

Pengujian Instrumen Pendeteksi Kelainan Ritme Jantung Menggunakan Data Fisiologi MIT-BIH

M.S. Hendriyawan A.¹, Indah Soesanti², Litasari³

Abstract—MIT-BIH database provides authentic ECG signal data that can be used as a source to test the system with varied type of disorders and duration of observation. MIT-BIH ECG signals are converted to analog signals using 11-bit DAC with 360 Hz frequency conversion. Microcontroller converts the analog signals from the output of the generator using an internal 10-bit ADC with a sampling frequency of 200 Hz. Cardiac abnormalities are then analysed based on data sampling. Abnormal heart rhythms are identified using R peak parameter. By measuring the interval between R peaks, the number of beats per minute (bpm) and the interval variation between R peaks can be measured to determine abnormal heart rhythms. Results show that DAC output obtains error range from 6.72 milivolt to 14.58 milivolt, whereas ADC output obtains error range from 1 bit to 2 bit. Statistically, test results show significance values from ideal values are greater than $\alpha = 0,05$ meaning that there is no significant difference between measured R-R intervals with the original R-R intervals by 95% confidence level. The test method successfully detects multiple type of heart rhythms with category: normal, bradycardia, tachycardia, and irregular.

Intisari— Database MIT-BIH menyediakan data sinyal EKG otentik yang bisa digunakan sebagai sumber untuk menguji sebuah sistem dengan variasi jenis kelainan maupun durasi pengujian. Sinyal EKG MIT-BIH dikonversi menjadi sinyal analog menggunakan DAC 11-bit dengan frekuensi 360 Hz. Mikrokontroler mengubah sinyal analog dari keluaran generator menggunakan ADC 10-bit internal dengan frekuensi pencuplikan 200 Hz. Kemudian dilakukan analisis kelainan jantung berdasarkan data hasil pencuplikan. Ritme jantung yang tidak normal diidentifikasi menggunakan parameter puncak R. Dengan mengukur interval antar puncak R, jumlah detak jantung per menit (bpm) maupun variasi interval antar puncak-puncak R dapat diukur untuk menentukan kelainan ritme jantung. Hasil penelitian menunjukkan bahwa keluaran DAC memberikan kesalahan dengan rentang 6,72 milivolt hingga 14,58 milivolt, sedangkan keluaran ADC memberikan kesalahan dengan rentang 1 bit hingga 2 bit. Secara statistik, hasil pengujian menunjukkan nilai signifikansi terhadap nilai ideal adalah lebih besar dari $\alpha = 0,05$ yang berarti bahwa tidak ada perbedaan yang cukup signifikan antara interval R-R hasil pengukuran dengan interval R-R sinyal asli berdasarkan level kepercayaan diri 95%. Metode pengujian berhasil mendeteksi beberapa jenis ritme jantung dengan kategori: normal, bradycardia, tachycardia, dan irregular.

Kata Kunci— Aritmia, Uji Statistik, Mikrokontroler, MIT-BIH, Interval R-R

I. PENDAHULUAN

Jantung sebagai organ utama dalam tubuh manusia, jika terjadi kelainan kerja pada jantung akan berdampak pula pada aliran darah ke seluruh tubuh yang pada kategori tertentu bisa berakibat fatal. Serangan penyakit jantung sebenarnya didahului dengan indikasi kelainan kerjanya yang bisa diamati dari ritme yang terjadi. Dengan menerapkan sistem peringatan kelainan kerja jantung bisa diketahui secara cepat kondisi serta tindakan penanganannya. Kelainan kerja jantung bisa dideteksi dengan mengetahui terlebih dahulu ritme kerja jantungnya. Bagian *sinoatrial* (SA) pada jantung berfungsi sebagai *pace maker* yang akan menghasilkan pulsa listrik pemicu kontraksi otot jantung di bagian serambi kemudian diteruskan melalui *Atrioventricular* (AV) menuju serabut *purkinje* yang akan memicu kontraksi otot jantung di bagian bilik [1]. Dalam setiap siklus kontraksi jantung, secara umum sinyal listriknya terdiri dari 3 bagian yaitu sinyal P, sinyal QRS kompleks dan sinyal T. Dari ketiga bagian tersebut bisa dijadikan referensi adanya kelainan kerja jantung, pendeteksiannya bisa dari aspek interval kejadian, amplitudo sinyal, maupun keberadaannya [1].

Beberapa metode sudah diterapkan pada penelitian sebelumnya tentang bagaimana melakukan identifikasi kelainan dari pengukuran terhadap komponen pembentuk sinyal EKG. Metode identifikasi kelainan yang paling umum diajukan adalah pada pendeteksian gelombang QRS kompleks karena memiliki energi terbesar dari sinyal EKG. Hasil deteksi bisa berupa: amplitudo gelombang, waktu kejadian, maupun interval antar kejadian. Agus Sukoco Heru dan Sharief FB. *et al.* menawarkan metode identifikasi kelainan jantung dengan mendeteksi puncak R menggunakan piranti *operational amplifier* (opamp) kemudian dengan menggunakan mikrokontroler bisa diketahui ritme jantungnya [2], [3]. Metode identifikasi kelainan jantung ditawarkan berdasarkan jumlah siklus kerja jantung berdasarkan titik *zero cross* sinyal EKG nya kemudian mikrokontroler akan menghitung jumlah *zero cross* untuk mengetahui karakter ritme jantung [4]. Metode berbasis pengetahuan diajukan untuk deteksi dan klasifikasi aritmia jantung hanya menggunakan interval sinyal R-R yang diamati dari rekaman EKG [5]. Metode yang digunakan adalah dengan teknik *sliding window* yang berisi 3 interval R-R yang merupakan algoritma klasifikasi aritmia. Klasifikasinya terbagi menjadi 4 kategori irama: normal, premature ventricular contraction (PVC), ventricular flutter/fibrillation dan 2^o heart block [5]. Yun-Chi Yeh *at al.* mengajukan metode yang sederhana namun handal yaitu dikenal sebagai metode operasi selisih (*difference operation method - DOM*) untuk mendeteksi sinyal QRS kompleks dari sinyal EKG. Metode yang diajukan adalah menemukan titik R dengan menerapkan operasi persamaan selisih terhadap sinyal EKG kemudian mencari titik Q dan S berdasarkan titik R yang sudah diketahui untuk

¹ Dosen, Jurusan Teknik Elektro Fakultas Sains & Teknologi Universitas Teknologi Yogyakarta, Jln. Lingkar Utara, Jombor, Yogyakarta, 55284, INDONESIA (tel: 0274-623310; fax: 0274-623306; e-mail: hendriyawanachmad@gmail.com)

^{2,3} Dosen, Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada, Jln. Grafika 2, Yogyakarta, 55281, INDONESIA (e-mail: indah@te.ugm.ac.id)

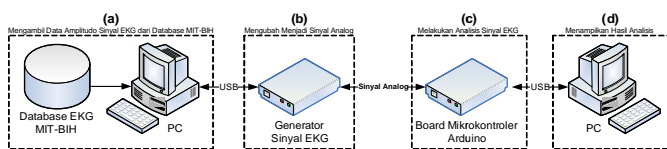
identifikasi QRS kompleks [6]. Jiapu Pan et al. mengajukan algoritma untuk mendeteksi sinyal QRS kompleks secara real-time yang dijalankan pada mikroprosesor Z80 dengan menggunakan data kemiringan, amplitudo, dan informasi lebar dari sinyal EKG sumber [7].

Penelitian ini menawarkan model pengujian sistem pendeteksi kelainan ritme jantung pada mikrokontroler 8-bit yang memproses data secara digital dari masukan amplitudo sinyal EKG yang dicuplik pada frekuensi dan jumlah tertentu menggunakan fasilitas pengubah besaran analog menjadi besaran digital (*analog to digital converter* – ADC) agar diperoleh data digital diskrit untuk setiap pencuplikan. Model pengujian menggunakan sumber data uji primer secara *offline* berupa *database* yang berisi bermacam-macam karakter kelainan jantung dari beberapa pasien. Sinyal analog yang dibutuhkan sebagai sinyal masukan pengujian diperoleh dari hasil konversi data digital (*database*) menjadi data analog oleh piranti DAC (*digital to analog converter*). Model pengujian ini diharapkan bisa menggantikan pengujian secara langsung pada pasien yang umumnya sulit dilakukan dalam durasi yang lama, dan jika bisa dilakukan membutuhkan biaya yang sangat mahal. Model pengujian yang diajukan diharapkan mempermudah pengujian deteksi kelainan ritme jantung yang berbasis mikrokontroler 8-bit, sehingga pengujian bisa dilakukan kapanpun tanpa tergantung dengan keberadaan pasien.

II. DESKRIPSI SISTEM

A. Model Pengujian

Model pengujian akan memudahkan proses penelitian agar menghasilkan kesimpulan yang baik dan benar. Terdapat beberapa bagian yang akan dilakukan pengujian, seperti yang ditunjukkan oleh Gbr. 1 berikut ini.



Gbr. 1 Model Pengujian

Tugas PC di bagian awal dari model adalah mendapatkan data yang valid dari *database* MIT-BIH berupa data amplitudo sinyal EKG. Kemudian data tersebut akan dikirimkan menuju piranti generator sinyal EKG melalui terminal komunikasi serial USB (*Universal Serial Bus*) dengan kecepatan 115200 bps (*bit per second*). Tugas PC di bagian terakhir hanya untuk menampilkan hasil kesimpulan dari analisis sinyal EKG yang dilakukan oleh mikrokontroler. Hasil tersebut berupa informasi teks yang diterima PC dari mikrokontroler melalui terminal komunikasi serial USB dengan kecepatan sama seperti pada PC di bagian awal yaitu 115200 bps (*bit per second*). Banyak sekali aplikasi yang bisa digunakan untuk membaca informasi hasilnya, contoh: aplikasi bawaan dari sistem operasi Windows yaitu *hyperterminal* atau program monitor komunikasi data serial lain yang mendukung komunikasi data serial hingga 115200 bps.

B. Database Sinyal EKG MIT-BIH

Data amplitudo sinyal EKG dibutuhkan pada saat pengujian kinerja rancangan penelitian, yaitu pada bagian generator sinyal EKG. Sehingga dengan adanya bahan tersebut tidak perlu lagi menguji langsung pada pasien, selain sulit memastikan kapan saat yang tepat terjadi kelainan juga lamanya waktu yang dibutuhkan untuk pengujian bersama pasien yang pasti akan mengganggu kondisi pasien itu sendiri. Untuk menjamin kualitas data yang digunakan, pada penelitian ini menggunakan data amplitudo sinyal EKG dari situs resmi MIT-BIH [8]. Data hasil perekaman tersebut bisa diakses secara online sebagai bahan analisis dan pengujian deteksi kelainan jantung dengan tipe *file* yang bervariasi, dua *file* yang digunakan pada penelitian ini yaitu: *file* *.png untuk data gambar sinyal EKG pada kertas pias (*chart-o-matic*) sebagai pembanding, dan *file* *.csv untuk data amplitudo sinyal berupa nilai hasil konversi ADC berdasarkan waktu atau jumlah sampel nya. Terdapat 2 jenis data EKG MIT-BIH yang bisa diakses, yaitu: MLII (*modified lead-II*) dan Vx (x adalah indek posisi) yang merupakan penamaan berdasarkan pada posisi elektroda saat akuisisi data. Pada penelitian ini hanya menggunakan data MLII saja, hal ini karena data MLII menunjukkan puncak QRS kompleks yang lebih jelas terlihat dari pada data Vx. Untuk data MLII diperoleh dari elektroda Right Arm (RA) sebagai input polaritas negatif (-), Left Leg (LL) sebagai input polaritas positif (+), dan Right Leg (RL) sebagai titik referensi. Data MLII dari *database* MIT-BIH yang digunakan pada penelitian adalah data output ADC 11-bit (*raw data*) dari sinyal EKG yang dicuplik dengan pesat 360 Hz di laboratorium MIT-BIH dan jenis *file* data MLII nya adalah CSV (*comma-separated value*) yang terdiri dari kolom sampel, kolom MLII, dan kolom Vx. Gbr. 2 menunjukkan beberapa contoh jenis data fisiologis EKG dari *database* MIT-BIH.



(a)

| sample # | MLII | V5 |
|----------|------|------|
| 0 | 995 | 1011 |
| 1 | 995 | 1011 |
| 2 | 995 | 1011 |
| 3 | 995 | 1011 |
| 4 | 995 | 1011 |
| 5 | 995 | 1011 |
| 6 | 995 | 1011 |
| 7 | 995 | 1011 |
| 8 | 1000 | 1008 |
| 9 | 997 | 1008 |
| 10 | 995 | 1007 |

(b)

| sample # | MLII | V5 |
|----------|------|------|
| 0 | 995 | 1011 |
| 1 | 995 | 1011 |
| 2 | 995 | 1011 |
| 3 | 995 | 1011 |
| 4 | 995 | 1011 |
| 5 | 995 | 1011 |
| 6 | 995 | 1011 |
| 7 | 995 | 1011 |
| 8 | 1000 | 1008 |
| 9 | 997 | 1008 |
| 10 | 995 | 1007 |

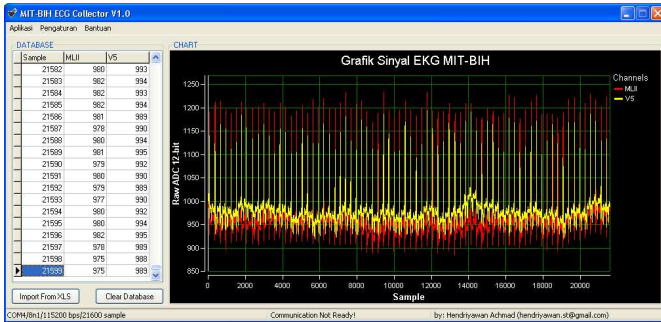
(c)

Gbr. 2 File EKG MIT-BIH (a) *Chart-O-Matic* (b) *.csv (c) *.txt

C. Generator Sinyal EKG

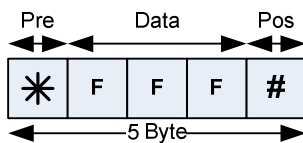
Generator sinyal EKG terdiri dari dua bagian yaitu *hardware* dan *software*. Fungsi *software* adalah menyimpan data sinyal EKG MIT-BIH (*.csv) menjadi set *database* yang siap dikirimkan menuju bagian *hardware* menggunakan *port* komunikasi serial USB. Sedangkan fungsi *hardware* adalah mengubah set *database* sinyal EKG MIT-BIH menjadi sinyal analog.

Software aplikasi pengumpul data yang berjalan di PC dikembangkan menggunakan Delphi 7 dari Borland. Selain menyiapkan *database*, *software* ini juga menampilkan sinyal EKG MIT-BIH pada *chart*. Gbr. 3 menunjukkan tampilan dari *software* aplikasi penyedia data sinyal EKG oleh PC.



Gbr. 3 *Software* pengatur *database* MIT-BIH

Software pengatur *database* mengirimkan nilai amplitudo sinyal EKG yang diperoleh dari *file* *.csv untuk setiap sampel menuju *hardware* generator EKG dari sampel pertama hingga yang terakhir. Pengiriman data berdasarkan permintaan dari piranti *hardware* generator sinyal, sehingga yang mengatur interval waktu antar pengiriman data adalah dari piranti *hardware* generator sinyal yang harus sesuai dengan pesat pencuplikan oleh MIT-BIH yaitu 360 Hz atau sekitar 2,777 milidetik. Format data yang dikirimkan oleh *software* aplikasi pada PC berbentuk *string* heksadesimal 3 Byte ditambah dengan 1 Byte *String Preamble* dan 1 Byte *String Postamble*. Data heksadesimal 3 Byte memiliki rentang 0 – 4095 (000 – FFF) sehingga sudah bisa merepresentasikan data 11-bit MIT-BIH yang memiliki rentang 0 – 2048, seperti yang ditunjukkan pada Gbr. 4.



Gbr. 4 Format protokol komunikasi data

Komunikasi data antara PC dengan generator sinyal EKG menggunakan jenis komunikasi serial tak sinkron (UART) dengan format 1 start bit, 8 data bit, tidak ada bit paritas, dan 1 stop bit yang umumnya dikenal dengan format 8n1. Kecepatan transmisi data serial cukup tinggi sebesar 115200 bps, hal ini agar proses pengiriman data tidak mengganggu waktu konversi DAC sebesar 2,777 milidetik.

Software pengatur *database* MIT-BIH yang berjalan pada PC memiliki spesifikasi yang ditunjukkan oleh Tabel I.

TABEL I
SPESIFIKASI *SOFTWARE* PENGATUR *DATABASE*

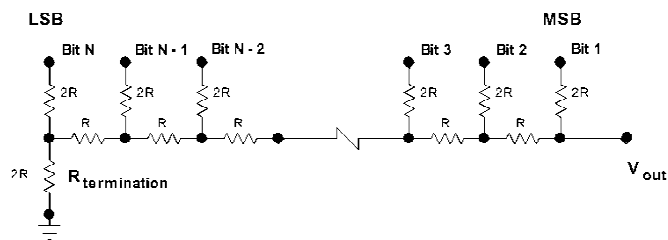
| Parameter | Spesifikasi |
|----------------------------|--|
| Sistem Operasi | Windows (XP, Vista, 7) |
| <i>Database</i> | MIT-BIH <i>Arrhythmia Database</i> (mitdb) |
| <i>File Input</i> | *.csv |
| Jenis Data | ML-II |
| Komunikasi Data | <i>Serial Synchronous via USB port</i> |
| <i>Baudrate</i> Komunikasi | 115200 bps (<i>bit per second</i>) |
| Format Data Serial | 8-n-1 |
| Lebar Data Kirim | 5 Byte |

Hardware generator sinyal EKG terbagi menjadi 3 bagian, yaitu: antarmuka komunikasi serial RS-232 menggunakan IC MAX232, Mikrokontroler ATmega8, dan Rangkaian DAC R-2R 11-bit dengan tegangan referensi +5volt [9]. Fungsi utamanya adalah mengubah kembali data digital berupa *raw data* ADC 11-bit dari set *database* yang dikirimkan oleh *software* aplikasi pada PC menjadi bentuk sinyal analog menggunakan rangkaian *digital to analog converter* (DAC) R-2R berupa konfigurasi tangga resistor (*resistor ladder*). Sehingga generator sinyal EKG tidak memproduksi data sendiri melainkan hanya mengubah dari digital menjadi analog agar bisa digunakan oleh piranti selanjutnya, dan seolah-olah terhubung langsung terhadap pasien dengan data yang otentik (data MIT-BIH). Selain mengubah data digital menjadi analog, bagian ini juga bertugas menentukan nilai interval konversi DAC agar sama dengan periode pencuplikan oleh ADC saat data tersebut diambil di Laboratorium MIT-BIH yaitu sebesar 360 Hz atau 2,777 milidetik.

Mikrokontroler pada generator sinyal EKG bekerja dengan frekuensi sebesar 16 MHz sehingga diperoleh waktu 62,5 nanodetik untuk setiap siklus. Untuk menjamin akurasi interval konversi DAC sebesar 2,777 milidetik atau 360 Hz, digunakan Timer 16-bit internal yaitu TIMER1 dengan faktor pembagi = 1 dan nilai *preload* 16-bit TIMER1 = 44444. Sehingga jika dihitung total waktu tunda yang diperoleh adalah = 62,5 nS * 44444 = 2777750 nS = 2,777 mS [9]. Selama jeda waktu tersebut dimanfaatkan untuk beberapa proses, yaitu: mengirimkan perintah pengiriman data pada PC sebesar 1 Byte, menerima dan membongkar paket data dari PC sebesar 5 Byte, kemudian mengubah data digital 11-bit menjadi analog. Karena alasan itulah mikrokontroler menggunakan frekuensi kerja 16 MHz, berdasarkan pengamatan ketiga proses tersebut menggunakan waktu kurang dari 1 milidetik, sehingga dengan interval 2,777 milidetik tidak terjadi overlapping yang mengakibatkan cacatnya hasil konversi.

Bagian yang paling penting dari generator EKG adalah DAC R-2R yang melakukan konversi dari data digital menjadi sinyal analog. Resolusi DAC R-2R yang digunakan sebesar 11-bit, karena sesuai dengan resolusi data sinyal EKG dari *database* MIT-BIH yang semuanya diambil menggunakan piranti ADC 11-bit. DAC R-2R 11-bit menggunakan nilai

input digital antara 0 – 2047. Gbr. 5 menjelaskan konsep DAC R-2R yang digunakan.



Gbr. 5 Rangkaian DAC R-2R

Rancangan DAC R-2R pada generator EKG menggunakan tegangan referensi (V_{ref}) sebesar tegangan catu daya utama yaitu +5 volt. Tegangan keluaran (V_{out}) dihitung dengan persamaan berikut

$$V_{out} = V_{ref} \times \frac{\text{Nilai Digital}}{2^N} \text{ (volts)}$$

Jika N adalah lebar data DAC yaitu pada penelitian ini digunakan $N = 11$ bit dan tegangan referensi (V_{ref}) sebesar +5 volt, maka akan diperoleh rentang nilai output (V_{out}) sebesar

$$V_{out \text{ min}} = 5 \times \frac{0}{2^{11}} = 0 \text{ volts}$$

hingga

$$V_{out \text{ max}} = 5 \times \frac{2047}{2^{11}} = 4,997 \text{ volts}$$

Berdasarkan perhitungan di atas dihasilkan amplitudo sinyal analog oleh DAC R-2R dari generator EKG yang bersifat monopolar yaitu memiliki rentang amplitudo 0 volt hingga +4,997 volt, dan ini berbeda dengan kondisi asli saat diambil langsung dari pasien dengan keluaran analog yang bipolar ($-V_{cc}$ s/d $+V_{cc}$). Hal ini karena tegangan referensi DAC menggunakan catudaya monopolar dan ADC pada board Arduino yang akan digunakan untuk mengolah sinyal analog dari generator EKG hanya mampu mengenali masukan yang monopolar. Spesifikasi hardware generator sinyal EKG ditunjukkan pada Tabel II berikut ini.

TABEL II
SPESIFIKASI GENERATOR SINYAL EKG

| Parameter | Spesifikasi |
|-------------------------|------------------------------|
| Daya Listrik | 150 miliwatt |
| Pengendali Utama | Mikrokontroler 8-bit ATmega8 |
| Clock Pengendali Utama | 16 MHz |
| Jenis DAC | R-2R |
| Resolusi DAC | 11-bit |
| V _{reff} . DAC | 5 volt |
| Rentang Nilai Input | 0 – 2048 |
| Rentang Nilai Output | 0 – 5 volt |
| Output Step | 2,44 mV/1-bit Input |
| Output Update Interval | 2777 mikrodetik |
| Komunikasi Data | Serial Synchronous RS-232 |
| Baudrate Komunikasi | 115200 bps (bit per second) |
| Format Data Serial | 8-n-1 |

D. Arduino

Arduino adalah sebuah papan komputer kecil yang menggunakan mikrokontroler 8-bit dari ATMEL AVR dan dilengkapi dengan kemampuan antarmuka masukan analog memanfaatkan *analog to digital converter* (ADC) 10-bit secara internal, antarmuka keluaran analog dengan metode *pulse width modulation* (PWM), antar muka keluaran digital, dan komunikasi data yaitu: universal *synchronous-asynchronous receiver-transmitter* (USART) dan *serial peripheral interface* (SPI) atau *two wire interface* (TWI) [10][11]. Untuk menjamin kemudahan dalam antarmuka, pada sistem Arduino mendukung secara mudah integrasi piranti eksternal dengan menyediakan soket pada sisi-sisinya sehingga memungkinkan diterapkan konsep tumpukan (*stacking*) yang umumnya disebut sebagai “*shield*”.



Gbr 6. Sistem elektronik Arduino

Terdapat banyak varian dari Arduino, yaitu antara lain: Arduino Leonardo, Arduino Uno, Arduino Duemilanove, Arduino Diecimila, Arduino Nano, Arduino Mega, Arduino Mini, Arduino Fio, Arduino BT, Arduino LilyPad, dan Arduino Pro Mini [12].

Keluaran generator sinyal EKG akan dihubungkan dengan Arduino Duemilanove melalui pin masukan *analog to digital conversion* (ADC) 10-bit internal dan diproses secara digital oleh mikrokontroler. Kesimpulan analisis dikeluarkan melalui jalur komunikasi serial USB menuju komputer dengan kecepatan 115200 bps.

III. METODOLOGI

A. Persiapan Data Uji

Data yang harus dipersiapkan pertama kali adalah data yang akan dijadikan bahan pengujian rancangan penelitian. Dengan data ini akan dibuktikan apakah rancangan penelitian bisa berhasil diterapkan atau tidak. Data yang digunakan adalah data sinyal EKG dari MIT-BIH berupa data aritmia dari 3 pasien dengan durasi perekaman pendek selama 10 detik. Pemilihan 3 pasien berdasarkan keberadaan episode kelainan ritme yang terjadi selama periode perekaman yang dipilih. Untuk pengujian aritmia digunakan *database* pasien nomor 208, 221, dan 232 karena jumlah episode kelainan yang sering terjadi dalam periode perekaman 10 detik.

Selanjutnya dari data yang masih berbentuk digital diubah menjadi sinyal analog yang merepresentasikan sinyal EKG. Untuk melakukan hal tersebut dibutuhkan *software* aplikasi PC yang akan mengirimkan seluruh *database* amplitudo sinyal EKG MIT-BIH secara kontinyu menuju *hardware* generator EKG untuk diubah menjadi sinyal analog. Keluaran

sinyal analog inilah yang akan diproses lagi secara digital dengan teknik pencuplikan untuk mendapatkan data diskrit. Frekuensi pencuplikan adalah sebesar 200 Hz. Nilai pesat tersebut diperoleh berdasarkan kemampuan memori RAM mikrokontroler dalam menampung data diskrit, hal ini karena semakin tinggi frekuensi pencuplikan maka semakin besar pula ruang memori RAM internal untuk menampung data diskritnya. Karena jenis memori yang digunakan adalah memori internal yang terbatas sebesar 2 Kbytes untuk *board* Arduino Duemilanove maka pada proses *buffering* data diskrit membutuhkan ruang memori sebesar 1.4 Kbytes, dan 600 Bytes sisanya digunakan untuk operasional eksekusi program aplikasinya.

B. Rancangan Hardware

Terdapat beberapa antarmuka perangkat keras yang harus dibangun, yaitu: antarmuka PC dengan generator sinyal EKG, antarmuka generator EKG dengan *board* Arduino, dan antarmuka *board* Arduino dengan PC.

Antarmuka antara PC dengan generator sinyal EKG digunakan untuk transmisi data amplitudo EKG dari *database* MIT-BIT menggunakan komunikasi data serial tak sinkron (UART) melalui *port* USB dengan kecepatan 115200 bps. *Port* komunikasi serial UART pada generator sinyal EKG menggunakan format RS-232 sehingga tidak bisa berkomunikasi secara langsung dengan *port* USB, sehingga digunakan piranti pengubah (*converter*) dari USB ke RS-232. Gbr. 7 menunjukkan penggunaan *converter* USB ke RS-232 yang menghubungkan PC dengan generator sinyal EKG.



Gbr. 7 Antarmuka PC dengan generator sinyal EKG

Antarmuka antara *board* Arduino dengan PC digunakan untuk transmisi informasi hasil analisis sinyal EKG. Informasi tersebut digunakan untuk penilaian kinerja sistem dalam menjalankan pemrosesan data digital dari masukan sinyal analog EKG selama proses pengujian. Antarmuka berupa jalur komunikasi serial tak sinkron (UART) dengan kecepatan 115200 bps melalui *port* USB. Board Arduino menggunakan piranti perantara berupa IC FT232RL produksi FTDI yang akan membantu terjadinya komunikasi serial level TTL (*transistor-transistor logic*) dengan protokol standar komunikasi USB (*universal serial bus*) pada PC. Gbr. 8 menunjukkan antarmuka *board* Arduino dengan PC melalui *port* komunikasi USB.



Gbr. 8 Antarmuka *board* Arduino dengan PC

C. Rancangan Software

Rancangan *software* untuk pemrosesan data digital dari masukan sinyal analog EKG oleh Arduino terdiri dari beberapa tahap, yaitu: pencuplikan dan konversi dari analog ke digital (ADC), *buffering* data diskrit, pencarian puncak lokal, thresholding dan pencarian puncak R, analisis interval R-R untuk mengetahui kelainan ritme jantung.

1) *Pencuplikan & Konversi Sinyal Analog*: Pencuplikan adalah proses konversi amplitudo sinyal analog menjadi nilai digital yang dilakukan secara periodis (nT), dengan $n=\{0,1,2,3,\text{dst}\}$ dan T merupakan periode cupliknya. Pada penelitian ini digunakan frekuensi cuplik (f_s) sebesar 200 Hz atau periode cuplik (T) = 5 milidetik, sehingga deretan waktu cupliknya = 0, 5, 10, 15, 20... dst. Frekuensi cuplik sebesar 200 Hz sudah memenuhi teorema Shannon dengan asumsi bahwa frekuensi tertinggi (f_c) dari sinyal EKG kurang dari 100 Hz. Piranti ADC (*analog to digital converter*) yang digunakan tersedia secara internal pada mikrokontroler ATmega328 dengan resolusi 10-bit, sehingga memiliki rentang nilai hasil konversi antara 0 – 1023 yang menggunakan tegangan referensi sebesar tegangan catudaya utamanya yaitu +5volt sehingga memiliki ketelitian baca sebesar 4,88 milivolt per bit. Konsep pencuplikan dan konversi analog ke digital untuk setiap periode analisisnya ditunjukkan dari algoritma berikut ini

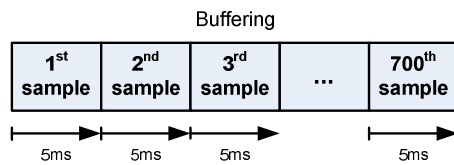
```

for n=1 to 700
{
  adc_val = Baca_ADC(kanal_analog);
  ...
  delays 5;
}

```

2) *Buffering Data Diskrit*: Setiap konversi sinyal analog akan menghasilkan data digital diskrit yang menjadi bahan mentah pada tahap pemrosesan data oleh mikrokontroler. Data diskrit tersebut disimpan sementara secara masal bersama dengan data diskrit lain sebagai kesatuan larik hasil konversi dari untaian sinyal analog masukan. Lokasi *buffer* adalah pada area memori RAM (*random access memory*). Alasan penggunaan *buffer* jenis RAM adalah proses penyimpanannya yang sangat cepat sehingga bisa mengurangi total waktu komputasinya. Pada penelitian ini menggunakan RAM internal dari mikrokontroler ATmega328 yang memiliki kapasitas RAM 2Kbyte. 700 bytes yang pertama digunakan untuk menampung seluruh data diskrit hasil konversi yang sudah diskalakan menjadi data 8-bit dan 700 bytes yang kedua digunakan untuk menampung puncak-puncak sinyal sebagai

bahan analisis ritme. Jika periode pencuplikan T_s yang digunakan adalah 5 milidetik ($T_s = 1/200$ Hz) maka total waktu untuk setiap siklus proses adalah $= 700 \times 5$ milidetik $= 3500$ milidetik $= 3.5$ detik. Proses *buffering* data diskrit setiap siklus analisis ditunjukkan oleh Gbr. 9 untuk.



Gbr. 9 Buffering data pada frekuensi cuplik 200 Hz

Konsep data diskrit setiap siklus analisis ditunjukkan dari algoritma berikut ini

```

For indek=1 to 700
{
  adc_val = Baca_ADC(kanal_analog);
  adc_val *= 0.25;
  buffer[indek] = adc_val;
  delayms 5;
}

```

3) *Pencarian Puncak Lokal*: Sebelum melokalisasi puncak QRS kompleks, maka sebelumnya perlu diketahui seluruh puncak lokal (*local maxima*) yang ada disepanjang *buffer*. Untuk menampung nilai puncak-puncak yang terdeteksi membutuhkan *buffer* ke-2 dengan kapasitas yang sama dengan *buffer* ke-1, sehingga digunakan dua *buffer* dengan kapasitas totalnya sebesar 1400 bytes. Algoritma yang digunakan untuk pencarian puncak lokal adalah

```

for n=1 to buffer1_length-1
{
  if (buffer1[n-1] < buffer1[n]) && (buffer1[n] > buffer1[n+1]) then
    buffer2[n] = buffer1[n];
}

```

4) *Thresholding & Pencarian Puncak R*: Seluruh puncak lokal masih mengandung puncak P, R, dan T. Sehingga harus dilakukan seleksi untuk memilih puncak R saja. Terdapat beberapa tahapan untuk melakukan seleksi puncak R, yaitu antara lain: pencarian puncak tertinggi, penentuan nilai ambang seleksi (*threshold value*), dan seleksi puncak R berdasarkan nilai *threshold*. Algoritma yang digunakan untuk mencari nilai puncak tertingginya adalah

```

max = 0
for n=0 to buffer_length-1
{
  if buffer[n] > max then
    max = buffer[n];
}

```

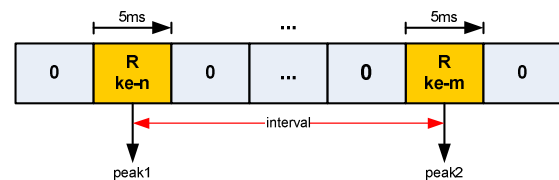
Tahap terakhir dari pencarian puncak R yaitu memilih puncak-puncak lokal yang terdeteksi berdasarkan syarat ambang $= k \cdot \text{MAX}$. Jika terdapat puncak lokal yang memiliki ketinggian lebih besar dari ambang batas (*threshold*) tersebut maka diklasifikasikan sebagai puncak R. Algoritma yang digunakan untuk seleksi puncak R adalah

```

threshold = k*MAX
for n=0 to buffer_length-1
{
  if buffer[n] < threshold then
    buffer[n]=0;
}

```

5) *Perhitungan Interval R-R*: Untuk mengetahui interval R-R dengan cara menghitung jumlah ruang *buffer* yang bernilai 0 diantara dua puncak R, atau cara sederhana lain yaitu dengan pengurangan indek puncak $[n+1]$ dengan indek puncak $[n]$, kemudian mengalikannya dengan periode pencuplikannya. Gbr. 10 menunjukkan metode perhitungan interval R-R.



Gbr. 10 Metode perhitungan interval R-R

Untuk menentukan kelainan ritme, selain dihitung nilai bpm nya juga dihitung nilai rata-rata dan standar deviasi seluruh interval R-R yang diperoleh.

6) *Identifikasi Kelainan*: Kelainan dapat ditinjau dari jumlah detak per menit (bpm) dan nilai standar deviasi intervalnya. Pertama kali yang diperiksa adalah kelainan *irregular*, karena pada kasus *irregular* terjadi ritme yang tidak periodis ditunjukkan dengan nilai standar deviasi yang melebihi nilai normal, meskipun jika dilihat dari nilai bpm menunjukkan ritme normal, *bradycardia*, atau *tachycardia*. Sehingga jika dilihat dari jumlah bpm saja belum bisa diklasifikasikan kelainan ritmenya. Khusus pada proses identifikasi kelainan *irregular*, dibutuhkan nilai ambang (*threshold*) untuk melakukan klasifikasi. Nilai ambang batas tersebut berupa nilai dari standar deviasi berdasarkan kondisi pasien normal. Jika terukur nilai standar deviasi interval R-R sinyal EKG melebihi nilai ambang batas maka akan dikategorikan sebagai kelainan jantung *irregular*, dan jika dibawahnya maka bisa ditentukan status kelainan ritmenya berdasarkan nilai bpm.

IV. HASIL

A. Kinerja Generator Sinyal EKG

Pengujian kinerja generator sinyal EKG ditinjau dari kemampuan melakukan konversi dari nilai digital menjadi besaran analog sesuai dengan perhitungan secara teori. Metode yang digunakan adalah memberikan masukan nilai desimal antara 100 (064h) – 2000 (7D0h) dengan kelipatan 100, kemudian dilakukan pengukuran tegangan keluaran menggunakan voltmeter digital dengan ketelitian 3 *decimal point* dan membandingkannya dengan nilai keluaran ideal sesuai dengan perhitungan teoritis.

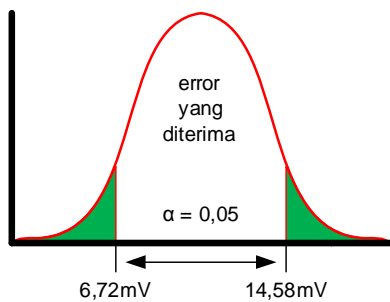
Berdasarkan hasil pengujian keluaran analog generator sinyal EKG diperoleh nilai rata-rata *error* keluaran dari kondisi idealnya adalah sebesar $\pm 0,011$ volt atau ± 11 milivolt. Terjadinya *error* tersebut dikarenakan pada rangkaian DAC

R-2R menggunakan komponen resistor yang memiliki toleransi sebesar 1%. Dan selama proses perakitan maupun pengujian, nilai toleransi resistor bisa berubah oleh kondisi suhu di sekitarnya yang menyebabkan munculnya selisih dari kondisi ideal. Tabel III menunjukkan hasil analisis *error* output generator EKG.

TABEL III
ANALISIS *ERROR* GENERATOR EKG DENGAN A=0.05

| Parameter Analisis | Nilai | Satuan |
|------------------------|----------------|--------|
| Mean | 0,01065 | volt |
| Standard Error | 0,00188 | volt |
| Median | 0,009 | volt |
| Mode | 0,001 | volt |
| Standard Deviation | 0,0084 | volt |
| Sample Variance | 0,000071 | volt |
| Kurtosis | -0,89549 | - |
| Skewness | 0,63088 | - |
| Range | 0,026 | volt |
| Minimum | 0,001 | volt |
| Maximum | 0,027 | volt |
| Sum | 0,213 | volt |
| Confidence Level (95%) | 0,00393 | volt |

Hasil analisis yang ditunjukkan oleh Tabel III menunjukkan bahwa nilai *confidence level* 95% ($\alpha=0,05$) adalah $\pm 0,00393$ volt, maka nilai *error* output generator yang diterima memiliki rentang 0,00672 – 0,01458 volt. Gbr. 11 menunjukkan distribusi kurva normal *error* output generator EKG.



Gbr. 11 Rentang nilai *error* output generator EKG

B. Kinerja Arduino

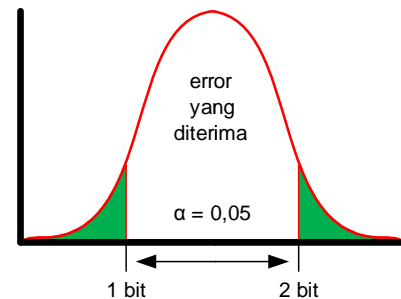
Subjek pengujian ini adalah fasilitas konversi analog ke digital (*analog to digital converter* – ADC) yang terdapat di dalam mikrokontroler ATmega328 sebagai bagian utama dari Arduino Duemilanove. Fasilitas ADC yang dimiliki *board* Arduino memiliki resolusi 10-bit dengan tegangan referensi sebesar +5 volt, sehingga ketelitian input konversinya sebesar 4,88 volt/bit. Metode pengujian yang akan digunakan adalah membandingkan nilai hasil konversi secara ideal dengan hasil konversi secara nyata dari masukan analog secara bertahap.

TABEL IV
ANALISIS *ERROR* ADC ARDUINO DENGAN A=0.05

| Parameter Analisis | Nilai | Satuan |
|--------------------|---------|--------|
| Mean | 1,15 | Bit |
| Standard Error | 0,13129 | Bit |

| | | |
|------------------------|----------------|-----|
| Median | 1 | Bit |
| Mode | 1 | Bit |
| Standard Deviation | 0,58714 | Bit |
| Sample Variance | 0,34474 | Bit |
| Kurtosis | 0,17758 | - |
| Skewness | -0,00433 | - |
| Range | 2 | Bit |
| Minimum | 0 | Bit |
| Maximum | 2 | Bit |
| Sum | 23 | Bit |
| Confidence Level (95%) | 0,27479 | Bit |

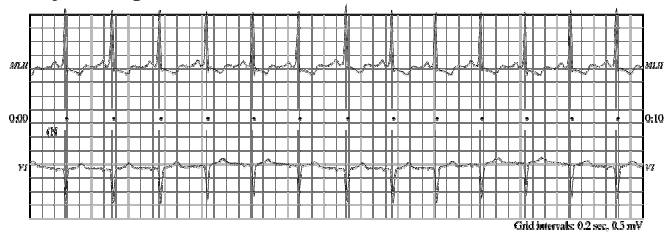
Hasil analisis yang ditunjukkan oleh Tabel IV menunjukkan bahwa dengan nilai *confidence level* 95% ($\alpha=0,05$) adalah $\pm 0,27479$ bit, maka nilai *error* output ADC Arduino yang diterima memiliki rentang 0,87521 – 1,42479 bit. Operasi konversi ADC pada mikrokontroler tidak mendukung bilangan pecahan (*floating point*), sehingga rentang *error* konversi yang bisa diterima adalah 1 – 2 bit. Gbr. 12 menunjukkan distribusi kurva normal *error* konversi ADC Arduino.



Gbr. 12 Rentang *error* output ADC Arduino

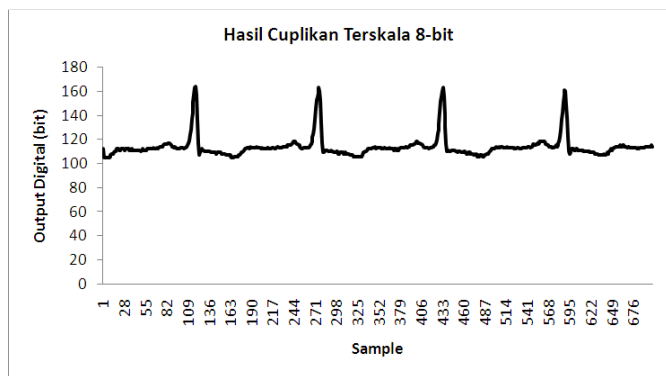
C. Kinerja Software

Pengujian *software* terdiri dari beberapa bagian, yaitu: pencuplikan sinyal analog EKG menggunakan ADC, pencarian puncak lokal, pencarian puncak R, dan Perhitungan interval R-R. Pada pengujian perangkat lunak akan digunakan data sinyal EKG durasi pendek yaitu 10 detik berdasarkan *database* MIT-BIH dari pasien aritmia nomor 223 yang ditunjukkan pada Gbr. 13.



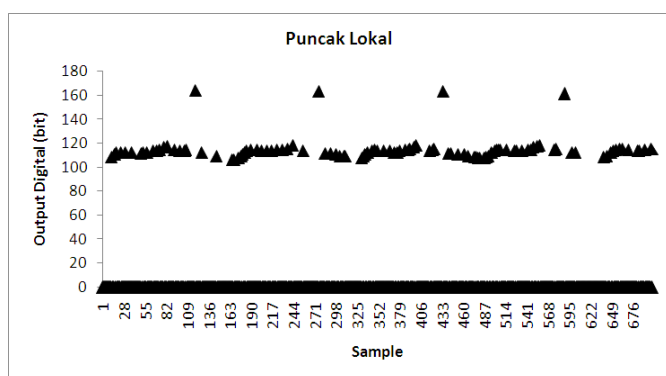
Gbr. 13 Sinyal otentik aritmia MIT-BIH nomor 223

1) *Hasil Uji Pencuplikan Sinyal Analog*: Metode yang digunakan adalah memanfaatkan sinyal analog yang dibangkitkan oleh generator sinyal EKG dan dicuplik dengan frekuensi 200 Hz melalui ADC internal oleh mikrokontroler ATmega328, kemudian data hasil pencuplikan di kirimkan ke PC melalui komunikasi serial dengan kecepatan 115200 bps. Gbr. 14 menunjukkan hasil pembacaan sinyal EKG oleh Arduino.



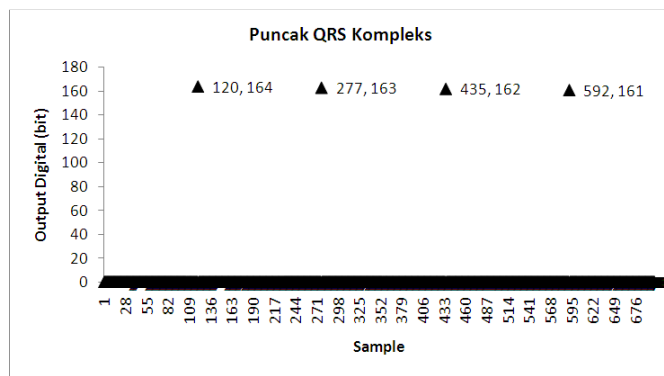
Gbr. 14 Hasil pembacaan sinyal EKG oleh Arduino

2) *Hasil Uji Pencarian Puncak Lokal*: Pengujian ini bertujuan untuk mendeteksi puncak-puncak lokal di sepanjang data diskrit hasil pencuplikan yang akan digunakan sebagai bahan untuk melakukan seleksi puncak R. Untuk menjalankan pengujian ini harus dilakukan terlebih dahulu *buffering* data diskrit hasil pencuplikan. Metode *buffering* dilakukan pada setiap siklus analisis sinyal EKG menggunakan ruang memori RAM sebesar 700 bytes untuk menampung seluruh puncak lokal (*buffer1*). Dengan menggunakan algoritma pencarian puncak lokal diperoleh data diskrit yang mewakili puncak-puncak lokal di sepanjang *buffer1* akan disimpan pada *buffer2* dengan kapasitas 700 bytes. Gbr. 15 menunjukkan hasil pencarian puncak lokal.



Gbr. 15 Hasil pencarian puncak lokal

3) *Hasil Uji Pencarian Puncak R*: Pengujian ini bertujuan untuk memilih hanya puncak R dari data puncak lokal yang sudah diperoleh sebelumnya sehingga bisa diketahui kapan terjadinya puncak R. Metode yang digunakan yaitu menggunakan nilai *threshold* untuk memilih puncak R dari sekian banyak puncak yang muncul. Nilai *threshold* diperoleh berdasarkan pengamatan rasio puncak P dan T terhadap puncak R, sehingga diperoleh nilai *threshold* = 0,8 * puncak tertinggi. Gbr. 16 menunjukkan hasil pencarian puncak R.



Gbr. 16 Hasil pencarian puncak R

4) *Hasil Uji Perhitungan Interval R-R*: Pengujian ini bertujuan untuk mengukur akurasi hasil perhitungan interval puncak R-R oleh *software* berdasarkan data pembanding dari *database* MIT-BIH (*file* *.csv). Nilai akurasi dilihat berdasarkan nilai signifikansi dari interval R-R yang terukur oleh *software* terhadap interval R-R sinyal aslinya. Hasil pengujian yang dilakukan sebanyak 10 kali dengan sinyal uji yang sama ditunjukkan oleh Tabel V.

TABEL V
HASIL PENGUKURAN INTERVAL R-R

| Data | R1-R2 (ms) | R2-R3 (ms) | R3-R4 (ms) |
|-------------------------|------------|------------|------------|
| Iterasi ke-1 | 795 | 775 | 765 |
| Iterasi ke-2 | 790 | 770 | 765 |
| Iterasi ke-3 | 820 | 770 | 765 |
| Iterasi ke-4 | 775 | 780 | 765 |
| Iterasi ke-5 | 785 | 770 | 765 |
| Iterasi ke-6 | 780 | 805 | 765 |
| Iterasi ke-7 | 775 | 800 | 765 |
| Iterasi ke-8 | 770 | 820 | 780 |
| Iterasi ke-9 | 780 | 775 | 775 |
| Iterasi ke-10 | 770 | 775 | 765 |
| <i>Database</i> MIT-BIH | 776 | 781 | 770 |

Untuk mengetahui akurasi dari hasil pengukuran interval puncak R-R terhadap kondisi asli sinyalnya, digunakan metode statistik yaitu dengan uji T satu sampel, karena varian dari populasi yang akan diuji tidak diketahui dan jumlah sampel kurang dari 30. Nilai signifikansi dihitung berdasarkan nilai confidence level 95% ($\alpha=0,05$) dan 97,5% ($\alpha=0,025$). Hasil uji statistik ditunjukkan oleh Tabel VI.

TABEL VI
HASIL UJI STATISTIK INTERVAL R-R

| Jenis Interval Uji | Referensi | Nilai Signifikansi (2-tailed) | |
|--------------------|-----------|-------------------------------|----------------|
| | | $\alpha=0,05$ | $\alpha=0,025$ |
| R1-R2 | 776 ms | 0,127 | 0,127 |
| R2-R3 | 781 ms | 0,606 | 0,606 |
| R3-R4 | 770 ms | 0,177 | 0,177 |

Dari hasil pengujian statistik yang ditunjukkan oleh Tabel VI, memberikan kesimpulan bahwa dengan tingkat kepercayaan diri sebesar 95% dan 97,5% dapat diyakini

bahwa hasil percobaan pengujian seluruh interval R-R bisa diterima, hal ini dibuktikan dengan semua nilai signifikansinya lebih besar dari nilai kepercayaan diri (α).

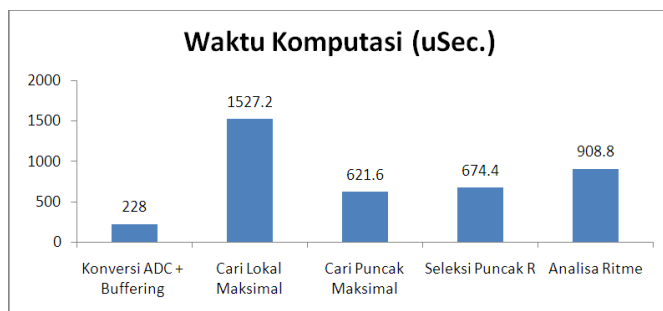
D. Waktu Komputasi

Untuk mengetahui total waktu yang dibutuhkan selama proses komputasi pemrosesan data secara digital oleh mikrokontroler, dibagi dalam beberapa pengamatan waktu seperti yang ditunjukkan pada Tabel VII. Mikrokontroler yang digunakan pada penelitian ini menggunakan frekuensi kerja 16 MHz, sehingga setiap 1 siklus eksekusi membutuhkan waktu 62.5 nanodetik.

TABEL VII
HASIL PENGAMATAN WAKTU KOMPUTASI

| No. | Proses | Mean (uSec) | Stdev (uSec) |
|-----|---------------------------------|-------------|--------------|
| 1 | Konversi ADC + <i>Buffering</i> | 228 | 0 |
| 2 | Cari Lokal Maksimal | 1527.2 | 5.2 |
| 3 | Cari Puncak Maks. | 621.6 | 2.2 |
| 4 | Seleksi Puncak R | 674.4 | 2.2 |
| 5 | Analisis Ritme | 908.8 | 13.9 |

Berdasarkan hasil pengamatan waktu komputasi yang ditunjukkan oleh Tabel VII dapat dilihat bahwa yang membutuhkan waktu terbanyak adalah proses pencarian lokal maksimal, hal ini karena selama proses ini dilakukan pencarian seluruh puncak di sepanjang larik *buffer*. Proses konversi ADC dan *buffering* membutuhkan waktu yang konstan (tidak ada variasi waktu komputasi), hal ini karena pada proses pencuplikan tidak melibatkan banyak proses aritmatika seperti yang terjadi pada saat proses analisis ritme yang sangat bervariasi waktu komputasinya dengan indikator standar deviasinya yang relatif besar. Pada proses analisis ritme memang terjadi beberapa eksekusi fungsi aritmatika, yaitu: perhitungan nilai mean, perhitungan standar deviasi, dan penghitungan jumlah detak per menit. Perbandingan waktu komputasi bisa dilihat dari Gbr. 17.



Gbr. 17 Perbandingan Waktu Komputasi Mikrokontroler

V. KESIMPULAN

Mikrokontroler 8-bit berhasil mengukur interval puncak R-R secara akurat sebagai dasar identifikasi kelainan ritme jantung dengan tepat. Hal ini ditunjukkan dari hasil analisis statistik menggunakan uji T satu sampel dengan confidence level 95% (dua sisi dengan $\alpha=0,05$) yang membuktikan diterimanya hipotesis (H_0) bahwa interval R-R hasil

percobaan tidak berbeda secara signifikan dengan interval R-R sinyal aslinya, ditunjukkan dengan nilai signifikansi $> 0,025$ (dua sisi). Model pengujian pada penelitian ini sementara berhasil digunakan untuk mendeteksi 4 kondisi ritme jantung, yaitu: ritme normal, tachycardia, bradycardia, dan irregular. Untuk kelainan ritme *irregular* belum bisa memastikan jenisnya, apakah *Atrioventricular Block* (AVB), *Premature Atrial Contraction* (PAC), *Premature Ventricular Contraction* (PVC), atau *Atrial Fibrillation*. Sehingga untuk bisa mengetahui jenis kelainan dari ritme irregular harus dideteksi keberadaan gelombang P.

UCAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terimakasih disampaikan kepada Alm. Prof. Thomas Sri Widodo, Dr. Indah Soesanti, Dr. Hanung Adi Nugroho, dan Ir. Litasari, M.Sc. yang telah membantu proses penelitian berupa bimbingan, koreksi, dan saran untuk mendapatkan kualitas hasil penelitian yang lebih baik. Serta seluruh staf Laboratorium JTETI UGM yang telah membantu kelancaran proses selama pengujian di Laboratorium.

REFERENSI

- [1] M. Thaler, S. Seigafuse, N. Winter, and B. Rivera, the only EKG book you'll ever need, 5th ed. Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins, 2007, pp. 1–251.
- [2] A. Sukoco, "Alat Deteksi Dini dan Mandiri Arythmia," Jurnal Teknologi dan Manajemen Informatika Universitas Merdeka Malang, vol. 6, no. 3, pp. 494–502, 2008.
- [3] S. F. Babiker, L. E. Abdel-khair, and S. M. Elbasheer, "Microcontroller Based Heart Rate Monitor using Fingertip Sensors," University of Khartoum Engineering Journal, vol. 1, no. 2, pp. 47–51, 2011.
- [4] M. Fezari, M. Bousbia-salah, and M. Bedda, "Microcontroller Based Heart Rate Monitor," The International Arab Journal of Information Technology, vol. 5, no. 4, pp. 153–157, 2008.
- [5] M. G. Tsipouras, D. I. Fotiadisa, and D. Sideris, "An arrhythmia classification system based on the RR-interval signal.pdf," Artificial Intelligence in Medicine, vol. 33, pp. 237–250, 2005.
- [6] Y. Yeh and W. Wang, "QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method," computer methods and programs in biomedicine, vol. 1, pp. 245–254, 2008.
- [7] J. Pan and W. J. Tompkins, "Realtime QRS Detection Algorithm," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-32, no. 3, pp. 230–236, 1985.
- [8] "PhysioBank ATM." [Online]. Available: <http://physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>. [Accessed: 24-Jan-2013].
- [9] S. Heath, Embedded Systems Design (2nd Edition). Newnes, 2003, pp. 1–451.
- [10] M. Margolis, Arduino Cookbook, 1st ed. Gravenstein Highway North, Sebastopol, CA 95472: O'Reilly Media, Inc., 2011, pp. 1–658.
- [11] B. Evans, Beginning Arduino Programming. Springer Science & Business Media, 2011, pp. 1–271.
- [12] "Arduino - Products." [Online]. Available: <http://arduino.cc/en/Main/Products>. [Accessed: 24-Jan-2013].