

**EKSTRAKSI KOMPONEN FREKUENSI PADA ISYARAT DETAK JANTUNG
DENGAN *SHORT TIME FOURIER TRANSFORM* (STFT)**

***FREQUENCY COMPONENT EXTRACTION OF HEARTBEAT CUES WITH SHORT
TIME FOURIER TRANSFORM (STFT)***

Sumarna^{*}, Agus Purwanto, dan Dyah Kurniawati Agustika

Jurusan Pendidikan Fisika, FMIPA Universitas Negari Yogyakarta

^{*}email : sumarna@uny.ac.id, marnaelins@yahoo.co.id

Diterima 30 Nopember 2015 disetujui 5 Maret 2016

Abstrak

Telah dibuat prototype alat pendeteksi (termasuk merekam) detak jantung manusia secara elektro-akustik dengan bagian-bagian pokok (a) stetoskop (piece chest), (b) mic condenser, (c) penguat transistor, dan (d) program analisis isyarat dengan MATLAB. Selain itu, juga telah diekstraksi komponen-komponen frekuensi yang terkandung di dalam isyarat detak jantung dengan Short Time Fourier Transform (STFT) untuk 9 (sembilan) orang sukarelawan. Hasil analisis dengan STFT menunjukkan bahwa frekuensi denyut jantung muncul pada setiap spektrum frekuensi isyarat beserta harmonik-harmoniknya. Penelitian ini tidak sampai pada proses diagnosis status kesehatan pemilik isyarat detak jantung (relawan) karena bukan kewenangan tim peneliti.

Langkah-langkah dalam kegiatan ini meliputi perancangan alat deteksi, uji-coba dan perbaikan alat, perekaman isyarat detak jantung untuk 9 (sembilan relawan) dengan program aplikasi Sound Forge 10 dan menyimpannya dalam wav file, isyarat pada bagian awal dan akhir rekaman yang bukan data dipotong secara manual dengan program tersebut, dan ekstraksi/analisis isyarat dikerjakan dengan program buatan sendiri dengan memanfaatkan fungsi-fungsi aplikasi di dalam MATLAB. Program tersebut meliputi pemfilteran (bandpass filter dengan badwidth antara 0.01 Hz hingga 110 Hz), memotong-potong isyarat dengan Hamming window, dan setiap potongan dihitung transformasi Fourier-nya (mekanisme STFT). Hasil ekstraksi/analisis tersebut ditampilkan dalam gambar spektrum frekuensi.

Kata kunci : Ekstraksi Komponen Frekuensi, Isyarat Detak Jantung, *Short Time Fourier Transform*.

Abstract

Electro-acoustis human heartbeat detector have been made with the main partas : (a) stetoscope (piece chest), (b) mic condenser, (c) transistor amplifier, and (d) cues analysis program with MATLAB. The frequency components that contained in heartbeat, cues have alsobeen extracted with Short Time Fourier Transform (STFT) from 9 volunteers. The results of the analysis showed that the heart rate appeared in every cue frequency spectrum with their harmony.

The steps of the research were including detector instrumen design, test and intrument repair, cues heartbeat recording with Sound Forge 10 program and stored in wav file; cues breaking at the start and the end, and extraction/cues analysis using MATLAB. The MATLAB program included filter (bandpass filter with bandwidth between 0.01 – 110 Hz), cues breaking with Hamming window and every part was calculated using Fourier Transform (STFT mechanism) and the result were shown in frequency spectrum graph.

Keywords : frequency copmponents extraction, heartbeat cues, Short Time Fourier Transform

Pendahuluan

Denyut jantung termasuk isyarat biomedik yang berasal dari tubuh manusia. Isyarat *phonocardiogram* (*PCG*) menyediakan informasi tentang kondisi jantung seseorang. *PCG* membawa informasi tersembunyi yang sangat penting mengenai status kesehatan seseorang. Pengenalan dini terhadap kelainan jantung dapat dikerjakan melalui penggunaan isyarat *PCG* yang merupakan teknik non invasif untuk mengestimasi dan mendeteksi kelainan jantung melalui informasi denyut, fase, dan durasi. Isyarat *PCG* merupakan representasi dari bunyi jantung yang dapat dideteksi menggunakan transduser ultrasonik. Isyarat *PCG* digunakan untuk mendeteksi diastolik, sistolik laju jantung, *bradycardia*, *tachycardia* dan lain-lain [6]. Sebelum mulai menjelaskan dan mengidentifikasi keadaan kesehatan seseorang, *PCG* tersebut lebih dahulu harus diekstraksi dan dianalisis. Isyarat *PCG* yang representatif memungkinkan untuk diperoleh informasi status kesehatan yang representatif. Salah satu cara untuk menginterpretasikan isi informasi atau pesan yang terkandung di dalam potongan isyarat adalah dengan mengukur amplitudo komponen frekuensi yang terdapat di dalam potongan isyarat tersebut. Salah satu alat analisis isyarat yang dapat menghasilkan komponen frekuensi dan amplitudo adalah *STFT*.

STFT telah secara intensif digunakan untuk menganalisis isyarat non-stasioner dengan cara melihat isyarat melalui *window* yang letak waktunya pada pusat dan menghitung transformasi Fourier. Pada sembarang frekuensi analisis, *STFT* dapat diinterpretasikan sama dengan hasil melewati isyarat melalui filter *bandpass* pada frekuensi tengahnya diteruskan dengan menggeser frekuensi hingga frekuensi nol. Filter *Bandwidth* tersebut bebas terhadap frekuensi dan ditentukan oleh *window*-nya. Untuk mendapatkan resolusi frekuensi yang tinggi harus digunakan sebuah filter dengan *band* yang sempit dan *window* analisis yang lebar. Sebaliknya, *STFT* pada suatu saat sama dengan transformasi Fourier pada isyarat yang dikenai *window* tersebut dan selanjutnya untuk mendapatkan resolusi waktu yang tinggi memerlukan *window* analisis sempit [7].

Tujuan dari kegiatan ini adalah untuk membuat *prototype* alat pendeteksi (termasuk merekam) detak jantung manusia secara akustik, dan untuk mengekstraksi komponen-komponen frekuensi yang terkandung di dalam isyarat detak jantung dengan *STFT*.

Manfaat dari kegiatan ini adalah menyediakan alat bantu alternatif untuk mendapatkan data pendukung bagi petugas kesehatan dalam mendiagnose *malfunction* pada jantung atau kondisi kesehatan seorang pasien pada umumnya. Meskipun *STFT* mensyaratkan hanya representatif untuk isyarat stasioner, tetapi tetap memberikan hasil analisis yang unik bila dikenakan pada *PCG*, sehingga tetap dapat menyediakan bahan informasi tambahan bagi proses

diagnose. Selain itu, program analisis (*software*) yang dihasilkan melalui penelitian ini dapat digunakan/ dikenakan pada isyarat-isyarat lain selain *PCG*. Selain itu juga dapat menyediakan piranti untuk memonitor dan mendeteksi auskultasi (bunyi tubuh) yang *real time*, praktis dan murah.

Metode Penelitian

Komponen-komponen gelombang sinusoid dasar dari isyarat periodik berubah waktu kompleks dapat diurai menjadi jumlahan tak berhingga dari fungsi sinus dan kosinus yang terbobot dengan tepat pada frekuensi yang sesuai, yaitu ketika dijumlahkan menghasilkan gelombang kompleks asal. Teknik analisis Fourier dapat diterapkan untuk karakterisasi komponen-komponen vibrasi/osilasi dari sistem yang bersirkulasi oleh karena telah terpenuhinya dua postulat dasar analisis Fourier yakni periodisitas dan linieritas. Analisis isyarat terbaru banyak menggunakan teknik-teknik komputasi yang dapat meniadakan kebutuhan akan *hardware* khusus. Analisis komponen frekuensi denyut jantung memungkinkan untuk merepresentasikan denyut jantung dalam suku-suku komponen frekuensi. Denyut jantung dan tekanan darah dapat diuraikan menjadi komponen fundamental (yang frekuensinya sama dengan gelombang tekanan darah) dan harmonik-harmoniknya yang bermakna.

Stetoskop digunakan untuk mentransmisikan isyarat (bunyi) denyut jantung dari permukaan dada ke telinga manusia. Pendengaran dari pengguna stetoskop mekanik (akustik) perlu selalu dilatih dan dipertajam karena sangat berpengaruh pada variabilitas penginterpretasian makna denyut yang didengarnya. Bunyi denyut jantung yang bermakna secara klinis sangat dekat dengan ambang batas pendengaran telinga manusia, sehingga bunyi denyut tersebut dapat hilang secara total oleh stetoskop yang justru melemahkannya. Jika ‘kepala’ stetoskop (*piece chest*) ditekan kuat-kuat, maka frekuensi rendah teratenuasi lebih kuat dari pada frekuensi tinggi. Rumah *piece chest* yang berbentuk lonceng, membuat kontak dengan kulit yang bekerja sebagai diafragma (selaput) pada pelah (*rim*) lonceng. Diafragma tersebut menjadi tegang karena tekanan *piece chest* yang menyebabkan terjadinya atenuasi denyut pada frekuensi rendah. Kelonggaran *earpiece* pada stetoskop mekanik menyebabkan kebocoran yang mereduksi gandingan antara permukaan dada dan telinga, akibatnya mengurangi kesan pendengaran terhadap bunyi isyarat detak jantung dan *murmurs*. Untuk mengatasi kelemahan-kelemahan pada stetoskop mekanik disarankan jenis stetoskop elektronik. Piranti ini memungkinkan untuk mengolah (menganalisis) isyarat denyut secara *real time* sesuai dengan kebutuhan dan kemampuan.

Isyarat waktu diskret idealnya dapat memiliki panjang tak hingga, tetapi dalam kenyataannya harus

dibatasi oleh satu interval sebelum dicuplik. Isyarat itu dapat dihentikan pada sejumlah suku terbatas yang diinginkan dengan cara mengalikannya dengan satu fungsi *window*. Untuk mendapatkan potongan runtun ditempuh dengan cara mengalikan runtun tak hingga dengan satu fungsi *window*, tetapi harus memilih satu fungsi *window* yang sesuai, karena runtun tersebut sebenarnya dipotong dengan tiba-tiba yang akan menghasilkan efek kebocoran (kebocoran DFT). Suatu *window* yang sesuai merupakan cara untuk menentukan isyarat masukan sehingga tidak terjadi lompatan yang tiba-tiba pada isyarat.

DFT dapat digunakan untuk menghitung (secara eksak atau pendekatan) transformasi atau deret Fourier. Penerapan DFT memerlukan tiga langkah: (a) mencuplik isyarat waktu kontinu, (b) memilih jumlah cuplik terbatas untuk analisis, dan (c) menghitung spektrum pada jumlah frekuensi terbatas. Efek dari pemilihan potongan dengan panjang terbatas pada isyarat tercuplik memiliki pengaruh besar terhadap akurasi pada spektrum yang diestimasi (perkiraan spektrum).

Operasi pemilihan (pemotongan) sejumlah cuplik yang terbatas adalah ekuivalen dengan mengalikan runtun sebenarnya $x(n)$ yang terdefinisi pada interval $-\infty < n < \infty$, dengan runtun yang panjangnya terbatas $w(n)$ yang tidak lain adalah *window*. Operasi *windowing* tersebut menghasilkan suatu runtun:

$$\hat{x}(n) = w(n)x(n) \quad (1)$$

Banyak kebutuhan terapan yang memproses isyarat dalam domain frekuensi. Kandungan frekuensi, periodisitas, spektrum energi, dan spektrum daya pada suatu isyarat dapat dianalisis dengan lebih baik dalam domain frekuensi. Transformasi dari domain waktu ke domain frekuensi pada isyarat diskret dikerjakan dengan menggunakan DFT. DFT digunakan untuk menentukan komponen-komponen *sinus* dan *cosinus* dari suatu isyarat diskret. Dalam banyak hal, komponen-komponen tersebut lebih berguna dari pada bentuk isyarat itu sendiri (dalam domain waktu). Jika diberikan N cuplik yang berturutan $x(n)$, $0 \leq n \leq N-1$ dari suatu runtun periodik atau tak-periodik, maka DFT N titik $X(k)$, $0 \leq k \leq N-1$, didefinisikan sebagai:

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

Validitas analisis spektrum yang menggunakan DFT didasarkan pada asumsi pokok yang harus dipatuhi yakni amplitudo, spektrum frekuensi dan fase dari komponen sinusoid pada isyarat yang dianalisis tidak berubah terhadap waktu di dalam *window* analisis. Kebanyakan isyarat dalam kehidupan sehari-hari seperti percakapan, musik, dan citra tidak stasioner tetapi berubah terhadap waktu secara kontinu. Untuk menerapkan transformasi Fourier

pada isyarat tidak stasioner ditempuh dengan memotong isyarat tersebut ke dalam jendela-jendela berdurasi pendek (*short time windows*) yang cocok sedemikian hingga pada setiap jendela/potongan isyarat dapat diasumsikan tidak berubah terhadap waktu (*time-invariant*). Transformasi Fourier yang dikenakan pada potongan isyarat di dalam setiap *window* tersebut adalah *Short Time Fourier Transform (STFT)*. Pemilihan panjang *window* harus berkompromi dengan resolusi waktu dan resolusi frekuensi. Untuk merumuskan pendekatan ini didefinisikan *short time DFT* terhadap isyarat $x(n)$ sebagai :

$$X(k,n) = \sum_{m=0}^{L-1} w(m)x(n-m) e^{-j(2\pi k/N)m} \quad (3)$$

dengan L merupakan panjang *window* $w(n)$ dan $k = 0, 1, 2, \dots, N-1$. Sekumpulan bilangan $X(k, n)$, $0 \leq k \leq N-1$ merupakan DFT N titik untuk potongan *window* $x(m)$ yang dimulai pada $m = n$ dan diakhiri pada $m = n + L-1$. *Window* tersebut ditentukan pada interval dari $m = 0$ ke $m = L-1$. Ketika indeks penggeser n berubah, maka isyarat $x(n-m)$ bergeser dan *window* mengekstrak potongan isyarat yang berbeda untuk dianalisis. Secara mendasar, untuk setiap nilai n akan diekstraksi potongan *ter-window* dari isyarat $x(m)$ dan dihitung spektrum lokalnya. Proses ini adalah *short time Fourier analysis*. Runtun $X(k,n)$ merepresentasikan kontribusi komponen frekuensi $\omega_k = 2\pi k/N$ pada potongan yang ditentukan oleh indeks waktu n . Secara grafis $X(k,n)$ biasanya direpresentasikan dalam skala logaritmis dengan $\log X(k,n)$ untuk membantu melihat komponen amplitudo kecil.

Ketika memilih *window* yang sesuai untuk suatu aplikasi, perbandingan grafik akan sangat berguna. Parameter paling penting adalah atenuasi *stopband* yang dekat dengan *mainlobe*. *Window function* yang digunakan merupakan fungsi genap terhadap waktu ketika pusatnya berimpit dengan titik asal.

Hal yang biasa dan baik untuk menyatakan amplitudo $F(\omega)$ adalah dalam skala dB yang dapat dinyatakan sebagai:

$$F(\omega)_{\text{rec (dB)}} = 20 \log \frac{|F(\omega)|}{F(0)} \quad (4)$$

yang merupakan relasi ternormalisasi terhadap nilai dc $F(0)$. Respon amplitudo pada spektrumnya terdiri dari satu *mainlobe* di tengah dan sejumlah *sidelobe* pada sisi-sisi positif dan negatif dari *mainlobe*. Lebar dan tinggi *mainlobe* adalah lebih besar dibandingkan *sidelobes*-nya. Hal yang paling diinginkan adalah bahwa *window function* harus memiliki *mainlobe* yang sempit dan tingkat *sidelobe* maksimumnya harus sangat kecil terhadap *mainlobe*. Tetapi kedua persyaratan itu tidak bisa dicapai secara bersamaan, dan kemudian harus menentukan kompromi yang sesuai untuk kedua persyaratan tersebut. Pada

penelitian ini dipilih *Hamming window function* yang didefinisikan sebagai:

$$f(t)_{\text{Hamm}} = 0,54 + 0,46 \cos \frac{2\pi t}{\tau}, \text{ untuk } |t| < \tau/2$$

$$= 0 \text{ untuk lainnya.} \quad (5)$$

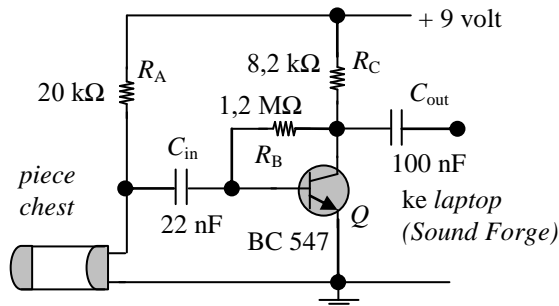
Hamming window menghasilkan riak-riak yang relatif kecil pada *sidelobe*.

Fungsi impuls digunakan sebagai fungsi uji untuk mendapatkan respon impuls dari suatu sistem. Hal ini disebabkan karena fungsi impuls merupakan sebuah isyarat yang kaya akan spektral yakni **berisi semua frekuensi** dengan intensitas yang sama besar. Transformasi Fourier dari fungsi impuls adalah :

$$A(f) = \int_{-\infty}^{\infty} \delta(t) e^{-j\omega t} dt = e^0 = 1. \quad (6)$$

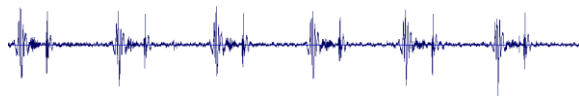
Hasil dan Diskusi

Telah dirancang berbagai konfigurasi rangkaian penguat *mic condenser*, tetapi konfigurasi yang terbaik (menghasilkan penguatan yang optimal, tidak ekstrem) sebagaimana tampak pada Gambar 1.

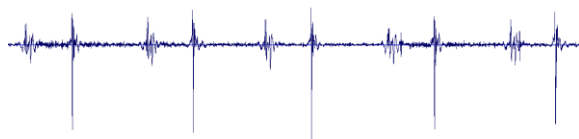


Gambar 1 : Rangkaian pendeteksi isyarat detak jantung

Sebagai cuplikan (*sample*) hasil rekaman isyarat detak jantung yang direkam dengan rangkaian pendeteksi pada Gambar 1 yang direpresentasikan dalam domain waktu tampak pada Gambar 2 dan Gambar 3.

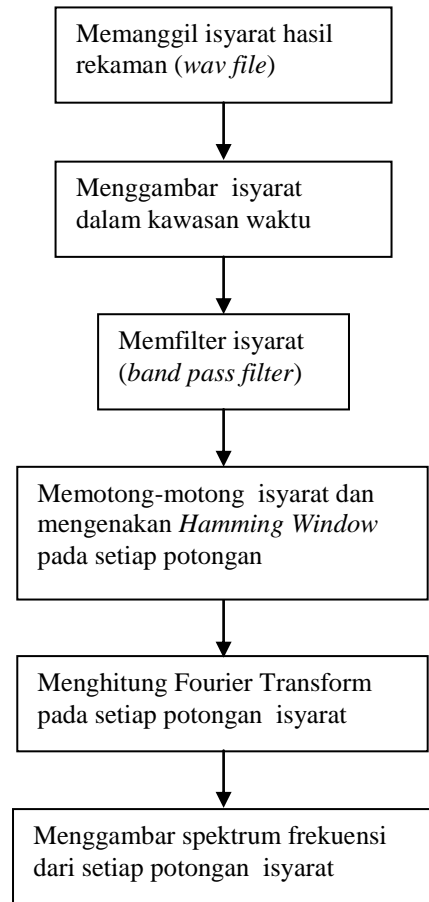


Gambar 2 : Rekaman detak jantung dari Erza



Gambar 3 : Rekaman detak jantung dari Afrizal

Program dirancang untuk menganalisis isyarat rekaman detak jantung, yakni menghitung transformasi Fourier untuk setiap potongan isyarat (mekanisme *STFT*). Program tersebut direalisasikan dengan MATLAB yang diagram alirnya tampak pada Gambar 4.



Gambar 4 : Diagram alir program *STFT*

Data laju (frekuensi) detak jantung (*heart rate*) diperoleh melalui analisis isyarat pada kawasan waktu (gambar gelombang asli) dan melalui analisis spektrum frekuensi hasil penghitungan transformasi Fourier dengan *STFT*.

Tabel 1 : Frekuensi detak jantung relawan.

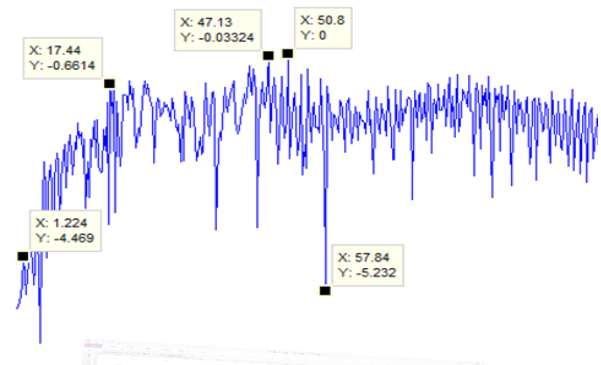
No.	Nama Relawan	Heart Rate hasil (Hz)		
		Glb. Asli	Spk. Frek.	Selisih
1	Afrizal	1,229	1,224	0,005
2	Azwar	1,407	1,415	0,008
3	Bagus	1,309	1,311	0,002
4	Ersa	1,143	1,166	0,023
5	Rahid	1,048	1,271	0,223
6	Rofiqi	1,323	1,335	0,012
7	Sidik	1,330	1,340	0,010
8	Steven	1,340	1,345	0,005
9	Yatsrib	1,438	1,439	0,001

Mengacu pada Gambar 1, R_A bersama *mic condenser* membentuk pembagi tegangan yang berfungsi sebagai pengubah isyarat akustik dari *piece chest* menjadi isyarat tegangan listrik. Isyarat tersebut kemudian diumpangkan ke penguat melalui C_{in} . Isyarat yang telah dikuatkan selanjutnya dikeluarkan melalui C_{out} dan dimasukkan ke saluran *mic* pada *laptop*. Berbagai desain rangkaian telah dicoba, tetapi konfigurasi yang paling optimal adalah seperti tampak pada Gambar 1 tersebut. Maksud optimal di sini adalah bahwa rangkaian tersebut memberikan penguatan yang tidak ekstrem tetapi moderat, tidak terlalu kecil dan tidak pula terlalu besar. Jika penguatan terlalu kecil tidak akan diperoleh amplitudo isyarat yang memadai dan jika penguatan terlalu besar akan diperoleh isyarat dengan amplitudo terpotong. Kandungan informasi (frekuensi) di dalam isyarat yang terpotong mengalami bias dari yang sebenarnya.

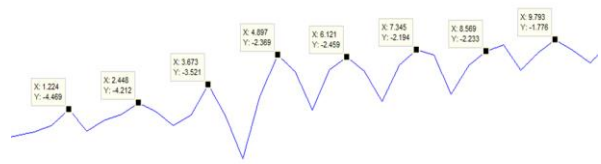
Berdasarkan hasil penelitian ini setidaknya telah berhasil diperoleh hal-hal penting yang meliputi deteksi isyarat detak jantung dalam kawasan waktu yang sangat presisi, deteksi *murmurs*, mendukung penyediaan sumber informasi isyarat detak jantung, ekstraksi kandungan frekuensi di dalam isyarat detak jantung, penyajian isyarat detak jantung dasar, serta pemisahan isyarat detak jantung dan harmoniknya dari *murmurs*.

Deteksi isyarat detak jantung dalam kawasan waktu dapat direpresentasikan sebagai mana tampak pada Gambar 2 dan Gambar 3. Berdasarkan gambar isyarat tersebut dapat ditentukan frekuensi detak jantung seseorang dengan sangat presisi. Hal ini dapat dibuktikan dengan analisis melalui dua cara yakni cara langsung dengan mengamati perioda detak dalam kawasan waktu (pada gelombang asli) dan cara pengamatan melalui spektrumnya dalam kawasan frekuensi (Tabel 1). Jika relawan Erza dan Rahid tidak dimasukkan dalam perhitungan nilai rerata (karena deviasinya tidak *overlap* dengan deviasi relawan yang lainnya), maka rerata *heart rate* para relawan berdasarkan data gelombang asli dan spektrum frekuensi masing-masing adalah 1,339 Hz dan 1,344 Hz yang berbeda 0,005 Hz atau sekitar 0,4%. Perbedaan sebesar 0,4% adalah relatif kecil (presisi), dengan demikian alat deteksi yang telah dibuat dapat dan sangat layak (representatif) digunakan untuk keperluan praktis.

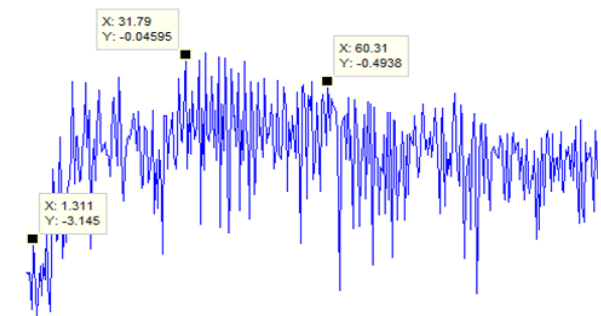
Mengacu pada Gambar 5 dan Gambar 7, tentang spektrum frekuensi detak jantung, telah memperlihatkan bahwa cacah frekuensi yang terkandung di dalam detak jantung sangat banyak. Keadaan tersebut membuktikan bahwa isyarat detak jantung bersifat impulsif. Hal ini sesuai dengan teori bahwa fungsi impulsif merupakan sebuah isyarat yang kaya spektral yakni berisi semua frekuensi dengan intensitas yang sama besar.



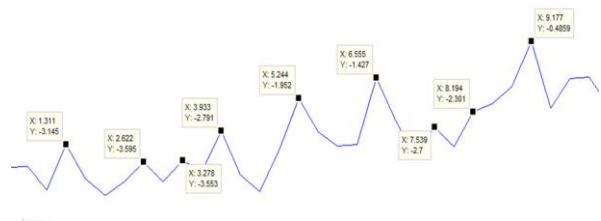
Gambar 5: Spektrum frekuensi detak jantung Afrizal



Gambar 6: Frekuensi harmonik detak jantung Afrizal



Gambar 7 : Spektrum frekuensi detak jantung Bagus



Gambar 8 : Frekuensi harmonik detak jantung Bagus

Merujuk pada Gambar 6 dan Gambar 8 tentang frekuensi harmonik detak jantung, telah menunjukkan bahwa frekuensi detak jantung dasar (yang muncul di kawasan waktu sebagai *heart beat rate*) muncul pula di dalam spektrum frekuensi beserta harmonik-harmoniknya. Dengan demikian, melalui proses analisis spektrum saja telah dapat informasi mengenai *heart rate*-nya sekaligus. Meskipun belum dikerjakan pada penelitian ini, dapat dipertimbangkan untuk menyelidiki rasio harmonik terhadap frekuensi dasar yang dikaitkan dengan kondisi jantung seseorang.

Isyarat *PCG* dapat digunakan untuk identifikasi ciri bawaan fisiologik yang representatif, sumber informasi alternatif detak jantung, membantu pemeriksaan keadaan jantung, membantu untuk mengetahui perilaku sistolik dan diastolik, menunjukkan *tachycardia* yaitu detak jantung melebihi *heart-rate* normal, dan menunjukkan *bradycardia* yaitu *heart beat rate* dalam keadaan istirahat di bawah 60 denyut (detak) per menit. Peranan isyarat *PCG* terbatas sebagai sumber data yang representatif, tetapi informasi bermakna yang dapat diekstraksi dari isyarat tersebut tergantung dari cara (metode, termasuk algoritma) analisis yang digunakan.

Simpulan

Telah dibuat *prototype* alat untuk mendeteksi (termasuk merekam) detak jantung manusia secara elektro-akustik dengan bagian-bagian pokok (a) stetoskop (*piece chest*), (b) *mic condenser*, (c) penguat transistor, dan (d) program analisis (*software*) isyarat dengan MATLAB. Selain itu juga telah diekstraksi komponen-komponen frekuensi yang terkandung di dalam isyarat detak jantung dengan *Short Time Fourier Transform (STFT)* untuk 9 (sembilan) orang sukarelawan. Data mengenai frekuensi dasar detak jantung (*heart rate*) beserta harmonik-harmoniknya muncul di dalam spektrum frekuensi hasil ekstraksi isyarat.

Ucapan Terima kasih

Terima kasih yang sebesar-besarnya disampaikan kepada Dr. Hartono selaku Dekan FMIPA atas kesempatan dan dana yang telah diberikan kepada tim peneliti, Dr. Ariswan atas saran-sarannya yang sangat berguna, dan Jans Hendry, M.Eng. atas diskusi programnya.

Pustaka

- [1] Aston, R, 1990, *Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement*, Macmillan Publishing Company, New York.
- [2] Cherif, L.H., Mostafi, M., Debbal, S.M., 2014, *Digital filters in Heart Sound Analysis*, International Journal of Clinical Medicine Research, I(3) : 97-108.
- [3] Gilat, A., 2011, *MATLAB : An Introduction With Applications*, John Wiley & Son, Inc., New Jersey.
- [4] Kalantar-zadeh, K., 2013, *Sensors : An Introductory Course*, Springer, New York.
- [5] Manolakis, D., Ingle, V., 2011, *Applied Digital Signal Processing*, Cambridge University Press, New York.
- [6] Saritha, B., Tabassum, M., Rajitha, N., Shruthi, M., 2015, *Detection of Heart Murmurs Using Phonocardiographic Signals*, IJRET, Vol. 04, Issue 04, pp : 547 – 550.
- [7] Varanini, M., De Paolis, G., Emdin, M., Macerata, A., Pola, S., Cipriani, M., Marchesi, C., 1997, *Spectral Analysis of Cardiovascular Time Series by the S-Transform*, IEEE, Computers in Cardiology Vol. 24. pp : 383 – 386.
- [8] Webster, J. G. (Editor), 1998, *Medical Instrumentation : Application and Design*, Third Edition, John Wiley & Son, Inc., New York.
- [9] Webster, J. G., 2004, *Bioinstrumentation*, John Wiley & Son, Inc., New Jersey.
- [10] Weeks, M., 2007, *Digital Signal Processing Using MATLAB and Wavelets*, Infinity Science Press, Hingham, Massachusetts.