.506148546211 \times 10^{-8}$ F. *Low Pass Filter* orde 2 kedua dihitung menggunakan persamaan (8) dan (9) dengan mengganti R_1 menjadi R_3 ; R_2 menjadi R_4 ; C_1 menjadi C_3 ; C_2 menjadi C_4 ; a_1 menjadi a_2 ; b_1 menjadi b_2 sehingga didapatkan nilai $C_3 = 47$ nF; $R_3 = R_4 = 12965.8490310 \Omega$ dan $C_4 = 3.209082878935 \times 10^{-7}$ F.



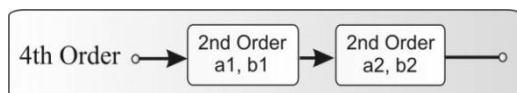
Gambar 3. Diagram blok subsistem perancangan perekaman *Carotid Pulse*.



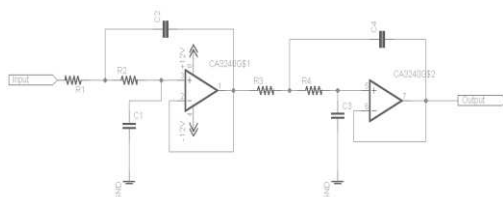
Gambar 4. Rangkain Amplifier Piezoelectric



Gambar 5. Piezoelectric



Gambar 6. Susunan tahapan *Low Pass Filter* orde 4



Gambar 7. Rangkain *Low Pass Filter* orde 4 frekuensi *cutoff* 100 Hz

3.3. Perancangan *Notch Filter*

Rangkaian *Notch Filter* pada penelitian ini digunakan untuk menghilangkan noise jala-jala frekuensi 50 Hz pada suplay tegangan maupun yang di timbulkan Osiloskop. Rangkaian *Notch Filter* di tunjukkan seperti Gambar 6. Nilai $C1$ yang digunakan sebesar 1 μ F, $R_A = 1k\Omega$ dan *frequency cut off* $f_o = 50$ Hz. Nilai *center frequency* ω_r , nilai *quality factor* Q , $R2$, $R1$ dan RB dihitung dengan Persamaan (10), (11), (12), (13) dan (14).

$$\omega_r = 2\pi f_o \quad (10)$$

$$Q = \frac{\omega_r}{B} \quad (11)$$

$$R2 = \frac{2}{BC} \quad (12)$$

$$R1 = \frac{R2}{4Q^2} \quad (13)$$

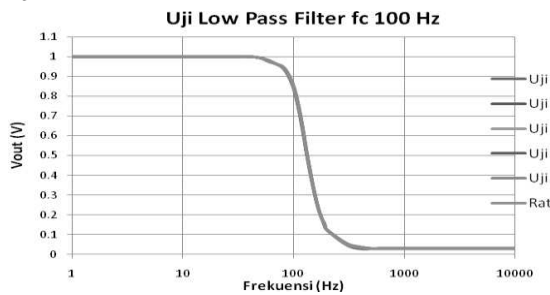
$$RB = 2Q^2 R_a \quad (14)$$

4. Hasil Analisa

4.1. Hasil Uji Perancangan Rangkain *Low Pass Filter* Orde 4 frekuensi *Cutoff* (f_c) 100 Hz.

Dari hasil uji Intrumentasi *Low Pass Filter* analog Orde 4 frekuensi *Cutoff* (f_c) 100 Hz dengan variable tetapnya tegangan input (V_{in}) sebesar 1 volt dan variable berubahnya adalah frekuensi dari 1 Hz sampai 10.000 Hz dengan banyaknya pengujian alat sebanyak 5 kali dihasilkan

tampilan grafik sebagaimana Gambar 8. Penguatan -3 dB atau (0.7548 ± 0.008) kali terjadi di frekuensi 120 Hz.



Gambar 8. Grafik Hasil Uji Low Pass Filter fc 100 Hz

4.2. Hasil Uji Perancangan Notch Filter.

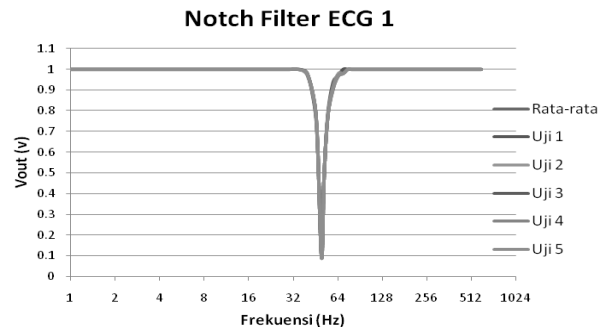
Berdasarkan hasil uji *Notch Filter* dengan *function generator*, untuk variable tetapnya adalah tegangan input (V_{in}) 1 volt dan variable berubahnya adalah besarnya frekuensi dari 1 Hz sampai 600 Hz dengan pengujian alat sebanyak 5 kali, dihasilkan tegangan output (V_{out}) terkecil terjadi di frekuensi 50 Hz dengan besar V_{out} (0.14 ± 0.00) volt sebagaimana Tabel 1 dan *Quality factor* (Q) yang dihasilkan sebesar 6.28. Hasil tampilan grafiknya ditunjukkan sebagaimana Gambar 9.

Tabel 1. Hasil uji *Notch Filter* 1 instrumentasi *Carotid Pulse*

Vin* Frek (Hz)	Vout Notch Filter Percobaan ke-					Rata- rata	Standar Deviasi
	1	2	3	4	5		
1	1	1	1	1	1	1	0
5	1	1	1	1	1	1	0
10	1	1	1	1	1	1	0
15	1	1	1	1	1	1	0
20	1	1	1	1	1	1	0
25	1	1	1	1	1	1	0
30	1	1	1	1	1	1	0
35	1	1	1	1	1	1	0
40	0.970	0.970	0.970	0.970	0.970	0.970	0.000
45	0.800	0.800	0.800	0.800	0.800	0.800	0.000
47	0.630	0.630	0.630	0.630	0.630	0.630	0.000
50	0.140	0.140	0.140	0.140	0.140	0.140	0.000
52	0.420	0.420	0.440	0.420	0.420	0.424	0.009
55	0.730	0.750	0.730	0.750	0.730	0.738	0.011
60	0.910	0.910	0.910	0.910	0.920	0.912	0.004
65	0.970	0.970	0.970	0.970	0.970	0.970	0.000
70	0.980	0.980	0.980	0.980	0.980	0.980	0.000
75	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.000
80	1	1	1	1	1	1	0
85	1	1	1	1	1	1	0
90	1	1	1	1	1	1	0
95	1	1	1	1	1	1	0
100	1	1	1	1	1	1	0
200	1	1	1	1	1	1	0
300	1	1	1	1	1	1	0
400	1	1	1	1	1	1	0

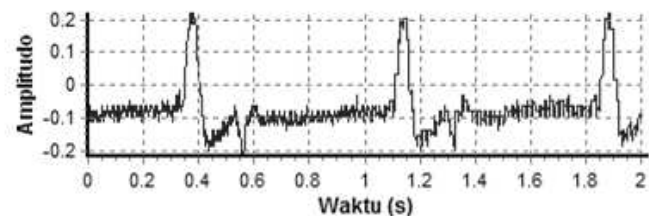
500	1	1	1	1	1	1	0
600	1	1	1	1	1	1	0

$$V_{in}^* = V_{input} (Peak\ to\ peak) = 1\ volt$$

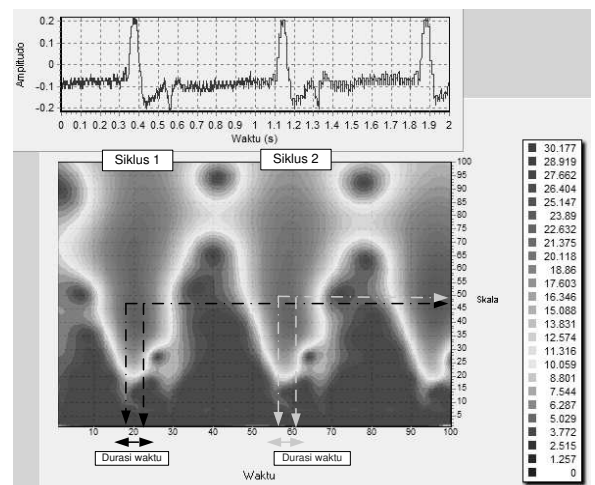


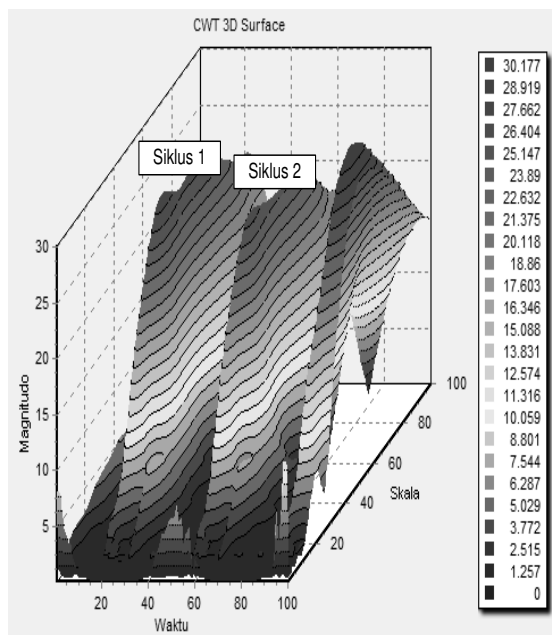
Gambar 9. Grafik Hasil Uji *Notch Filter* 1

4.3. Hasil perekaman sinyal *Carotid Pulse*

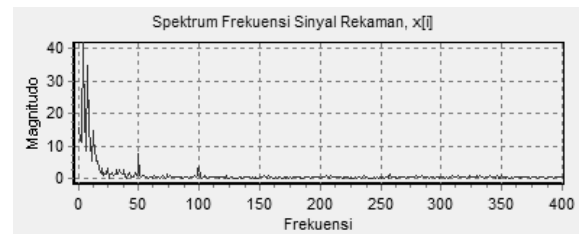


Gambar.10. Sinyal *Carotid Pulse*





Gambar.11. Kontur sinyal *Carotid Pulse* hasil CWT.



Gambar.12. DFT Sinyal *Carotid Pulse*

Tabel 2. Analisa Sinyal <i>Carotid Pulse</i> dengan DFT dan CWT									
No	Keterangan	Data ke-	Hasil DFT (Hz)	Siklus 1 <i>Carotid Pulse</i>					Ket
				Analisa CWT		Durasi			
				frekuensi (Hz)	waktu (s)				
1		1	1 s/d 15	7.06	0.66 s/d 0.76	0.66	0.76	0.1	Gel P
		2	1 s/d 15	7.06	0.42 s/d 0.5	0.42	0.5	0.08	
		3	1 s/d 20	6.6	0.56 s/d 0.62	0.56	0.62	0.06	
		4	1 s/d 14	7	0.46 s/d 0.54	0.46	0.54	0.08	
		5	1 s/d 15	6.05	0.46 s/d 0.54	0.46	0.54	0.08	
		6	1 s/d 15	7.06	0.38 s/d 0.44	0.38	0.44	0.06	
	Rata-rata			6.81		0.49	0.57	0.08	
	Standar Deviasi			0.41		0.10	0.11	0.02	
	Standar Deviasi			0.53		0.10	0.10	0.05	

Hasil tampilan sinyal Carotid Pulse dari pengambilan data pada pasien dengan kondisi jantung normal di tunjukkan pada gambar 10. Sinyal *Carotid Pulse* frekuensi dominannya ada pada daerah 1 Hz sampai 20 Hz dibuktikan melalui hasil DFT seperti Gambar 12. Sinyal *Carotid Pulse* untuk siklus pertama Frekuensi tertingginya (6.81 ± 0.41) Hz dan merupakan gelombang P yang menggambarkan kenaikan *Carotid Pulse* secara tiba-tiba dari pemompaan darah pada ventrikel kiri menuju aorta hingga mencapai puncak. Gelombang P pada sinyal *Carotid Pulse* untuk siklus pertama, ditinjau dari waktunya sangat berhubungan erat dengan terjadinya frekuensi tertinggi sinyal ECG yang kondisi ini terjadi saat gelombang QRS kompleks. Gelombang P pada Sinyal *Carotid Pulse* ini juga

berhubungan erat dengan sinyal PCG, yaitu terjadinya gelombang P berada di antara sinyal S1 dan S2 pada sinyal PCG. Analisa dengan menggunakan CWT menghasilkan data keterangan waktu yang menunjukkan waktu terjadinya frekuensi tertinggi sinyal *Carotid Pulse*

5. Kesimpulan

Untuk mendukung pentingnya klasifikasi sinyal jantung, maka hasil beberapa pekerjaan pendahuluan terkait pendeteksian sinyal tekanan jantung yang diwaliki Sinya *Carotid Pulse* menggunakan instrumentasi *Carotid Pulse* dihasilkan informasi bahwa *Low Pass Filter* Analog Orde 4 dengan frekuensi *cutoff* 100 Hz penguatan -3 dB terjadi di area frekuensi 120 Hz. Sedangkan hasil uji

Notch Filter dihasilkan tegangan output (V_{out}) terkecil di frekuensi 50 Hz dengan besar V_{out} (0.14 ± 0.00) volt dengan *Quality factor* (Q) sebesar 6.28. Analisa sinyal *Carotid Pulse* dengan menggunakan DFT memberikan informasi bahwa pada tekanan darah, area frekuensinya di antara 1 Hz sampai 20 Hz. Sinyal *Carotid Pulse* untuk siklus pertama Frekuensi tertingginya (6.81 ± 0.41) Hz dan merupakan gelombang P yang menggambarkan kenaikan *Carotid Pulse* secara tiba-tiba dari pemompaan darah pada ventrikel kiri menuju aorta hingga mencapai puncak. Analisa dengan menggunakan CWT menghasilkan data keterangan waktu yang menunjukkan waktu terjadinya frekuensi tertinggi sinyal *Carotid Pulse*, yang dengan keterangan waktu terjadinya frekuensi tersebut serta proses tampilan analisisnya antara ketiga sinyal (sinyal *Carotid Pulse*, sinyal ECG dan sinyal PCG) yang di tampilkan secara simultan akan menghasilkan analisa sinyal-sinyal pada jantung yang lebih komprehensif. Penelitian ini selanjutnya akan dikembangkan pada *Multimodal Cardiac Analysis* dengan menampilkan sinyal ECG, sinyal *Phonocardiography* (PCG) dan sinyal Tekanan Darah (diwakili sinyal *Carotid Pulse*) secara simultan untuk mendapatkan informasi anatomi dan fisiologi jantung yang lebih kompleks. Serta dianalisa dengan metode tertentu seperti *time frequency analysis* yaitu *Continuous Wavelet Transform* (CWT) untuk mendapatkan informasi frekuensi dan waktu pada ketiga sinyal yang dihasilkan.

6. Daftar Pustaka

- [1]. J.P. de Vos, and M.M. Blanckenberg, *Automated Pediatric Cardiac Auscultation*, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 54, 2007, pp. 244-252.
- [2] AS.Eko dan Achmad Arifin, Analisa Sinyal *Electrocardiography* dan *Phonocardiography* Secara Simultan Menggunakan *Continuous Wavelet Transform*. Proc. The 6th – Electrical Power, Electronics, Communications, Controls, and Informatics Seminar 2012 UNIBRAW, 2012, pp. B18-1 - B18-6.
- [3] Ranagayyan, *Biomedical Signal Analysis A Case-Study Approach*,

IEEE Press, John Wiley & Sons, INC, Canada, 2002.

- [4] Blanco, S. Quiroga, R. Q. Rosso, O. A. Kohen, *Time-Frequency Analysis of Electroencephalogram Series*, Physical Review E., vol. 51, no.3, 1995, pp. 2624-2631.
- [5] R. Yan and R. X. Gao, Tutorial 21 Wavelet Transform : A Mathematical Tool for on-Stationary Signal Processing in Measurement Science Part2 in a Series of Tutorials in Instrumentation and Measurement, IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, 2009.
- [6] Tavel ME. *Clinical Phonocardiography and External Pulse Recording*. Year Book Medical, Chicago, IL, 3rd edition, 1978.
- [7] Lehner RJ and Rangayyan RM. A three-channel microcomputer system for segmentation and characterization of the phonocardiogram. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 34: 485-489,198

