

Model Identifikasi Sinyal Jantung Pertama (S1) dan Sinyal Jantung Kedua (S2) pada Janin

Jusak Jusak, Ira Puspasari, Weny Indah Kusumawati, dan Eka Sari Oktarina
Universitas Dinamika
Jl. Raya Kedung Baruk No. 98. Surabaya, 60298
e-mail: jusak@dinamika.ac.id

Abstrak—Proses identifikasi sinyal suara jantung janin sangat diperlukan dalam mengenali fungsi jantung bawaan yang disebabkan oleh banyak faktor, misalnya faktor keturunan dan asupan makanan ibu yang mengandung. Penelitian ini mengembangkan metode pemrosesan sinyal jantung untuk memisahkan sinyal *phonocardiogram* janin normal dari noise dengan memanfaatkan algoritma *Complete Empirical Mode Decomposition* (CEEMD) yang diintegrasikan dengan *Pearson Distance Metric*. Sinyal jantung yang telah terpisahkan dari noise, selanjutnya diolah dengan menggunakan persamaan Energi Shannon dengan tujuan untuk mempertajam intensitas sinyal jantung pertama (S1) dan sinyal jantung kedua (S2), tetapi pada saat yang sama menekan intensitas sisa-sisa noise di dalam sinyal. Berdasarkan hasil pengujian pada 75 siklus suara jantung janin normal, model yang telah dikembangkan mampu mengidentifikasi sinyal suara S1 dan sinyal suara S2, durasi waktu T11 (S1-S1), dan durasi waktu T12 (S1-S2). Seluruh pemrosesan sinyal jantung dilakukan dalam domain waktu. Durasi rata-rata T11 dan durasi rata-rata T12 dalam penelitian ini dapat digunakan sebagai acuan untuk menentukan durasi sinyal suara jantung janin normal.

Kata kunci: *identifikasi, phonocardiogram, sinyal jantung pertama, sinyal jantung kedua, janin*

Abstract—Process of identifying fetal heart sound signals is imperative in recognizing congenital heart function that caused by many factors, such as hereditary factors and food intake of pregnant mothers. This study developed a method for processing heart signals to separate normal fetal phonocardiogram signals from noise by utilizing the Complete Empirical Mode Decomposition (CEEMD) algorithm which is integrated with the Pearson Distance metric. Heart signals that have been separated from noise are then processed using the Shannon Energy equation in order to sharpen the intensity of the first heart signal (S1) and the second heart signal (S2), but at the same time suppress the intensity of the residual noise in the signal. Based on the experiment results from 75 normal fetal heart sound cycles, the model that has been developed is able to identify the S1 signal and S2 signal, the time duration of T11 (S1-S1), and the time duration of T12 (S1-S2). Average duration of T11 and T12 acquired in this research can possibly be used as a reference for measuring the normal duration of fetal heart sound signals.

Keywords: *identification, phonocardiogram, the first heart signal, the second heart signal, fetal*

Copyright © 2020 Jurnal Rekayasa Elektroika. All right reserved

I. PENDAHULUAN

Timbulnya penyakit jantung dipengaruhi oleh beberapa faktor, antara lain gaya hidup saat dewasa yang bisa menimbulkan penyumbatan saluran ke jantung disebut Penyakit Jantung Koroner (PJK) dan Penyakit Jantung Bawaan (PJB). Penyakit jantung bawaan seperti halnya penutupan katup jantung yang mengakibatkan arus balik akan mengganggu kinerja jantung. Karena itu, deteksi terhadap penyakit jantung perlu dilakukan sejak dini dengan tingkat akurasi yang baik, tidak hanya pada saat pasien telah dewasa akan tetapi juga untuk janin saat berada dalam kandungan. Berdasarkan hasil penelitian terdahulu [1], angka penderita penyakit jantung bawaan meningkat sebesar 32.000 bayi setiap tahun, dengan angka kelahiran 2% dan jumlah penduduk Indonesia 200 juta. Penyakit

ini masih menjadi faktor yang dominan terhadap angka kematian janin.

PJB ini dapat dideteksi saat janin berumur 18-22 minggu. Beberapa faktor yang menjadi penyebab PJB pada janin antara lain: komplikasi diabetes pada ibu hamil, gangguan penyakit kejang atau epilepsi mempengaruhi 0,3%–0,8% kehamilan, *Systemic lupus erythematosus* (SLE) atau penyakit autoimun pada wanita usia subur, penyakit yang dikarenakan infeksi *rubella*, *HIV*, dan *Coxsackie*. Kebanyakan PJB disebabkan oleh banyak faktor, namun sampai saat ini belum diketahui secara pasti. Secara umum dipahami bahwa kesehatan ibu saat hamil memiliki pengaruh yang besar dalam perkembangan janin [2].

Saat ini deteksi gejala patologi jantung dapat dilakukan melalui beberapa macam pemeriksaan fisik,

misalnya dengan menggunakan perangkat standar stetoskop, Elektrokardiogram (EKG), dan pemeriksaan melalui radiologi yang saat ini sedang berkembang yaitu Ekokardiogram. Pemeriksaan dengan menggunakan stetoskop analog atau digital menghasilkan sinyal Phonocardiogram (PCG). Pemeriksaan dengan beberapa perangkat standar di atas mampu mendeteksi kelainan janin sejak dini, akan tetapi untuk menghasilkan diagnosa yang akurat dibutuhkan biaya pemeriksaan cukup mahal. Biaya ini akan menjadi lebih mahal lagi tatkala janin diketahui mengalami PJB lahir berakibat pada salah satu upaya untuk mengobati bayi tersebut adalah melakukan bedah jantung.

Suara jantung janin berasal dari interaksi antara jantung janin dan aliran darah di dalamnya. Bunyi tersebut berulang dari satu siklus jantung ke siklus yang lain. Satu siklus dalam sinyal jantung PCG terdiri atas sinyal suara jantung pertama (S1) dan sinyal suara jantung kedua (S2) seperti ditunjukkan dalam Gambar 1 bagian atas. Sedangkan Gambar 1 bagian bawah menunjukkan sinyal jantung dengan tambahan *murmur*. *Murmur* adalah suara gemuruh (hanya dapat didengar dengan menggunakan perangkat stetoskop) yang menyertai sinyal suara jantung akibat tidak sempurnanya buka tutup katup yang memisahkan serambi jantung. Sehingga terdapat bocoran aliran darah balik melalui katup dalam bentuk *murmur*. Sinyal jantung normal pada umumnya tidak memiliki *murmur*.

Penelitian [3], melakukan pemantauan ketidaknormalan jantung janin melalui detak jantung, *Fetal Heart Rate* (FHR). Pemantauan ini melacak pengulangan frekuensi bunyi jantung dalam siklus jantung yang berdekatan. Meskipun suara jantung yang dideteksi oleh metode ini lebih rendah dibandingkan dengan amplitudo *noise*, metode pengulangan ini tetap mampu melacak detak jantung yang bervariasi waktu tanpa proses identifikasi atau proses denoising suara jantung. Tingkat akurasi rata-rata dapat mencapai 88,3%, dengan nilai SNR berkisar antara 44,4 dB hingga -26,7 dB [3].

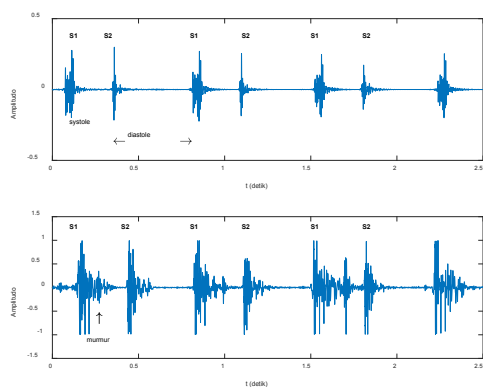
Detak jantung janin selalu berubah dari detak jantung awal menuju detak jantung berikutnya. Bahkan sinyal jantung janin menunjukkan perbandingan sinyal dan *noise* (SNR) yang cukup kecil atau dengan kata lain *noise* pada sinyal jantung janin cukup besar dibandingkan sinyal

jantung. *Noise* dapat berupa sinyal jantung tambahan yang disebut sebagai *murmur*. Adanya *murmur* dalam sinyal jantung janin menyebabkan sulitnya proses identifikasi sinyal suara jantung pertama (S1) dan sinyal suara jantung kedua (S2). Salah satu penelitian yang telah dilakukan dalam [4] adalah melakukan dekomposisi sinyal jantung menggunakan *Paket Mutu Wavelet* melalui melalui proses *denoising* sebelum sinyal dapat direkonstruksi dengan baik. Selanjutnya *phonocardiogram fetal* (PCGf) *envelope* diperoleh dengan menggunakan Hilbert Transform (HT). Dengan menggunakan metode ini, posisi awal *start* (S), maksimum (M), dan posisi akhir (E) sinyal suara jantung pertama (S1) maupun sinyal suara jantung kedua (S2) dapat dideteksi dengan baik. Berdasarkan hasil perbandingan yang telah dilakukan yaitu dengan dan tanpa tahap *preprocessing*, terbukti bahwa metode yang diusulkan mampu meningkatkan SNR dan akurasi deteksi suara jantung. Akan tetapi, model yang diusulkan dalam penelitian ini memiliki kompleksitas tinggi, sehingga akan menyulitkan implementasi pada perangkat keras.

Artikel penelitian [5] mengembangkan metode dekomposisi yang dengan menggunakan energi *Shannon Envelope* untuk mendeteksi sinyal jantung S1 dan S2. Tujuan dari penelitian tersebut adalah untuk mengembangkan algoritma identifikasi yang mampu mengelompokkan sinyal jantung S1 dan S2, periode sistolik, dan periode diastolik sekalipun terdapat *noise* dan *murmur* (suara tambahan) dalam sinyal suara jantung.

Penelitian lain melakukan identifikasi sinyal suara jantung dengan menerapkan metode *Ensemble Empirical Mode Decomposition* (EEMD) dan *Complete Ensemble Empirical Mode Decomposition* (CEEMD) [6]. Penelitian ini menggunakan metode CEEMD untuk melakukan ekstraksi *murmur* dari sinyal jantung asli secara signifikan. Akan tetapi metode ini memiliki prosedur yang lebih rumit dengan kompleksitas tinggi. Penelitian ini mengintegrasikan dekomposisi *Complete Empirical Mode Decomposition* (CEEMD), *Pearson distance metric*, dan energi *Shannon envelope* untuk mengidentifikasi sinyal suara jantung janin yang memiliki frekuensi rendah. Selanjutnya, artikel [7] menggunakan energi *Shannon* pada sinyal jantung dalam bentuk PCG yang telah dinormalisasi. Salah satu proses penting dalam identifikasi sinyal ditunjukkan dalam artikel ini adalah adanya penanda puncak *overshoot* dan *threshold* sekalipun proses tersebut masih dilakukan secara manual. Algoritma ini menghasilkan rasio keberhasilan identifikasi sebesar 93%, dan memberikan kemudahan untuk identifikasi sinyal suara jantung normal, akan tetapi tidak untuk sinyal suara jantung abnormal.

Kontribusi utama dalam artikel penelitian ini adalah melakukan identifikasi sinyal suara jantung janin dengan menggunakan: (i) proses dekomposisi sinyal dengan metode CEEMD dan (ii) deteksi sampel sinyal menggunakan metode energi *Shannon envelope*. Identifikasi sinyal suara jantung janin meliputi proses segmentasi sinyal suara jantung janin pertama (S1), sinyal suara jantung janin kedua (S2), interval antara sinyal



Gambar 1. Sinyal jantung normal (atas) dan sinyal jantung dengan tambahan murmur (bawah)

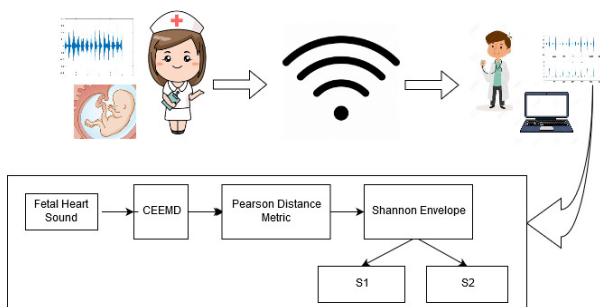
suara jantung janin pertama dan sinyal suara jantung janin pertama pada siklus berikutnya disebut T11, dan interval sinyal suara jantung janin pertama (S1) dan sinyal suara jantung kedua (S2) pada siklus yang sama disebut T12.

Artikel penelitian ini disusun berdasarkan beberapa bagian. Bagian pertama berfungsi sebagai pengantar, definisi masalah serta penyelesaiannya, telaah terhadap hasil-hasil penelitian sebelumnya yang berkaitan dengan penelitian ini, serta pengembangan algoritma. Bagian ini selanjutnya diikuti dengan penjelasan metode penelitian pada bagian kedua. Bagian ketiga menjelaskan hasil dan pembahasan penelitian. Terakhir, kesimpulan penelitian dijelaskan pada bagian keempat.

II. METODE PENELITIAN

Detak jantung janin menunjukkan ciri khas yang sangat dinamis. Detak jantung selalu berubah dari detak jantung awal menuju berikutnya dengan tambahan sinyal noise yang sangat dominan. Sinyal tambahan tersebut secara umum memberi kontribusi pada tingkat kesulitan identifikasi sinyal suara jantung S1 dan S2. Gambar 2. menunjukkan sistem perekaman sinyal suara jantung pada janin secara jarak jauh, yang dimaksud dengan jarak jauh adalah proses perekaman yang dilakukan terpisah jarak antara pasien dengan pusat kesehatan. Setelah dilakukan perekaman oleh perawat, data sinyal suara jantung janin dikirim ke database pusat rumah sakit atau melalui penyimpanan cloud. Dengan demikian data pasien bisa diakses oleh dokter ahli di manapun berada. Penelitian sebelumnya [8], telah mengembangkan tele-auskultasi, yang menghasilkan jumlah data yang hilang kurang dari 1% setiap pengiriman satu sinyal suara jantung, dengan waktu tunda transmisi selama 5,68 detik. Data yang diterima oleh ahli akan diidentifikasi untuk menentukan kondisi sinyal suara jantung janin. Proses Identifikasi pada penelitian ini dilakukan dengan pertama-tama melakukan pengolahan sinyal suara jantung janin menggunakan metode CEEMD. Langkah kedua adalah menggunakan Pearson Distance metrik untuk memisahkan noise dan murmur dari sinyal asli. Proses selanjutnya adalah menggunakan metode energi Shannon Envelope untuk proses identifikasi sinyal jantung S1 dan S2 pada domain waktu.

A. Tahap Pra-pemrosesan



Gambar 2. Model penelitian

Tahapan pra-pemrosesan merupakan tahapan yang penting dalam penelitian ini. Metode *Complete Empirical Mode Decomposition* (CEEMD) [9] digunakan pada langkah awal untuk melakukan dekomposisi sinyal pada domain waktu. Selanjutnya *Pearson Distance* metrik pada penelitian ini diterapkan untuk melakukan ekstraksi *noise* dan *murmur* dari sinyal suara jantung janin. Salah satu kesulitan dalam pemisahan sinyal *noise* dan *murmur* dari sinyal jantung asli adalah proses penentuan *threshold*. Hal ini terutama disebabkan karena sulitnya membedakan antara sinyal asli dan *murmur* secara otomatis. Penelitian-penelitian sebelumnya, menentukan *threshold* (nilai ambang) secara manual [10]. Karena itu dalam penelitian ini digunakan *Pearson Distance* metrik untuk mencari nilai ambang secara otomatis dalam proses ekstraksi *noise* dan *murmur* dari sinyal suara jantung janin asli. *Noise* adalah sinyal tambahan yang muncul pada saat perekaman.

CEEMD melakukan dekomposisi sinyal dalam domain waktu menjadi satu set sinyal yang disebut *Intrinsic Mode Function* (IMF). Sebagai hasil dari proses dekomposisi, sinyal yang diamati dapat dituliskan seperti pada (1) [11]:

$$x(t) = \sum_{k=1}^K IMF_k(t) + R_K(t) \quad (1)$$

$IMF_k(t)$ adalah IMF ke- k dan $R_K(t)$ merupakan residu akhir.

Setiap komponen IMF merupakan rata-rata $IMF[n]$, sesuai dengan (2):

$$\overline{IMF_k}[n] = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I IMF_k^i[n] \quad (2)$$

Algoritma CEEMD menghitung residue pertama seperti pada (3):

$$R_1[n] = x[n] - \overline{IMF_1}[n] \quad (3)$$

$\overline{IMF_1}[n]$ merupakan hasil dekomposisi pertama CEEMD.

Setelah menghitung CEEMD pertama dari masing-masing elemen, kemudian dilanjutkan dengan menghitung rata-rata CEEMD rata-rata keseluruhan, maka nilai dari

$\overline{IMF_2}[n]$ dapat dihitung. Langkah berikutnya adalah

mendekomposisikan $R_k[n]$ sehingga nilai $\overline{IMF_{k+1}}[n]$ dapat

diketahui. Perhitungan ini akan berulang secara terus-menerus sampai sinyal tidak dapat didekomposisi lagi. Sinyal hasil dekomposisi dengan menggunakan algoritma CEEMD dapat direpresentasikan dalam (4):

$$x[n] = \sum_{k=1}^K \overline{IMF_{k+1}}[n] + R[n] \quad (4)$$

Dengan menggunakan prosedur di atas sinyal PCG dari janin didekomposisi dengan menggunakan algoritma CEEMD menjadi beberapa IMF. Kumpulan sinyal IMF

merupakan representasi sinyal jantung asli dalam bentuk sinyal lain dengan frekuensi berbeda-beda mulai dari frekuensi tinggi menuju frekuensi rendah. Pemisahan *noise* dan *murmur* dari sinyal asli dilakukan secara otomatis terhadap IMF dengan menggunakan korelasi *Pearson* seperti ditunjukkan dalam (5),

$$d_k = \frac{\text{cov}(x[n], \text{IMF}_k[n])}{\sqrt{\text{cov}(x[n]) \cdot \text{cov}(\text{IMF}_k[n])}} \quad (5)$$

$x[n]$ merupakan sinyal suara jantung janin asli dan d_k merupakan koefisien korelasi yang berhubungan dengan IMF_k . Koefisien korelasi menunjukkan derajat kesamaan antara sinyal asli dengan IMF ke- k . Untuk menghitung

derajat kesamaan penelitian [6] mengusulkan menggunakan *Pearson Distance* metrik seperti pada (6). Pada (6), semakin kecil perbedaan nilai *Pearson Distance* metrik menunjukkan kemiripan antara sinyal asli dengan IMF ke- k . Demikian juga sebaliknya, nilai *Pearson Distance* metrik semakin besar maka kedua sinyal berarti sangat jauh berbeda.

$$p_k = 1 - |d_k| \quad (6)$$

Hasil pemisahan sinyal jantung dengan *noise* dituliskan dalam bentuk (7) dan (8). Nilai Z_{noise} pada (7), merupakan *noise* yang telah diekstrak, dan $Z_g[n]$ pada (8), sinyal suara jantung janin yang telah dipisahkan. Variabel K_{noise} merupakan nilai IMF ke- k yang merepresentasikan *noise* dari sinyal jantung. Nilai K_{noise} berasosiasi dengan nilai $p_k \geq 0,2$.

$$Z_{\text{noise}}[n] = \sum_{k=1}^{K_{\text{noise}}} \overline{\text{IMF}_k[n]} \quad (7)$$

$$Z_{FS}[n] = \sum_{k=K_{\text{noise}}+1}^K \overline{\text{IMF}_k[n]} \quad (8)$$

A. Pemrosesan Energi Shannon Envelope

Proses selanjutnya adalah deteksi sampul sinyal (signal envelope) dengan menggunakan energi *Shannon Envelope*. Untuk mengurangi jumlah sinyal tanpa mengurangi karakteristik dari sinyal jantung, maka dilakukan desimasi frekuensi sinyal PCG Janin hasil CEEMD. Hasil desimasi sinyal ditunjukkan sebagai x_{7020} . Nilai x_{7020} didapatkan dari frekuensi cacahan sinyal asli 28.077 Hz

mengalami desimasi dengan faktor empat menghasilkan sinyal dengan frekuensi 7020 Hz [12]. Setelah data sinyal suara jantung didesimasi, proses berikutnya adalah proses normalisasi menggunakan (9):

$$x_{\text{norm}}(k) = \frac{x_{7020}(k)}{\max(|x_{7020}(i)|)} \quad (9)$$

Tahapan berikutnya adalah melakukan perhitungan rata-rata energi *Shannon* dengan menggunakan (10). Dalam proses ini, sinyal dipilah untuk setiap durasi 0,02 detik dengan durasi irisan antara sinyal satu dengan sinyal berikutnya sebesar 0,01 detik mengacu pada penelitian [12].

$$E_s = -1 / N \cdot \sum_{i=1}^N x_{\text{norm}}^2(i) \cdot \log x_{\text{norm}}^2(i) \quad (10)$$

Berdasarkan hasil uji coba, representasi *Shannon envelope* terbaik untuk sinyal PCG pada (10) didapatkan dengan nilai N sebesar 40, yang merupakan jumlah sinyal hasil pilahan yang terlibat dalam setiap perhitungan rata-rata energi *Shannon*. Persamaan (11) merepresentasikan hasil akhir dari tahap ini dengan melakukan normalisasi terhadap nilai energi *Shannon Envelope* pada (10).

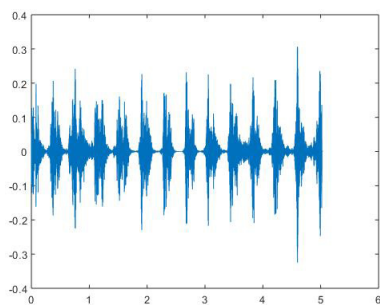
$$P_a(t) = \frac{E_s(t) - \overline{E_s(t)}}{S(E_s(t))} \quad (11)$$

$E_s(t)$ merupakan besarnya energi *Shannon*, $\overline{E_s(t)}$ rerata nilai $E_s(t)$, dan nilai $S(E_s(t))$ merupakan nilai standar deviasi nilai $E_s(t)$.

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada penelitian ini, dekomposisi sinyal suara jantung janin dilakukan terhadap sinyal suara jantung janin normal yang terekam dan bercampur dengan *noise* pada saat perekaman. *Noise* ini yang muncul dalam sinyal dapat berasal dari sinyal suara paru pernafasan ibu, turbulensi darah plasenta, dan gangguan saat proses perekaman, sebagai contoh pergeseran posisi stetoskop. Sinyal jantung janin dalam bentuk PCG dalam penelitian ini tidak mengandung *murmur*, karena itu algoritma CEEMD dalam penelitian ini terutama digunakan untuk melakukan proses membuang *noise* (denoising) saja. Sinyal suara jantung janin normal hasil PCG ditunjukkan pada Gambar 3.

Sinyal suara jantung dalam uji coba diambil dari basis data *PhysioNet* dan basis data yang terletak pada Shiraz University (SU) fetal heart sounds database (SUFHSDB). Perekaman sinyal suara jantung janin dilakukan pada beberapa ibu dengan usia antara 16 sampai dengan 47 tahun menggunakan digital JABES Electronic stethoscope (GS Technology Co. Ltd., South Korea) yang ditempatkan pada bagian bawah *maternal abdomen* seperti dideskripsikan



Gambar 3. Sinyal suara jantung PCG janin

pada [7]. Keseluruhan sinyal PCG janin dalam penelitian ini dapat diunduh secara gratis melalui Internet.

Pengujian metode identifikasi sinyal suara jantung janin dalam penelitian ini secara keseluruhan menggunakan sinyal PCG janin berjumlah 75 siklus, yang merupakan kumpulan dari 15 sinyal suara jantung janin. Karena itu untuk setiap sinyal suara janin terdiri atas 5 siklus dengan durasi perekaman 4 detik. Sinyal suara jantung diambil dengan cacahan frekuensi sebesar 28.077 Hz.

Gambar 4, meunjukkan hasil dekomposisi sinyal jantung janin pada Gambar 3 menjadi beberapa IMF dengan menggunakan algoritma CEEMD. Algoritma CEEMD dalam gambar menghasilkan 18 tingkat IMF. Bagian kiri merupakan IMF ke-1 sampai ke-8, sedangkan bagian kanan merupakan IMF ke-9 sampai ke-18. Terlihat dalam Gambar 4 bahwa IMF dengan orde rendah seperti

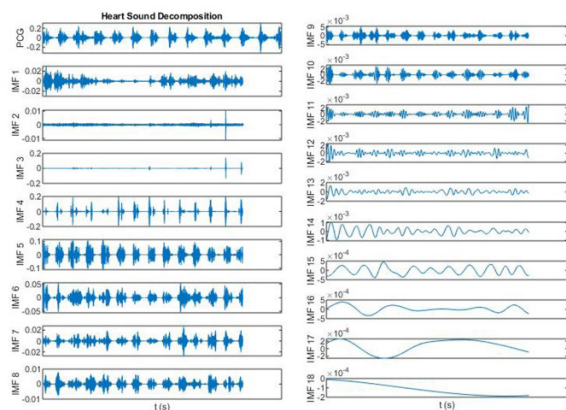
$\overline{IMF_1}(n)$, $\overline{IMF_2}(n)$, $\overline{IMF_3}(n)$ dan $\overline{IMF_4}(n)$ merepresentasikan

sinyal jantung dengan frekuensi tinggi. Sementara itu sinyal suara jantung dengan frekuensi rendah direpresentasikan dengan IMF orde tinggi.

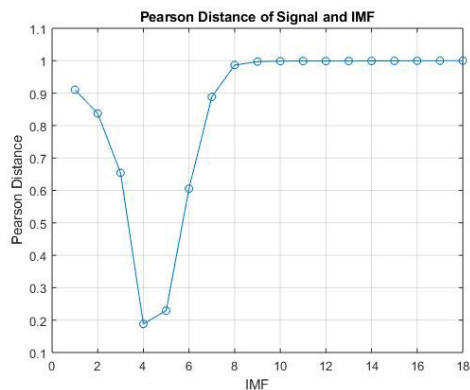
Gambar 5 adalah kurva *Pearson Distance* sebagai fungsi dari IMF ke- k . Dalam gambar tampak bahwa nilai

ambang $p_k \geq 0,2$ pertama kali tidak terpenuhi pada IMF

ke-4. Dengan demikian jumlahan sinyal IMF ke-1 sampai IMF ke-4 merupakan representasi sinyal *noise*, sedangkan



Gambar 4. Dekomposisi sinyal suara jantung PCG janin menggunakan algoritma CEEMD

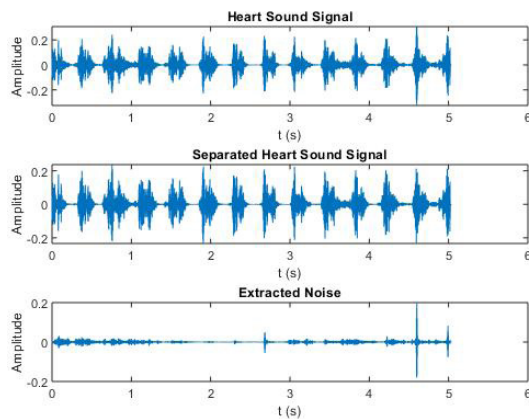


Gambar 5. Pearson Distance dari sinyal dan IMF

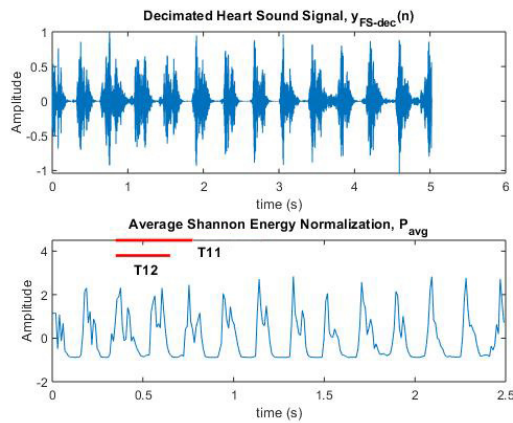
jumlahan (rekonstruksi) sinyal IMF ke-5 sampai IMF ke-18 merupakan sinyal jantung janin yang telah dipisahkan dari *noise*.

Hasil ekstraksi *noise* dari sinyal jantung janin ditunjukkan dalam Gambar 6. Dapat dilihat pada gambar tersebut, bagian paling atas (*heart sound signal*) adalah sinyal jantung janin asli yang masih tercampur dengan *noise*, gambar bagian tengah (*separated heart sound signal*) merupakan sinyal suara jantung yang sudah bersih dari *noise*, dan yang terakhir adalah sinyal *noise* yang telah dipisahkan (*extracted noise*). Tampak bahwa sinyal suara jantung yang telah mengalami ekstraksi dan sinyal *noise* memiliki amplitudo yang berbeda. Selanjutnya, proses deteksi sampel dari sinyal suara jantung yang telah bersih dari *noise* dilakukan dengan menggunakan metode energi *Shannon Envelope* untuk menentukan durasi waktu antara S1-S1 disimbolkan sebagai T11 dan durasi waktu antara S1-S2, disimbolkan sebagai T12. Hasil pengolahan sinyal setelah melalui proses *Shannon Envelope* ditunjukkan pada Gambar 7.

Gambar 7 adalah deteksi sampel sinyal suara jantung yang telah melalui proses ekstraksi *noise*. Gambar 7 bagian atas merupakan sinyal suara jantung janin yang bersih dari *noise* dan bagian bawah merupakan sinyal hasil deteksi sampel. Dalam gambar juga ditunjukkan durasi sinyal S1 ke S1 disimbolkan sebagai T11 dan durasi sinyal S1 ke S2 ditunjukkan dengan simbol T12. Terlihat dalam gambar



Gambar 6. Sinyal suara jantung janin yang telah dipisahkan menjadi sinyal suara jantung dan noise



Gambar 7. Kurva Shanon energi yang dinormalisasi

bahwa proses deteksi sampel sinyal suara jantung sangat memudahkan proses menentukan nilai durasi T11 dan T12.

Hasil identifikasi durasi T11 dan T12 sinyal suara jantung janin dari 15 buah sampel ditunjukkan dalam Tabel 1. Rata-rata durasi T12 adalah 0,265 detik, sedangkan rata-rata durasi T11 adalah 0,691 detik. Berdasarkan hasil perbandingan, hasil penelitian ini sesuai dengan hasil yang diperoleh oleh penelitian sebelumnya [13]–[15]. Karena itu durasi rata-rata T12 dan durasi rata-rata T11 dalam penelitian ini dapat digunakan sebagai acuan untuk menentukan durasi sinyal suara jantung janin normal.

Selanjutnya dalam penelitian ini juga diuji waktu proses algoritma CEEMD dan waktu proses algoritma energi *Shannon Envelope*. Hasil perhitungan waktu proses dapat digunakan sebagai acuan dalam pengembangan penelitian berikutnya yaitu proses identifikasi sinyal suara jantung berbasis *Internet of Things* (IoT) dengan data yang *real time*.

Proses CEEMD dalam melakukan dekomposisi sinyal

Tabel 1. Uji domain waktu sinyal PCG janin

Data ke-	Rata - Rata Jarak S1-S2 (s)	Rata - Rata Jarak S1-S1 (s)
1	0.315	0.730
2	0.266	0.648
3	0.327	0.694
4	0.262	0.715
5	0.235	0.668
6	0.250	0.657
7	0.153	0.552
8	0.420	0.741
9	0.258	0.634
10	0.265	0.800
11	0.227	0.763
12	0.229	0.729
13	0.226	0.705
14	0.272	0.652
15	0.273	0.683
Nilai Rata-rata	0.265	0.691

Tabel 2. Uji waktu pemrosesan CEEMD

Data ke-	Waktu Pemrosesan CEEMD (s)
1	306.239
2	477.624
3	350.14
4	426.41
5	394.259
6	353.388
7	381.01
8	384.74
9	399.719
10	303.852
11	308.487
12	257.873
13	329.415
14	249.203
15	277.981
Nilai rata-rata	349.418

Tabel 3. Uji waktu pemrosesan Shannon Envelope

Data ke-	Waktu Pemrosesan Shannon Envelop (s)
1	0.0091
2	0.0354
3	0.0043
4	0.0047
5	0.0041
6	0.004
7	0.0041
8	0.0044
9	0.0043
10	0.0049
11	0.0047
12	0.0012
13	0.0049
14	0.0041
15	0.0042
Nilai rata-rata	0.00656

dan proses ekstraksi *noise* untuk 75 siklus menghasilkan durasi rata-rata 349,418 detik, dengan *noise* untuk setiap data bervariasi. Sumber *noise* dari setiap sampel berbeda-beda. Durasi rata-rata proses dekomposisi dan ekstraksi *noise* ditunjukkan pada Tabel 2. Terlihat dalam Tabel 2 bahwa durasi proses identifikasi sinyal suara jantung secara keseluruhan didominasi oleh proses dekomposisi sinyal dan proses ekstraksi *noise*. Hal ini terjadi karena metode CEEMD menggunakan proses perulangan ratusan kali untuk dapat menghasilkan dekomposisi sinyal yang cukup akurat.

Tabel 3 menunjukkan waktu proses deteksi sampel

sinyal dengan menggunakan energi *Shannon Envelope*. Durasi proses energi *Shannon Envelope* rata-rata adalah 0.00656 detik. Setiap sampel memiliki waktu proses berbeda-beda. Jumlah sinyal yang berbeda-beda serta adanya aplikasi komputer yang berjalan pada saat menjalankan pemrosesan ini sangat berpengaruh terhadap variasi durasi proses.

IV. KESIMPULAN

Penelitian ini melakukan identifikasi sinyal suara jantung janin dengan menerapkan kombinasi metode CEEMD dan *Pearson Distance* metrik untuk memisahkan sinyal PCG janin normal dari *noise*. Hasil sinyal yang telah bersih dari *noise* selanjutnya diolah secara domain waktu dengan menggunakan metode deteksi sampul energi *Shannon Envelope* yang telah dinormalisasi. Berdasarkan hasil pengujian, diperoleh durasi rata-rata T11 untuk sinyal suara jantung janin sebesar 0,691 detik dan durasi rata-rata T12 sebesar 0,265 detik. Durasi rata-rata T11 dan durasi rata-rata T12 dalam penelitian ini dapat digunakan sebagai acuan untuk menentukan durasi sinyal suara jantung janin normal. Pengembangan penelitian selanjutnya adalah mengimplementasikan algoritma identifikasi pada mini PC, sehingga menjadi *wearable device* yang dapat digunakan untuk *tele-healthcare*. Pemeriksaan sinyal suara janin tentang ketidaknormalan yang disebabkan oleh penyakit jantung bawaan dapat segera dideteksi dan dikirim secara jarak jauh.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penelitian ini merupakan Hibah Penelitian Dasar DIKTI (Nomor: 007/ST-PPM/KPJ/IV/2019). Kami mengucapkan terima kasih atas dukungan tim mahasiswa S1 Teknik Komputer: Zendi Zakaria Raga Permana (16410200033) dan Miskiyanto (17410200044) atas waktu, tenaga dan pikiran dalam membantu penelitian.

REFERENSI

- [1] M. Djer, Mulyadi dan Bambang Madiyono, "Tatalaksana Penyakit Jantung Bawaan", Sari Pediatri, Vol.2, No.3, Desember 2000, pp. 155-162.
- [2] M.D., Meiling Hua and Steward Weiner, "Maternal Conditions Affecting the Fetal Heart", Prenat Cardio, Vol. 3, September 2013, pp.5-11.
- [3] Tang, Hong, Ting Li, Tianshuang Qiu, and Yongwan, "Fetal Heart Rate Monitoring from Phonocardiograph Signal Using Repetition Frequency of Heart Sounds", Journal of Electrical and Computer Engineering, Volume 2016, pp.1-6.
- [4] J.A. Jimenez, MR Ortiz, MA Peiia, S Charleston, AT Aljama, and R Gonzalez, "The Use of Wavelet Packets to Improve the Detection of Cardiac Sounds from the Fetal Phonocardiogram", IEEE, Computers in Cardiology 1999, Vol. 26, pp.463-466.
- [5] Puspasari, Ira, Weny Indah Kusumawati, Eka Sari Oktarina, and Jusak Jusak, "A New Heart Sound Signal Identification Approach Suitable for Smart Healthcare System", in. *Proc. 2nd International Conference on Applied Engineering (ICAE 2019)*, IEEE Indonesia CSS, Okt. 2019, in press.
- [6] Jusak Jusak, Ira Puspasari, and Pauladie Susanto, "Heart Murmurs Extraction Using the Complete Ensemble Empirical Mode Decomposition and the Pearson Distance Metric", in. *Proc. International Conference on Information, Communication Technology and System (ICTS) 2016*, IEEE Indonesia CSS, Okt. 2016, pp.140-145.
- [7] Liang, H, S. Lukkarinen and I. Hartimo, "Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram," IEEE Computers in Cardiology 1997, Lund, Sweden, 1997, pp. 105-108.
- [8] Oktarina, Ekasari, Ira Puspasari, Jusak Jusak, "Auskultasi Jarak Jauh untuk Pengukuran dan Perekaman Sinyal Suara Jantung", Jurnal Rekayasa Elektrika (JRE) Desember 2018, Vol. 14, No. 3, pp. 198-204.
- [9] J.A. Jimenez, M.A. Becerra and E.D. Trejos, "Heart Murmur Detection using Ensemble Empirical Mode Decomposition and Derivations of the Mel-Frequency Cepstral Coefficients on 4-Area Phonocardiographic Signals," in. *Proc. Computing in Cardiology Conference (CiCC) 2014*, Cambridge, Sept. 2014, pp. 493-496.
- [10] M.E. Torres, M.A. Colominas, G. Schlotthauer and P. Flandrin, "A Complete Ensemble Empirical Mode Decomposition with Adaptive Noise," in. *Proc. IEEE International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing (ICASSP) 2011*, May 2011, pp. 4144-4147.
- [11] J.A. Jimenez, M.A. Becerra and E.D. Trejos, "Heart Murmur Detection using Ensemble Empirical Mode Decomposition and Derivations of the Mel-Frequency Cepstral Coefficients on 4-Area Phonocardiographic Signals," in. *Proc. Computing in Cardiology Conference (CiCC) 2014*, Cambridge, Sept. 2014, pp. 493-496.
- [12] Kusumawati, Weny Indah, Ira Puspasari, Eka Sari Oktarina, dan Jusak Jusak, "Identifikasi Sinyal Suara Jantung (PCG) dengan Metode Energi Shannon Dan Implementasinya Pada IoT (*Internet Of Things*)", di. *Pros. Seminar Nasional Seminar Nasional Teknologi dan Informatika (SNATIF) 2019*, Okt. 2019, in. press.
- [13] M. Samieinasab and R. Sameni, "Fetal Phonocardiogram Extraction Using Single Channel Blind Source Separation", in. *Proc. 23rd Iranian Conference on Electrical Engineering (CEE) 2015*, Tehran, 2015, pp. 78-83.
- [14] Va' rady, Pe'ter, Ludwig Wildt, Zolta'n Benyo', and Achim Hein, "An Advanced Method In Fetal Phonocardiography", Elsevier, Computer Methods and Programs in Biomedicine 2003, Vol. 71, pp. 283-296.
- [15] Kova' cs, F, N. Kersner, K. Ka'da'r, and G. Hosszu', "Computer Method for Perinatal Screening of Cardiac Murmur Using Fetal Phonocardiography", Elsevier Computers in Biology and Medicine 2009, Vol. 39, pp.1130-1136.