

ANALISIS PERBANDINGAN ALGORITMA KOMPRESI PADA MONITORING SINYAL DATA ELEKTROKARDIOGRAM

Yoga Cahya Paratama¹⁾, Rita Magdalena²⁾, Achmad Rizal³⁾
Sekolah Tinggi Teknologi Telkom-Bandung
yyp@stttelkom.ac.id¹⁾; rta@stttelkom.ac.id²⁾; arz@stttelkom.ac.id³⁾

ABSTRACT

Electrocardiograph is a tool functioned to display heart beat record in a graphical form through monitor screen or printed on paper. ECG Monitoring is one of the techniques utilized in electrocardiography which employs 2 electrodes placed in a different potensial as an input signal. Record results data is a large size data. In order to easily storing and transmitting the data compression is needed. Compression algorithms used are TP, AZTEC, FAN, SAPA, and RLE. The input is ECG signal as a original data. Expected output has high Compression Ratio (CR) and low Cross Correlation (CC). In this research, there are 3 kinds of heart signals investigated, i.e.atrial fibrillation with sampling frequency of 250 MHz, congestive heart failure with sampling frequency of 250 MHz, and normal sinus rhythm with sampling frequency of 125 Mhz. From research result, it is acquired that FAN is the most optimal algorithm. The compression process done at normal sinus rhythm conditions yields an average Compression Ratio value equal to 2.50076 and Cross Correlation 20.9959 %, at congestive heart failure conditions yield average Compression Ratio value equal to 1.95755 and Cross Correlation of 45.2443 %, and at atrial fibrillation conditions yields an average Compression Ratio value equal to 2.12412 and Cross Correlation of 40.9267 %.

Keywords : *Elektrokardiogram, Monitoring, Kompresi, Cross Correlation*

1. Pendahuluan

Algoritma kompresi data digunakan untuk meminimalisasi jumlah kode bit yang disimpan dengan mengurangi redundansi pada sinyal asli (*original signal*). Rasio kompresi bisa didapat dengan membagi jumlah bit pada sinyal asli dengan jumlah bit pada sinyal kompresi. Secara umum, diharapkan rasio kompresi sangat besar, tetapi tidak bisa hanya memperhatikan parameter ini sebagai basis utama perbandingan penggunaan metode kompresi data.

1.1 Latar Belakang

Salah satu masalah utama dalam monitoring EKG adalah kompresi data EKG. Berbagai algoritma ditawarkan dengan berbagai macam kelebihan dan kelemahannya. Dalam monitoring dibutuhkan sebuah algoritma untuk mengurangi ukuran data yang akan disimpan dengan tetap mempertahankan atau tidak mengurangi *content* atau isi dari informasi struktur sinyal.

1.2 Tujuan

Penelitian ini bertujuan untuk melakukan analisis tentang kompresi data sinyal EKG. Kompresi dilakukan dengan menggunakan 5 algoritma yang berbeda yaitu : *TP(Turning Point)*, *AZTEC (Amplitude Zone Time Epoch Coding)*, *FAN*, *SAPA (Scan Along Polygonal Approximation)*, dan *RLE*. Dari simulasi tersebut akan dibandingkan besar dari CR (*Compression Ratio*) dan CC (*Cross Correlation*) yang dihasilkan dari 5 algoritma yang berbeda sehingga didapatkan algoritma mana yang paling optimal.

1.3 Pembatasan Masalah

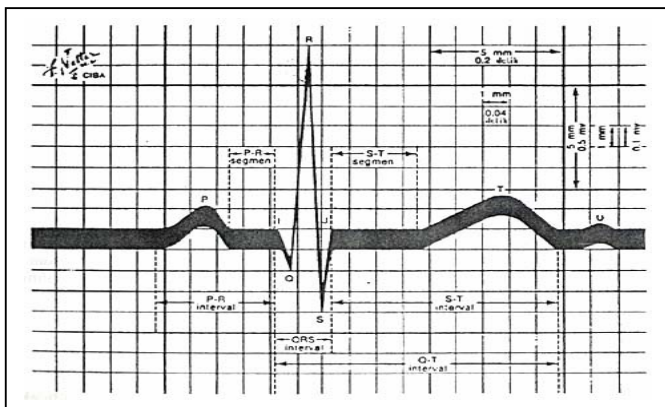
Pada penelitian ini, pembahasan dibatasi pada:

- 1) Teknik kompresi data EKG.
- 2) Inputan berupa tampilan sinyal EKG pasien yang direkam dari perangkat *Elektrokardiograf*. Sinyal input pada kondisi *atrial fibrillation*, *congestive heart failure*, dan *normal sinus rhythm* dengan frekuensi sampling 250 MHz, semua panjang input 1000 bit.
- 3) Menggunakan Matlab 7.1 untuk mensimulasikan.
- 4) Menganalisis perbandingan besar dari CR dan CC yang dihasilkan dari 5 algoritma yang berbeda.

2. Dasar Teori

2.1 EKG (Elektrokardiogram)

Elektrokardiograf merupakan alat yang berfungsi untuk menampilkan rekaman denyut jantung dalam bentuk grafik yang ditampilkan melalui monitor atau dicetak pada kertas. Hasil rekaman sinyal jantung (grafik) ini dinamakan elektrokardiogram (EKG). Grafik ini dihasilkan dari catatan potensial listrik yang dihasilkan oleh denyut jantung. Sebuah sinyal yang didapat dari EKG normal dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Gelombang EKG Normal

Keterangan Gambar :

P : Gelombang yang timbul karena depolarisasi atrium.

Q : Defleksi negatif pertama sesudah gelombang P dan yang mendahului defleksi R.

R : Defleksi positif yang pertama sesudah gelombang P dan yang ditimbulkan oleh depolarisasi utama ventrikel.

S : Defleksi negatif sesudah defleksi R.

T : Gelombang yang timbul oleh repolarisasi ventrikel

U : Gelombang yang diduga dibangkitkan repolarisasi serat-serat purkinje.

2.2 Teknik-teknik Elektrokardiografi

Pada dasarnya ada tiga teknik yang digunakan dalam *elektrokardiografi*, yaitu:

1) *Standard clinical ECG*.

Teknik ini menggunakan 12 *lead* yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini dipakai untuk menganalisis kondisi jantung pasien.

2) *Vectorcardiogram*.

Teknik ini menggunakan 3 elektroda yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini menggunakan pemodelan potensial tubuh sebagai vektor tiga dimensi dengan menggunakan sandapan baku bipolar.

3) *Monitoring ECG*.

Teknik ini menggunakan 1 atau 2 elektroda yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini digunakan untuk monitoring pasien dalam jangka panjang.

Pada penelitian ini digunakan teknik *monitoring ECG* dimana data sinyal EKG akan dimasukkan sebagai inputan yang kemudian dilakukan teknik kompresi menggunakan algoritma-algoritma yang berbeda untuk mendapatkan nilai *Compression Ratio* dan *Percent Root-mean-square Difference* untuk mendapatkan teknik kompresi mana yang paling optimal dalam *monitoring ECG*.

2.3 Algoritma TP

Tujuan utama digunakannya *Turning Point (TP)* algorithm adalah untuk mengurangi jumlah frekuensi sampling dari 200 menjadi 100 sample/s. Dari percobaan-percobaan yang pernah dilakukan, algoritma ini dinyatakan bahwa kecuali untuk QRS kompleks dengan amplitudo dan cekungan yang lebar, besar sampling 100 sample/s sudah cukup memadai. Dibandingkan dengan sinyal EKG normal jika menggunakan TP maka dalam pencuplikannya bisa 4 atau 5 kali lebih cepat daripada dengan menggunakan frekuensi tertinggi sekalipun. Untuk contohnya, dalam *monitoring ECG* memiliki bandwidth 50 Hz dan disampling dengan 200 sample/s. Dengan digunakannya TP maka sampling dapat dikompresi hingga menjadi setengah yaitu 100 sample/s dengan menyimpan sebagian sinyal yang merupakan informasi utama. Algoritma ini dalam prosesnya membagi 3 sample dalam 1 waktu. Algoritma ini menyimpan sample 1 sebagai X_0 , kemudian sample berikutnya X^1 dan X^2 . Dari semua kemungkinan konfigurasi 3 sample tersebut hanya 1 yang akan disimpan.

2.4 Algoritma AZTEC

Sebenarnya AZTEC dikembangkan untuk proses EKG untuk analisa yang teratur, algoritma kompresi data AZTEC (*Amplitude Zone Time Epoch Coding*) menguraikan inti-inti contoh EKG yg mentah menjadi *plateaus* dan *slopes*. Hal itu menyediakan rangkaian ruas-ruas garis yang bentuknya sebuah *piecewise-linear approximation* sampai EKG tersebut.

2.5 Algoritma FAN

Sebenarnya digunakan untuk telemetri EKG, algoritma FAN menggambar garis di antara sepasang titik awal dan akhir sehingga semua sample intermediate berada di dalam daerah toleransi error yang telah ditentukan (ϵ). Sample pertama X_0 sebagai *originating non redundant permanent point*. X_0 berfungsi sebagai titik asal, kemudian diambil sample kedua X_1 dan gambarkan 2 *slope* $\{U_1, L_1\}$. U_1 melewati titik $\{X_0, X_1 + \epsilon\}$, dan L_1 melewati titik $\{X_0, X_2 + \epsilon\}$ dan $\{X_0, X_2 - \epsilon\}$. Kemudian bandingkan 2 pasang *slope* dan menahan *slope* yang paling *restrictive*. Kemudian berikan nilai X_1 pada X_1 dan sample berikutnya pada X_2 . Sehingga hasilnya, X_2 selalu menahan sample terakhir, dan X_1 menahan sample yang sebelumnya berada pada X_2 . Terus ulangi proses dengan membandingkan X_2 dengan nilai *slope* yang paling konvergen. Jika jauh diluar area ini, harus disimpan garis T dan amplituda terakhirnya X_1 yang kemudian menjadi titik *originating* baru X_0 , dan proses dimulai lagi. Bagan dari *slope* yang digambar dari sample *originating* ke sample tujuan membentuk satu set garis radial yang mirip dengan FAN

2.6 Algoritma SAPA

Sistem kerja algoritma SAPA (*Scan Along Polygonal Approximation*) sebenarnya tidak terlalu jauh berbeda dengan Algoritma FAN. Perbedaan paling mendasar antara Algoritma FAN dan SAPA adalah Algoritma SAPA ini menggunakan titik hasil perhitungan yang kemudian disebut *centre slope* sebagai titik referensi sedangkan Algoritma FAN menggunakan sample sebenarnya sebagai titik referensi.

2.7 Algoritma RLE

Dari sekian banyak teknik kompresi *lossless*, Algoritma RLE (*Run-length Encoding*) ini adalah salah satunya. Algoritma RLE dibangun di atas gagasan bahwa apabila suatu data d berulang sebanyak n buah dalam stream masukan, maka rangkaian data tersebut dapat dikodekan sebagai sebuah pasangan nd .

2.8 Compression Ratio (CR)

Metode kompresi data digunakan untuk meminimalisasi jumlah kode bit yang disimpan dengan mengurangi redundansi pada sinyal asli (original signal). Rasio kompresi bisa didapat dengan membagi jumlah bit pada sinyal asli dengan jumlah bit pada sinyal kompresi. Secara umum, diharapkan rasio kompresi sangat besar.

$$CR = \frac{\text{Jumlah bit sinyal asli}}{\text{Jumlah bit sinyal hasil kompresi}} \quad (1)$$

2.9 Cross Correlation (CC)

Algoritma Kompresi juga harus merepresentasikan data yang benar. Pada kompresi data EKG, data biasanya menggambarkan rekonstruksi sinyal yang bisa diterjemahkan oleh data klinik melalui pemeriksaan secara visual. Selain itu harus dilakukan pengukuran residu perbedaan antara sinyal rekonstruksi dan sinyal asli. Perhitungan dilakukan secara matematis dengan menggunakan *Cross Correlation* (CC), dan diharapkan nilai CC yang dihasilkan sekecil mungkin.

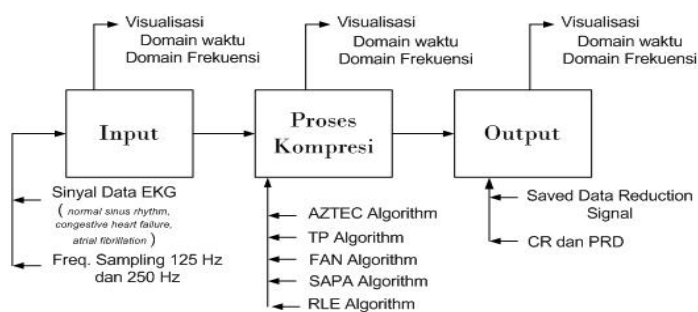
$$\hat{R}_{xy}(m) = \begin{cases} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_{n+m} \cdot y_n^* & m \geq 0 \\ \hat{R}_{yx}^*(-m) & m < 0 \end{cases} \quad (2)$$

$$CC = \left\{ \frac{R_{xy}}{R_{xx}} \right\} \times 100\% \quad (3)$$

Dimana x adalah sinyal asli dan y merupakan sinyal hasil rekonstruksi.

3. Perancangan Sistem

Blok diagram dari sistem yang dirancang diperlihatkan pada Gambar 2.



Gambar 2. Diagram blok sistem secara umum

Sinyal input terdiri dari sinyal data EKG, yang kemudian diproses menggunakan algoritma-algoritma kompresi yang berbeda dan output berupa sinyal data EKG hasil kompresi. Dari hasil outputnya, akan dapat dilihat besar nilai dari CR dan CC dari masing-masing keluaran algoritma-algoritma kompresi tersebut.

Data EKG didapat dari *MIT-BIH DB* (The Massachusetts Institute of Technology – Beth Israel Hospital Arrhythmia Database), *AHA DB* (The American Heart Association Database for Evaluation of Ventricular Arrhythmia Detectors), *CU DB* (The Creighton University Sustained Ventricular Arrhythmia Database). Semua database tersebut tersimpan di <http://www.physionet.org>. Beberapa contoh kasus ECG yang ada antara lain: *atrial fibrillation*, *normal sinus rhythm*, dan *congestive heart failure*. Data yang diambil dari <http://www.physionet.org> tersebut diubah dalam bentuk *.xls dan tiap rekaman merupakan rekaman dari 2 buah sinyal. Dalam penelitian ini akan dipilih 1 sinyal untuk dilakukan kompresi.

4. Analisis Algoritma Kompresi

Dalam proses kompresi sinyal data EKG, input yang digunakan dari 3 kondisi jantung yang berbeda yaitu: *atrial fibrillation*, *congestive heart failure*, dan *normal sinus rhythm* dengan frekuensi sampling 250 Hz, panjang input 1000 bit, serta *threshold* yang digunakan 1 %, 3 %, dan 5 %. Parameter yang digunakan untuk analisis adalah besar CR dan CC dari masing-masing algoritma yang digunakan, dari besar CR dan CC akan didapatkan algoritma mana yang paling optimal. Dalam pencarian algoritma mana yang paling optimal diharapkan nilai CR sebesar mungkin, tetapi nilai CC sekecil mungkin

4.1 Penggunaan Algoritma *Turning Point* Untuk Kompresi

Dalam sub algoritma ini akan ditampilkan hasil kompresi menggunakan Algoritma TP dari 3 kondisi jantung. Dalam Tabel 1. ditampilkan secara lengkap nilai dari CR dan CC yang dihasilkan dari 3 kondisi jantung,

Tabel 1. Hasil CR dan CC Menggunakan Algoritma TP

Kasus	Compression Ratio	Cross Correlation
NSR2	2	49.311
NSR3	2	37.6016
NSR4	2	48.2675
NSR5	2	63.7775
NSR6	2	49.633
AF1	2	49.7462
AF2	2	50.0097
AF3	2	49.9251
AF4	2	50.3343
AF5	2	50.0503
CHF1	2	50.2188
CHF2	2	49.9862

Algoritma *Turning Point* paling optimal digunakan untuk kondisi jantung *normal sinus rhythm* karena dari 3 kondisi jantung yang diuji dihasilkan nilai *Compression Ratio* yang sama yaitu 2 tetapi nilai *Cross Correlation* yang paling kecil dihasilkan dari kondisi jantung *normal sinus rhythm* yaitu 37,6016 %.

4.2 Penggunaan Algoritma AZTEC Untuk Kompresi

Dalam sub algoritma ini akan ditampilkan hasil kompresi menggunakan Algoritma AZTEC dengan *threshold* 1 %, 3 %, dan 5% dari 3 kondisi jantung. Dalam Tabel 2 ditampilkan secara lengkap nilai dari CR dan CC yang dihasilkan dari 3 kondisi jantung.

Tabel 2. Hasil CR dan CC Menggunakan Algoritma AZTEC

Kasus	Threshold 1%		Threshold 3%		Threshold 5%	
	CR	CC	CR	CC	CR	CC
NSR2	1.8116	40.9967	4.065	5.3488	14.28571	1.385
NSR3	1.3947	34.2563	2.2222	65.9915	3.0864	1.8002
NSR4	1.9493	30.1147	3.876	2.5782	14.28571	0.5147
NSR5	1.4104	36.7511	2.3256	50.8501	3.3898	46.3961
NSR6	1.8692	30.5462	3.69	35.1156	5.2632	47.5689
AF1	1.3569	76.7956	2.2883	47.5346	3.3784	33.4657
AF2	1.443	34.0401	2.6596	31.6832	4.0816	45.3414
AF3	1.6129	60.9929	4.0984	23.557	7.9365	11.9005
AF4	1.7153	69.4696	4.3103	45.0902	8.2645	34.4463
AF5	1.6234	62.6429	4.1152	23.4167	18.8679	8.4522
CHF1	1.4065	60.8977	2.8902	13.3557	4.6512	0.6598
CHF2	1.3405	74.8335	2.6316	38.9469	4.1152	25.3943

Dari data yang diperoleh seperti yang dituliskan di atas dapat diketahui bahwa algoritma AZTEC dengan *threshold* 1 % paling optimal digunakan untuk kondisi jantung *normal sinus rhythm*, *threshold* 3 % paling optimal digunakan untuk kondisi jantung *congestive heart failure*, dan *threshold* 5 % paling optimal digunakan untuk kondisi jantung *atrial fibrillation*. Untuk kondisi *normal sinus rhythm* nilai *threshold* yang digunakan sebaiknya tidak lebih dari 3 % karena akan terjadi banyak kehilangan sinyal informasi penting. Untuk semua kondisi jantung paling optimal jika menggunakan nilai *threshold* 1 % - 3 %.

4.3 Penggunaan Algoritma FAN Untuk Kompresi

Dalam sub algoritma ini akan ditampilkan hasil kompresi menggunakan Algoritma FAN dengan *threshold* 1 %, 3 %, dan 5% dari 3 kondisi jantung. Dalam tabel 3. ditampilkan secara lengkap nilai dari CR dan CC yang dihasilkan dari 3 kondisi jantung.

Tabel 3. Hasil CR dan CC Menggunakan Algoritma FAN

Kasus	Threshold 1%		Threshold 3%		Threshold 5%	
	CR	CC	CR	CC	CR	CC
NSR2	2.8571	19.7023	6,4103	4.4798	9,2593	7.3408
NSR3	1.9084	42.3987	3,2154	54.1734	4,3668	2.6183
NSR4	2.809	6.3745	5,3191	12.8832	7,874	22.4517
NSR5	2.0964	20.3687	3,4843	46.8012	4,4843	72.7826
NSR6	2.8329	16.1351	5,1546	38.9012	6,8966	40.2968
AF1	1.8315	56.2332	3,5842	31.2299	5,1282	23.3281
AF2	1.996	6.3866	4,3668	32.8924	6,0606	39.7199
AF3	2.2883	42.1216	6,7114	13.3762	10,5263	8.393
AF4	2.2727	57.6074	8,547	27.7549	16,129	23.9993
AF5	2.2321	42.2845	7,6923	12.7796	14,7059	7.6213
CHF1	1.9231	39.9039	4,4053	6.8525	7,3529	0.9705
CHF2	1.992	50.5846	4,6083	22.2286	7,1429	14.4516

Dari data yang diperoleh seperti yang dituliskan diatas dapat diketahui bahwa algoritma FAN dengan *threshold* 1 % paling optimal digunakan untuk kondisi jantung *normal sinus rhythm*, *threshold* 3 % paling optimal digunakan untuk kondisi jantung *atrial fibrillation*, dan *threshold* 5 % paling optimal digunakan untuk kondisi jantung *atrial fibrillation*. Untuk kondisi *normal sinus rhythm* nilai *threshold* yang digunakan sebaiknya tidak lebih dari 3 % karena akan terjadi banyak kehilangan sinyal informasi penting.

4.4 Penggunaan Algoritma SAPA Untuk Kompresi

Dalam sub algoritma ini akan ditampilkan hasil kompresi menggunakan Algoritma SAPA dengan *threshold* 1 %, 3 %, dan 5% dari 3 kondisi jantung. Dalam Tabel 4. ditampilkan secara lengkap nilai dari CR dan CC yang dihasilkan dari 3 kondisi jantung.

Tabel 4. Hasil CR dan CC Menggunakan Algoritma SAPA

Kasus	Threshold 1%		Threshold 3%		Threshold 5%	
	CR	CC	CR	CC	CR	CC
NSR2	2.6525	19.4924	6.8027	6.0193	9.0909	8.3241
NSR3	1.6639	3.0575	3.0211	9.8532	4.4444	47.3462
NSR4	2.7397	5.5474	5.4945	15.6147	7.1942	23.2447
NSR5	1.8018	10.6941	3.6101	24.9569	4.8309	37.8517
NSR6	2.6667	15.471	5.1282	32.7456	7.1942	48.7418
AF1	1.7065	61.5376	3.5587	29.815	5.0761	20.4518
AF2	1.8587	4.3312	4.4643	39.8885	6.135	38.877
AF3	2.2727	42.9423	6.8966	12.9244	10.4167	7.297
AF4	2.3364	58.5692	7.9365	36.2004	12.987	32.7837
AF5	2.2573	42.9819	8.4746	11.0926	13.8889	7.8883
CHF1	1,8282	99,5985	4,386	115,6438	6,4935	110,2021
CHF2	1,8149	71,336	3,9216	87,385	6,5359	93,355

Dari data yang diperoleh seperti yang dituliskan di atas dapat diketahui bahwa algoritma SAPA dengan *threshold* 1 % paling optimal digunakan untuk kondisi jantung *normal sinus rhythm*, *threshold* 3% dan 5% paling optimal digunakan untuk kondisi jantung *atrial fibrillation*.

4.5 Penggunaan Algoritma RLE Untuk Kompresi

Dalam sub algoritma ini akan ditampilkan hasil kompresi menggunakan Algoritma RLE dari 3 kondisi jantung. Dalam Tabel 4. ditampilkan secara lengkap nilai dari CR dan CC yang dihasilkan dari 3 kondisi jantung.

Tabel 5. Hasil CR dan CC Menggunakan Algoritma RLE

Kasus	CR	CC
NSR2	1.3928	62.5947
NSR3	1.1834	60.583
NSR4	1.4065	58.9846
NSR5	1.224	91.0979
NSR6	1.3928	41.9115
AF1	1.2034	85.0572
AF2	1.2658	56.3185
AF3	1.4006	70.7026
AF4	1.3175	84.9501
AF5	1.321	76.7467
CHF1	1.2484	73.5902
CHF2	1.2225	82.1098

4.6 Perbandingan Algoritma-algoritma Kompresi dan Kinerja Algoritma Dalam Monitoring Sinyal Data EKG

Tabel 6. Perbandingan Algoritma dan Kinerja

Algoritma	Sistem Kerja	Sifat	Compression Ratio	Cross Correlation	Kondisi terbaik
TP	Pengurangan Sample	Lossy	2	49.945	Normal Sinus Rhythm
AZTEC	Threshold	Lossy	1.537	54.396	Normal Sinus Rhythm
FAN	Threshold	Lossy	2.194	35.723	Normal Sinus Rhythm
SAPA	Threshold	Lossy	2.071	33.468	Normal Sinus Rhythm
RLE	Probabilitas Kemunculan	Lossless	1.28	71.879	Normal Sinus Rhythm

5. Kesimpulan

Sifat Algoritma *lossy* dan Algoritma *lossless* paling optimal untuk kondisi *normal sinus rhythm*. Sedangkan dari nilai *Compression Ratio* dan *Cross Correlation* yang dihasilkan, algoritma yang paling optimal adalah algoritma FAN. Pada bagian proses kompresi yang dilakukan pada kondisi *normal sinus rhythm* dihasilkan nilai *Compression Ratio* rata-rata sebesar 2.50076 dan *Cross Correlation* 20.9959 %, pada kondisi *congestive heart failure* dihasilkan nilai *Compression Ratio* rata-rata sebesar 1.95755 dan *Cross Correlation* 45.2443 %, sedangkan pada bagian proses kompresi yang dilakukan pada kondisi *atrial fibrillation* dihasilkan nilai *Compression Ratio* rata-rata sebesar 2.12412 dan *Cross Correlation* 40.9267 %

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Imam Teguh Pambudi(2005). Rancang Bangun Transmitter 1 Kanal Untuk Sinyal Elektrokardiogram Berbasis Modulasi Ask, STTTelkom, Bandung.
- [2] Ishijima, M., Shin, S. B., Hostetter, G. H., and Skalansky, J (1996). Scan-along polygonal approximation for data compression of electrocardiograms, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-30: 723-729.
- [3] Proakis John G., Manolakis Dimitris G (1996), *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications*, PrenticeHall.
- [4] Theodore S. Rappaport (2002). *Wireless Communications*. Prentice Hall.
- [5] Tompkins, Willis J (1993). *Biomedical Digital Signal Processing*, Prentice Hall