

## PERANCANGAN DAN REALISASI PENGHITUNG FREKUENSI DETAK JANTUNG BERBASIS MIKROKONTROLER AT89S52

I Gst. Ag. Pt. Raka Agung \*, Kt. Adi Suryawan \*\*

\*Staf Pengajar Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Udayana

\*\*Alumni Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Udayana

Email: igapraka@yahoo.co.id

Kampus Bukit Jimbaran Bali, 80361

### Intisari

Jantung adalah organ penting dalam tubuh manusia yang difungsikan untuk memompa darah ke seluruh tubuh. Salah satu cara untuk mengetahui bagaimana kondisi jantung yaitu dengan mengetahui frekuensi detak jantung. Pada tulisan ini akan dirancang dan dibuat sistem pendeteksi dan penghitung frekuensi detak jantung berbasis mikrokontroler AT89S52. Pada sistem ini mikrokontroler AT89S52 bekerja berdasarkan masukan dari rangkaian pendeteksi detak jantung. Mikrokontroler akan menambahkan dan menampilkan angka pada layar LCD pada setiap detak jantung yang terdeteksi. Sistem juga dilengkapi dengan RTC DS12887 sebagai sumber waktu konstan. Dengan dirancang dan direalisasinya perangkat untuk menghitung frekuensi detak jantung berbasis mikrokontroler AT89S52 ini, diharapkan dapat digunakan untuk mengetahui frekuensi detak jantung secara umum serta dengan ukurannya yang relatif kecil diharapkan pengukuran frekuensi detak jantung menjadi lebih cepat dan mudah dilakukan.

Kata Kunci: Mikrokontroler, Detektor Sinyal QRS, Penghitung Frekuensi Detak Jantung, RTC

### 1. PENDAHULUAN

Jantung adalah organ penting dalam tubuh manusia yang difungsikan untuk memompa darah ke seluruh tubuh. Darah yang dipompa ke seluruh tubuh melalui sistem peredaran darah membawa zat-zat yang sangat dibutuhkan oleh tubuh. Pemompaan darah dipicu oleh simpul SA yang terdapat di sebelah serambi kiri jantung. Untuk mengetahui aktivitas listrik otot jantung diperlukan pencatatan atau perekaman dari permukaan tubuh. Perekaman dapat dilakukan pada permukaan tubuh sebab tubuh adalah konduktor yang baik. Perekaman ini dilakukan dengan menempelkan elektrode-elektrode pada lokasi tertentu yang disebut sandapan (*lead*) pada permukaan kulit pasien.

Salah satu fungsi dari perekaman ini adalah mengetahui frekuensi detak jantung yang dinyatakan dengan satuan detak per menit. Frekuensi ini memberikan informasi mengenai bagaimana keadaan jantung, cepat lambatnya impuls jantung, ada tidaknya gangguan pembentukan impuls dan gangguan fungsi jantung. Frekuensi detak untuk jantung normal yaitu antara 60–100X/menit, takikardia adalah detak jantung yang lebih besar dari 100X/menit, bradikardia adalah detak jantung yang lebih kecil dari 60X/menit, takikardia abnormal adalah detak jantung antara 140–250X/menit, flutter adalah detak jantung antara 250–350X/menit dan fibrilasi adalah detak jantung yang lebih besar dari 350X/menit.

Komponen-komponen yang dibutuhkan untuk merealisasikan peralatan ini adalah konduktor penghubung (transmisi), sumber tegangan, penguat (*amplifier*), QRS *detector* yang mencakup QRS *filter*, *half-wave rectifier*, *threshold circuit*, *comparator*, *monostable multivibrator*, serta sistem minimum mikrokontroler yang dilengkapi dengan sumber waktu (*timer*) tetap (RTC) dan *display* (LCD). Sinyal yang diterima oleh mikrokontroler akan diproses sebagai masukan dalam program untuk menghitung frekuensi detak jantung. Jika mikrokontroler menerima sinyal *high* yang berasal dari detak jantung maka penghitung akan bertambah satu. Keluaran dari mikrokontroler tersebut merupakan frekuensi detak jantung per menit yang ditampilkan pada layar LCD.

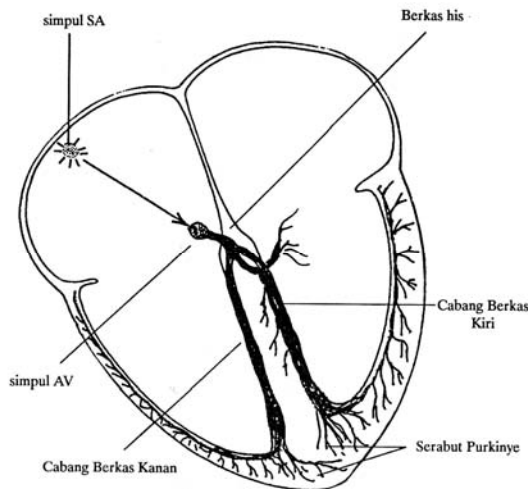
### 2. TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Jantung

Jantung adalah organ muskular yang berfungsi sebagai pompa ganda sistem kardiovaskular. Sisi kanan jantung memompa darah ke paru-paru sedangkan sisi kiri memompa darah ke seluruh tubuh. Jantung mempunyai empat ruangan, serambi kanan dan kiri, bilik kanan dan kiri. Serambi ber dinding tipis sedangkan bilik ber dinding lebih tebal dengan bilik kiri ber dinding paling tebal karena dia memompa darah ke seluruh tubuh. Jantung terbuat dari jaringan otot khusus yang tidak terdapat dimanapun di seluruh tubuh. Lapisan pertama disebut endokardium yang berfungsi sebagai bagian dalam jantung. Lapisan kedua disebut miokardium yaitu

otot utama jantung yang melaksanakan pemompaan untuk mensirkulasikan darah. Epikardium adalah lapisan ketiga otot jantung, tipis merupakan membran proteksi yang menutup sebelah luar jantung.

Pada bagian atas serambi kanan terdapat simpul sinoatrial (SA). Simpul SA inilah yang menimbulkan rangsangan yang menyebabkan jantung berkontraksi. Simpul atrioventrikular (AV) terletak pada dinding yang membatasi serambi kanan dan bilik kanan. Simpul ini berfungsi menghantarkan impuls dari serambi ke bilik. Impuls dari simpul AV kemudian diteruskan ke seluruh bilik melalui berkas His. Pada ujung berkas His terdapat banyak cabang. Cabang-cabang ini disebut serat Purkinje. Serat-serat Purkinje bertugas meneruskan impuls dari berkas His ke seluruh otot bilik. Bilik kemudian berkontraksi sehingga darah dipompa keluar dari bilik dan mengalir dalam sistem peredaran darah. Sistem konduksi jantung yang normal dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1 Sistem Konduksi Jantung yang Normal (Soetopo,1990)

Tegangan aksi adalah perubahan tegangan dinding dari nilai normalnya. Perubahan tegangan dinding ini berlangsung sangat cepat, kemudian tegangan dinding kembali pada nilai normalnya yaitu  $-90$  mV. Perubahan tegangan dinding terjadi jika permeabilitas dinding terhadap Natrium dan Kalium meningkat. Perubahan permeabilitas dinding dapat terjadi jika dinding sel tereksitasi oleh aliran arus ionis atau jika ada energi yang diberikan dari luar.

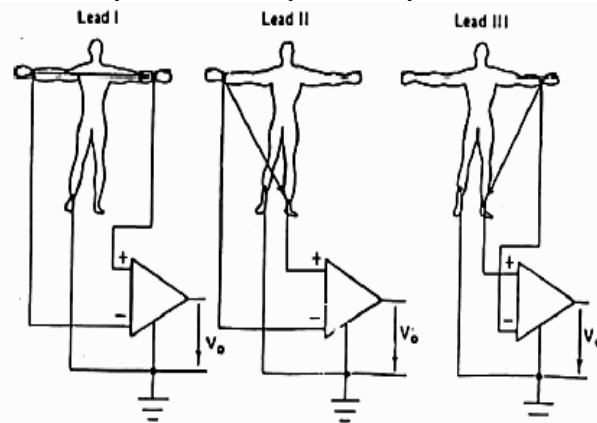
Peningkatan permeabilitas dinding terhadap Natrium menyebabkan ion-ion  $\text{Na}^+$  berdifusi ke dalam sel. Pada saat yang sama ion  $\text{K}^+$  yang konsentrasinya lebih tinggi di dalam sel selama sel dalam keadaan istirahat, berdifusi ke luar sel. Tetapi difusi ion  $\text{K}^+$  ini tak secepat ion  $\text{Na}^+$ , akibatnya di dalam sel hanya tertimbun muatan  $+20$  mV.

Tegangan ini disebut tegangan aksi (potensial aksi). Keadaan ini dinamakan depolarisasi. Setelah ion  $\text{Na}^+$  mencapai keseimbangan yang baru dan dinding kembali tidak permeabel terhadap  $\text{Na}^+$ , ion  $\text{Na}^+$  tidak dapat lagi berdifusi masuk ke dalam sel. Sebaliknya mekanisme pompa natrium memompa  $\text{Na}^+$  ke luar sel dengan cepat sehingga tegangan di dalam sel turun dan akhirnya kembali ke nilai normalnya yaitu  $-90$  mV, peristiwa ini dinamakan repolarisasi. Repolarisasi dipercepat oleh peningkatan permeabilitas Kalium yang menyebabkan difusi ke luar dinding. Tegangan aksi ini akan merangsang dinding-dinding di sekitarnya dan mengakibatkan perambatan tegangan aksi.

## 2.2 Sandapan Standar Dwikutub (Bipolar Standar Leads)

Sandapan merupakan susunan elektrode pada permukaan kulit yang berfungsi untuk mengambil atau mendapatkan energi listrik yang berasal dari energi ionis jantung. Ada 2 tipe umum sandapan yaitu sandapan standar dwikutub dan sandapan ekektub dada. Karena lebih sederhana pada tulisan ini hanya dipaparkan sandapan standar dwikutub.

Sandapan dwikutub mengukur selisih tegangan antara dua titik ukur. Secara praktis elektrode-elektrode diletakkan pada bagian sebelum pergelangan tangan dan kaki dari arah siku dan lutut. Sandapan standar dwikutub ini terdiri dari dari tiga sandapan yaitu Sandapan I, II dan III. Ketiga sandapan standar ini diperlihatkan pada Gambar 2.



Gambar 2 Sandapan Standar Dwikutub (Crommwell Dkk, 1980)

Masing-masing sandapan merupakan tegangan antara dua elektrode.

- Sandapan I : Beda tegangan antara tangan kiri dengan tangan kanan ( $LA - RA$ ).
- Sandapan II : Beda tegangan antara kaki kiri dengan tangan kanan ( $LL - RA$ ).
- Sandapan III : Beda tegangan antara kaki kiri dengan tangan kiri ( $LL - LA$ ).

Hubungan ketiga persamaan ini dinyatakan dengan persamaan Einthoven:

$$II = I + III$$

Posisi elektrode yang tepat untuk sandapan ini adalah masing-masing dekat pergelangan tangan dan kaki. Yang penting adalah elektrode benar-benar menempel dengan kuat dan posisinya jangan diubah-ubah, karena perubahan posisi ini mempengaruhi hasil pengukuran. Biasanya pada kaki kanan juga diletakkan elektrode. Elektrode ini berfungsi sebagai tanah (*ground*) dan tak mempengaruhi bentuk isyarat elektrokardiogram.

### 2.3 Rangkaian Pengkondisi Sinyal

Rangkaian ini berfungsi untuk mendapatkan pulsa trigger yang berasal dari detak jantung untuk masukan ke *port* mikrokontroler. Komponen-komponen penyusunnya terdiri dari:

1. Penguat Instrumentasi
2. Tapis Pelewat Bidang
3. Penyearah Gelombang Setengah Linear
4. Detektor Puncak
5. Komparator
6. Pewaktu 555 Monostabil Multivibrator

#### Penguat Instrumentasi

Rangkaian ini berfungsi untuk memperbesar/menguatkan sinyal dari electrode sandapan sehingga bisa mentrigger pewaktu 555. Besar penguatannya adalah sekitar 65 kali (standar) dan bersifat variable sehingga bisa diubah sesuai kondisi pasien saat pengukuran.

#### Tapis Pelewat Bidang

Ada dua tipe BPF yaitu BPF pita sempit dan BPF pita lebar. Rangkaian ini berfungsi untuk menyaring atau membatasi pita frekwensi yang bisa melewatinya. Batas atas dan bawah dari pita frekuensinya BPH pita lebarnya adalah 0,05 – 106 hz dengan penguatan 2 kali. Sedangkan BPF pita sempitnya mempunyai frekwensi center 17 hz sesuai dengan frekwensi center kompleks QRS, factor kwalitas  $Q = 20,5$ , gain 6 kali dan lebar pita 0,83 hz.

#### Penyearah Gelombang Setengah Linear

Penyearah setengah gelombang hanya memancarkan setengah siklus dari suatu isyarat dan menghilangkan sisanya dengan batas keluaran sampai nol volt. Siklus setengah masukannya tersebut bisa juga mengalami penguatan atau pelemahan atau juga tetap tak berubah besarnya, tergantung pada pemilihan tahanan dan penempatan diode dalam rangkaian Op-amp. Penguat pembalik bisa diubah menjadi penyearah gelombang setengah linear dengan menambahkan dua dioda.

#### Detektor Puncak

Rangkaian detektor puncak terdiri dari sebuah dioda, kapasitor dan resistor. Rangkaian ini identik

dengan penyearah setengah gelombang dengan sebuah kapasitor. Keluran puncak dari rangkaian ini adalah nilai maksimum dari sinyal *input*.

#### Komparator

Komparator merupakan sebuah pembandingan yang membandingkan tegangan isyarat pada satu masukan dengan suatu tegangan acuan pada masukan yang lain. Keluarannya berubah diantara batas-batas yang ditetapkan oleh tegangan-tegangan jenuh  $+V_{sat}$  dan  $-V_{sat}$ . Jika kita menginginkan tegangan keluaran dari komparator menjadi negatif ketika tegangan acuan terlampaui, maka tegangan acuan dihubungkan ke terminal positif. Sinyal masukannya dihubungkan ke terminal negatif.

#### Pewaktu 555 Monostabil Multivibrator

Pemakaian piranti-piranti semacam osilator, pembangkit tanjakan dan gelombang persegi, multivibrator satu tembakan dan monitor tegangan memerlukan sebuah rangkaian yang mampu menghasilkan selang-selang penentu waktu. Pewaktu rangkaian terpadu yang sering dipakai adalah 555. Pewaktu 555 mempunyai jangkauan penentuan waktu maksimum yang besarnya kira-kira 15 menit. Pewaktu IC 555 mempunyai dua cara kerja, baik sebagai multivibrator astabil (bergerak bebas) atau sebagai multivibrator monostabil (satu tembakan).

Bila pewaktu itu bekerja sebagai sebuah multivibrator satu tembakan, tegangan keluarannya rendah sampai sebuah pulsa pemicu yang menuju negatif diterapkan ke pewaktu tersebut, kemudian keluarannya beralih menjadi tinggi. Rangkaian monostabil hanya mempunyai satu keadaan stabil (*output* rendah), oleh karena itu dinamakan monostabil. Waktu ketika keluarannya tinggi ditentukan oleh sebuah tahanan dan kapasitor yang dihubungkan ke pewaktu IC. Di akhir selang penentuan waktu, keluarannya kembali ke tingkat rendah.

#### 2.4 Mikrokontroler

Komponen-komponen utama sebuah sistem berbasis mikrokontroler dapat dibagi menjadi tiga bagian penting, yaitu *Central Processing Unit* (CPU), memori dan suatu alat *input/output* (I/O) dengan ketiga bagian itu dihubungkan oleh tiga bus yaitu bus data, bus alamat dan bus kontrol. Mikrokontroler AT89S52 memiliki beberapa fitur antara lain CPU 8 bit, 8 kilobyte flashperom, tahan 1000 kali pengulangan penulisan dan penghapusan, operasi statis secara penuh antara 0 hz dan 33 Mhz, memiliki 3 tingkat penguncian memori, 256 byte memori intrnal (RAM), 32 jalur I/O yang dapat diprogram, 3 buah timer/counter 16 bit, 8 sumber interupsi, serial port yang dapat diprogram, *mode low power idle* dan *mode power down* serta compatible dengan keluarga MCS51.

## 2.5 Liquid Crystal Display (LCD)

LCD adalah material yang akan mengalir seperti cairan tapi memiliki struktur molekul dengan sifat-sifat yang bersesuaian dengan padatan (solid). Ada 2 tipe utama LCD yang dikembangkan pada saat ini yaitu field effect dan dynamic scattering. Keunggulan LCD dibanding LED adalah memerlukan daya power yang lebih rendah, display yang lebih lengkap (angka, huruf grafis dan warna) serta kemudahan dalam programing. Kerugiannya dibandingkan dengan LED adalah waktu hidup (*lifetime*) yang lebih singkat, waktu tanggap yang lebih besar (lebih lambat), serta memerlukan sumber cahaya baik internal atau eksternal untuk operasional.

LCD yang dipakai adalah jenis Hitachi dengan tipe HD44780U yang merupakan LCD 2x16 karakter. LCD ini memerlukan tiga jalur kontrol dan delapan jalur data (untuk *mode* 8 bit) atau empat jalur data (untuk *mode* 4 bit). Ketiga jalur kontrol yang dimaksud adalah pin EN, RS, dan RW.

EN adalah pin *Enable*. Jalur ini digunakan untuk memberitahu LCD kalau kita akan berkomunikasi dengannya. Sebelum mengirim data ke LCD jalur ini di buat berlogika tinggi dahulu. Kemudian jalur kontrol yang lain di-*setting*, pada saat bersamaan data yang akan dikirim ditempatkan pada jalur data. Setelah semua siap, jalur EN dibuat berlogika rendah. Transisi dari logika tinggi ke logika rendah ini akan memberitahu LCD untuk mengambil data pada jalur kontrol dan jalur data. RS adalah pin *Register select*. Pada saat pin RS berlogika rendah, data yang dikirim adalah perintah-perintah seperti membersihkan layar, posisi kursor, dan lain-lain. Sedangkan jika berlogika tinggi data yang dikirim adalah teks data dimana teks ini yang harus ditampilkan pada layar. RW adalah pin *Read/Write*. Pada saat pin RW berlogika rendah, informasi pada jalur data berupa pengiriman data ke LCD (*write*). Sedangkan ketika pin RW berlogika tinggi, berarti sedang dilaksanakan pengambilan data dari LCD (*read*). Sedangkan untuk jalur data terdiri dari delapan bit, data ini disebut DB0, DB1, DB2, DB3, DB4, DB5, DB6 dan DB7.

## 2.6. Real Time Clock (RTC)

RTC merupakan sebuah rangkaian jam digital yang tetap bekerja selama 10 tahun walaupun *power supply* tidak diaktifkan. Data-data waktu tersimpan dalam memori yang bersifat *non volatile* pada IC tersebut. RTC yang digunakan adalah jenis DS12887. RTC DS12887 mempunyai 4 buah register kontrol. Modul RTC 12887 hanya membutuhkan jalur data bus (D0...D7 atau P0...P7) dan *control bus* (WR, RD dan CS) saja.

Pada tabel 2 ditampilkan *address map* dari RTC, yaitu alokasi pemetaan register-register yang ada di RTC.

Tabel 2. Pemetaan Register-register RTC

Alamat (Desimal)	Register
0	Detik
1	Alarm Detik
2	Menit
3	Alarm Menit
4	Jam
5	Alarm Jam
6	Hari
7	Tanggal
8	Bulan
9	Tahun
10	Register A
11	Register B
12	Register C
13	Register D

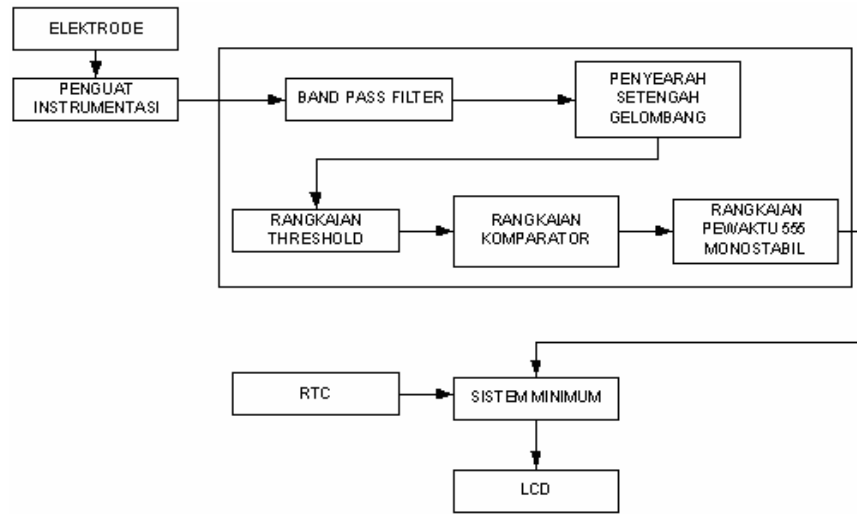
Sedangkan register B digunakan untuk inisialisasi format data yang digunakan pada RTC. Keterangan untuk bit yang digunakan dalam pembuatan program, yaitu :

1. SET, bit untuk kalibrasi waktu dan kalender dari RTC. Jika ingin mengkalibrasi bit ini diset.
2. DM, bit untuk memilih *mode* dari waktu dan kalender dalam format BCD atau Binary. Bit ini di-*clear* bila memilih format BCD dan diset untuk Binary.
3. 24/12, Bit untuk mengatur format jam. Di set untuk format 24 jam dan di-*clear* untuk format 12 jam (am/pm).

Sistem perhitungan waktu dan kalender pada RTC berjalan secara otomatis dan kontinyu. Untuk pengkabelan RTC ke mikrokontroler terdapat hubungan primer yang mutlak harus dipasang yaitu *Data Bus Connector*, *Control Bus Connector*, ALE dan *Reset Input*. *Data Bus Connector* dan *Control Bus Connector* terhubung ke bus data dan kontrol dari mikrokontroler sedangkan ALE dan *Reset Input* terhubung ke pin ALE dan RST pada mikrokontroler yaitu pin 9 dan 7.

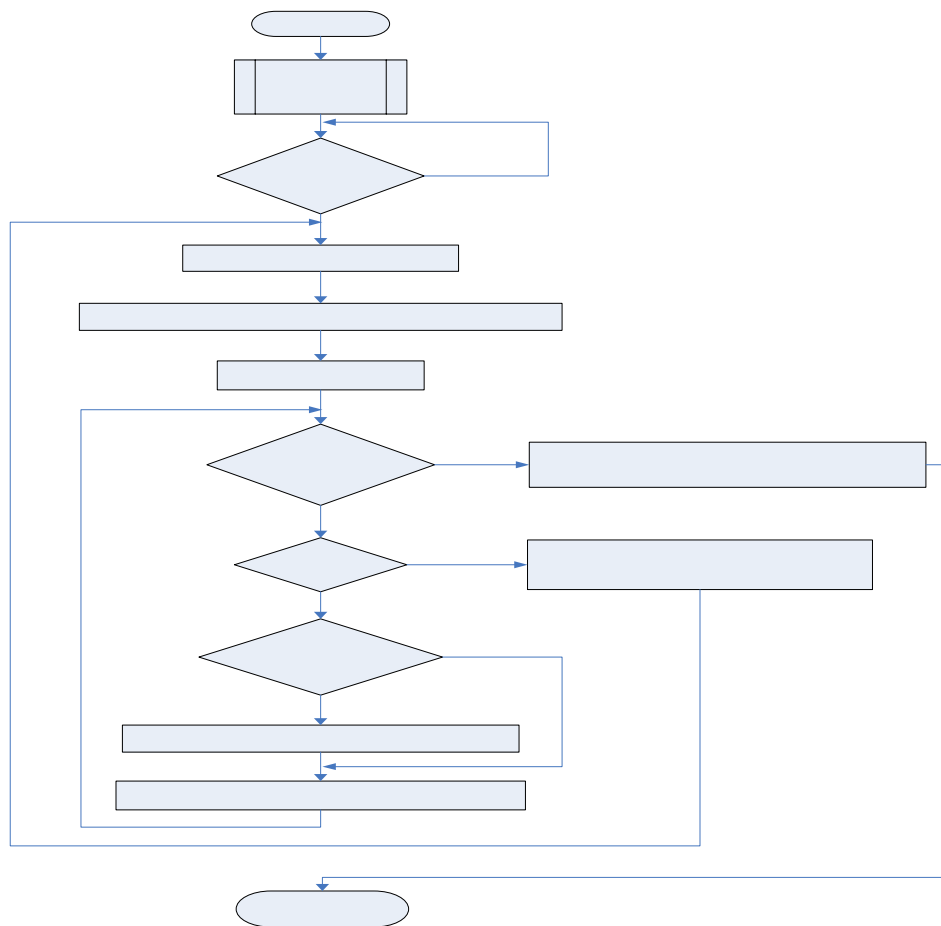
**3. PERANCANGAN**

Diagram blok dari keseluruhan perangkat yang dibuat seperti pada gambar 3.



Gambar 3. Diagram Blok Perangkat Keras Penghitung Frekuensi Detak Jantung

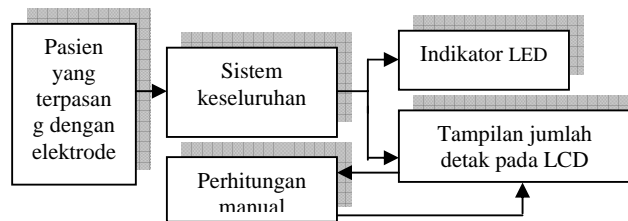
Diagram alir dari perangkat lunak yang dibuat



Gambar 4. Diagram alir program yang dibuat

mulai

Diagram blok pengujian perangkat secara keseluruhan dapat dilihat gambar 5



Gambar 5. Diagram Blok Pengujian Perangkat Secara Keseluruhan

Tampilan LCD saat pengukuran detak jantung dilakukan dapat dilihat pada gambar 6.



Gambar 6. Indikator LED Menyala dan Jumlah Detak Jantung Bertambah pada Layar LCD

Tabel 5. Hasil Perbandingan Jumlah Detak Jantung dengan Perangkat dan Manual

Orang	Umur (tahun)	Jumlah detak jantung selama 5 menit										Rata-rata persentase <i>relative error</i> (%)
		Perangkat					Manual					
		Menit					Menit					
		I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V	
Orang I	74	62	63	61	61	62	62	63	61	61	62	0,00 %
Orang II	57	73	76	77	76	75	73	76	77	76	76	0,26 %
Orang III	32	91	89	88	90	88	91	89	89	90	88	0,22 %
Orang IV	25	75	74	75	76	74	75	74	75	76	74	0,00 %
Orang V	20	70	71	70	70	72	70	71	70	70	72	0,00 %
Rata-rata persentase <i>relative error</i> keseluruhan											0,09 %	

#### 4. KESIMPULAN

1. Hasil pengujian pada rangkaian pengkondisi sinyal pendeteksi detak jantung sudah sesuai dengan rancangan yaitu tiap jantung berdetak indikator LED menyala.
2. Mikrokontroler AT89S52 dengan sistem minimumnya dapat diaplikasikan sebagai sistem penghitung jumlah detak jantung per menit secara otomatis dengan menggunakan rangkaian pendeteksi detak jantung, LCD sebagai penampil dan RTC sebagai sumber waktu.
3. Rata-rata persentase relatif error keseluruhan untuk lima pengukuran adalah 0,09% dengan tiga pengukuran tanpa error.

#### 5. DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Aston, R., 1991, *Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement*. Maxwell Macmillan Publishing, Singapore.
- [2]. Atwood, S. and C. Stanton. and J. Storey. dan A. S. Wahab (penterjemah), 1996, *Pengenalan Dasar Disritmia Jantung*, Gadjah Mada University Press, Yogyakarta.
- [3]. Bronzino, J.D., 1995, *The Biomedical Engineering Handbook*, CRC Press & IEEE Press, Florida.
- [4]. Crommwel, L. and F.J. Weibel. and E. A. Pfeiffer, 1980, *Biomedical Instrumentation and Measurement*, Prentice-Hall. Inc., Nev
- [5]. Coughlin, R. F. and F. F. Driscoll. H. Soemitro (penterjemah), 1985, *Operasional dan Rangkaian Terpadu Linear*, Erlangga, Jakarta.
- [6]. Putra, A.E., 2002, *Belajar Mikrokontroler AT89C51/52/55 Teori dan Aplikasi*, Gava Media, Yogyakarta.
- [6]. Firmansyah, D., 2003, *Akuisisi Data EKG Berbasis Komputer*, UGM, Yogyakarta.

- [7]. Nalwan, P.A., 2003, *Panduan Praktis Teknik Antarmuka dan Pemrograman Mikrokontroler AT89C51*, PT Elex Media Komputindo, Jakarta.
- [8]. Putra, A.E., 2002, *Penapis Aktif Elektronika*, CV. Gava Media, Yogyakarta.
- [9]. Soetopo, W., 1990, *Segi Praktis E.K.G.*, Binarupa Aksara, Jakarta.
- [10]. Webster, J.G., 1978, *Medical Instrumentation Application and Design*, Houghton Mifflin Company, Boston.
- [11]. [www.atmel.com](http://www.atmel.com) datasheet AT89S52
- [12]. [www.delta-electronic.com](http://www.delta-electronic.com) datasheet LCDHD 44780U
- [13]. [www.datasheetcatalog.com](http://www.datasheetcatalog.com) datasheet TL084
- [14]. [www.datasheets4u.com](http://www.datasheets4u.com) datasheet RTC DS12887
- [15]. [www.datasheets4u.com](http://www.datasheets4u.com) datasheet TIMER555