Chapter 5

Kompresi Sinyal Fisiologis (Studi Kasus: Sinyal Elektrokardiogram)

Sani M. Isa, Wisnu Jatmiko dan Aniati Murni Arymurthy

Abstrak. Perkembangan teknologi di bidang medis juga mengakibatkan peningkatan volume data medis. Teknologi kompresi yang semula dihindari oleh praktisi medis, saat ini sudah menjadi kebutuhan bahkan menjadi standar untuk penyimpanan maupun transmisi data medis. Pada sinyal ECG terdapat tiga jenis redundansi, yaitu *intersample*, *interbeat*, dan *interlead redundancy*. Metode kompresi sinyal ECG harus dapat mengurangi ketiga jenis redundansi tersebut agar diperoleh kinerja yang optimal. Penerapan 3D SPIHT untuk kompresi sinyal ECG multi-*lead* dapat menghasilkan rasio kompresi yang baik (hingga 24:1) tanpa mengorbankan karakteristik sinyal aslinya karena metode ini telah memperhitungkan ketiga jenis redundansi tersebut.

1 Pendahuluan

Informasi medis yang terdiri dari data klinis, citra dan sinyal fisiologis lainnya, telah menjadi bagian penting dari perawatan pasien, baik selama observasi, fase diagnosa, maupun fase pengobatan. Data dalam bentuk citra maupun *signal* merupakan bagian dari berkas medis dari setiap pasien yang perlu disimpan dan seringkali perlu ditransmisikan dari satu lokasi ke lokasi lainnya.

Sani M. Isa[1], Wisnu Jatmiko[2] dan Aniati Murni Arymurthy[2]
[1]Master in Computer Science, Bina Nusantara University
Jl. Kebon Jeruk Raya No. 27, Kebon Jeruk, Jakarta 11530, Indonesia
sani.m.isa@binus.ac.id
[2]Faculty of Computer Science, University of Indonesia
Jl. Kampus UI, Depok 16424, West Java, Indonesia
wisnu@cs.ui.ac.id, aniati@cs.ui.ac.id

©UNDIP Press 2016
A. Wibowo dan I. Waspada (ed.), *Ilmu Komputer Studi Kasus dan Aplikasi.* Undip Press : 2016, pp. 87-118

1.1 Perkembangan Teknologi di Bidang Medis

Selama lebih dari 30 tahun, teknologi informasi telah banyak berperan dalam perkembangan pencitraan medis digital, terutama pada *Computed Tomography* (CT), *Magnetic Resonance Imaging* (MRI), beberapa proses radiologi untuk pasien kardiovaskular dan pencitraan *contrast* (*contrast imaging*) seperti *mammography, ultrasound imaging*, pencitraan nuklir dengan *Single Photon Emission Computed Tomography* (SPECT) dan *Positron Emission Topography* (PET). Semua teknologi tersebut menghasilkan citra *output* dengan ukuran yang semakin meningkat, demikian juga dengan pencitraan optik seperti *video-endoscopy, microscopy*, dll.

Perkembangan pencitraan digital ini menimbulkan satu permasalahan dalam hal mentransmisikan data tersebut baik di dalam lingkup pusat kesehatan (klinik, rumah sakit, dll.) maupun antar pusat kesehatan dengan pusat kesehatan lainnya. Masalah tersebut dikenal sebagai permasalahan penyimpanan atau pemberkasan. Teknik kompresi sangat bermanfaat untuk menangani permasalahan tersebut. 10 tahun lalu, teknik kompresi merupakan hal yang kurang dapat diterima oleh praktisi medis. Kekhawatiran utamanya adalah kehilangan sebagian informasi akibat proses kompresi. Tidak dapat dibayangkan apabila terjadi kesalahan identifikasi penyakit berbahaya akibat ketidaklengkapan informasi. Perkembangan di bidang pencitraan digital, sistem *retrieval*, dan *picture Arciving and Communication System* (PACS), serta sistem kompresi telah berhasil mengubah pendapat tersebut, saat ini telah dapat diterima dengan baik bahkan satu hal yang diharapkan oleh ahli medis [1].

1.2 Sinyal Fisiologis

Pada bagian ini akan dibahas tiga sinyal fisiologis yang paling sering digunakan di bidang medis, yaitu *electroenchepalogram* (EEG), *electromyogram* (EMG) dan *electrocardiogram* (ECG). EEG adalah sinyal fisiologis yang merepresentasikan aktifitas listrik pada otak. Sinyal ini direkam menggunakan elektroda yang diletakkan pada permukaan kepala subyek. EET dapat membantu mendeteksi berbagai kelainan fungsi otak, seperti misalnya penyebab ganguan tidur. EEG juga dapat digunakan untuk mendeteksi epilepsi dengan mengidentifikasi puncak dari pelepasan listrik (*electrical discarge*) pada otak.

Saat sistem sensor diberikan stimulasi, respon yang direkam disebut sebagai "*evoked potential*" atau EP. Umumnya EP digunakan untuk mendiagnosa kelainan yang terkait dengan sistem penglihatan maupun pendengaran atau batang otak. Terdapat tiga kategori dari EP, yaitu *somatosensory* EP (SEP) yang diperoleh dari stimulasi terhadap otot, *visual* EP (VEP) yang menggunakan cahaya sebagai stimulus, dan *auditory* EP (AEP) yang

didapatkan dengan cara memberikan stimulasi pada sistem pendengaran menggunakan stimulus akustik.

EMG rekaman aktivitas listrik dari otot. Pada saat aktif, otot menghasilkan arus listrik yang biasanya sebanding dengan tingkat aktifitas otot. EMG dapat dimanfaatkan untuk mendeteksi aktifitas listrik yang tidak normal pada otot. Hal tersebut dapat terjadi pada beberapa penyakit dan kondisi, diantaranya radang otot, kerusakan syaraf perifer, *amyotrophic lateral sclerosis* (ALS), herniasi, dan lain-lain.

ECG adalah sinyal listrik yang dihasilkan oleh aktifitas otot jantung. ECG direkam dengan cara meletakkan beberapa elektroda pada bagian dada. ECG merupakan pendekatan yang sangat efektif dalam memantau aktifitas jantung karena dapat digunakan untuk mendeteksi irama jantung yang tidak normal maupun mencegah terjadinya serangan jantung (*myocardial infarction*). Rekaman ECG dapat dilakukan dalam jangka panjang, misal 24 jam atau lebih. Pada beberapa kasus proses rekaman dapat dilakukan di tempat tinggal pasien menggunakan "Holter" monitor. Alat ini dapat merekam seluruh aktifitas jantung dan menyimpannya pada *flash memory*. Pada aplikasi *tele-health*, perekaman dilakukan dari jarak jauh dengan cara mengirimkan sinyal ECG (satu kanal atau lebih) melalui jaringan komputer, baik intranet maupun internet [1].

1.3 Peningkatan Volume Data Medis

Pada bidang radiologi, contoh paling jelas yang mempelihatkan peningkatan kuantatitas data adalah di bidang *computed tomography*. Pada awal era 1990an, pemindaian terhadap thorax biasanya tersusun atas 25 irisan (*slices*) yang masing-masing berukuran 512 x 512 x 16 bit, dengan ketebalan 10 mm setelah dilakukan injeksi media kontras. Perkembangan teknologi pada akhir dekade ini memungkinkan proses pemindaian dilakukan dengan lebih cepat dengan ketebalan irisan 5 mm dengan *overlap* setiap 3 mm, sehingga menghasilkan total 80 irisan. Pada abad ke 21, berkembang teknologi *multi-slice scanner* yang dapat beroperasi pada 16 kanal dapat menghasilkan sebanyak 600 irisan *overlap* setiap 1 mm dengan ukuran matriks 768 x 768. Perkembangan tersebut telah meningkatkan ukuran data dari 12.5 ke 40, kemudian menjadi 675 MB. Peningkatan ini mengikuti fungsi eksponensial [1].

Pada bidang patologi anatomis, pemeriksaan dengan mikroskop juga menghasilkan data yang berukusan sangat besar. Sebuah sampel jaringan yang berukuran 5 cm^2 apabila diobservasi dengan perbesaran 40 kali (resolusi 0.25 mikron/piksel), akan menghasilkan sebanyak 80.000 x 100.000 piksel. Ukuran data yang dihasilkan sangat tergantung dari jumlah band yang digunakan (3 untuk citra Red-Green-Blue, atau lebih dari 10 untuk citra multispektral) dan

jumlah *layer* yang dibutuhkan untuk menganalisis sampel. Sehingga masing-masing *layer* dapat menyita ruang penyimpanan 8 sampai 16 GB, tergantung dari resolusi yang digunakan apakah 8 atau 16 bit [2].

Pada bidang kardiologi, analisis menggunakan hasil cetak grafik ECG (*electrocardiogram*) sudah mulai ditinggalkan dan digantikan oleh digital *display*. Selain itu, dalam beberapa kasus diperlukan analisis terhadap hasil rekaman jangka panjang (misal 24 jam) dari sebuah alat Holter monitor atau peralatan sejenisnya. Apabila diasumsikan sinyal ECG diperoleh dari peralatan yang memiliki *sampling frequency* 180 Hz dan resolusi 12 bit, maka rekaman ECG selama 24 jam akan membutuhkan ruang penyimpanan sebesar 22.8 MB. Namun angka tersebut akan meningkat seiring dengan peningkatan jumlah kanal dan durasi rekaman. Tabel 1 memperlihatkan ukuran data yang dihasilkan dari rekaman ECG selama 24 hingga 96 jam menggunakan 1, 3, atau 12 kanal [1].

Tabel 2. Ukuran ruang penyimpanan yang dibutuhkan untuk menyimpan sinyal ECG tergantung dari durasi dan jumlah kanal

Durasi rekaman	1 kanal	3 kanal	12 kanal
24 jam	22 MB	68 MB	269 MB
48 jam	45 MB	135 MB	538 MB
72 jam	67 MB	202 MB	806 MB
96 jam	90 MB	269 MB	1 GB

1.4 Peranan Kompresi Data pada Bidang Medis

Saat ini pada mayoritas hasil pemeriksaan menggunakan CT-scan ditransfer menggunakan CD-R. Tanpa PACS, citra digital yang tidak diarsipkan akan hilang setelah beberapa waktu. Permasalahan yang mungkin timbul diakibatkan oleh keterbatasan dalam metode pengarsipan sangat tergantung dari jenis media dan format yang digunakan untuk menyimpan data. Pengelolaan terhadap data tersebut tidak mudah, karena tidak adanya standarisasi. Data yang sudah berumur lama bisa saja tidak bisa diakses lagi akibat teknologi yang saat ini digunakan sudah tidak lagi mendukung media atau format yang lama.

PACS dapat membantu menyelesaikan sebagian permasalahan penyimpanan dan komunikasi data medis, namun seiring dengan peningkatan ukuran data maka hal ini patut mendapat perhatian khusus. Metode kompresi yang bekerja dengan cara mengurangi volume data atau signal yang akan ditampilkan, menawarkan solusi terhadap permasalahan penyimpanan dan komunikasi data. Kompresi memberikan solusi yang lebih ekonomis dibandingkan dengan melakukan pembelian perangkat penyimpanan baru dengan kapasitas lebih

besar [3]. Kompresi juga dapat membantu proses distribusi data menjadi lebih efisien karena ukuran data yang lebih kecil akan lebih mudah ditransmisikan, baik secara fisik maupun melalui jaringan komputer [4].

Kompresi juga merupakan hal yang penting dalam *telemedicine*, baik untuk citra maupun sinyal lainnya, baik untuk kebutuhan diagnosa, penelitian, maupun pendidikan [5, 6]. Kompresi memungkinkan diagnosa awal dilakukan dari jauh, sehingga pemeriksaan dapat dilakukan sedini mungkin sekaligus mengurangi biaya perjalanan. Selain itu, *telemedicine* juga dapat dimanfaatkan untuk mendapatkan pendapat dari ahli medis lain yang berada di lokasi dalam negeri maupun luar negeri. Hal ini dimungkinkan karena kompresi dapat mengurangi ukuran data yang perlu disimpan atau ditransmisikan secara signifikan.

Untuk alasan legal dan etika, teknik kompresi *lossless* lebih sesuai karena data yang disimpan dapat direproduksi tepat sama dengan data aslinya. Pendekatan inilah yang digunakan pada PACS saat ini, namun teknik kompresi *losless* memberikan rasio kompresi terbatas (antara 3:1 hingga 6:1 tergantung dari data yang dikompresi) sehingga tidak cocok untuk digunakan pada rekaman data jangka panjang [7]. Teknik kompresi *lossy* menawarkan rasio kompresi yang jauh lebih tinggi (hingga 30:1 bahkan lebih) karena pendekatan ini menghilangkan sebagian dari data yang dianggap redundansi. Kekhawatiran akan kehilangan informasi mengakibatkan pendekatan *lossy* menjadi kurang populer di kalangan medis. Menurut *American College of Radiology*, teknik *lossy* dapat digunakan selama tidak mengakibatkan kehilangan informasi diagnostik [8].

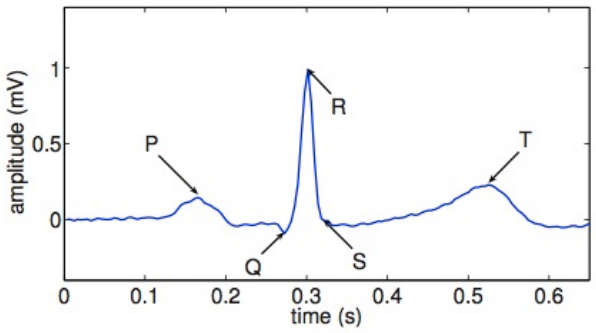
2 Kompresi Sinyal Electrocardiogram

Hingga saat ini kompresi sinyal ECG masih menjadi topik yang menarik perhatian para peneliti, salah satu pemicunya adalah perkembangan teknologi *mobile telecardiology*. Lebih lanjut, perkembangan teknologi sensor pada perangkat mobile ECG seperti *ambulatory* monitor yang kini telah dilengkapi dengan standar 12 *lead* dengan *sampling frequency* hingga 1024 Hz dan resolusi 12 bit. Peralatan ECG dengan spesifikasi tersebut akan menghasilkan data hasil rekaman berukuran cukup besar, yakni sekitar 1.55 giga byte per 24 jam rekaman ECG. Permasalahan utama dalam kompresi sinyal ECG adalah bagaimana mereduksi redundansi pada sinyal ECG agar data hasil rekaman dapat disimpan secara efektif serta dapat ditransmisikan dengan mudah dengan tetap memberikan hasil rekonstruksi yang dapat diterima secara klinis.

2.1 Sinyal Elektrokardiogram

Tubuh manusia adalah konduktor listrik, sehingga aktifitas listrik yang berasal dari jantung dapat dideteksi pada permukaan tubuh melalui ECG. Elektroda yang dipasang pada permukaan kulit dapat mengukur perubahan tegangan listrik pada sel-sel diantara elektroda. Semua aktifitas listrik yang terjadi selama fase *sistole* dan *diastole* pada jantung dapat diidentifikasi dengan jelas berdasarkan pola ECG. ECG dijadikan sebagai standar dalam diagnosa penyakit jantung karena termasuk sebagai metode yang sederhana, *non-invasive*, serta efisien. Banyak jenis kelainan jantung dapat dideteksi berdasarkan pola sinyal ECG-nya. Istilah *lead* mengacu pada sinyal yang diperoleh dari pasangan elektroda yang dipasang pada lokasi tertentu pada tubuh manusia. Masing-masing *lead* melihat jantung dari "sudut pandang" berbeda. Penggunaan banyak *lead* (multi-*lead*) memungkinkan melihat aktivitas listrik jantung dari beberapa "sudut pandang" berbeda, sehingga memungkinkan tenaga profesional untuk mengidentifikasi kerusakan bagian tertentu dari jantung.

Satu siklus detak jantung (ECG *beat*) pada sinyal ECG memiliki beberapa segmen yang memiliki karakteristik berbeda, yaitu P *wave*, QRS *complex*, dan T *wave* yang terjadi secara berurutan seperti diilustrasikan pada gambar 1. Siklus detak jantung pada gambar tersebut diambil dari *lead* II yang disebut juga sebagai *lead* monitor. Level horizontal yang bersifat konstan pada ECG disebut sebagai sinyal *baseline*. Beberapa kelainan seperti *atrial hypertrophy*, *atrial premature beat*, dan lain-lain. dapat dideteksi dari P wave. Setelah P wave, terdapat segmen garis horizontal pada level *isoelectric* yang disebut PQ interval (atau segmen PR jika tidak terdapat Q *wave*) yang berdurasi sekitar 120-200 milidetik. Beberapa penyakit jantung seperti Wolf-Parkinson-White *syndrome* atau derajat pertama dari *heart block* mengakibatkan PR interval yang lebih pendek atau lebih panjang dibanding PR interval pada jantung normal. Gelombang berikut setelah PQ interval adalah QRS *complex* yang memiliki puncak yang runcing pada bagian tengah, disebut sebagai R *wave*. Beberapa kelainan jantung seperti *arrhythmia, myocardial infarction*, atau kelainan konduksi pada jantung dapat dideteksi dari QRS *complex*. Karena QRS *complex* merupakan fitur yang paling dominan dari sebuah siklus detak jantung, maka QRS *complex* digunakan untuk menentukan durasi detak jantung (*heart rate*) dari *ritme cardiac normal*. Gelombang terakhir yang muncul setelah QRS *complex* adalah T *wave*. Segmen yang terletak di antara akhir dari QRS *complex* dan awal dari T *wave* disebut sebagai ST segmen yang berada pada level yang sama dengan PQ segmen. ST segmen memiliki durasi normal diantara 80 – 120 milidetik. Analisa terhadap ST segmen dan T *wave* digunakan untuk mendiagnosa *myocardial infarction* atau *ischemia*.



Gambar 2. Sinyal ECG dari satu siklus detak jantung [9]

2.2 *State of the Art*

Terdapat tiga jenis redundansi pada sinyal ECG, redundansi antar sampel yang berdekatan *(intersample redundancy*), redundansi antar detak jantung (*interbeat redundancy*), dan redundansi antar *lead* (*interlead redundancy*). *Intersample redundancy* terjadi karena terdapat pola tertentu antara sampel sinyal ECG yang terletak berdekatan, sehingga amplitudo dari sampel tertentu dapat diprediksi berdasarkan sampel-sampel sebelumnya. *Interbeat redundancy* terjadi karena sinyal ECG termasuk ke dalam sinyal yang bersifat *pseudoperiodic*, karena bentuk gelombang dari masing-masing detak jantung serupa, kecuali pada detak jantung abnormal. *Interlead redundancy* terjadi karena sinyal yang dihasilkan dari masing-masing *lead* ECG sesungguhnya merupakan hasil pengukuran terhadap obyek yang sama, yaitu jantung. Akibatnya, terdapat korelasi di antara sinyal pada masing-masing lead [10]. Metode kompresi sinyal ECG multi-lead harus dapat mengeksploitasi ketiga jenis redundansi tersebut agar dapat menghasilkan rasio kompresi yang baik dengan kesalahan minimal.

Menurut Jalaledin et al., 1990, metode kompresi sinyal ECG dapat dikategorikan menjadi dua kategori yaitu *direct compression method* dan *transformation method* [11]. *Direct compression method* bekerja pada domain sinyal input yaitu domain waktu. Pada metode ini, deteksi adanya redundansi dilakukan dengan cara menganalisis secara langsung sinyal input. Analisis terhadap sinyal input dilakukan dengan cara mengekstrak subset sampel yang dianggap signifikan berdasarkan kriteria tertentu. Untuk mendapatkan kinerja kompresi yang baik diperlukan pemilihan sampel yang optimal. Sinyal input diperoleh kembali dengan cara melakukan rekonstruksi terhadap sampel-sampel yang dianggap signifikan tersebut. Beberapa metode menggunakan pendekatan garis untuk mengekstrak sampel-sampel yang terletak diantara sampel yang dihubungkan oleh garis tersebut, seperti metode AZTEC yang

diusulkan oleh Cox et al. [12], *Turning Point* yang diusulkan oleh Mueller [13], CORTEX yang diusulkan oleh Abenstein dan Tompkins [14], FAN yang diusulkan oleh Dispersio dan Barr [15], dan TRIM yang diusulkan oleh Moody et al. [16]. Pendekatan yang lebih baru memanfaatkan pendekatan *shortest path* seperti yang diusulkan oleh Haughland et al. [17]. Faktor yang penting dalam *direct compression method* adalah pemilihan sampel-sampel yang signifikan, pendekatan heuristik untuk pemilihan sampel dapat mempercepat proses namun hasil pemilihan yang dihasilkan belum tentu optimal [18].

Transformation method memanfaatkan transformasi untuk mengubah domain sinyal input ke domain baru. Pada metode ini, analisis terhadap distribusi spektrum dan energi dari sinyal input digunakan sebagai dasar untuk mendeteksi adanya redundansi. Rekonstruksi sinyal input dilakukan dengan cara melakukan transformasi invers terhadap hasil transformasinya. Beberapa peneliti masih memanfaatkan metode tranformasi tradisional untuk mentransformasikan sinyal ECG seperti *cosine transform* yang diusulkan oleh Ahmed et al. [19]. Fourier *transform* yang diusulkan oleh Reddy dan Murthy [20], Karhunen-Loeve *transform* yang diusulkan oleh Olmis et al. [21], dan *subband transform* yang diusulkan oleh Husøy dan Gjerde [22]. Penelitian terkini pada *transformation method* banyak memanfaatkan tranformasi wavelet, seperti yang diusulkan oleh Chen et al. [23], dan Miaou et al. [24]. Transformasi ini dipilih untuk kompresi sinyal ECG karena sifat lokalisasi dan non-stationer dari wavelet serta kemampuannya untuk menganalisis sinyal pada beberapa resolusi berbeda (multiresolusi). Transformasi wavelet dapat memisahkan bagian yang penting dari sinyal lebih baik dibandingkan pendekatan tradisional seperti transformasi Fourier [18]. Energi dari sinyal ECG pada domain wavelet terkonsentrasi pada sejumlah kecil koefisien dengan *magnitude* terbesar. Prinsip kerja dari kompresi data berdasarkan transformasi wavelet adalah mentransformasikan sinyal input ke domain wavelet, dilanjutkan dengan pemilihan koefisien wavelet yang dianggap signifikan serta mengabaikan koefisien lainnya dengan mengganti nilainya dengan nol, kemudian transformasi invers untuk merekonstruksi sinyal input. Pemilihan wavelet filter dan nilai *threshold* dari setiap subband harus dilakukan dengan benar agar diperoleh hasil rekonstruksi sinyal ECG dengan rasio kompresi maksimum dengan tetap mempertahankan fitur klinisnya.

Secara umum kompresi sinyal ECG dilakukan dalam 4 tahap, yakni *intersample decorrelation*, *interbeat decorrelation*, *interlead decorrelation*, dan *entropy coding*. Namum belum tentu semua tahapan tersebut dilakukan, hal tersebut tergantung dari metode kompresi yang dirancang. Tabel 2 memperlihatkan ringkasan tahapan metode kompresi sinyal ECG *multi-lead* yang diusulkan oleh beberapa peneliti. Beberapa metode yang diusulkan bekerja berdasarkan *direct method*. Mammen et al. memodifikasi pendekatan AZTEC (*amplitude zone time epoch coding*) yang merepresentasikan sinyal

input sebagai sekumpulan *plateau* dan *slope* berdurasi tertentu agar dapat digunakan pada ECG *multi-lead*. Data *plateau* atau *slope* beserta durasi selanjutnya dikodekan dengan *classified vector quantization*. Pada metode yang diusulkan, diasumsikan bahwa bahwa sinyal pada sebuah *lead* sinkron terhadap sinyal pada *lead* lainnya [25]. Linnenbank et al. menerapkan *polynomial fitting* untuk memodelkan sinyal ECG berdurasi tertentu, residu antara sinyal input dengan model *polynimial* selanjutnya dikodekan dengan Huffman *encoding* [26]. Cohen et al. menggunakan pendekatan *multi-lead vector quantization* dengan *codebook* berupa *heartbeat* dari masing-masing *lead*, selanjutnya residu antara sinyal input dengan *codebook* disimpan dengan teknik *scalar quantization* atau *vector quantization* tergantung nilai residunya [27]. Pagetti et al. memanfaatkan empat *beat template* untuk melakukan aproksimasi sinyal ECG. Residu antara sinyal input dengan *template* selanjutnya dikodekan dengan Huffman *encoding* [28]. Miaou et al. melakukan segmentasi terhadap sinyal *input* menjadi *frame-frame* yang berukuran tertentu. Sinyal dari masing-masing segmen kemudian dikodekan menggunakan *adaptive vector quantization* [29].

Pendekatan lain yang paling banyak dipilih adalah *transformation method*. Cetin et al. menerapkan transformasi PCA (*principal component analysis*) terhadap sinyal input. Hasil transformasi yang memuat energi tinggi (*principal component* 1 hingga 5) diproses dengan *subband coder*, sedangkan sisanya diproses dengan *multirate transform coding* (MTC). Pada *subband coder* dilakukan DCT (*discrete cosinus transform*) dilanjutkan dengan *non-uniform quantization*. Tahapan yang dilakukan dalam MTC serupa dengan *subband coder*, kecuali pada MTC tidak dilakukan *non-uniform quantization* [30]. Sastry et al. memanfaatkan DCT untuk mentransformasi sinyal input ke domain frekuensi. Hasil transformasi DCT selanjutnya ditransformasikan ke domain wavelet menggunakan DWT. Koefisien hasil proses DWT kemudian dikodekan dengan *vector quantization* [31]. Prieto et al. memodelkan korelasi antara sinyal pada *lead* yang berbeda dengan filter FIR (*finite impuls response*) dan DCT [32]. Alesanco et al. melakukan segmentasi terhadap sinyal input menjadi sekumpulan sinyal *heartbeat*. Sinyal *heartbeat* selanjutnya dimodelkan menggunakan *template* yang digunakan untuk menghitung sinyal *residual*. Sinyal *residual* diperoleh dengan menghitung selisih antara sinyal *heartbeat* dengan *template*. Transformasi wavelet selanjutnya diterapkan pada sinyal *residual* [33].

Sgouros et al. mengusulkan penggunaan *multiple linear regression* untuk memodelkan sinyal pada *lead* yang berbeda. Pada metode yang diusulkan Sgouros juga menerapkan pendekatan MPEG-4 ALS (*Moving Picture Expert Group – Audio Lossless Coding*) [10]. Lukin et al. menggunakan pendekatan transformasi DCT yang serupa dengan metode JPEG. Sinyal input mula-mula dibentuk menjadi matriks berukuran 8x*L* dimana pada eksperimen diperoleh

nilai *L* paling optimal adalah 16. Matriks tersebut kemudian ditransformasikan ke domain frekuensi menggunakan DCT dilanjutkan dengan *quantization* untuk memilih koefisien yang signifikan [34]. Martini et al. menerapkan standar kompresi data citra, yaitu JPEG (*Joint Photographic Expert Group*) 2000 untuk kompresi sinyal ECG. Sinyal input mula-mula dibentuk menjadi sebuah matriks yang tersusun atas masing-masing sinyal *heartbeat*. Matriks yang terbentuk selanjutnya diasumsikan sebagai data citra, kemudian metode JPEG 2000 digunakan untuk kompresi data matriks tersebut. Metode yang diusulkan bersifat kontekstual, karena pengguna dapat memilih ROI (*region of interest*) dari sinyal ECG sesuai dengan aplikasinya [35]. Qin Tan et al. memodifikasi metode *simultaneous orthogonal matching pursuit* (SMP) untuk menghitung representasi sinyal ECG dengan *dictionary* [36].

Dari keseluruhan metode yang diusulkan, hanya satu metode yang memiliki kemampuan untuk mentransmisikan data hasil kompresi secara progresif, yaitu metode ESPIHT yang diusulkan oleh Sharifahmadian. Sharifrahmadian melakukan perbaikan terhadap metode SPIHT untuk kompresi sinyal ECG multi-*lead* sehingga *bitstream* yang dihasilkan lebih kompak dengan tingkat kesalahan yang lebih kecil dibanding metode SPIHT standar [37].

Tabel 3. Ringkasan tahapan metode kompresi sinyal ECG multi-*lead*

Peneliti	Tahun	Intersample Decorrelation	Interbeat Decorrelation	Interlead Decorrelation	Entropy Coding	#ch
Mammen et al.	1990	AZTEC	-	Time sync, Classified VQ	-	2
Linnenbank et al.	1992	Polynomial fitting	-	Channel subtraction	Huffman	64
Cetin et al.	1993	DCT, Scalar quantization	-	PCA	-	12
Cohen et al.	1993	Linear prediction	Multichannel VQ	Multichannel VQ	-	2
Paggeti et al.	1994	-	Template based	-	Huffman	2
Sastry et al	1995	DCT	-	DWT, VQ	-	12
Miaou et al.	2001	Multichannel Adaptif VQ	-	Multichannel Adaptif VQ	-	2, 3
Prieto et al.	2001	-	-	FIR system identification, DCT	-	12
Alesanco et al.	2003	-	Template based, DWT	-	Huffman, ADPCM	2
Sharifahmadian	2006	ESPIHT	-	ESPIHT	-	2
Sgouros et al.	2007	MPEG-4 ALS	-	Multilinear regression	-	12, 15
Lukin et al.	2008	DCT	-	DCT	-	12
Martini et al.	2009	JPEG2K	JPEG2K	JPEG2K		
Qin Tan et al.	2010	-	-	SMP	-	6

2.3 *Set Partitioning in Hierarchical Trees* (SPIHT)

SPIHT adalah metode kompresi data yang dikembangkan oleh Said dan Pearlman, yang mengurutkan koefisien wavelet menggunakan algoritma *set partitioning* [38]. Dengan mentransmisikan informasi yang signifikan dari koefisien yang telah terurut maka ruangan yang dibutuhkan untuk merekonstruksi data menjadi sangat kompak. SPIHT termasuk metode yang paling efisien dalam hal kecepatan *coding* dan *decoding*, serta menyediakan pilihan untuk merekonstruksi data sesuai dengan kriteria pengguna, baik dari ukuran berkas maupun kualitasnya. SPIHT juga mendukung modus transmisi secara progresif, sehingga data dapat direkonstruksi tanpa menunggu keseluruhan transmisi selesai dilakukan. Salah satu fitur penting dari SPIHT adalah *embeded coding*, artinya jika *encoder* menghasilkan dua *file*, berukuran M dan m dimana M > n. Informasi yang disimpan pada *file* yang berukuran kecil (m) akan terkandung dalam *file* yang berukuran besar (M). [39].

Pada kenyataannya ukuran data *input* sangatlah besar, sehingga mengurutkan semua koefisien sangat tidak efisien. SPIHT tidak melakukan pengurutan data secara eksplisit, namun melakukan perbandingan antara dua elemen pada satu saat, dimana masing-masing perbandingan tersebut akan menghasilkan *output* "ya" atau "tidak". Baik *encoder* maupun *decoder* menggunakan algoritma perbandingan yang sama, *encoder* hanya perlu mengirimkan *output* urutan hasil perbandingan ("ya" atau "tidak"), dan *decoder* dapat merekonstruksi urutan hasil perbandingan menggunakan algoritma yang sama.

Terdapat dua fase utama dalam SPIHT, yaitu *sorting pass* dan *refinement pass*. Pada tiap iterasi dalam fase *sorting pass* akan dipilih koefisien yang memenuhi $2^n \le |c_{i,j}| < 2^{n+1}$. Untuk setiap n, jika koefisien memenuhi $|c_{i,j}| \ge 2^{n+1}$, maka koefisien tersebut disebut signifikan; sebaliknya disebut insignifikan. Pada iterasi pertama, koefisien yang signifikan jumlahnya relatif sedikit, namun jumlahnya akan semakin banyak seiring dengan berjalannya iterasi karena nilai n yang akan berkurang 1 pada tiap iterasinya. Pada fase *sorting pass* akan ditentukan koefisien signifikan yang memenuhi $|c_{i,j}| < 2^{n+1}$ dan mentransmisikan koordinat dari koefisien tersebut ke *decoder*.

Encoder akan melakukan partisi semua koefisien ke dalam sejumlah himpunan T_k dan melakukan *significancy test* berikut:

$$\max_{(i,j) \in T_k} |ci,j| \ge 2^n \ ?$$

pada setiap himpunan T_k. Hasil test tersebut dapat berupa "tidak" (semua koefisien pada T_k adalah insignifikan, sehingga T_k juga insignifikan) atau "ya" (beberapa koefisien pada T_k adalah signifikan, sehingga T_k juga signifikan). Hasil *significancy test* ini akan ditransmisikan ke *decoder*, jika hasilnya "ya", maka T_k akan dipartisi oleh *encoder* maupun *decoder*, dan melakukan

significancy test pada partisi baru menggunakan aturan yang sama. Tahapan partisi akan diulangi hingga semua himpunan yang termasuk signifikan berukuran 1 (mengandung hanya sebuah koefisien, dan koefisien tersebut adalah signifikan). Dengan cara inilah koefisien yang signifikan diidentifikasi oleh fase *sorting pass* pada setiap iterasinya [39].

Algoritma SPIHT *coding* memanfaatkan tiga buah *list*, yaitu *list of significant pixels* (LSP), *list of insignificant pixels* (LIP), dan *list of insignificant set* (LIS). LIP dan LSP menyimpan koordinat masing-masing elemennya, sedangkan LIS menyatakan himpunan $D(i,j)$ (tipe A) atau himpunan $L(i,j)$ (tipe B) [38]. Gambar 2 memperlihatkan algoritma SPIHT. Pada tahap *initialization*, nilai n diset menjadi $\log_2 |\max_{i,j}(c_{i,j})|$ dan dilakukan inisialisasi terhadap LSP, LIP dan LIS. Di tahap *sorting pass*, elemen-elemen pada LIP yang tidak signifikan pada iterasi (*pass*) sebelumnya diuji *significancy*-nya, elemen yang signifikan akan dipindah ke LSP. Selanjutnya *significancy test* dilakukan pada LIS, jika ditemukan himpunan yang signifikan, maka himpunan tersebut akan dihapus dari *list* kemudian dilakukan partisi. Himpunan baru yang memiliki elemen lebih dari satu akan ditambahkan ke LIS, jika tidak akan ditambahkan pada LIP atau LSP, tergantung apakah elemen tersebut signifikan atau tidak. Tahap terakhir yaitu, *refinement pass*, elemen-elemen dari LSP dari iterasi sebelumnya akan ditambahkan bit MSB berikutnya.

2.4 Kompresi Sinyal ECG Berbasis SPIHT

Beberapa penelitian sebelumnya telah memanfaatkan metode SPIHT untuk kompresi sinyal ECG. Dari semua penelitian tersebut dapat dibagi ke dalam dua kelompok; pertama, memanfaatkan metode 1D SPIHT dalam kompresi sinyal ECG; kedua, memanfaatkan metode 2D SPIHT untuk sinyal ECG yang dibentuk menjadi 2D ECG *array*. Beberapa dari penelitian tersebut melakukan modifikasi terhadap metode SPIHT atau mengkombinasikannya dengan teknik kompresi data lain sehingga menghasilkan kesalahan yang lebih kecil dibanding metode SPIHT standar. Namun mayoritas penelitian tersebut masih difokuskan untuk kompresi sinyal ECG *single lead* dan hanya satu metode yang diusulkan oleh Sharifahmadian, yang mencoba menerapkan metode SPIHT untuk kompresi sinyal ECG *multi-lead* [37]. Tabel 3 memperlihatkan ringkasan tahapan metode kompresi sinyal ECG *single lead* yang telah diusulkan oleh beberapa peneliti.

Lu et al. melakukan kompresi sinyal ECG *single lead* menggunakan 1D SPIHT [40]. Pooyan et al. menggunakan pendekatan yang sama dengan Lu et al. yaitu menerapkan metode 1D SPIHT untuk kompresi sinyal ECG *single lead*, namun dalam penelitian tersebut sinyal ECG dibagi menjadi *frame* berukuran 1024

sampel sebelum ditransformasi menggunakan wavelet [41]. Gourdarzi et al. mengusulkan implementasi 2D multiwavelet dan 2D SPIHT untuk kompresi sinyal ECG *single lead*. Pada metode yang diusulkan, sinyal ECG mula-mula diubah menjadi sebuah matriks (2D ECG *array*) yang tersusun atas sekumpulan *heartbeat* dengan durasi yang sudah dinormalisasikan menjadi 128 sampel. Pada tahap berikutnya 2D SPIHT diimplementasikan untuk mengkodekan hasil transformasi wavelet dari 2D ECG *array* [42]. Rezazadeh et al. mengkombinasikan metode SPIHT dengan SEC (*Sub-band Energy Compression*) untuk kompresi sinyal ECG *single lead*. Rezazadeh et al. memanfaatkan pendekatan yang sama dengan Gourdarzi et al. untuk menyusun sinyal ECG menjadi 2D ECG *array* dan mentransformasikannya ke domain baru dengan transformasi wavelet 2D. Sebelum diterapkan metode SPIHT, dilakukan *threshold* terhadap koefisien wavelet berdasarkan (SEC) [43].

```
1.  Initialization: Set n to log2 |max i,j(ci,j)| and transmit n. Set the LSP
    to empty. Set the LIP to the coordinates of all the roots (i,j) ∈ H.
    Set the LIS to the coordinates of all the roots (i,j) ∈ H that have
    descendants.

2.   Sorting pass:
      2.1 for each entry (i,j) in the LIP do:
           2.1.1 output Sn(i,j);
           2.1.2 if Sn(i,j) = 1, move (i,j) to the LSP and output the sign
                 of ci,j;
      2.2 for each entry (i,j) in the LIS do:

           2.2.1 if the entry is of type A, then
                   • output Sn(D(i,j));
                   • if Sn(D(i,j)) = 1, then
                        * for each (k,l) ∈ O(i,j) do:
                                · output Sn(k, l);
                                · if Sn(k,l) = 1, add (k,l) to the LSP,
                                  output the sign of ck,l;
                                · if Sn(k,l)=0,append(k,l)totheLIP;
                        * if L(i,j) ≠ 0, move (i,j) to the end of the LIS,
                          as a type-B entry, and go to step 2.2.2; else,
                          remove entry (i,j) from the LIS;


        2.2.2 if the entry is of type B, then
                   • output Sn(L(i,j));
                   • if Sn(L(i,j)) = 1, then
                        * append each (k,l) ∈ O(i,j) to the LIS as a type-
                          A entry:
                        * remove (i,j) from the LIS:

3.  Refinement pass: for each entry (i,j) in the LSP, except those included
    in the last sorting pass (the one with the same n), output the nth most
    significant                bit                of                |ci,j|;

4.  Loop: decrement n by 1 and go to step 2 if needed.
```

Gambar 3. Algoritma SPIHT [38]

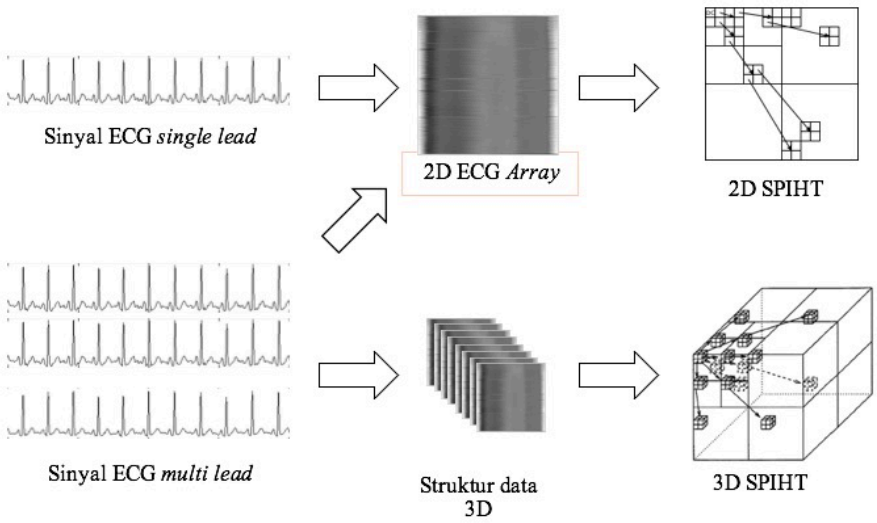
Tai et al. juga memanfaatkan pendekatan yang sama dengan penelitian dari Goudarzi et al. untuk menyusun sinyal ECG *single lead* menjadi 2D ECG *array* dan melakukan transformasi wavelet 2D terhadap matriks tersebut. Pada metode ini, metode SPIHT dimodifikasi sehingga dapat mengurangi redudansi antar *subband* pada level dekomposisi yang sama dengan cara membagi wavelet *subband* menjadi tiga kelompok: *low*, *midle*, dan *high frequency* [44]. Sahraeian dan Fatemizadeh mengombinasikan metode SPIHT dengan VQ (*Vector Quantization*) dan *arithmetic coding*. Mereka memanfaatkan pendekatan yang sama dengan Gourdarzi et al. untuk menyusun sinyal ECG *single lead* sebagai 2D ECG *array* dan melakukan transformasi wavelet 2D terhadap 2D ECG *array*. Pada metode ini, VQ digunakan untuk mengodekan *residual* yang merupakan selisih antara hasil rekonstruksi berdasarkan metode SPIHT dengan sinyal ECG asli [45]. Manikandan dan Dandapat memanfaatkan kriteria WWPRD (*wavelet based weighted* PRD) pada metode SPIHT sehingga dapat melakukan kompresi sinyal ECG *single lead* yang mengandung *noise* dengan *error* yang lebih kecil dibanding metode SPIHT standar dengan cara melakukan kalkulasi WWPRD terhadap koefisien wavelet hasil rekonstruksi metode SPIHT di setiap iterasi hingga kriteria WWPRD yang diinginkan terpenuhi [46]. Nayebi et al. menggabungkan metode SPIHT dan RLC (*Run Length Coding*) untuk kompresi sinyal ECG. Metode yang diusulkan menggunakan pendekatan yang sama dengan Gourdarzi et al. dalam mengubah sinyal ECG *single lead* menjadi 2D ECG *array* dan mentransformasikan matriks yang terbentuk dengan transformasi wavelet. *Bitstream* yang dihasilkan dari metode SPIHT selanjutnya dikodekan dengan RLC [47]. Wang menerapkan LWT (*Lifting Wavelet Transform*) serta mengadopsi nilai *threshold* yang berbeda untuk koefisien wavelet yang terletak pada *subband* frekuensi tinggi pada metode SPIHT sehingga menghasilkan *error* yang lebih minimal untuk kompresi sinyal ECG *single lead* [48].

3 Kompresi Sinyal ECG Multi-*lead* dengan SPIHT 3D

Metode 3D SPIHT memiliki potensi untuk diterapkan pada kompresi sinyal ECG multi-*lead* karena selain terdapat redundansi antar sampel dan redundansi antar *beat*, pada sinyal ECG multi-*lead* juga terdapat redundansi antar *lead* [10]. Agar metode 3D SPIHT dapat diterapkan untuk kompresi sinyal ECG *multi-lead*, maka perlu dilakukan perubahan terhadap sinyal tersebut agar menjadi data berdimensi tiga. Hal ini dilakukan dengan cara menggabungkan 2D ECG *array* dari masing-masing *lead* menjadi sebuah struktur data tiga dimensi. Modifikasi tersebut akan mereduksi sekaligus 3 jenis redundansi pada sinyal ECG multi-*lead*, yaitu redundansi antar sampel, antar *beat*, dan antar *lead*. Gambar 3 memperlihatkan ide dasar dari pengembangan metode ini.

Tabel 4. Ringkasan tahapan metode kompresi sinyal ECG *single lead* berdasarkan SPIHT

Peneliti	Tahun	Intersample Decorrelation	Interbeat Decorrelation	Interlead Decorrelation	Entropy Coding
Lu et al.	2000	1D SPIHT	-	-	-
Pooyan et al.	2005	1D SPIHT, frame	-	-	-
Gourdarzi et al.	2005	2D SPIHT	2D SPIHT	-	-
Rezazadeh et al.	2005	2D SPIHT, SEC	2D SPIHT, SEC	-	-
Tai et al.	2005	Modified 2D SPIHT	Modified 2D SPIHT	-	-
Sharifahmadian	2006	1D ESPIHT	ESPIHT	ESPIHT	-
Sharaeian dan Fatemizadeh	2007	2D SPIHT, VQ	2D SPIHT, VQ	-	Arithmetic coding
Manikandan dan Dandapat	2008	1D SPIHT, WWPRD	1D SPIHT, WWPRD	-	-
Nayebi et al.	2008	2D SPIHT	2D SPIHT	-	Run length coding
Wang et al.	2008	2D Modified SPIHT	2D Modified SPIHT	-	-
Martini et al.	2009	JPEG2K	JPEG2K	JPEG2K	
Qin Tan et al.	2010	-	-	SMP	-

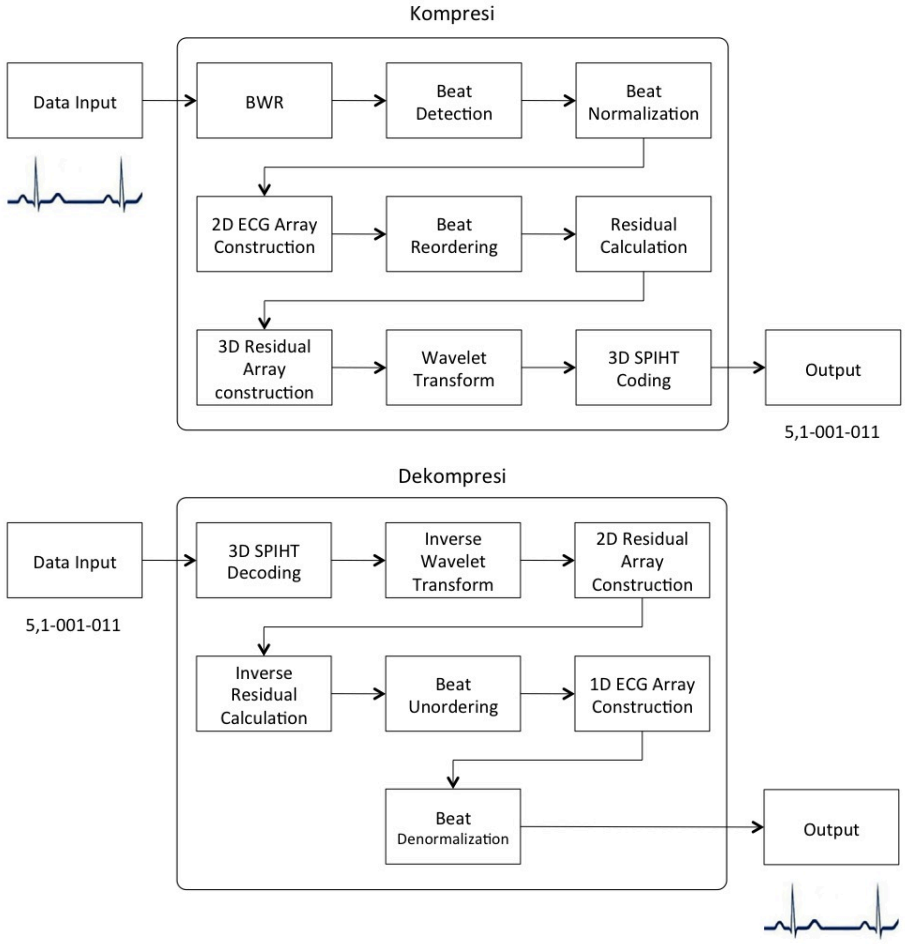


Gambar 3. Ide dasar pengembangan metode

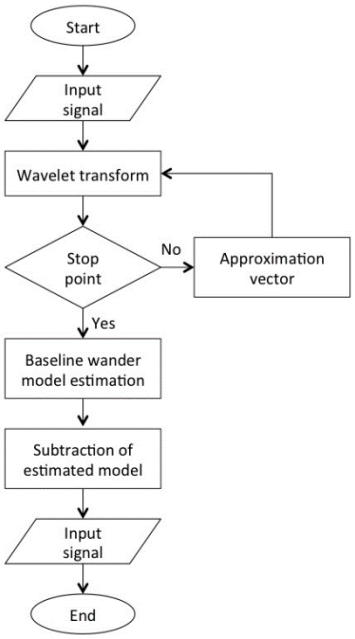
Pada metode ini, 3D SPIHT dimanfaatkan untuk kompresi sinyal ECG multi-*lead*. Sekumpulan sinyal ECG yang berasal dari setiap detak jantung yang berurutan pada masing-masing lead akan disusun menjadi sebuah matriks yang dapat dianalogikan sebagai sebuah citra atau ECG image (2D ECG *Array*). Untuk mendapatkan sinyal ECG per detak jantung maka posisi detak jantung (gelombang R) harus dideteksi terlebih dahulu pada tahap *Beat Detection*. Durasi detak jantung perlu dinormalisasikan agar semua data detak jantung dapat disusun sebagai sebuah matriks. Selanjutnya 2D ECG *Array* dari setiap *lead* disusun menjadi struktur data 3 dimensi. Untuk menghasilkan kinerja kompresi yang lebih optimal, diusulkan teknik *Beat Reordering* yang akan menyusun ulang susunan data pada 2D ECG *Array* menjadi lebih reguler serta *Residual Calculation* yang memanfaatkan transformasi wavelet untuk memodelkan sinyal ECG. Tahapan transformasi wavelet yang digunakan mengadopsi pendekatan yang serupa dengan yang diusulkan oleh Kim [49], yaitu melakukan analisis spasial terhadap ECG *image* dilanjutkan dengan analisis *lead* (menggantikan analisis temporal). Gambar 4 memperlihatkan blok diagram proses kompresi dan dekompresi sinyal ECG multi-*lead* menggunakan 3D SPIHT.

3.1 *Preprocessing*

Pada tahap *preprocessing* dilakukan tiga proses berikut: *baseline wander removal, beat detection ,* dan *beat normalization*. *Baseline wander* merupakan fenomena yang biasa terjadi dalam rekaman data biomedis. Simpangan (*drift*) dari *baseline* pada saat proses pernapasan dapat direpresentasikan sebagai komponen *sinusoidal* pada frekuensi dari pernapasan yang ditambahkan pada sinyal ECG. Amplitudo dari ECG akan bervariasi sebesar ± 15% dengan adanya proses pernapasan ini. Gambar 6.a memperlihatkan contoh *baseline wander* pada sinyal ECG. Pendekatan standar untuk mengeliminasi *baseline wander* pada sinyal ECG adalah menerapkan *high-pass* filter. Untuk menghindari distorsi sinyal, filter yang umum digunakan adalah FIR (*Finite Impulse Response*). Namun pada *abdominal fetal electrocardiogram* (FECG), penerapan *high-pass* filter merupakan *trade-off* antara menghilangkan *baseline wander* dan mempertahankan karakteristik sinyal ECG karena spektralnya yang tumpang tindih. Penerapan transformasi wavelet untuk *baseline wander removal* memiliki dua keuntungan dibandingkan metode filter konvensional. Tidak seperti transformasi wavelet, penerapan FIR filter mengakibatkan *time dilation*, sehingga tidak tepat untuk untuk aplikasi *real time*. Selain itu, transformasi wavelet menghasilkan distorsi yang lebih kecil dibanding FIR *filter*.



Gambar 4. Blok diagram dari metode yang diusulkan

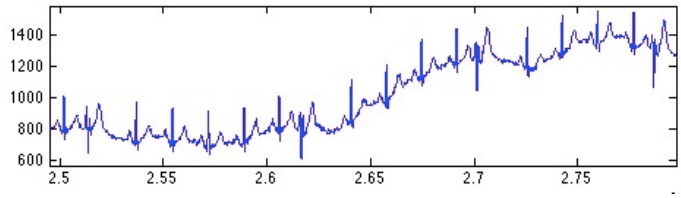


Gambar 5. *Flowchart* metode BWR yang diusulkan oleh Sargolzaei [50]

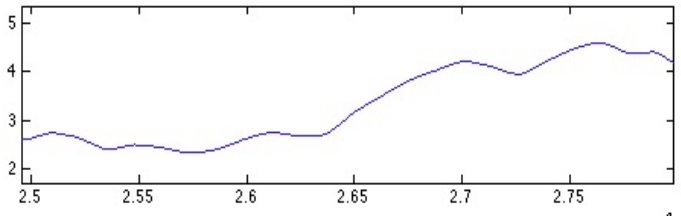
Spektrum dari *baseline wander* umumnya berada dibawah dari spektrum sinyal ECG, sehingga konsentrasi energi dari *baseline wander* di domain wavelet tidak banyak berubah pada skala yang berbeda. Namun, energi dari sinyal ECG akan berkurang seiring dengan bertambahnya level dekomposisi wavelet. Sehingga, saat energi dari sinyal ECG mendekati nol dalam langkah dekomposisi wavelet (tidak terdapat detail pada skala tertentu), energi dari komponen *baseline wander* masih ada. Gambar 5 memperlihatkan *flowchart* dari metode BWR yang diusulkan oleh Sargolzaei. Pada setiap level dekomposisi wavelet, energi dari koefisien detail dikalkulasi. *Stop point* merupakan kondisi yang harus dipenuhi agar proses dekomposisi wavelet dihentikan. Pada saat kondisi *stop point* tercapai maka diasumsikan bahwa estimasi model *baseline wander* sudah optimal. Estimasi *model baseline wander* dihitung dengan cara melakukan rekonstruksi dengan hanya menggunakan koefisien aproksimasi saja. Selanjutnya untuk menghasilkan *clean signal* dilakukan operasi pengurangan dari sinyal ECG *input* dengan model *baseline wander*. Gambar 6.b dan 6.c memperlihatkan estimasi *baseline wander* serta *clean signal* hasil proses BWR.

Sargolzaei mendefinisikan *stop point* berdasarkan energi dari koefisien detail hasil dekomposisi wavelet. *Stop point* adalah *local minimum* dari plot energi terhadap level dekomposisi. Pada algoritma yang diusulkannya, *stop point*

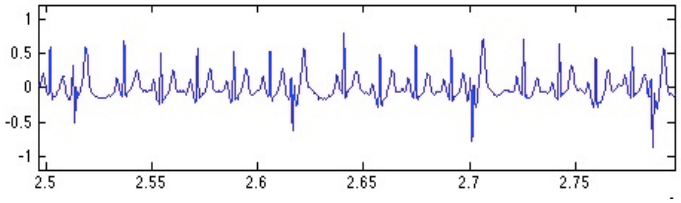
dicapai jika energi dari koefisien detail terletak di posisi *local minimumnya*. Apabila *stop point* diabaikan dan dekomposisi wavelet dilanjutkan, energi dari koefisien detail akan meningkat yang mengakibatkan sinyal *input* terdistorsi [50].



(a) *Baseline wander* pada sinyal ECG



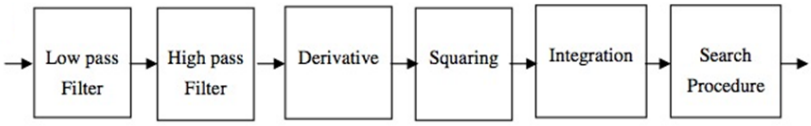
(b) Baseline



(c) *Output baseline wander removal*

Gambar 6. *Baseline wander removal*

Tahap kedua dari *preprocessing* adalah *beat detection* yang bertujuan untuk mendeteksi detak jantung (*heartbeat*) yang direpresentasikan oleh R-*wave* pada ECG menggunakan algoritma QRS *Detection* dari Pan Tompkins [51]. Gambar 7 memperlihatkan blok diagram dari algoritma tersebut.



Gambar 7. Blok diagram QRS *detection* yang diusulkan Pan Tompkins [51]

Tahapan *low pass filter* yang dilanjutkan dengan *high pass* filter dimaksudkan untuk melakukan *bandpass* filter pada sinyal *input*. *Bandpass filter* akan mereduksi *noise* yang diakibatkan oleh pergerakan otot, 60 Hz *interference*, dan interferensi dari T-*wave*. Tahap *squaring* akan mengkuadratkan sinyal hasil proses sebelumnya. Tujuan dari *moving window integration* adalah untuk memperoleh informasi fitur bentuk gelombang melengkapi informasi kemiringan yang diperoleh pada tahap sebelumnya menggunakan persamaan *difference* dari *moving window integration*. Tahap terakhir dari QRS *detection* adalah mendeteksi lokasi dari QRS *complex* menggunakan *adaptive threshold*:

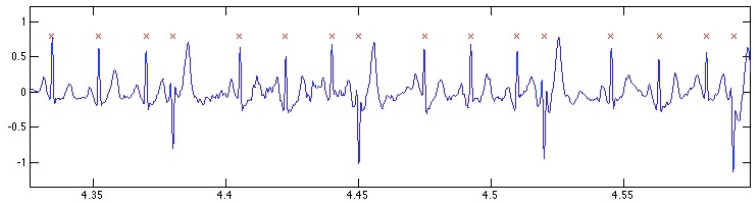
SPKI = 0.125 PEAKI + 0.875 SPKI
(jika PEAKI adalah peak dari sinyal)
NPKI = 0.125 PEAKI + 0.875 NPKI
(jika PEAKI adalah peak dari noise)
THRESHOLD I1 = NPKI + 0.25(SPKI – NPKI)
THRESHOLD I2 = 0.5 THRESHOLD I1

dimana,

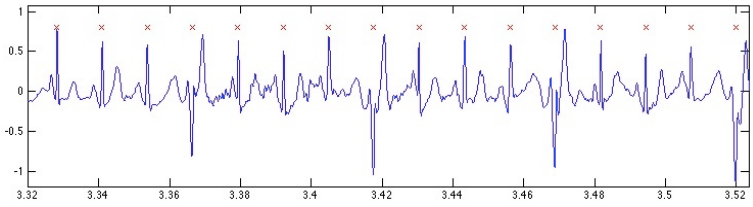
PEAKI adalah *overall peak*
SPKI adalah estimasi *peak* dari sinyal
NPKI adalah estimasi *peak* dari *noise*
THRESHOLD I1 adalah *threshold* yang pertama kali diterapkan
THRESHOLD I2 adalah *threshold* kedua

Tahap terakhir dari *preprocessing* adalah *beat normalization* yang tujuannya adalah untuk menormalisasikan durasi setiap *beat* sehingga semua *beat* memiliki durasi yang sama. Setelah *beat normalization*, setiap *beat* akan terdiri dari jumlah sampel yang sama. *Beat normalization* perlu dilakukan karena di tahap berikutnya data dari masing-masing *beat* akan disusun menjadi sebuah matriks. Durasi dari setiap *beat* dinormalisasikan menggunakan pendekatan *multirate* dengan target jumlah sampel tertentu, misal 128 sampel. Mula-mula sinyal diinterpolasi dengan faktor *L*, dimana *L* adalah konstanta yang memiliki nilai besar, sehingga pada proses berikutnya yaitu *downsampling*, *error*-nya minimal. Hasil interpolasi kemudian di-*downsampling* dengan faktor tertentu pada setiap siklusnya [42].

Durasi dari setiap *beat* harus dikembalikan ke ukuran semula pada saat fase dekompresi (*Beat Denormalization*), sehingga informasi ini harus disimpan. Karena variasi durasi masing-masing *beat* tidak besar, teknik *differential coding* dapat digunakan untuk menyimpan durasi setiap *beat* sehingga menghemat kebutuhan memori. Gambar 8 memperlihatkan sinyal ECG sebelum diterapkan *beat normalization* (a) dan setelah diterapkan *beat normalization* (b).



(a) sebelum

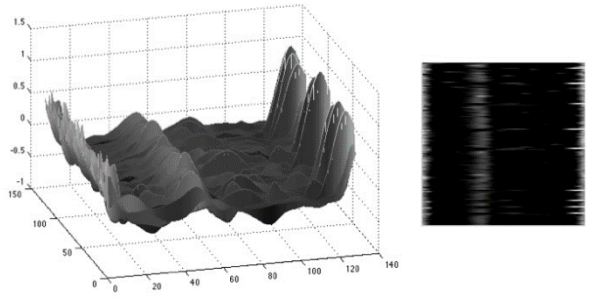


(b) sesudah

Gambar 8. *Beat normalization* pada sinyal ECG

3.2 2D ECG *Array Construction*

2D ECG *array construction* akan membentuk 'ECG *image'* dari sinyal ECG yang sudah dinormalisasi durasi setiap detak jantungnya. Tujuan utama dari tahap ini adalah untuk mendapatkan sifat regularitas dari sinyal ECG. Sinyal ECG memiliki sifat *pseudoperiodic* [52], artinya siklus detak jantung selalu berulang dengan pola yang sama yaitu P-QRS-T. Jika sinyal setiap siklus detak jantung disusun menjadi sebuah matriks, dimana setiap baris pada matriks terdiri dari sebuah vektor yang merepresentasikan satu siklus sinyal ECG, maka matriks tersebut akan memiliki tingkat regularitas yang tinggi pada setiap barisnya. Tingkat regularitas ini akan semakin tinggi pada pasien yang tidak memiliki kelainan pada jantungnya, karena mayoritas detak jantungnya memiliki pola yang sama. Berdasarkan hasil penelitian pendahuluan, dipilih jumlah baris pada 2D ECG *array* = 128, karena setiap baris terdiri dari 128 sampel maka ukuran matriksnya adalah 128 x 128 sampel. Gambar 9 mengilustrasikan 2D ECG *array* yang divisualisasikan sebagai data 3 dimensi dan 2 dimensi (tampak atas). Proses sebaliknya perlu dilakukan saat fase dekompresi dilakukan, yaitu mengubah 2D ECG *array* menjadi sinyal ECG *multi-lead*.



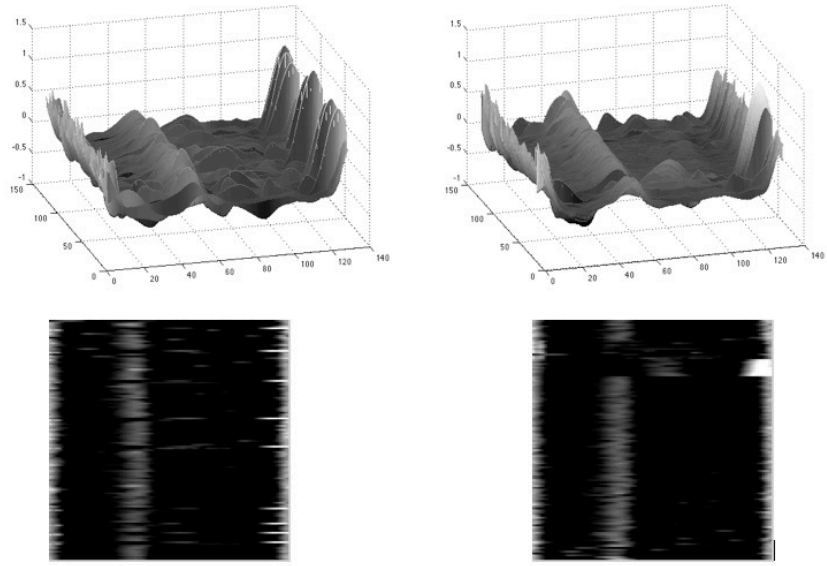
Gambar 9. Visualisasi 2D ECG array

3.3 *Beat Reordering*

Meskipun sinyal ECG memiliki sifat *pseudoperiodik*, tetapi terdapat kemungkinan sejumlah siklus detak jantung yang memiliki karakteristik yang berbeda dengan siklus lainnya. Penyusunan kembali posisi siklus detak jantung pada 2D ECG *array* akan meningkatkan sifat *predictability* dari sinyal. *Beat reordering* akan menyusun posisi setiap siklus detak jantung sehingga siklus yang terletak di posisi yang berdekatan adalah siklus dengan kemiripan tinggi. Teknik *beat reordering* diimplementasikan dalam dua tahap, yaitu:

a. *Fuzzy* c-*means clustering*, mengelompokkan vektor-vektor yang merepresentasikan sebuah siklus detak jantung berbeda.
b. *Reorder position*, menyusun kembali posisi setiap vektor pada masing-masing cluster. Posisi vektor akan diurutkan menurut jaraknya terhadap *centroid*. Pengukuran jarak menggunakan Euclidean *distance*.

Gambar 10 memperlihatkan contoh 2D ECG *array* sebelum dan sesudah dilakukan proses *beat reordering*. Pada ilustrasi tersebut dapat dilihat bahwa *beat reordering* berhasil mengubah 2D ECG *array* menjadi lebih teratur, terdapat lebih sedikit lonjakan setelah proses ini dilakukan. Pada pandangan 2 dimensi, jelas terlihat bahwa puncak-puncak gelombang (warna putih) yang sebelumnya terletak tidak beraturan, setelah dilakukan *beat reordering* puncak-puncak ini menjadi terkelompok. Urutan dari masing-masing *beat* harus dikembalikan ke posisi semula pada saat fase dekompresi, oleh karena itu posisi semula dari setiap *beat* harus disimpan.



(a) sebelum (b) sesudah

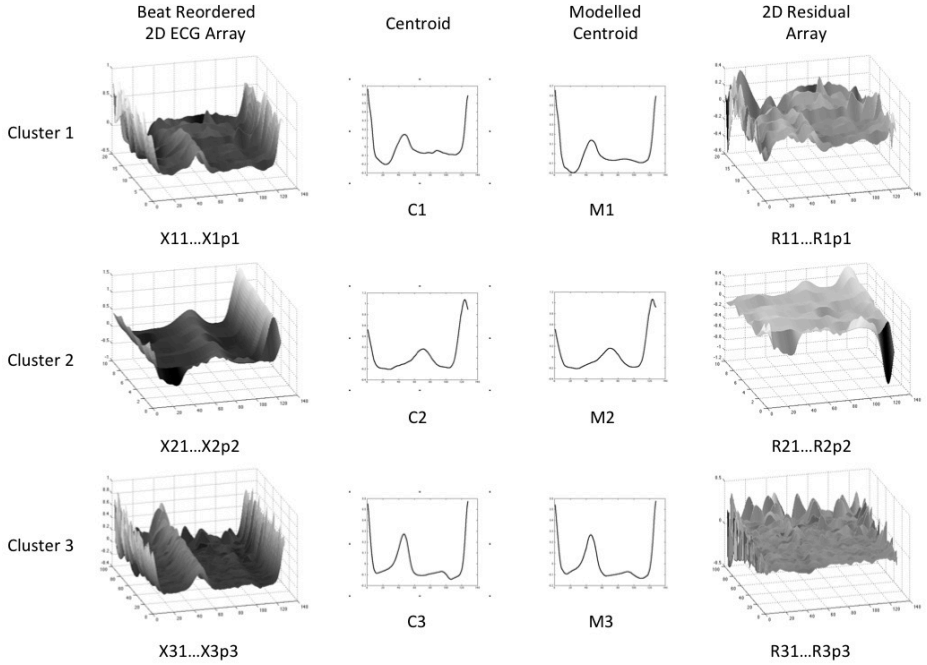
Gambar 10. Pengaruh *beat reordering* pada sebuah 2D ECG *array*

3.4 *Residual Calculation*

Pada tahap *residual calculation* dilakukan kalkulasi sinyal residu yang merupakan selisih dari sinyal setiap siklus detak jantung dengan *centroid* pada masing-masing *cluster* 2D ECG *array*. Di tahap *beat reordering*, sinyal masing-masing siklus detak jantung sudah dikelompokkan berdasarkan kemirimannya satu sama lain menggunakan *Fuzzy* c-*means clustering*. *Centroid* dari setiap *cluster* merupakan sinyal yang paling mewakili dari sekelompok sinyal siklus detak jantung. Karena sinyal di setiap *cluster* sudah terkelompok berdasarkan kemiripannya, maka selisih antara masing-masing sinyal tersebut dengan *centroid*-nya akan memiliki nilai yang lebih kecil dibanding sinyal aslinya. Untuk mengoptimalkan kebutuhan ruang memori untuk menyimpan *centroid*, setiap *centroid* dimodelkan menggunakan pendekatan transformasi wavelet. Berdasarkan hasil penelitian pendahuluan, masing-masing *centroid* dapat direkonstruksi dengan baik dengan hanya menggunakan 20 koefisien wavelet.

Gambar 11 memperlihatkan ilustrasi dari *residual calculation* pada sebuah 2D ECG *array*, dengan jumlah *cluster* 3. Pada ilustrasi tersebut dapat dilihat bahwa pemilihan 20 koesifien wavelet dapat menghasilkan rekonstruksi model *centroid* dengan baik, profil setiap *centroid* dapat dimodelkan dengan baik oleh

masing-masing model. Elemen-elemen pada *residual array* memiliki jangkauan amplitudo dan variansi yang lebih kecil dibanding elemen-elemen pada 2D ECG *array*.



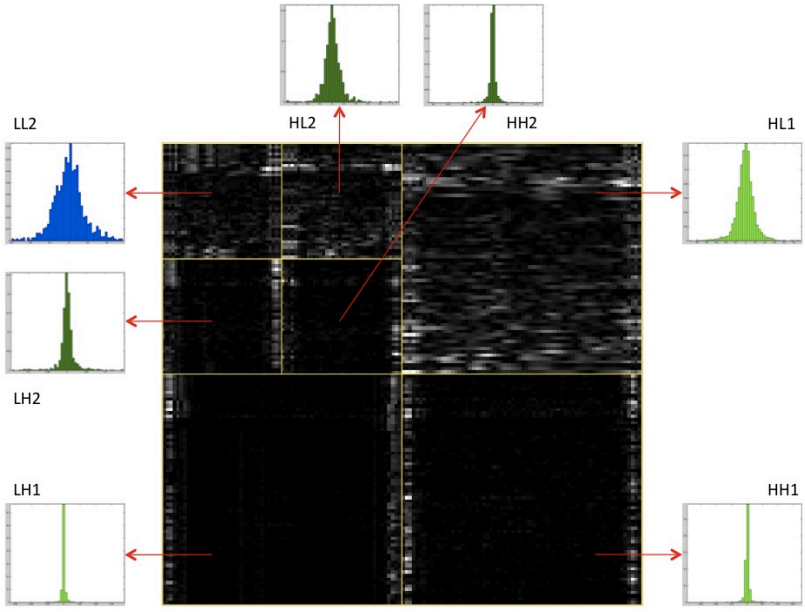
Gambar 11. *Residual calculation* pada sebuah 2D ECG *array*

3.5 Wavelet *Transform*

Pada tahap ini, setiap setiap 2D *residual array* akan didekomposisi menggunakan transformasi wavelet. Transformasi wavelet akan melakukan dekorelasi terhadap 2D *residual array*. Sifat *pseudoperiodic* dari sinyal ECG menjadikan elemen-elemen dari 2D *residual array* memiliki tingkat regularitas tinggi. Dekomposisi wavelet terhadap suatu citra natural akan menghasilkan statistik lokal yang sifatnya konstan, yaitu didominasi oleh nilai nol atau nilai yang mendekati nol. Kondisi tersebut berlaku juga pada sinyal ECG, seperti dapat dilihat pada Gambar 12 yang menunjukkan hasil dekomposisi wavelet hingga level 2 dari sebuah 2D *residual array* serta histogram dari masing-masing *subband*.

Sebuah citra yang didominasi oleh area yang bersifat homogen akan memiliki tingkat regularitas tinggi. Pada citra semacam itu terdapat korelasi tinggi diantara piksel-piksel yang posisinya berdekatan. Selain itu, citra

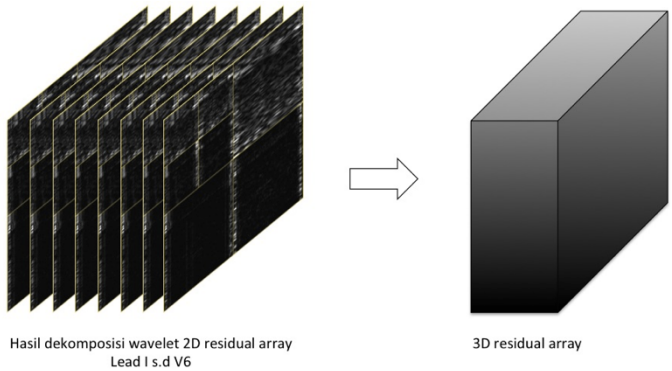
tersebut juga hanya mengandung sejumlah kecil informasi pada komponen frekuensi tingginya. Hal ini disebabkan oleh sedikitnya piksel-piksel *edge* yang merupakan representasi frekuensi tinggi dari sebuah citra. Berdasarkan informasi dari histogram pada masing-masing *subband*, dapat dilihat bahwa histogram di sepanjang arah vertikal (LH) dan diagonal (HH) memiliki bentuk yang lebih ramping dan berpusat di nilai nol. Hal ini menunjukkan bahwa pada *subband* LH dan HH sangat didominasi oleh nilai nol, artinya hanya terdapat sedikit informasi frekuensi tinggi pada *subband* tersebut. Karena setiap baris (arah vertikal) pada 2D *residual array* merepresentasikan sinyal dari masing-masing *beat*, maka dapat disimpulkan bahwa terdapat korelasi tinggi diantara *beat-beat* yang berdekatan.



Gambar 12. Dekomposisi wavelet level 2 dari sebuah 2D *residual array*

3.6 3D *Residual Array Construction*

Pada tahap 3D *residual array construction*, hasil transformasi wavelet 2D *residual array* dari masing-masing *lead* akan digabungkan sehingga terbentuk struktur kubus dengan ukuran 128 (sampel) x 128 (*beat*) x 8 (*lead*). Tujuan dari penggabungan ini adalah agar redundansi antar *lead* dapat direduksi pada tahap berikutnya, yaitu 3D SPIHT *coding*. Gambar 13 mengilustrasikan tahap 3D *residual array construction*.



Gambar 13. Pembentukan 3D *residual array*

3.7 3D SPIHT *Coding*

SPIHT *coding* dapat diterapkan pada berbagai jenis sinyal seperti audio, citra, citra *multispectral*, maupun video. Metode standar SPIHT yang bekerja pada data matriks atau dua dimensi. Untuk melakukan kompresi data video maupun citra *multispectral* yang merupakan data tiga dimensi, metode standar SPIHT perlu dimodifikasi agar metode ini dapat memproses koefisien hasil transformasi wavelet 3D. Tidak seperti 2D SPIHT dimana setiap *node* memiliki 3 *offspring*, pada *spatial orientation trees* 3D SPIHT, setiap *node* dari koefisien wavelet akan memiliki 8 *offspring* Algoritma dari SPIHT *coding* juga perlu diadaptasi untuk menangani *node* yang memiliki tiga buah index (*i*,*j*,*k*). Gambar 14 memperlihatkan algoritma SPIHT *coding* untuk data tiga dimensi.

3.8 Pengujian pada *Dataset* St. Petersburg INCART 12-*lead Arrhythmia Database*

Data yang akan digunakan pada eksperimen ini berasal dari rekaman sinyal ECG St. Petersburg INCART 12-*lead Arrhythmia Database* (incartdb) - PhysioNet. *Database* ini merupakan sumbangan dari St. Petersburg Institute of Cardiological Technics (Incart), St. Petersburg, Russia. Database incartdb terdiri dari 75 rekaman sinyal ECG yang telah diberi anotasi *beat*, diperoleh dari 32 holter monitor. Anotasi diperoleh secara otomatis dengan algoritma QRS *detection*, selanjutnya dikoreksi secara manual oleh kardiolog. Lokasi anotasi *beat* diletakkan pada pertengahan QRS *complex*; lokasi tersebut belum dikoreksi secara manual sehingga terdapat kemungkinan posisi anotasi *beat* yang tidak akurat. Pada eksperimen ini, dipilih 16 *record* dari *database*

incartdb, yaitu *record* I01, I09, I10, I11, I12, I15, I19, I22, I24, I39, I42, I43, I51, I55, I63, dan I65 [53].

```
1.  Initialization: Set n to log2 |max_{i,j,k}(c_{i,j,k})| and transmit n. Set the
    LSP to empty. Set the LIP to the coordinates of all the roots (i,j,k) ∈
    H. Set the LIS to the coordinates of all the roots (i,j,k) ∈ H that have
    descendants.

2. Sorting pass:
     2.1 for each entry (i,j,k) in the LIP do:
          2.1.1 output Sn(i,j,k);
          2.1.2 if Sn(i,j,k) = 1, move (i,j,k) to the LSP and output the
                sign of c_{i,j,k};

     2.2 for each entry (i,j,k) in the LIS do:
          2.2.1 if the entry is of type A, then
                  • output Sn(D(i,j,k));
                  • if Sn(D(i,j,k)) = 1, then
                       * for each (p,q,r) ∈ O(i,j,k) do:
                               · output Sn(p,q,r);
                               · if Sn(p,q,r) = 1, add (p,q,r) to the LSP,
                                  output the sign of c_{p,q,r};
                               · if Sn(p,q,r)=0,append(p,q,r) to the LIP;

                       * if L(i,j,k) ≠ 0, move (i,j,k) to the end of the
                          LIS, as a type-B entry, and go to step 2.2.2;
                          else, remove entry (i,j,k) from the LIS;
        2.2.2 if the entry is of type B, then
                  • output Sn(L(i,j,k));
                  • if Sn(L(i,j,k)) = 1, then
                       * append each (p,q,r) ∈ O(i,j,k) to the LIS as a
                          type-A entry:
                       * remove (i,j,k) from the LIS:

3.  Refinement pass: for each entry (i,j,k) in the LSP, except those included
    in the last sorting pass (the one with the same n), output the nth most
    significant bit of |c_{i,j,k}|;

4.  Loop: decrement n by 1 and go to step 2 if needed.
```

Gambar 14. Algoritma 3D SPIHT

Eksperimen dilakukan terhadap semua *record* pada *dataset* menggunakan tiga skenario berbeda, pertama 1:N, yaitu tidak menerapkan *beat reordering*, maupun *residual calculation*; skenario kedua 3:O, hanya menerapkan *beat reordering* saja; sedangkan skenario ketiga 5:OR, menerapkan *beat reordering* dan *residual calculation*. Data *input* akan dikompresi dengan rasio 4, 8, 16, 20, dan 24. Selanjutnya nilai WWPRD dari sinyal hasil rekonstruksi dari masing-masing skenario eksperimen dihitung [54]. Tabel 4 memperlihatkan rangkuman hasil eksperimen, yaitu nilai rata-rata WWPRD dari semua *record* yang diuji menggunakan tiga skenario tersebut. Hasil eksperimen memperlihatkan bahwa penerapan *beat reordering* maupun *residual calculation* berhasil menurunkan tingkat kesalahan pada setiap rasio kompresi yang diujikan. Hasil eksperimen lain menggunakan metode ini dapat dilihat pada [55].

Tabel 4. Rangkuman hasil eksperimen pada *dataset* incartdb

Skenario	CR=4	CR=8	CR=12	CR=16	CR=20	CR=24	Mean
1:N	9.38	11.93	16.28	20.17	23.30	25.83	17.82
3:O	8.63	11.44	15.10	18.10	20.78	22.62	16.11
5:OR	8.28	10.76	14.60	17.69	20.03	21.89	15.54

4 Kesimpulan

Perkembangan teknologi informasi telah banyak berperan dalam perkembangan pencitraan medis digital. Salah satu dampak dari kemajuan ini adalah meningkatnya *volume* data medis secara eksponensial. Kompresi data yang semula menjadi hal yang dihindari oleh para praktisi medis karena kekhawatiran hilangnya sebagian data penting yang dapat mengakibatkan kesalahan diagnosa, saat ini sudah dapat diterima bahkan sudah terdapat standar pengkodean untuk kompresi data medis. Saat ini ECG sudah menjadi standar dalam diagnosa penyakit jantung karena termasuk sebagai metode yang sederhana, *non-invasive*, serta efisien. Metode kompresi sinyal ECG yang memiliki sifat *pseudoperiodic* harus dapat mengurangi tiga jenis redundansi, yaitu *intersample, interbeat,* dan *interlead redundancy*. Secara umum kompresi sinyal ECG dapat dibagi menjadi dua, yakni *direct* dan *transformation method*. Pendekatan *transformation* lebih keunggulan dibanding *direct method,* hal tersebut ditunjukkan oleh beberapa penelitian yang menggunakan beberapa jenis transformasi seperti Fourier, DCT, atau wavelet. 3D SPIHT yang merupakan metode kompresi berdasarkan transformasi wavelet, dapat digunakan untuk sinyal ECG multi-*lead*. Hasil eksperimen dengan *dataset* incartdb mempelihatkan metode ini dapat menghasilkan rasio kompresi yang cukup baik (hingga 24:1) tanpa mengorbankan karakteristik sinyal aslinya.

Daftar Pustaka

[1] Nait-Ali, A., Cavaro-Menard, C.: Compression of Biomedical Images and Signals. Wiley (2010).
[2] Weinstein, R.S.: Innovations in medical imaging and virtual microscopy. Hum. Pathol. 36, 317–319 (2005).
[3] Avrin, D.E., Andriole, K.P., Yin, L., Gould, R., Arenson, R.L.: Simulation of disaster recovery of a picture archiving and communications system using off-site hierarchal storage management. J. Digit. Imaging. 13, 168–170 (2000).
[4] Bergh, B., Pietsch, M., Schlaefke, A., Garcia, I., Vogl, T.J.: Upload capacity and time-to-display of an image Web system during simultaneous up- and down processes. Eur. Radiol. 14, 526–533 (2004).
[5] Lundin, M., Lundin, J., Helin, H., Isola, J.: A digital atlas of breast histopathology:

an application of web based virtual microscopy. J. Clin. Pathol. 57, 1288–1291 (2004).
[6] Zapletal, E., Le Bozec, C., Guinebretière, J.M., Jaulent, M.C., Hémet, J., Martin, E.: TRIDEM: production of consensual cases in pathology using Teleslide over Internet. In: 6th European Congress of telepathology (2002).
[7] Kivijärvi, J., Ojala, T., Kaukoranta, T., Kuba, a, Nyúl, L., Nevalainen, O.: A comparison of lossless compression methods for medical images. Comput. Med. Imaging Graph. 22, 323–39 (1998).
[8] American College of Radiology (ACR): ACR Standard for Teleradiology. ACR Stand. 13–21 (2003).
[9] Chaudhuri, S., Pawar, T.D., Duttagupta, S.: Ambulation Analysis in Wearable ECG. Methods. 15–27 (2009).
[10] Sgouros, N.P., Constantinou, J.P., Loudos, G.K., Kossida, S.A.: Use of the MPEG-4 ALS Architecture and Inter-channel Prediction for Multi-channel ECG Coding. Biomed. Res. 754–759 (2007).
[11] Jalaleddine, S.M.S., Hutchens, C.G., Strattan, R.D., Coberly, W.A.: ECG data compression techniques--a unified approach. IEEE Trans. Biomed. Eng. 37, 329–343 (1990).
[12] Cox, J.R., Nolle, F.M., Fozzard, H.A., Oliver, G.C.: AZTEC, a Preprocessing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis. IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-15, 128–129 (1968).
[13] Mueller, W.C.: Arrhythmia detection program for an ambulatory ECG monitor. Biomed. Sci. Instrum. 14, 81–85 (1978).
[14] Abenstein, J.P., Tompkins, W.J.: A new data-reduction algorithm for real-time ECG analysis. IEEE Trans. Biomed. Eng. 29, 43–48 (1982).
[15] DiPersio, D.A., Barr, R.C.: Evaluation of the fan method of adaptive sampling on human electrocardiograms. Med. Biol. Eng. Comput. 23, 401–410 (1985).
[16] Moody, G.B., Mark, R.G., Goldberger, A.L.: Evaluation of the "TRIM" ECG data compressor. In: Proceedings. Computers in Cardiology. pp. 167–170. IEEE Comput. Soc. Press (1988).
[17] Haughland, D., Heber, J.G., Husoy, J.H.: Optimisation algorithms for ECG data compression. Med. Biol. Eng. Comput. 35, 420–424 (1997).
[18] Olkkonen, J.: Discrete Wavelet Transforms - Theory And Applications. InTech, Rijeka, Croatia (2011).
[19] Ahmed, N., Milne, P.J., Harris, S.G.: Electrocardiographic data compression via orthogonal transforms. IEEE Trans. Biomed. Eng. 22, 484–487 (1975).
[20] Reddy, B.R., Murthy, I.S.: ECG data compression using Fourier descriptors. IEEE Trans. Biomed. Eng. 33, 428–434 (1986).
[21] Olmos, S., Millan, M., Garcia, J., Laguna, P.: ECG data compression with the Karhunen-Loeve transform. In: Computers in Cardiology. pp. 253–256. IEEE (1996).
[22] Husøy, J.H., Gjerde, T.: Computationally efficient sub-band coding of ECG signals. Med. Eng. Phys. 18, 132–142 (1996).
[23] Chen, J., Itoh, S., Hashimoto, T.: ECG Data Compression by Using Wavelet Transform. IEICE Trans. Inf. Syst. E76-D, 1454–1461 (1993).
[24] Miaou, S.-G., Yen, H.-L., Lin, C.-L.: Wavelet-based ECG compression using

dynamic vector quantization with tree codevectors in single codebook. IEEE Trans. Biomed. Eng. 49, 671–680 (2002).
[25] Mammen, C.P., Ramamurthi, B.: Vector quantization for compression of multichannel ECG. IEEE Trans. Biomed. Eng. 37, 821–825 (1990).
[26] Linnenbank, A.C., Kemmelings, J.G.C., Muilwijk, S.L.C., Peper, A., Grimbergen, C.A.: An effective compression scheme for multilead ECG signals containing ectopic ventricular activation. In: Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference. pp. 527–528 (1992).
[27] Gill, N., Cohen, A.: ECG compression using long-term prediction. IEEE Trans. Biomed. Eng. 40, 877–885 (1993).
[28] Paggetti, C., Lusini, M., Varanini, M., Taddei, A., Marchesi, C.: A Multichannel Template Based Data Compression Algorithm. In: Conference proceedings : Computers in Cardiology. pp. 629–632 (1994).
[29] Huang, C., Miaou, S.: Transmitting SPIHT compressed ECG data over a next-generation mobile telecardiology testbed. In: 2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. pp. 3525–3528. Ieee (2001).
[30] Cetin, A.E., Koyrnen, H., Aydm, C.: Multichannel ECG Data Compression by Multirate Signal Processing and Transform Domain Coding Techniques. IEEE Trans. Biomed. Eng. 40, 495–499 (1993).
[31] Sastry, R.V.S., Rajgopal, K.: ECG Compression using Wavelet Transform. In: Proceedings RC IEEE-EMBS & 14th BMESI. pp. 2/52–2/53 (1995).
[32] Guerrero, A.P., Mailhes, C., Castanie, F.: First results on new modeling-based ecg data compression methods. Eng. Med. Biol. 20, 194–197 (1998).
[33] Alesanco, A., Olmos, S., Istepanian, R., Garcia, J.: A novel real-time multilead ECG compression and de-noising method based on the wavelet transform. In: Conference proceedings : Computers in Cardiology. pp. 593–596 (2003).
[34] Lukin, V., Zriakhov, M., A, A., Egiazarian, K., Varri, A.: Lossy Compression of Multichannel ECG Based on 2 -D DCT and Pre-processing. In: Conference Proceedings : International Conference on Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science. pp. 159–162 (2008).
[35] Martini, M.G., Polpetta, A., Banelli, P.: Context-aware Multi-lead ECG Compression Based on Standard Image Codecs. In: Conference proceedings : Pervasive Computing Technologies for Healthcare. pp. 1–7 (2009).
[36] Tan, Q., Fang, B., Wang, P.: Improved Simultaneous Matching Pursuit for Multi-lead ECG Data Compression. In: 2010 International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation. pp. 438–441. Ieee (2010).
[37] Sharifahmadian: Wavelet compression of multichannel ECG data by enhanced set partitioning in hierarchical trees algorithm. In: Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference. pp. 5238–5243 (2006).
[38] Said, A., Pearlman, W. a. A.: A new, fast, and efficient image codec based on set partitioning in hierarchical trees. IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol. 6,

243–250 (1996).
[39] Salomon, D.: Data Compression The Complete Reference. Springer, London (2007).
[40] Lu, Z., Kim, D.Y., Pearlman, W. a: Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm. IEEE Trans. Biomed. Eng. 47, 849–856 (2000).
[41] Pooyan, M., Taheri, A., Moazami-goudarzi, M., Saboori, I.: Wavelet Compression of ECG Signals Using SPIHT Algorithm. In: World Academy of Science, Engineering and Technology 2. pp. 212–215 (2005).
[42] Moazami-goudarzi, M., Moradi, M.H., Abbasabadi, S.: High Performance Method for Electrocardiogram Compression Using Two Dimensional Multiwavelet Transform. In: Conference proceedings : Multimedia Signal Processing. pp. 1–5 (2005).
[43] Mohammad Rezazadeh, I., Hassan Moradi, M., Motie Nasrabadi, A.: Implementing of SPIHT and Sub-band Energy Compression (SEC) Method on Two-Dimensional ECG Compression: A Novel Approach. In: Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference. pp. 3763–3766 (2005).
[44] Tai, S.-C., Sun, C.-C., Yan, W.-C.: A 2-D ECG compression method based on wavelet transform and modified SPIHT. IEEE Trans. Biomed. Eng. 52, 999–1008 (2005).
[45] Sahraeian, S.M.E., Fatemizadeh, E.: Wavelet-Based 2-D ECG Data Compression Method Using SPIHT and VQ Coding. In: Proceeding EUROCON 2007 The International Conference on "Computer as a Tool." pp. 133–137 (2007).
[46] Manikandan, M.S., Dandapat, S.: Effective quality-controlled SPIHT-based ECG coding strategy under noise environments. Electron. Lett. 44, 1–2 (2008).
[47] Nayebi, S., Miranbeigi, M.H., Nasrabadi, A.M.: Wavelet Based 2-D ECG Compression by Implementing of SPIHT Algorithm and RL Coding. In: Conference proceedings : Audio, Language and Image Processing. pp. 1349–1353 (2008).
[48] Wang, Z., Zhu, P., Chen, Y.: A 2-D ECG Compression Algorithm Based on Modified SPIHT. In: Conference proceedings : Medical Devices and Biosensors. pp. 305–309 (2008).
[49] Kim, B., Pearlman, W.A.: Low Bit-Rate , Scalable Video Coding with 3D Set Partitioning in Hierarchical Trees (3D SPIHT). Image Process. (2000).
[50] Sargolzaei, A., Faez, K., Sargolzaei, S.: A New Robust Wavelet Based Algorithm for Baseline Wandering Cancellation in ECG Signals. Electr. Eng. 33–38 (2009).
[51] Pan, J., Tompkins, W.J.: A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-32, 230–236 (1985).
[52] Mamaghanian, H., Member, S.S., Khaled, N., Atienza, D., Vandergheynst, P.: Compressed Sensing for Real-Time Energy-Efficient ECG Compression on Wireless Body Sensor Nodes. IEEE Trans. Biomed. Eng. 58, 2456–2466 (2011).
[53] Goldberger, A.L., Amaral, L.A.N.L.A.N., Glass, L., Hausdorff, J.M.J.M., Ivanov, P.C.P.C., Mark, R.G., Mietus, J.E.J.E., Moody, G.B.G.B.G.B., Peng, C.-K.C.-K., Stanley, H.. E.: PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet : Components of a

New Research Resource for Complex Physiologic Signals. Circulation. 101, e215–220 (2000).
[54] Al-Fahoum, A.S.: Quality assessment of ECG compression techniques using a wavelet-based diagnostic measure. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 10, 182–191 (2006).
[55] Isa, S.M., Jatmiko, W., Arymurthy, A.M.: 3D SPIHT for multi-lead ECG compression. In: Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation. pp. 488–493 (2014).