



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - EC184801

***TIME SCALE MODIFICATION (TSM) PADA SINYAL
PHONOCARDIOGRAM (PCG) MENGGUNAKAN
SYNCHRONOUS OVERLAP-AND-ADD FIXED
SYNTHESIS (SOLAFS) DAN DISCRETE WAVELET
TRANSFORM (DWT)***

Humairo Roihanah
NRP 0721144000044

Dosen Pembimbing
Prof. Dr. Ir. Yoyon K. Suprpto, M.Sc.
Dr. Diah P. Wulandari, S.T., M.Sc.

DEPARTEMEN TEKNIK KOMPUTER
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2020



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

FINAL PROJECT - EC184801

**TIME SCALE MODIFICATION (TSM) OF
PHONOCARDIOGRAM (PCG) SIGNALS BASED ON
SYNCHRONOUS OVERLAP-AND-ADD FIXED
SYNTHESIS (SOLAFS) AND DICRETE WAVELET
TRANSFORM (DWT)**

Humairo Roihanah
NRP 0721144000044

Advisors
Prof. Dr. Ir. Yoyon K. Suprpto, M.Sc
Dr. Diah P. Wulandari, S.T., M.Sc.

DEPARTMENT OF COMPUTER ENGINEERING
Faculty of Intelligent Electrical and Informatics Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2020

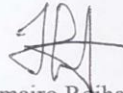
PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul "*Time Scale Modification (TSM)* pada Sinyal *Phonocardiogram (PCG)* Menggunakan *Synchronous Overlap-And-Add Fixed Synthesis (SOLAFS)* dan *Discrete Wavelet Transform (DWT)*" adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka.

Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Januari 2020



Humairo Roihanah
NRP. 0721144000044

LEMBAR PENGESAHAN

Time Scale Modification (TSM) pada Sinyal Phonocardiogram (PCG) Menggunakan Synchronous Overlap-And-Add Fixed Synthesis (SOLAFS) dan Dicrete Wavelet Transform (DWT)

Tugas Akhir ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Teknik di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya

Oleh : Humairo Roihanah (NRP: 07211440000044)

Tanggal Ujian : 6 Januari 2020

Periode Wisuda : Maret 2020

Disetujui oleh:

Prof. Dr. Ir. Yoyon K. Suprpto, M.Sc.
NIP: 195409251978031001

(Pembimbing I)

Dr. Diah P. Wulandari, S.T., M.Sc.
NIP: 198012192005012001

(Pembimbing II)

Eko Pramananto, S.T., M.T.
NIP: 196612031994121001

(Penguji I)

Dr. Surya Sumpeno, S.T., M.Sc.
NIP: 196906131997021003

(Penguji II)

Ahmad Zaini, S.T., M.T.
NIP: 197504192002121003

(Penguji III)

Mengertahui,
Kepala Departemen Teknik Komputer

Dr. Supeno Mardhi Susiki Nugroho, S.T., M.T.
NIP: 197003131995121001



ABSTRAK

Nama Mahasiswa : Humairo Roihanah
Judul Tugas Akhir : *Time Scale Modification* (TSM) pada Sinyal *Phonocardiogram* (PCG) Menggunakan *Synchronous Overlap-And-Add Fixed Synthesis* (SOLAFS) dan *Discrete Wavelet Transform* (DWT)
Pembimbing : 1. Prof. Dr. Ir. Yoyon K. Suprpto, M.Sc.
2. Dr. Diah P. Wulandari, S.T., M.Sc.

Penelitian ini mengusulkan penerapan *Time Scale Modification* (TSM) berdasarkan dekomposisi multiresolusi dengan menggabungkan *Synchronous Overlap-and-Add Fixed Synthesis* (SOLAFS) dan *Discrete Wavelete Transform* (DWT) pada sinyal *Phonocardiogram* (PCG) untuk memisahkan komponen bunyi jantung serta mereduksi *noise*. Sinyal PCG didekomposisi menjadi beberapa koefisien *sub-band* menggunakan DWT untuk mendapatkan informasi frekuensi yang dibutuhkan. SOLAFS diterapkan pada masing-masing koefisien *sub-band*, kemudian direkonstruksi menjadi sinyal hasil modifikasi skala waktu. Metode ini diuji pada 20 data rekaman PCG dengan rata-rata durasi 33 detik. Rekaman PCG terdiri dari sinyal normal dan abnormal yang masing-masing berjumlah 10 sinyal. Perbandingan visual pada domain waktu dan frekuensi digunakan untuk evaluasi kualitatif, sedangkan pengukuran kuantitatif dilakukan dengan menghitung nilai NRMSE dan SNR.

Kata kunci: TSM, SOLAFS, DWT, PCG, Bunyi Jantung, Murmur Jantung.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

ABSTRACT

Name : Humairo Roihanah
Title : Time Scale Modification (TSM) of Phonocardiogram (PCG) Signals Based on Synchronous Overlap-And-Add Fixed Synthesis (SOLAFS) and Discrete Wavelet Transform (DWT)
Advisors : 1. Prof. Dr. Ir. Yoyon K. Suprpto, M.Sc.
2. Dr. Diah P. Wulandari, S.T., M.Sc.

The application of Time Scale Modification (TSM) based on multiresolution decomposition by combining Synchronous Overlap-and-Add Fixed Synthesis (SOLAFS) and Discrete Wavelete Transform (DWT) on Phonocardiogram (PCG) signals are proposed this study to separate heart sound components and reduce noise. PCG signals are decomposed into several sub-band coefficients using DWT to get the required frequency information. SOLAFS is applied to each sub-band coefficient, then reconstructed into time-scale modified signal. This method was tested on 20 PCG recordings with an average duration of 33 seconds. The recordings consist of normal and abnormal PCG with 10 signals each. Visual comparison of time and frequency domains is used for qualitative evaluation, while the quantitative measurement is done by calculating the NRMSE and SNR values.

Keywords: TSM, SOLAFS, DWT, PCG, Heart Sounds, Heart Murmurs.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

KATA PENGANTAR

Puji syukur ke hadirat Allah *Subhanahu wa-ta'ala* atas segala limpahan berkah, rahmat, serta hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir dengan judul “*Time Scale Modification (TSM) pada Sinyal Phonocardiogram (PCG) Menggunakan Synchronous Overlap-And-Add Fixed Synthesis (SOLAFS) dan Discrete Wavelet Transform (DWT)*”. Laporan penelitian tugas akhir ini disusun sebagai persyaratan menyelesaikan pendidikan sarjana pada Departemen Teknik Komputer ITS Bidang Studi Telematika.

Bagi penulis, menyelesaikan tugas akhir ini merupakan sebuah pengalaman berharga dalam mengimplementasikan metode yang telah dipelajari. Tugas akhir ini dapat terselesaikan tidak lepas dari bantuan berbagai pihak. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Kedua orangtua serta adik tercinta atas dukungan serta doa yang senantiasa mengalir dan menjadi sumber motivasi bagi penulis;
2. Bapak Prof. Dr. Ir. Yoyon Kusnendar Suprpto M.Sc. dan Ibu Dr. Diah Puspito Wulandari, S.T., M.Sc. selaku dosen pembimbing atas tuntunan dan arahan kepada penulis selama mengerjakan penelitian ini;
3. Bapak dan ibu dosen pengajar serta staf Departemen Teknik Komputer;
4. Anggota KANS Jatim, teman-teman seperjuangan, dan seluruh pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu per satu yang telah membantu, baik secara langsung maupun tidak langsung.

Laporan penelitian tugas akhir ini tentunya tidak luput dari kesalahan dan kekurangan. Untuk itu, penulis memohon segenap kritik dan saran yang membangun dengan harapan penelitian ini dapat berguna sebagai acuan penelitian-penelitian selanjutnya.

Surabaya, Januari 2020

Penulis

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR ISI

ABSTRAK	i
ABSTRACT	iii
KATA PENGANTAR.....	v
DAFTAR ISI.....	vii
DAFTAR GAMBAR	ix
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR NOMENKLATUR	xiii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Tujuan	2
1.4 Batasan Masalah	3
1.5 Sistematika Penulisan	3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 Jantung.....	5
2.1.1 Struktur Jantung	6
2.1.2 Cara Kerja Jantung.....	7
2.2 Komponen Bunyi Jantung.....	8
2.2.1 Bunyi Jantung Normal	8
2.2.2 Murmur Jantung.....	9
2.3 <i>Phonocardiogram</i> (PCG).....	12
2.4 <i>Time Scale Modification</i> (TSM)	13
2.4.1 <i>Synchronous Overlap-and-Add</i> (SOLA).....	14
2.4.2 <i>Synchronous Overlap-and-Add Fixed Synthesis</i> (SOLAFS)	15
2.5 <i>Wavelet Transform</i> (WT).....	17

2.5.1 <i>Continuous Wavelet Transform (CWT)</i>	18
2.5.2 <i>Discrete Wavelet Transform (DWT)</i>	18
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN	21
3.1 Pengumpulan Data.....	22
3.2 Dekomposisi Sinyal.....	24
3.3 Algoritme SOLAFS.....	25
3.4 Rekonstruksi Sinyal.....	26
3.5 Evaluasi Kinerja	26
BAB 4 HASIL DAN ANALISIS	31
4.1 Hasil.....	31
4.1.1 Pengumpulan Data	31
4.1.2 Dekomposisi DWT	32
4.1.3 SOLAFS dan Rekonstruksi DWT	34
4.1.4 Evaluasi Kinerja.....	37
4.2 Analisis	42
4.2.1 Pergeseran Sinyal.....	42
4.2.2 <i>Noise</i> Bawaan Data Sinyal PCG	50
4.2.3 Perbandingan dengan Audacity	52
BAB 5 PENUTUP	59
5.1 Kesimpulan.....	59
5.2 Saran.....	59
DAFTAR PUSTAKA	61
LAMPIRAN	65
BIODATA PENULIS	141

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Struktur Jantung	6
Gambar 2.2 Daerah Auskultasi	9
Gambar 2.3 Aliran Darah Laminar dan Turbulen	10
Gambar 2.4 Stetoskop Digital	12
Gambar 2.5 <i>Time Scale Modification</i> (TSM) secara Umum	13
Gambar 3.1 Blok Diagram Penelitian	21
Gambar 3.2 Contoh Sinyal PCG yang direkam Secara Simultan dengan ECG	23
Gambar 3.3 Struktur Pohon Dekomposisi DWT Dua Level	24
Gambar 3.4 Algoritme SOLAFS yang Diekspansi	25
Gambar 3.5 Struktur Pohon Rekontruksi IDWT Dua Level	26
Gambar 3.6 Prosedur Evaluasi	27
Gambar 4.1 Sinyal PCG (a) Normal dan (b) Abnormal	32
Gambar 4.2 Koefisien <i>Detailed</i> dan <i>Approximation</i> DWT Dua Level pada sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal ...	33
Gambar 4.3 Sinyal Asli dan Sinyal Modifikasi Waktu $\alpha = 2$ pada sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal	34
Gambar 4.4 Sinyal Asli dan Sinyal Modifikasi Waktu $\alpha = 3$ pada sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal	35
Gambar 4.5 Perbesaran Sinyal Asli dan Sinyal Modifikasi Waktu $\alpha = 2$ pada sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal	36
Gambar 4.6 Perbesaran Sinyal Asli dan Sinyal Modifikasi Waktu $\alpha = 3$ pada sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal	36
Gambar 4.7 Sinyal PCG Asli dan Sinyal Setelah Penambahan <i>Noise</i> Sebesar 10 dB pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal.....	40

Gambar 4.8 Sinyal Asli, Sinyal Inverse Modifikasi Waktu, serta Posisi Pergeserannya pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal	42
Gambar 4.9 Sinyal Asli, Sinyal Rekonstruksi DWT, serta Posisi Pergeserannya pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal.....	43
Gambar 4.10 Sinyal Asli, Sinyal Rekonstruksi DWT, serta Posisi Setelah Perbaikan Pergeseran pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal	46
Gambar 4.11 Sinyal Asli, Sinyal <i>Inverse</i> SOLAFS, serta Posisi Setelah Perbaikan Pergeseran pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal	47
Gambar 4.12 Sinyal PCG Asli dan Sinyal <i>Noise</i> Bawaan pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal.....	50
Gambar 4.13 Sinyal Asli, Sinyal Hasil Audacity, serta Sinyal Hasil SOLAFS pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal.....	52
Gambar 4.14 Sinyal Asli, Sinyal Hasil Inverse Audacity, serta Sinyal Hasil Inverse SOLAFS pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal	54
Gambar 4.15 Perbandingan Frekuensi Sinyal Asli dengan (a) Sinyal Hasil SOLAFS dan (b) Sinyal Inverse SOLAFS pada Sinyal Normal	55
Gambar 4.16 Perbandingan Frekuensi Sinyal Asli dengan (a) Sinyal Hasil Audacity dan (b) Sinyal Inverse Audacity (Kuning) pada Sinyal Normal	56
Gambar 4.17 Perbandingan Frekuensi Sinyal Asli (Merah) dengan (a) Sinyal Hasil SOLAFS (Hijau) dan (b) Sinyal Inverse SOLAFS (Kuning) pada Sinyal Abnormal.....	57
Gambar 4.18 Perbandingan Frekuensi Sinyal Asli (Merah) dengan (a) Sinyal Hasil Audacity (Hijau) dan (b) Sinyal Inverse Audacity (Kuning) pada Sinyal Abnormal.....	58

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Jenis dan Waktu Murmur yang Berkaitan dengan Berbagai Kelainan Katup Jantung	11
Tabel 4.1 Informasi Data Rekaman.....	31
Tabel 4.2 Hasil <i>Error</i> dengan Faktor Skala $\alpha = 2$	38
Tabel 4.3 Hasil <i>Error</i> dengan Faktor Skala $\alpha = 3$	39
Tabel 4.4 Hasil Rasio Sinyal Asli dan <i>Noise</i> Sebelum dan Sesudah DWT	41
Tabel 4.5 Hasil Rasio Sinyal Asli dan <i>Noise</i> Sebelum dan Sesudah DWT Setelah Perbaikan Pergeseran Sinyal.....	44
Tabel 4.6 Hasil <i>Error</i> Setelah Perbaikan Pergeseran dengan Faktor Skala $\alpha = 2$	48
Tabel 4.7 Hasil <i>Error</i> Setelah Perbaikan Pergeseran dengan Faktor Skala $\alpha = 3$	49
Tabel 4.8 Hasil Rasio Sinyal Asli dan <i>Noise</i> Bawaan Sebelum dan Sesudah DWT	51
Tabel 4.9 Hasil <i>Error</i> Sinyal <i>Inverse</i> SOLAFS dan <i>Inverse</i> Audacity	53

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR NOMENKLATUR

α	: Faktor skala modifikasi
S_A	: Pergeseran waktu analisis
S_S	: Pergeseran waktu sintesis
m	: Indeks <i>window</i>
n	: Indeks sampel
k	: Panjang pergeseran
W	: Panjang <i>window</i>
$x(n)$: Sinyal masukan
$y(n)$: Sinyal keluaran
$b(n)$: Fungsi <i>fading</i>
W_{ov}	: Interval tumpang tindih
$R_{xy}^m(k)$: Fungsi <i>cross-correlation</i>
K_{max}	: Panjang pergeseran maksimum
t_m	: Panjang pergeseran prediksi
$\psi(t)$: Fungsi <i>mother wavelet</i>
s	: Parameter skala/dilasi
τ	: Parameter translasi
$h(n)$: <i>Low-pass filter</i>
$g(n)$: <i>High-pass filter</i>
L	: Panjang filter QMF
Et	: <i>Error total</i>
Es	: <i>Error SOLAFS</i>
E_{dwt1}	: <i>Error DWT 1</i>
E_{dwt2}	: <i>Error DWT 2</i>
N	: Jumlah sampel
$e(n)$: Selisih antara sinyal masukan dan sinyal keluaran
σ	: Standar deviasi
μ	: Rata-rata (<i>mean</i>)
$v(n)$: Sinyal <i>noise</i>
$x'(n)$: Sinyal yang mengandung <i>noise</i>

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit kardiovaskular menurut definisi *World Health Organization* (WHO) adalah sekumpulan gangguan jantung dan pembuluh darah, seperti penyakit jantung koroner dan stroke. Penyakit ini merupakan penyakit tidak menular (PTM) yang menjadi penyebab kematian nomor satu di dunia. Pada tahun 2008, diperkirakan 17,3 juta kematian disebabkan oleh penyakit kardiovaskular. Lebih dari 3 juta kematian tersebut terjadi sebelum 60 tahun dan seharusnya dapat dicegah [1]. Jika penyakit kardiovaskular dapat dideteksi sejak dini, kemungkinan risiko dapat diminimalisir dan juga meringankan biaya pengobatan.

Metode penapisan (*screening*) dan diagnosis yang paling umum digunakan pada pelayanan kesehatan primer adalah auskultasi. Pada kondisi tertentu, terutama di negara berkembang atau daerah terpencil, auskultasi mungkin menjadi satu-satunya cara yang tersedia, sebab peralatan medis yang canggih seperti *Echocardiogram* atau *Electrocardiogram* (ECG) sulit digunakan dan menyebabkan tingginya biaya pelayanan kesehatan.

Auskultasi adalah teknik mendengarkan bunyi jantung menggunakan stetoskop yang memberikan informasi diagnostik dan prognostik berharga bagi ahli medis [2]. Keadaan jantung abnormal dapat dicurigai atau dideteksi saat auskultasi sehingga kemampuan untuk memahami dan mengenali bunyi jantung normal dan abnormal merupakan suatu keahlian yang rutin dalam perawatan penderita kardiovaskular [3].

Hasil rekaman gerak mekanis jantung berupa *Phonocardiogram* (PCG) dapat menjadi alat pelengkap selama auskultasi. Secara umum, PCG terdiri dari dua jenis getaran akustik, yaitu bunyi jantung dan murmur. Bunyi jantung adalah sinyal yang dihasilkan oleh getaran katup jantung, sedangkan murmur adalah sinyal yang muncul karena turbulensi aliran darah. Terkadang murmur dapat terdengar pada jantung normal, tetapi umumnya pada jantung abnormal [4].

Akan tetapi, auskultasi jantung sangat bergantung pada keterampilan dan pengalaman ahli medis serta sulit untuk dipelajari.

Keterbatasan pendengaran dapat menimbulkan kesulitan dalam mengenali komponen bunyi jantung yang berdekatan dikarenakan jarak waktu yang terlalu dekat. Hal ini diperparah jika detak jantung meningkat [5]. Selain itu, saat perekaman bunyi jantung sering kali terganggu oleh *noise* yang timbul karena berbagai faktor, seperti kebisingan di lingkungan sekitar atau bunyi organ tubuh lainnya. Hal ini membuat diagnosis rekaman PCG menjadi sulit, bahkan tidak memungkinkan [6]. Analisis sinyal PCG dengan teknik pemrosesan sinyal digital diharapkan dapat membantu dalam menganalisis bunyi jantung dan mengatasi keterbatasan auskultasi.

Penelitian ini mengusulkan penerapan *Time Scale Modification* (TSM) pada sinyal PCG berdasarkan *Synchronous Overlap-and-Add Fixed Synthesis* (SOLAFS) untuk memisahkan komponen bunyi jantung yang berdekatan. Ide dasar TSM adalah mengubah kecepatan sinyal, baik dipercepat atau diperlambat tanpa mengubah spektrumnya. Penelitian ini juga mengadaptasi metode *Discrete Wavelete Transform* (DWT) untuk menghindari masalah *noise* pada sinyal PCG. Sinyal asli *full-band* didekomposisi menjadi beberapa koefisien *sub-band* sebelum penerapan SOLAFS. Sinyal PCG hasil modifikasi skala waktu ini dapat diaplikasikan untuk membantu diagnosis penyakit jantung dan pembelajaran auskultasi.

1.2 Rumusan Masalah

Diperlukan adanya sistem yang dapat memisahkan komponen bunyi jantung dengan modifikasi sinyal dalam domain waktu serta mereduksi *noise* pada rekaman bunyi jantung.

1.3 Tujuan

Penelitian ini bertujuan untuk memisahkan komponen bunyi jantung yang berdekatan dengan memodifikasi sifat temporal sinyal PCG tanpa perubahan frekuensi dengan menerapkan algoritme SOLAFS serta *denoising* menggunakan DWT sehingga diharapkan dapat membantu ahli medis dalam mendiagnosis kondisi jantung dan pembelajaran auskultasi.

1.4 Batasan Masalah

- (1) Data sinyal PCG diperoleh dari *database* PhysioNet [7] dalam format WAV.
- (2) Frekuensi *sampling* masing-masing sinyal PCG adalah 2 kHz.
- (3) Terdapat dua jenis sinyal PCG, yaitu sinyal normal dan abnormal.
- (4) Modifikasi skala waktu (TSM) menggunakan SOLAFS dengan faktor skala 2 dan 3.
- (5) Dekomposisi sinyal pada dua level menggunakan DWT Daub-4.
- (6) Sinyal bunyi jantung yang digunakan berada pada rentang frekuensi 0–500 Hz, sedangkan sinyal pada frekuensi di atas 500 Hz dianggap sebagai *noise*.

1.5 Sistematika Penulisan

Agar pola penyusunan menjadi jelas dan terstruktur, laporan penelitian tugas akhir ini disusun dengan sistematika penulisan sebagai berikut.

BAB 1 PENDAHULUAN

Bab ini menyajikan uraian latar belakang, rumusan masalah, tujuan, batasan masalah, dan sistematika penulisan.

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

Bab ini menyajikan kajian teoretis yang mendasari penelitian ini, meliputi bunyi jantung dan murmur, PCG, SOLAFS, serta DWT.

BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini menyajikan penjelasan terkait eksperimen yang dilakukan berdasarkan blok diagram penelitian.

BAB 4 HASIL DAN ANALISIS

Bab ini menyajikan deskripsi hasil dan analisis penelitian terhadap rancangan sistem yang dibuat pada kondisi uji yang telah disiapkan.

BAB 5 PENUTUP

Bab ini menyajikan kesimpulan yang berisi jawaban atas rumusan masalah serta saran kepada pihak yang berkepentingan dengan hasil penelitian untuk mengembangkan lebih lanjut.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Jantung

Sistem sirkulasi berperan sebagai sistem pengangkut tubuh yang memfasilitasi pertukaran zat-zat yang dibutuhkan tubuh dan zat-zat sisa metabolisme dari satu bagian tubuh ke bagian lain. Sistem ini terdiri dari dua lengkung vaskular (pembuluh darah) terpisah. Sirkulasi paru mengangkut darah antara jantung dan paru yang secara bersamaan mengalir melalui paru kanan dan kiri. Sedangkan sirkulasi sistemik mengangkut darah antara jantung dan sistem organ yang secara bersamaan mengalir melalui setengah bagian atas dan bawah tubuh.

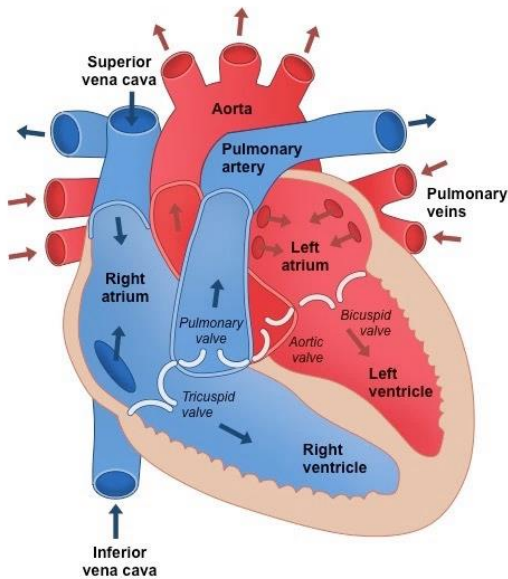
Sistem ini memiliki tiga komponen dasar, yaitu darah, pembuluh darah, dan jantung. Darah merupakan medium pengangkut berbagai bahan, misalnya oksigen (O_2), karbondioksida (CO_2), nutrisi, zat sisa, elektrolit, dan hormon yang terus-menerus mengalir sistem sirkulasi yang berasal dari dan berakhir di jantung. Pembuluh darah merupakan saluran yang menyebarkan darah dari jantung ke semua bagian tubuh dan kembali ke jantung. Jantung berfungsi sebagai pompa yang menghasilkan tekanan untuk mengalirkan darah.

Jantung adalah organ berongga dan berotot berukuran sebesar kepalan tangan. Bentuk jantung mirip seperti kerucut, memiliki basis yang lebar di bagian atas dan meruncing ke arah kiri membentuk titik di ujung bagian bawah yang disebut apeks. Posisi jantung terletak pada rongga toraks (dada) di antara kedua paru, sekitar garis tengah antara sternum (tulang dada) di anterior dan vertebra (tulang belakang) di posterior.

Posisi jantung antara dua struktur tulang, sternum dan vertebra, memungkinkan untuk memompa darah keluar jantung secara manual ketika jantung tidak mampu memompa darah dengan efektif. Kompresi jantung eksternal ini merupakan bagian dari resusitasi jantung paru (RJP) yang bertujuan untuk mempertahankan aliran darah ke jaringan tubuh sebagai tindakan penyelamatan nyawa [8, 9].

2.1.1 Struktur Jantung

Jantung memiliki empat rongga, dibagi menjadi paruh kanan dan kiri serta atas dan bawah. Rongga atas disebut atrium, berfungsi untuk menerima darah yang kembali ke jantung dan mengalirkannya ke rongga bawah yang disebut ventrikel, berfungsi untuk memompa darah dari jantung. Sisi kanan dan kiri jantung dipisahkan oleh suatu partisi yang disebut septum untuk mencegah pencampuran darah. Pembuluh yang mengembalikan darah dari jaringan tubuh ke atrium disebut vena dan yang membawa darah menjauhi ventrikel disebut arteri. Bagian-bagian jantung dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Struktur Jantung [10]

Adanya katup jantung memastikan darah mengalir ke satu arah yaitu dari vena ke atrium ke ventrikel ke arteri. Katup jantung membuka dan menutup akibat perbedaan tekanan. Gradien tekanan ke arah depan saat tekanan di belakang katup lebih besar memaksa katup terbuka. Sementara gradien tekanan ke arah belakang saat tekanan di depan katup lebih besar mendorong katup tertutup.

Dua katup atrioventrikel (AV) masing-masing terletak di antara atrium dan ventrikel di sisi kanan dan kiri. Katup AV kanan disebut katup trikuspid karena terdiri dari tiga daun katup (*cusp*). Begitu pula dengan katup AV kiri yang memiliki dua daun katup sehingga disebut katup bicuspid atau mitral. Kedua katup ini mengalirkan darah dari atrium ke ventrikel selama pengisian ventrikel (ketika tekanan atrium melebihi tekanan ventrikel), tetapi mencegah aliran balik darah dari ventrikel ke atrium selama pengosongan ventrikel (ketika tekanan ventrikel melebihi tekanan atrium). Jika peningkatan tekanan ventrikel tidak memaksa katup AV menutup sewaktu ventrikel berkontraksi, darah akan mengalir balik ke dalam atrium dan vena dan bukan dipompa ke arteri.

Dua katup yang lain, katup aorta dan pulmonalis terletak di pertemuan tempat arteri-arteri besar meninggalkan ventrikel. Katup-katup ini dikenal sebagai katup semilunar karena memiliki bentuk yang mirip dengan bulan sabit. Katup-katup ini membuka ketika tekanan ventrikel kiri dan kanan masing-masing melebihi tekanan di aorta dan arteri pulmonalis, sewaktu kontraksi dan pengosongan ventrikel. Penutupan terjadi ketika ventrikel berelaksasi dan tekanan ventrikel turun di bawah tekanan aorta dan tekanan arteri pulmonaris. Katup yang tertutup mencegah darah mengalir dari arteri kembali ke ventrikel tempat darah baru saja dipompa [8, 9].

2.1.2 Cara Kerja Jantung

Jantung berfungsi sebagai pompa ganda. Sisi kanan jantung menerima darah yang miskin O₂, tetapi kaya CO₂ dari sirkulasi sistemik dan memompanya ke sirkulasi paru. Sebaliknya, sisi kiri jantung menerima darah yang kaya O₂ dari sirkulasi paru dan memompanya ke sirkulasi sistemik.

Darah masuk ke jantung melalui dua vena besar yang disebut vena kava. Vena kava superior mengembalikan darah dari tubuh bagian atas dan vena kava inferior mengembalikan darah dari tubuh bagian bawah. Kontraksi pada atrium kanan memaksa darah melewati katup trikuspid ke ventrikel kanan yang memompa darah keluar jantung melalui katup semilunar pulmonal menuju arteri pulmonalis. Arteri ini membentuk dua cabang yang menuju ke masing-masing paru.

Di dalam paru, darah tersebut melepaskan CO₂ dan menyerap O₂ sebelum dikembalikan ke atrium kiri melalui vena pulmonalis dari kedua paru. Kontraksi pada atrium kiri memaksa darah melewati katup bicuspid ke ventrikel kiri yang memompa darah melewati katup semilunar aorta menuju aorta, arteri terbesar di tubuh. Aorta mengirim darah ke seluruh jaringan tubuh, kecuali paru.

Kedua sisi jantung secara simultan memompa darah dalam jumlah setara. Volume darah yang miskin O₂ yang dipompa ke paru oleh sisi kanan jantung sama dengan volume kaya O₂ yang disalurkan ke jaringan tubuh oleh sisi kiri jantung. Sirkulasi paru adalah sistem bertekanan rendah. Meskipun sisi kanan dan kiri jantung memompa darah dalam jumlah yang sama, sisi kiri melakukan kerja lebih besar karena memompa darah pada tekanan yang lebih tinggi. Oleh karena itu, otot jantung di sisi kiri jauh lebih tebal daripada otot di sisi kanan menyebabkan sisi kiri menjadi pompa yang lebih kuat [8, 9].

2.2 Komponen Bunyi Jantung

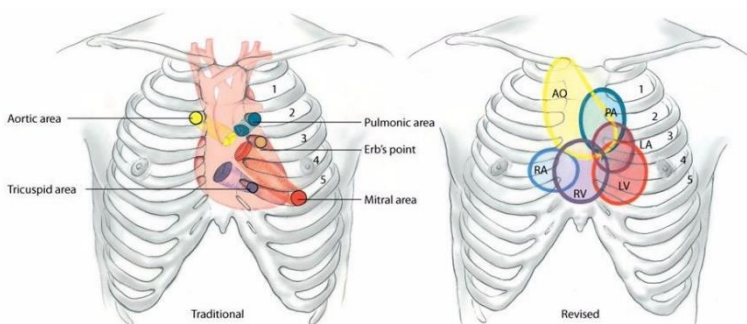
2.2.1 Bunyi Jantung Normal

Siklus jantung normal terjadi saat aktivitas atrium dan ventrikel berlangsung secara sinkron, terdiri atas dua periode, yaitu periode kontraksi (sistol) dan relaksasi (diastol). Siklus diawali dengan kontraksi atrium (sistol atrium) untuk mengalirkan darah ke ventrikel. Ketika atrium berelaksasi (diastol atrium), sistol ventrikel berlangsung untuk memompa darah ke aorta dan arteri pulmonalis. Kemudian terjadi relaksasi atrium dan ventrikel yang bersamaan menandai akhir siklus [3].

Bunyi jantung dihasilkan oleh getaran akibat perbedaan tekanan saat kontraksi dan penutupan katup. Dua bunyi jantung utama pada siklus jantung normal terdengar seperti “lub-dub”. Bunyi “lub” dikenal sebagai bunyi jantung pertama (S1), bernada rendah dan relatif lama. Bunyi “dub” dikenal sebagai bunyi jantung kedua (S2) yang memiliki nada lebih tinggi serta lebih singkat. S1 berkaitan dengan penutupan katup AV dan sistol ventrikel, sementara S2 berhubungan dengan penutupan katup semilunar dan diastol ventrikel [8, 9].

Bunyi dari keempat katup jantung akan terdengar pada daerah tertentu seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.2. Daerah auskultasi tradisional telah ditentukan lebih dari seabad yang lalu dan saat ini diketahui terlalu terbatas. Meskipun begitu, daerah tersebut masih sering digunakan sebagai rujukan. Daerah auskultasi tradisional, yaitu daerah mitral pada apeks jantung, daerah trikuspid pada ruang interkostal keempat dan kelima sepanjang tepi kiri sternum, daerah aorta pada ruang interkostal kedua sepanjang tepi kanan sternum, dan daerah pulmonal pada ruang interkostal kedua sepanjang tepi kiri sternum.

Daerah-daerah tradisional tersebut kini telah direvisi dan secara klinis lebih berguna untuk auskultasi berdasarkan pengertian asal bunyi jantung dan murmur yang lebih baik serta korelasi penemuan pada auskultasi dengan apa yang didapat pada kateterisasi dan pembedahan jantung. Terdapat enam daerah auskultasi yang diperbarui, terdiri dari daerah ventrikel kiri (LV), daerah ventrikel kanan (RV), daerah atrium kiri (LA), daerah atrium kanan (RA), daerah aorta (AO), dan daerah pulmonal (PA) [3].

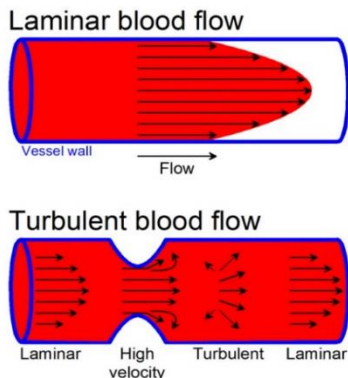


Gambar 2.2 Daerah Auskultasi [11]

2.2.2 Murmur Jantung

Dalam keadaan normal, darah mengalir secara laminar, yaitu pergerakan cairan yang membentuk lapisan-lapisan secara halus sehingga aliran ini tidak menimbulkan bunyi apapun. Namun, ketika aliran darah menjadi turbulen, dapat terdengar bunyi akibat terjadinya vibrasi yang

disebut murmur atau bising jantung [3]. Perbandingan aliran laminar dan turbulen diilustrasikan pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3 Aliran Darah Laminar dan Turbulen [12]

Turbulensi aliran darah yang menimbulkan murmur biasanya (tetapi tidak selalu) berkaitan dengan penyakit jantung. Penyebab tersering adalah malfungsi katup, baik katup stenotik maupun insufisien. Katup stenotik adalah katup kaku dan menyempit yang tidak membuka sempurna. Darah yang melewati lubang menyempit dalam kecepatan tinggi akan mengakibatkan turbulensi yang menimbulkan suara siulan abnormal. Katup insufisien atau inkompeten adalah katup yang tidak menutup secara sempurna, biasanya karena tepi-tepi katup mengalami jaringan parut dan tidak menyatu dengan benar. Dikarenakan katup yang bocor, darah mengalir balik dan bertumbukan dengan darah yang mengalir ke arah yang berlawanan, menciptakan murmur berdesis atau berkumur. Kekhawatiran pada murmur adalah efek merugikan terhadap sirkulasi yang ditimbulkan oleh penyebabnya [8].

Murmur diidentifikasi menurut posisi dalam siklus jantung (sistol atau diastol) dan lokasi murmur yang terdengar paling keras berdasarkan daerah auskultasi. Murmur yang muncul antara S1 dan S2 (“lub-murmur-dub”) adalah murmur sistolik. Sebaliknya, murmur diastolik terjadi antara S2 dan S1 (“lub-dub-murmur”). Suara murmur ditandai sebagai murmur stenotik (bersiul) atau murmur insufisien (berdesis). Ciri-ciri tersebut

menentukan penyebab suatu murmur katup seperti yang dirangkum pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Jenis dan Waktu Murmur yang Berkaitan dengan Berbagai Kelainan Katup Jantung [8]

Pola yang Terdengar dengan Stetoskop	Jenis Detak Katup	Waktu Murmur	Kelainan Katup
Lub-Siul-Dub	Stenotik	Sistolik	Murmur sistolik bersiul menandakan bahwa katup yang seharusnya terbuka saat sistol (katup semilunar) tidak membuka secara sempurna.
Lub-Dub-Siul	Stenotik	Diastolik	Murmur diastolik bersiul menandakan bahwa katup yang seharusnya terbuka saat diastol (katup AV) tidak membuka secara sempurna.
Lub-Desis-Dub	Insufisien	Sistolik	Murmur sistolik berdesis menandakan bahwa katup yang seharusnya tertutup selama sistol (katup AV) tidak menutup secara sempurna.
Lub-Dub-Desis	Insufisien	Diastolik	Murmur diastolik berdesis menandakan bahwa katup yang seharusnya tertutup selama diastol (katup semilunar) tidak menutup secara sempurna.

2.3 *Phonocardiogram (PCG)*

Phonocardiogram (PCG) adalah rekaman grafik bunyi jantung dan murmur dari jantung yang berkontraksi, termasuk katup dan pembuluh darah besar yang terkait, dengan teknik *phonocardiography* [13]. Instrumen yang menyediakan rekaman bunyi jantung disebut *phonocardiograph* berupa stetoskop digital seperti contoh yang ditunjukkan pada Gambar 2.4. Perangkat tersebut mengubah sinyal bunyi jantung akustik menjadi sinyal digital yang diperoleh dari mikrofon yang diletakkan di dada serta dapat merekam dan menyimpan data dalam bentuk sinyal audio. Selain itu, perangkat tersebut juga dilengkapi dengan fitur dapat memperkuat suara dan mengeliminasi *noise* di sekitarnya.

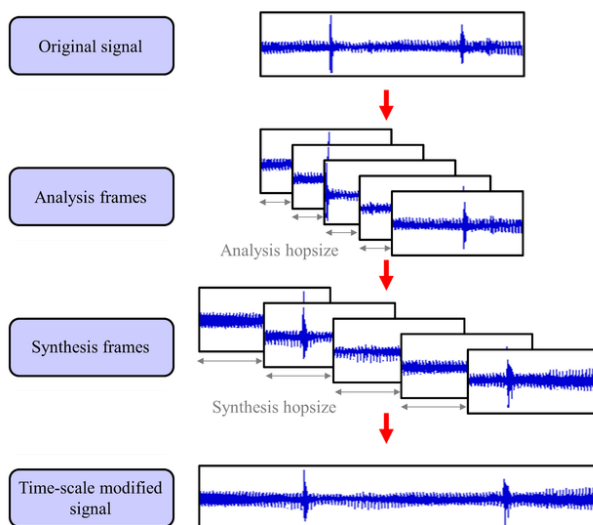


Gambar 2.4 Stetoskop Digital [14]

Bunyi jantung dan murmur dikaitkan dengan rentang frekuensi tertentu sehingga rekaman bunyi jantung dapat melengkapi informasi yang tidak diperoleh saat mendengarkan bunyi tubuh menggunakan stetoskop atau auskultasi disebabkan oleh keterbatasan frekuensi pendengaran. Sinyal PCG juga memberikan rekaman permanen yang berguna untuk tindak lanjut perawatan pasien serta dapat digunakan sebagai alat bantu pengajaran dalam mempelajari auskultasi jantung [3]. Oleh karenanya, sinyal PCG membuka peluang untuk penerapan pemrosesan sinyal dan teknik analisis data dalam diagnosis penyakit jantung yang mengarah pada analisis dan interpretasi yang lebih objektif dari teknik auskultasi tradisional.

2.4 Time Scale Modification (TSM)

Modifikasi skala waktu atau *Time-Scale Modification* (TSM) adalah metode pemrosesan sinyal digital yang mengubah kecepatan sinyal suara dengan meregangkan atau mengompresi durasi sinyal. Idealnya, sinyal hasil modifikasi akan tetap mempertahankan konten *pitch* dan *timbre* dari sinyal asli, hanya dalam tempo yang berbeda [15]. Algoritme TSM terdiri dari dua bagian, yaitu langkah analisis dan sintesis seperti yang diilustrasikan pada Gambar 2.5. Yang membedakan TSM satu dan lainnya adalah perbedaan pendekatan dalam menentukan titik sambungan antar-*frame* yang berurutan pada langkah sintesis [16].



Gambar 2.5 Time Scale Modification (TSM) secara Umum [17]

Sinyal disegmentasi menjadi beberapa *frame* atau *window* yang saling tumpang tindih (*overlap*) sepanjang *analysis hopsize* atau jarak pergeseran waktu analisis (*analysis time-shift*) S_A . Kemudian, masing-masing *window* tersebut disintesis atau disambungkan kembali secara tumpang tindih sepanjang *synthesis hopsize* atau jarak pergeseran waktu

sintesis (*synthesis time-shift*) S_S berdasarkan faktor skala waktu α . Hubungan antara pergeseran waktu analisis dan sintesis didefinisikan sebagai Persamaan 2.1 [18].

$$S_S = \alpha S_A \quad (2.1)$$

Jika nilai faktor skala lebih besar dari 1, hasil sinyal keluaran akan mengalami ekspansi atau kecepatan diperlambat. Sebaliknya, jika nilai faktor lebih kecil dari 1, hasil sinyal keluaran akan mengalami kompresi atau kecepatan dipercepat.

Perubahan kecepatan sinyal digunakan dalam banyak aplikasi. Misalnya, sinyal wicara dapat dipercepat untuk meringkas kata-kata agar sesuai dengan waktu yang dialokasikan atau untuk memindai suatu bagian dengan cepat. Laju artikulasi juga dapat diperlambat agar sinyal wicara lebih mudah dipahami yang bermanfaat untuk mempelajari bahasa asing atau untuk seseorang yang mengalami gangguan pendengaran. Dalam *phonocardiography*, bunyi jantung bisa diperlambat untuk meningkatkan kemampuan ahli medis dalam mengenali dan memisahkan komponen bunyi jantung [19].

Beberapa metode telah dikembangkan untuk modifikasi skala waktu. *Overlap and Add* (OLA) adalah pelopor untuk hampir semua algoritme TSM, di mana pada interval tumpang tindih dari penggabungan dua *window*, *window* pertama ditambahkan fungsi *fade-out* dan *window* kedua ditambahkan fungsi *fade-in*. Metode ini tidak menganalisis konten dari sinyal masukan sehingga *window* yang disambungkan bernilai konstan. Hal tersebut menimbulkan diskontinuitas sinyal yang mengakibatkan sinyal keluaran mengandung distorsi [16].

2.4.1 Synchronous Overlap-and-Add (SOLA)

Synchronous Overlap and Add (SOLA) dikembangkan dengan menambahkan kriteria pencarian pada bagian yang tumpang tindih agar tidak konstan dan menimbulkan diskontinuitas yang menjadi kelemahan dari OLA. Titik sambungan ditentukan dengan mencari similaritas maksimum menggunakan fungsi *cross-correlation* yang dihitung antara dua *window* sintesis yang saling tumpang tindih, sementara langkah analisis dan sintesis sama seperti OLA. Perbaikan pada titik sambungan

menghasilkan sinyal keluaran yang lebih natural dan sambungan antar-*window* tidak lagi terdengar [16].

Implementasi SOLA diawali dengan membagi sinyal masukan menjadi beberapa *window* yang tumpang tindih dengan jarak analisis S_A tetap. Selanjutnya, masing-masing *window* tersebut digeser secara tumpang tindih berdasarkan faktor skala α sepanjang jarak sintesis S_S yang dihitung dari similaritas maksimum pada interval tumpang tindih menggunakan fungsi *cross-correlation*. Pada langkah ini, *window* yang tumpang tindih ditambahkan fungsi *fading* (*fade-out* dan *fade-in*) sebelum kemudian disintesis.

Kelemahan dari SOLA adalah ukuran interval tumpang tindih bervariasi, bergantung pada nilai maksimum dari *cross-correlation*, di mana bisa terdapat lebih dari dua *window* yang saling tumpang tindih di wilayah tertentu yang akan memengaruhi kualitas sinyal keluaran [20]. Perhitungan fungsi *cross-correlation* pada setiap *window* yang disintesis juga menambah beban komputasi [18].

2.4.2 *Synchronous Overlap-and-Add Fixed Synthesis (SOLAFS)*

Versi modifikasi dari SOLA disebut *Synchronous Overlap and Add Fixed Synthesis* (SOLAFS) yang menggunakan panjang S_S tetap. Sementara itu, posisi awal *window* disesuaikan dengan similaritas maksimum menggunakan fungsi *cross-correlation* pada langkah analisis.

SOLAFS membagi sinyal masukan menjadi blok-blok tumpang tindih yang disebut *window* analisis dengan panjang *window* W dan jarak analisis S_A bernilai tetap. Posisi awal *window* analisis memungkinkan untuk bervariasi, disesuaikan pada panjang pergeseran agar tercapai similaritas maksimum pada interval tumpang tindih. Sinyal keluaran direkonstruksi menggunakan jarak sintesis S_S tetap. *Window* analisis $x_m(n)$ dipilih berdasarkan Persamaan 2.2,

$$x_m(n) = \begin{cases} x_m(mS_A + k_m + n), & \text{for } n = 0, \dots, W - 1 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2.2)$$

di mana:

k_m = panjang pergeseran; dan

W = panjang *window*.

Window analisis ini kemudian digunakan untuk membentuk sinyal keluaran $y(n)$ yang ditunjukkan pada Persamaan 2.3,

$$y(mS_S + n) \leftarrow \begin{cases} b(n)y(mS_S + n) + (1 - b(n))x_m(n), & \text{for } n = 0, \dots, W_{ov} - 1 \\ x_m(n), & \text{for } n = W_{ov}, \dots, W - 1 \end{cases} \quad (2.3)$$

di mana:

$$\begin{aligned} b(n) &= \text{fungsi fading; dan} \\ W_{ov} &= \text{interval tumpang tindih.} \end{aligned}$$

Fungsi *fading* bernilai $0 \leq b(n) \leq 1$ yang digunakan untuk meminimalisasi distorsi pada sambungan sinyal. Lalu, nilai W_{ov} diperoleh dari selisih panjang window W dan jarak sintesis S_S . Perhitungan similaritas pada interval tumpang tindih menggunakan *normalized cross correlation* seperti didefinisikan pada Persamaan 2.4,

$$R_{xy}^m(k) = \frac{\sum_{n=0}^{W_{ov}-1} x(mS_A+k+n)y(mS_S+n)}{\left[\sum_{n=0}^{W_{ov}-1} x^2(mS_A+k+n) \sum_{n=0}^{W_{ov}-1} y^2(mS_S+n) \right]^{1/2}} \quad (2.4)$$

di mana k bernilai $0 \leq k \leq K_{max}$ dan K_{max} adalah pergeseran maksimum yang diperbolehkan dari posisi awal *window* analisis.

Pada algoritme SOLAFS, nilai k_m memengaruhi posisi awal *window* analisis dari sinyal masukan. Untuk *window* tertentu, pergeseran optimal ditentukan dengan similaritas maksimum yang dihitung antara sampel yang tumpang tindih. Namun, terkadang nilai k_m dapat diprediksi tanpa menghitung similaritas dengan mengasumsikan tidak ada lebih dari dua *window* yang tumpang tindih pada titik manapun di sinyal keluaran. Pada nilai prediksi $t_m = k_m$, sampel masukan dan keluaran pada interval tumpang tindih menjadi identik dan nilai *normalized cross correlation* adalah 1 sehingga pada pergeseran ke- m , nilai k_m ditentukan oleh Persamaan 2.5.

$$k_m \leftarrow \begin{cases} t_m = k_{m-1} + (S_S - S_A), & \text{if } 0 \leq t_m \leq K_{max} \\ \max_{0 \leq k \leq K_{max}} R_{xy}^m(k), & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2.5)$$

Jika nilai pergeseran dapat diprediksi, fungsi $b(n)$ pada Persamaan 2.3 tidak diperlukan lagi karena titik yang mengalami *overlap-add* identik. Pada parameter $S_S = S_A$, sebagian pergeseran dapat diprediksi dan hanya sesekali diperlukan perhitungan similaritas [21]. Metode ini lebih efisien dibandingkan dengan SOLA sehingga mengurangi beban komputasi serta lebih fleksibel dalam pemilihan parameter [20].

2.5 Wavelet Transform (WT)

Masalah yang sering dihadapi oleh beberapa algoritme TSM adalah munculnya artefak atau distorsi ketika dilakukan pemrosesan sinyal pada keseluruhan pita frekuensi. Artefak tersebut dianggap sebagai *noise* karena berada pada frekuensi tinggi [19]. Oleh karena itu, dilakukan reduksi *noise* atau *denoising* sinyal dengan memilih rentang frekuensi yang merepresentasikan karakteristik sinyal yang diteliti dan rentang frekuensi lain yang tidak digunakan tidak diproses lebih lanjut atau dihilangkan.

Informasi waktu dan frekuensi digunakan untuk memahami komponen sinyal yang dapat diperoleh dalam bentuk *time-frequency representation* (TFR). *Wavelet Transform* (WT) telah digunakan secara luas dalam berbagai aplikasi pemrosesan sinyal. Tidak seperti *Fourier Transform* (FT), WT memiliki kelebihan dalam menggunakan variasi ukuran jendela waktu untuk rentang frekuensi berbeda sehingga dapat melokalisasi waktu dan frekuensi secara bersamaan yang cocok untuk sinyal nonstasioner seperti sinyal PCG [2, 20].

WT memiliki fungsi dasar yang disebut *wavelet* induk atau *mother wavelet* $\psi(t)$ yang dinyatakan dalam Persamaan 2.6,

$$\psi_{s,\tau}(t) = \left(\frac{1}{\sqrt{s}}\right) \psi \frac{(t-\tau)}{s} \quad (2.6)$$

di mana:

- s = parameter skala/dilasi; dan
- τ = parameter translasi.

WT terdiri dari dua jenis, yaitu *Continuous Wavelet Transform* (CWT) dan *Discrete Wavelet Transform* (DWT). Ketika parameter s dan τ kontinu, maka disebut sebagai CWT yang digunakan ketika tidak

dibutuhkan rekonstruksi koefisien dari sinyal asli. Sebaliknya, ketika dibutuhkan rekonstruksi koefisien dari sinyal asli, maka parameter s dan τ menjadi diskrit yang disebut sebagai DWT [22].

2.5.1 *Continuous Wavelet Transform (CWT)*

Continuous Wavelet Transform (CWT) merupakan proses konvolusi sinyal dengan sebuah jendela modulasi pada setiap waktu dengan skala yang diinginkan. Jendela modulasi ini merupakan fungsi dasar *wavelet* atau *mother wavelet* yang digeser sepanjang sinyal dan untuk setiap lokasi spektrum. Proses ini dilakukan berulang dengan ukuran jendela berbeda pada setiap perulangan. Hasilnya adalah kumpulan representasi waktu dan frekuensi sinyal dalam resolusi berbeda. Dalam CWT, istilah frekuensi digantikan oleh skala yang merupakan kebalikan atau *inverse* dari frekuensi yang digunakan pada transformasi *Fourier* [23].

2.5.2 *Discrete Wavelet Transform (DWT)*

Metode yang digunakan secara luas untuk *denoising* sinyal adalah *Discrete Wavelet Transform (DWT)* dikarenakan koefisien DWT dari komponen sinyal dibatasi oleh rentang frekuensi spesifik [24]. Ide dasar dari DWT untuk sinyal satu dimensi adalah dengan membagi sinyal menjadi dua bagian (*sub-band*), yaitu komponen frekuensi tinggi dan rendah. Proses pembagian ini disebut dengan dekomposisi sinyal. Sinyal melalui *high-pass filter* untuk analisis komponen frekuensi tinggi dan *low-pass filter* untuk analisis komponen frekuensi rendah. Hasil dari proses filter dengan perbedaan potongan frekuensi inilah yang digunakan untuk analisis sinyal dengan resolusi berbeda sehingga disebut analisis multiresolusi [6].

Pasangan filter *high-pass* dan *low-pass* disebut juga *Quadrature Mirror Filter (QMF)* yang memenuhi Persamaan 2.7,

$$g(L - 1 - n) = (-1)^n h(n) \quad (2.7)$$

di mana:

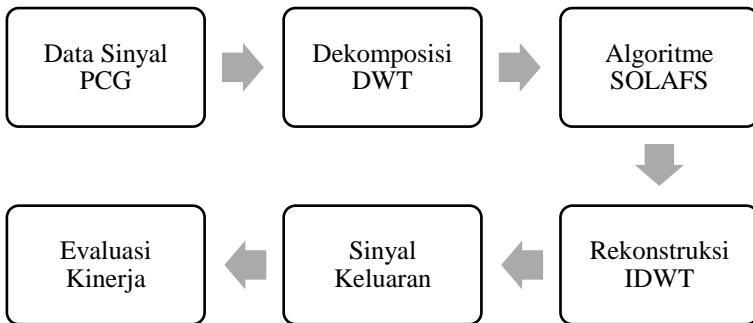
- $g(n)$ = *high-pass filter*;
- $h(n)$ = *low-pass filter*; dan
- L = panjang filter.

Sinyal yang telah difilter akan melalui tahap *downsample* dengan faktor 2 karena filter membagi rentang frekuensi menjadi setengah dari panjang sampel. Filter QMF memungkinkan untuk rekonstruksi sinyal yang telah melalui proses filter [19]. Hasil QMF dapat direpresentasikan dengan deretan koefisien. Koefisien *approximate* adalah sinyal dengan frekuensi rendah dan skala tinggi. Koefisien *detailed* adalah sinyal dengan frekuensi tinggi dan skala rendah. Filter koefisien ini harus memenuhi kondisi *orthogonal*. Penelitian ini menggunakan Daubechies yang memberikan hasil paling baik dari wavelet lainnya [20].

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

Penelitian ini mengusulkan suatu metode TSM menggunakan SOLAFS yang dikombinasikan dengan dekomposisi multiresolusi menggunakan DWT untuk membangun algoritme *Multiresolutional Time-Scale Modification* (MTSM) yang diterapkan pada sinyal PCG. Adapun langkah-langkah penelitian ini ditunjukkan melalui blok diagram pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Blok Diagram Penelitian

Secara garis besar, penelitian ini diawali dengan pengumpulan data sinyal PCG. Sinyal masukan berupa sinyal PCG asli *full-band* didekomposisi menjadi komponen *sub-band* menggunakan DWT untuk mengidentifikasi karakteristik frekuensi sinyal. Masing-masing *sub-band* mengalami perubahan domain waktu setelah dimodifikasi menggunakan algoritme SOLAFS. Kemudian, sinyal dikembalikan ke bentuk semula atau direkonstruksi menggunakan *inverse* DWT (IDWT) menjadi sinyal keluaran hasil modifikasi skala waktu. Terakhir adalah penilaian kinerja dari algoritme MTSM dengan perhitungan NRMSE dan SNR.

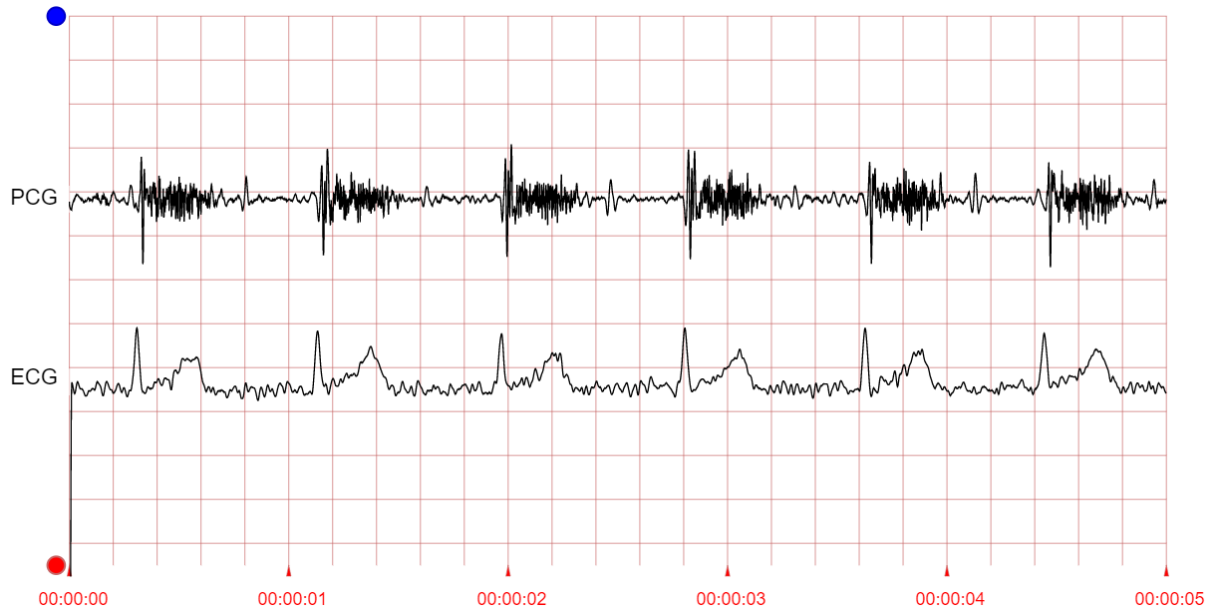
3.1 Pengumpulan Data

Dataset pada penelitian ini diperoleh dari *PhysioNet/Computing in Cardiology (CinC) Challenge 2016*, sebuah *database* publik yang dihimpun untuk sebuah kompetisi internasional. Situs web PhysioNet adalah layanan publik dari *PhysioNet Research Resource for Complex Physiologic Signals* yang dikelola oleh anggota *MIT's Lab for Computational Physiology* serta didukung oleh *National Institute of General Medical Sciences (NIGMS)* dan *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB)*.

Database Physionet mencakup data dari enam *database* (a sampai f) berisi total 3.153 rekaman bunyi jantung dengan total 84,425 detik jantung yang telah dikoreksi secara manual. Frekuensi *sampling* masing-masing rekaman adalah 2 kHz dalam format WAV dengan durasi bervariasi, mulai dari 5 hingga lebih dari 120 detik. Setiap *database* rekaman hanya terdiri dari satu jenis sinyal PCG, kecuali *database* “a” yang juga berisi sinyal *Electrocardiogram (ECG)* yang direkam secara simultan.

Rekaman bunyi jantung dibagi menjadi dua jenis, yaitu normal dan abnormal yang direkam di berbagai titik di tubuh, umumnya seperti ilustrasi pada Gambar 2.2. Data tersebut berasal dari berbagai lokasi di dunia, baik di lingkungan klinis maupun nonklinis, dari subjek yang sehat maupun pasien patologis. Subjek perekaman berjumlah 764 orang, termasuk anak-anak dan orang dewasa. Setiap subjek mungkin berkontribusi pada satu hingga enam rekaman bunyi jantung. Dikarenakan lingkungan rekaman yang tidak terkendali, banyak rekaman yang rusak (*corrupted*) oleh berbagai sumber suara, seperti percakapan, gerakan stetoskop, suara pernapasan, dan pencernaan/usus [25].

Gambar 3.2 menyajikan contoh bentuk sinyal PCG abnormal dari *database* Physionet yang direkam secara simultan dengan ECG selama 5 detik. Di bawah bentuk sinyal terdapat anotasi waktu yang dimulai dari detik ke-0 dan seterusnya pada interval 1 detik.

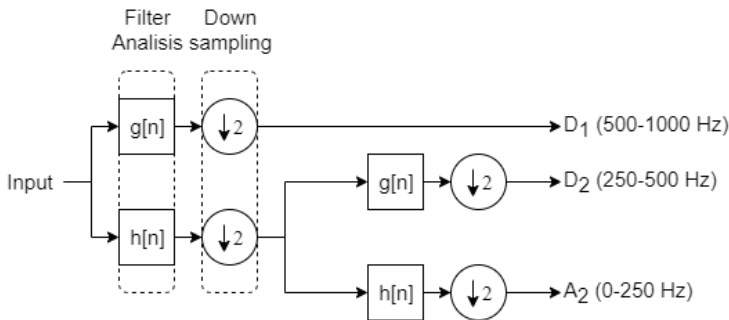


Gambar 3.2 Contoh Sinyal PCG yang direkam Secara Simultan dengan ECG

3.2 Dekomposisi Sinyal

Secara teori, karakteristik frekuensi untuk setiap jenis bunyi jantung berada di rentang tertentu. Bunyi jantung pertama S1 berada di rentang frekuensi 10–140 Hz, bunyi jantung kedua S2 berada di rentang frekuensi 10–200 Hz, sedangkan murmur cenderung berada di rentang frekuensi yang beragam dan tergantung pada sifatnya hingga mencapai 600 Hz [25]. Pada penelitian ini, dekomposisi DWT dengan *mother wavelet* Daub-4 dipilih pada rentang frekuensi 0–500 Hz yang mencakup sebagian besar karakteristik frekuensi dari sinyal PCG.

Metode DWT diawali dengan membagi atau mendekomposisi sinyal menjadi koefisien *approximation* (A) dan *detailed* (D). Koefisien-koefisien ini diperoleh dengan mengaplikasikan filter analisis, yaitu *low-pass filter* $h(n)$ dan *high-pass filter* $g(n)$. Keluaran dari setiap filter tersebut di-*downsampling* oleh faktor 2 sehingga masing-masing bagian memiliki panjang setengah dari sinyal asli. Hasilnya adalah transformasi *wavelet* level pertama. Keluaran dari *low-pass filter* disebut koefisien *approximation* dan keluaran dari *high-pass filter* disebut koefisien *detailed*. Untuk mendapatkan koefisien pada level berikutnya, kedua filter analisis diaplikasikan pada koefisien *approximation* dari level sebelumnya. Langkah-langkah ini diaplikasikan secara berulang untuk mendapatkan koefisien pada level yang lebih tinggi [24]. Frekuensi *sampling* data sinyal memengaruhi level dekomposisi yang mewakili rentang frekuensi sinyal yang dipilih. Data sinyal PCG dengan frekuensi *sampling* 2 kHz didekomposisi pada dua level yang diilustrasikan seperti Gambar 3.3.

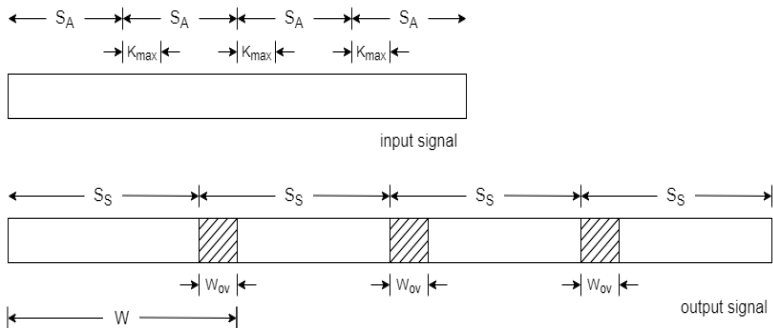


Gambar 3.3 Struktur Pohon Dekomposisi DWT Dua Level

Didapatkan koefisien *detailed D1* (500-1000 Hz) dan *D2* (250-500 Hz), serta koefisien *approximation A2* (0-250 Hz). Rentang frekuensi yang diinginkan berada pada koefisien *D2* dan *A2* sehingga hanya kedua koefisien tersebut yang diproses lebih lanjut, sedangkan koefisien sisanya (*D1*) diabaikan.

3.3 Algoritme SOLAFS

Hasil dari dekomposisi DWT kemudian dimodifikasi skala waktu menggunakan algoritme SOLAFS. Seluruh data masukan diberikan berbagai parameter yang sama. Parameter tersebut adalah panjang *window* W sepanjang 3 ms; panjang interval tumpang tindih W_{ov} sepanjang 1 ms; maksimum pergeseran K_{max} sepanjang 0,5 ms yang diterapkan pada setiap faktor skala, yaitu $\alpha = 2$ dan $\alpha = 3$. Gambar 3.4 mengilustrasikan SOLAFS dengan sinyal keluaran yang mengalami ekspansi atau kecepatan diperlambat.



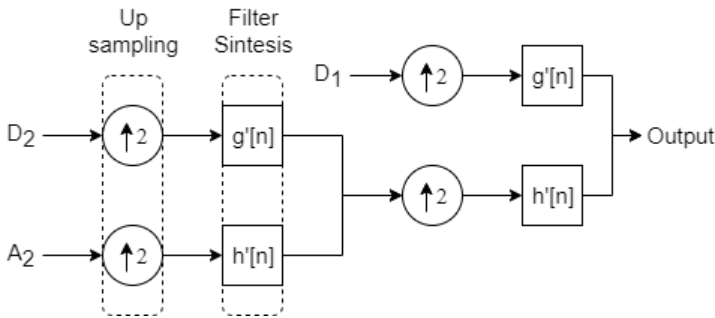
Gambar 3.4 Algoritme SOLAFS yang Diekspansi [21]

Pada langkah pertama, *window* dari sinyal masukan ($m = 0$) langsung diposisikan pada sinyal keluaran sepanjang nilai W . Kemudian dilanjutkan dengan mencari awal *window* analisis pertama ($m = 1$) yang dimulai dari panjang mS_A . Berikutnya adalah pencarian similaritas maksimum antara sampel W_{ov} pertama pada awal *window* analisis dengan akhir sinyal keluaran. Perhitungan fungsi *cross-correlation* seperti pada Persamaan 2.4 diterapkan mulai dari awal *window* analisis dan digeser satu per satu hingga mencapai batas maksimum K_{max} yang diperbolehkan. Panjang pergeseran k_m ditentukan dari hasil *cross-correlation* maksimum.

Jika pergeseran dari *window* analisis telah mencapai *cross-correlation* maksimum, *overlap-add* terjadi pada interval tumpang tindih antara W_{ov} pada *window* analisis dan W_{ov} pada akhir sinyal keluaran. Kemudian, panjang S_s ditambahkan ke sinyal keluaran. Proses berlanjut pada *window* analisis berikutnya hingga akhir sinyal keluaran.

3.4 Rekonstruksi Sinyal

Setelah masing-masing koefisien hasil dekomposisi diproses menggunakan SOLAFS, koefisien tersebut dikembalikan atau direkonstruksi dengan IDWT. Untuk merekonstruksi sinyal, koefisien *detailed* dan *approximation* pada level tertinggi di-*upsampling* oleh faktor 2 sebelum mengaplikasikan filter sintesis, yaitu *low-pass filter* $h'(n)$ dan *high-pass filter* $g'(n)$. Hasil keluaran dari setiap filter tersebut digabungkan sehingga menghasilkan koefisien *approximation* pada level rekonstruksi berikutnya. Langkah-langkah ini diaplikasikan secara berulang untuk mendapatkan koefisien pada level yang lebih tinggi. Filter sintesis $h'(n)$ dan $g'(n)$ merupakan kebalikan dari filter analisis $h(n)$ dan $g(n)$ [24]. Struktur pohon rekonstruksi pada dua level diilustrasikan pada Gambar 3.5.



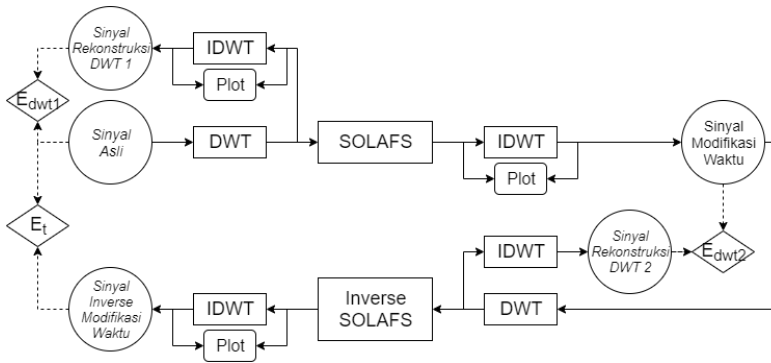
Gambar 3.5 Struktur Pohon Rekonstruksi IDWT Dua Level

3.5 Evaluasi Kinerja

Metode MTSM terdiri dari dekomposisi sinyal asli *full-band* menjadi beberapa *sub-band* menggunakan DWT. Kemudian, TSM diterapkan pada sinyal *sub-band* menggunakan SOLAFS dan

direkonstruksi menggunakan IDWT. Sinyal hasil modifikasi ini mengalami perubahan domain waktu yang pada penelitian ini sinyal diperlambat. Maka dari itu, evaluasi kuantitatif berdasarkan perbandingan langsung antara sinyal asli dan sinyal hasil modifikasi skala waktu menjadi sulit.

Untuk memfasilitasi hal tersebut, diterapkan TSM terbalik atau *inverse* SOLAFS. Jika faktor skala SOLAFS $\alpha = 2$, maka faktor skala *inverse*-nya adalah $1/\alpha$ atau $1/2$. Idealnya, penerapan transformasi terbalik pada sinyal akan mengembalikan sinyal ke bentuk semula, jika tidak ada distorsi pada proses sebelumnya. Sama seperti proses SOLAFS, *inverse* SOLAFS juga dikombinasikan dengan dekomposisi sinyal menggunakan DWT. Gambar 3.6 memperlihatkan prosedur yang digunakan untuk mengevaluasi metode MTSM yang diusulkan. Selain itu, perbandingan secara visual dari *plot* yang diterapkan pada empat sinyal dengan perubahan domain waktu, yakni sinyal asli, sinyal modifikasi waktu, sinyal rekonstruksi, dan sinyal *inverse* modifikasi waktu. Hasilnya berupa penilaian kualitatif dari proses transformasi.



Gambar 3.6 Prosedur Evaluasi

Sinyal asli mengalami dua kali proses pada masing-masing prosedur dekomposisi DWT, SOLAFS, dan rekonstruksi IDWT. Diasumsikan bahwa *error* pada proses rekonstruksi IDWT dapat diabaikan sehingga nilai *error* yang diperoleh berasal dari masing-masing proses dekomposisi dan modifikasi skala waktu. Proses dekomposisi

DWT pertama menghasilkan *error* yang merupakan residu dari sinyal asli dan sinyal rekonstruksi DWT 1 (E_{dwt1}). Proses dekomposisi DWT kedua menghasilkan *error* yang merupakan residu dari sinyal modifikasi waktu dan sinyal DWT 2 (E_{dwt2}). Error total (E_t) merupakan residu dari sinyal asli dan sinyal *inverse* modifikasi waktu. Diasumsikan juga bahwa kedua proses modifikasi waktu, SOLAFS dan *inverse* SOLAFS, menghasilkan *error* yang sama besar. Oleh karenanya, *error* modifikasi skala waktu (E_s) dapat diestimasikan seperti pada Persamaan 3.1.

$$E_s = \frac{E_t - E_{dwt1} - E_{dwt2}}{2} \quad (3.1)$$

Masing-masing *error* dihitung menggunakan *Normalized Root Mean Square Error* (NRMSE) dengan Persamaan 3.2 [5],

$$NRMSE \% = 100 \times \sqrt{\frac{\sum_0^{N-1} e^2(n)}{\sum_0^{N-1} x^2(n)}} \quad (3.2)$$

di mana:

N = jumlah sampel; dan

$e(n)$ = selisih antara sinyal masukan dan sinyal keluaran.

Untuk menilai efisiensi metode DWT dalam mereduksi *noise*, sinyal PCG ditambahkan dengan simulasi *noise* menggunakan *additive white Gaussian noise* (AWGN). AWGN adalah model dasar untuk meniru efek dari berbagai proses acak yang terjadi di alam yang mengandung semua frekuensi yang terdistribusi merata [6]. Sinyal yang terkontaminasi *noise* didapatkan melalui Persamaan 3.3.

$$x'(n) = x(n) + v(n) \quad (3.3)$$

di mana $x(n)$ adalah sinyal asli dan $x'(n)$ adalah sinyal yang terkontaminasi *noise* $v(n)$. Tujuan denoising adalah untuk mengeliminasi bagian *noise* dari sinyal $x'(n)$ untuk mengembalikan sinyal $x(n)$. Probabilitas terjadinya *white noise* dispesifikasikan dengan fungsi distribusi Gaussian yang dihasilkan dari fungsi *randn* pada *python* seperti pada Persamaan 3.4.

$$v(n) = \sigma^2 * randn(N) + \mu \quad (3.4)$$

di mana σ adalah kekuatan *noise* atau standar deviasi, N adalah panjang sinyal, dan μ adalah rata-rata (*mean*) yang bernilai 0.

Signal-to-Noise Ratio (SNR) adalah parameter yang paling umum digunakan untuk mengevaluasi kinerja dari metode *denoising* yang diungkapkan dalam Persamaan 3.5 [24].

$$SNR_{dB} = 10 \times \log_{10} \left(\frac{\text{Signal power}}{\text{Noise power}} \right) \quad (3.5)$$

Hasil pengujian dengan metode SOLAFS dibandingkan dengan salah satu program pengolahan audio, yaitu Audacity. Efek pengubah kecepatan sinyal yang telah disediakan oleh Audacity, di antaranya adalah *change speed*, *change tempo*, dan *sliding time scale/pitch shift*.

Efek *change speed* mengubah kecepatan sinyal audio yang juga mempengaruhi tempo, *pitch*, dan frekuensi sinyal. Ketika kecepatan diperlambat, frekuensi menjadi semakin rendah. Sebaliknya, jika kecepatan dipercepat, frekuensi menjadi semakin tinggi. Untuk mengubah tempo tanpa mempengaruhi *pitch* atau frekuensi dapat menggunakan efek *change tempo*. Tetapi, efek ini memiliki beberapa kelemahan yang akan mempengaruhi konten sinyal. Efek *sliding time scale/pitch shift* menghasilkan perubahan kontinu pada tempo dan/atau *pitch* dengan mengatur tempo awal dan akhir dengan nilai yang sama. Efek ini mengubah tempo dengan menjaga *pitch* aslinya dan mengubah *pitch* dengan menjaga tempo aslinya.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB 4 HASIL DAN ANALISIS

4.1 Hasil

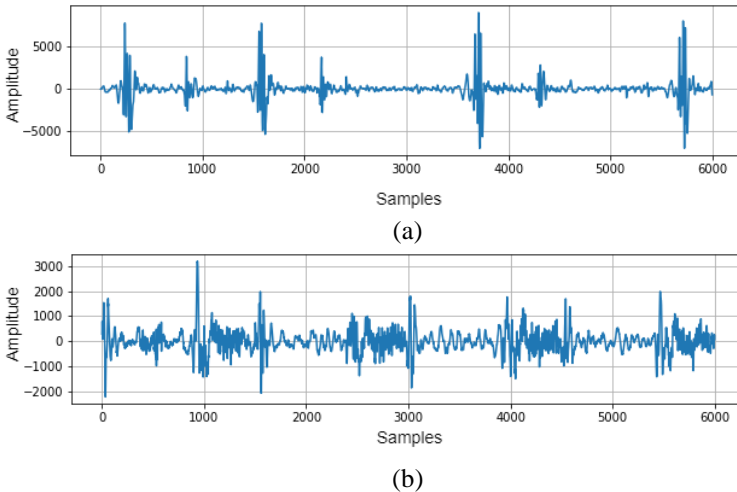
4.1.1 Pengumpulan Data

Data sinyal PCG dipilih dari database “a”. pada *database* Physionet [7] dengan total data berjumlah 20 sinyal yang rata-rata berdurasi 33 detik. Seluruh rekaman telah diberi label oleh ahli dan dibedakan menjadi dua jenis, yaitu sinyal normal serta abnormal yang masing-masing berjumlah 10 sinyal. Rekaman normal berasal dari subjek yang sehat dan yang abnormal berasal dari pasien dengan diagnosis jantung yang sudah dikonfirmasi, namun tidak dijelaskan per kasus. Tabel 4.1 merangkum secara singkat informasi mengenai jenis data dan durasi rekaman bunyi jantung yang digunakan pada penelitian ini.

Tabel 4.1 Informasi Data Rekaman

No.	Nama Sinyal	Keterangan	Durasi (detik)
1	a0002	Abnormal	20.83
2	a0007	Normal	35.67
3	a0011	Normal	35.60
4	a0012	Normal	30.86
5	a0019	Normal	30.86
6	a0031	Abnormal	35.60
7	a0036	Abnormal	35.94
8	a0059	Abnormal	35.67
9	a0109	Normal	30.65
10	a0141	Normal	30.86
11	a0143	Abnormal	35.67
12	a0174	Abnormal	21.18
13	a0192	Abnormal	35.88
14	a0227	Normal	30.65
15	a0254	Abnormal	31.33
16	a0274	Normal	36.22
17	a0349	Abnormal	35.60
18	a0361	Normal	31.00
19	a0389	Abnormal	36.22
20	a0401	Normal	36.22

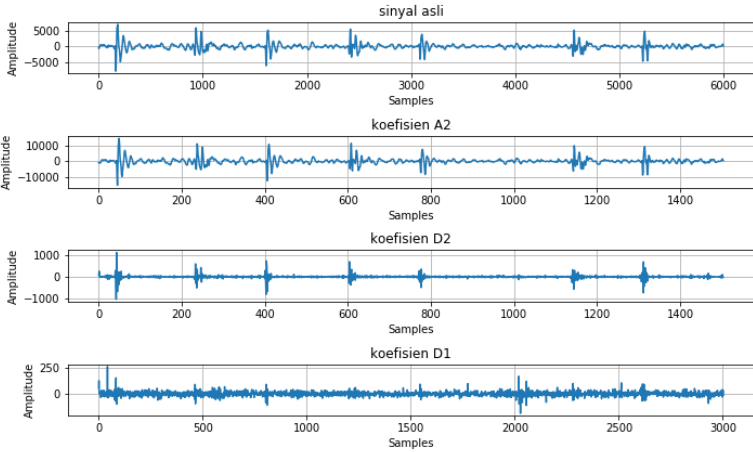
Adapun contoh bentuk sinyal PCG secara visual ditampilkan pada Gambar 4.1 dalam satuan sampel. Sinyal PCG normal memiliki dua sinyal yang terpisah antara bunyi jantung pertama (S1) dan bunyi jantung kedua (S2). Sedangkan pada sinyal PCG abnormal dapat mengandung murmur di antara kedua bunyi jantung.



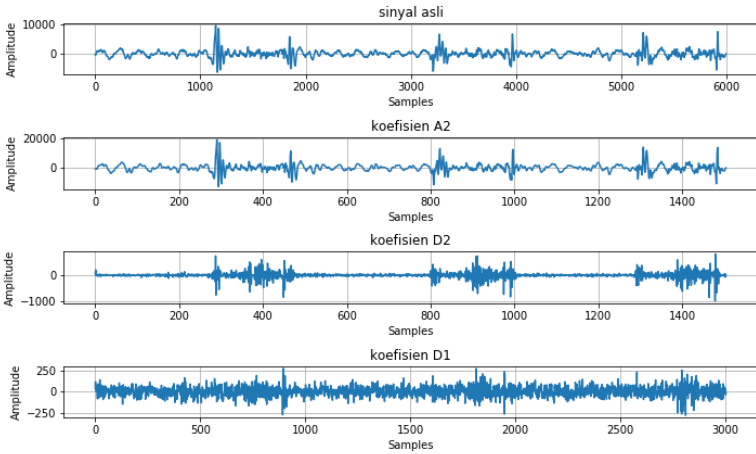
Gambar 4.1 Sinyal PCG (a) Normal dan (b) Abnormal

4.1.2 Dekomposisi DWT

Data sinyal PCG didekomposisi menggunakan DWT untuk mereduksi *noise* dengan memilih rentang frekuensi 0–500 Hz. Pada frekuensi sampling 2.000 Hz, sinyal didekomposisi pada dua level sehingga menghasilkan koefisien *Detailed 1* (D1) yang mewakili rentang frekuensi 500–1.000 Hz, koefisien *Detailed 2* (D2) yang mewakili rentang frekuensi 125–500 Hz, serta koefisien *Approximate 2* (A2) yang mewakili rentang frekuensi 0–125 Hz. Koefisien yang akan dimodifikasi skala waktu, lalu direkonstruksi menjadi sinyal baru hanya koefisien D2 dan A2, sedangkan koefisien D1 tidak digunakan. Gambar 4.2 menampilkan sinyal PCG asli beserta masing-masing koefisien (D1, D2, dan A2) hasil dekomposisi dua level dalam satuan sampel.



(a)



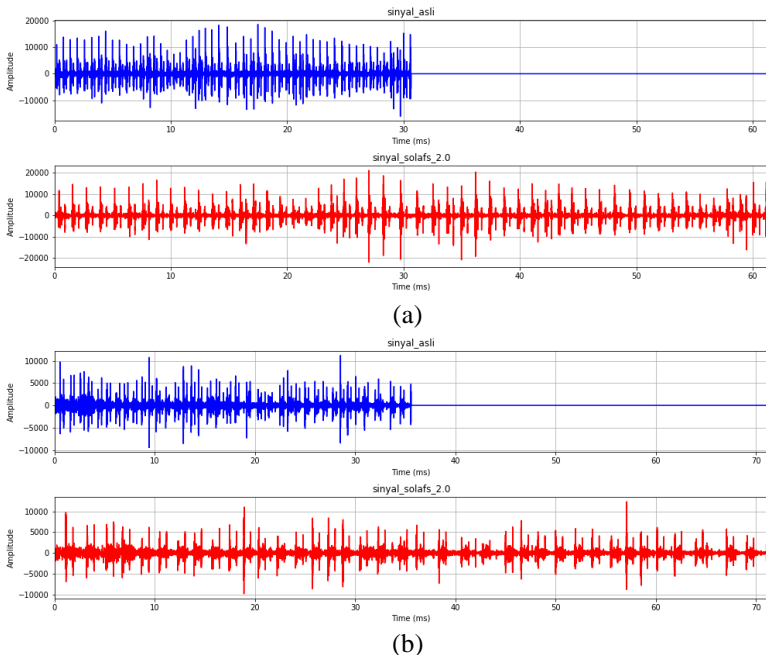
(b)

Gambar 4.2 Koefisien *Detailed* dan *Approximation* DWT Dua Level pada sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

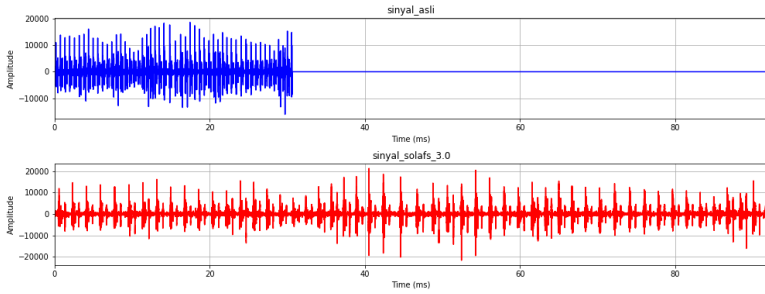
4.1.3 SOLAFS dan Rekonstruksi DWT

Modifikasi sinyal dalam domain waktu menggunakan SOLAFS dengan nilai parameter tetap diterapkan pada setiap koefisien hasil dekomposisi. Parameter yang digunakan adalah panjang *window* (win) = 3 ms; panjang wilayah *overlap* (hop) = 1 ms; serta maksimum pergeseran ($max\ shift$) = 0,5 ms. Masing-masing nilai parameter menggunakan faktor skala (α) 2 dan 3.

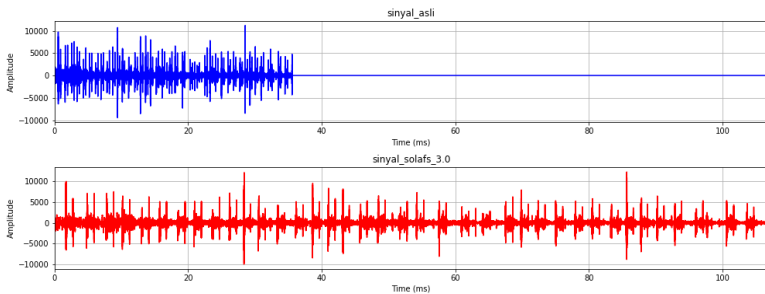
Sinyal yang telah berubah pada domain waktu hasil modifikasi SOLAFS selanjutnya direkonstruksi menggunakan IDWT agar menjadi sinyal keluaran yang dapat didengarkan. Sinyal PCG hasil rekonstruksi setelah modifikasi SOLAFS pada Gambar 4.3 dan Gambar 4.4 menunjukkan perubahan durasi dari sinyal asli (biru) menjadi sinyal hasil modifikasi (merah) yang memanjang sesuai dengan faktor skalanya.



Gambar 4.3 Sinyal Asli dan Sinyal Modifikasi Waktu $\alpha = 2$ pada sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal



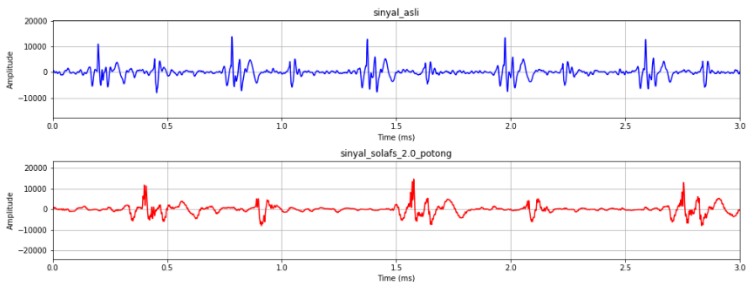
(a)



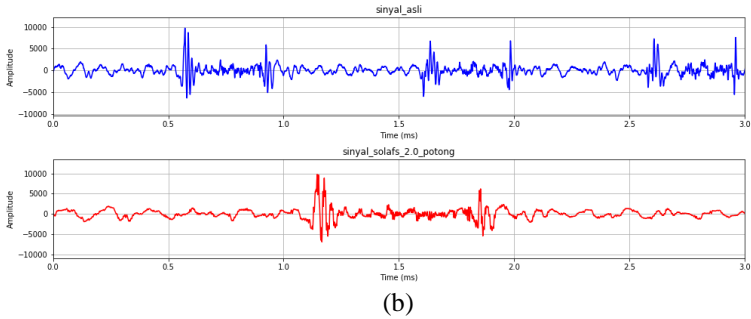
(b)

Gambar 4.4 Sinyal Asli dan Sinyal Modifikasi Waktu $\alpha = 3$ pada sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

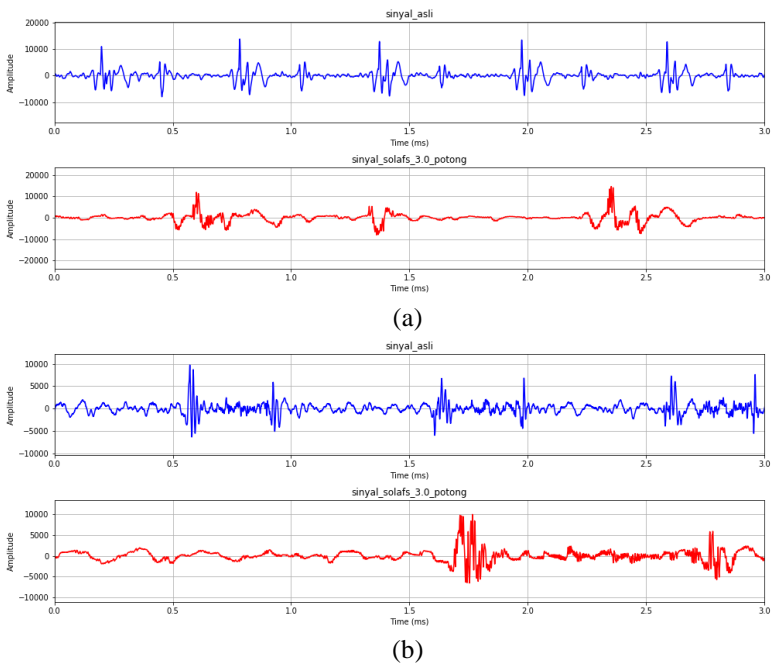
Kedua gambar tersebut diperbesar untuk memperjelas bentuk sinyal asli (biru) dan sinyal hasil modifikasi SOLAFS (merah) dengan menampilkan sinyal sepanjang 3 detik seperti ditunjukkan pada Gambar 4.5 dan Gambar 4.6.



(a)



Gambar 4.5 Perbesaran Sinyal Asli dan Sinyal Modifikasi Waktu $\alpha = 2$ pada sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal



Gambar 4.6 Perbesaran Sinyal Asli dan Sinyal Modifikasi Waktu $\alpha = 3$ pada sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

Berdasarkan visualisasi atau *plot* hasil perbesaran tersebut, terlihat bahwa sinyal yang dimodifikasi dengan SOLAFS mengalami peregangan dengan bentuk yang lebih lebar dibandingkan dengan sinyal PCG asli.

4.1.4 Evaluasi Kinerja

Seperti yang telah dibahas pada bab sebelumnya, untuk membandingkan sinyal hasil modifikasi yang dalam penelitian ini kecepatan sinyal diperlambat, diterapkan TSM terbalik atau *inverse* SOLAFS dengan faktor skala *inverse* adalah $1/\alpha$. Selisih antara sinyal asli dan sinyal *inverse* modifikasi waktu menghasilkan *error* total (E_t).

Error total merupakan jumlah keseluruhan *error* dari dua proses dekomposisi (DWT 1 dan DWT 2) dan dua proses TSM (SOLAFS dan *inverse* SOLAFS) yang diterapkan pada sinyal PCG. Proses dekomposisi DWT pertama menghasilkan *error* (E_{dwt1}) antara sinyal asli dan sinyal DWT 1. Proses dekomposisi DWT kedua menghasilkan *error* (E_{dwt2}) antara sinyal modifikasi waktu dan sinyal DWT 2. Lalu, *error* pada kedua proses modifikasi skala waktu (E_s) diperoleh berdasarkan Persamaan 3.1 yang merupakan selisih dari *error* total, *error* DWT 1, serta *error* DWT 2 dan hasilnya dibagi dua sehingga SOLAFS maupun *inverse* SOLAFS memiliki nilai *error* yang sama. Hasilnya dirangkum pada Tabel 4.2 dan Tabel 4.3.

Berdasarkan tabel hasil *error* tersebut, sebagian besar nilai NRMSE pada E_t , E_{dwt1} , dan E_{dwt2} berada di kisaran lebih dari 100%. Hal ini menyebabkan E_s yang dihitung dari selisih ketiga nilai *error* lainnya bernilai negatif. Kondisi ini mengindikasikan adanya kesalahan pada salah satu atau beberapa proses saat mengolah sinyal PCG yang dijelaskan lebih lanjut pada subbab berikutnya.

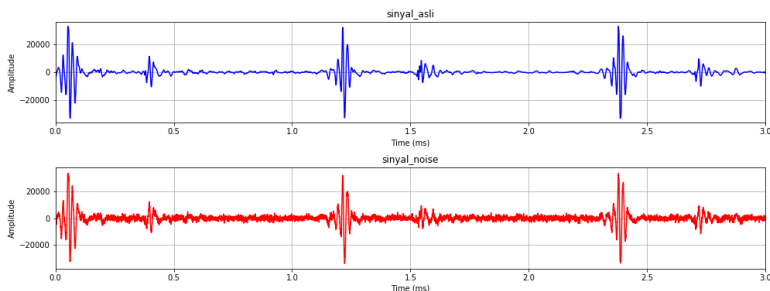
Tabel 4.2 Hasil *Error* dengan Faktor Skala $\alpha = 2$

Nama Sinyal	NRMSE Et (%)	NRMSE Edwt1 (%)	NRMSE Edwt2 (%)	NRMSE Es (%)
a0002	117.76	148.30	102.77	-66.65
a0031	146.86	138.64	116.73	-54.26
a0036	116.09	157.02	106.21	-73.57
a0059	134.01	171.27	133.15	-85.21
a0143	133.73	158.33	120.25	-72.42
a0174	132.90	162.44	118.77	-74.15
a0192	109.07	146.56	97.82	-67.65
a0254	120.10	179.90	130.39	-95.10
a0349	117.24	186.44	132.68	-100.94
a0389	135.17	157.03	118.94	-70.40
a0007	125.12	144.72	109.51	-64.56
a0011	140.64	153.65	126.37	-69.69
a0012	141.10	160.70	129.67	-74.64
a0019	106.25	147.98	90.89	-66.31
a0109	119.78	143.78	105.30	-64.65
a0141	135.26	153.14	117.64	-67.76
a0227	126.02	155.18	111.17	-70.16
a0274	113.36	140.53	96.05	-61.61
a0361	121.43	157.76	109.18	-72.76
a0401	114.22	143.25	99.53	-64.28
Rata-rata	125.31	155.33	113.65	-71.84

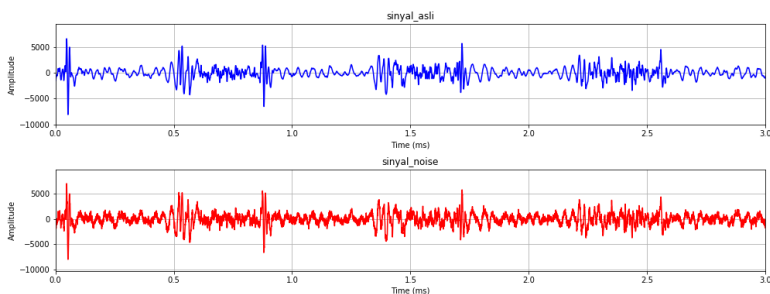
Tabel 4.3 Hasil *Error* dengan Faktor Skala $\alpha = 3$

Nama Sinyal	NRMSE Et (%)	NRMSE Edwt1 (%)	NRMSE Edwt2 (%)	NRMSE Es (%)
a0002	102.20	148.30	84.26	-65.18
a0031	131.49	138.64	117.88	-62.51
a0036	107.20	157.02	93.06	-71.44
a0059	120.54	171.27	120.02	-85.38
a0143	121.58	158.33	109.59	-73.17
a0174	114.49	162.44	98.11	-73.03
a0192	93.54	146.56	79.35	-66.18
a0254	114.61	179.90	118.82	-92.06
a0349	113.17	186.44	121.32	-97.29
a0389	116.59	157.03	103.18	-71.81
a0007	109.85	144.72	95.75	-65.31
a0011	122.48	153.65	113.52	-72.35
a0012	122.21	160.70	113.19	-75.84
a0019	89.83	147.98	70.55	-64.35
a0109	103.32	143.78	87.89	-64.17
a0141	115.51	153.14	104.83	-71.23
a0227	109.48	155.18	94.53	-70.11
a0274	96.64	140.53	81.48	-62.69
a0361	105.87	157.76	90.39	-71.14
a0401	95.57	143.25	83.18	-65.43
Rata-rata	110.31	155.33	99.05	-72.03

Untuk menilai pengaruh proses DWT dalam mereduksi *noise*, sinyal PCG asli dikontaminasi dengan *additive white Gaussian noise* (AWGN) dengan nilai SNR yang telah ditentukan, yaitu sebesar 10 desibel (dB). Bentuk sinyal PCG asli (biru) dan sinyal setelah penambahan *noise* (merah) ditunjukkan pada Gambar 4.7.



(a)



(b)

Gambar 4.7 Sinyal PCG Asli dan Sinyal Setelah Penambahan *Noise* Sebesar 10 dB pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

Setelah sinyal *noise* melalui proses DWT, sinyal langsung direkonstruksi dengan IDWT tanpa melalui proses modifikasi dengan SOLAFS. Hal ini dimaksudkan untuk menghitung *error* yang terjadi pada proses DWT saja.

Nilai SNR dan NRMSE dari sinyal PCG asli dengan sinyal *noise* buatan tersebut lalu dibandingkan antara sebelum dan sesudah penerapan

DWT yang ditunjukkan pada Tabel 4.4. Hasilnya, nilai rata-rata SNR sinyal *noise* sebelum proses DWT sebesar 10 dB mengalami penurunan setelah dilakukan proses DWT pertama maupun kedua serta sebagian besar nilai NRMSE berada di kisaran lebih dari 100%. Hal ini mengindikasikan adanya anomali saat proses dekomposisi.

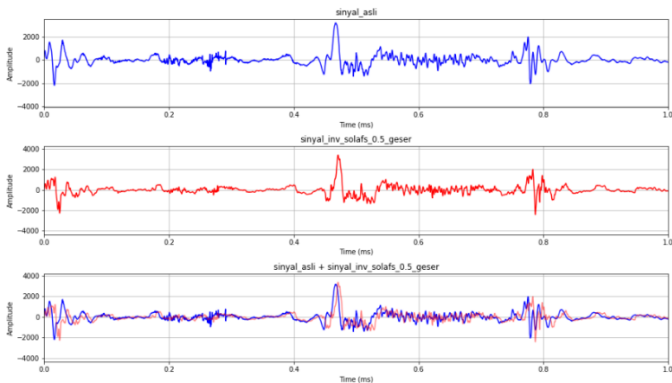
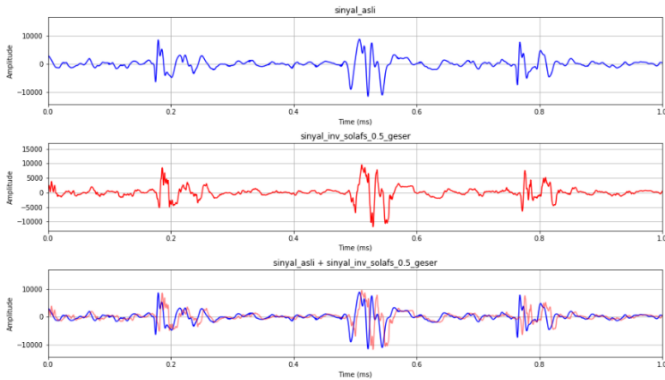
Tabel 4.4 Hasil Rasio Sinyal Asli dan *Noise* Sebelum dan Sesudah DWT

Nama Sinyal	SNR Sebelum DWT (dB)	NRMSE Sebelum DWT (%)	SNR Sesudah DWT 1 (dB)	NRMSE Sesudah DWT 1 (%)	SNR Sesudah DWT 2 (dB)	NRMSE Sesudah DWT 2 (%)
a0002	10.05	31.46	-3.30	142.79	-0.95	111.59
a0031	9.98	31.69	-3.79	150.95	-2.09	127.25
a0036	9.98	31.68	-4.19	157.63	-2.31	130.52
a0059	9.97	31.74	-3.49	145.97	0.45	94.92
a0143	10.01	31.59	-3.24	141.93	-0.62	107.42
a0174	10.09	31.31	-3.74	150.42	-1.47	118.51
a0192	9.95	31.80	-3.88	152.41	-1.07	113.07
a0254	9.97	31.73	-3.09	139.07	0.09	98.96
a0349	10.00	31.62	-4.00	154.91	-0.95	111.58
a0389	10.00	31.61	-3.22	141.48	-0.18	102.09
a0007	9.99	31.65	-3.50	146.15	-0.41	104.78
a0011	10.02	31.54	-2.95	137.22	-1.35	116.84
a0012	10.02	31.53	-3.96	154.08	-0.70	108.40
a0019	9.99	31.66	-4.67	167.35	-2.53	133.86
a0109	9.98	31.71	-4.03	155.37	-1.80	123.01
a0141	10.00	31.64	-4.23	159.01	-1.58	119.99
a0227	9.98	31.68	-3.41	144.61	-0.05	100.57
a0274	10.01	31.60	-5.07	175.45	-2.32	130.70
a0361	9.96	31.77	-5.38	181.51	-2.47	132.89
a0401	10.04	31.46	-3.96	154.13	-1.59	120.04
Rata-rata	10.00	31.62	-3.86	152.62	-1.20	115.35

4.2 Analisis

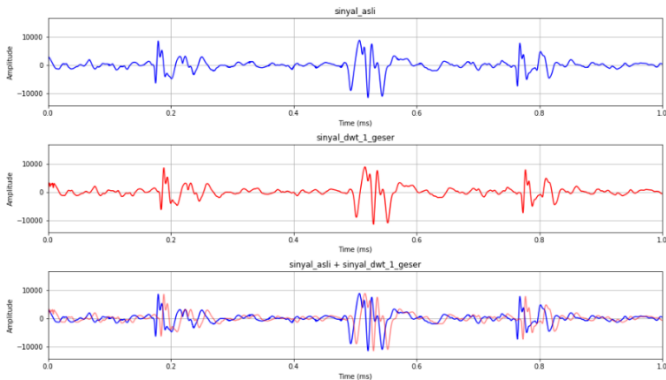
4.2.1 Pergeseran Sinyal

Berdasarkan Tabel 4.2 dan Tabel 4.3, sebagian besar nilai NRMSE E_t , E_{dwt1} , dan E_{dwt2} melebihi kisaran 100% yang mengakibatkan nilai NRMSE E_s yang dihitung dari selisih ketiga nilai *error* lainnya bernilai negatif. Hasil visualisasi menunjukkan posisi sinyal asli sebelum modifikasi (biru) dan sinyal hasil *inverse* SOLAFS (merah) bergeser pada domain waktu dari posisi seperti pada Gambar 4.8.

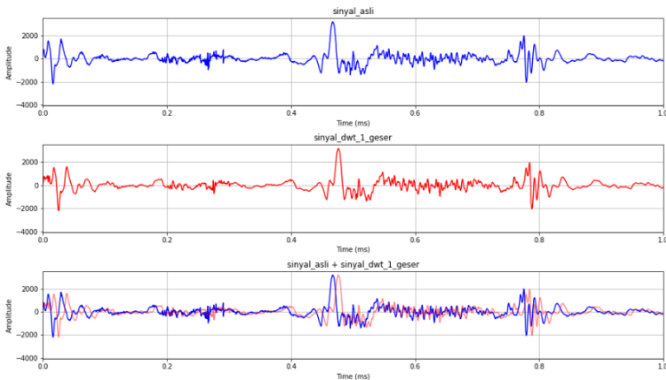


Gambar 4.8 Sinyal Asli, Sinyal Inverse Modifikasi Waktu, serta Posisi Pergeserannya pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

Begitu pula dengan hasil dekomposisi dari Tabel 4.4 yang sebagian besar nilai NRMSE melebihi kisaran 100%, baik dari proses DWT pertama maupun kedua. Pergeseran sinyal muncul jika dilihat dari hasil visualisasi perbandingan posisi sinyal asli (biru) dan sinyal hasil rekonstruksi DWT (merah) seperti pada Gambar 4.9. Kondisi sinyal yang mengalami pergeseran sinyal ini memengaruhi perhitungan nilai NRMSE maupun SNR. Oleh karena itu, sinyal perlu disejajarkan dalam domain waktu terlebih dahulu sebelum dihitung kembali nilai NRMSE dan SNR.



(a)



(b)

Gambar 4.9 Sinyal Asli, Sinyal Rekonstruksi DWT, serta Posisi Pergeserannya pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

Setelah perbaikan pergeseran sinyal dalam domain waktu, nilai rata-rata NRMSE sinyal setelah proses DWT pertama dan kedua telah berada pada kisaran 0–100% berdasarkan Tabel 4.5. Hasil ini bisa diasumsikan bahwa nilai tersebut merupakan hasil *error* yang sesungguhnya.

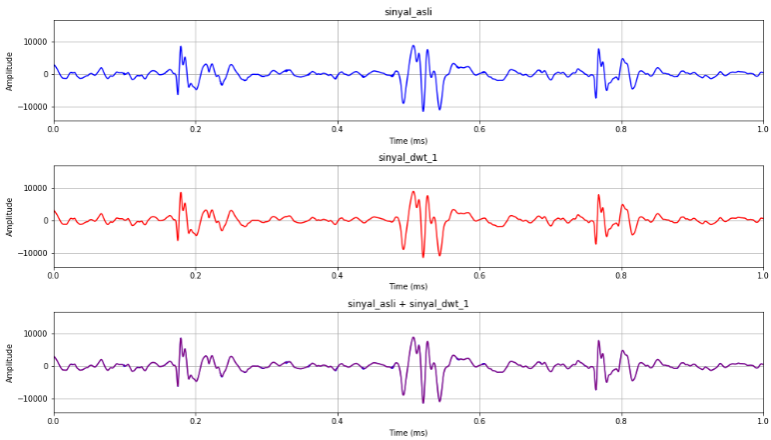
Tabel 4.5 Hasil Rasio Sinyal Asli dan *Noise* Sebelum dan Sesudah DWT Setelah Perbaikan Pergeseran Sinyal

Nama Sinyal	SNR Sebelum DWT (dB)	NRMSE Sebelum DWT (%)	SNR Sesudah DWT 1 (dB)	NRMSE Sesudah DWT 1 (%)	SNR Sesudah DWT 2 (dB)	NRMSE Sesudah DWT 2 (%)
a0002	10.05	31.46	12.97	21.92	57.32	0.14
a0031	9.98	31.69	13.01	21.83	72.21	0.02
a0036	9.98	31.68	12.59	22.84	83.29	0.01
a0059	9.97	31.74	13.19	21.40	62.67	0.07
a0143	10.01	31.59	13.21	21.35	63.88	0.06
a0174	10.09	31.31	13.30	21.14	60.60	0.09
a0192	9.95	31.80	12.72	22.52	78.48	0.01
a0254	9.97	31.73	12.72	22.52	61.85	0.08
a0349	10.00	31.62	13.22	21.33	74.61	0.02
a0389	10.00	31.61	13.19	21.39	88.93	0.00
a0007	9.99	31.65	13.18	21.42	61.40	0.09
a0011	10.02	31.54	13.23	21.30	79.67	0.01
a0012	10.02	31.53	13.20	21.38	69.67	0.03
a0019	9.99	31.66	13.20	21.37	59.91	0.10
a0109	9.98	31.71	13.22	21.33	87.57	0.00
a0141	10.00	31.64	13.15	21.49	80.25	0.01
a0227	9.98	31.68	13.20	21.37	72.02	0.03
a0274	10.01	31.60	13.20	21.37	70.48	0.03
a0361	9.96	31.77	13.20	21.38	61.22	0.09
a0401	10.04	31.46	13.22	21.34	62.12	0.08
Rata-rata	10.00	31.62	13.11	21.60	70.41	0.05

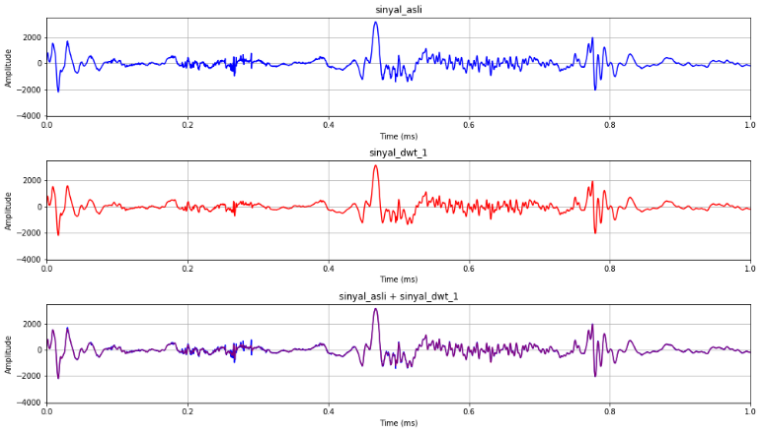
Bersamaan dengan penurunan nilai *error*, terjadi peningkatan nilai SNR. Pada SNR optimal, nilai SNR tinggi mengindikasikan hasil performa yang baik dan sebaliknya, nilai SNR rendah mengindikasikan hasil performa yang buruk. Pada *error* minimum, sinyal PCG hasil *denoising* menghasilkan nilai NRMSE rendah daripada sinyal PCG asli [26].

Hal ini membuktikan bahwa proses DWT mampu mereduksi *noise* pada sinyal yang berfrekuensi lebih dari 500 Hz. Hanya saja, sinyal tersebut masih menyisakan *noise* dikarenakan *noise* buatan bersifat *random* yang bisa saja berfrekuensi di antara 0–500 Hz yang masih dianggap berada dalam rentang frekuensi sinyal bunyi jantung.

Gambar 4.10 menunjukkan hasil visualisasi perbandingan sinyal asli (biru) dan sinyal rekonstruksi DWT setelah perbaikan pergeseran (merah) dengan posisi sejajar (ungu) dalam domain waktu.



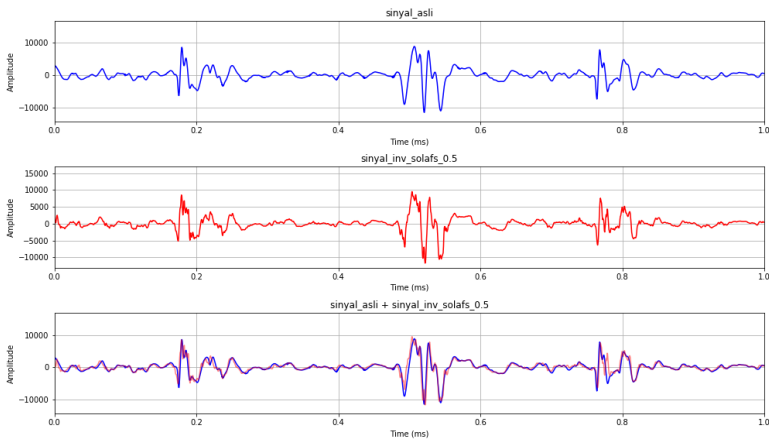
(a)



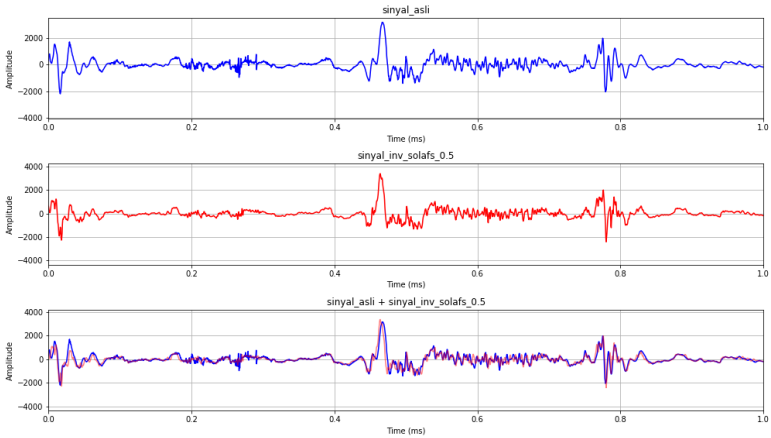
(b)

Gambar 4.10 Sinyal Asli, Sinyal Rekonstruksi DWT, serta Posisi Setelah Perbaikan Pergeseran pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

Selanjutnya, hasil visualisasi perbandingan sinyal asli (biru) dan sinyal *inverse* SOLAFS setelah perbaikan pergeseran (merah) dengan posisi sejajar (ungu) dalam domain waktu ditunjukkan pada Gambar 4.11.



(a)



(b)

Gambar 4.11 Sinyal Asli, Sinyal *Inverse* SOLAFS, serta Posisi Setelah Perbaikan Pergeseran pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

Hasil *error* total antara sinyal asli dan sinyal *inverse* modifikasi waktu yang merupakan jumlah keseluruhan *error* dari dua proses dekomposisi (DWT 1 dan DWT 2) dan dua proses TSM (SOLAFS dan *inverse* SOLAFS) setelah melalui perbaikan pergeseran sinyal dalam domain waktu ditunjukkan pada Tabel 4.6 dan Tabel 4.7.

Nilai rata-rata NRMSE E_s yang semula bernilai negatif pada Tabel 4.2 dan Tabel 4.3 berubah menjadi positif dikarenakan nilai rata-rata NRMSE E_t , E_{dwt1} , dan E_{dwt2} telah berada pada kisaran 0–100%. Hasil modifikasi sinyal PCG yang diperlambat dua kali memiliki nilai *error* yang lebih kecil jika dibandingkan dengan modifikasi sinyal PCG yang diperlambat tiga kali menggunakan parameter SOLAFS yang sama. Oleh karenanya, besaran nilai *error* pada proses modifikasi menggunakan SOLAFS sangat dipengaruhi oleh pemilihan parameter dan kerapatan bentuk sinyal PCG.

Tabel 4.6 Hasil *Error* Setelah Perbaikan Pergeseran dengan Faktor Skala $\alpha = 2$

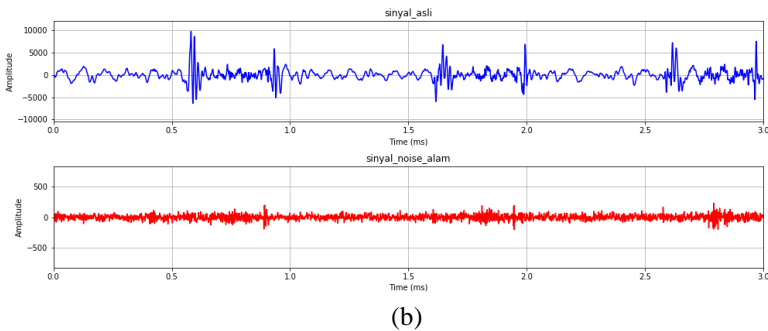
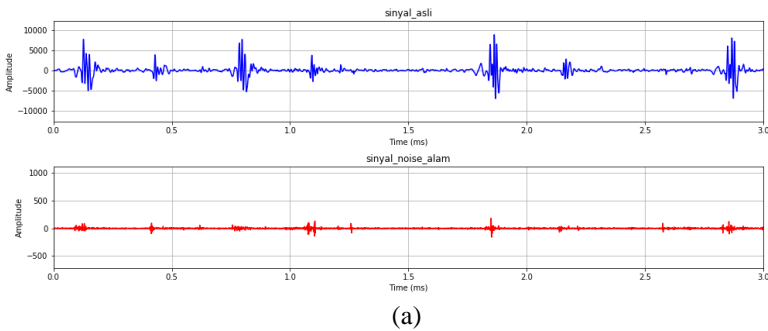
Nama Sinyal	NRMSE Et (%)	NRMSE Edwt1 (%)	NRMSE Edwt2 (%)	NRMSE Es (%)
a0002	55.10	1.05	0.01	27.02
a0031	83.50	1.65	0.00	40.92
a0036	71.28	2.12	0.01	34.58
a0059	89.45	1.09	0.01	44.17
a0143	89.36	1.54	0.00	43.91
a0174	58.67	2.11	0.02	28.27
a0192	50.26	1.04	0.01	24.60
a0254	96.04	1.51	0.02	47.26
a0349	103.82	1.33	0.01	51.24
a0389	68.79	1.88	0.00	33.45
a0007	65.76	5.14	0.01	30.30
a0011	72.95	4.82	0.09	34.02
a0012	72.11	8.55	0.00	31.78
a0019	42.49	1.18	0.00	20.66
a0109	57.66	1.67	0.14	27.93
a0141	65.89	1.72	0.05	32.06
a0227	63.42	7.28	0.04	28.05
a0274	54.96	7.02	0.00	23.96
a0361	52.66	0.64	0.00	26.01
a0401	53.15	2.46	0.00	25.35
Rata-rata	68.37	2.79	0.02	32.78

Tabel 4.7 Hasil *Error* Setelah Perbaikan Pergeseran dengan Faktor Skala $\alpha = 3$

Nama Sinyal	NRMSE Et (%)	NRMSE Edwt1 (%)	NRMSE Edwt2 (%)	NRMSE Es (%)
a0002	75.43	1.05	0.01	37.18
a0031	120.91	1.65	0.00	59.62
a0036	82.70	2.12	0.01	40.29
a0059	105.07	1.09	0.01	51.98
a0143	106.17	1.54	0.00	52.32
a0174	81.14	2.11	0.02	39.51
a0192	65.38	1.04	0.02	32.16
a0254	102.01	1.51	0.02	50.24
a0349	104.36	1.33	0.01	51.51
a0389	94.88	1.88	0.00	46.50
a0007	86.70	5.14	0.01	40.77
a0011	104.47	4.82	0.04	49.80
a0012	103.62	8.55	0.00	47.54
a0019	59.61	1.18	0.00	29.21
a0109	78.03	1.67	0.01	38.17
a0141	97.49	1.72	0.05	47.86
a0227	82.71	7.28	0.01	37.71
a0274	68.76	7.02	0.01	30.87
a0361	71.73	0.64	0.00	35.54
a0401	74.12	2.46	0.00	35.83
Rata-rata	88.26	2.79	0.01	42.73

4.2.2 *Noise Bawaan Data Sinyal PCG*

Data sinyal PCG dapat mengandung *noise* bawaan seperti kebisingan di lingkungan sekitar atau bunyi organ tubuh lainnya. *Noise* bawaan ini umumnya berada dalam rentang frekuensi tinggi yang termasuk dalam koefisien D1 yang tidak disertakan dalam proses modifikasi SOLAFS. Koefisien tersebut dapat direkonstruksi tersendiri menggunakan IDWT untuk memunculkan *noise* bawaan sinyal PCG asli. Bentuk sinyal PCG asli (biru) dan sinyal *noise* bawaannya (merah) ditunjukkan pada Gambar 4.12.



Gambar 4.12 Sinyal PCG Asli dan Sinyal *Noise* Bawaan pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

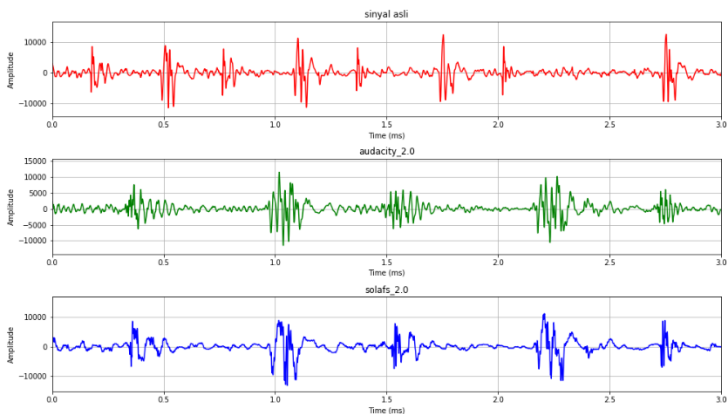
Nilai SNR dari sinyal PCG asli dengan sinyal *noise* bawaan tersebut lalu dibandingkan antara sebelum dan sesudah penerapan DWT yang ditunjukkan pada Tabel 4.8. Dibandingkan dengan nilai rata-rata SNR dengan *noise* buatan, pada *noise* bawaan selisih SNR antara sebelum proses DWT dengan setelah dilakukan proses DWT pertama maupun kedua memiliki selisih yang lebih besar. Hal itu dikarenakan *noise* bawaan ditambahkan dari koefisien hasil DWT yang berada di rentang frekuensi yang berbeda dengan rentang frekuensi bunyi jantung.

Tabel 4.8 Hasil Rasio Sinyal Asli dan Noise Bawaan Sebelum dan Sesudah DWT

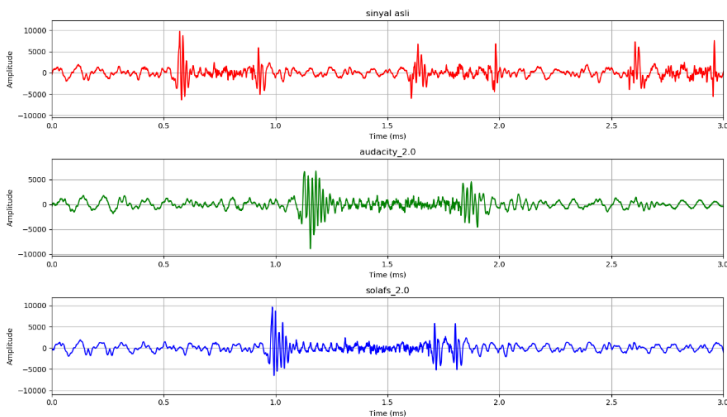
Nama Sinyal	SNR Sebelum DWT (dB)	SNR Sesudah DWT 1 (dB)	SNR Sesudah DWT 2 (dB)
a0002	25.77	76.48	81.23
a0031	26.33	75.27	80.04
a0036	21.33	81.11	109.96
a0059	38.73	93.20	99.34
a0143	39.16	65.39	58.93
a0174	35.68	60.65	82.44
a0192	22.75	64.68	68.59
a0254	23.06	73.34	92.82
a0349	43.91	94.42	108.70
a0389	32.22	82.20	96.82
a0007	39.67	80.16	84.71
a0011	35.62	88.43	118.15
a0012	37.74	67.41	93.20
a0019	39.27	74.14	78.66
a0109	36.27	88.35	93.20
a0141	33.55	70.30	72.55
a0227	40.27	70.80	96.28
a0274	36.45	72.87	74.93
a0361	37.58	79.39	80.78
a0401	34.56	84.79	90.74
Rata-rata	34.00	77.17	88.10

4.2.3 Perbandingan dengan Audacity

Selain menggunakan SOLAFS dan DWT, modifikasi sinyal juga dilakukan dengan aplikasi pengolah suara Audacity. Perbandingan dari ketiga sinyal sepanjang 3 detik diperlihatkan pada Gambar 2.13.



(a)



(b)

Gambar 4.13 Sinyal Asli, Sinyal Hasil Audacity, serta Sinyal Hasil SOLAFS pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

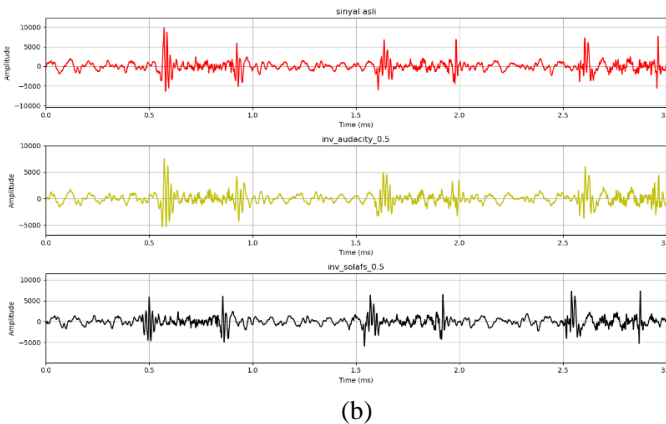
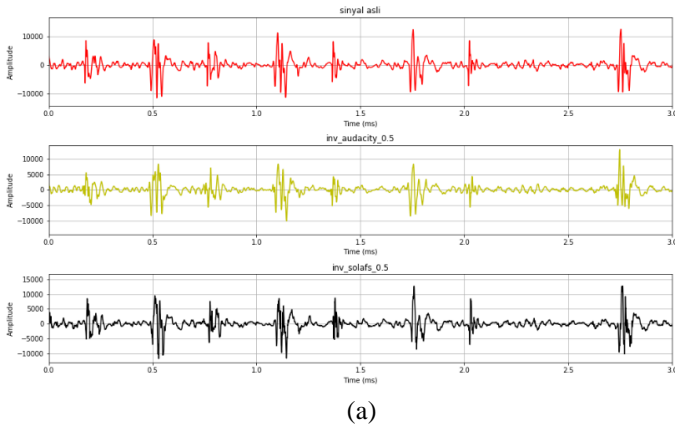
Sinyal PCG asli (merah) mengalami peregangan sebesar 2 kali dengan sinyal hasil modifikasi Audacity (hijau) dan SOLAFS (biru). Terlihat bahwa modifikasi dengan Audacity menghasilkan gelombang sinyal yang berulang daripada sinyal asli. Sedangkan hasil modifikasi dengan SOLAFS memiliki jumlah gelombang sinyal yang sama hanya dengan ukuran yang lebih lebar akibat peregangan sinyal.

Untuk mengevaluasi hasil sinyal modifikasi dengan Audacity, nilai NRMSE dihitung dari selisih antara sinyal PCG asli dan sinyal *inverse* Audacity yang dibandingkan juga dengan NRMSE sinyal *inverse* SOLAFS. Hasilnya ditunjukkan pada Tabel 4.9.

Tabel 4.9 Hasil *Error Sinyal Inverse SOLAFS dan Inverse Audacity*

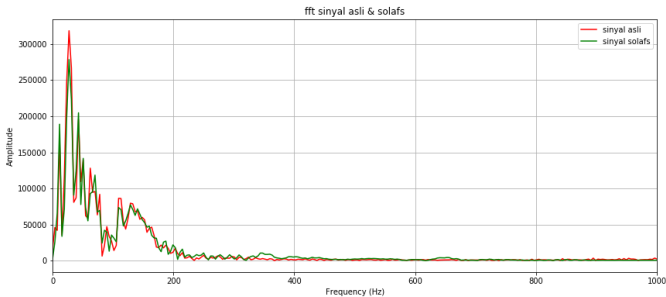
Nama Sinyal	NRMSE <i>Inverse</i> SOLAFS (%)	NRMSE <i>Inverse</i> Audacity (%)
a0002	65.74	104.49
a0031	72.94	104.16
a0036	72.11	102.73
a0059	42.49	66.72
a0143	57.66	85.16
a0174	65.88	105.05
a0192	63.41	107.11
a0254	54.95	89.42
a0349	52.66	74.73
a0389	53.15	98.35
a0007	55.10	81.03
a0011	83.50	96.19
a0012	71.28	69.74
a0019	89.45	72.06
a0109	89.35	1.48
a0141	58.67	89.65
a0227	50.26	1.54
a0274	96.04	62.27
a0361	103.82	74.41
a0401	68.78	99.35
Rata-rata	68.36	79.28

Berdasarkan hasil tersebut, ternyata sinyal yang dimodifikasi dengan SOLAFS dan dikembalikan dengan *inverse* SOLAFS memberikan hasil *error* yang lebih kecil dibandingkan sinyal yang dimodifikasi dengan Audacity. Perbedaan tersebut juga terlihat pada perbandingan visual antara sinyal asli (merah) dan sinyal hasil *inverse* Audacity (kuning) serta *inverse* SOLAFS (hitam) yang ditampilkan pada Gambar 2.14.

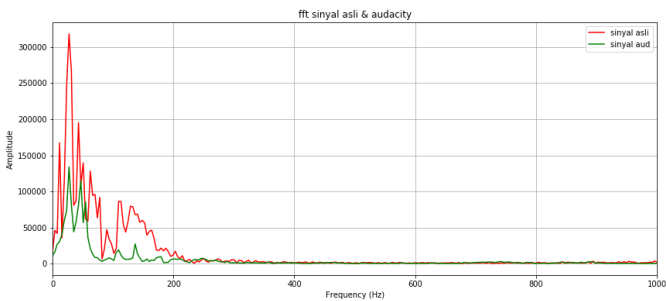


Gambar 4.14 Sinyal Asli, Sinyal Hasil Inverse Audacity, serta Sinyal Hasil Inverse SOLAFS pada Sinyal (a) Normal dan (b) Abnormal

Selain perbandingan dalam domain waktu, sinyal hasil SOLAFS maupun Audacity juga dibandingkan dalam domain frekuensi. Gambar 2.15 dan Gambar 2.16 menampilkan visualisasi frekuensi sinyal asli (merah) dan frekuensi sinyal hasil SOLAFS maupun Audacity (hijau) beserta frekuensi sinyal hasil *inverse* masing-masing (kuning) pada sinyal PCG normal dalam satuan Hz.

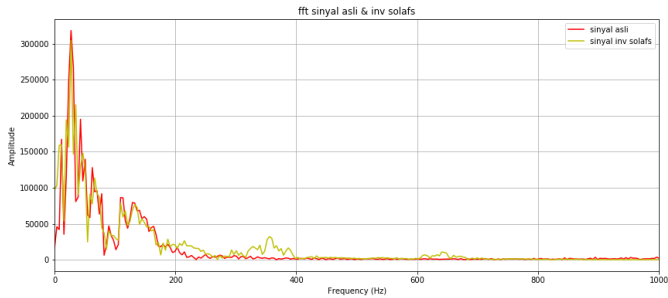


(a)

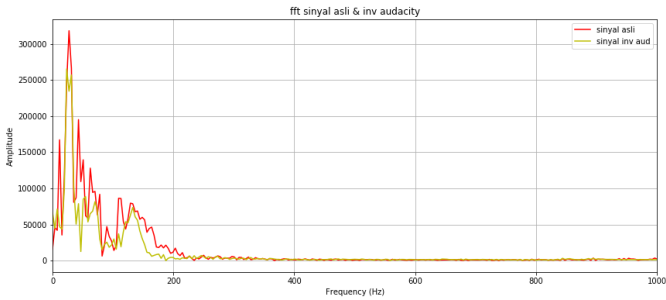


(b)

Gambar 4.15 Perbandingan Frekuensi Sinyal Asli dengan (a) Sinyal Hasil SOLAFS dan (b) Sinyal Inverse SOLAFS pada Sinyal Normal



(a)

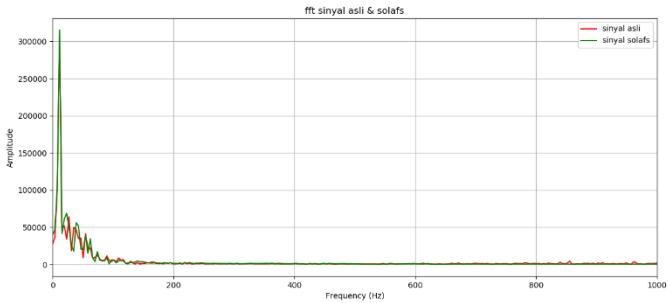


(b)

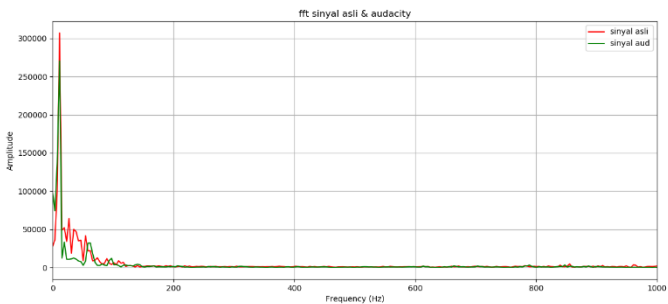
Gambar 4.16 Perbandingan Frekuensi Sinyal Asli dengan (a) Sinyal Hasil Audacity dan (b) Sinyal Inverse Audacity (Kuning) pada Sinyal Normal

Bentuk frekuensi pada sinyal hasil SOLAFS berada titik puncak yang sama dengan frekuensi sinyal asli, begitu pula pada sinyal hasil *inverse* SOLAFS. Bentuk frekuensi sinyal hasil Audacity juga berada titik puncak yang sama dengan frekuensi sinyal asli. Namun, terjadi perbedaan pada sinyal hasil *inverse* Audacity. Selain itu, pada titik frekuensi yang lain, sinyal hasil SOLAFS lebih mendekati bentuk sinyal asli dibandingkan dengan sinyal hasil Audacity.

Gambar 2.17 dan Gambar 2.18 menampilkan visualisasi frekuensi sinyal asli (merah) dan frekuensi sinyal hasil SOLAFS maupun Audacity (hijau) beserta frekuensi sinyal hasil *inverse* masing-masing (kuning) pada sinyal PCG abnormal dalam satuan Hz.

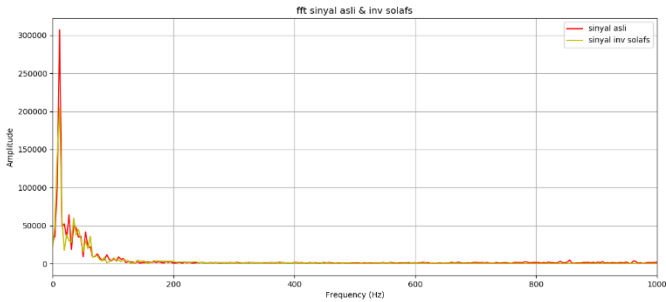


(a)

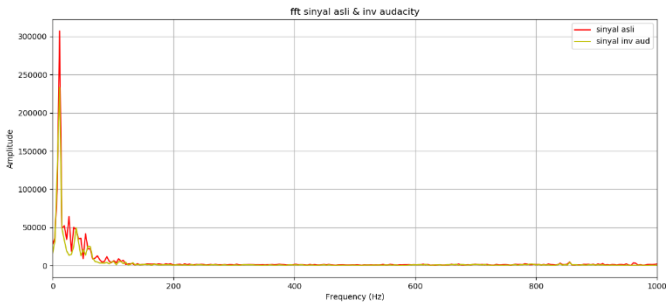


(b)

Gambar 4.17 Perbandingan Frekuensi Sinyal Asli (Merah) dengan (a) Sinyal Hasil SOLAFS (Hijau) dan (b) Sinyal Inverse SOLAFS (Kuning) pada Sinyal Abnormal



(a)



(b)

Gambar 4.18 Perbandingan Frekuensi Sinyal Asli (Merah) dengan (a) Sinyal Hasil Audacity (Hijau) dan (b) Sinyal Inverse Audacity (Kuning) pada Sinyal Abnormal

Pada sinyal abnormal bentuk frekuensi pada sinyal hasil SOLAFS berada titik puncak yang sama dengan frekuensi sinyal asli. Namun, terjadi perbedaan pada sinyal hasil *inverse* SOLAFS. Walaupun begitu, pada titik frekuensi yang lain, sinyal hasil SOLAFS lebih mendekati bentuk sinyal asli dibandingkan dengan sinyal hasil Audacity. Hal ini membuktikan bahwa frekuensi sinyal hasil SOLAFS, baik sinyal normal maupun abnormal, tidak berubah dari frekuensi sinyal asli karena posisi frekuensi dengan amplitudo tertinggi berada di nilai yang sama.

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil pengujian, didapatkan kesimpulan sebagai berikut.

- (1) Nilai rata-rata SNR dari sinyal PCG yang ditambahkan *noise* AWGN sebesar 10 dB menjadi 13,11 dB setelah proses DWT pertama dan 70,41 dB setelah proses DWT kedua.
- (2) *Noise* bawaan dari sinyal PCG asli dengan nilai rata-rata SNR sebesar 34 dB menjadi 77,17 dB setelah proses DWT pertama dan 88,1 dB setelah proses DWT kedua.
- (3) Proses DWT mampu mereduksi *noise* yang berfrekuensi di atas 500 Hz. Namun, sinyal keluaran bisa saja menyisakan *noise* jika *noise* tersebut muncul pada frekuensi antara 0–500 Hz dikarenakan masih berada dalam rentang frekuensi sinyal bunyi jantung normal dan abnormal.
- (4) Modifikasi skala waktu SOLAFS dengan faktor skala 2 menghasilkan nilai rata-rata NRMSE E_t sebesar 68,37% yang terdiri dari E_{dwt1} pada proses DWT 1 sebesar 2,79%, E_{dwt2} dari proses DWT 2 sebesar 0,02%, serta E_s dari proses SOLAFS 32,78% dan proses *inverse* SOLAFS sebesar 32,78%.
- (5) Nilai rata-rata NRMSE dari parameter SOLAFS dengan faktor skala 3 menghasilkan E_t sebesar 88,26%, terdiri dari E_{dwt1} dari proses DWT 1 sebesar 2,79%, E_{dwt2} dari proses DWT 2 sebesar 0,01%, serta E_s dari proses SOLAFS 42,73% dan proses *inverse* SOLAFS sebesar 42,73%.

5.2 Saran

Demi pengembangan lebih lanjut mengenai tugas akhir ini, disarankan beberapa langkah lanjutan sebagai berikut.

- (1) Penambahan jumlah sampel subjek untuk meningkatkan variasi data.
- (2) Mengoptimalkan pemilihan parameter algoritme SOLAFS pada faktor skala lainnya yang bernilai tidak bulat.
- (3) Penggunaan parameter pemfilteran yang cocok untuk *noise* berfrekuensi di bawah 500 Hz.

- (4) Proses modifikasi dilakukan secara *real-time* saat perekaman PCG sehingga dapat secara langsung digunakan untuk memperlambat bunyi jantung.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Kementerian Kesehatan RI, *Pusat Data dan Informasi*, 2014.
- [2] S. M. Debbal dan F. Bereksi-Reguig, "Filtering and Classification of Phonocardiogram Signals using Wavelet Transform," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 32, pp. 53-65, 2008.
- [3] A. G. Tilkian dan M. B. Conover, *Memahami Bunyi dan Bising Jantung dalam Praktik Sehari-hari*, Tangerang: Binarupa Aksara Publisher.
- [4] X. Zhang, L.-G. Durand, L. Senhadji, H. C. Lee dan J.-L. Coatrieux, "Analysis-Synthesis of the Phonocardiogram Based on the Matching Pursuit Method," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 45, pp. 962-971, 1998.
- [5] X. Zhang, L.-G. Durand, H. C. Lee dan J.-L. Coatrieux, "Time-Frequency Scaling Transformation of the Phonocardiogram Based of the Matching Pursuit Method," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 45, pp. 972-979, 1998.
- [6] M. N. Ali, E.-S. A. El-Dahshan dan A. H. Yahia, "Denoising of Heart Sound Signals Using Discrete Wavelet Transform," *Circuits Systems and Signal Processing*, vol. 36, p. 4482-4497, 2017.
- [7] "Physionet," [Online]. Available: <https://physionet.org/>. [Diakses September 2019].
- [8] L. Sherwood, "Fisiologi Jantung," dalam *Fisiologi Manusia: Dari Sel ke Sistem Ed. 8*, Jakarta, Penerbit Buku Kedokteran ECG, 2014.
- [9] S. S. Mader, "The Circulatory System," dalam *Understanding Human Anatomy and Physiology 4th Edition*, McGraw-Hill, 2001.

- [10] B. Cornell, "Heart Structure," 2016. [Online]. Available: <https://ib.bioninja.com.au/standard-level/topic-6-human-physiology/62-the-blood-system/heart-structure.html>. [Diakses 10 September 2019].
- [11] R. Barnes, "Auscultatory Areas of the Heart," 20 Juli 2017. [Online]. Available: <https://heartstrongnurse.com/2017/07/20/auscultatory-areas-of-the-heart/>. [Diakses 20 Desember 2019].
- [12] PhysiologyWeb, "Physiology Illustration Laminar Versus Turbulent Flow in Blood Vessels," 30 Oktober 2015. [Online]. Available: https://www.physiologyweb.com/figures/physiology_illustration_Gxr9bSdjRij69DSavoTbjWtiQ44Pw3aM_laminar_versus_turbulent_flow_in_blood_vessels.html. [Diakses 10 September 2019].
- [13] The Editors of Encyclopaedia Britannica, "Encyclopædia Britannica," Encyclopædia Britannica, inc., 11 Februari 2019. [Online]. Available: <https://www.britannica.com/science/phonocardiography>. [Diakses 19 Oktober 2019].
- [14] "3M Littmann Electronic Stethoscope Model 3200," 3M Littmann, [Online]. Available: https://www.littmann.com/3M/en_US/littmann-stethoscopes/products/~3M-Littmann-Electronic-Stethoscope-Model-3200/?N=5932256+8711017+3293188392&rt=rud. [Diakses 20 Oktober 2019].
- [15] J. Driedger dan M. Müller, "A Review of Time-Scale Modification of Music Signals," *Applied Sciences*, vol. 6, p. 57, 2016.
- [16] A. Kupryjanow dan A. Czyzewski, "Time-Scale Modification of Speech Signals for Supporting Hearing Impaired Schoolchildren,"

dalam *Signal Processing Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications Conference Proceedings (SPA)*, Poznan, Poland, 2009.

- [17] “Audio Time Stretching and Pitch Scaling,” Wikipedia, [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/File:GeneralizedPrinciple_TSM.png. [Diakses 2020 Januari 15].
- [18] S. Rudresh et al, “Epoch-Synchronous Overlap-Add (ESOLA) for Time- and Pitch-Scale Modification of Speech Signals,” 2018.
- [19] O. Eroğul dan O. Tüzüenalp, “Time-Scale Modification of Speech Signals Based on Wavelet Transform,” *Communications Faculty Of Science University of Ankara*, vol. 45, pp. 39-54, 2000.
- [20] Y. Faycal, B. Mesaoud dan B. Lotfi, “Prosody Modification of Standard Arabic Speech Using Combining Synchronous Overlap and Add With Fixed-Synthesis Algorithm and Multi Level Discrete Wavelet Transform,” *Journal of Computer Science*, vol. 6, pp. 392-405, 2010.
- [21] D. Hejna dan B. R. Musicus, “The SOLAFS Time-Scale Modification Algorithm,” *BBN Technical Report*, 1991.
- [22] F. Meziani, S. M. Debbal dan A. Atbi, “Analysis of Phonocardiogram Signals using Wavelet Transform,” *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 36, pp. 283-302, 2012.
- [23] B. Ergen, Y. Tatar dan H. O. Gulcur, “Time-Frequency Analysis of Phonocardiogram Signals Using Wavelet Transform: A Comparative Study,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 15, pp. 371-381, 2012.
- [24] P. K. Jain dan A. K. Tiwari, “An Adaptive Thresholding Method for the Wavelet Based Denoising of Phonocardiogram Signal,”

Biomedical Signal Processing and Control, vol. 38, pp. 388-399, 2017.

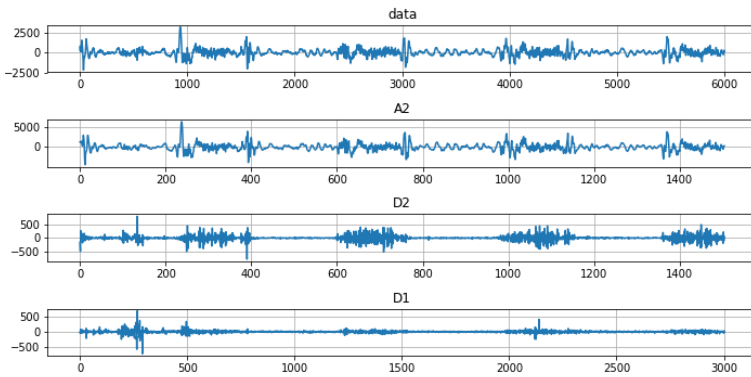
- [25] C. Liu et al, “An Open Access Database for the Evaluation of Heart Sound Algorithms,” *Physiological Measurement*, vol. 37, pp. 2181-2213, 2016.
- [26] M. Rouis, A. Ouafi dan S. Sbaa, “Optimal Level and Order Detection in Wavelet Decomposition for PCG Signal Denoising,” *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, vol. 64, pp. 163-176, 2018.

LAMPIRAN

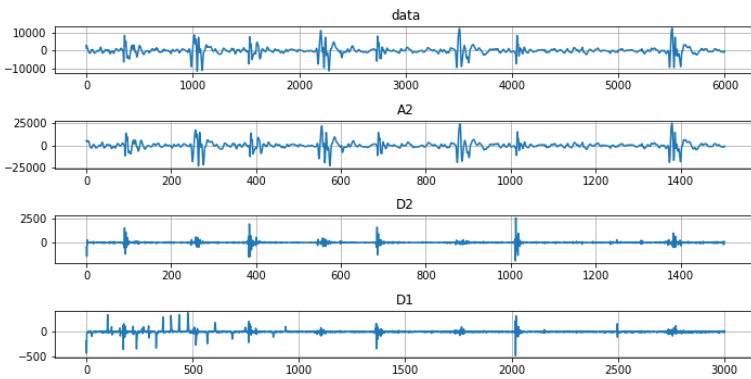
Lampiran I.

Visualisasi Sinyal PCG Normal dan Abnormal Hasil Dekomposisi 2 Level

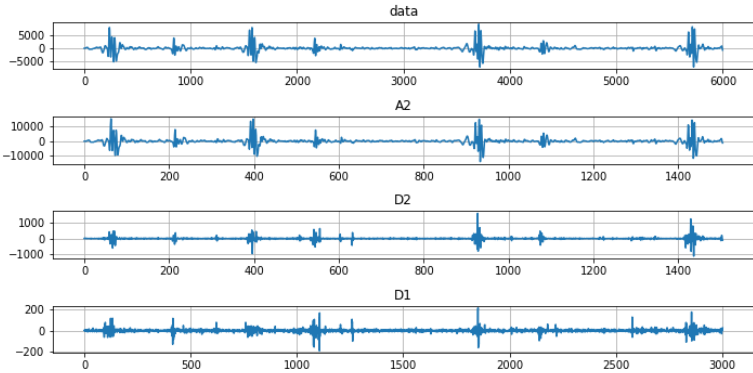
Lampiran I menampilkan visualisasi data sinyal PCG sepanjang/selama 3 detik (dalam satuan sampel) beserta masing-masing koefisien hasil dekomposisi 2 level menggunakan DWT dari setiap subjek.



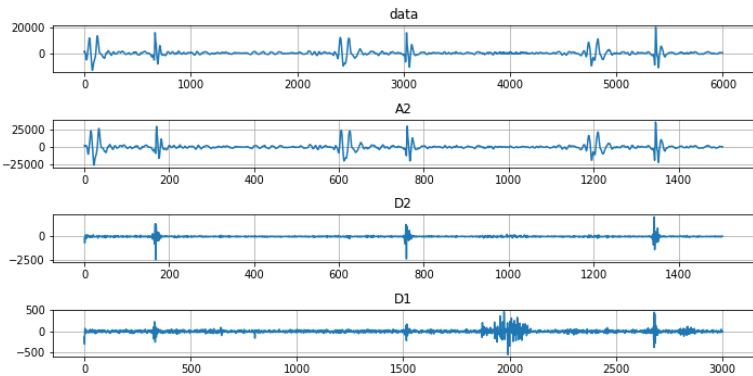
Gambar 1 Sinyal PCG a0002 (Abnormal)



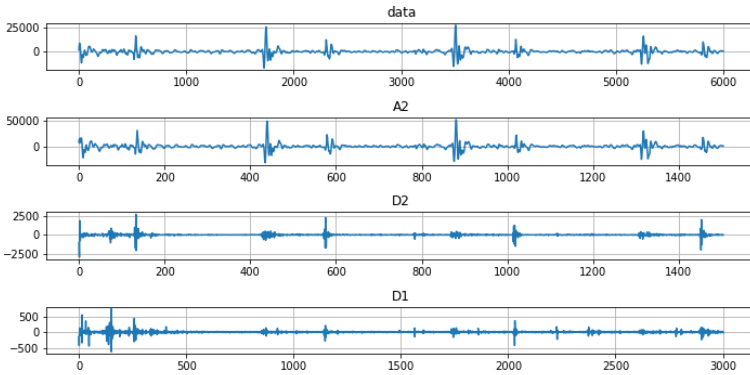
Gambar 2 Sinyal PCG a0007 (Normal)



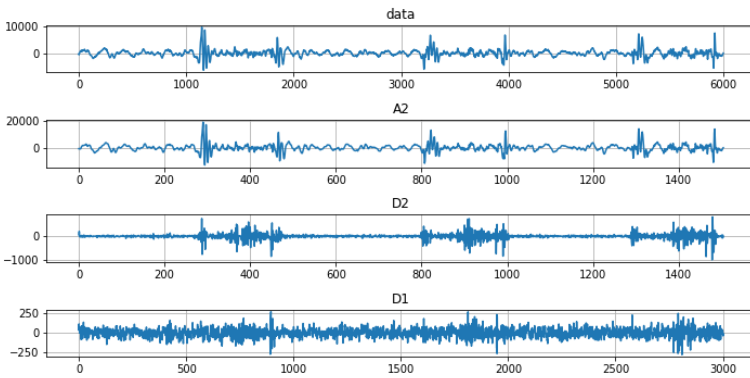
Gambar 3 Sinyal PCG a0011 (Normal)



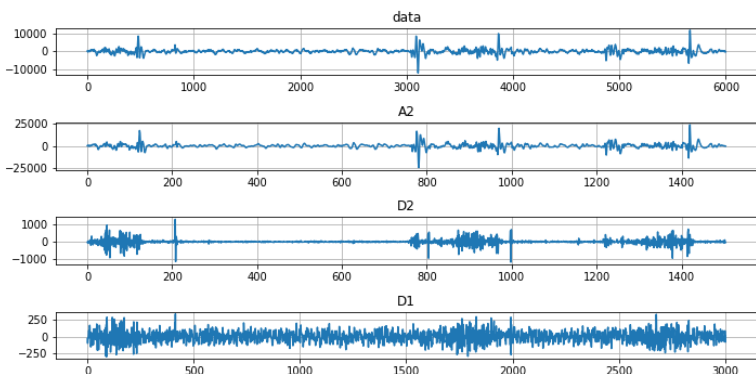
Gambar 4 Sinyal PCG a0012 (Normal)



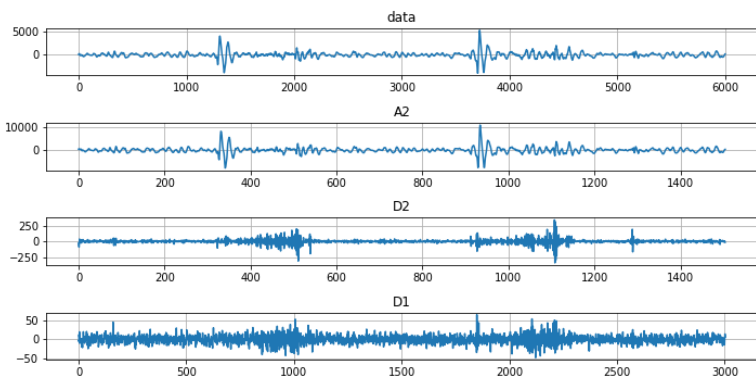
Gambar 5 Sinyal PCG a0019 (Normal)



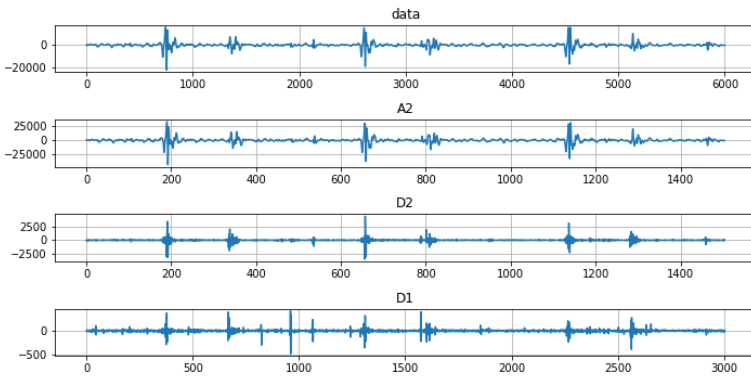
Gambar 6 Sinyal PCG a0031 (Abnormal)



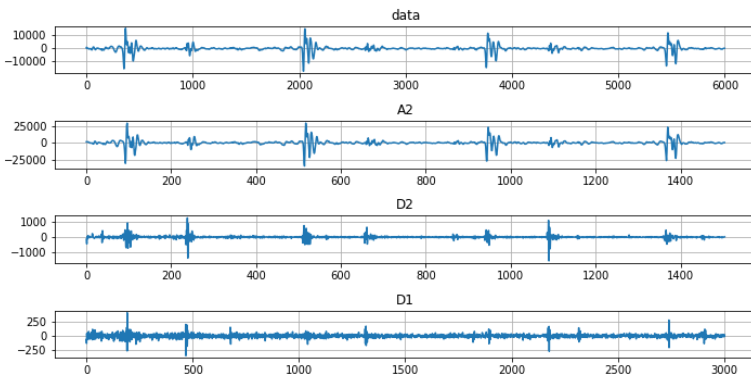
Gambar 7 Sinyal PCG a0036 (Abnormal)



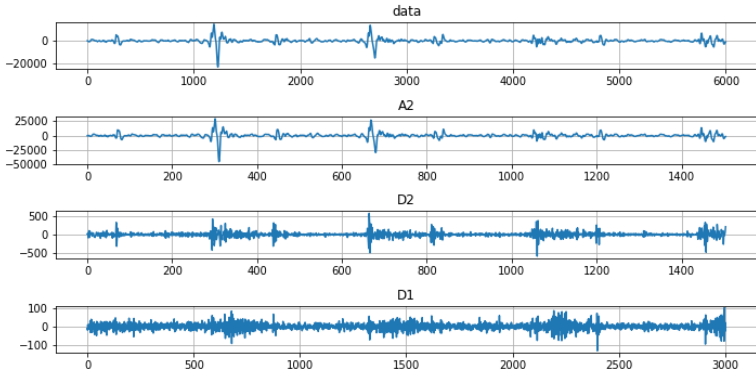
Gambar 8 Sinyal PCG a0059 (Abnormal)



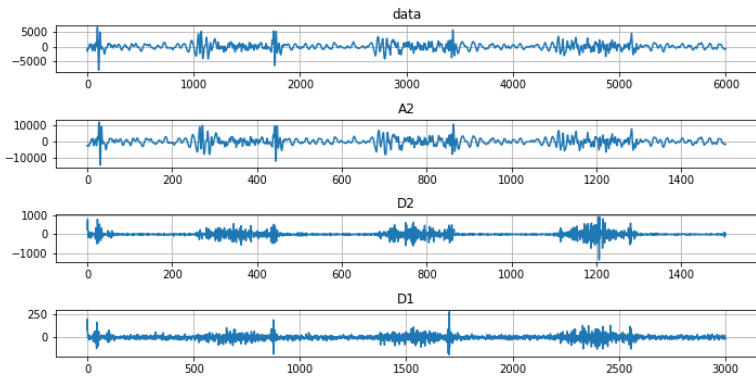
Gambar 9 Sinyal PCG a0109 (Normal)



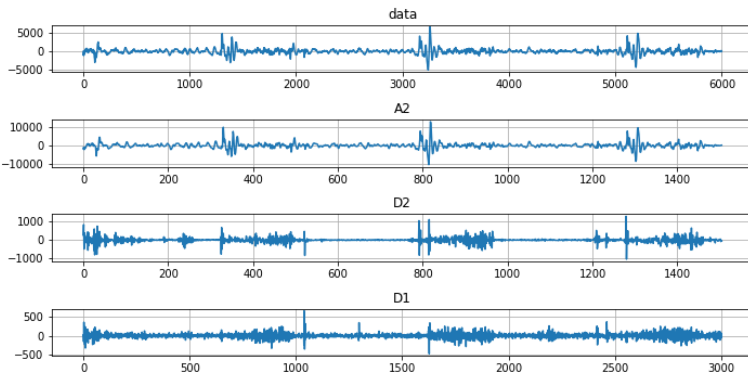
Gambar 10 Sinyal PCG a0141 (Normal)



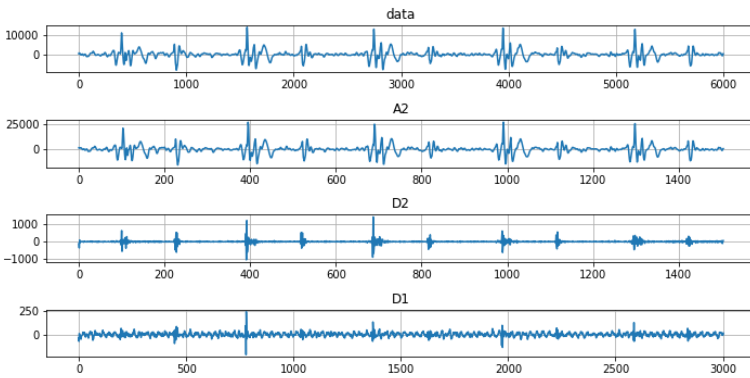
Gambar 11 Sinyal PCG a0143 (Abnormal)



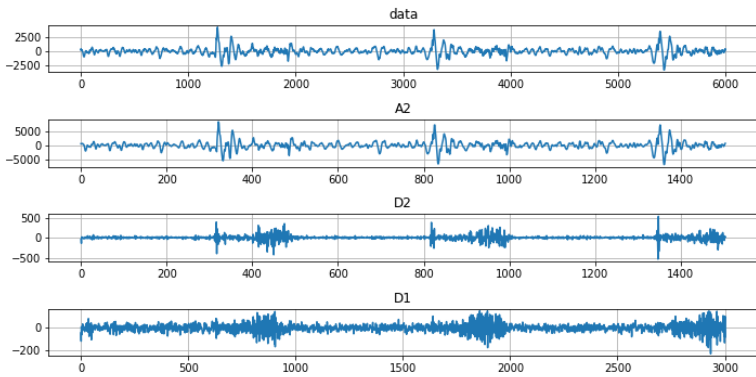
Gambar 12 Sinyal PCG a0174 (Abnormal)



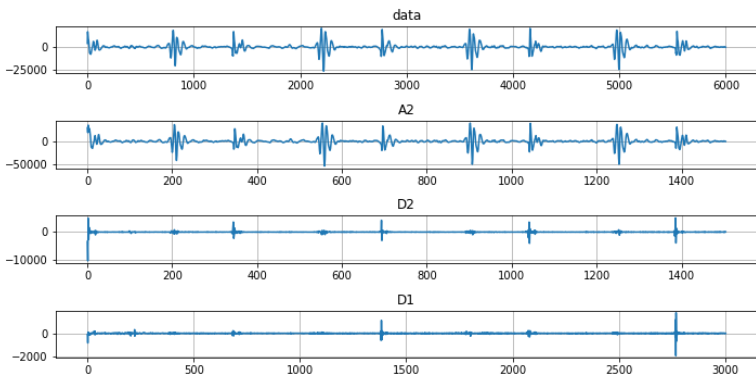
Gambar 13 Sinyal PCG a0192 (Abnormal)



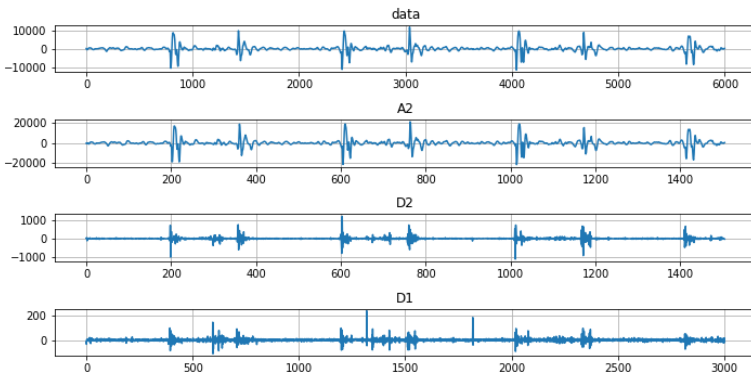
Gambar 14 Sinyal PCG a0227 (Normal)



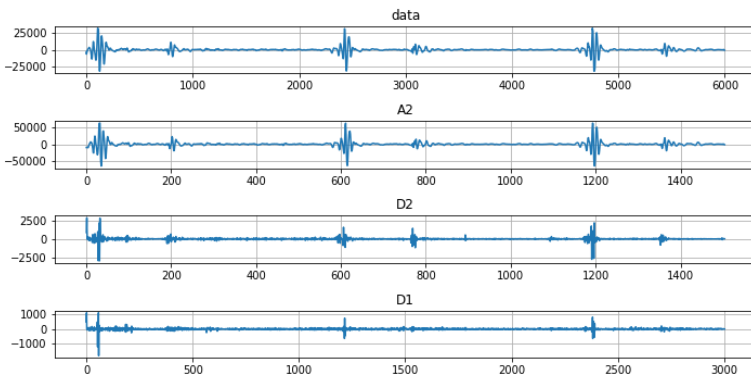
Gambar 15 Sinyal PCG a0254 (Abnormal)



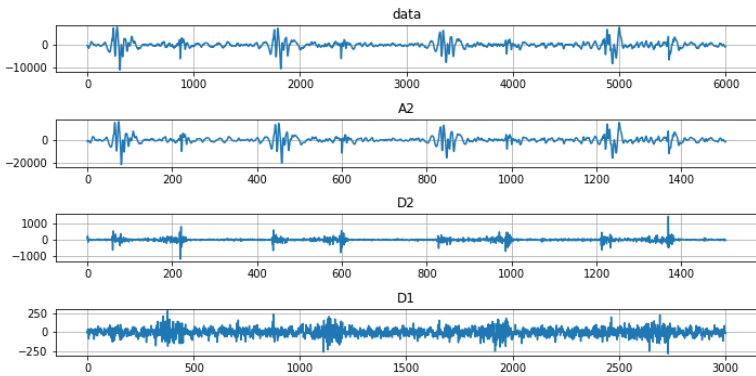
Gambar 16 Sinyal PCG a0274 (Normal)



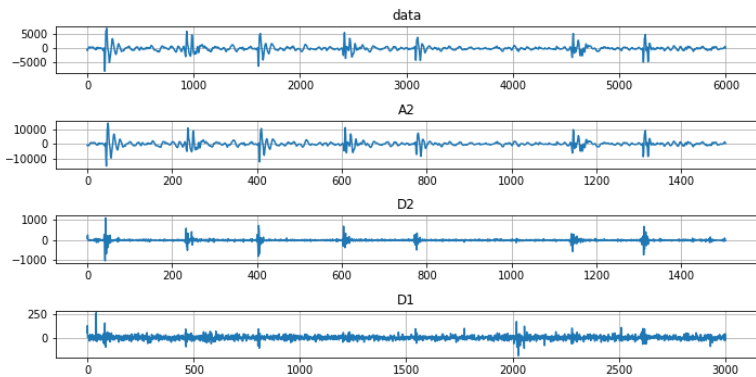
Gambar 17 Sinyal PCG a0349 (Abnormal)



Gambar 18 Sinyal PCG a0361 (Normal)



Gambar 19 Sinyal PCG a0389 (Abnormal)



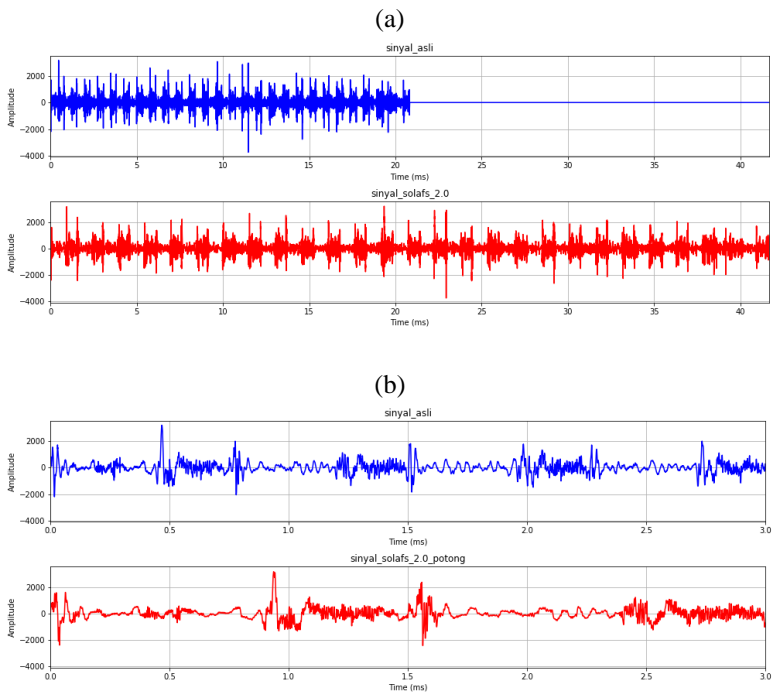
Gambar 20 Sinyal PCG a0401 (Normal)

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

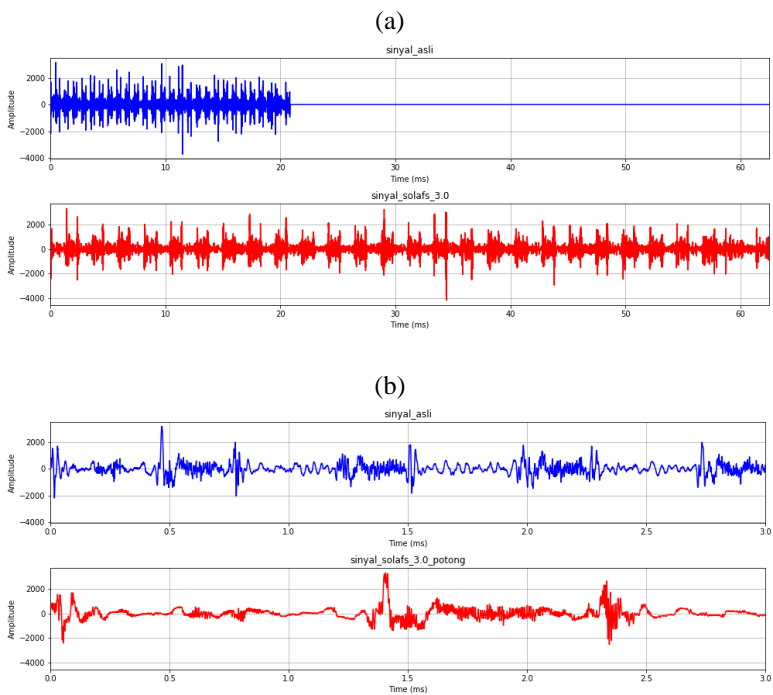
Lampiran II.

Visualisasi Sinyal PCG Normal dan Abnormal Hasil Modifikasi Skala Waktu

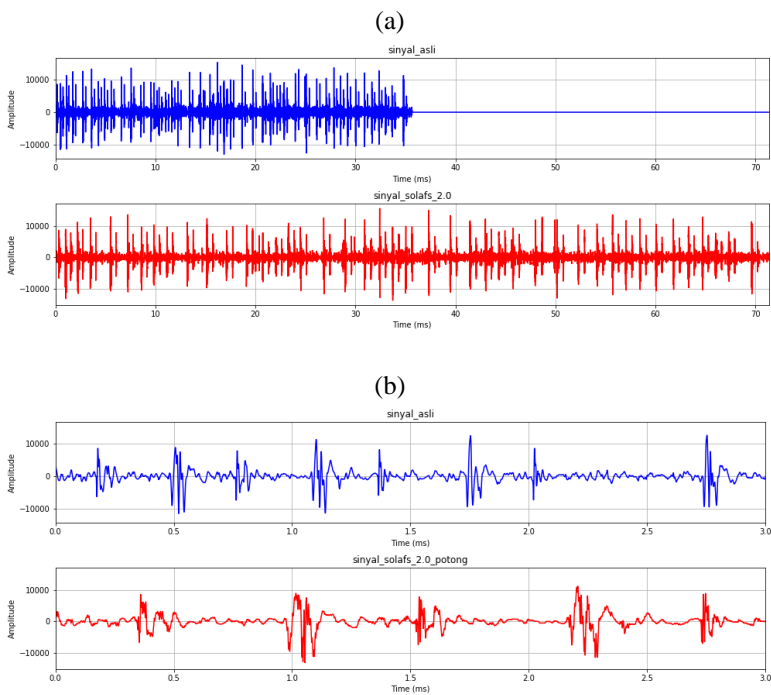
Lampiran II menampilkan visualisasi rekaman sinyal PCG hasil modifikasi skala waktu menggunakan SOLAFS dengan faktor $\alpha = 2$ dan $\alpha = 3$, masing-masing pada dua domain waktu, yakni pada panjang hasil peregangan serta panjang 3 detik dari setiap subjek.



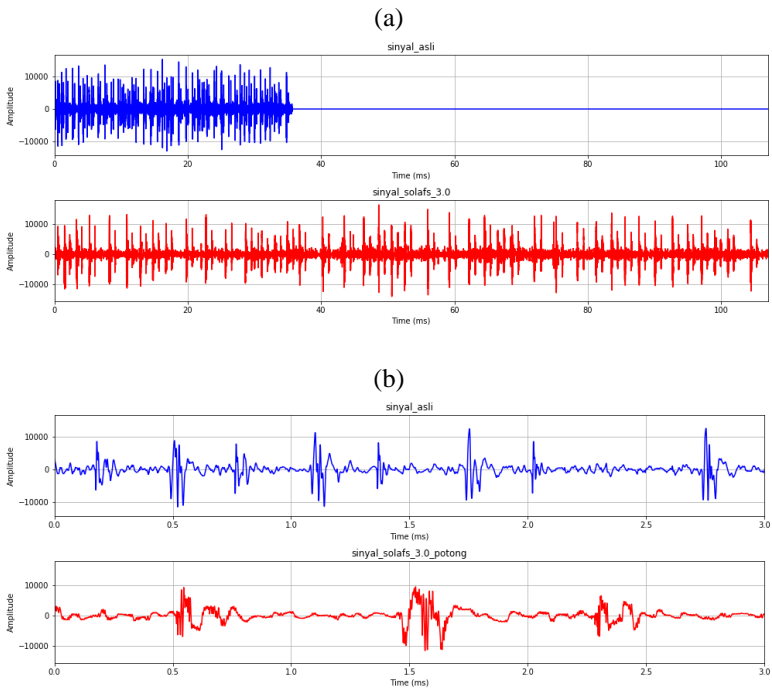
Gambar 21 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0002 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



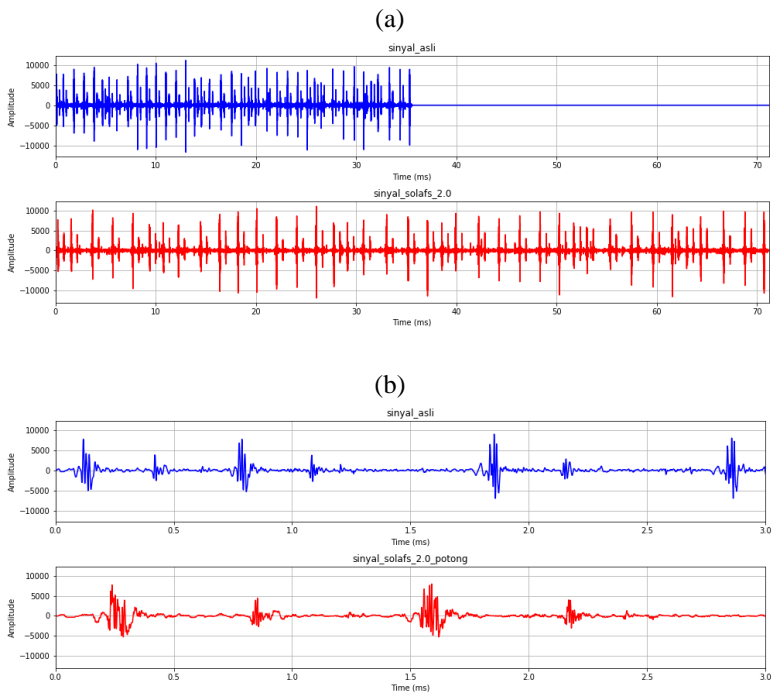
Gambar 22 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0002 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



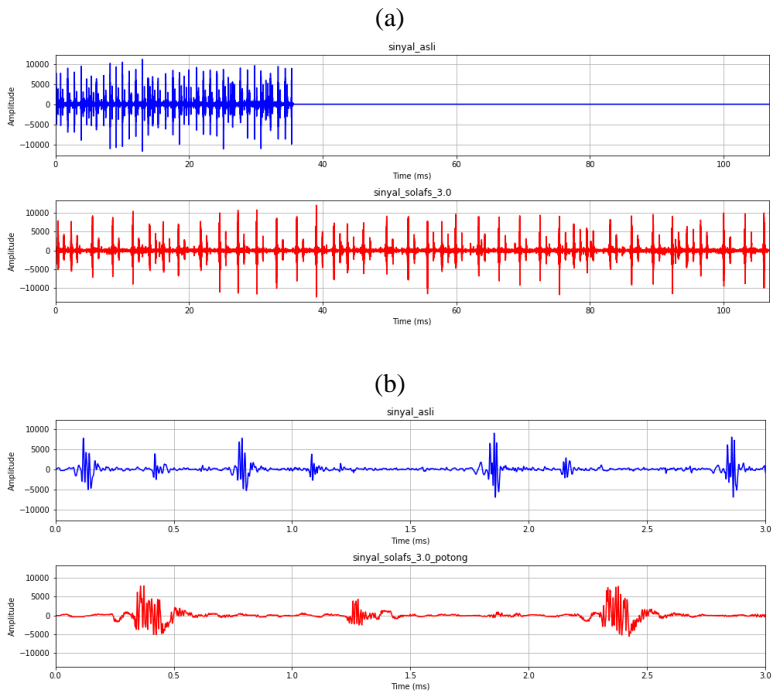
Gambar 23 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0007 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



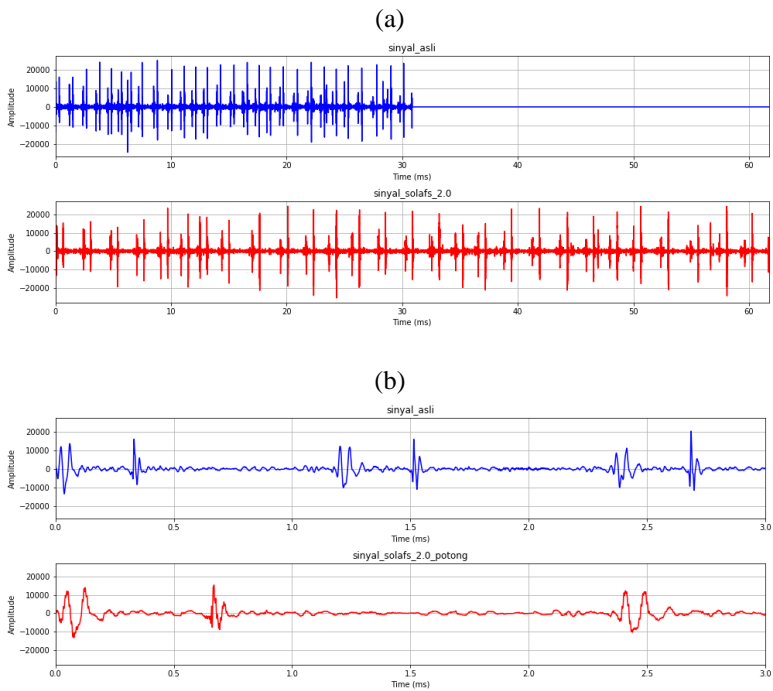
Gambar 24 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0007 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



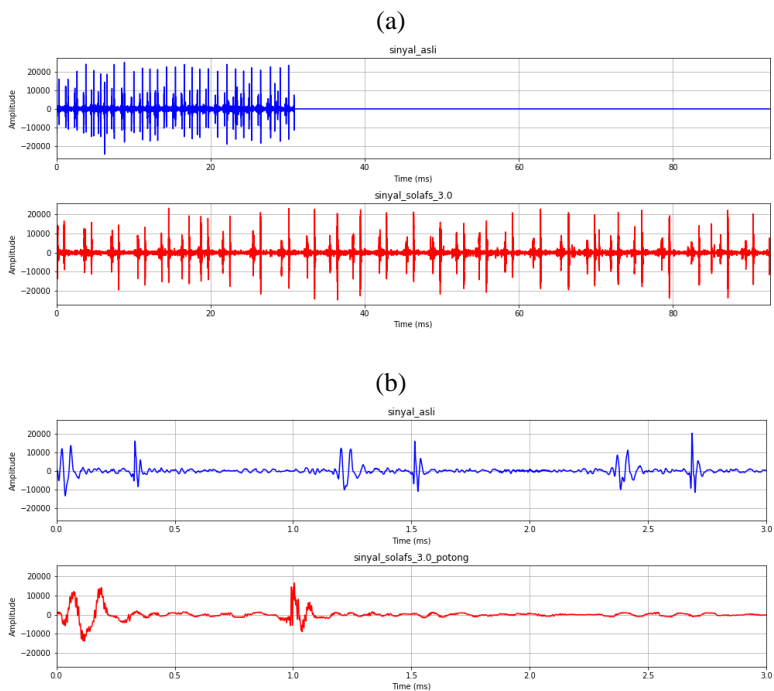
Gambar 25 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0011 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



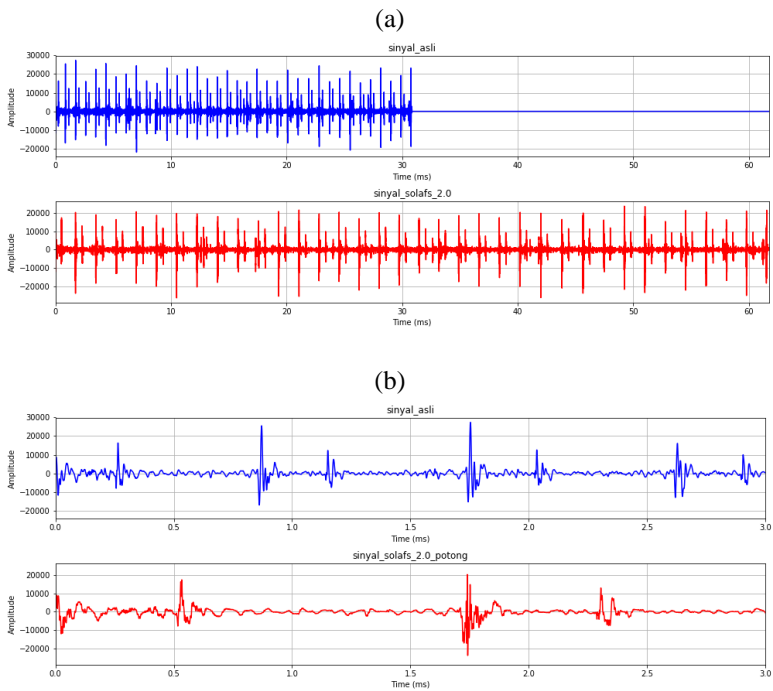
Gambar 26 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0011 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



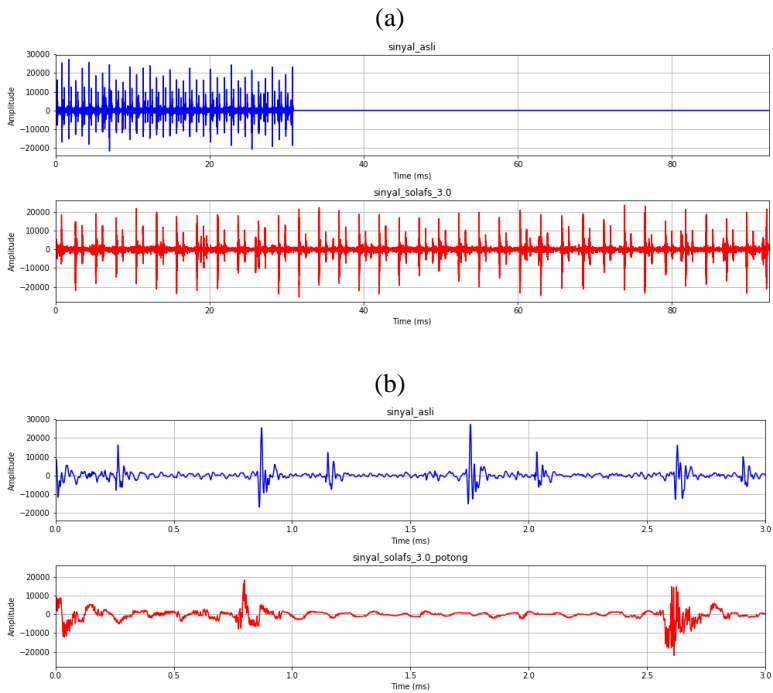
Gambar 27 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0012 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



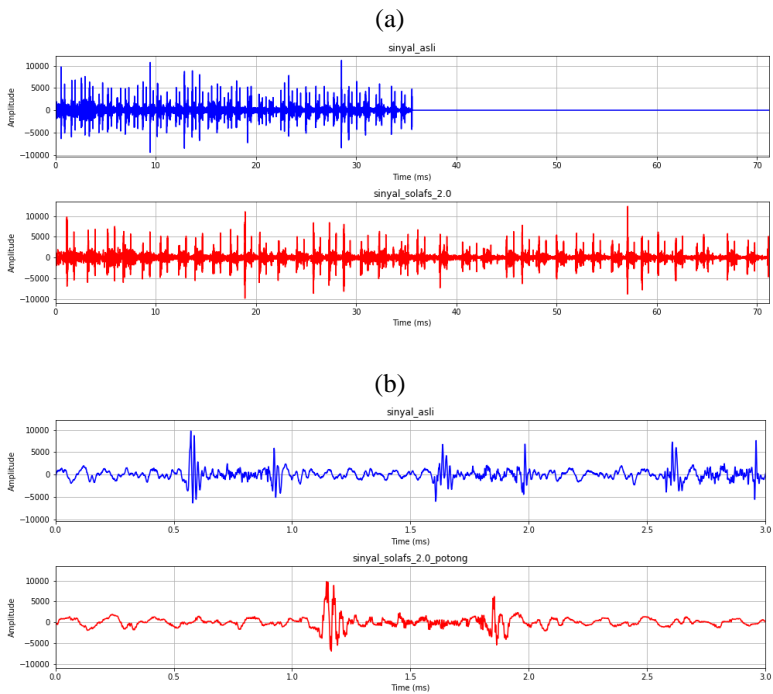
Gambar 28 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0012 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



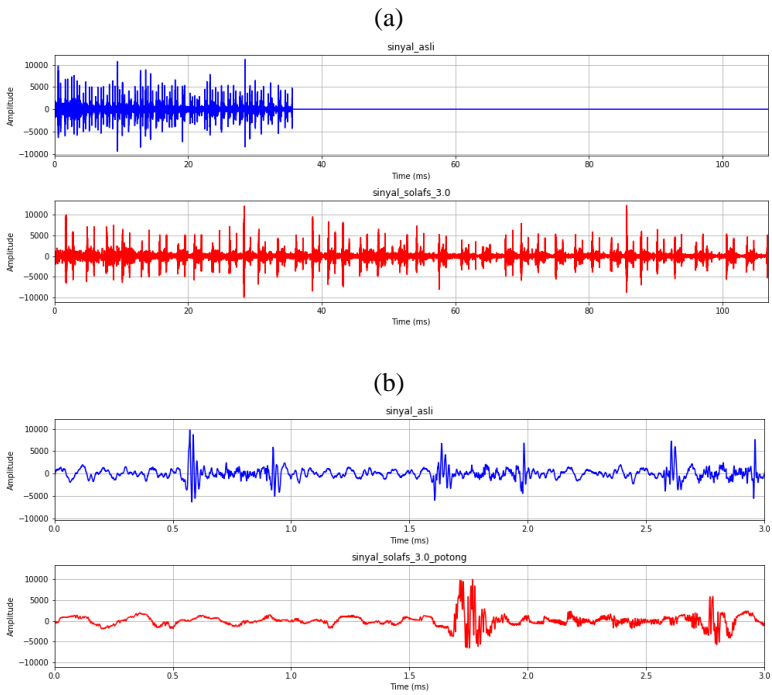
Gambar 29 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0019 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



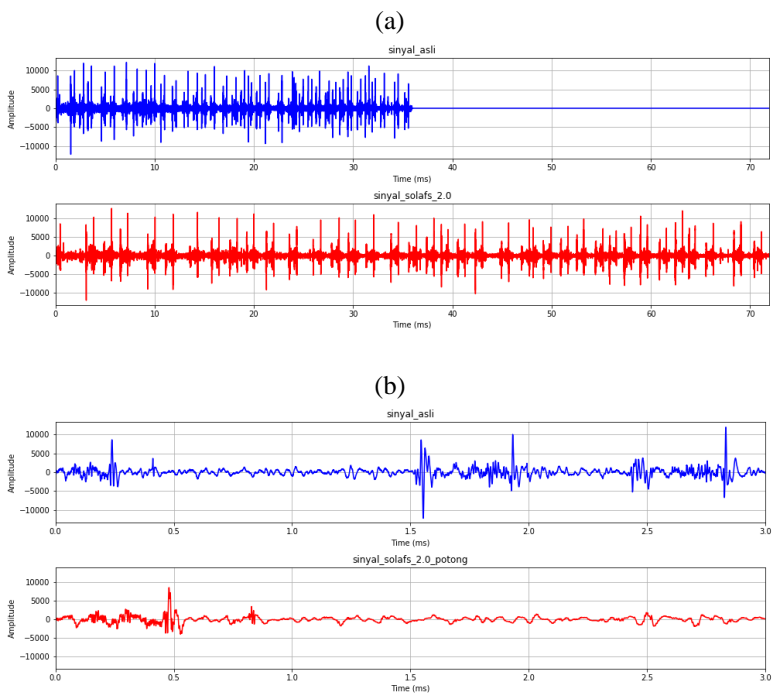
Gambar 30 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0019 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



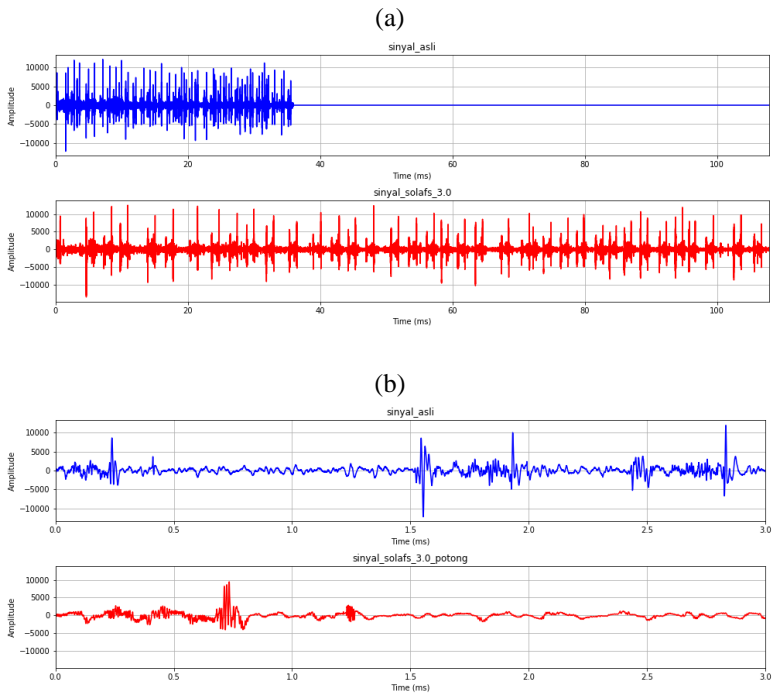
Gambar 31 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0031 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



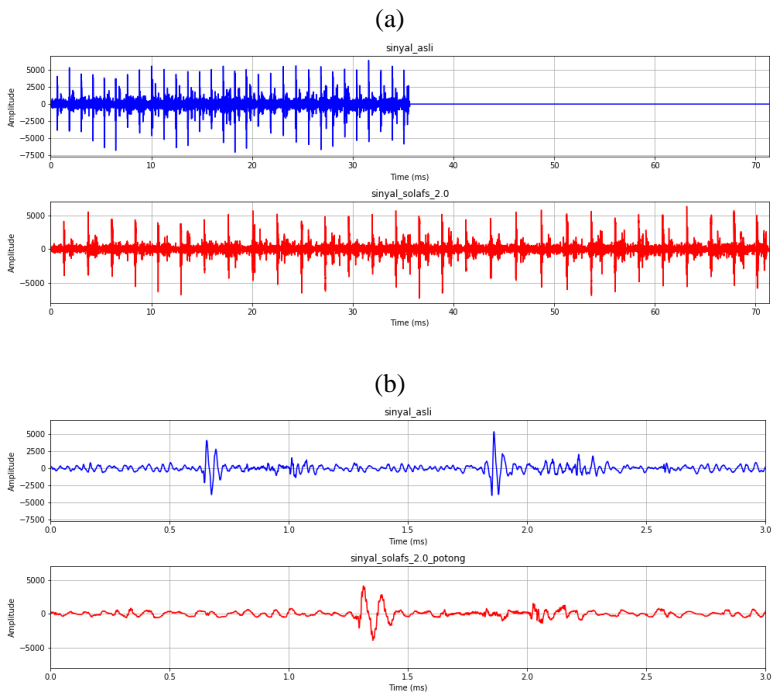
Gambar 32 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0031 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



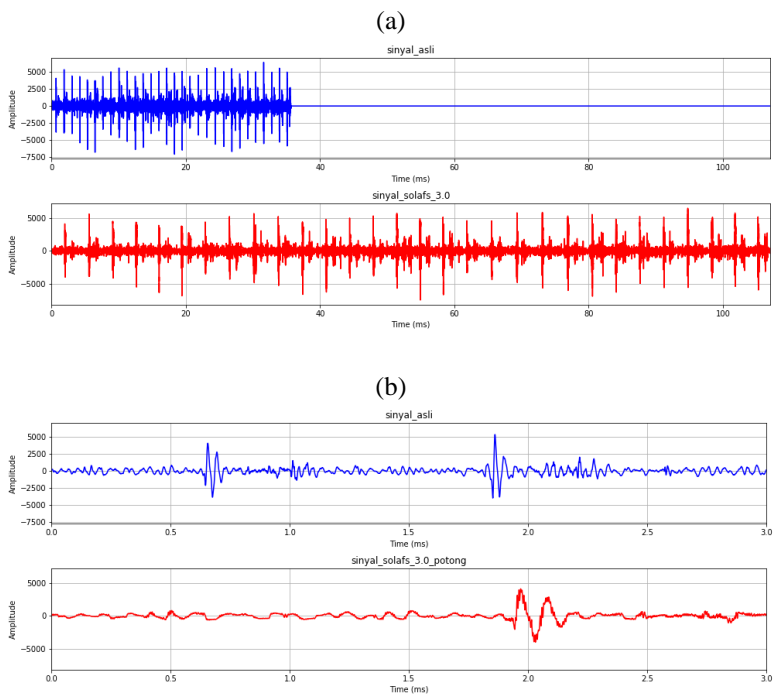
Gambar 33 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0036 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



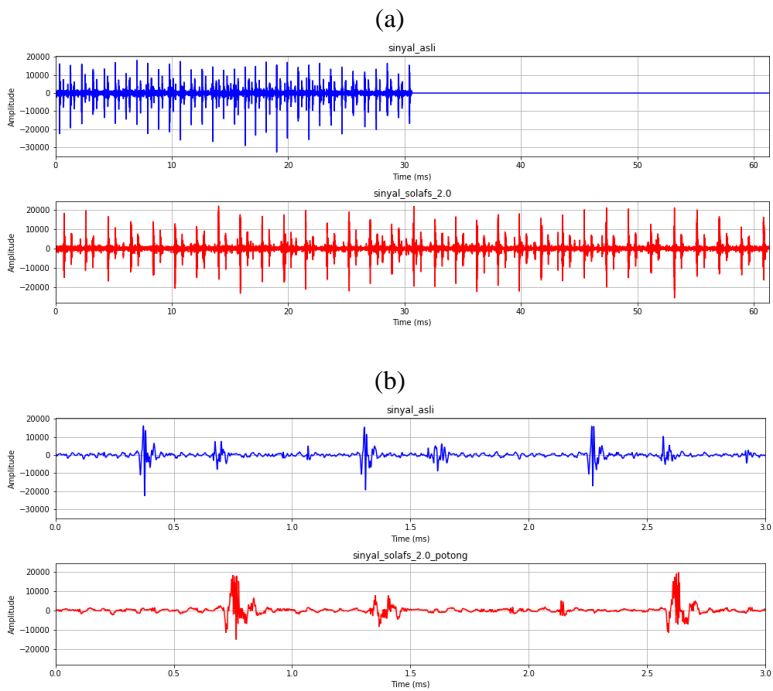
Gambar 34 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0036 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



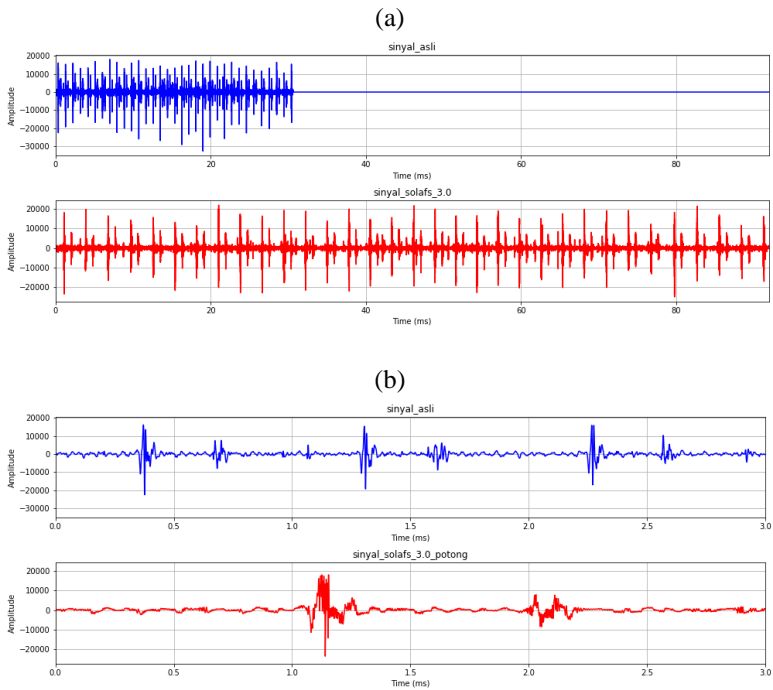
Gambar 35 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0059 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



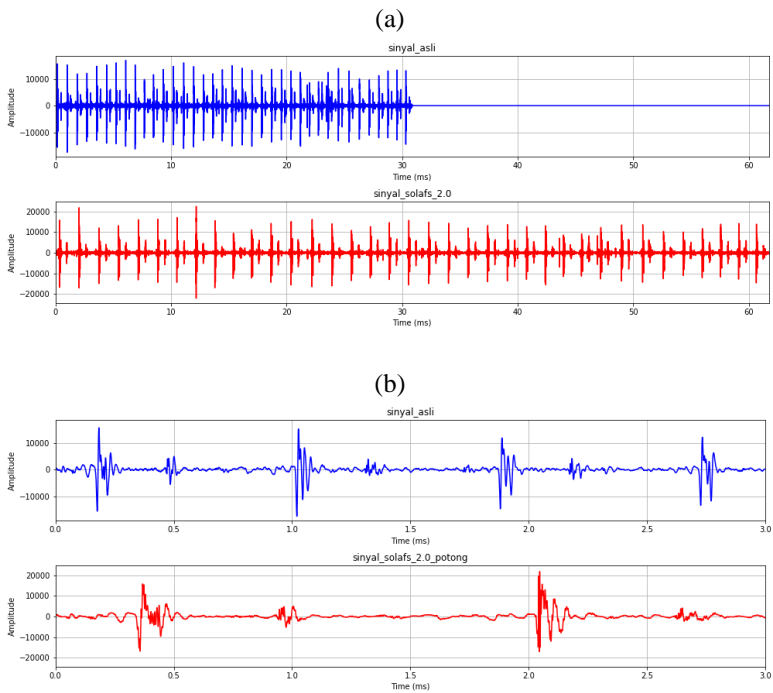
Gambar 36 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0059 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



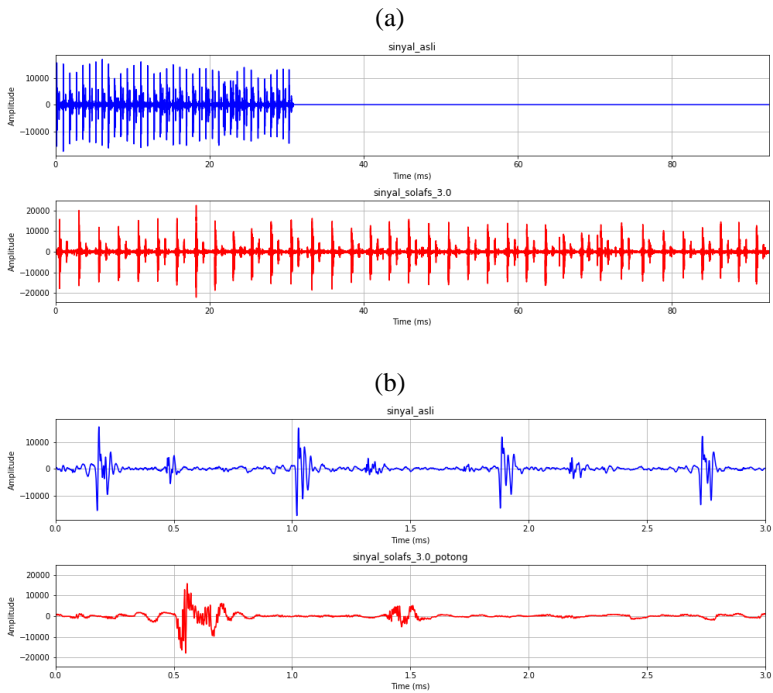
Gambar 37 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0109 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



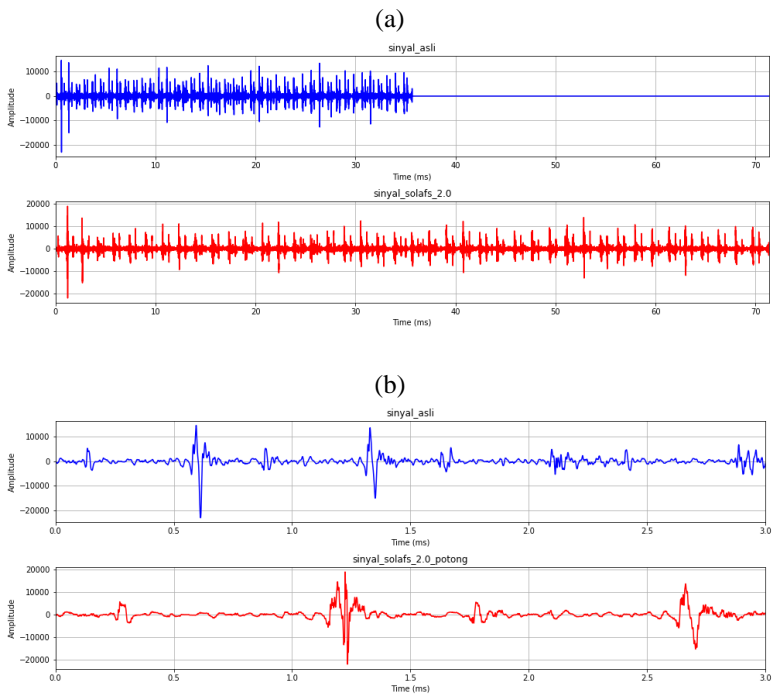
Gambar 38 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0109 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



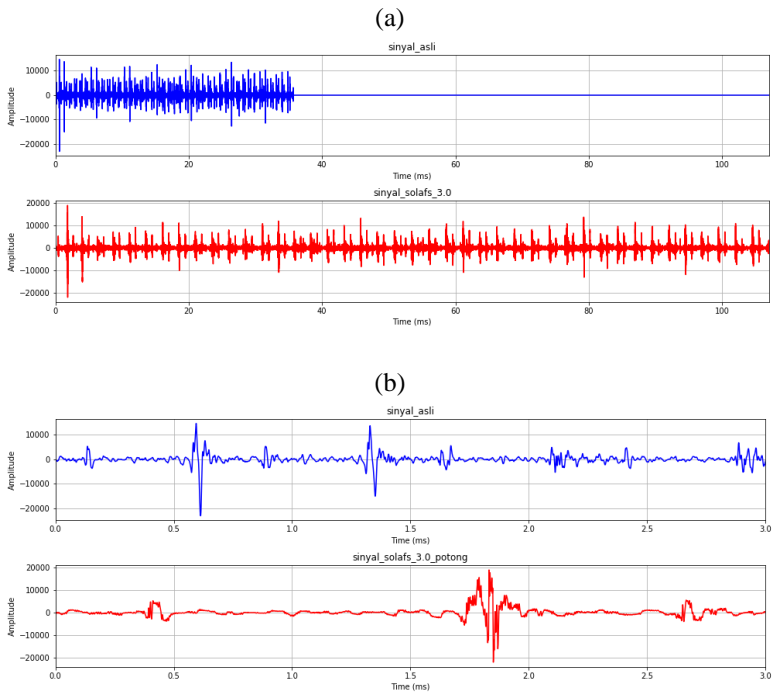
Gambar 39 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0141 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



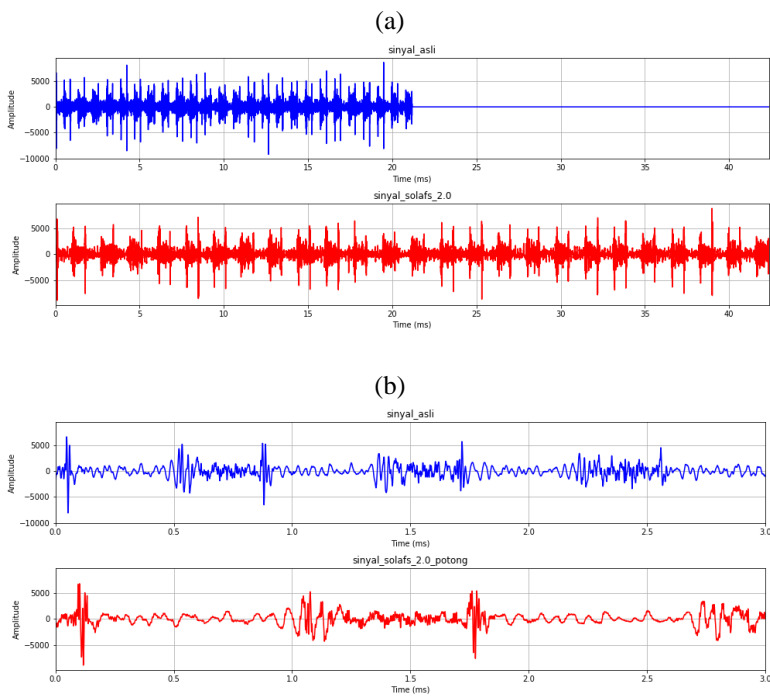
Gambar 40 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0141 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



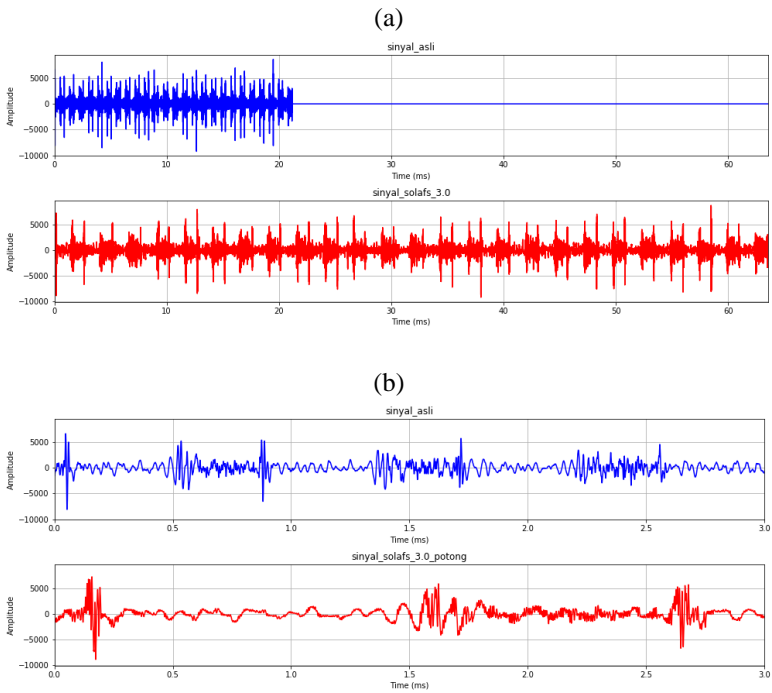
Gambar 41 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0143 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



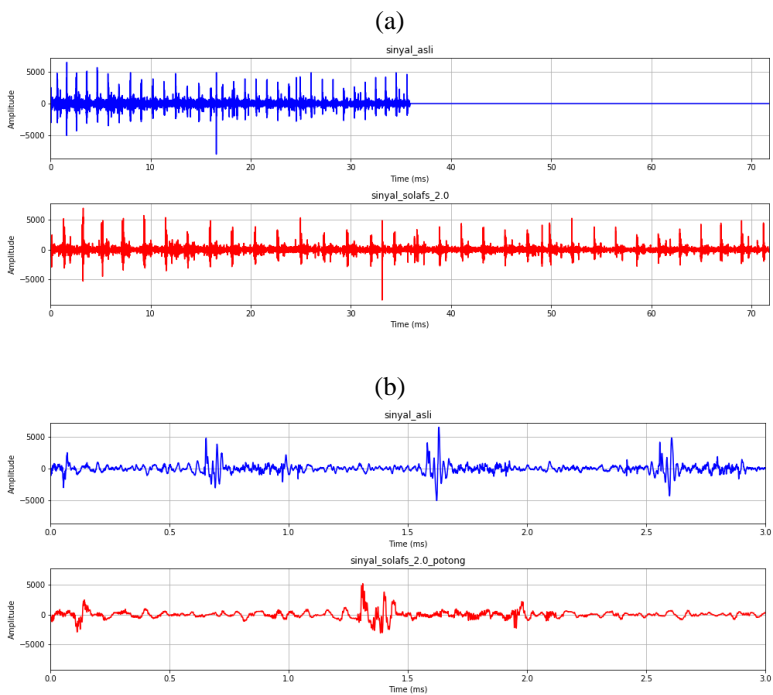
Gambar 42 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0143 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



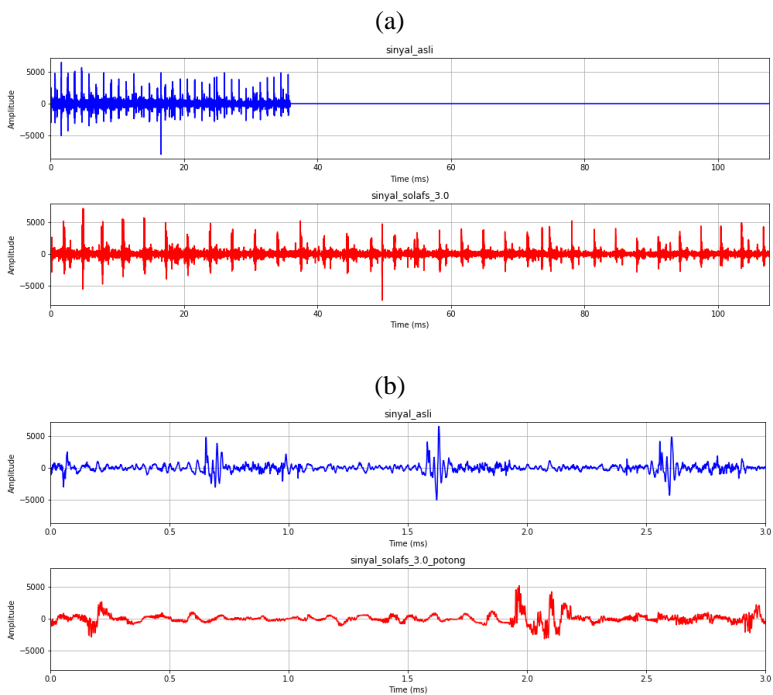
Gambar 43 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0174 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



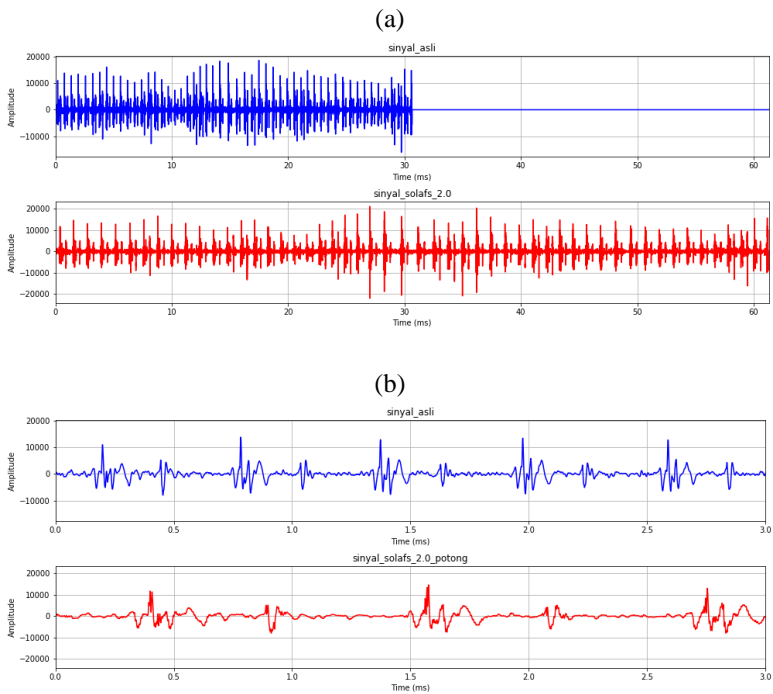
Gambar 44 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0174 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



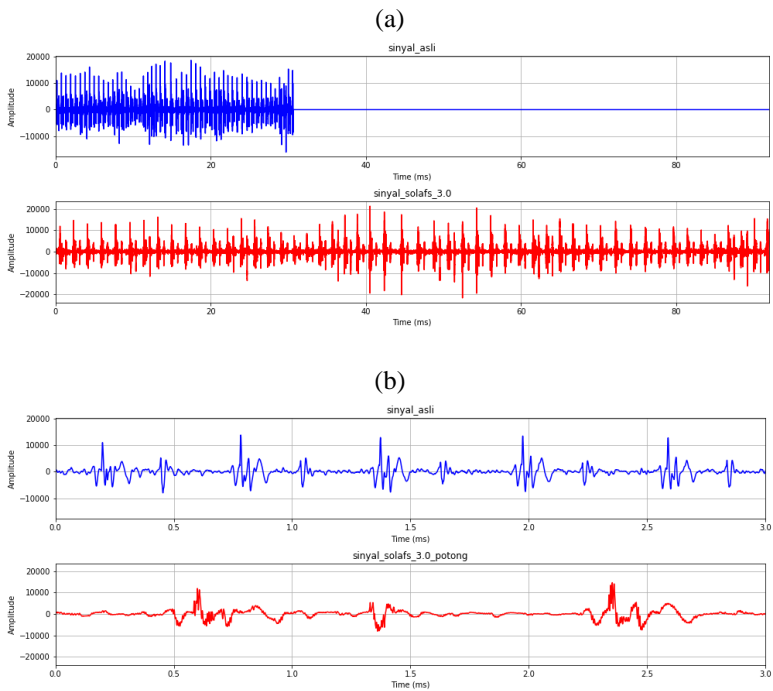
Gambar 45 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0192 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



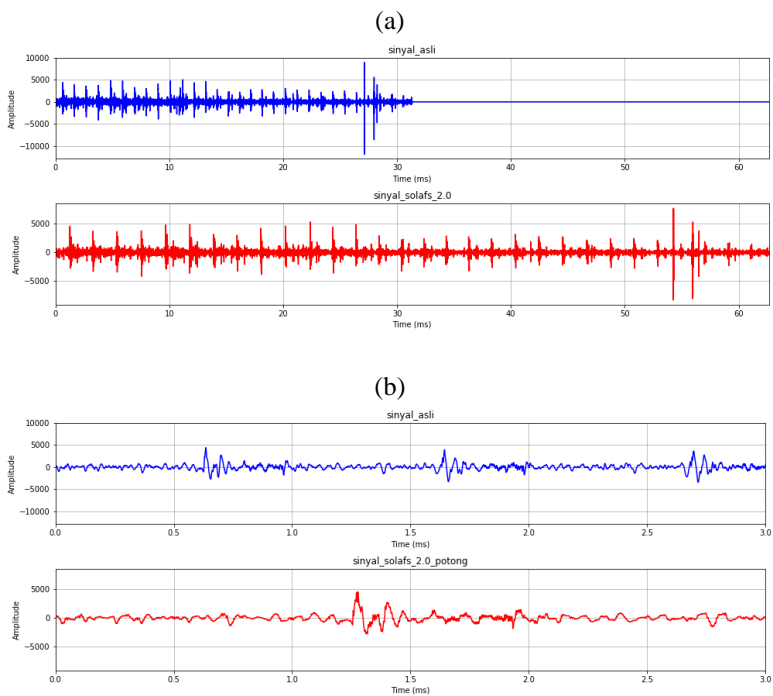
Gambar 46 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0192 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



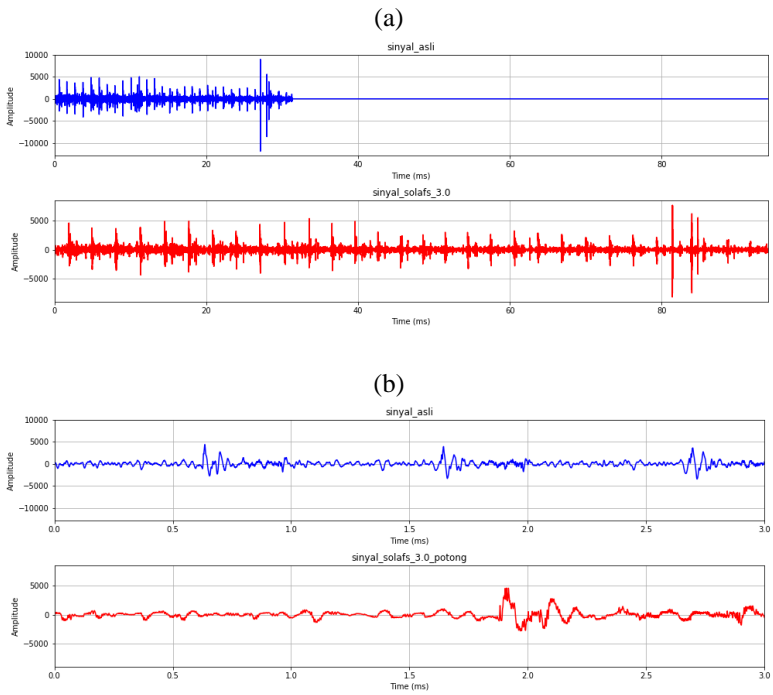
Gambar 47 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0227 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



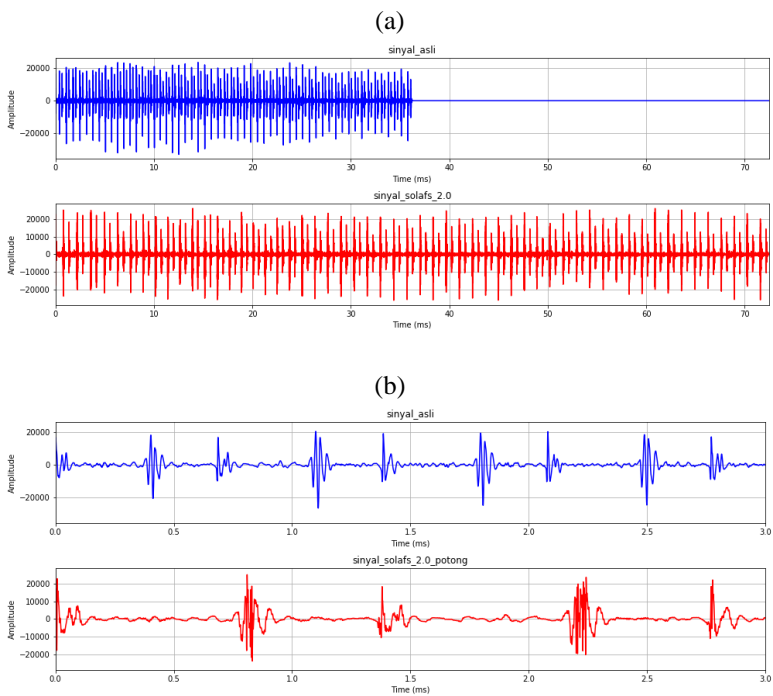
Gambar 48 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0227 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



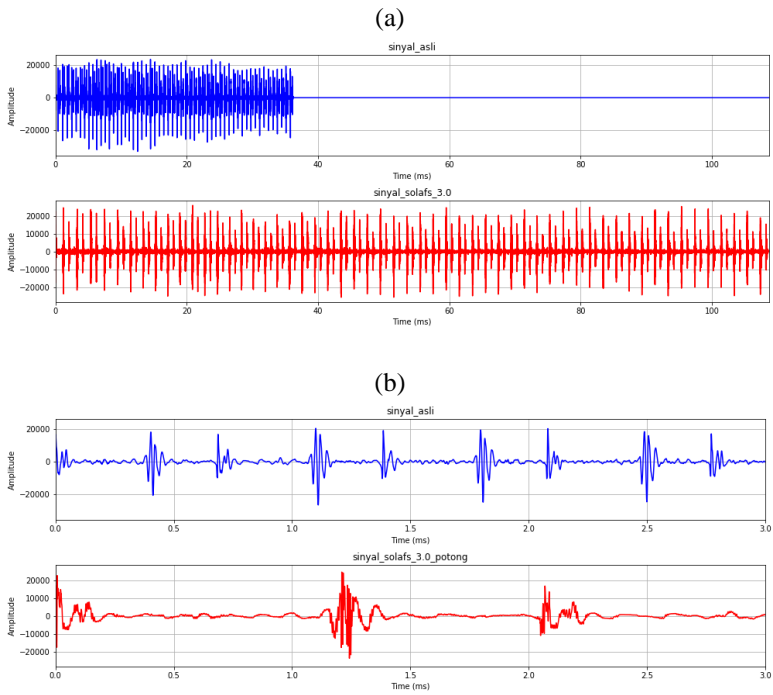
Gambar 49 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0254 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



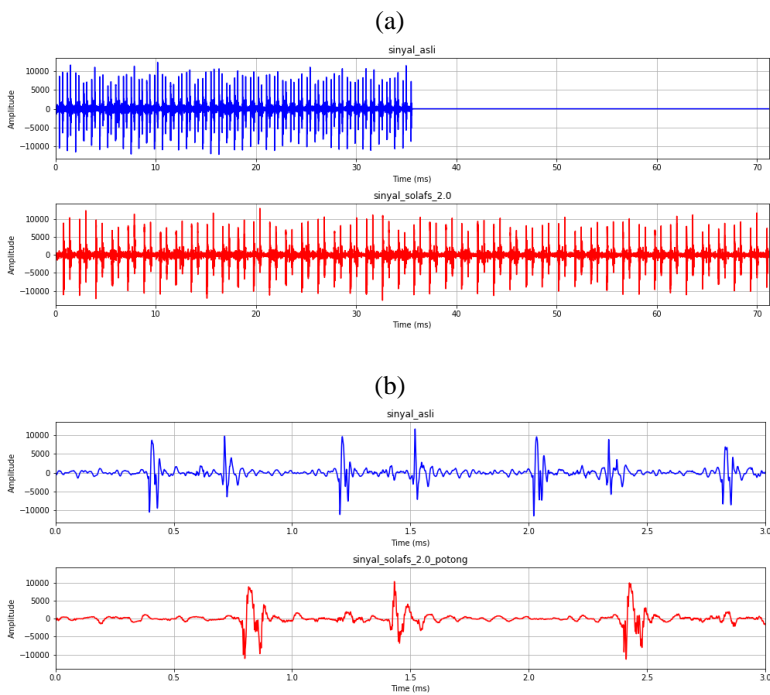
Gambar 50 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0254 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



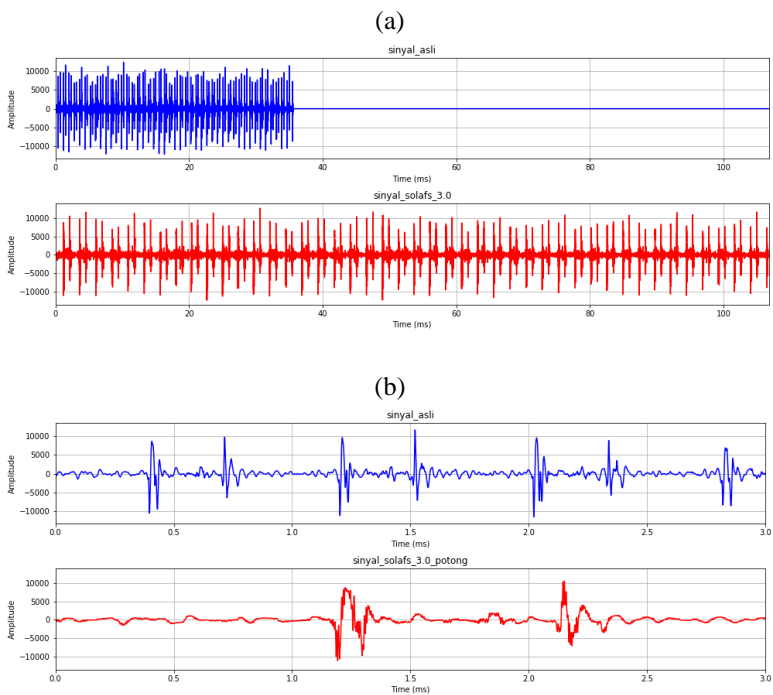
Gambar 51 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0274 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



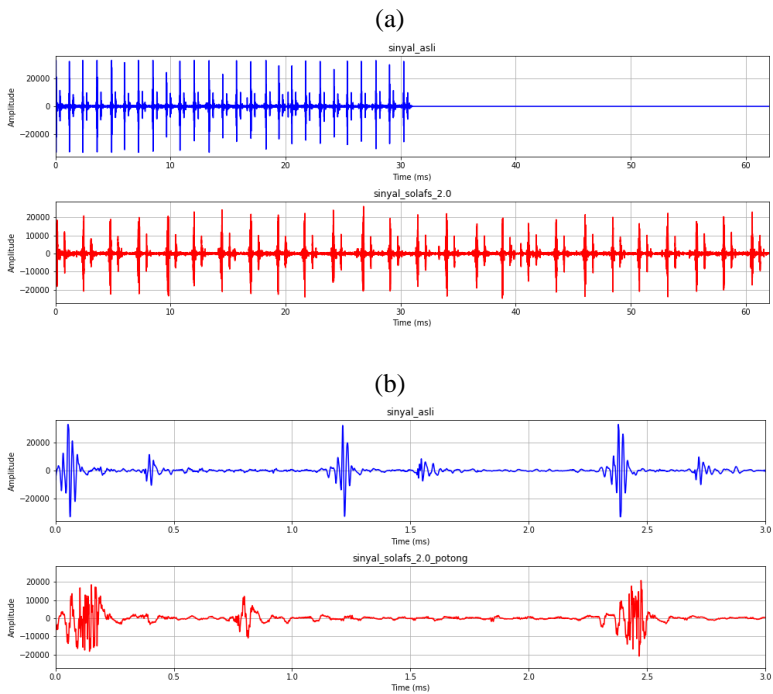
Gambar 52 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0274 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



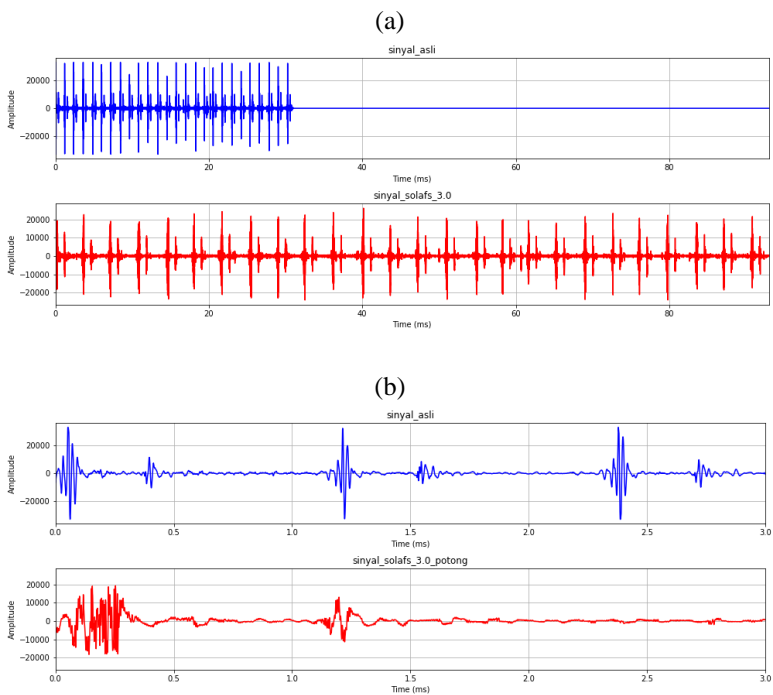
Gambar 53 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0349 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



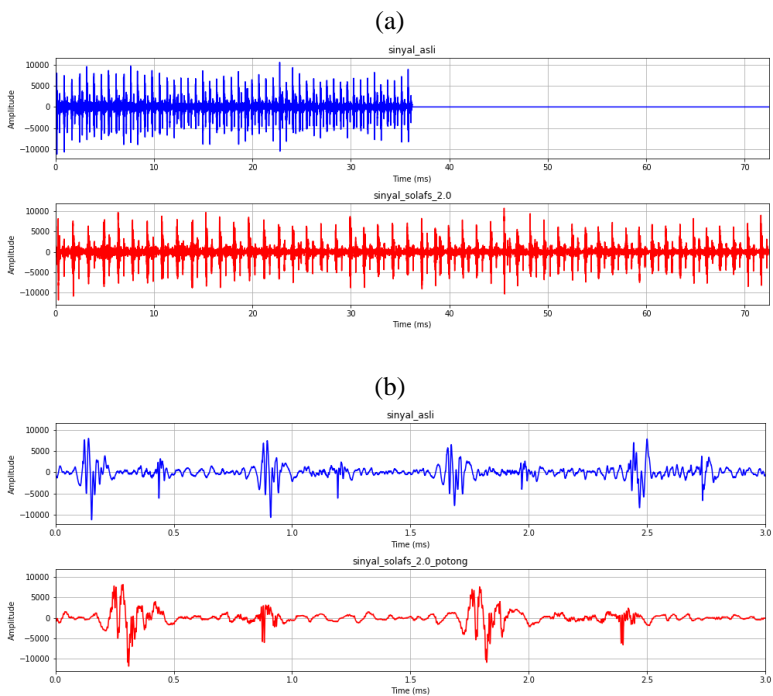
Gambar 54 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0349 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



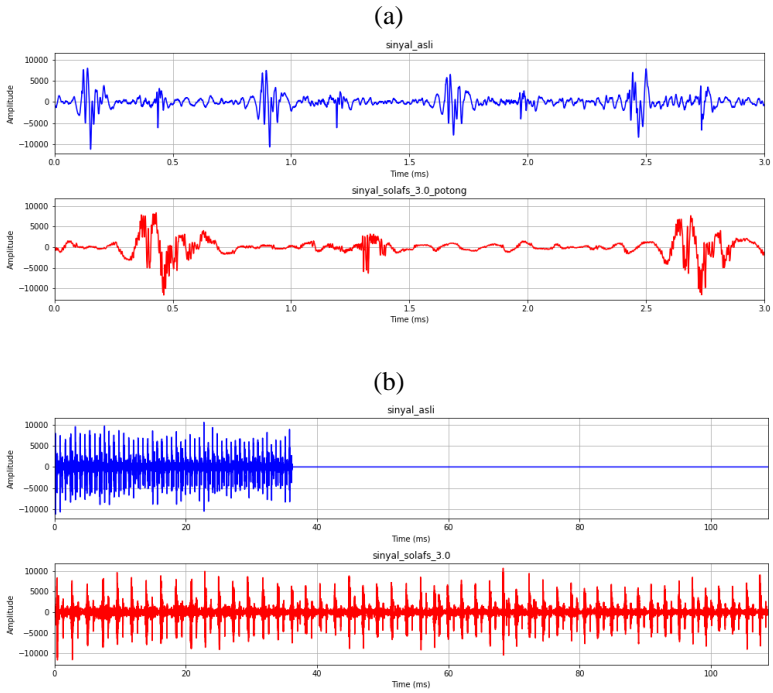
Gambar 55 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0361 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



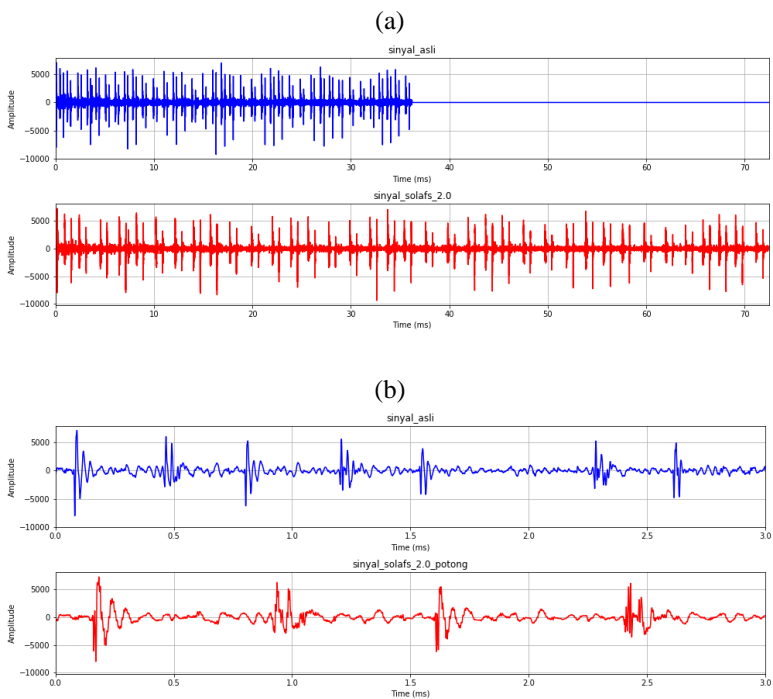
Gambar 56 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0361 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



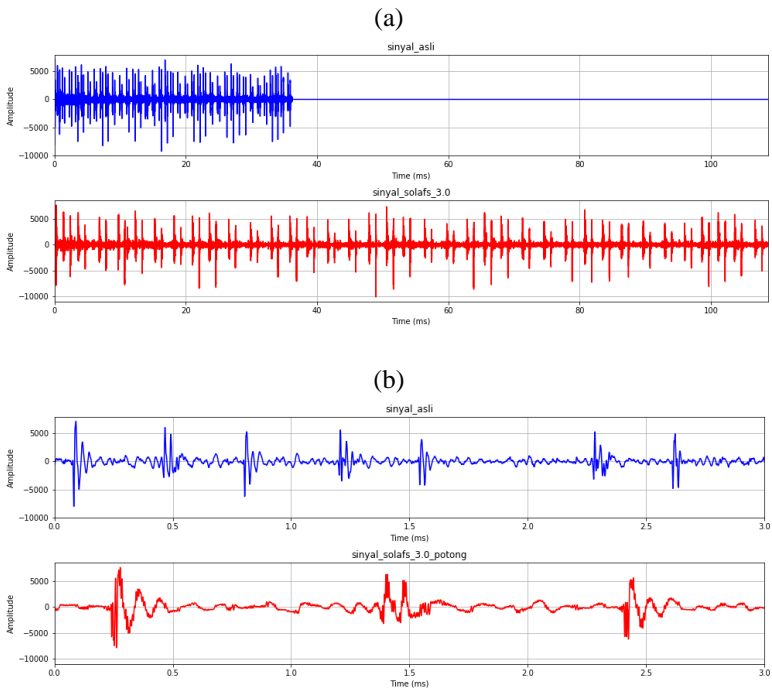
Gambar 57 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0389 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



Gambar 58 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0389 (Abnormal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



Gambar 59 Hasil SOLAFS $\alpha = 2$ Sinyal PCG a0401 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik



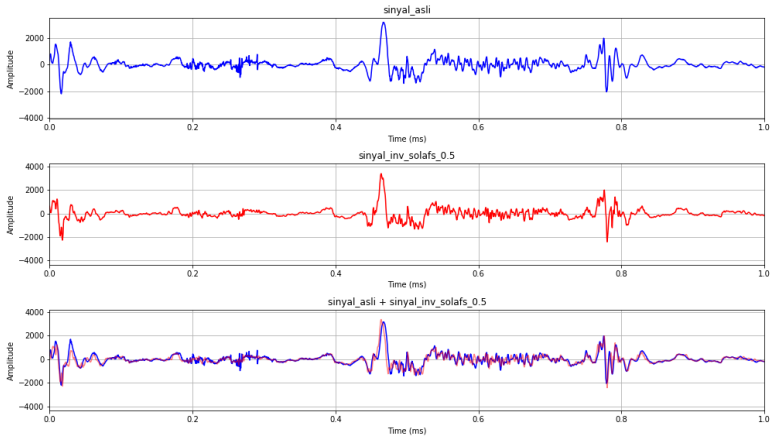
Gambar 60 Hasil SOLAFS $\alpha = 3$ Sinyal PCG a0401 (Normal) pada (a) Skala Hasil Peregangan dan (b) Skala 3 Detik

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

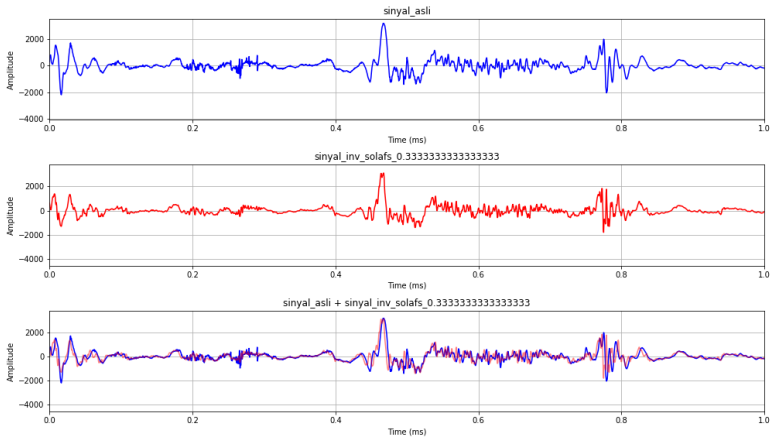
Lampiran III.

Visualisasi Sinyal PCG Normal dan Abnormal Hasil *Inverse* Modifikasi Skala Waktu

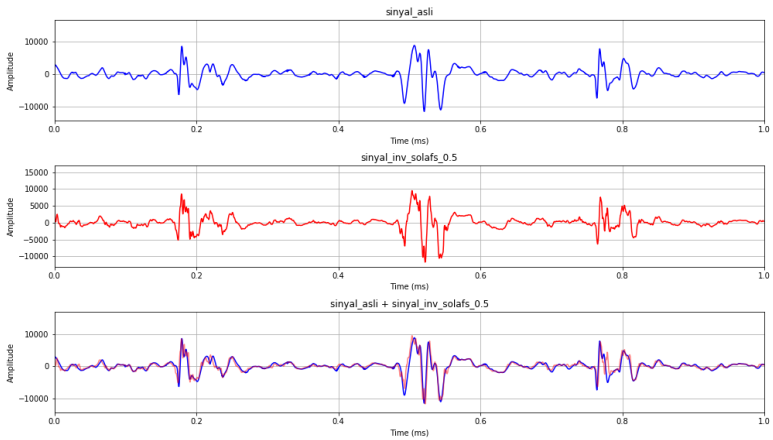
Lampiran III menampilkan visualisasi rekaman sinyal PCG hasil *inverse* modifikasi skala waktu menggunakan SOLAFS dengan faktor $1/\alpha = 1/2$ dan $1/\alpha = 1/3$ sepanjang/selama 3 detik dari setiap subjek. Hasil ini merupakan visualisasi dari sinyal yang telah dilakukan perbaikan akibat pergeseran yang timbul karena proses sebelumnya. *Plot* terdiri dari tiga bagian, *plot* atas berwarna biru adalah sinyal PCG asli sebelum melalui proses apapun, *plot* tengah berwarna merah adalah sinyal PCG hasil *inverse* SOLAFS, serta *plot* bawah adalah gabungan dari kedua sinyal yang berwarna merah dan biru menandakan selisih sinyal yang dihitung *error*-nya.



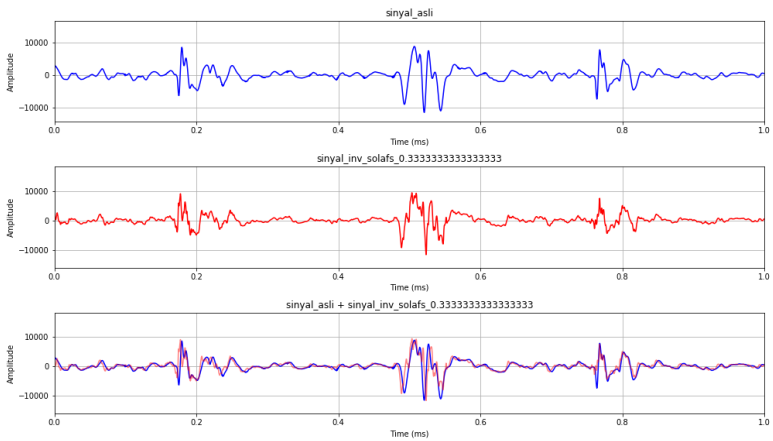
Gambar 61 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0002 (Abnormal)



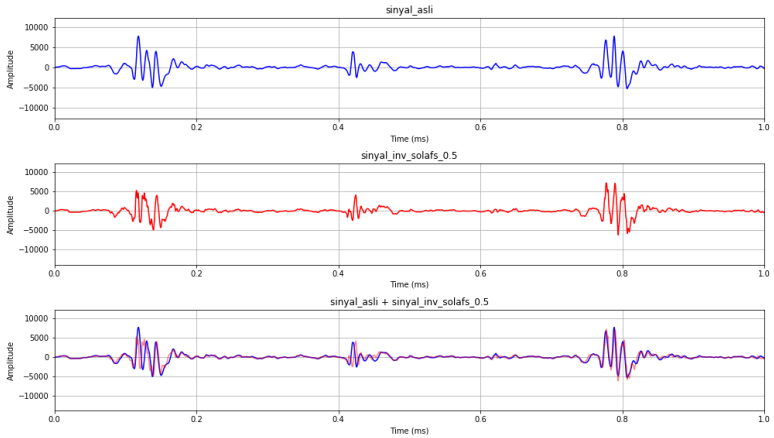
Gambar 62 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0002 (Abnormal)



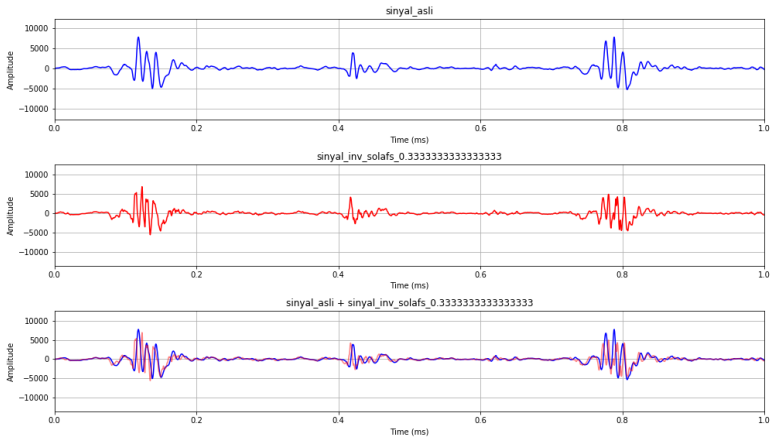
Gambar 63 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0007 (Normal)



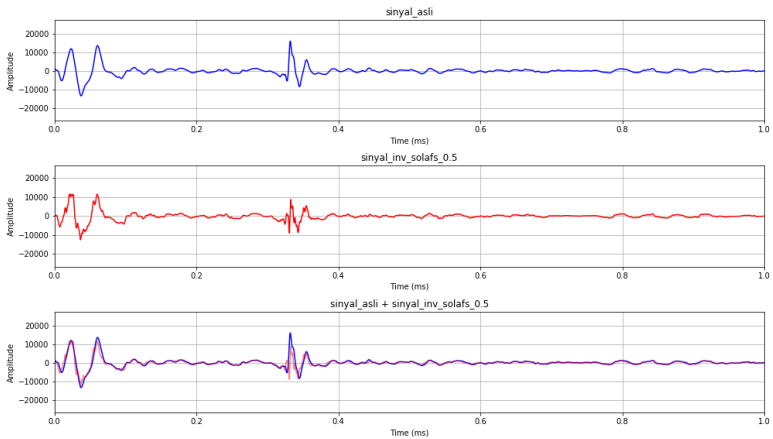
Gambar 64 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0007 (Normal)



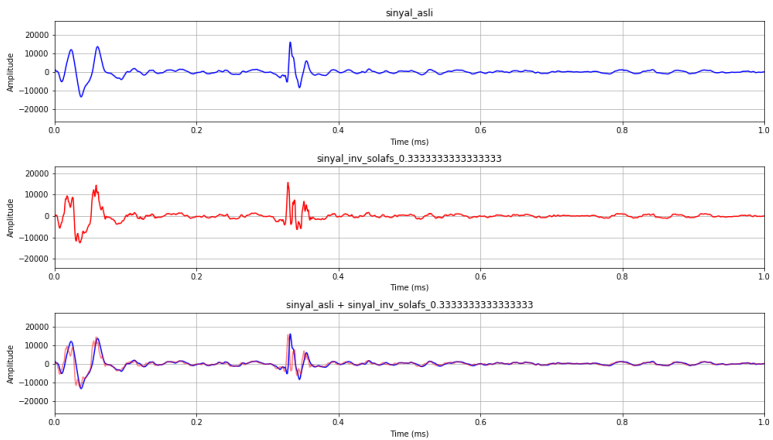
Gambar 65 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0011 (Normal)



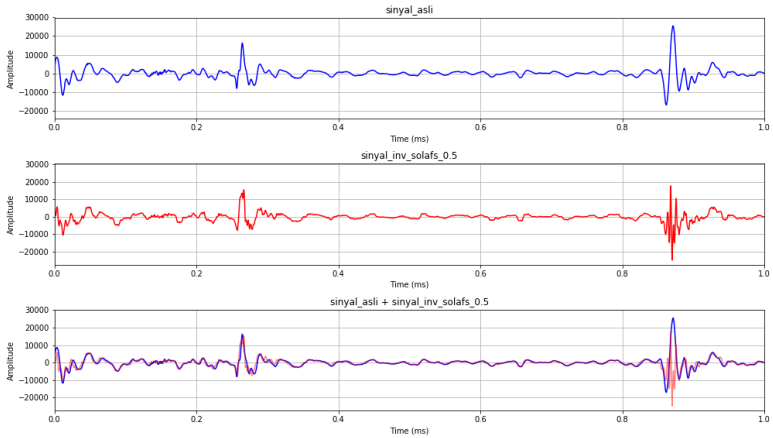
Gambar 66 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0011 (Normal)



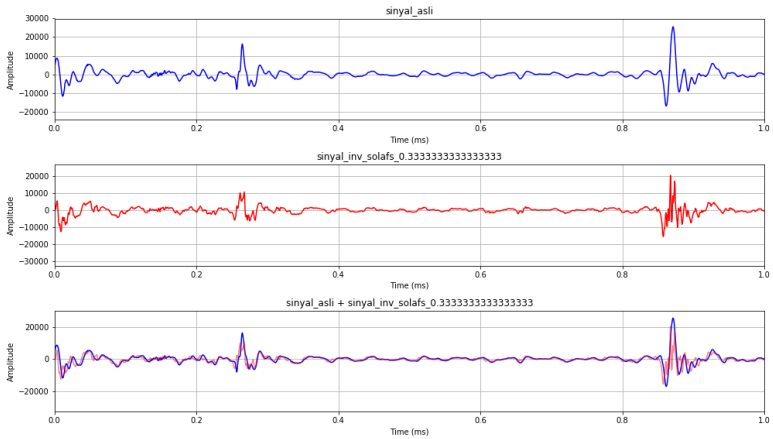
Gambar 67 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0012 (Normal)



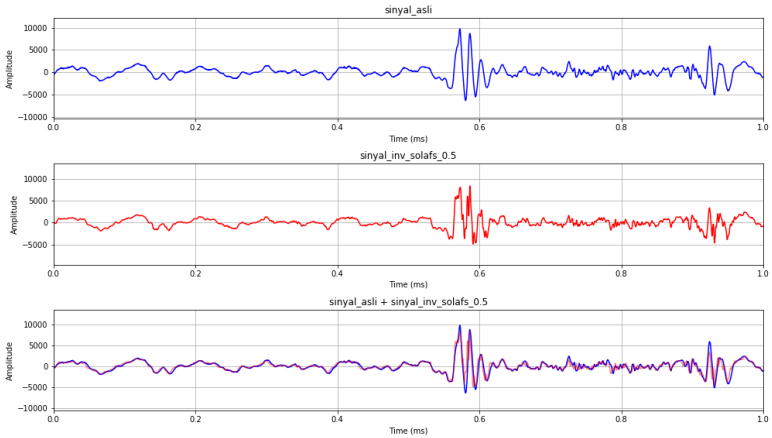
Gambar 68 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0012 (Normal)



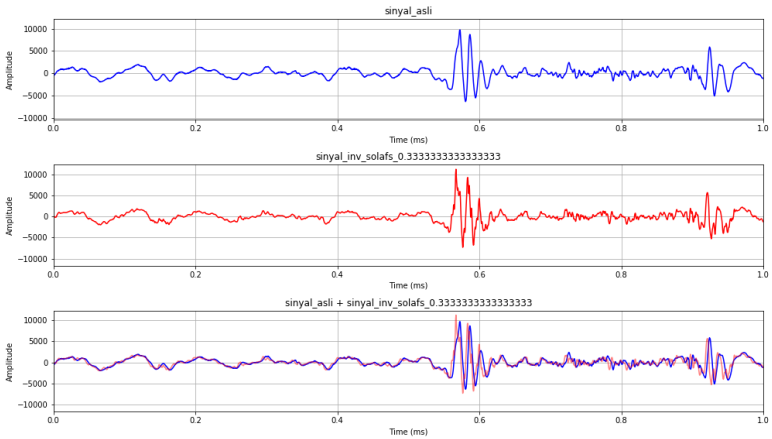
Gambar 69 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0019 (Normal)



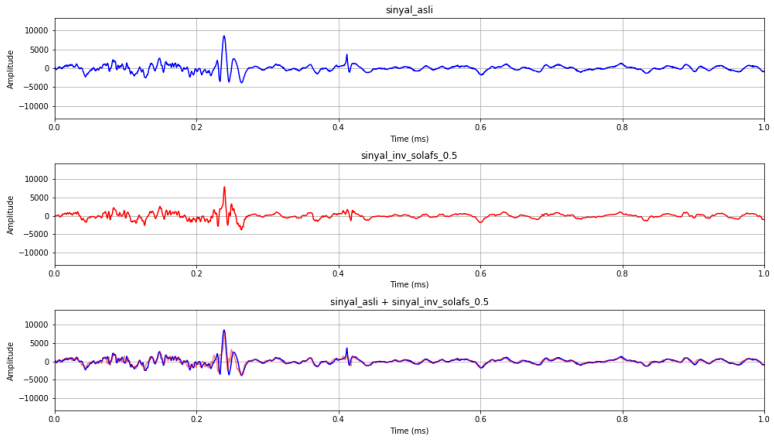
Gambar 70 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0019 (Normal)



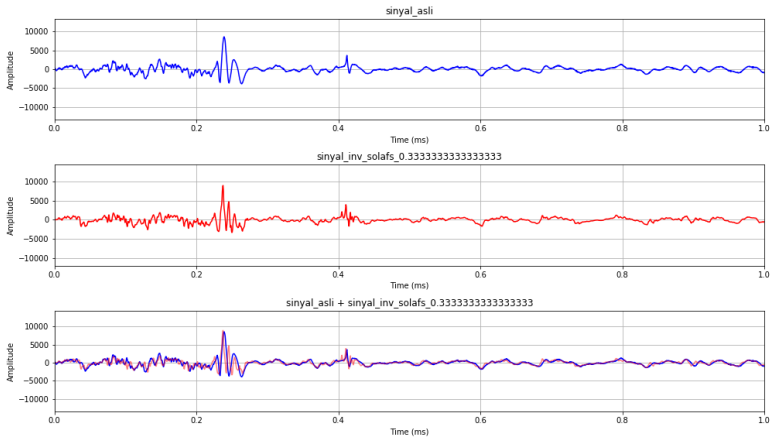
Gambar 71 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0031 (Abnormal)



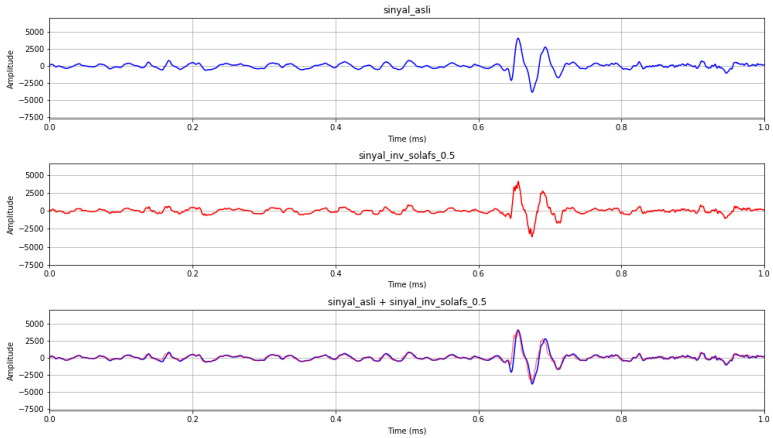
Gambar 72 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0031 (Abnormal)



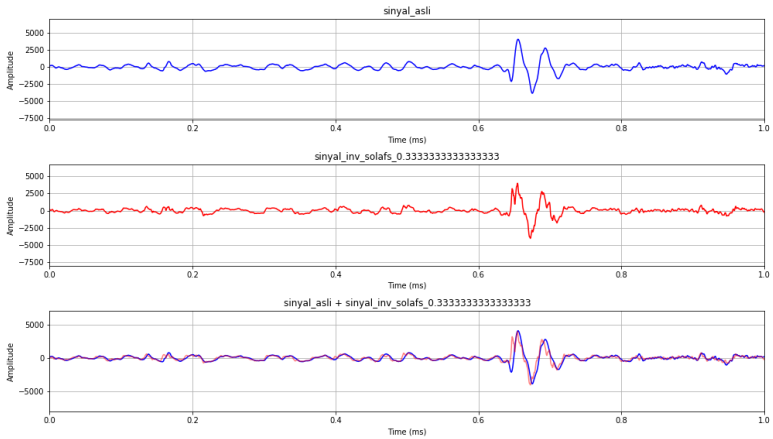
Gambar 73 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0036 (Abnormal)



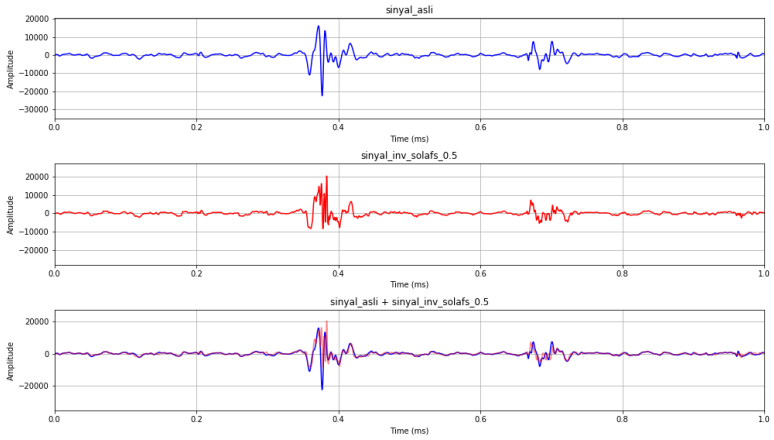
Gambar 74 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0036 (Abnormal)



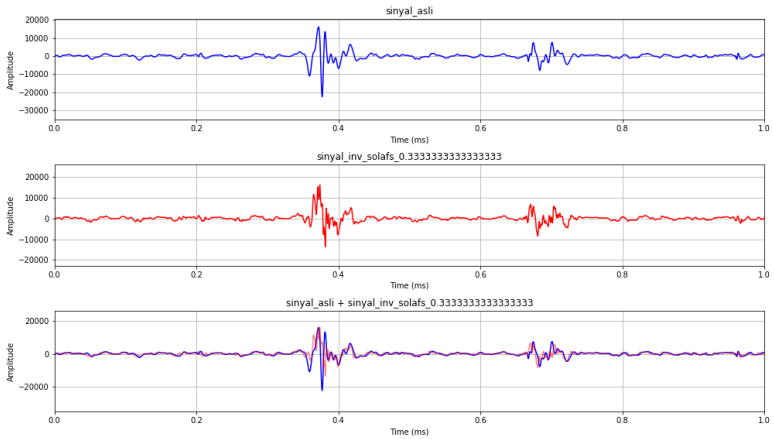
Gambar 75 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0059 (Abnormal)



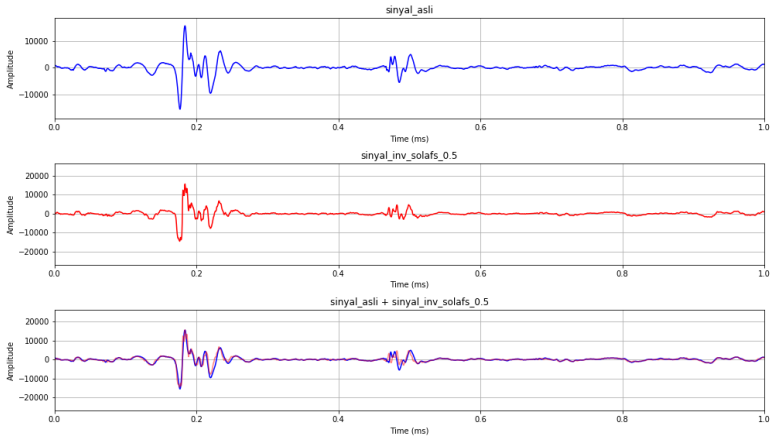
Gambar 76 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0059 (Abnormal)



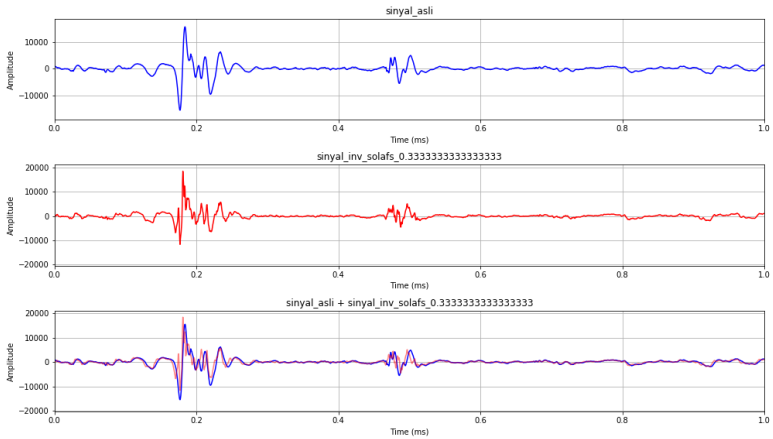
Gambar 77 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0109 (Normal)



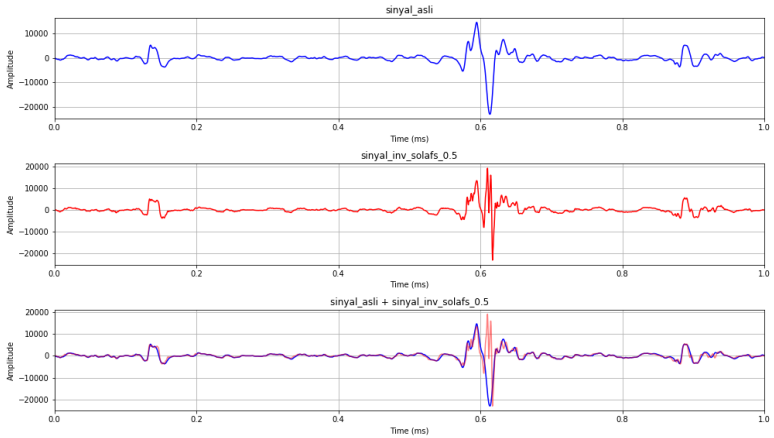
Gambar 78 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0109 (Normal)



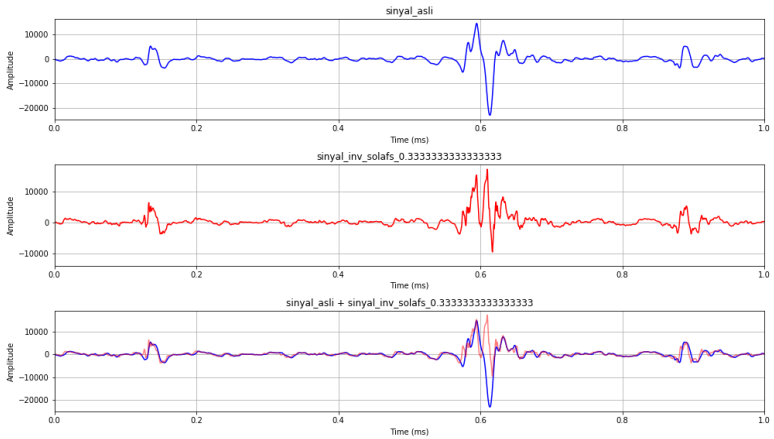
Gambar 79 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0141 (Normal)



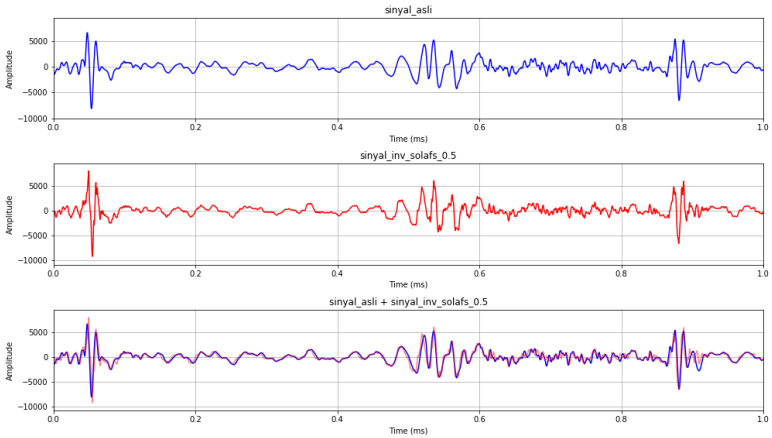
Gambar 80 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0141 (Normal)



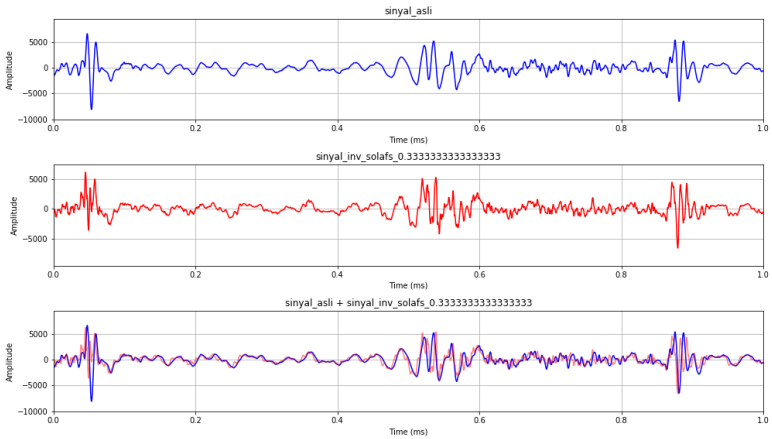
Gambar 81 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0143 (Abnormal)



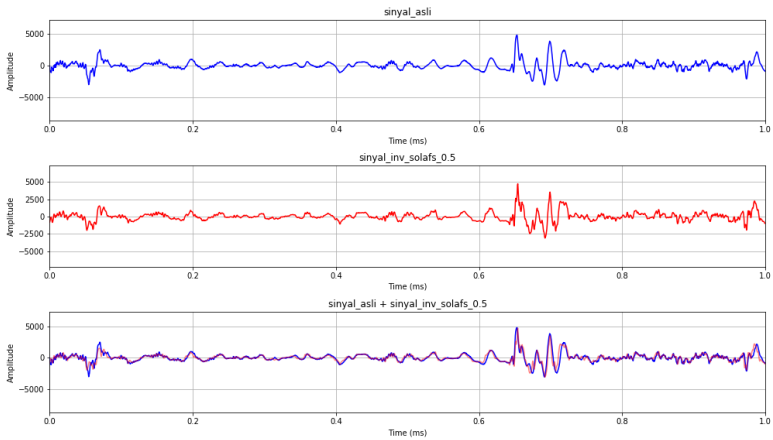
Gambar 82 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0143 (Abnormal)



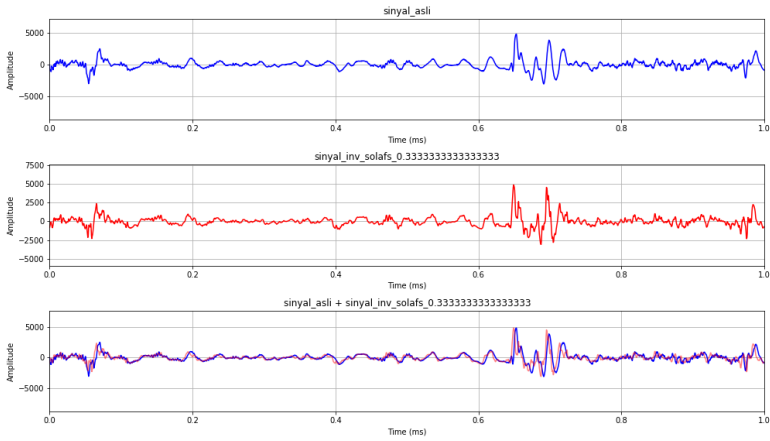
Gambar 83 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0174 (Abnormal)



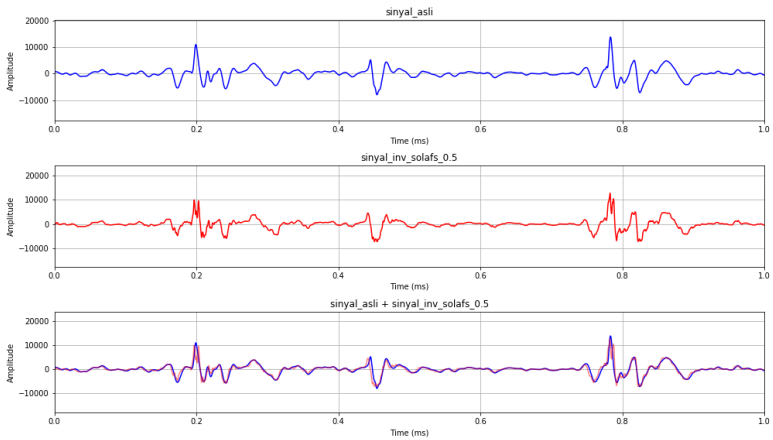
Gambar 84 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0174 (Abnormal)



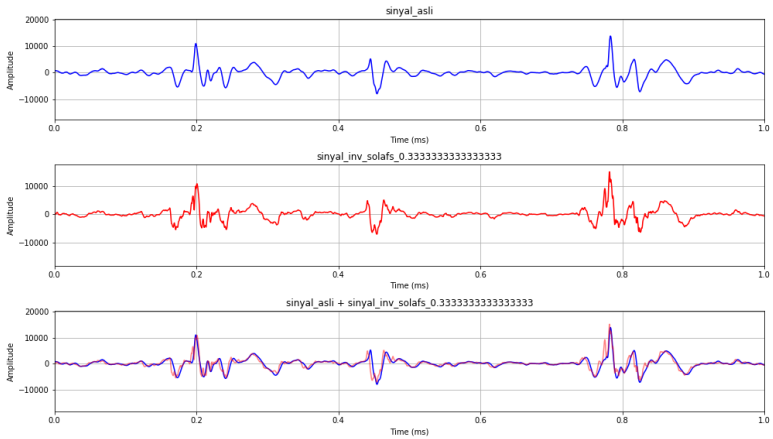
Gambar 85 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0192 (Abnormal)



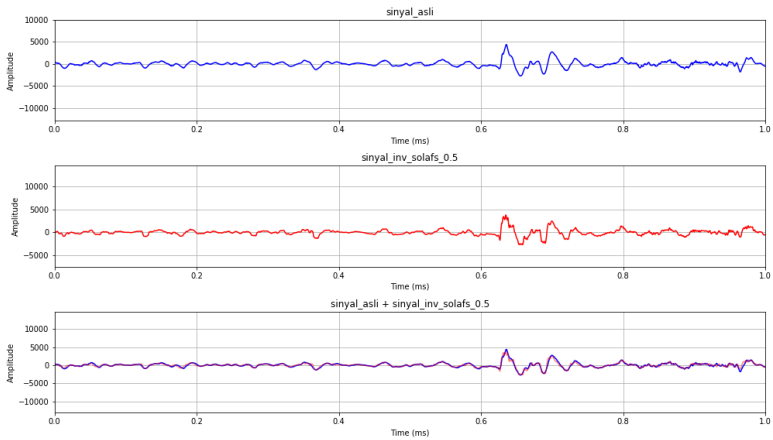
Gambar 86 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0192 (Abnormal)



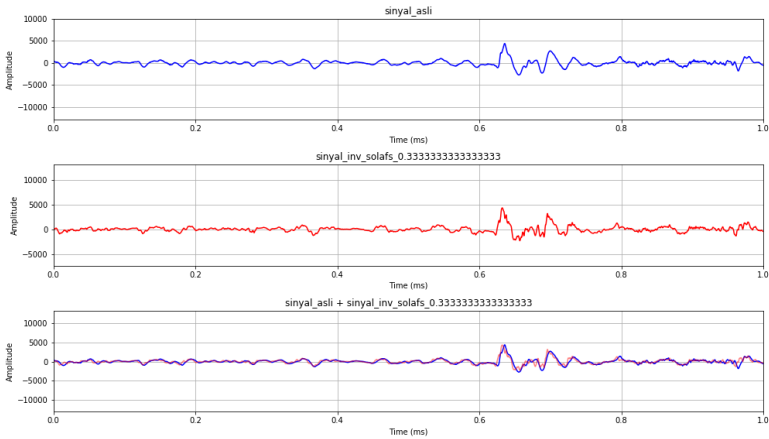
Gambar 87 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0227 (Normal)



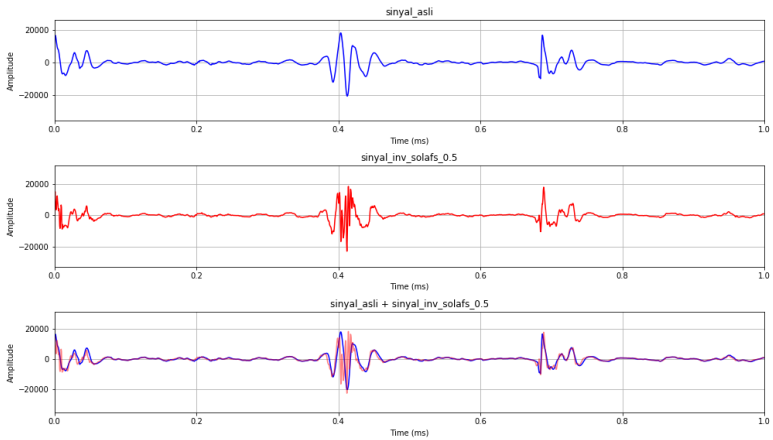
Gambar 88 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0227 (Normal)



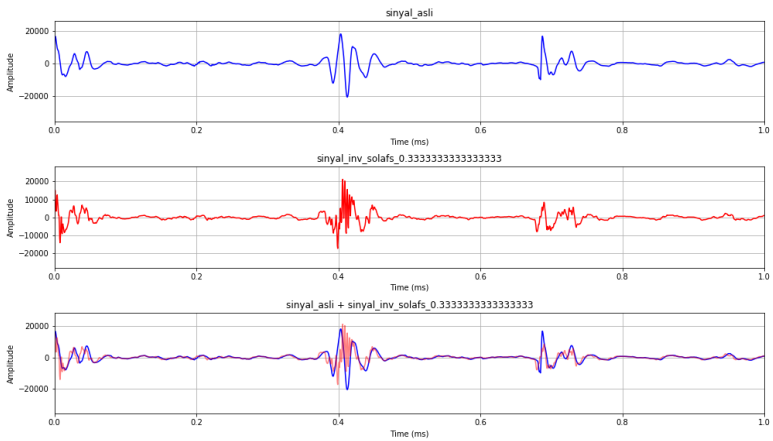
Gambar 89 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0254 (Abnormal)



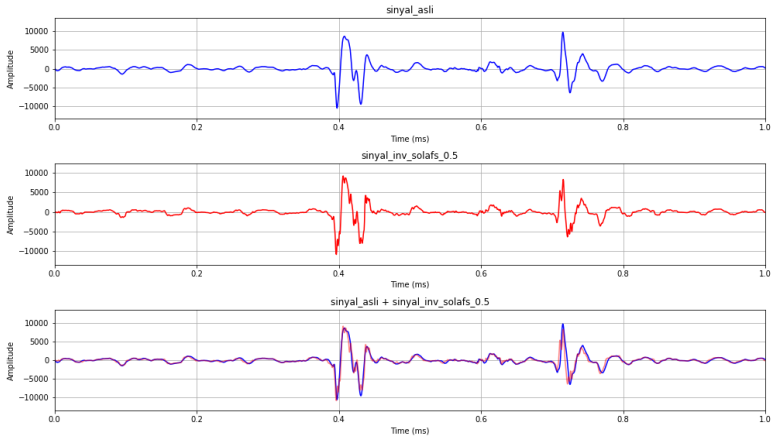
Gambar 90 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0254 (Abnormal)



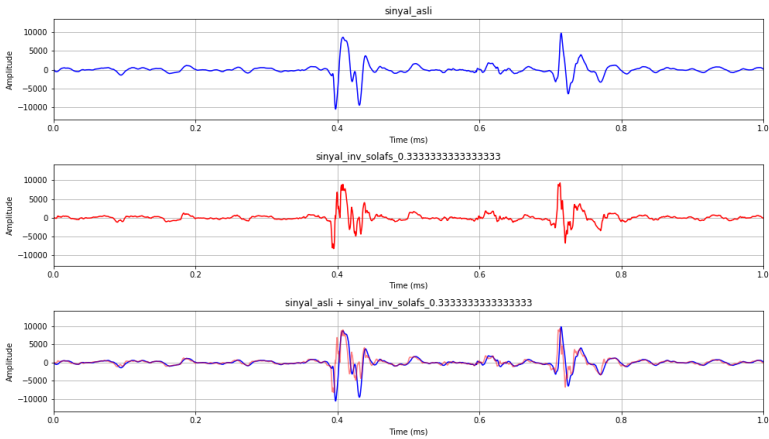
Gambar 91 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0274 (Normal)



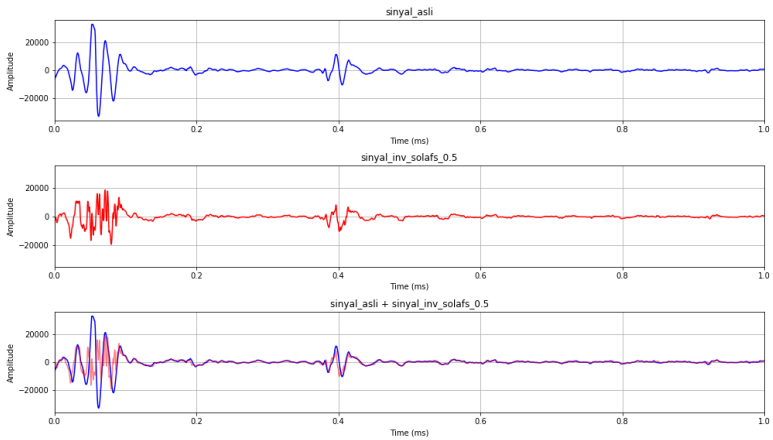
Gambar 92 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0274 (Normal)



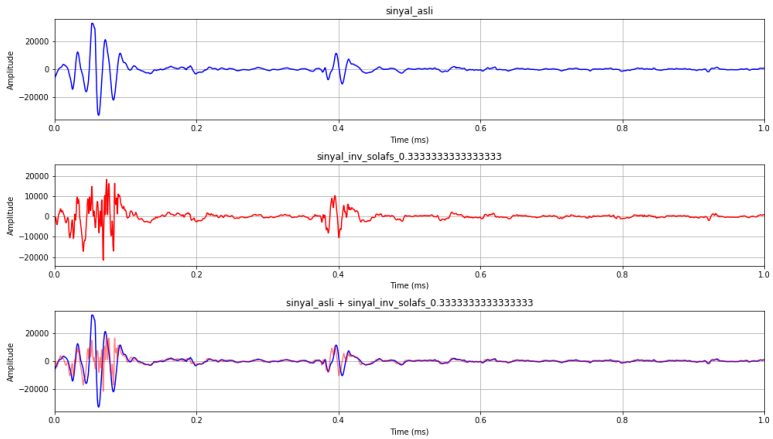
Gambar 93 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0349 (Abnormal)



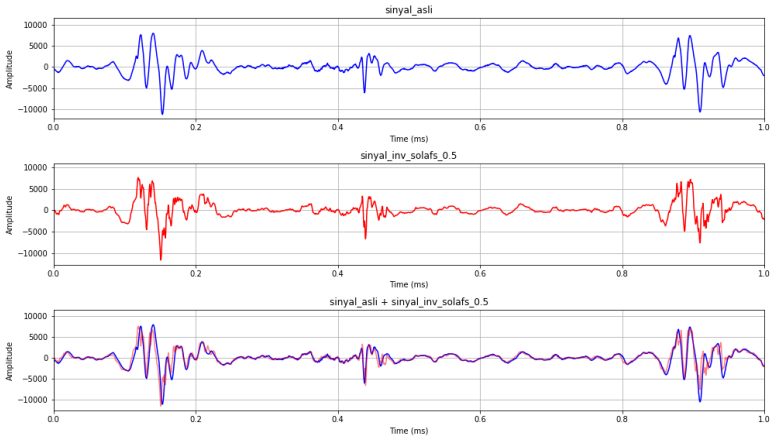
Gambar 94 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0349 (Abnormal)



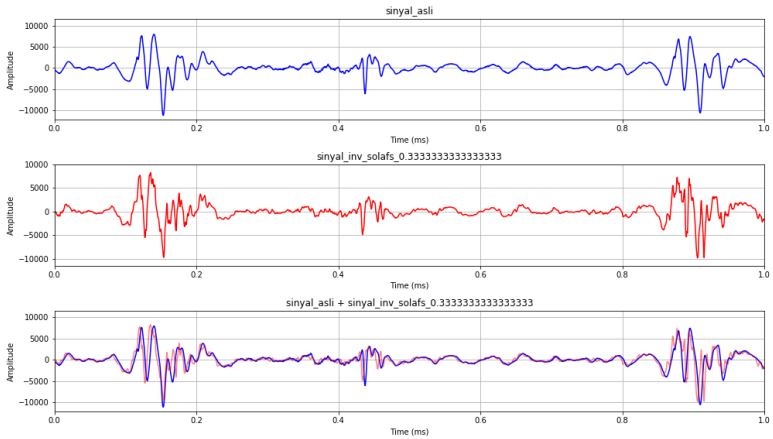
Gambar 95 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0361 (Normal)



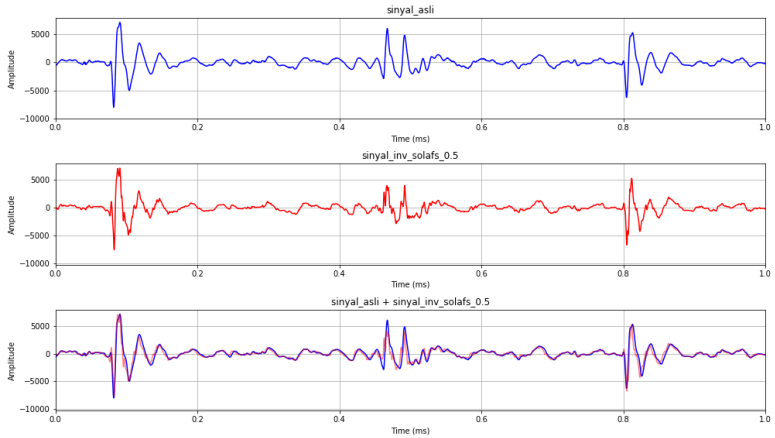
Gambar 96 Hasil *Inverse* SOLAFS $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0361 (Normal)



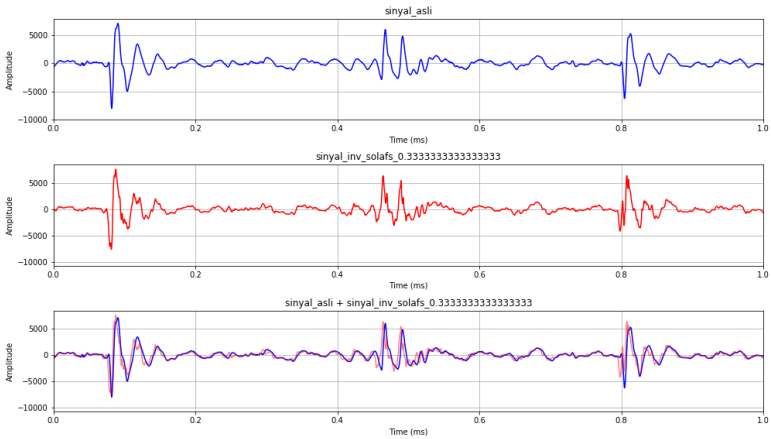
Gambar 97 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0389 (Abnormal)



Gambar 98 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0389 (Abnormal)



Gambar 99 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/2$ Sinyal PCG a0401 (Normal)



Gambar 100 Hasil *Inverse SOLAFS* $1/\alpha = 1/3$ Sinyal PCG a0401 (Normal)

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BIODATA PENULIS



Humairo Roihanah lahir di Sidoarjo, 23 Desember 1996. Penulis telah menyelesaikan pendidikan di SMAI Nurul Fikri Boarding School Serang, Banten tahun 2014 sebelum melanjutkan pendidikan di Departemen Teknik Komputer ITS. Semasa kuliah, penulis aktif dalam kegiatan organisasi sebagai staf BEM-FTI periode 2015/2016 serta kepanitiaan *event* MAGE 2017 yang diselenggarakan oleh Departemen Teknik Komputer sebagai bendahara. Penulis juga menjadi *Runner Up* II dalam Lomba Karya Tulis Ilmiah Tingkat Nasional yang diselenggarakan oleh Universitas Negeri Makassar tahun 2017.