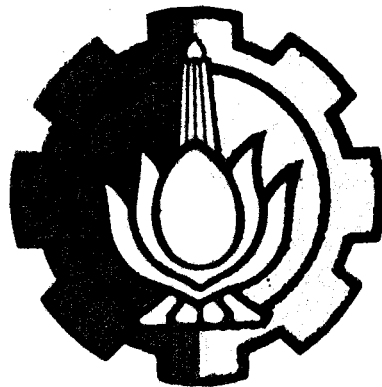


6443/ITS/H/94 ✓

**ANALISA AQUISISI DATA ECG
DARI TELEMETRING SISTEM HP 78100A-78101A
YANG DIINTERFACEKAN KE IBM PC**

PERPUSTAKAAN ITS	
Tgl. Terima	04 MAY 1994
Terima Dari	TA
No. Agenda Prp.	2059/B



RSE
G21. 398 1
Sva
a-1
1994

OLEH :

I Gede Made Suastika

NRP : 2902201621

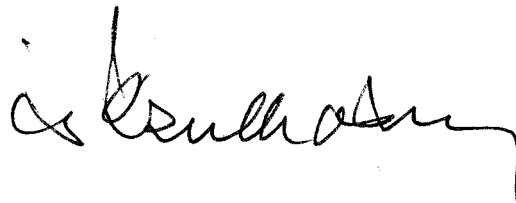
**JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
S U R A B A Y A
1994**

**ANALISA AQUISISI DATA ECG
DARI TELEMETRING SISTEM HP 78100A-78101A
YANG DIINTERFACEKAN KE IBM PC**

TUGAS AKHIR

**Diajukan guna memenuhi sebagian
persyaratan untuk memperoleh
gelar Sarjana Teknik Elektro
pada
Bidang Studi Elektronika
Jurusan Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya**

**Mengetahui / Menyetujui
Dosen Pembimbing**



Ir. ISKANDAR ZULKARNAIN

**S U R A B A Y A
FEBRUARI, 1994**

ABSTRAK

Sistem instrumentasi biomedik yang dapat menganalisa irama serta komponen sinyal ECG, akan sangat berguna untuk membantu sebagian dari langkah-langkah dalam melaksanakan prosedur medis. Dengan perkembangan teknologi yang semakin pesat, saat ini telah ditemukannya peralatan dibidang kedokteran untuk memonitoring sinyal ECG dari jarak jauh. Yaitu melalui Telemetryng Sistem HP 78100A-78101A. Dengan alat ini ahli kesehatan atau dokter dapat memonitor sinyal ECG pasien dari jarak jauh kemudian mendiagnose penyakit jantung terhadap diri pasien melalui monitor atau kertas cetak khusus. Namun melalui peralatan ini masih memerlukan peralatan lain untuk memonitor dan menganalisa sinyal yang telah diterima.

Karena itu melalui tugas akhir ini direncanakan menginterfacekan Receiver HP 78101A ke komputer untuk memonitor dan mendeteksi *arrhythmia* sinyal ECG secara real time, melalui ADC, unit interface, dan menyimpan data ke disket, kemudian dari data tersebut diolah dengan cara menganalisa komponen sinyal ECG, yang berhubungan dengan bentuk gelombang P, Q, R, S, T. Menampilkan serta mencetak sinyal ECG ke printer.

Dengan menggunakan IBM PC untuk memonitor serta menganalisa sinyal ECG diharapkan dapat meningkatkan efisiensi kerja ahli kesehatan untuk mendiagnose penyakit jantung pasien.



KATA PENGANTAR

Puji syukur kami panjatkan kehadirat Tuhan Yang Maha Esa, yang telah melimpahkan rahmatnya, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan Judul:

ANALISA AKUISISI DATA ECG DARI TELEMETRING SISTEM
HP 78100A-78101A YANG DIINTERFACEKAN KE IBM PC

Tugas akhir ini dibuat sebagai persyaratan yang harus dipenuhi untuk memperoleh gelas Sarjana Teknik Elektro pada jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Sebagai akhir kata, dengan penuh rasa hormat, penulis sampaikan terima kasih yang tulus kepada :

- Bapak Ir. Iskandar Zulkarnain selaku Dosen Pembimbing yang selalu bersedia meluangkan waktu dalam memberikan bimbingan.
- Bapak Ir. Hendra Kusuma selaku Dosen Wali yang telah membantu dalam menyelesaikan tugas Akhir ini.

- Bapak Ir. Soetikno selaku koordinator bidang studi Elektronika yang telah banyak membantu menyelesaikan tugas akhir ini.
- Rekan-rekan mahasiswa Jurusan Teknik Elektro bidang studi Elektronika yang telah membantu dalam penyelesaian tugas akhir ini.
- Dr. Ir. Moch. Salehudun.MEng.Sc selaku ketua jurusan pada jurusan teknik Elektro.

Semoga Tuhan Yang Maha Esa membalas kebaikan yang telah diberikan. Penulis berharap agar tugas akhir ini memberikan banyak manfaat bagi pembaca pada umumnya serta mahasiswa elektro pada khususnya

Surabaya, Januari 1994

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PENGESAHAN.....	ii
ABSTRAK.....	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
DAFTAR ISI.....	vi
DAFTAR GAMBAR.....	x
DAFTAR TABEL.....	xiii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 LATAR BELAKANG.....	1
1.2 PERMASALAHAN.....	2
1.3 TUJUAN.....	3
1.4 METODOLOGI.....	3
1.5 SISTEMATIKA PEMBAHASAN.....	4
1.6 RELEVANSI.....	5
BAB II TEORI PENUNJANG.....	6
2.1 TELEMETRYNG SYSTEM 78100A-78101A.....	6

2.2	JANTUNG.....	8
2.3	SINYAL ELEKTROCARDIOGRAM (ECG).....	12
2.3.1	PROSES TERJADINYA SINYAL ELEKTROCARDIOGRAM.....	13
2.3.2	KOMPONEN SINYAL ECG.....	17
2.3.3	PEMBACAAN SINYAL ECG.....	21
2.4	ELEKTRODA DAN SISTEM SADAPAN.....	24
2.5	ANALISA SINYAL ECG.....	29
2.5.1	KLASIFIKASI KELAINAN JANTUNG.....	29
2.5.2	ANALISA KELAINAN IRAMA JANTUNG.....	33
BAB III	PERENCANAAN DAN PEMBUATAN PERANGKAT KERAS.....	40
3.1	DIAGRAM BLOK PERANGKAT KERAS SISTEM.....	41
3.2	PERANCANGAN UNIT DETEKTOR QRS.....	42
3.3	PERANCANGAN UNIT INTERFACE DAN KONVERTER A/D.....	47
3.3.1	DIAGRAM BLOK UNIT INTERFACE DAN KONVERTER A/D.....	48
3.3.2	DEKODER ALAMAT.....	49
3.3.3	PROGRAMABLE PERIPHERAL INTERFACE (PPI 8255).....	50
3.3.4	PROGRAMABLE INTERVAL TIMER.....	51
3.4	UNIT PENGOLAH SINYAL ANALOG KE DIGITAL.....	53
3.4.1	RANGKAIAN PENAMBAH TEGANGAN OFFSET.....	54
3.4.2	RANGKAIAN SAMPLE AND HOLD.....	56

3.4.3 RANGKAIAN KOMPARATOR DAN RANGKAIAN REFERENSI.....	57
3.4.4 RANGKAIAN PENGUAT INSTRUMENTASI.....	59
3.4.5 RANGKAIAN PROTEKSI.....	60
3.4.6 RANGKAIAN ADC 0809 DAN RANGKAIAN REFERENSI.....	61
3.5 RANGKAIAN DISPLAY BEAT PER MENIT (bpm).....	63
BAB IV PERENCANAAN DAN PEMBUATAN PERANGKAT LUNAK.....	65
4.1 TUJUAN.....	65
4.2 FLOWCHART PERANGKAT LUNAK SISTEM.....	66
4.3 INISIALISASI PERANGKAT KERAS.....	67
4.3.1 INISIALISASI PPI 8255.....	67
4.3.2 INISIALISASI PIT 8253.....	68
4.3.3 PROGRAM INTERUPSI.....	69
4.4 SUBMENU MONITORING SINYAL ECG.....	73
4.4.1 SMOOTHING SINYAL ECG.....	74
4.4.2 ANALISA ARRHYTHMIA.....	74
4.5 ANALISA SINYAL ECG.....	79
4.5.1 ANALISA KOMPONEN ECG	79
4.5.1.1 DETEKTOR QRS.....	80
4.5.1.2 ANALISA GELOMBANG P,Q,R,S,T.....	82
4.6 RESPON FRKWENSI DATA ECG.....	84
BABV PENGUJIAN DAN PENGUKURAN.....	88
5.1 PENGUKURAN DAN PENGUJIAN ALAT.....	88

5.2 PENGUKURAN DAN KALIBRASI.....	89
5.2.1 PENGUKURAN DAN KALIBRASI PENGOLAH SINYAL ANALOG.....	89
5.2.2 PENGUKURAN DAN KALIBRASI ADC.....	92
5.2.3 MONITORING SINYAL ECG.....	92
5.2.4 MONITORIG RESFON FREKWENSI SINYAL ECG.....	96
BAB VI PENUTUP.....	95
6.1 KESIMPULAN.....	95
6.2 SARAN-SARAN.....	96
DAFTAR PUSTAKA.....	97
LAMPIRAN	
1.1 Rangkaian Lengkap.....	100
1.2 Spesifikasi Telemetry HP 78100A-78101A.....	109
1.3 Spesifikasi Batas Normal Komponen ECG.....	113
1.4 Listing Program.....	117

DAFTAR GAMBAR

	HALAMAN
Gambar 2.1 : Lokasi Elektroda.....	8
Gambar 2.2 : Gambaran Fisis Ruang-Ruang Pada Jantung.	9
Gambar 2.3 : Gambaran Elektrofisis Jantung.....	10
Gambar 2.4 : Polarisasi, Depolarisasi dan Repolarisasi Pada Serabut otot.....	14
Gambar 2.5 : Komponen Sinyal ECG.....	18
Gambar 2.6 : Pembakuan Skala Sumbu Vertikal dan Horizontal.....	22
Gambar 2.7 : Gangguan Dalam Perekaman Sinyal ECG.....	23
Gambar 2.8 : Macam-macam Elektroda.....	25
Gambar 2.9 : Hantaran Bidang Frontal.....	27
Gambar 2.10 : Hantaran Dada/Precordial.....	28
Gambar 2.11 : Catastrophic Arrhythmia.....	36
Gambar 2.12 : Premonitory Arrhythmia.....	37
Gambar 3.1 : Diagram Blok Perangkat Keras.....	41
Gambar 3.2 : Diagram Blok Detektor QRS.....	42
Gambar 3.3 : Rangkaian Paces Reject.....	43
Gambar 3.4 : Rangkaian Band Pass Filter Gelombang-R..	43
Gambar 3.5 : Rangkaian Penyearah Setengah Gelombang..	45
Gambar 3.6 : Rangkaian S/H, Komparator, M.Monostabil 200 ms, dan 50 ms.....	46
Gambar 3.7 : Rangkaian Pembangkit Bunyi Tet..et	

x



MILIK PERPUSTAKAAN
INSTITUT TEKNOLOGI
SEPULUH - NOPEMBER

	dan Flasher.....	47
Gambar 3.8	: Diagram Blok Unit Interface dan Konverter A/D.....	48
Gambar 3.9	: Rangkaian Decoder Alamat.....	50
Gambar 3.10	: Rangkaian Lengkap Unit Interface.....	52
Gambar 3.11	: Diagram Blok Output Sampling 11 bit.....	54
Gambar 3.12	: Rangkaian Penambah Tegangan Offset.....	55
Gambar 3.13	: Rangkaian sample and Hold.....	56
Gambar 3.14	: Rangkaian Komparator dan Rangkain Referensi.....	58
Gambar 3.15	: Rangkaian Penguat Instrumentasi.....	59
Gambar 3.16	: Rangkaian Proteksi.....	60
Gambar 3.17	: Rangkaian ADC 0809 dan Rangkaian Referensi.....	62
Gambar 3.18	: Rangkaian Display Beat per Menit.....	63
Gambar 3.19	: Rangkaian Catu Daya.....	64
Gambar 4.1	: Flowchart Perangkat Lunak Sistem.....	66
Gambar 4.2	: Flowchart Program Interupsi.....	71
Gambar 4.3	: Flowchart Algoritma Reduksi Data Turning Point.....	73
Gambar 4.4	: Flowchart Algoritma Untuk Mendeteksi Arrhythmia.....	76
Gambar 4.5	: Flowchart Analisa Komponen ECG.....	85
Gambar 4.6	: Flowchart "Smoothing" Data ECg.....	86
Gambar 4.7	: Flowchart Response Frekwensi Data ECG.....	87

Gambar 5.1	: Pengukuran Penguatan Pengolah Sinyal Analog.....	89
Gambar 5.2	: Pengukuran Noise Pengolah Sinyal Analog	89
Gambar 5.3	: Pengukuran CMMR Pengolah Sinyal Analog.	90
Gambar 5.4	: Pengukuran BandWidth Pengolah Sinyal Analog.....	90
Gambar 5.5	: Blok Diagram Hubungan Perangkat Keras dan Pasien.....	93
Gambar 5.6	: Tampilan Monitoring Data ECG.....	93
Gambar 5.7	: Tampilan Hasil Analisa Komponen ECG.....	94

DAFTAR TABEL

	Halaman
3.1 Tabel Dekoder Alamat.....	50
5.1 Tabel Pengukuran dan Pengujian ADC.....	92

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 LATAR BELAKANG

Dengan semakin pesatnya perkembangan teknologi biomedika pada saat ini, telah ditemukan alat pendeteksi sinyal denyut jantung, sehingga dengan mengetahui kelainan sinyal denyut jantung penderita, memungkinkan mencegah lebih dini akibat yang paling buruk. Alat memonitor sinyal ECG yang ada saat ini antara pasien dan monitor pendeteksi terhubung menjadi satu, selama melakukan monitoring. Dengan adanya Telemetryng System HP 78100A - 78101A memungkinkan memonitor dari jarak yang cukup jauh misalnya ke pusat komputer pengolah data sinyal ECG, merekam dan menganalisa kelainan-kelainan yang terjadi. Karena Telemetryng system ini tidak dilengkapi dengan alat monitor dan deteksi *arrhythmia* serta perekam yang dapat menganalisa kelainan yang terjadi, maka dari itu diperlukan suatu alat interface yang dapat merekam dan menganalisa sinyal ECG dari Telemetryng System, sehingga dapat mengetahui kelainan-kelainan yang terjadi, lebih lanjut diharapkan dapat

mencegah kemungkinan terburuk yang terjadi pada pasien.

Mengingat pentingnya sinyal ECG ini dalam melacak secara dini tentang adanya kelainan pada jantung, maka peranan suatu sistem instrumentasi yang dapat menganalisa sinyal ECG adalah sangat besar.

Proses untuk menganalisa data sinyal ECG ini tentu akan sangat membantu hipotesa para ahli medis dalam mendiagnosa penyakit pasien. Analisa dan diagnose dari pengamatan sinyal ECG ini adalah suatu pekerjaan yang rumit, dan mungkin hanya dokter ahli penyakit jantung saja yang dapat melakukannya. Diagnose suatu penyakit kelainan jantung akan dapat dengan lebih mudah dan lebih cepat dilakukan dengan bantuan suatu peralatan pemantau sinyal ECG. Untuk itulah penulis mencoba untuk mengembangkan peralatan pemantau sinyal ECG dari Telemetryng system 78100A dan & 78101A dari *hawlet Package*, sehingga dapat menganalisa komponen-komponen sinyal ECG. Dimana *monitoring* dan analisa komponen sinyal ECG ini digunakan komputer IBM PC kompatibel sebagai basis sistem.

1.2 PERMASALAHAN

Untuk dapat memonitor, mendeteksi *arrhythmia*, merekam dan menganalisa sinyal ECG dari Telemetryng System maka diperlukan alat yang dapat mengkonversikan sinyal analog ke digital yang selanjutnya diinterfacekan

ke komputer. Lebih lanjut, *software* dapat dibuat fleksibel dalam menentukan batasan parameter-parameter yang diperlukan untuk menganalisa sinyal ECG tersebut. Sehingga dengan mengetahui kelainan-kelainan yang terjadi, diharapkan dapat mencegah kemungkinan terburuk yang terjadi.

1.3 TUJUAN

Merencanakan suatu alat interface dari Telemetryng System ke komputer IBM PC, sehingga data sinyal ECG dapat dimonitor dan dianalisa dari jarak yang cukup jauh. Pengembangan lebih lanjut data sinyal ECG ini dapat dihubungkan ke pusat komputer pengolah data sinyal ECG, sehingga diagnosa penyakit pasien oleh para ahli medis menjadi lebih akurat.

1.4 METODOLOGI

Metodologi untuk pembuatan tugas akhir ini adalah sebagai berikut :

Mula-mula dilakukan studi mengenai *telemetryng system* yaitu cara pemakaiannya, sehingga dihasilkan data sinyal analog dari *receiver*. Kemudian dilanjutkan studi literatur mengenai sinyal ECG yaitu hal-hal yang perlu diperhatikan dalam menganalisa data sinyal ECG. Studi lapangan di RS Dokter Soetomo, jln. Darmawangsa No. Surabaya.

Selanjutnya perencanaan dan pembuatan perangkat keras yang diikuti dengan mengumpulkan data sheet serta pemilihan komponen, sesuai yang ada dipasaran. Kemudian dilanjutkan dengan perencanaan dan pembuatan software untuk menunjang kerja sistem.

Langkah selanjutnya dilakukan uji coba terhadap kerja sistem. Kemudian diikuti dengan penyusunan laporan.

1.6 SISTEMATIKA PEMBAHASAN

Untuk mempermudah pemahaman terhadap buku laporan tugas akhir ini disusun dengan sistematika sebagai berikut :

BAB I : Pendahuluan, yang berisikan latar belakang, permasalahan, tujuan, metodologi, sistematika pembahasan, dan relevansi.

BAB II : Teori Penunjang, menguraikan tentang, uraian singkat mengenai Telemetryng System, pemahaman struktur fisis dari elektrokardigrafis jantung, kemudian tentang proses terjadinya sinyal ECG serta unsur-unsur yang perlu diketahui dalam pembacaan sinyal ECG ini.

BAB III: Perencanaan dan Pembuatan Perangkat Keras, yang diawali dengan perencanaan diagram blok perangkat keras, realisasi rangkaian diikuti dengan pemilihan komponen sesuai dengan yang ada dipasaran

BAB IV : Perencanaan Dan Pembuatan Perangkat

Lunak, perangkat lunak ini menggunakan bahasa pemrograman Turbo Pascal versi 6.0 dari Borland International Inc.

BAB V : Pengujian Dan Pengukuran perangkat keras serta kalibrasi rangkaian analog.

BAB VI : Kesimpulan dan Saran, yang berisi kesimpulan serta saran-saran yang berguna untuk pengembangan lebih lanjut perangkat keras/lunak dalam menganalisa data ECG.

1.6 RELEVANSI

Dengan menginterfacekan Telemetryng System ke komputer IBM PC dan mengolah data hasil pengukuran diharapkan dapat memonitor dan mendeteksi arrhythmia data ECG secara real time, serta dapat merekam data ECG yang dilain waktu dapat dilihat dan menganalisa komponen sinyal ECG yang tersimpan tersebut.

Diharapkan alat ini dapat membantu ahli medis dalam menentukan hypotesa dan diagnosa penyakit jantung pasien.

BAB II

TEORI PENUNJANG

2.1 TELEMETRYNG SISTEM 78100A-78101A

Dalam perencanaan perangkat keras sistem, data analog diambil dari *Receiver* 78101A, yang merupakan bagian dari sistem *Telemetry Transmitter* 78100A - *Telemetry Receiver* 78101A dari *Hewlett Packard*.

Hewlett Packard telemetryng sistem terdiri dari sebuah transmitter dengan ukuran kecil, yang bisa dimasukkan ke saku, model 78100A dan *receiver* model 78101A, serta sebuah external antena, model 14094A.

Dalam aplikasinya, Transmitter dibawa oleh pasien, dimasukkan dalam saku. Tiga buah elektroda ditempelkan pada tubuh pasien sehingga menghasilkan sinyal ECG. Sinyal ini kemudian dikuatkan dan dikirimkan melalui gelombang radio ke *receiver*. Transmitter tidak memiliki kontrol, diaktifkan dengan memasukkan baterai dan meng-off-kan dengan mengambil baterainya.

Receiver akan mentranslasikan sinyal radio yang diterima ke dalam bentuk gelombang sinyal ECG. Output sinyal ECG dari *receiver* bisa dipilih dari 1 mV, 50 mV, dan 1 V dengan memilih *switch internal* pada *receiver*.

Kondisi *inoperative* yaitu jika pasien berada diluar range jarak maksimum yang diijinkan, atau jika satu atau lebih elektroda lepas dari tubuh pasien, atau jika bateray pada sistem *telemetry* perlu diganti maka secara otomatis LED tanda *inoperative* akan menyala pada bagian depan dari panel *receiver*.

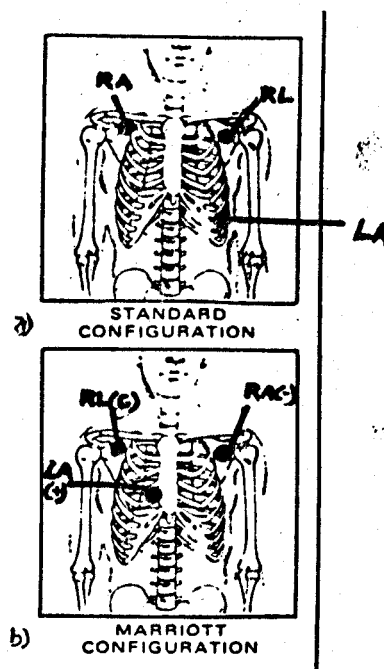
Telemetry 78100A-78101A ini bekerja pada frekwensi 467,850 MHz pada channel 4.

Lokasi standard elektroda yang dianjurkan adalah :

- RA (elektroda yang ditandai dengan ujungnya berwarna putih) diletakkan mendekati bagian bawah tulang selangka sebelah kanan.
- RL (elektroda yang ditandai dengan ujungnya berwarna hijau) diletakkan mendekati bagian bawah tulang selangka sebelah kiri.
- LA elektroda yang ditandai dengan ujungnya berwarna hitam) diletakkan antara tulang iga ke 6 dan ke 7 disebelah kiri.

Lokasi elektroda alternatif yang dianjurkan adalah :

- RA (warna putih) diletakkan mendekati bagian bawah tulang selangka sebelah kiri.- RL (warna hijau) diletakkan mendekati bagian bawah tulang selangka sebelah kanan.
- LA (warna hitam) diletakan pada *sternum*, antara tulang ke 4 dan ke 5.



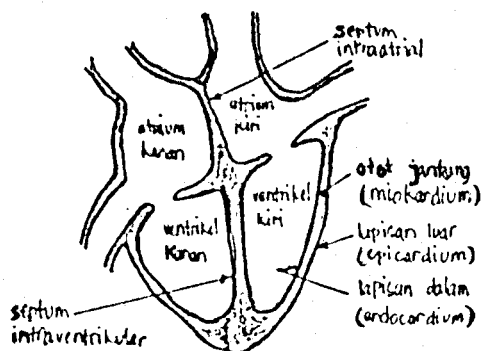
Gambar 2.1 a) lokasi elektroda standard.¹
b) lokasi elektroda alternatif.

2.2 JANTUNG

Jantung dalam tubuh manusia berfungsi untuk memompa darah yang mengandung oksigen ke seluruh sistem sirkulasi. Sistem sirkulasi ini terbentuk dari saluran-saluran pembuluh nadi (arteri) pembuluh balik (vena), dan pembuluh kapiler. Jantung secara fisis terdiri dari empat buah ruang, yaitu dua buah ruang atrium (serambi) dan dua buah ventrikel (bilik). Ruang ini diisi oleh darah pada saat ekspansi dan dikosongkan pada saat kontraksi. Terjadinya kontraksi pada dinding ventrikel ini dikenal dengan istilah sistole, kemudian diikuti oleh proses ekspansi pada dinding ventrikel yang dikenal dengan

¹) ... Operating Manual Telemetry Transmitter 78100A
Telemetry Receiver 78101A

istilah diastole, dan dilanjutkan dengan proses istirahat, setelah masa istirahat kemudian jantung kembali mengalami sistole dan diastole dan seterusnya. Bagian-bagian fisis jantung secara sederhana dapat dilihat pada Gambar 2.2.



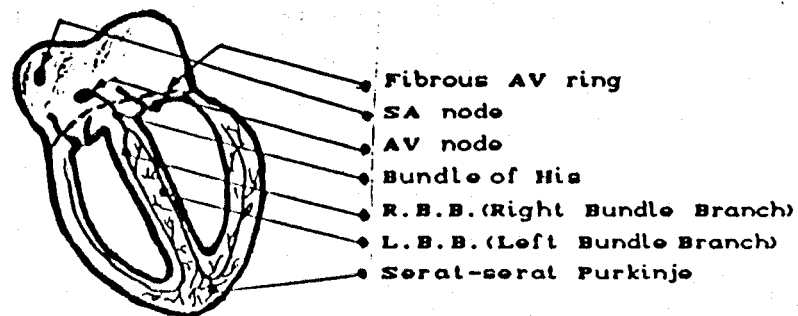
Gambar 2.2
Gambaran Fisis Ruang-Ruang Pada Jantung

Dari segi fisis, jantung terbagi menjadi empat ruang. Akan tetapi secara elektrofisiologis, jantung hanya terdiri dari dua bagian, yaitu bagian yang dibentuk oleh atrium (kiri dan kanan) dan bagian yang dibentuk oleh ventrikel (kiri dan kanan). Dua buah atrium sebagai satu unit elektrofisiologis disebut sebagai *ruang biatrial* sedangkan dua buah ventrikular disebut sebagai *ruang biventrikular*. Kedua ruang elektrofisiologis ini dipisahkan satu dengan lainnya oleh suatu penghambat

konduksi listrik yang terbentuk oleh *cincin serabut atrioventrikular* (fibrius AV ring). Komunikasi yang menembus penghalang konduksi ini, dalam keadaan normal, hanya memungkinkan dilakukan oleh suatu sistem konduksi yang dibentuk oleh jaringan yang terdiri dari :

- simpul atrioventrikular (AV node),
- berkas His (Bundel of His) dengan cabang berkas kanan (right bundle branch, R.B.B) dan cabang berkas kiri (left bundle branch, L.B.B.),
- serabut-serabut purkinje

Melalui sistem konduksi diatas, rangsangan listrik yang berasal dari SA node disebarkan ke seluruh dinding ventrikel kanan dan kiri serta ke jaringan ventrikel kanan dan kiri seperti terlihat pada gambar 2.3.



Gambar 2.3

Gambaran Elektrofisiologis Jantung.

Dalam sistem sirkulasi, pada saat jantung mengalami sistole dalam satu siklus, ruang-ruang pada jantung ini berkontraksi untuk memompa darah keluar.

Kontraksi yang terjadi pada otot jantung ini karena adanya rangsangan listrik pemacu yang berasal dari suatu daerah jaringan khusus di dinding atrium kanan jantung. Jaringan yang dikenal sebagai simpul sinoatrial (SA node) ini menghasilkan pulsa-pulsa listrik secara periodik dengan frekwensi antara 60 sampai 80 kali per menit dalam kondisi normal. Rangsangan pulsa pemacu dari SA node ini menyebar ke seluruh dinding atrium hingga mencapai daerah jaringan khusus lain yang dikenal sebagai simpul atrioventrikular (AV node). Fungsi dari simpul AV ini adalah untuk menunda pemacuan pulsa agar darah dapat terlebih dahulu mencapai ventrikel disebelah bawah atrium, sebelum rangsangan listrik diteruskan ke dinding ventrikel. Dari simpul AV, rangsangan ini akan dirambatkan, menembus penghambat konduksi fibrius AV ring, ke daerah ventrikel melalui jaringan yang disebut bundle of His dan cabang-cabangnya serta serat-serat purkinje. Di sini pulsa listrik ini menyebabkan kedua dinding ventrikel berkontraksi untuk memompa darah ke seluruh tubuh dan paru-paru.

Butir-butir darah merah yang mengandung oksigen dan zat-zat makanan dipompakan ke seluruh tubuh oleh jantung. Jika jantung tidak berfungsi dengan baik, jumlah zat-zat makanan dan oksigen yang disebar keseluruh tubuh akan berkurang dan menyebabkan tidak sempurnanya sel-sel tubuh. Jika suatu saat jantung berhenti bekerja,

maka seluruh sel tubuh akan mati, yang juga berarti kematian si penderita. Oleh karena itu penyakit kelainan jantung merupakan salah satu penyebab kematian terbesar. Salah satu cara untuk mengamati keadaan jantung adalah dengan mengamati sinyal-sinyal yang ditimbulkan oleh aktivitas listrik otot-otot jantung, seperti yang telah diuraikan diatas. Pulsa-pulsa listrik pada sel-sel otot semacam ini disebut biopotensial listrik. Biopotensial listrik otot jantung dikenal sebagai sinyal *elektrokardiogram* (ECG).

Sinyal Elektrokardiogram dapat memberikan berbagai macam informasi yang dapat menjelaskan kondisi jantung pasien. Suatu instrumentasi yang dapat membaca dan menampilkan serta menganalisa irama sinyal ECG akan sangat berguna bagi para ahli medis untuk melakukan pengobatan yang sesuai. Dari instrumentasi elektrokardiografi, dapat diketahui beberapa kondisi jantung, misalnya :

- kecepatan denyut jantung (*heart Rate*).
- adanya kelainan irama jantung.
- adanya kelainan atau kerusakan otot jantung.

2.3 SINYAL ELEKTROCARDIOGRAM (ECG)

Sinyal elektrokardiogram timbul akibat adanya aktifitas listrik pada sel-sel jantung. Gejala listrik yang terjadi pada otot-otot jantung, yang berasal dari

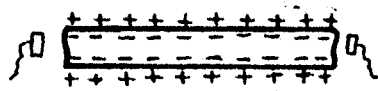
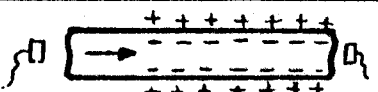

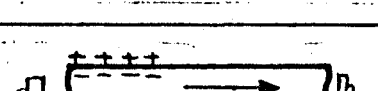
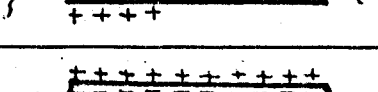
daerah SA node, tersebar ke seluruh jaringan otot sampai ke permukaan kulit tubuh. Gejala listrik ini dapat dibaca dengan suatu sistem instrumen elektrokardiografi.

2.3.1 Proses Terjadinya Sinyal Elektrokardiogram

Sel-sel otot, yang disebut serabut otot karena sel ini berbentuk panjang, terbungkus didalam suatu selaput pembungkus sel atau dinding sel. Jika otot dalam keadaan tenang, permukaan luar dinding sel ini akan bermuatan listrik positif (+), sedangkan disebelah dalamnya bermuatan listrik negatif (-) yang besarnya sama dengan muatan listrik di permukaan luar. Keadaan ini disebut sebagai keadaan *polarisasi*. Keadaan polarisasi ini terjadi karena adanya permeabilitas selaput sel otot. Pada keadaan ini, potensial listrik pada seluruh permukaan otot adalah sama. Jika pada ujung-ujung serabut otot ini dipasang dua buah elektroda, maka dalam keadaan polarisasi, pengukuran beda potensial antara kedua elektroda menunjukkan garis nol atau disebut sebagai *garis iso-elektris* (gambar 2.4.a).

Bila suatu saat terjadi rangsangan listrik pada salah satu jantung serabut otot, maka terjadi perubahan permeabilitas pada selaput sel. Perubahan permeabilitas ini menyebabkan berkurangnya daya pemisahan muatan listrik pada permukaan listrik dan bagian dalam selaput sel tersebut, sehingga muatan-muatan listrik itu saling

meniadakan. Keadaan ini disebut sebagai keadaan *depolarisasi*. Pada awal depolarisasi, terjadi perbedaan potensial pada serabut sel. Setelah proses depolarisasi selesai maka pada seluruh permukaan selaput otot tidak terdapat muatan listrik, sehingga kembali tercapai keadaan iso-elektrik (Gambar 2.4 b-c). Serabut otot yang telah di-depolarisasi-kan akan mengalami perubahan berupa kontraksi otot. Setelah selesai berkontraksi, maka terjadi proses selanjutnya yang disebut sebagai proses repolarisasi.

KETERANGAN	MUATAN PADA SERABUT OTOT	DEPLEKSI POTENSIAL
A. Polarisasi Sel		—
B. Awal Polarisasi		↗
C. Depolarisasi selesai otot siap kontraksi		⏏
D. Awal Repolarisasi setelah kontraksi otot		⏏↘
E. Repolarisasi selesai Kembali ke keadaan tenang / polarisasi		⏏

Gambar 2.4 ¹

Polarisasi, Depolarisasi dan Repolarisasi
pada Serabut Otot

¹H. Harold Friedman, M.D. Diagnostic Electrocardiography And
Vectorcardiography Mc Graw-Hill Book Company. Hal 7

Dalam proses repolarisasi, muatan listrik pada serabut otot, secara berangsur-angsur akan disusun kembali seperti semula, yaitu permukaan luar selaput otot bermuatan positif dan permukaan dalam bermuatan negatif. Pada serabut otot biasa, proses repolarisasi dimulai pada tempat yang lebih lama mengalami depolarisasi. Atau dengan kata lain arah repolarisasi sama dengan arah depolarisasi (Gambar 2.4 d-e). Jika proses repolarisasi telah merata pada seluruh sel serabut otot maka keadaan kembali seperti otot sebelum menerima rangsangan, yaitu keadaan polarisasi, yaitu dengan beda potensial yang sama pada ujung-ujung serabut (iso-elektrik).

Pada otot biasa, seperti contoh pada Gambar 2.4, depolarisasi dan repolarisasi dimulai pada tempat yang sama dan arah rambatan yang sama. Pada gambar terlihat jika arah depolarisasi dan repolarisasi sama, maka beda potensial pada ujung-ujung serabut memberikan defleksi yang berlawanan arahnya (depolarisasi menunjukkan defleksi positif, sedangkan repolarisasi menunjukkan arah negatif). Jika arah rambatan depolarisasi dan repolarisasi berlawanan, maka arah defleksi biopotensial akibat proses depolarisasi dan repolarisasi ini akan sama. Arah rambatan listrik ini bergantung pada jenis serabut otot, akan tetapi besarnya beda potensial (amplitude defleksi) pada semua sel otot adalah sama dan tidak bergantung pada cara ataupun besarnya rangsangan

listrik. Akan tetapi bentuk defleksi biopotensial yang terbentuk karena proses depolarisasi berbeda dengan yang terbentuk karena proses repolarisasi. Defleksi karena proses depolarisasi biasanya memiliki amplitude yang lebih besar dan berlangsung dalam waktu yang lebih singkat dibandingkan dengan defleksi karena repolarisasi.

Kontraksi pada otot jantung juga disebabkan timbulnya rangsangan listrik yang menyebabkan terjadinya proses depolarisasi dan repolarisasi. Akan tetapi otot jantung, khususnya pada daerah miokardium vertikal memiliki susunan serabut otot yang lebih kompleks dari pada serabut otot biasa. Pada miokard dinding vertikal, rambatan repolarisasi dan depolarisasi tidak hanya menjalar dari serabut yang satu ke serabut yang lain, melainkan juga melalui jaringan khusus yang tersusun atas AV node, bundle of his, dan serat purkinje. Agar penyebarannya dapat lebih cepat dan merata, oleh karena itu defleksi biopotensial jantung yang disebabkan oleh proses depolarisasi ventrikel, dapat berupa suatu defleksi multifasis dan dinamakan sebagai kompleks QRS.

Defleksi elektrokardiogram, yang terjadi karena proses depolarisasi dan repolarisasi pada otot jantung, bentuknya berbeda-beda sesuai dengan letak elektroda yang digunakan. Tetapi secara umum, terbentuknya sinyal ECG ini dapat dijelaskan berdasarkan urutan fasa depolarisasi dan repolarisasi otot jantung dalam siklus kerja jantung.

2.3.2 Komponen Sinyal ECG

Komponen dasar sinyal ECG terdiri dari gelombang P, kompleks QRS, gelombang T, dan kadang kala masih diikuti oleh gelombang U. sesudah itu nampak garis iso-elektris yang menggambarkan masa istirahat miokardium sebelum terjadi lagi gelombang P. Besar amplitude dan waktu pada masing-masing komponen ini berbeda-beda sesuai dengan perletakan elektroda serta kondisi dan situasi si-pasien. Meskipun demikian sifat-sifat umum dari ECG ini dapat didekati. Komponen-komponen sinyal ECG (gambar 2.5) ini adalah :

GELOMBANG P :

Gelombang ini timbul karena repolarisasi atrium kanan dan kiri, dan dapat berupa defleksi positif, negatif ataupun bifasis. Amplitude maksimum adalah 0.25mV sedangkan waktu maksimum adalah 0,1 detik.

SEGMENT P R (P Q) :

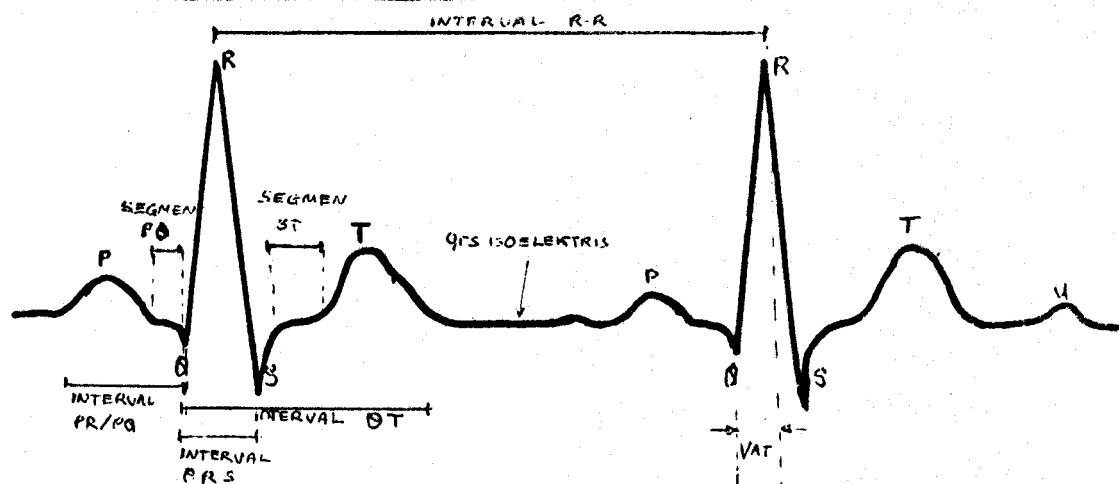
Segmen PR (jika gelombang QRS dimulai dengan R) atau segmen PQ (jika kompleks QRS dimulai dengan Q) adalah garis iso-elektrik yang terbentuk dari akhir gelombang P sampai awal kompleks QRS.

KOMPLEKS Q R S :

Kompleks QRS menggambarkan depolarisasi kedua ventrikel, biasanya defleksi multifasis, dapat terdiri dari defleksi Q, defleksi R, dan defleksi



MILIK PERPUSTAKAAN
INSTITUT TEKNOLOGI
SEPULUH - NOPEMBER



Gambar 2.5
Komponen sinyal ECG

S. Defleksi Q adalah defleksi negatif pertama sesudah P yang normalnya beramplitude lebih kecil dari 0,2 mV dan dengan waktu kurang dari 0.03 detik. Defleksi R adalah defleksi positif pertama sesudah P. Defleksi S adalah defleksi negatif sesudah defleksi R. Jika sesudah Q tidak ada R, maka S sama dengan Q, sehingga disebut sebagai defleksi QS. Waktu kompleks QRS normal adalah 0,1 detik, sedangkan amplitudanya berkisar 0,5 sampai 2,5 mV, tergantung dari sistem lead.

S T JUNCTION dan SEGMENT S T :

ST junction adalah titik peralihan dari kompleks QRS ke segment ST, sedangkan segmen ST adalah bagian yang biasanya iso-elektrik mulai dari ST junction sampai ke awal gelombang T. Jika segmen

ST letaknya diatas garis iso-elektris, disebut elevasi ST, sedangkan jika dibawah iso-elektris, disebut depresi ST. Elevasi dan depresi ST sampai batas tertentu masih dapat dianggap normal.

GELOMBANG T :

Defleksi T menggambarkan repolarisasi ventrikel kanan dan kiri, dan dapat berupa defleksi positif, negatif atau bifasis. Dalam keadaan normal, amplituda T tidak sebesar amplitude kompleks QRS. Sebelum kita dapat membaca serta menganalisa sinyal ECG, terlebih dahulu harus kita kenal beberapa istilah yang berhubungan dengan interval waktu pada komponen-komponen sinyal ECG ini. Beberapa interval waktu yang penting dalam suatu elektrokardiogram adalah :

INTERVAL R R :

Adalah waktu yang terjadi antara dua puncak R yang berurutan, yang menggambarkan selang waktu antara dua siklus kardiak. Dari interval R-R ini dapat dihitung kecepatan denyut jantung per menit. Jika interval R-R tidak selalu sama dalam selang waktu tertentu, kadang-kadang perlu dihitung kecepatan sistole atrium untuk melihat adanya gejala seperti AV blok, yaitu dengan mengukur waktu antara dua gelombang P yang

berurutan atau disebut sebagai interval P-P.

INTERVAL P-R :

Adalah waktu antara awal gelombang P dengan awal kompleks QRS, merupakan waktu yang dibutuhkan oleh rangsangan pemacu untuk menyebar keseluruh atrium dan simpul AV serta berkas His. Interval PR normal berkisar antara 0,12 sampai 0,2 detik.

V.A.T. (Ventrikel Activation Time) :

Adalah waktu antara awal kompleks QRS sampai terjadinya puncak R, menggambarkan waktu yang diperlukan untuk penyebaran rangsangan listrik keseluruh dinding ventrikel.

INTERVAL Q T :

Adalah waktu antara permulaan kompleks QRS sampai akhir gelombang T, yang menggambarkan waktu yang diperlukan sampai saat depolarisasi ke saat repolarisasi. Interval QT yang terbaca, disebut sebagai aktual QT atau QT_a , dapat terpengaruh oleh keadaan patologis pada miokardium sehingga waktunya terbaca lebih panjang dari seharusnya. Interval QT yang sesungguhnya, disebut sebagai *corrected QT* atau QT_c , lamanya sebanding dengan periode denyut jantung. Menurut rumus BAZETT, hubungan antara periode denyut jantung dengan QT_c adalah sebagai berikut :

$$QT_c = 0,4 \times \sqrt{\text{(interval RR)}}$$

Perbandingan QT_a dan QT_c dinyatakan dengan :

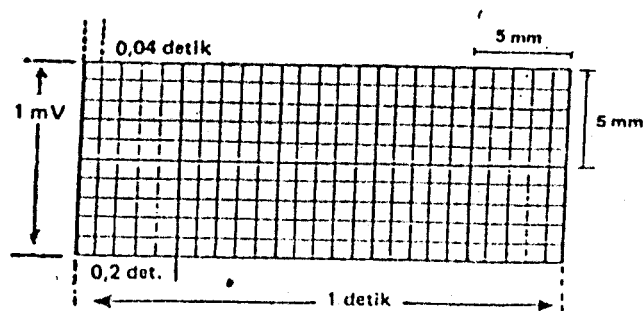
$$\text{ratio QT} = \frac{QT_a}{QT_c}$$

Jika interval QT yang terbaca (QT_a) sama dengan interval QT sesungguhnya (QT_c) maka $\text{ratio QT} = 1$. Indeks ratio QT yang masih dianggap normal adalah jika ratio QT lebih kecil dari 1,08. Dalam keadaan normal, besar nilai interval QT_a maksimal pada lelaki adalah 0,42 detik, sedangkan pada wanita 0,43 detik.

2.3.3 Pembacaan Sinyal ECG

Elektrokardiogram pada umumnya digambarkan pada kertas termal yang berskala. Satuan skala terkecil berukuran 1 mm x 1mm, yang dikelompokkan setiap 5 mm dengan garis yang lebih tebal. Jika kertas bergeser dengan kecepatan 25 mm per detik, berarti tiap milimeter pada sumbu mendatar menunjukkan waktu sebesar 0,04 detik. Sumbu vertikal ditara sehingga untuk sinyal sebesar 1 milivolt akan tergambar defleksi 10 mm, atau berarti tiap milimeter sumbu vertikal menunjukkan amplituda sebesar 0,1 milivolt menjadi 50 mm per detik, maka skala sumbu mendatar menunjukkan waktu 0,02 detik per mm. Dengan standarisasi sumbu vertikal dan horisontal ini, maka amplituda dan waktu dari komponen-komponen sinyal ECG dapat dibaca.

Penyajian sinyal ini tidak selalu pada kertas termal, pada sistem monitoring, sinyal elektrokardiogram



Gambar 2.6

Pembakuan skala sumbu vertikal dan horisontal

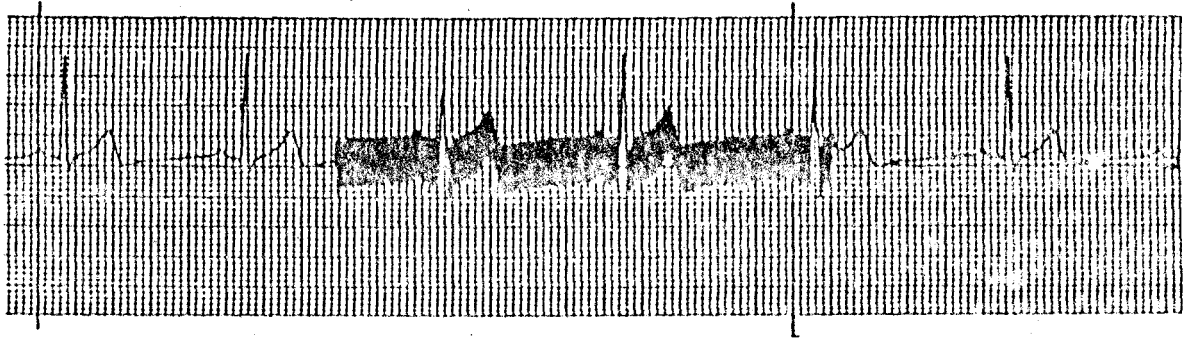
dapat dilihat pada layar monitor dan dapat pula dicetak. Pada penampilan sinyal ECG dengan monitor CRT, sedapat mungkin disesuaikan dengan pembakuan skala seperti pada penampilan kertas termal.

Dalam perekaman sinyal ECG, kadang kala terjadi kelainan bentuk sinyal ECG. Gangguan terhadap perekaman sinyal ECG ini dapat berasal dari interferensi, artifak, atau akibat terjadinya pembebanan lebih pada penguat ECG. Beberapa sumber gangguan terhadap sinyal ECG ini adalah :

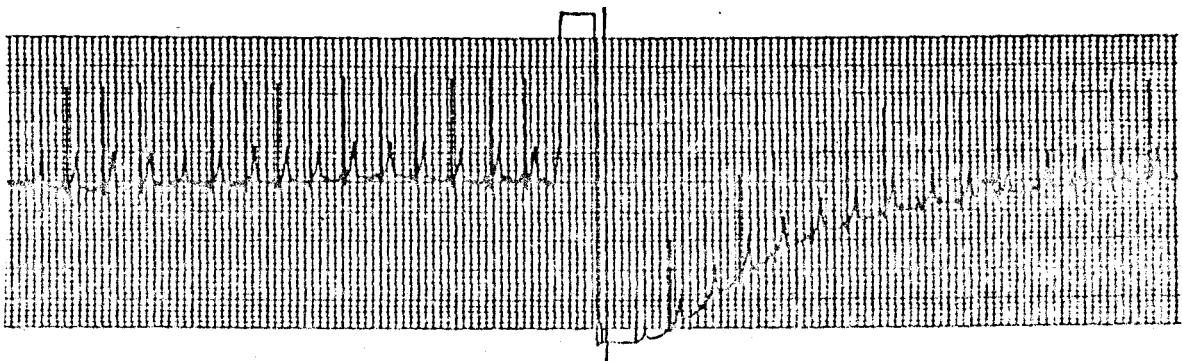
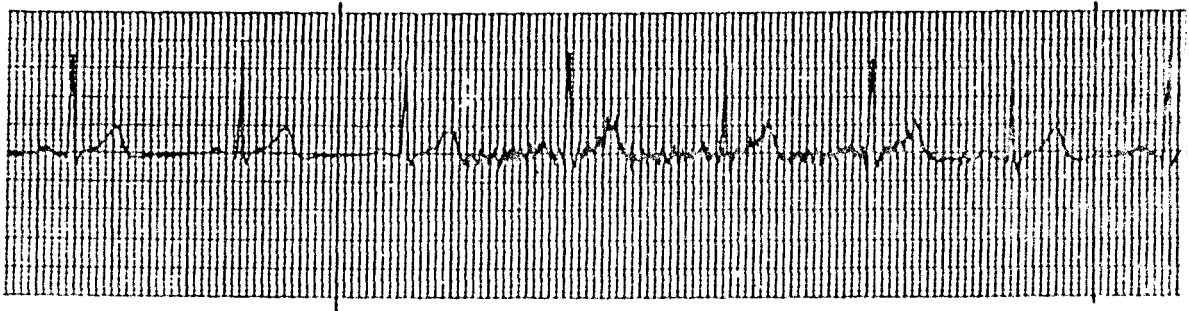
Interferensi

Gangguan berupa interferensi ini berasal dari medan elektromagnetik di sekitar pasien. Sistem interferensi yang paling besar adalah dari sistem jala-jala listrik. Jaringan listrik pada dinding, atap, lantai dan kabel-kabel yang menghubungkan peralatan disekitar ruangan. Sumber interferensi yang lain misalnya radiasi elektromagnetik frekwensi tinggi (RF) yang berasal dari

radio, televisi, peralatan operasi, dan lain-lain.



(a)



(c)

Gambar 2.7 3

Gangguan Dalam Perekaman Sinyal ECG

3, Willis J. Tompkins And John G. Webster EDS, Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentations, hal 15

Artifak

Artifak adalah komponen sinyal ECG yang bukan berasal dari aktifitas listrik pada jantung. Oleh karena itu adanya artifack dapat menyebabkan kesalahan interpretasi pembacaan sinyal ECG. Sinyal elektromyogram dapat menimbulkan artifak.

Pembebanan Lebih

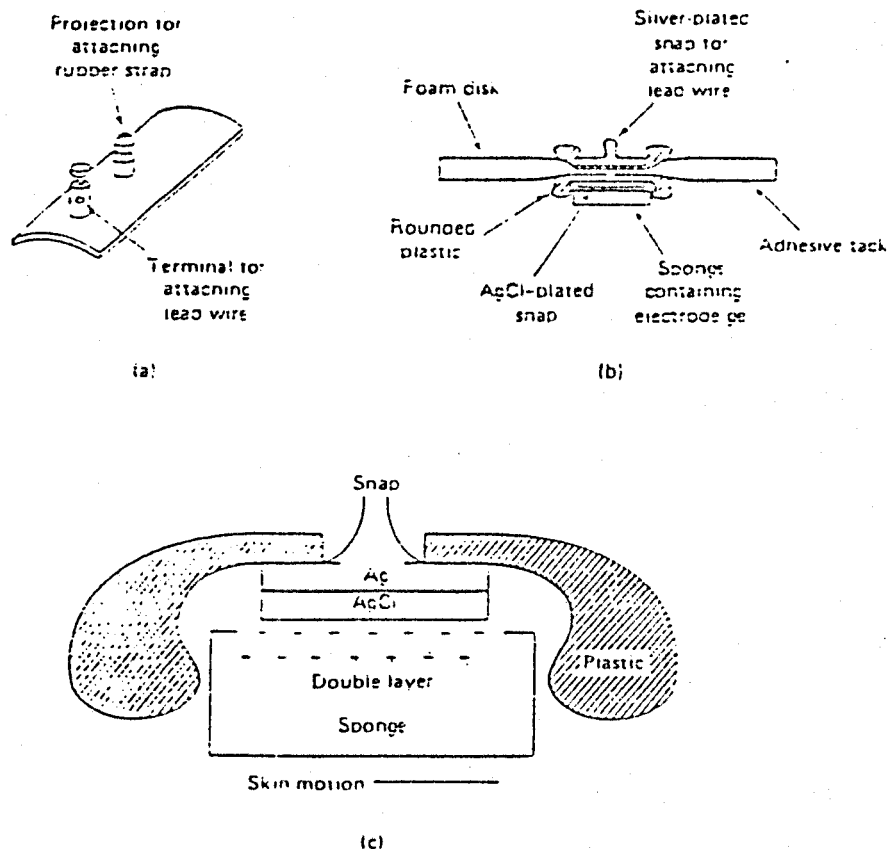
Jika suatu saat terjadi artifak karena pergeseran permukaan kulit, atau karena pemakaian defibrilator, maka kapasitor pada rangkaian filter pelewat frekwensi tinggi akan terisi muatan. Akibatnya penguat akan mengalami saturasi untuk beberapa saat, sehingga menyebabkan hilangnya data untuk beberapa saat (Gambar 2.5c). Oleh karena itu peralatan ECG biasanya dilengkapi dengan suatu tombol reset yang akan segera melepas muatan kapasitor sehingga data segera dapat dibaca lagi.

2.4 ELEKTRODA DAN SISTEM SADAPAN

Cara penempatan elektrode akan mempengaruhi bentuk elektrokardiogram yang terbaca. Dari beberapa data elektrokardiogram yang diambil dengan berbagai sistem hantaran, arah dan besarnya medan listrik yang dihasilkan oleh jantung, medan listrik jantung memiliki besar dan arah ini sering disebut "vektorkardiogram".

Elektroda yang dibutuhkan untuk pengukuran biopotensial ini dapat digolongkan atas elektroda yang

dapat terpolarisasi dan yang tidak dapat terpolarisasi.



Gambar 2.8 Macam-Macam Elektroda ⁴

- a) Elektroda polar berupa pelat metal perak
- b) Elektroda nonpolar berupa pelat metal AgCl
- c) Perekatan elektroda foam-disk pada dada.

Elektroda yang dapat terpolarisasi bersifat seperti sebuah kapasitor. Elektroda pelat metal yang terbuat dari perak memiliki sifat yang mendekati jenis elektroda polar ini (gambar 2.8a). Elektroda ini biasanya diikatkan pada pergelangan tangan dan kaki. Gangguan akibat gerakan otot anggota tubuh dapat terjadi jika menggunakan elektroda

jenis ini, tapi dapat dipakai berulang kali.

Elektroda yang tak dapat terpolarisasi (elektroda nonpolar) memiliki sifat seperti sebuah resistor. Elektroda yang memiliki sifat nonpolar ini adalah elektroda pelat perak (Ag) berlapis perak klorida (AgCl) dengan lapisan pasta elektrolit (gambar 2.8b) Pada gambar 2.8c terlihat bahwa ada dua lapisan muatan listrik yang terjadi antara pelat metal dan dengan pasta elektrolit. Potensial offset yang konstan terjadi karena adanya lapisan penghantar yang baik, yaitu AgCl. Gangguan akibat pergeseran dengan kulit dihindari dengan merekatkan elektroda ini, sedangkan gangguan akibat kontraksi otot dikurangi dengan adanya lapisan pasta elektrolit. Lapisan ini menjaga kestabilan dua lapisan muatan listrik sehingga mengurangi gangguan artifact eletrocardiogram.

2.4.1 SISTEM SADAPAN/HANTARAN ⁵

Pada pembacaan elektrokardiogram, pada umumnya ada 12 macam hantaran yang biasa digunakan untuk pemeriksaan rutin. Kedua belas macam hantaran ini dibedakan menjadi tiga kelompok yaitu :

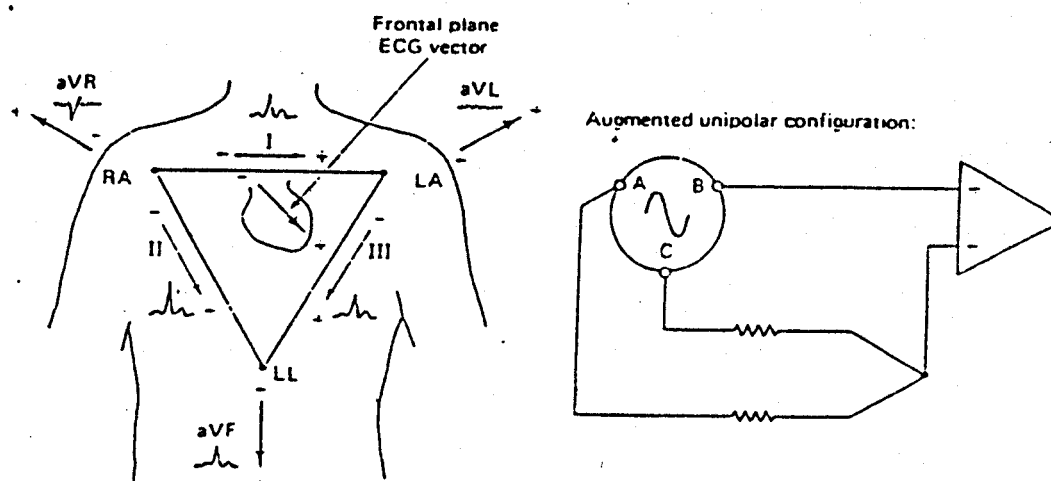
- Hantaran baku (*Standard Lead*) atau hantaran EINTHOVEN, yaitu lead I, II, III.
- Hantaran diperluas (*Augmented Lead*) atau hantaran GOLDBERGER, yaitu lead aVR, aVL, aVF.
- Hantaran Dada (*Precordial Lead*) atau hantaran WILSON,

⁵ Ibid, hal 7

yaitu lead V1, V2, V3, V4, V5 dan V6.

Berdasarkan polaritas ECG yang diamati, hantaran baku disebut sebagai "hantaran bipolar", sedangkan hantaran augmented dan hantaran dada disebut sebagai "hantaran unipolar". Secara elektrofisiologis, berbagai jenis hantaran ini dapat dibedakan menjadi :

- Hantaran bidang frontal yaitu hantaran I, II, III, aVR, aVL, aVF, yang dapat juga disebut sebagai "hantaran ekstimitas" (*extremity leads*).
- Hantaran bidang horisontal yaitu hantaran V1 sampai V6



Gambar 2.9

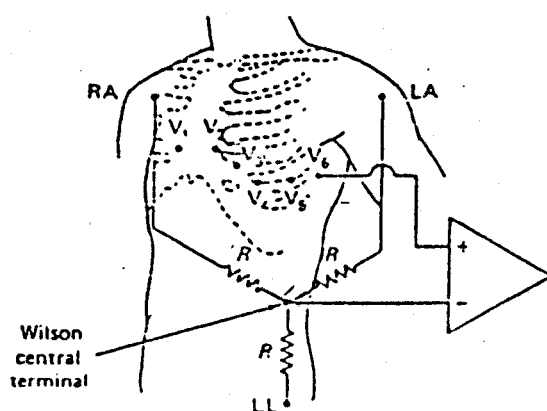
Hantaran Bidang Frontal

Hantaran Bidang Frontal (Ekstrimitas)

Penempatan elektroda untuk hantaran ini dapat dilihat pada gambar 2.9. Titik-titik RA, LA, LL membentuk

segitiga bidang frontal yang disebut dengan "segitiga Einthoven".

Pada hantaran ekstrimitas GOLDBERGER (unipolar), potensial yang dibaca adalah potensial pada salah satu sudut segitiga Einthoven, yang juga berarti potensial rata-rata terhadap dua titik lainnya. Dari gambar 2.9b dapat dijelaskan hasil pembacaan beda potensial oleh penguat ECG, yaitu potensial potensial titik B dikurangi rata-rata potensial A dan C.



Gambar 2.10
Hantaran Dada / Precordial

Hantaran pada bidang Horisontal (Precordial)

Pada hantaran precordial (hantaran WILSON), penempatan elektroda adalah untuk melihat potensial pada dinding dada terhadap terminal pusat ekstrimitas. Pusat

ekstrimitas ini dikenal dengan nama "*Wilson central terminal*" (gambar 2.10). Hantaran dada ini merupakan hantaran unipolar karena rekaman yang dihasilkan menggambarkan potensial listrik pada penempatan elektroda.

Dalam bidang horisontal, hantaran V1 dan V2 menggambarkan potensial pada ventrikel kanan, V3 dan V4 menggambarkan potensial septum ventricularis, sedangkan V5 dan V6 menggambarkan potensial ventrikel kiri.

2.5 ANALISA SINYAL ECG

Dalam prosedur medis langkah pertama yang dilakukan para ahli medis adalah mengumpulkan data klinis pasien. Langkah selanjutnya menganalisa data-data yang telah terkumpul, agar diagnose penyakit dapat ditentukan. Beberapa peralatan elektrokardiografi dapat melakukan sebagian dari proses analisa data ECG ini, seperti menganalisa percepatan denyut jantung, dan analisa beberapa parameter ECG penting lain. Hasil analisa sinyal ECG ini dapat menggambarkan adanya kelainan jantung.

2.5.1 Klasifikasi Kelainan Jantung

Suatu Penyakit kelainan jantung dapat dideteksi dengan menganalisa data sinyal elektrokardiogram. Kelainan yang terjadi pada sinyal elektrokardiogram dapat dibagi dalam dua kelompok, yaitu :

- kelainan pada irama jantung, dan
- kelainan pada bentuk defleksi komponen ECG.

Irama jantung dipengaruhi oleh irama sumber pemacu jantung. Rangsangan pemacu yang dihasilkan oleh sumber pemacu ini menyebar keseluruh dinding atria dan ventrikel sehingga dapat terjadi kontraksi otot-otot jantung. Suatu kelainan pada irama otot jantung ini dapat disebabkan oleh gangguan pada sumber pemacu potensial ataupun pada proses penyebarannya. Kelainan irama jantung ini sering disebut ARITHMIA (*arrhythmia*). Ada beberapa jenis *arrhythmia* yang mungkin terjadi pada penderita penyakit kelainan jantung. Klasifikasi *arrhythmia* ini dapat dibedakan berdasarkan atas dua hal, klasifikasi berdasarkan sumber penyebab terjadinya *arrhythmia*, dan klasifikasi berdasarkan tingkat klinis pasien.

Berdasarkan sumber penyebab terjadinya *arrhythmia* kelainan-kelainan irama jantung ini diklasifikasikan berdasarkan dua golongan yaitu :

1. Kelainan Irama Primer :

adalah *arrhythmia* yang disebabkan oleh terjadinya :

a. Gangguan Formasi Impuls :

- Irama Sinus :

sinus *arrhythmia*, sinus tachycardia, sinus brachycardia.

- Irama Atrial Ektopik :

atrial extrasystole, paroxymal atrial tachycar-

dia, atrial fibrillation, atrial flutter.

- Irama Simpul AV :

AV nodal extrasystole, extrasystolic paroxymal

AV nodal tachycardia, idionodal tachycardia.

- Irama Ventrikular :

ventricular extrasystole, extrasystolic ventricu-

lar tachycardia, idioventricular tachycardia

fibrillation, ventricular parasystole.

b. Gangguan Konduksi Impuls :

SA block, AV block, Wolf Parkison White Syndrome,

Reciprocal rhythm.

2. Kelainan Irama Sekunder :

Adalah *arrhythmia* yang disebabkan oleh kelainan - kelainan irama primer. Kelainan irama sekunder meliputi :

a. Escape Rhythms :

atria escape, AV nodal Escape, Ventricular Escape.

b. AV Dissociation.

c. Phasic Aberrant Ventricular Conduction.

Dalam suatu sistem monitoring elektrokardiograph, klasifikasi kelainan irama jantung (*arrhythmia*) biasanya berdasarkan tingkat klinis dari pasien. Klasifikasi berdasarkan tingkat klinis, dapat digolongkan menjadi :

- Arithmia Catastrophic,

yang menandakan adanya suatu ancaman langsung

terhadap kehidupan pasien, meliputi :

- Extreme Tachycardia
 - Extreme Bradycardia
 - Sinus Arrest
 - Ventricular Fibrillation
 - Asystole
- *Arrhythmia* Premonitory :

Adalah *arrhythmia* yang menunjukkan adanya suatu ancaman serius terhadap pasien, meliputi :

- Prematur Ventricular Contractions (PVCs)
- Interpolated PVCs
- Bigeminy
- Trigeminy
- R-on-T Phenomenon
- Skipped Beat
- Atrial Prematur Beats (APBs)

Selain kelainan pada irama jantung dapat juga dikenali dari adanya kelainan pada defleksi komponen sinyal ECG. Beberapa kelainan yang dapat dilihat dari bentuk defleksi komponen ECG dapat digolongkan menjadi :

- Infark Miocardial
- Blok Cabang-cabang Berkas His
- Hipertropi Ventrikel
- Efek Obat dan Elektrolit
- Kelainan Aktifitas Atria (gelombang P)
- Kelainan Sumbu Jantung

- Hypothermia
- Kelainan interval QT

Untuk medeteksi kelainan-kelainan diatas, perlu pengetahuan tentang batasan-batasan tentang kondisi yang dianggap normal pada pembacaan elektrokardiogram. Batasan-batasan ini sangat bervariasi diantara kardiologis. Pendapat seorang kardiologis belum tentu sama dengan kardiologis yang lain mengenai batasan kondisi normal ini. Oleh karena itu uraian tentang analisa sinyal elektrokardiogram disini sifatnya fleksibel.

2.5.2 Analisa Kelainan Irama Jantung

Irama jantung yang diatur oleh simpul SA, sangat dipengaruhi oleh sistem saraf otonom. Ada dua kelompok serabut saraf otonom yang mengatur irama simpul SA :

- saraf simpatis, sebagai pemercepat.
- saraf parasimpatis, sebagai pemerlambat irama jantung.

Selain simpul SA, rangsangan pemacu potensial dapat juga terjadi pada simpul AV, berkas His, dan serat-serat purkinje. Sumber pemicu selain simpul SA ini disebut sebagai "pemacu ektropik" (ectopic pacemaker).

Masing-masing sumber pemacu potensial ini dapat menghasilkan rangsangan secara terpisah, dengan kecepatan pemacuan pada kondisi normal :

- simpul SA sekitar 70 - 80 denyut per menit.
- simpul AV sekitar 60 denyut per menit.
- berkas His sekitar 50 denyut per menit.
- berkas purkinje sekitar 30-40 denyut per menit

Jadi semakin jauh letak sumber pemacu ektopic ini dari simpul SA, semakin lambat kecepatan pemacunya.

Simpul SA menghasilkan pemacuan dengan laju pemacuan yang paling cepat, hingga denyut jantung praktis hanya diatur oleh pemacu ini saja. Impuls dari simpul SA menyebar sampai ke pemacu ektopic, sehingga terjadi impuls dari pemacu ini sebelum ia siap menghasilkan simpulnya sendiri. Jika terjadi kelainan hingga rangsangan tidak sampai ke pemacu ektopik, pemacu ini akan terpaksa menghasilkan impulsnya sendiri, sehingga pemacu ektopik ini disebut sebagai "pemacu pengganti". Kelainan-kelainan yang terjadi pada formasi impuls maupun pada sistem konduksi impuls ini dapat terbaca dalam gambaran elektrokardiogram, berupa penyimpangan kondisi irama ECG tertentu dari batasan normalnya.

Analisa *arrhythmia* yang biasa dilakukan oleh suatu monitoring elektrokardiograph antara lain :

Bradycardia :

Bradycardia ekstrim adalah suatu penurunan kecepatan denyut jantung secara kritis. Keadaan dikenali jika interval R-R lebih besar dari 1,5 detik (40 beat per menit = 40 bpm) dan jika interval R-R rata-rata (dari

delapan interval R-R yang terakhir) lebih besar dari 1,2 detik (50 bpm).

Tachycardia :

Tachycardia aktrim adalah meningkatnya kecepatan denyut jantung, keadaan ini dikenali dengan analisa sederhana terhadap irama ECG, yaitu bila interval R-R rata-rata lebih kecil dari 0,5 detik (120 bpm).

Asytole dan Ventricular Fibrillation :

Asistole dan fibrilasi ventricular ditandai dengan menghilangnya kompleks QRS selama beberapa saat, yaitu jika kompleks QRS tidak terlihat selama lebih dari 1,6 detik.

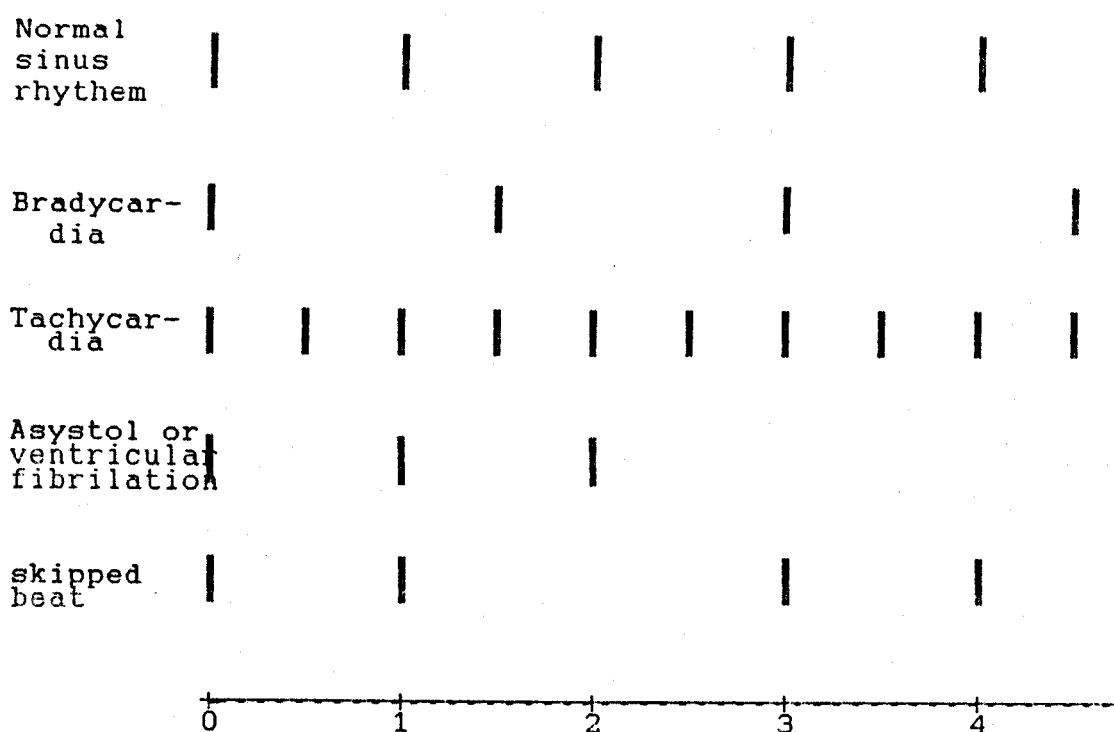
Skipped Beat :

Denyut yang berloncatan dapat dikenali jika interval R ke R hampir sama dengan dua kali rata-rata sebelumnya, dan tidak diikuti oleh suatu denyut prematur. Jika interval R ke R lebih besar dari dua kali rata-ratanya, tetapi interval R ke R ini lebih kecil dari 1,5 detik, berarti terjadi sinus arrest, atau dapat juga terjadi Mobitz tipe I dan tipe II. Skipped ini dapat dikenali jika kondisi seperti diatas terjadi satu kali. Kadang-kadang dapat juga dicari kecepatan terjadinya skipped beat dengan batasan kriteria tertentu.

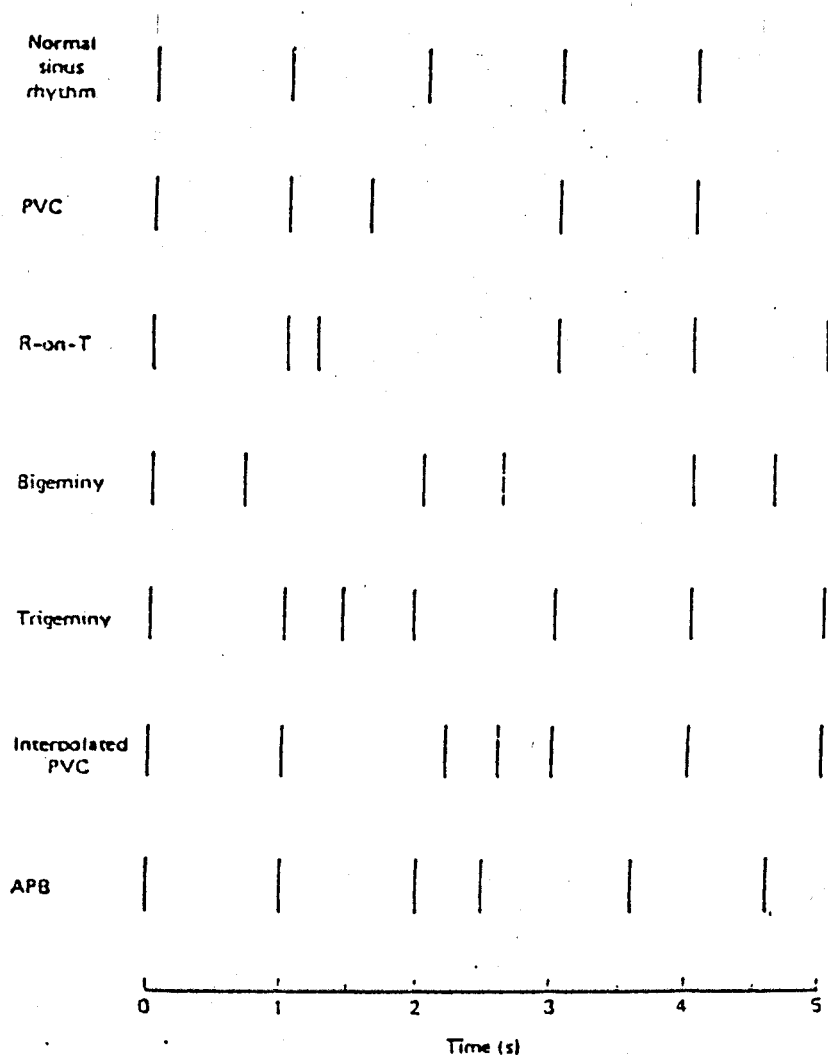
Prematur Ventricular Contraction (PVC) :

PVC dikenali bila terjadi kompleks QRS yang lebar secara prematur, diikuti oleh suatu full compensatory pause (penundaan terkompensasi penuh), dengan gelombang T terbalik, dan tidak ada gelombang P. Pada analisa irama, PVC dideteksi dengan mengenali adanya :

- premature beat (denyut prematur), bila interval R ke R lebih kecil dari 0,9 kali interval R-R rata-rata dan tidak menyatu dengan denyut sebelumnya. Jika ini terjadi nilai interval R-R dan interval R-R rata-rata sebelumnya disimpan oleh peralatan monitor ECG.



Gambar 2.11
Catastrophic Arrhythmia



Gambar 2.12
Premonitory Arrhythmia

- Full Compensatory pause atau penundaan terkompensasi penuh. Pengujian terhadap hasil rekaman ECG yang mengandung PVC menunjukkan bahwa suatu full compensatory pause yang ditambahkan dengan interval R ke R sebelumnya adalah tidak persis sama dua kali interval rata-rata. Dengan demikian, interval R-R sesudahnya dijumlahkan dengan interval R-R yang

disimpan saat prematur nilainya hampir sama dengan dua kali interval rata-rata maka dapat dikenali terjadi full compensatory pause.

R on T Phenomena :

Phenomena R-pada T adalah suatu *arrhythmia* yang sangat berbahaya. Fenomena ini adalah suatu kontraksi ventrikel prematur yang terjadi pada saat repolarisasi ventricular (gelombang T). Disini gelombang T tidak dideteksi, karena hanya dilakukan analisa terhadap irama. Salang waktu terjadinya QRS sampai terbentuknya gelombang T adalah sepertiga dari interval R ke R. Oleh karena itu, apabila suatu interval R-R terjadi dalam waktu kurang dari sepertiga R-R rata-rata, dan diikuti oleh suatu full compensatory pause, dapat dikatakan telah terjadi fenomena R pada T.

Bigeminy :

Bigemini adalah suatu kondisi dimana PVC terjadi secara berkala, yaitu jika setiap denyut normal diikuti oleh satu PVC. Jika dua PVC terdeteksi secara berurutan dalam satu baris, maka menunjukkan terjadinya bigemini.

Trygemini :

Trygemini adalah dimana suatu kondisi dimana suatu denyut normal diikuti oleh dua kali denyut prematur dan satu full-compensatory pause. Pada kasus ini, satu full compensatory pause didefinisikan sebagai : dua

interval R-R terakhir, masing-masing adalah lebih kecil dari 0,9 kali interval R-R rata-rata dan interval R-R terakhir yang ditambahkan dengan dua kali interval R-R sebelumnya adalah hampir sama dengan dua kali interval rata-rata.

Interpolated PVC :

PVC terinterpolasi adalah suatu denyut prematur yang tidak diikuti suatu penundaan terkompensasi. Oleh karena itu, jika interval R-R pada denyut prematur ditambah dengan interval R-R sesudahnya adalah mendekati nilai interval R-R rata-rata, maka terjadi denyut prematur. Interpolated PVC dikenali apabila kondisi seperti ini terjadi sebanyak lebih dari 10 kali/menit.

Atrial Premature Beat (APB) :

APB diidentifikasi dengan adanya suatu denyut prematur yang diikuti oleh suatu compensatory pause. Jika ini terjadi sebanyak 20 kali/menit maka APB dapat diidentifikasi.

BAB III

PERENCANAAN DAN PEMBUATAN PERANGKAT KERAS

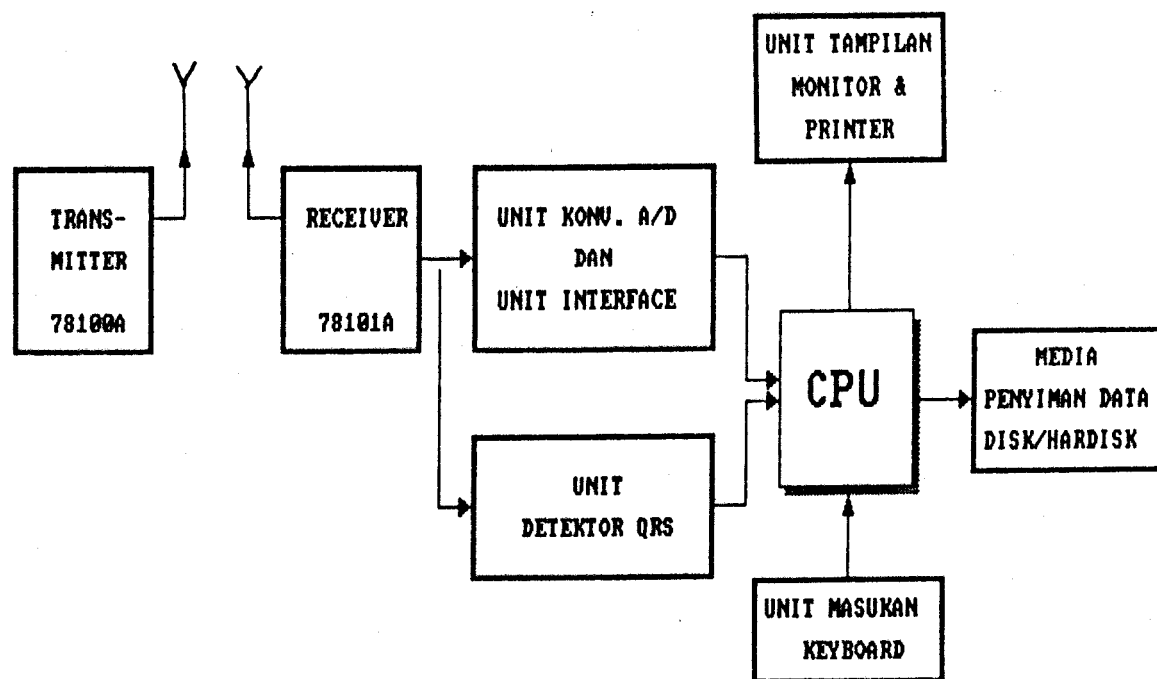
3.1 DIAGRAM BLOK PERANGKAT KERAS SISTEM

Perancangan perangkat keras sistem diawali dengan perancangan diagram blok dari sistem, seperti yang terlihat pada gambar 3.1. Perancangan selanjutnya, masih pada level diagram blok, yaitu dipisahkan menjadi tiga yaitu perancangan unit detektor QRS, dan unit Konverter A/D serta perancangan unit Interface ke komputer IBM PC. Setelah perancangan diagram blok masing-masing unit, maka selanjutnya dilakukan implementasi perangkat keras dengan komponen-komponen yang ada dipasaran.

Secara garis besar uraian dari blok diagram gambar 3.1 adalah sebagai berikut :

Data sinyal ECG diambil oleh transmitter melalui tiga buah elektroda, sinyal ini lalu difilter dan dikuatkan kemudian ditransmisikan melalui gelombang radio. Receiver 78101A mentranslasikan sinyal yang diterima ke sinyal ECG. Sinyal analog dari Receiver ini kemudian dikonversikan ke bentuk data digital melalui unit ADC dan interface ke komputer IBM PC. Data digital ini diolah

dan dianalisa oleh CPU.



Gambar 3.1

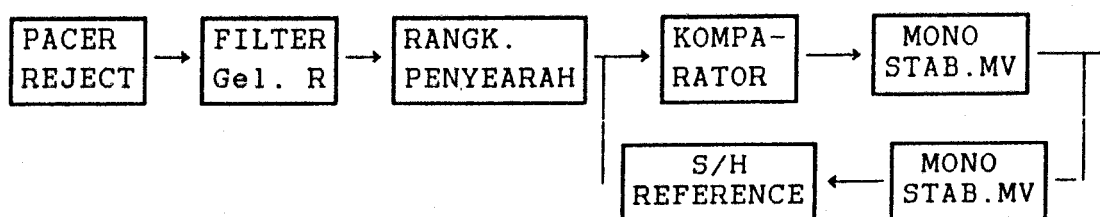
Diagram blok perangkat keras sistem

Melalui monitor tabung CRT sinyal ECG ditampilkan dan bisa dicetak melalui printer serta disimpan pada media penyimpanan disket/hardisk. Melalui masukan dari keyboard, parameter-parameter dalam mendeteksi *arrhythmia* dapat diatur sesuai dengan yang diperlukan.

3.2 PERNCANGAN UNIT DETEKTOR QRS

Bagian ini berfungsi untuk mendeteksi terjadinya kompleks QRS (gelombang R) pada sinyal ECG. Gambar 3.2 adalah diagram blok detektor gelombang R (dikembangkan oleh Voght dan Hallen, NASA, 1964).

Rangkaian *pacer reject* berguna untuk menghilangkan komponen sinyal ECG yang berasal dari alat pacu jantung. agar komponen sinyal ini tidak ikut terdeteksi sebagai gelombang R. Pada rangkaian ini terdapat suatu

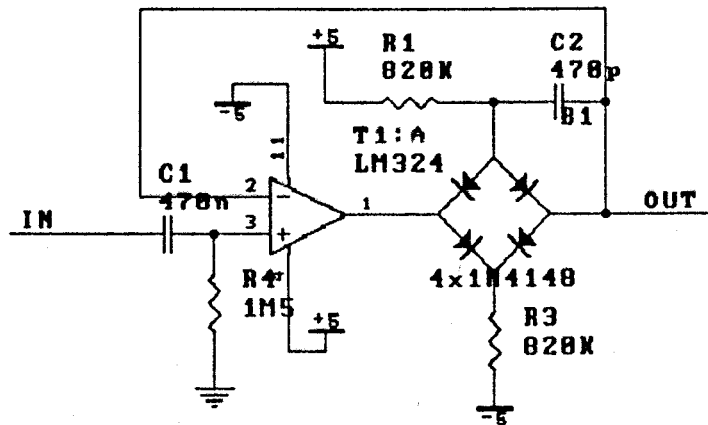


Gambar 3.2
Diagram blok detektor QRS.

rangkaian jembatan (terdiri dari 4 buah dioda *forward biased*) yang diikuti oleh suatu kapasitor pembatas *slew-rate* (gambar 3.3). Rangkaian jembatan ini membatasi arus kapasitor, sehingga *slew rate* dibatasi sampai 200 V/detik.

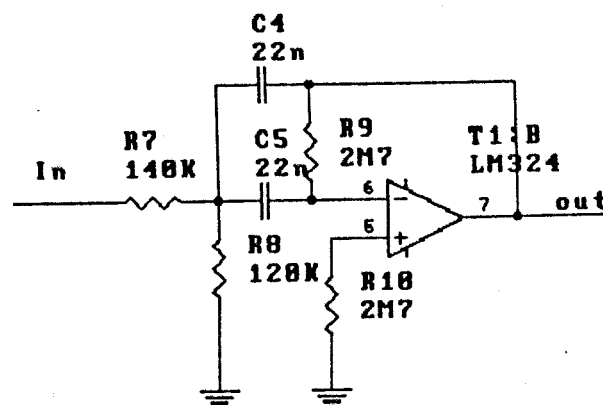
Rangkaian filter gelombang R adalah suatu *multiple feedback band pass filter*. Filter ini berfungsi untuk meredam komponen sinyal selain gelombang R. Frekwensi tengah dari filter ini yaitu antara 8 Hz sampai

20 Hz.



Gambar 3.3
Rangkaian Paces Reject

Menurut sistem yang dikembangkan oleh Voght dan Hallen, frekwensi filter gelombang-R ini adalah 17 Hz dengan faktor $Q = 3.3$ ($\Delta f = 5.15$ Hz). Dari gambar rangkaian filter gelombang-R pada gambar 3.4, maka diperoleh persamaan fungsi transfer :



Gambar 3.4
Rangkaian Bandpass Filter Gelombang-R.

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} = \frac{As}{s^2 + Bs + C}$$

$$\text{dengan : } A = \frac{1}{(R_7 C_4)}$$

$$B = \frac{1/C_4 + 1/C_5}{R_9} = 2\zeta \omega_n^2 = \frac{\omega_n}{Q} = \frac{2\pi f_c}{Q}$$

$$C = \frac{1/R_7 + 1/R_8}{R_9 C_4 C_5} = \omega_n^2 = (2\pi f_c)^2$$

jika dipilih : $R_7 = 140 \text{ K}\Omega$, $R_8 = 120 \text{ K}\Omega$, $R_9 = 2,7 \text{ M}\Omega$ dan,

$$C_4 = C_5 = 22 \text{ nF}$$

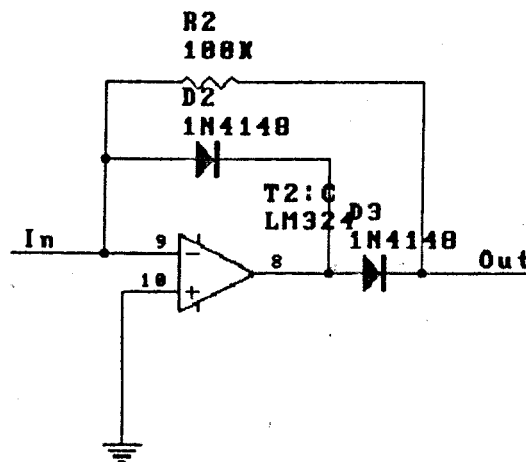
Maka perhitungan kembali nilai-nilai f_c , Q , dan Δf adalah :

$$\begin{aligned} f_c &= \frac{1}{2\pi} \left\{ \frac{1/R_7 + 1/R_8}{R_9 C_4 C_5} \right\}^{1/2} \\ &= \frac{1}{2 \times 3.1416} \left\{ \frac{1/(140 \times 10^3) + 1/(120 \times 10^3)}{(2.7 \times 10^6) (22 \times 10^{-9})^2} \right\}^{1/2} \\ &= 17.32 \text{ Hz} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} Q &= \frac{[R_9 (1/R_7 + 1/R_8)]^{1/2}}{(C_5/C_4)^{1/2} + (C_4/C_5)^{1/2}} \\ &= \frac{[2.7 \times 10^6 (1/140000 + 1/120000)]^{1/2}}{1 + 1} \\ &= 3.23 \end{aligned}$$

$$\text{sehingga, } \Delta f = \frac{f_c}{Q} = \frac{17.32}{3.23} = 5.36 \text{ Hz}$$

Keluaran filter gelombang-R disearahkan oleh suatu rangkaian penyearah setengah gelombang, agar sinyal yang dihasilkan selalu positif, yang merepresentasikan gelombang-R ini, kemudian dibandingkan dengan suatu batas ambang tertentu yang besarnya diatur oleh suatu rangkaian



Gambar 3.5

Rangkaian Penyearah Setengah Gelombang

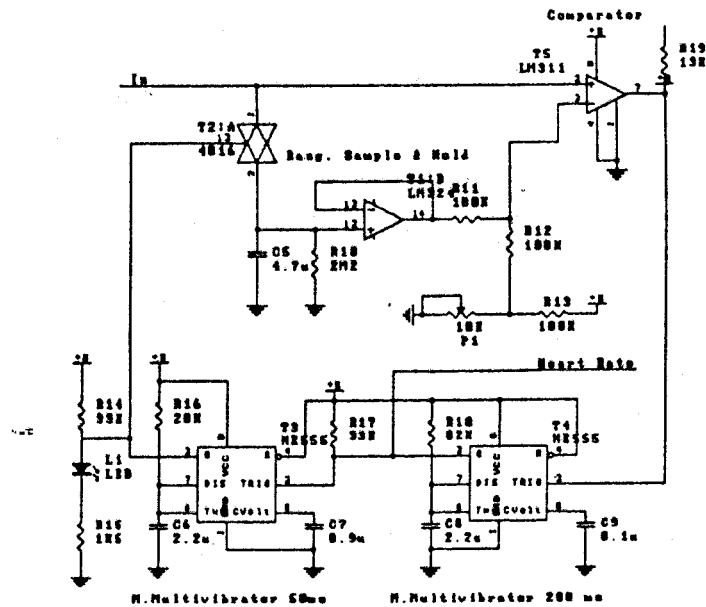
threshold variabel otomatis. Cara pengaturan besaran *threshold* oleh rangkaian ini adalah :

- besarnya *threshold* minimum adalah diatas keluaran filter yang berasal dari interferensi *base line* dan sebagian besar gelombang P.

- Sebuah rangkaian S/H menyimpan output filter dari gelombang R sebelumnya, dengan konstanta waktu 10s dengan mengalami penurunan level 50%. Penurunan level 50% ini ditambahkan dengan nilai *threshold* tadi, diperoleh suatu *threshold* variabel. Hal ini dilakukan pada setiap denyut QRS.

- Suatu multivibrator monostabil 200 ms menghasilkan keluaran pulsa sebesar 200 ms, yang memicu suatu multivibrator monostabil 50 ms. Monostabil ini mereset hasil simpangan keluaran filter pada setiap saat terjadinya gelombang-R.

Sinyal searah positif dari filter gelombang R ini dibandingkan terhadap keluaran rangkaian threshold

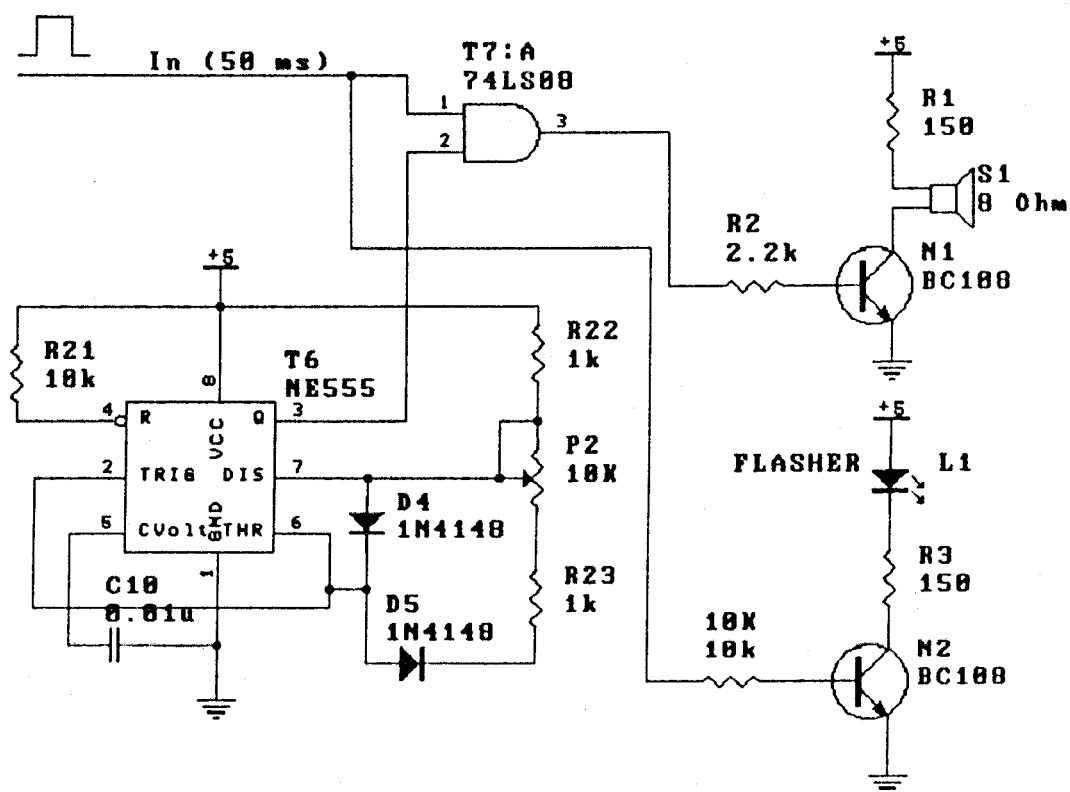


Gambar 3.6
Rangkaian S/H, Komparator, Multivibratoor
Monostabil 200 ms dan 50 ms

variabel oleh suatu komparator. Hasil perbandingan oleh komparator ini berupa pulsa yang periodenya sesuai dengan periode kompleks QRS. Agar lebar pulsa ini stabil, maka pulsa ini dipakai sebagai pemicu multivibratoor 200 ms. Keluaran monostabil 200 ms inilah yang diambil sebagai pulsa denyut jantung (*heart-rate pulse*).

Output dari multivibratoor monostabil 50 ms

digunakan untuk mengaktifkan BEEPER dengan frekwensi 2500 Hz dan FLASHER. Gambar 3.7 penghasil pulsa generator 2500 Hz dan Flaser selama 50 ms



Gambar 3.7

Rangkaian Pembangkit Frekwensi 2500 Hz
dan FLASHER selama 50 ms

3.3 PERANCANGAN UNIT INTERFACE DAN KONVERTER A/D

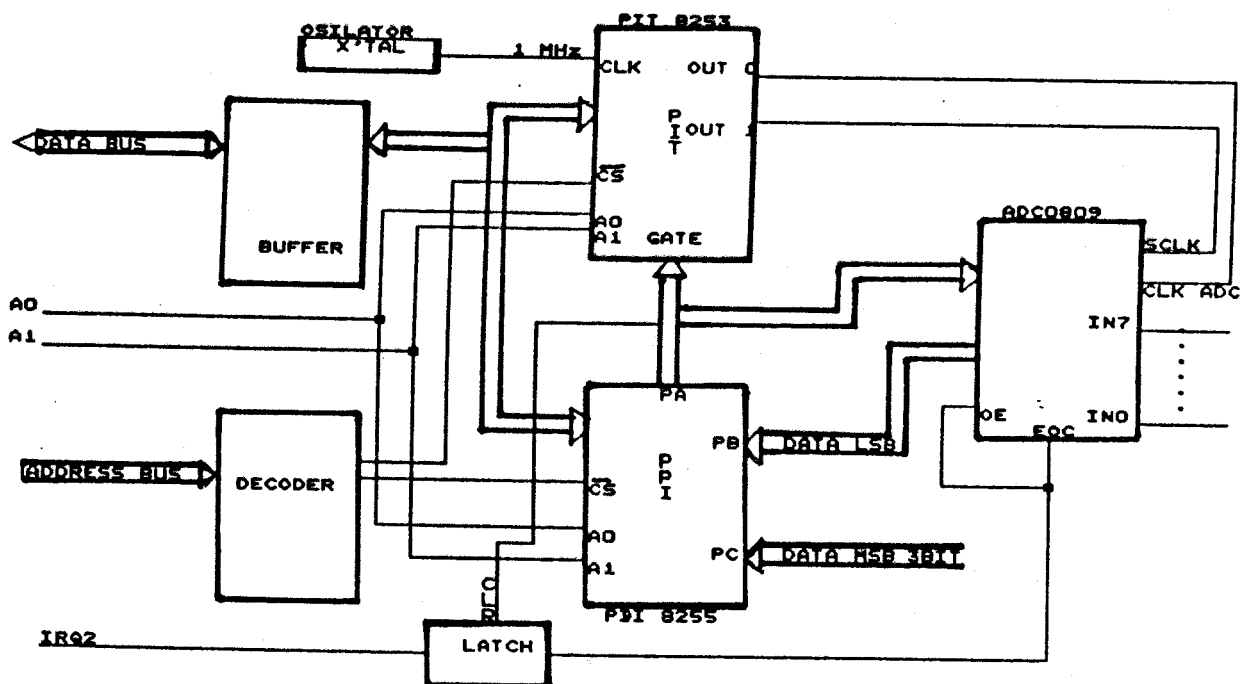
Pengolahan sinyal ECG oleh unit penguat biomedik dan filter analog dari *telemetrying sistem* selanjutnya diproses oleh unit interface dan konverter analog ke digital, agar sinyal ECG dapat dibaca basis sistem, mikrokomputer IBM PC, dalam bentuk data digital.



MILIK PERPUSTAKAAN
INSTITUT TEKNOLOGI
SEPULUH - NOPEMBER

3.3.1 Diagram Blok Unit Interface dan Konverter A/D

Pengolahan sinyal analog oleh penguat biomedik, filter analog (oleh *telemetryng sistem*) selanjutnya diproses oleh unit Interface dan Konverter Analog ke Digital, agar sinyal ECG dapat dibaca dan diolah oleh basis sistem, mikrokomputer IBM PC, dalam bentuk data digital.



Gambar 3.8

Diagram Blok Unit Interface dan Konverter A/D

Secara diagram blok (gambar 3.8), unit interface dan konverter analog ini, terdiri dari beberapa bagian, yaitu :

- Dekoder alamat.
- *Programmable Paralel Interface* (PPI 8255).
- *Programmable Interval Timer* (PIT 8253).
- Konverter A/D (ADC0809).

Konverter analog berfungsi untuk mengkonversikan data sinyal analog ECG (bagian LSB dari sinyal analog) ke bentuk data digital. Data ECG ini kemudian dikirim ke Port A PPI 8255 agar dapat dibaca melalui bus data sistem mikrokomputer. PIT 8253 berfungsi untuk membangkitkan *clock* yang digunakan oleh ADC dan rangkaian *sample and hold*. Alamat port I/O bagi register-register PPI dan PIT ditentukan oleh suatu dekoder alamat pada lokasi antara \$300 - \$307.

3.3.2 Dekoder Alamat

Dekoder alamat ini berfungsi untuk mengaktifkan PPI dan PIT dengan memberikan *sinyal low* pada \overline{CS} -nya. Alamat port yang dipilih adalah pada lokasi dari \$300 - \$307, yaitu :

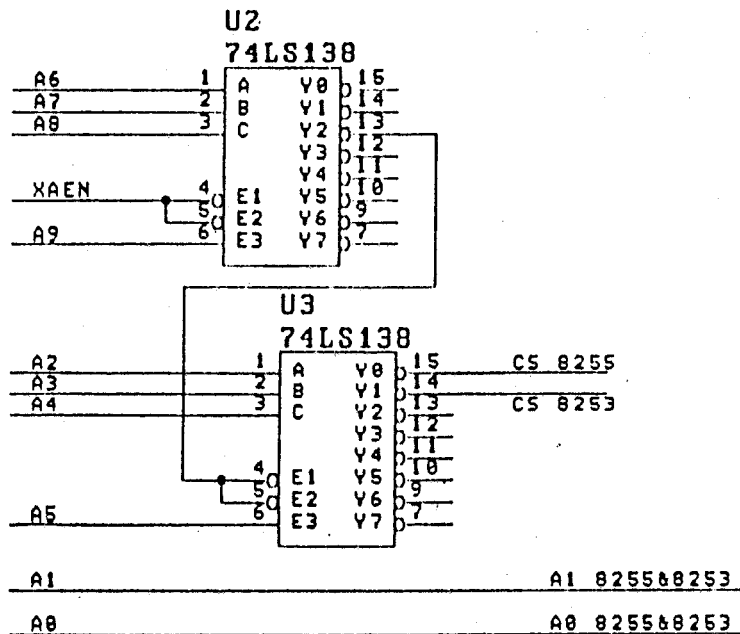
- \$300 - \$303, untuk register PPI 8255.
- \$304 - \$307, untuk register PPI 8253.

Untuk mencapai lokasi alamat tersebut, maka saluran bus alamat harus memenuhi kondisi seperti pada tabel pen-dekode-an alamat port I/O di bawah ini :

Tabel 3.1 Decoder Alamat

ALAMAT	AEN	A9	A8	A7	A6	A5	A4	A3	A2	A1	A0	CS
\$300	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	PPI
\$303	0	1	1	0	0	0	0	0	0	1	1	
\$304	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0	PIT
\$307	0	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	

Dari tabel 3.1 diatas, pen-dekodean alamat di implentasikan oleh kedua IC 74LS138 (gambar 3.9).



Gambar 3.9
Rangkaian Dekoder Alamat.

3.3.3 Programmable Peripheral Interface (PPI 8255)

Programmable Peripheral Interface (PPI) Intel 8255 ini adalah suatu perangkat I/O yang dapat diprogram untuk berbagai keperluan *interface* antara perangkat

eksternal dengan sistem bus mikrokomputer.

Pada unit interface dan konverter A/D, PPI 8255 digunakan sebagai *interface* antara sistem bus pada mikrokomputer IBM PC dengan ADC dan Gate kontrol PIT 8253.

Konfigurasi dari port-port 8255 adalah mode 0, Port A sebagai input, Port B sebagai output dan Port C sebagai input dengan perincian sebagai berikut :

- Port A (input) :

bit 0 - 7 : saluran data hasil konversi ADC0809.

- Port B (output) :

bit 0,1,2 : memilih kanal ADC.

3 : OE, meng-enable keluaran pada ADC.

4 : INACK, me-reset interupsi IRQ2.

5 : HRCE, meng-enable penghitung HR (timer-2).

6 : STRE, meng-anable *start* koversi (timer-1).

7 : nc (*no connection*).

- Port C (input) :

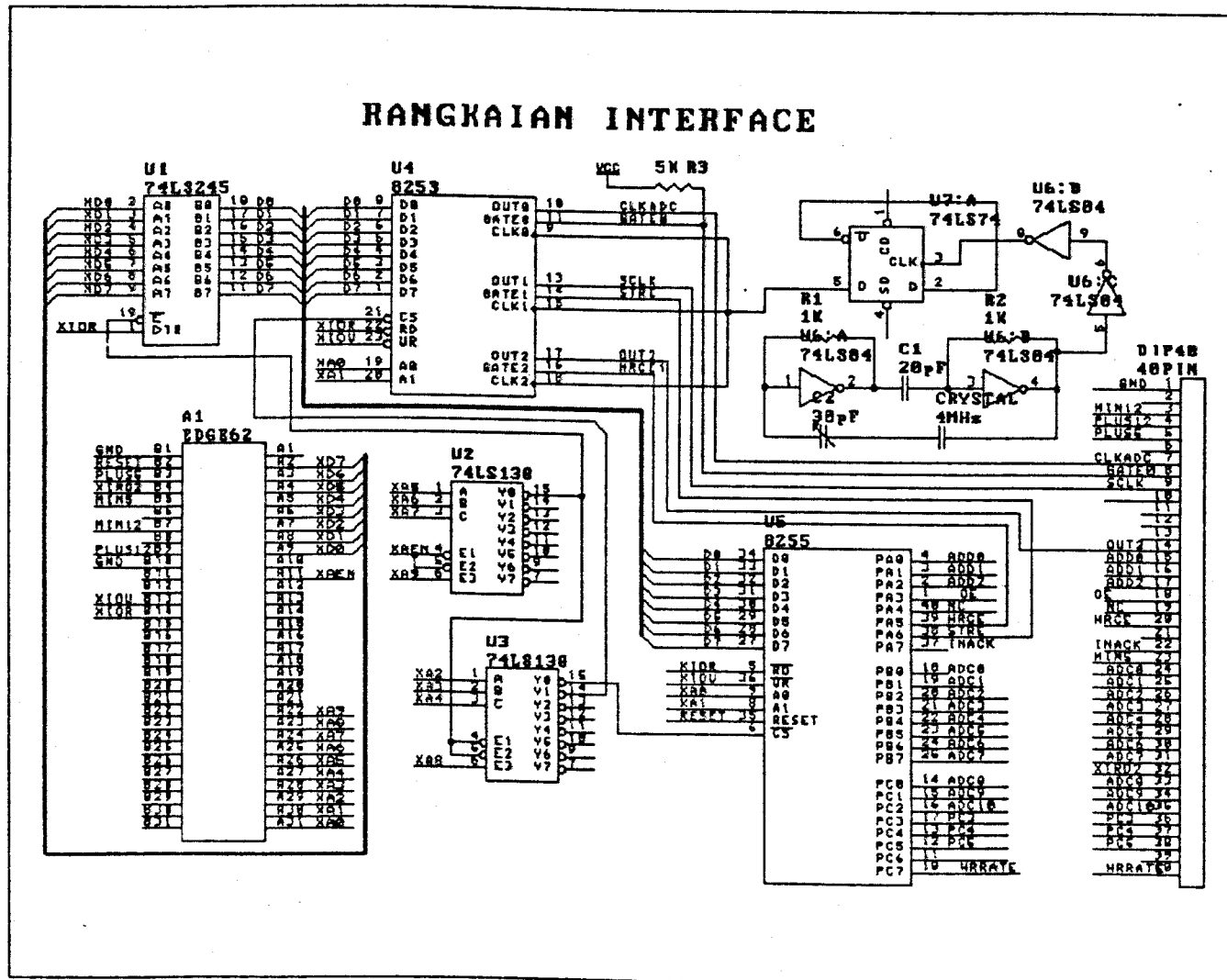
bit 0-3 : Bagian MSB dari data digital sinyal ECG.

5-6 : nc (*no connect*).

7 : HRFLAG, tanda (*flag*) adanya pulsa QRS.

3.3.4 Programable Intervat Timer (PIT 8253)

Programable Interval Timer PIT 8253 dari Intel adalah suatu *counter/timer* yang dapat diprogram untuk berbagai keperluan sebagai peripheral pada sistem komputer



Gambar 3.10

Rangkaian Lengkap Unit Interface

PIT-8253 dalam unit interface dan konverter A/D berfungsi sebagai pembangkit sinyal *clock* untuk ADC0809, sinyal *clock* untuk rangkaian S/H.

PIT-8253 ini mendapat pulsa *clock* untuk ketiga counter dari suatu rangkaian pembangkit *clock* 1 MHz. Rangkaian lengkap dari unit interface, gambar 3.10.

3.4 Unit Pengolah Sinyal Analog ke Digital.

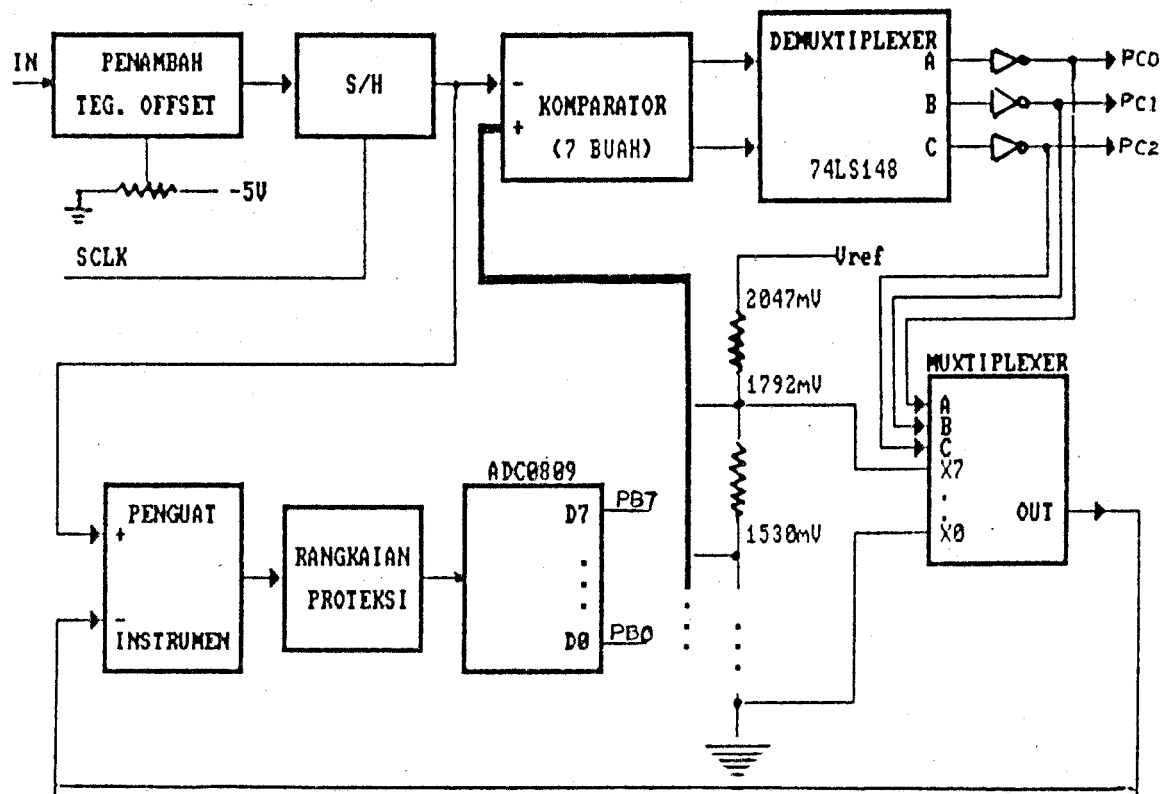
Konverter analog ke digital (ADC) adalah suatu perangkat terpadu yang berfungsi untuk mengubah data analog kedalam bentuk data digital. ADC 0809 dari National Semikonduktor .

Seperti kita ketahui ADC0809 ini memiliki output 8 bit dan 8 channel input yang dapat dimultiplek dalam penerapannya. Karena hanya memiliki output 8 bit, maka resolusi ADC bila diberikan tegangan referensi +5 volt dan 0 adalah $5/256 = \pm 20$ mV.

Jadi output dari ADC akan berubah bila tegangan inputnya berubah naik atau turun lebih besar atau sama dengan 20 mV.

Untuk memperbaiki resolusi pengukuran sinyal input yang lebih baik dengan tetap menggunakan ADC 8 bit, dalam hal ini resolusi pengukuran yang direncanakan adalah 1 mV dengan input maximum adalah 2047 mV (*diexpand* menjadi 11 bit).

Blok diagram dari rangkaian pengolah sinyal ana-



Gambar 3.11

Diagram blok output sampling 11 bit.

log yang direncanakan dapat dilihat pada gambar 3.11.

Rangkaian sampling 11 bit ini akan membaca secara valid bila tegangan input analognya antara 0 sampai 2047 mV. Maka sinyal ECG dari *receiver* 78101A setelah dinaikan tegangan offsetnya diset berada pada range 0 - 2047 mV. mengingat data 11 bit (biner) maksimum yang dapat dikonversikan, (0111 1111111 = 2047).

3.4.1. Rangkaian Penambah Tegangan Offset

Rangkaian penambah tegangan offset diperlukan karena tegangan minimum dari output *receiver telemetryng*

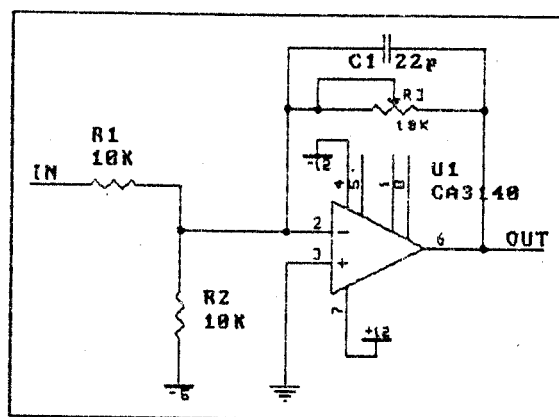
sistem tidak nol. Dengan memberikan tegangan offset akan menaikkan jangkauan tegangan sehingga dapat diproses, (yaitu 0 - 5 Volt selanjutnya perangkat lunak dapat mengkompensasi hal ini. Untuk mendapat tegangan output 0 - 5 Volt adalah dengan menjumlahkan sinyal ECG dengan 5 volt. Hasil penjumlahan ini dibagi dua, sehingga diperoleh :

$$V_0 = (V_1/R_1 + 5/R_2) * R_a$$

Jika $R_1 = R_2 = 2 * R_3$, maka keluaran dari penambah tegangan offset adalah :

$$V_0 = (V_i/2 + 2.5) \text{ Volt}$$

sehingga letak titik nol ($v_i = 0$) adalah pada +2.5 Volt.



Gambar 3.12

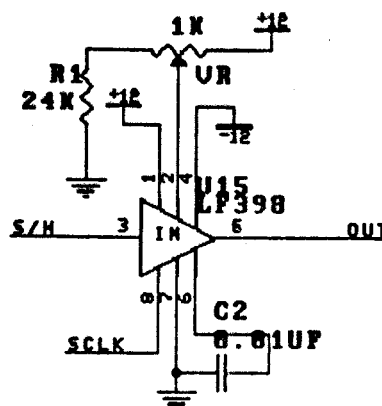
Rangkaian Penambah Tegangan Offset

dengan daerah jangkauan sinyal dari 0 - +5V. Kemudian sinyal ini dibuffer, untuk kemudian masuk ke rangkaian komparator dan input positif dari rangkaian instrumentasi amplifier.

3.4.2 Rangkaian Sample And Hold

Rangkaian *Sample and Hold* bekerja sebagai berikut. Bila tegangan kontrol rendah rangkaian dalam mode sampel, dalam mode ini penguat berfungsi seperti rangkaian buffer atau *voltage follower* biasa. Waktu sampel minimum ditentukan oleh *acquisition* dari LF398.

Bila tegangan kontrol tinggi, rangkaian mode hold dan akan mempertahankan tegangan yang telah ada pada kapasitor. Batas maksimum waktu hold ini ditentukan oleh perbandingan antara resolusi ADC (dalam Volt) terhadap



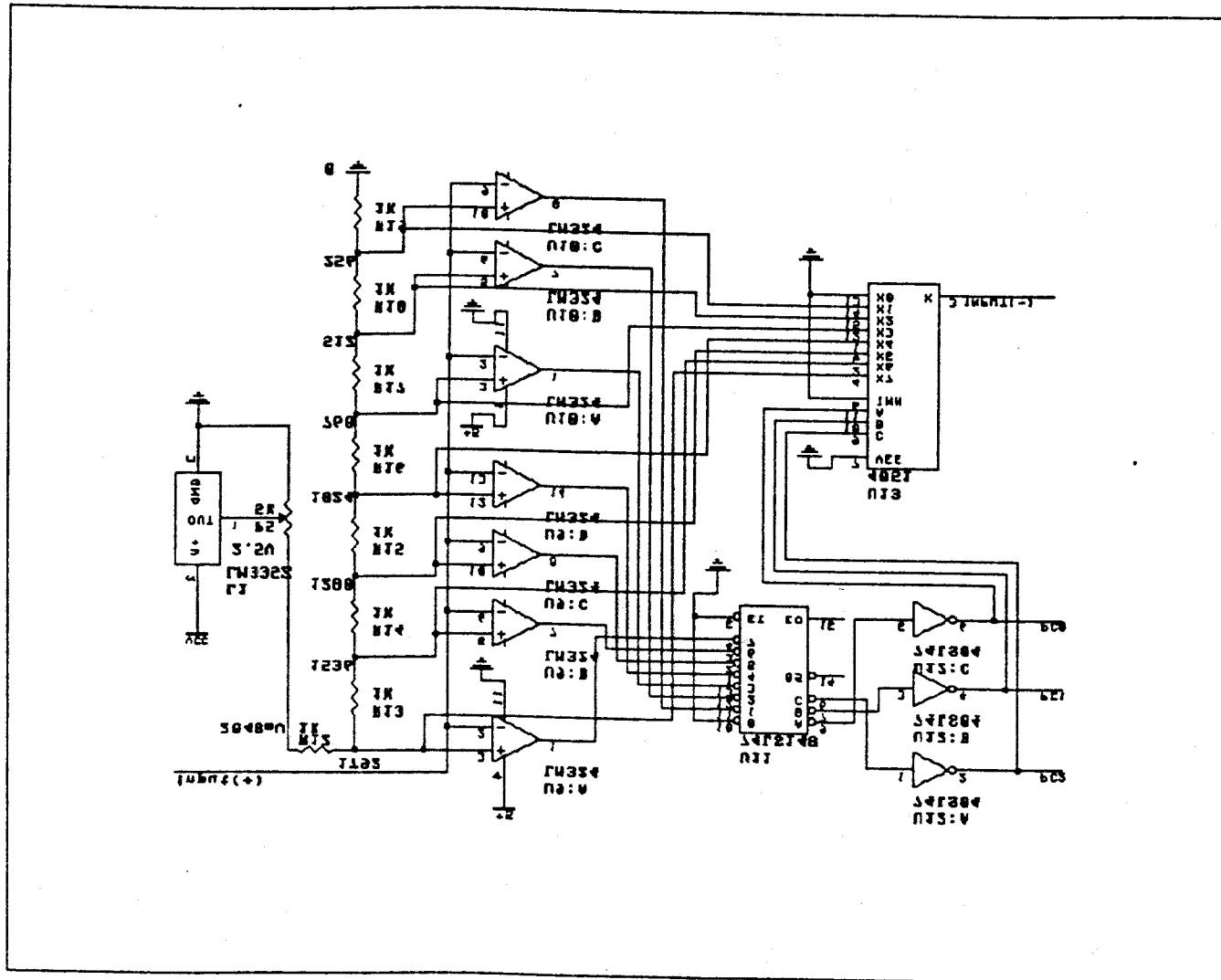
Gambar 3.13
Rangkaian Sample and Hold

laju drop/penurunan tegangan output sebagai fungsi waktu. Hal ini berarti selama *hold* tegangan output tidak berubah lebih dari tegangan 1 LSB ADC . Berdasarkan grafik waktu *acquisition* sebesar 10 nF, yang dikeluarkan pabrik LF398, memberikan waktu *acquisition* sebesar 9 μ s. Waktu ini bersama-sama dengan waktu konversi ADC menentukan waktu *sampling* yang ditunjukkan. Waktu *sampling* max ditentukan laju drop penguat *sample and hold*. Dari grafik laju drop, pada nilai kapasitor *hold* sebesar 10 nF diperoleh laju drop sebesar 3,5 mV/det.

3.4.3 Rangkaian Komparator dan rangkaian Referensi

Output sinyal yang telah dibuffer diinputkan pada 7 buah komparator, dan dibandingkan dengan delapan (8) tegangan referensi yang berbeda yaitu mulai dari 0, 256, 512, 768, 1024, 1280, 1536, 1792 mV. Delapan output digital dari komparator ini kemudian didemultiflexer sehingga menghasilkan 3 output, ketiga output ini diinverter yang merupakan bagian MSB dari sinyal yang akan disampling.

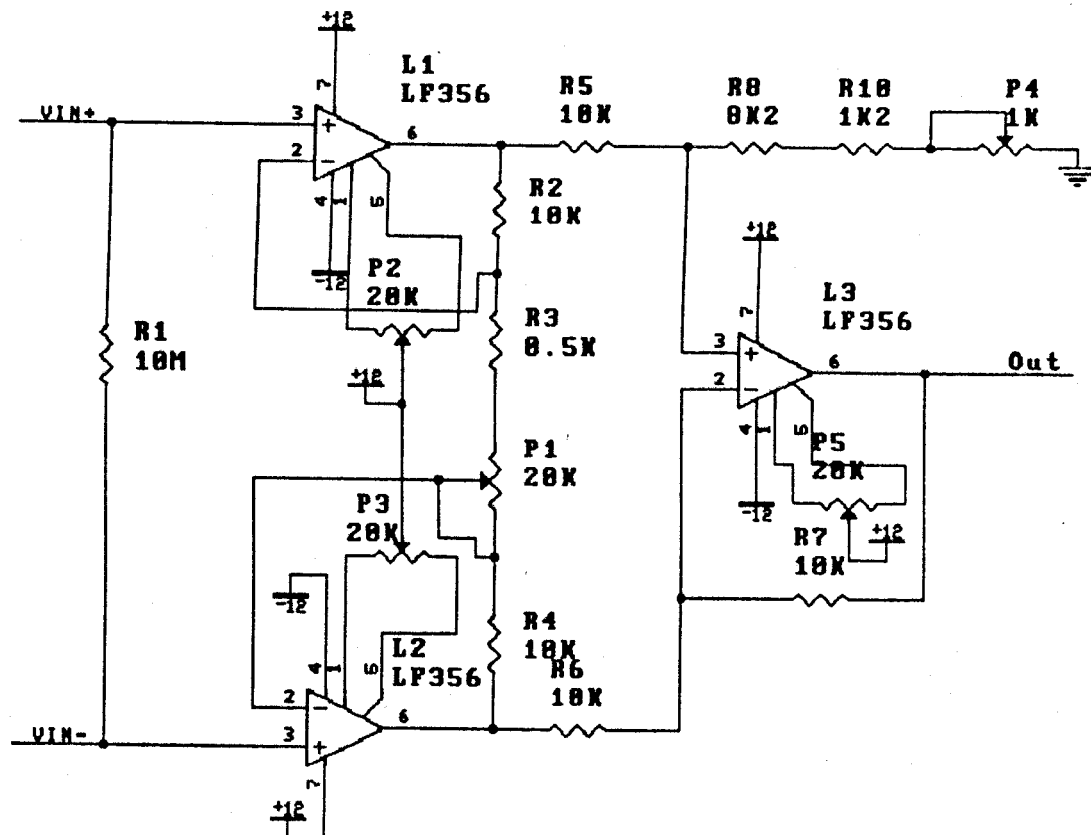
Ketiga output ini diinputkan ke rangkaian pemilih kanal multiplexer CMOS 4051, dengan 8 kanal input yang berasal dari ke delapan tegangan referensi. Output dari multiplexer ini di inputkan ke input negatif dari penguat instrumentasi.



Gambar 3.14
Rangkaian Komparator dan Rangkaian Referensi

3.4.4 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Karena rangkaian didisain untuk pemakaian penguatan sinyal input yang kecil yaitu dari 0 - 255 mV, dimana ketelitian merupakan hal yang penting, maka penguat ini dirancang dengan beberapa Op-Amp dan tahanan presisi, yang membuat rangkaianannya sangat stabil. Type Op-Amp yang digunakan adalah LF 356, dan type tahanan dari jenis metal film. Dari gambar 3.15 rangkaian penguat instrumentasi, dengan nilai tahanan yang ada dapat dihitung penguatan maximum dan penguatan minimum. CMMR rangkaian sama dengan penguatannya.



Gambar 3.15
Rangkaian Penguat Instrumentasi

Dari gambar 3.15 rangkaian penguat instrumentasi, dengan nilai tahanan yang ada dapat dihitung penguatan

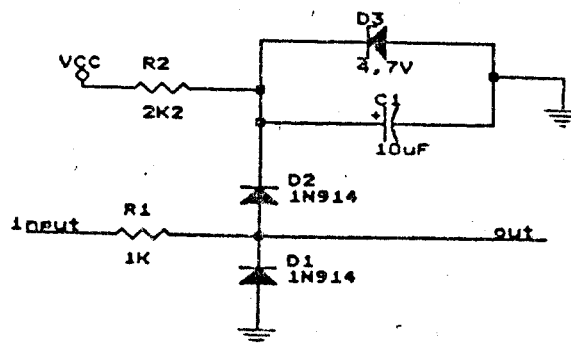
$$A_{\min} = 1 + 2 \frac{R_1}{VR_{\max} + R_{1a}} = 1 + 2 \frac{20 \text{ k}\Omega}{20 \text{ k}\Omega + 1 \text{ k}\Omega} = 3$$

$$A_{\max} = 1 + 2 \frac{R_1}{VR_{\min} + R_{1a}} = 1 + 2 \frac{20 \text{ k}\Omega}{0 \text{ k}\Omega + 1 \text{ k}\Omega} = 41$$

Dalam penerapannya penguatan dari penguat instrumentasi ini diset pada $5000 \text{ mV}/255 \text{ mV} \cong 19,6$.

3.4.5 Rangkaian Proteksi

Rangkaian proteksi seperti pada gambar 3.16 ditempatkan pada bagian akhir karena rangkaian ini berguna untuk melindungi ADC terhadap tegangan berlebihan. ADC yang direncanakan mempunyai tegangan input 0 - 5 volt sedangkan output dari penguat instrumentasi dapat mempunyai tegangan ± 10 volt.



Gambar 3.16
Rangkaian Proteksi

Rangkaian proteksi bekerja bila tegangan pada titik pertemuan D1 dan D2 melebihi 5,4 volt, yaitu penjumlahan tegangan forward diode 1N4148 sebesar 0,7 volt dan tegangan kerja zener diode 4,7 volt. Tahanan R2 berfungsi untuk memberikan arus bias 3,32 mA bagi D2 agar bekerja normal. Tahanan pembatas R1 sebesar 1 K Ω akan mengamankan output tahap sebelumnya bila tegangan melebihi batas.

3.4.6 Rangkaian ADC 0809 dan Rangkaian Referensi

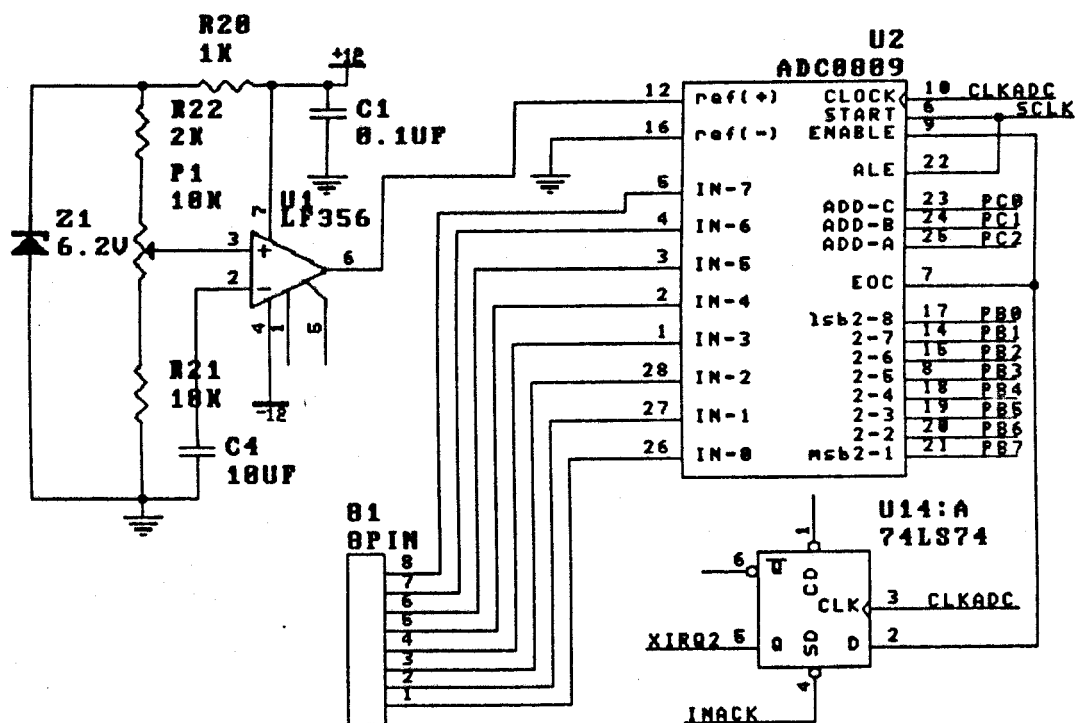
ADC0809 ini merupakan komponen utama dari unit interface dan konverter A/D, yang berfungsi untuk mengkonversikan sinyal ECG analog (bagian LSB) menjadi data ECG digital. Sinyal ECG analog diterima oleh masukan analog kanal 4, sedangkan masukan selain kanal 4 disediakan untuk pengembangan lebih lanjut. Jangkah tegangan masukan analog, adalah sesuai dengan tegangan referensi yang dihasilkan oleh rangkaian *voltage referensi* yang menggunakan diode zener 6,7 V dan OP-Amp LM356. yaitu dari 0 - 5 Volt.

Secara ringkas, dapat diuraikan hubungan kontrol saluran data, alamat kanal, serta saluran kontrol pada ADC0809 ini dengan bagian lainnya dalam unit interface dan konverter analog A/D sebagai berikut :

- DA0-DA7, keluaran data digital ADC dibaca oleh bit 0-7 port-A PPI 8255 (data LSB dari sampling data

digital 11 bit). Bagian MSB dari sampling data digital dibaca melalui port C, PPI 8255 (bit 0-3).

- ADO - AD2, alamat kanal analog dipilih oleh bit 0-2 port-A PPI 8255.
- ALE dan START, diaktifkan secara periodik (200-1500) Hz oleh sinyal SCLK dari counter-1 PIT 8253.
- EOC dan OE, dikirim ke suatu D-FF 74LS74 untuk membangkitkan sinyal interupsi IRQ2.
- CLK, dibangkitkan oleh sinyal ADCLK dari keluaran counter-0 PIT 8253 (500 KHz).



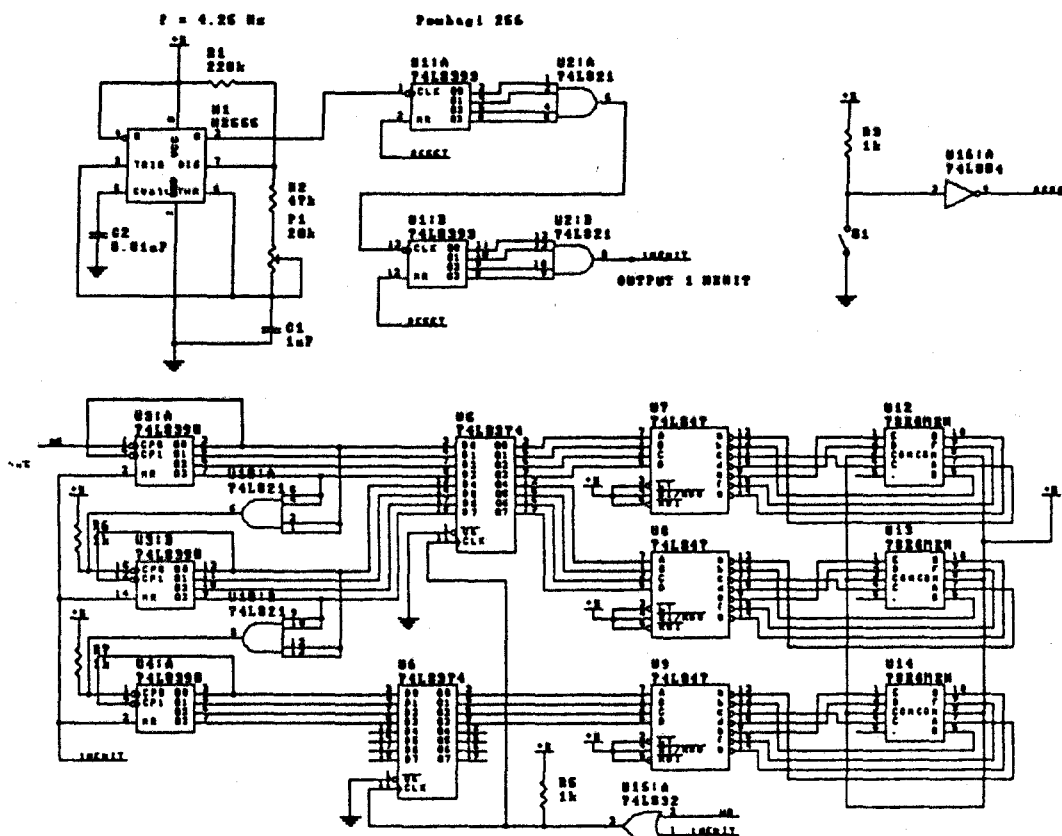
Gambar 3.17

Rangkaian ADC 0809 dan Rangkain Referensi

3.5 RANGKAIAN DISPLAY BEAT PER MENIT (bpm)

Rangkaian ini akan menghitung jumlah beat yang terjadi pada setiap satu menit dan menampilkan jumlah counternya setiap terjadi QRS pada 3 buah seven segmen.

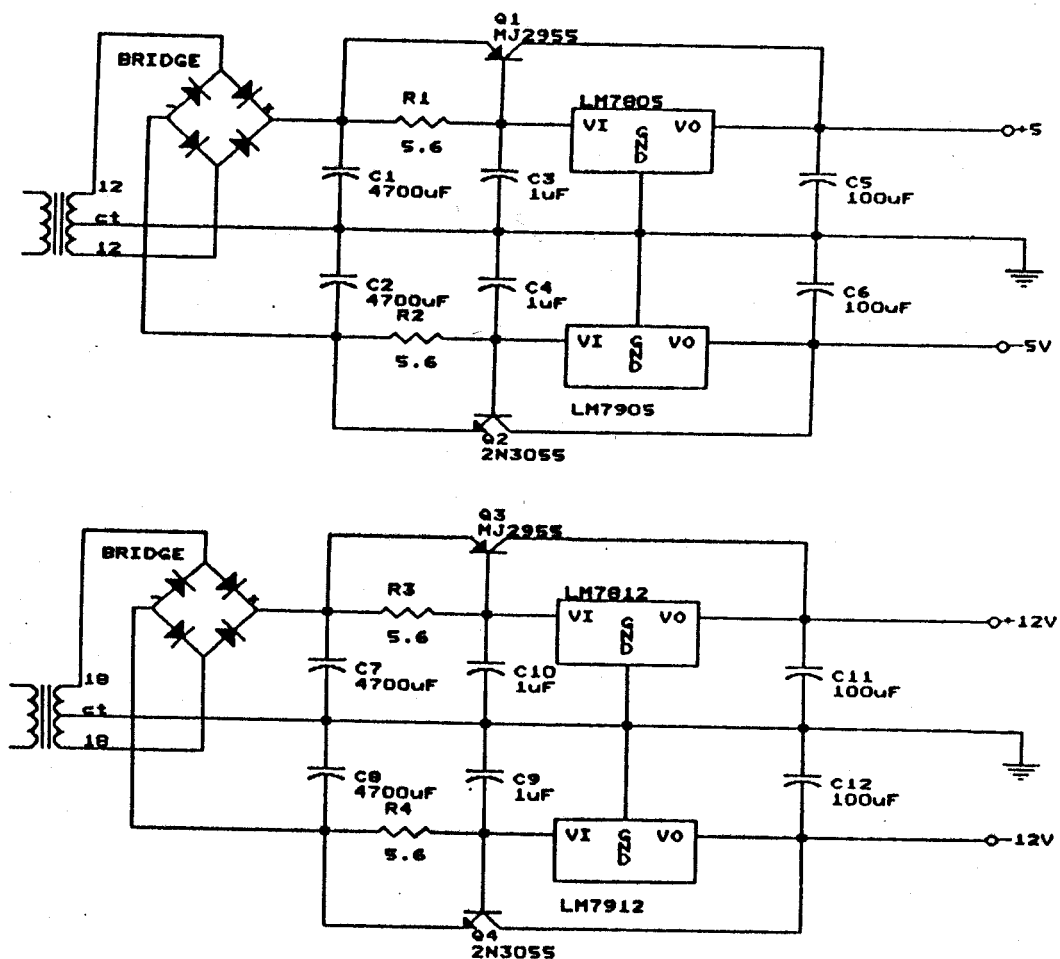
Rangkaian ini terdiri dari pembangkit pulsa satu menit, rangkaian counter dan 3 buah seven segmen. Pembangkit pulsa satu menit dihasilkan oleh rangkaian astabil multivibrator dengan frekwensi 4.25 Hz dibagi dengan rangkaian pembagi 74LS390 (pembagi 256). Jumlah terbesar yang ditampilkan pada seven segmen merupakan jumlah *beat* per menit yang terjadi.



Gambar 3.18
Rangkaian Display Beat Per Menit

3.6 RANGKAIAN CATU DAYA

Semua rangkaian yang direncanakan menggunakan catu daya dari luar (bukan dari komputer). Catu daya yang direncanakan menyediakan empat level tegangan yaitu +12V, -12V, +5V, -5V, dengan arus maksimumnya 5A.



Gambar 3.1
Rangkaian Catu Daya

BAB IV

PERENCANAAN DAN PEMBUATAN PERANGKAT LUNAK

Perangkat lunak (*soft ware*) merupakan bagian dari sistem yang bertugas untuk mengatur kerja sistem mikrokomputer. Perangkat lunak sistem menggunakan bahasa pemrograman tingkat tinggi yaitu bahasa Turbo Pascal 6.0. Pemrograman dengan bahasa Turbo Pascal ini dipakai karena kemudahan-kemudahan yang diberikannya dalam pemakaiannya.

4.1 TUJUAN

Sebelum membahas perancangan perangkat lunak sistem, akan diuraikan terlebih dahulu tentang tujuan yang akan dicapai oleh perangkat lunak sistem, kemudian mengenai diagram blok perangkat lunak sistem, serta sarana yang digunakan dalam perancangan serta pembuatan perangkat lunak sistem.

Perangkat lunak yang dibuat ini dirancang dengan tujuan agar sistem melakukan beberapa fungsi sebagai berikut seperti :

- Memonitor sinyal ECG dan analisa pendeteksian *arrhythmia* secara *real time*.
- Menyimpan data ECG pada disket/hardisk.

- Menganalisa sinyal ECG yang disimpan.

1 Respon waktu untuk menentukan interval VAT,

R-R, PQ, ST, R-R serta amplituda dari P, Q,

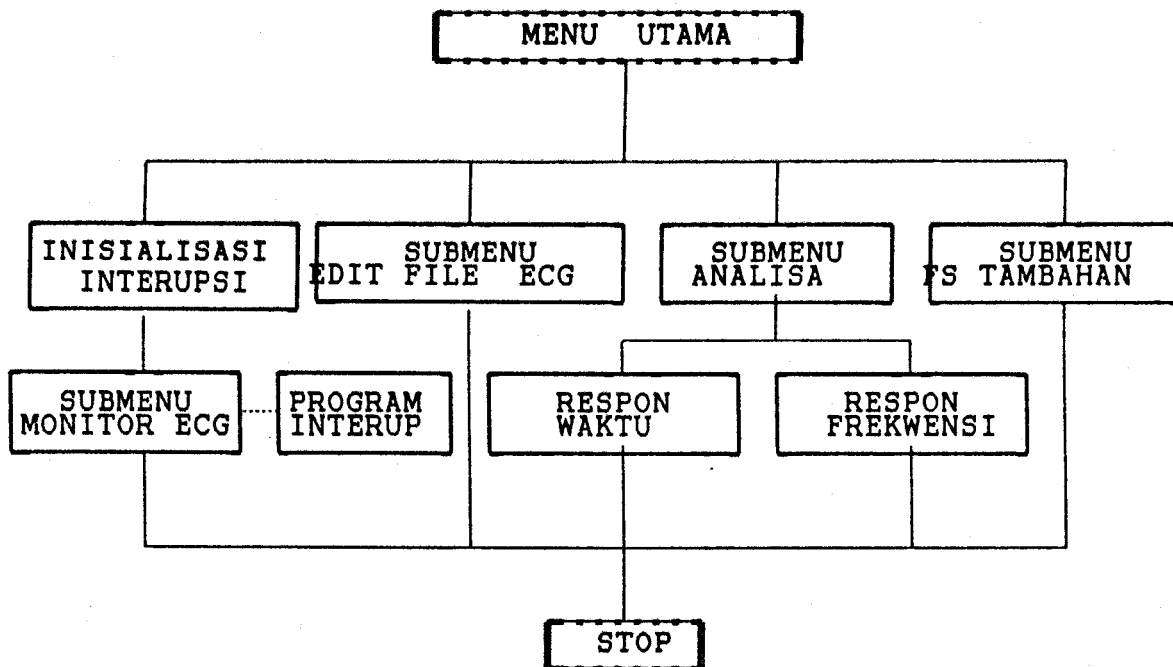
R, S, T.

2 Spektrum sinyal ECG dengan menggunakan FFT.

- Mencetak data ECG.

4.2 FLOWCHART PERANGKAT LUNAK SISTEM

Cara kerja perangkat lunak sistem secara keseluruhan dapat diuraikan seperti terlihat pada gambar 4.1.



Gambar 4.1

Flowchart Perangkat lunak sistem

Progam Interupsi akan bertugas membaca data sinyal ECG dari unit Interface dan konverter Analog ke Digital, mereduksi data.

Data ECG dihaluskan dengan *moving average (hanning) Filter*, kemudian disimpan ke dalam buffer memory sementara. Menu utama, terdapat submenu yang berisi beberapa pilihan aplikasi yang akan dikerjakan, serta fungsi-fungsi yang menunjang aplikasi tersebut.

4.3 INISIALISASI PERANGKAT KERAS

Program untuk inisialisasi perangkat keras sistem ini merupakan sarana awal untuk memulai kerja dari perangkat keras yaitu unit Interface dan ADC. Dalam perangkat keras sistem ini yang perlu mendapat penanganan inisialisasi adalah sebagai berikut :

- Inisialisasi PPI 8255.
- Inisialisasi PIT 8253.

4.3.1 Inisialisasi PPI 8255

Alamat register yang digunakan PPI 8255 card Interface adalah :

- Port A, pada alamat I/O - \$300
- Port B, pada alamat I/O - \$301
- Port B, pada alamat I/O - \$302
- Port Control Word pada alamat I/O - \$303

Pada perencanaan perangkat lunak sistem PPI diprogram

bekerja pada MODE 0. Pada sistem card interface dan konverter A/D, register control pada PPI-8255 harus didefinisikan dalam konfigurasi sebagai berikut :

- set format mode bit-7 = '1'
- Group A : mode 0 bit-6 = '0'
- bit-5 = '0'
- Port A Output bit-4 = '0'
- Port C (atas) input bit-4 = '1'
- Group B : mode 0 bit-2 = '0'
- Port B input bit-1 = '1'
- Port C (bawah) input bit-1 = '1'

Dengan demikian, perintah inisialisasi PPI-8255 adalah dengan mengisi register *control word*, pada alamat port I/O \$2A3, dengan data '1000 1011' = 8Bb.

4.3.2 Inisialisasi PIT 8253

Alamat register yang digunakan PPI 8255 card Interface adalah :

- Port A, pada alamat I/O - \$304
- Port B, pada alamat I/O - \$305
- Port B, pada alamat I/O - \$306
- Port Control Word pada alamat I/O - \$307

Sesuai perencanaan perangkat keras sistem PIT-8253, semua *timer/counter-0* sampai 2 diprogram untuk bekerja sebagai *Square-Wave Rate Generator* (mode 3), dengan output frekwensi yang berbeda-beda sesuai dengan fungsinya.

Frekwensi input PIT 8253 (Clk0, Clk1, Clk2) = 1 MHz.

Konfigurasi operasi yang sesuai dengan perangkat keras pada unit interface dan konverter A/D, adalah :

a. Timer/Counter-0 :

Fungsi : input clock ADC0809.

Output : *square wave* dengan frekwensi 500 KHz

Gate : selalu dalam kondisi '*high*'.

Control word : '0001 0110' = \$16

Set register counter : LSB = 02h

b. Timer/Counter-1 :

Fungsi : frekwensi sampling ADC0809.

Output : *square wave* (frekwensi bisa diprogram).

Gate : '*high*', bila interupsi di-enable.

Control word : '0001 0110' = \$76

Set register counter : LSB = t_{regl} , MSB = t_{regh} ,

Dimana : $t_{regl} = \text{LSB} \{ 2000000 / (2 * \text{srate}) \}$

$t_{regh} = \text{MSB} \{ 2000000 / (2 * \text{srate}) \}$

c. Timer/Counter-2 :

Fungsi : HR Counter (penghitung denyut QRS).

Output : NC (*no connection*).

Gate : '*high*', bila interupsi di-enable.

Control word : '0001 0110' = \$B6.

Set register counter : LSB = \$FF, MSB = \$FF.

4.3.3 Program Interupsi

Jika terjadi interupsi pada sistem ini, maka

program interupsi akan dilaksanakan sebelum aliran program kembali ke pemanggil. Tugas utama dari program interupsi ini adalah membaca, mereduksi, dan menyimpan data ECG dari unit interface dan Konverter A/D. Instalasi program interupsi IRQ2 agar menunjuk pada alamat program interupsi sistem adalah dengan instruksi :

```
GetIntVec($0A,CS_IP_Old);
SetIntVec($0A,Addr(DataMasuk));
```

Sinyal interupsi berasal dari EOC pada unit Interface dan Konverter A/D. Interupsi oleh sinyal EOC ini dapat di-*enable/disable* oleh perangkat lunak. Urutan instruksi yang dilaksanakan pada kedua program *enable* dan *disable* adalah :

```
- enable sinyal Interupsi :
    Port[Port_A] := $f4;    { f4 enable int. EOC }
    Port[$21]:= Port[$21] and $FB; {IRQ 2 enable }
    Port[Port_A] := $f4;    { E3 Start Timer 2}

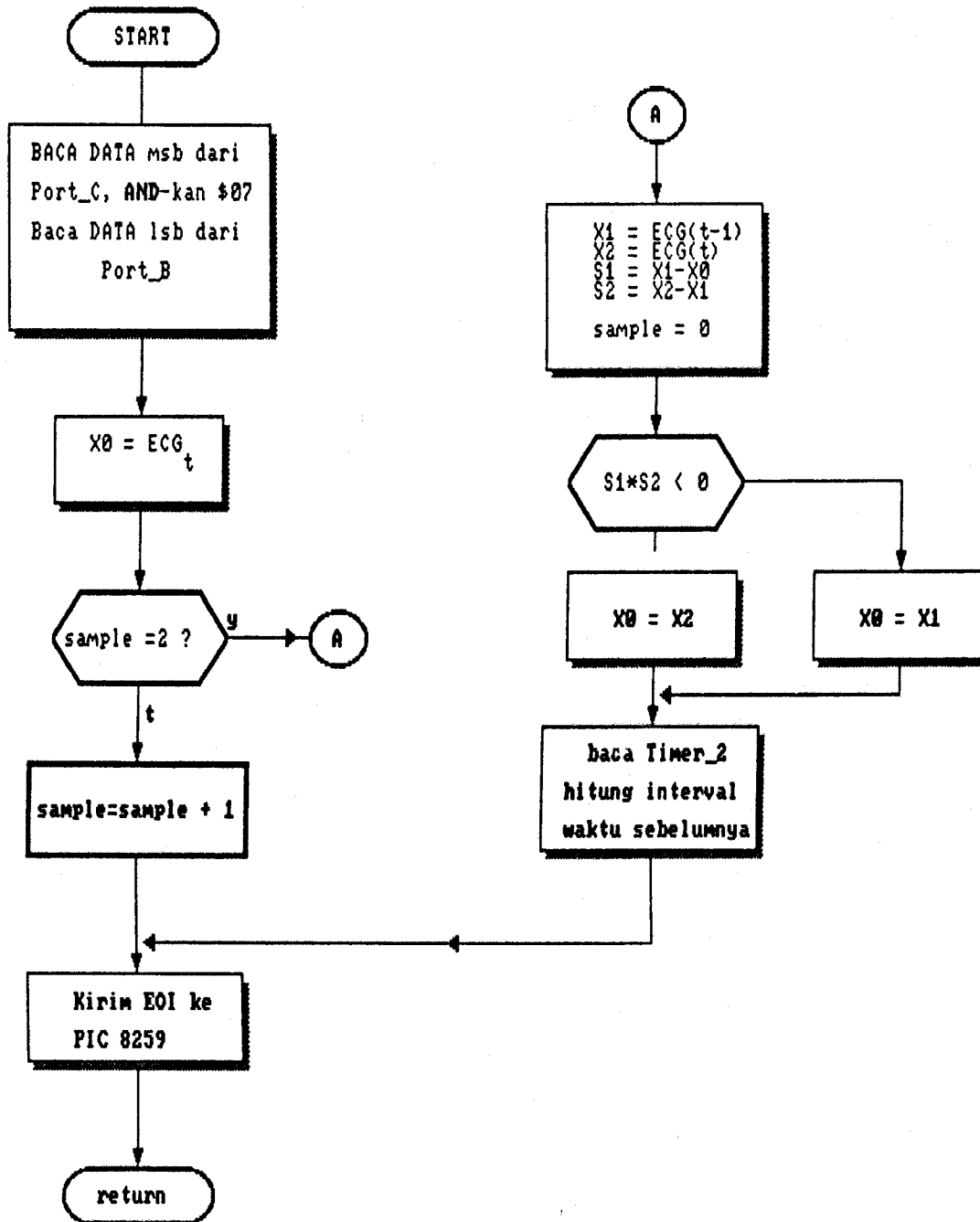
- Di-sable sinyal interupsi :
    Port[Port_A] := $04;
    port[$21]    := 188;
    SetIntVec($A,CS_IP_Lama);
```

Urutan instruksi yang dilaksanakan oleh program interupsi ini dapat dijelaskan sebagai berikut :

- Karena EOC dihubungkan dengan OE (*output enable*) pada ADC maka bila terjadi interupsi maka secara otomatis OE di-*enable*.
- Baca bagian LSB data sampel dari ADC melalui port B, baca bagian MSB data sampel dari Port-C (bit 0-2). Simpan pada memory sementara Data_ADC.

FLOWCHART PROGRAM INTERUPSI

71



Gambar 4.2
Flowchart Program Interupsi

- Reduksi data (2-1) (*reduksi turning point*).
- Baca isi counter output timer-2
- Kirimkan sinyal EOI (*End of Interrupt*) ke PIC-8259

Reduksi Data Turning Point

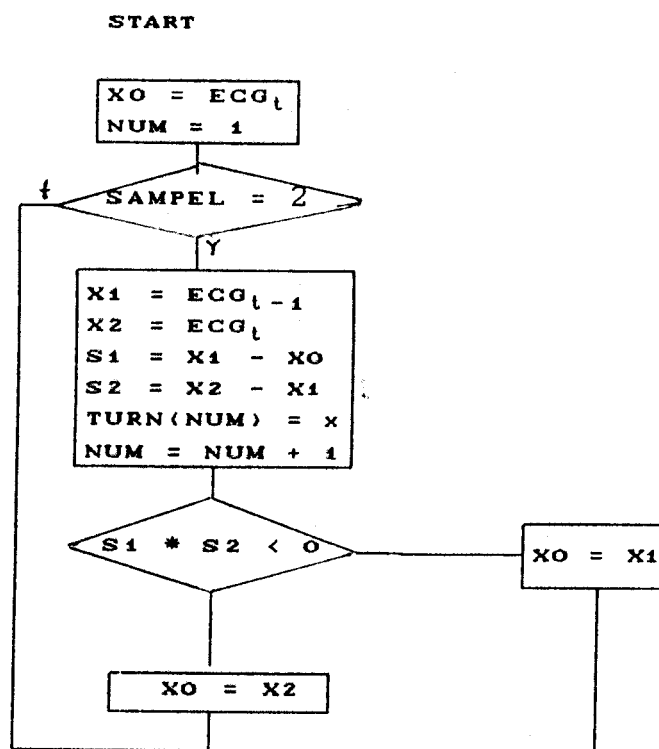
Untuk menghemat pemakaian memory, perlu dilakukan reduksi data sinyal ECG, tanpa merusak informasi klinis sinyal. Reduksi data ini dilakukan dengan menggunakan algoritma *Turning Point* yang cukup sederhana, mudah diimplementasikan serta memungkinkan dilakukan secara *real time*.

Algoritma *Turning Point* ini dapat dijelaskan sebagai berikut :

- Titik sampel pertama disimpan, X_0 dan dua titik sampel berikutnya disimpan masing-masing sebagai X_1, X_2 .
- Dari ketiga titik sampel itu dipilih salah satu yang akan dijadikan titik referensi X_0 untuk iterasi berikutnya. untuk lebih jelasnya lihat gambar 4.3.
- X_2 dipilih jika tidak ada perubahan arah (*turning-point*), X_1 dipilih jika ada perubahan arah pada tiga titik sampel berikutnya.
- Secara matematis, pemilihan titik referensi diatas adalah :

$$X_0 = X_1 \quad \text{jika } (X_2 - X_1)(X_1 - X_0) < 0$$

$X0 = X2$ jika $(X2-X1)(X1-X0) \geq 0$



Gambar 4.3¹

Flowchart algoritma reduksi data Turning Point

4.4 MONITORING SINYAL ECG

Layar monitor komputer digunakan sebagai sarana untuk menampilkan sinyal ECG yang disimpan pada buffer memory sementara, secara *real time*. Hal ini bisa dilakukan karena mengingat sinyal ECG mempunyai frekwensi yang cukup rendah, sehingga dengan menggunakan frekwensi sampling paling kecil 200 Hz, sudah dapat ditampilkan bentuk sinyal ECG yang cukup baik. Sebelum menampilkan data sinyal ECG pada monitor terlebih dahulu dilakukan

¹) Willis J. Tompkins And John G. Webster, EDS. Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation, 1981, hal 436

smoothing terhadap data sinyal yang akan ditampilkan, sehingga diharapkan dapat dihasilkan bentuk sinyal yang lebih halus.

4.4.1 Smoothing Sinyal ECG²

Untuk mengurangi *spike-spike* sinyal ECG akibat kesalahan pembacaan ADC, maka dilakukan *Smoothing* sinyal ECG, selanjutnya disimpan ulang pada *buffer* memory sementara. Fungsi *smoothing* yang digunakan adalah :

- Dengan pendekatan numerik *Low Pass Filter*, dengan cara *moving-average (hanning) filter*.
- Fungsi keluarannya adalah :

$$Y(nT) = 1/4 \{ X(nT) + 2X(nT-T) + X(nT-2T) \}$$

dengan T = periode sampel; n = urutan titik sampel.

4.4.2 Analisa Arrhythmia

Jika interval sesaat antara dua puncak gelombang R disebut AR_t , dan interval rata-rata dari 8 interval R-R sesaat sebelumnya disebut sebagai AR_t , maka, secara matematis, algoritma dari pendeteksian *arrhythmia* ini dapat dijelaskan sebagai berikut :

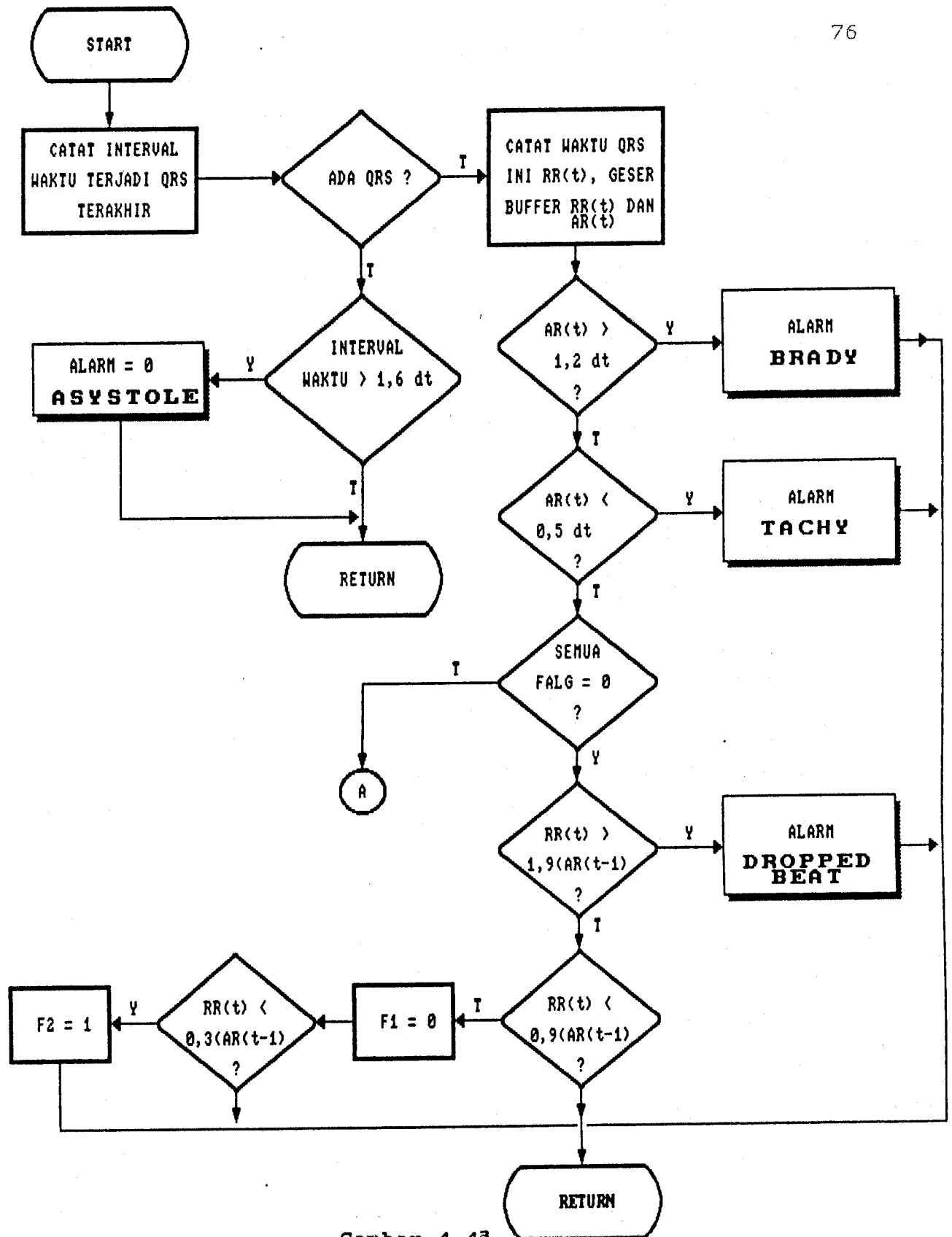
- *Bradycardia* : $RR_t > 1.5$ detik
 : $AR_t > 1.2$ detik
- *Tachycardia* : $AR_t < 0.5$ detik
- *Asystole* : $RR_t > 1.6$ detik

²)ibib, 111-114

- *Skipped beat* : $RR_t > 1.9 \cdot AR_{t-1}$ dan
tidak diikuti oleh denyut prematur
- *PVC* : $RR_{t-1} < 0.9 \cdot AR_{t-2}$
 $RR_{t-1} + RR_t \cong 2 \cdot AR_{t-2}$
rate PVC > 10/menit
- *R-on-T* : $RR_{t-1} < 0.33 \cdot AR_{t-2}$
 $RR_{t-1} + RR_t \cong 2 \cdot AR_{t-2}$
- *Bigeminy* : $RR_{t-3} < 0.9 \cdot AR_{t-4}$
 $RR_{t-1} < 0.9 \cdot AR_{t-4}$
 $RR_{t-3} + RR_{t-2} \cong 2 \cdot AR_{t-4}$
 $RR_{t-1} + RR_t \cong 2 \cdot AR_{t-4}$
- *Trigeminy* : $RR_{t-2} < 0.9 \cdot AR_{t-3}$
 $RR_{t-1} < 0.9 \cdot AR_{t-3}$
 $RR_{t-2} + RR_{t-1} + RR_t \cong 2 \cdot AR_{t-3}$
- *Interpolated* : $RR_{t-1} < 0.9 \cdot AR_{t-2}$
 $RR_{t-1} + RR_t \cong AR_{t-2}$
rate IPVC > 10/menit
- *APB* : $RR_{t-1} < 0.9 \cdot AR_{t-2}$
 $RR_{t-2} < RR_{t-1} + RR_t < 2 \cdot AR_{t-2}$
rate APB > 10/menit

Dari algoritma pendeteksian tersebut *arrhythmia* diatas, dibuat suatu diagram aliran seperti pada gambar 4.3. Pada diagram alir tersebut, terdapat flag-flag

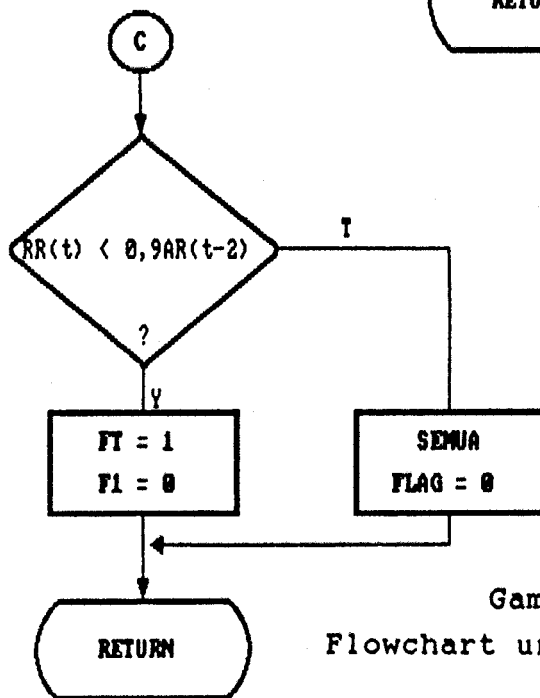
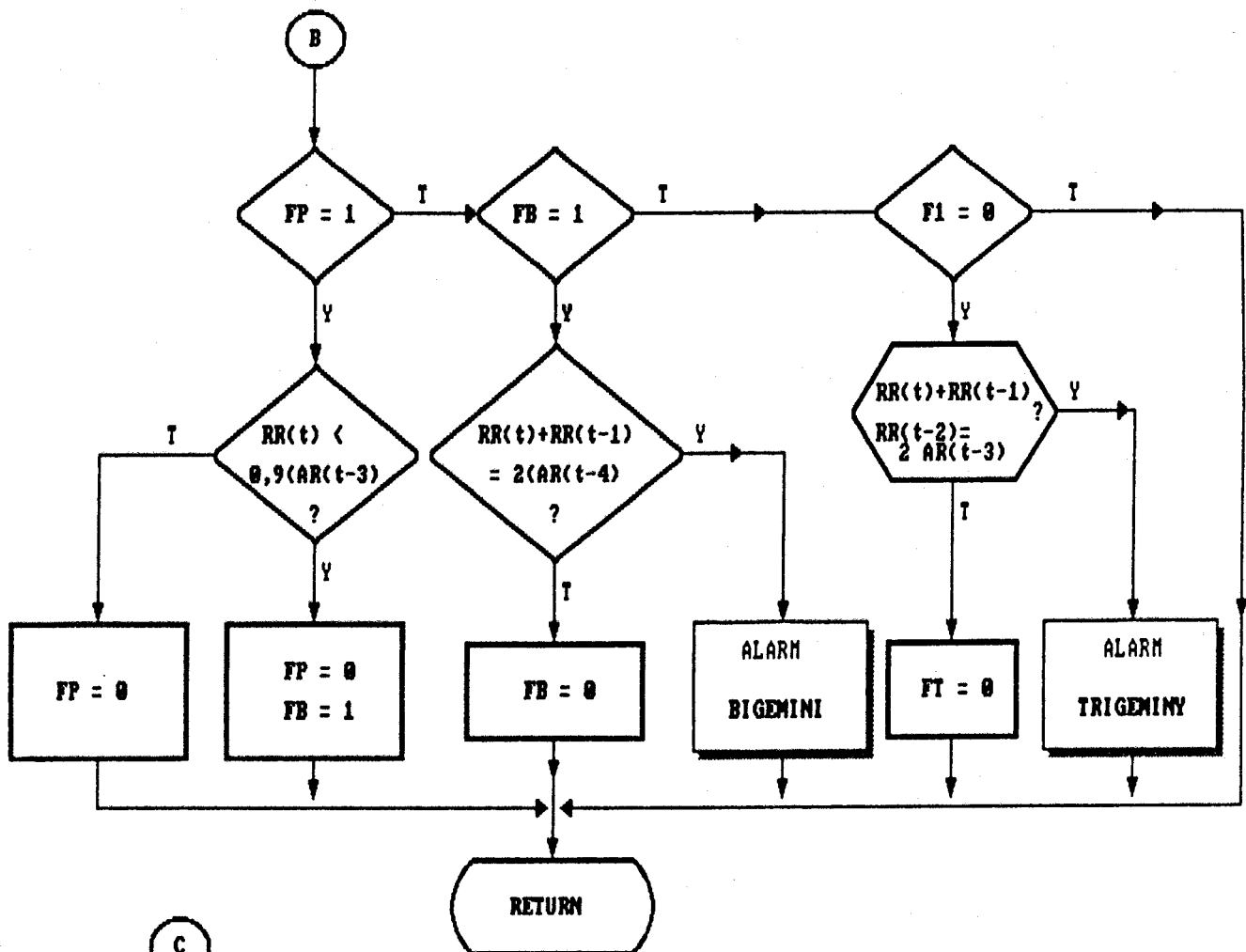
FLOWCHART DETEKSI ARRHYTHMIA



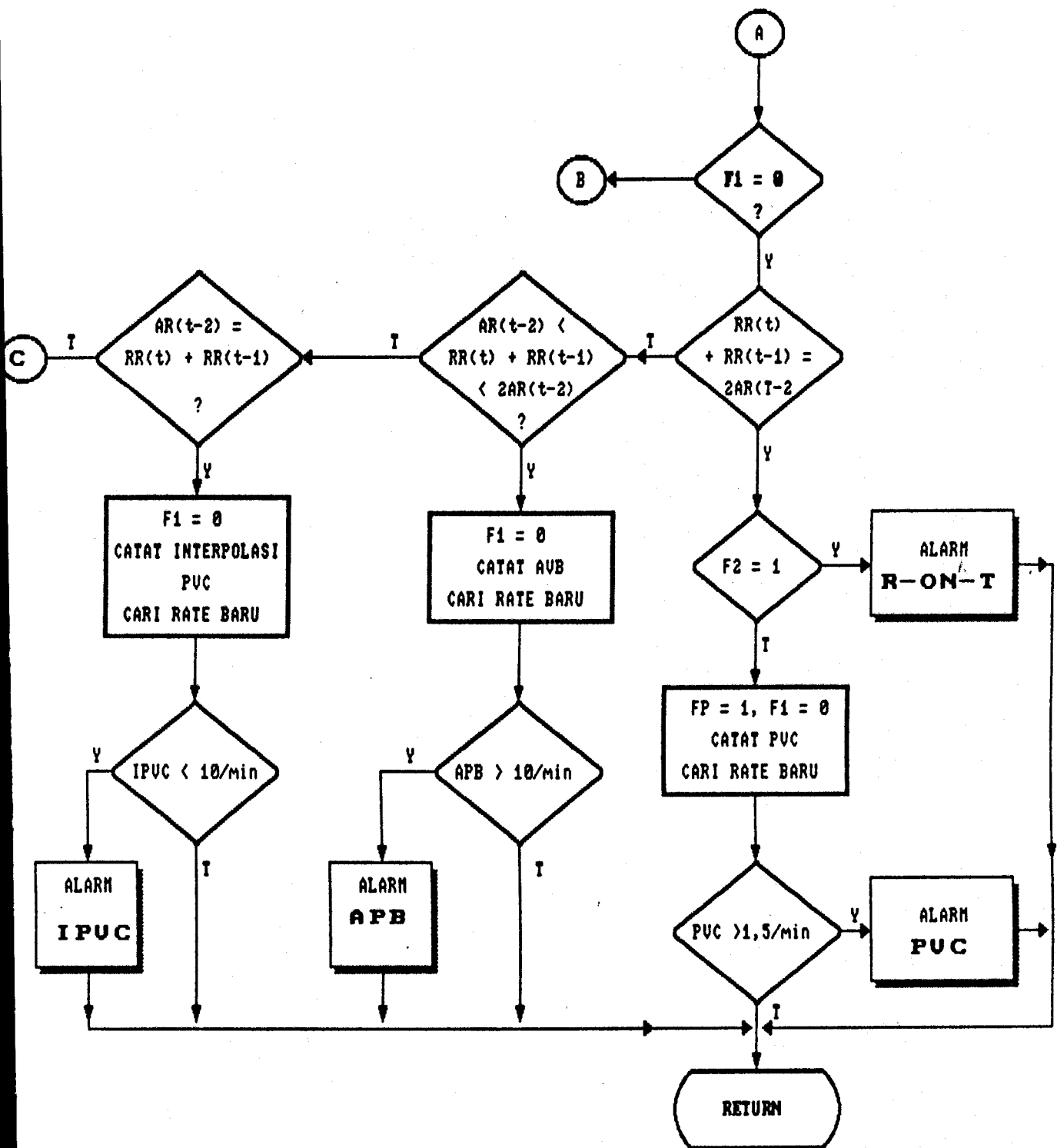
Gambar 4.4^a

Flowchart untuk mendeteksi Arrhythmia

^a) ibib, hal. 400 dan 401



Gambar 4.4 (sambungan)
Flowchart untuk mendeteksi Arrhythmia



Gambar 4.4 (sambungan)
Flowchart untuk mendeteksi Arrhythmia

arrhythmia yang fungsinya dapat diterangkan sebagai berikut:

- F1 : interval R-R terakhir adalah prematur.
- F2 : interval R-R terakhir prematur dengan nilai $< 1/3 \times \text{interval R-R rata-rata sebelumnya}$.
- FP : dua denyut terakhir adalah PVC.
- FB : interval R-R terakhir prematur dan diikuti oleh suatu PVC.
- FT : dua interval R-R terakhir prematur.

4.5 ANALISA SINYAL ECG

Sinyal ECG yang disimpan pada file ECG selanjutnya dianalisa berdasarkan respon waktu dan spektrum sinyal ECG yang tersimpan tersebut. Sehingga lebih lanjut dengan menganalisa sinyal ECG diharapkan dapat membantu ahli medis untuk menentukan penyakit jantung seorang pasien.

4.5.1 Analisa Komponen ECG

Pada tampilan analisa komponen ECG ini, dilakukan analisa parameter sinyal ECG, yaitu parameter yang berhubungan dengan bentuk gelombang P, Q, R, S, dan T. Bentuk tampilan analisa komponen ECG ini terdiri dari :

- menampilkan sinyal elektrokardiogram yang dibaca dari berkas data ECG
- menampilkan hasil deteksi lebar QRS oleh *soft-*

ware.

- menampilkan letak titik-titik P,Q,R,S,T serta amplitudonya dari analisa sinyal elektrokardiogram
- menampilkan nama file ECG, *sampling rate* sinyal.
- menampilkan parameter interval hasil analisa sinyal

interval : R-R, P-R, Q-T_a, Q-T_c

Segmen : PQ, V.A.T, ST

Amplituda : P, Q, R, S, T, ST-level.

Analisa komponen ECG ini secara garis besar terdiri dari dua bagian yaitu :

- Detektor QRS.
- Analisa gelombang P, Q, R, S, T.

4.5.1.1 Detektor QRS

Metode untuk mendeteksi kompleks QRS, dan mengestimasi lebar QRS disini, adalah suatu versi yang dikembangkan oleh *Hawlett Packard Company*. Metode yang disebut sebagai metode *sum of derivatives* ini merupakan hasil observasi empiris, yaitu hasil penjumlahan turunan pertama dan kedua yang disearahkan dari suatu sinyal ECG, menghasilkan pulsa pada tempat terjadinya kompleks QRS. Lebar pulsa ini secara kasar, sama dengan durasi dari kompleks QRS.

kompleks QRS.

Metode pendeteksian QRS ini di-implementasikan dengan diagram aliran seperti pada gambar 4.5. Pada diagram aliran tersebut, terlihat ada dua fungsi yang digunakan, yaitu :

a. Fungsi *Smoothing* :

- adalah pendekatan numerik suatu *low pass filter*.
- dengan cara *weighthing moving-average* (hanning) filter.
- fungsi keluaran :

$$Y(nT) = 1/4 \{ X(nT) + 2X(nT-T) + X(nT-2T) \}$$

dengan : T=perioda sampel; n=urutan titik sampel.

b. Fungsi *Derivate* :

- adalah fungsi turunan diferensial dari data sinyal.
- dengan metode *3-point central difference*.
- fungsi keluaran :

$$Y(nT) = X(nT) - X(nT-2T)$$

dengan : T=perioda sampel; n=urutan titik sampel.

Pada metode ini, mula-mula data ECG dihaluskan terlebih dahulu (*smoothing*). Kemudian dicari turunan pertama (*derivate*) sinyal ECG ini, lalu disearahkan. Hasil perhitungan ini kemudian dihaluskan (*smoothing*). Langkah selanjutnya, mencari turunan kedua sinyal ECG, disearahkan, dan dihaluskan. Hasil dari kedua perhitungan ini dijumlahkan dan dikalikan dua. Kemudian dicari jangkauan maksimum dari sinyal ini, untuk menerapkan

suatu batas ambang (*threshold*) histerisis pada 75% dan 30% , dari jangkauan maksimum ini sehingga menghasilkan suatu pulsa segiempat. Lebar pulsa ini adalah estimasi lebar durasi kompleks QRS secara kasar.

Analisa Gelombang P, Q, R, S,T

Analisa gelombang ECG ini dilakukan dengan melokali-sasi titik-titik tertentu sepanjang satu periode. Langkah-langkah yang dilakukan dalam menganalisa komponen ECG ini adalah sebagai berikut :

a. Menghitung slope dan perubahan slope data ECG.

- Hitung slope data ECG pada setiap titik. Untuk mencari titik belok dari sederetan titik data. Persamaan fungsinya adalah :

$$\text{slope}[k] = \text{data}[k+1] - \text{data}[k-1]$$

- Hitung perubahan slope data ECG pada setiap titik. Untuk mencari nilai ekstrim. Persamaan fungsinya adalah :

$$\text{dslope}[k] = \text{slope}[k+1] - \text{slope}[k-1]$$

b. V.A.T :

Mencari lebar QRS dengan menghitung lebar pulsa segiempat dari hasil pendeteksian QRS.

c. Gelombang R :

- Cari titik puncak gelombang R, dengan melokali-sasi amplituda tertinggi pada daerah di sekitar titik *onset* pulsa QRS, yaitu pada $\text{QRS}_{\text{on}} \pm 60$ mdetik.

- Hitung interval R-R untuk setiap perioda sinyal.

d. Gelombang P dan Q :

- Cari puncak gelombang Q, dari titik belok pertama ($\text{slope} \cong 0$) pada daerah sebelum titik puncak R.
- Cari puncak gelombang P, dengan melokalisasi titik dengan $\text{slope} \cong 0$ dengan amplituda maksimum (bila P normal) atau minimum (bila P *inverted*) pada daerah sebelum puncak Q.
- Cari awal gelombang P (P_{on}), dengan mencari data pertama yang sama dengan garis isoelektris pada daerah sebelum puncak gelombang P

e. Gasir Isoelektris :

Garis isoelektris dicari dengan melokalisasi titik antara P dan Q yang memiliki $\text{slope} \cong 0$ selama periode 30 mdetik. Pada proses ini, sekaligus ditemukan titik akhir gelombang P (P_{off}).

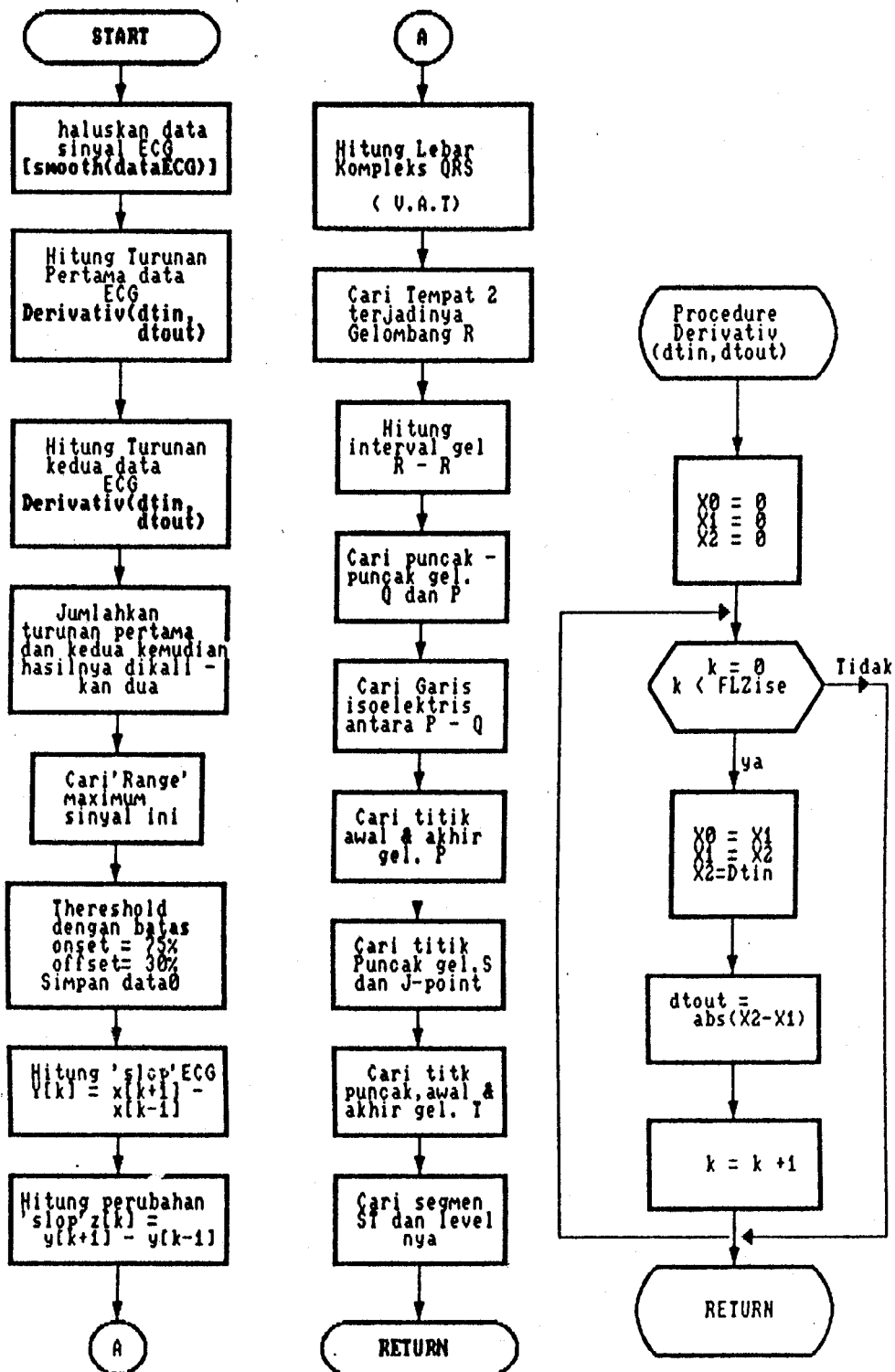
f. Gelombang S dan J-point :

- Cari titik uncah S, dengan cara yang sama seperti mencari puncak gelombang Q.
- Cari J-point, dengan mencari titik belok pertama ($\text{slope} \cong 0$) setelah gelombang S. Pada beberapa kasus, titik-J bisa sama letaknya dengan titik S.

h. Segment ST :

- Dilakukan dengan metoda *windowed-search*, dengan batas jendela $J + 20$ mdetik dan titik T_{on} .
- Dari batas jendela ini, dicari titik yang memiliki depresi atau elevasi maksimum. Titik ini disebut sebagai "titik ST".
- Level segmen ST ditentukan dengan menghitung perubahan level pada titik ST relatif terhadap garis isoelektris.

FLOWCHART ANALISA KOMP. ECG

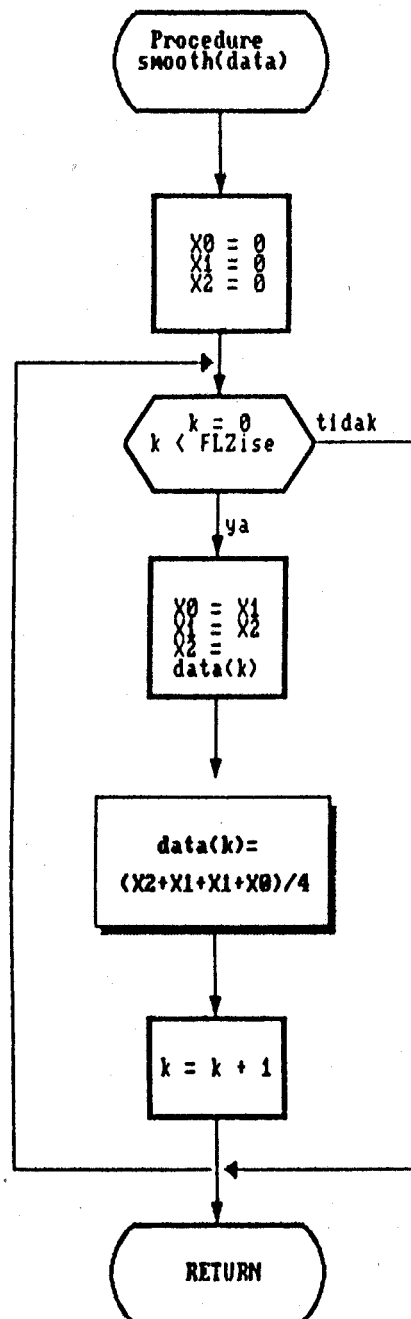


Gambar 4.5

Diagram Alir Analisa Komponen ECG

FLOWCHART

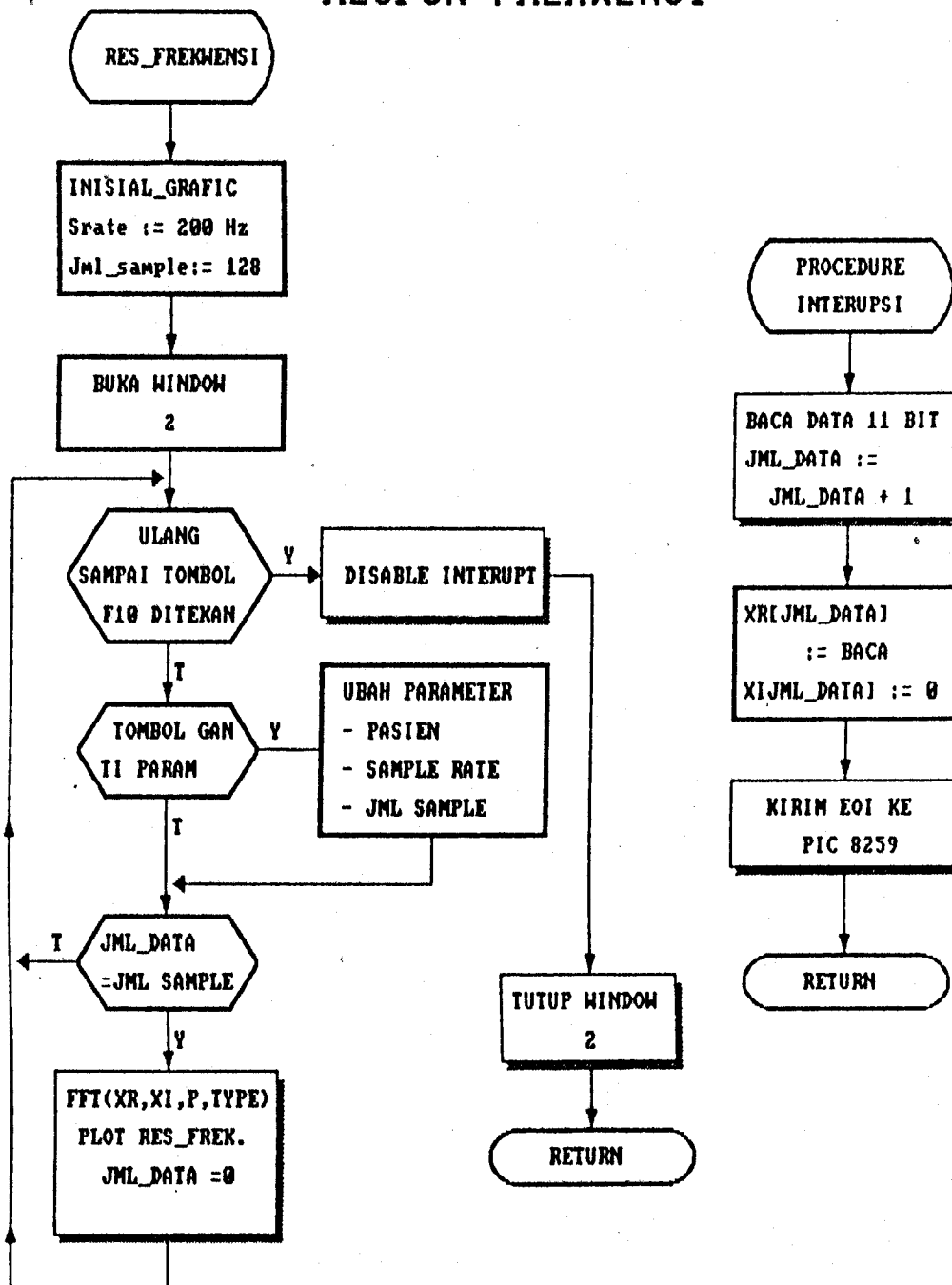
"SMOOTHING" DATA ECG



Gambar 4.6

Diagram Alir "Smoothing" Data ECG

FLOWCHART RESPON FREKWENSI



Gambar 4.7

Diagram Alir Respon Frekwensi Data ECG

BAB V

PENGUKURAN DAN PENGUJIAN

Sebelum dijalankan sebagai suatu sistem tiap-tiap bagian perlu dilakukan pengujian terlebih dahulu. Bila rangkaian telah bekerja, tahap selanjutnya adalah pengukuran dan sekaligus kalibrasi.

5.1 PENGUKURAN DAN PENGUJIAN ALAT

Untuk merealisasikan sistem yang direncanakan maka selanjutnya dilakukan pengukuran dan pengujian alat, yang dilakukan pada masing-masing modul yang dibuat,

1. Modul ADC.
2. Modul Pengolah Sinyal Analog.
3. Modul card interface dan Pembangkit *sampling rate*

Pengujian ADC dilakukan dengan cara mengecek chanel ADC, mengetes proses ADC, sinyal EOC (*end of conversi*) ADC dan hasil konversi yang dihasilkan oleh ADC tersebut. Pengukuran Modul pengolah sinyal analog dilakukan setelah semua komponen terpasang. Pengukuran card interface dilakukan dengan mengirimkan *kontrol word* ke PPI (untuk mengaktifkannya) untuk selanjutnya digunakan mengatur kerja PIT, sesuai dengan yang diinginkan. Pengujian detektor QRS dilakukan memasang seluruh modul

nan pasien yang akan dimonitor denyut jantungnya, pada saat terjadi QRS maka detektor akan membunyikan beeper dengan frekwensi ± 2500 Hz. dan mengirimkan sinyal berlogic "1" ke PPI sebagai tanda terjadi QRS.

5.2. PENGUKURAN DAN KALIBRASI

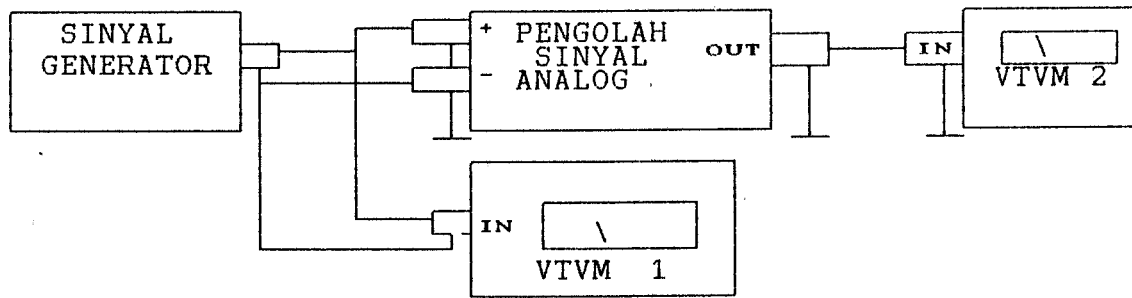
Pengukuran dan kalibrasi dilakukan secara bersama-sama sampai diperoleh nilai yang paling optimum. Langkah ini dilakukan per modul dan selanjutnya dilakukan untuk seluruh sistem.

5.2.1 PENGUKURAN DAN KALIBRASI PENGOLAH SINYAL ANALOG.

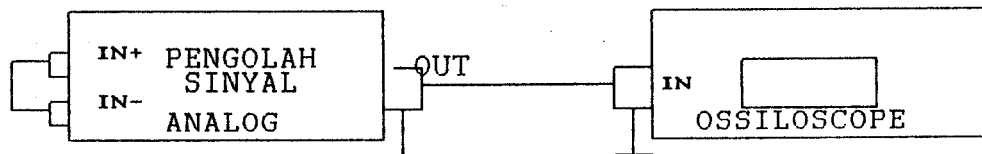
Ada beberapa parameter yang perlu diukur untuk bagian pengolah sinyal analog, yaitu penguatan, noise, CMMR, tegangan offset, dan bandwidth.

Pengukuran penguatan dilakukan dengan memasukkan sinyal sinus pada input kemudian diatur variabel resistor untuk penguatan. Pada input dan output dipasang osiloskop untuk mengamati tegangannya. Dari pengukuran ini diperoleh penguatan minimumnya adalah 3 dan maksimumnya 41 pada frekwensi 0.5 kHz. Penguatan maksimumnya tidak tepat 41 seperti yang direncanakan karena toleransi tahanan yang digunakan.

Pengukuran noise dilakukan dengan menghubungkan kedua input kemudian penguatan rangkaian diset pada maksimumnya. Selanjutnya diukur tegangan noisenya

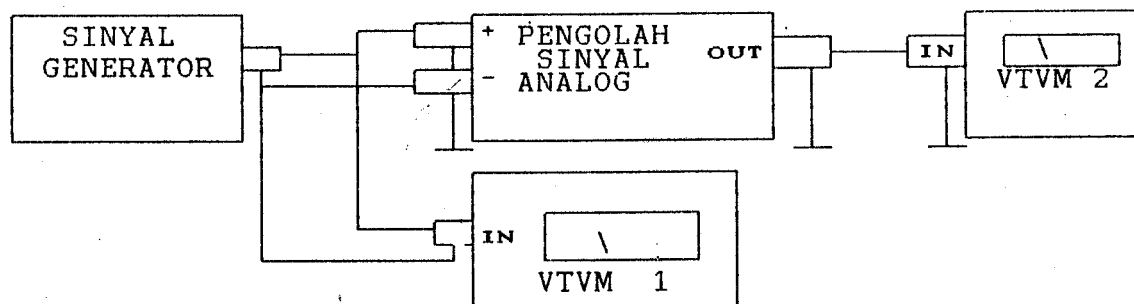


Gambar 5.1
Pengukuran Penguatan Pengolah Sinyal Analog.

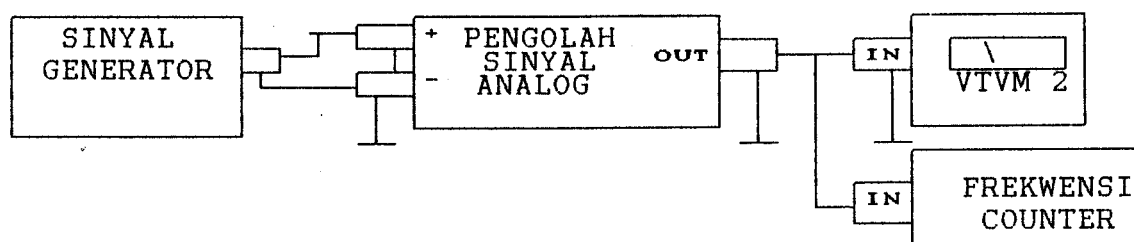


Gambar 5.2
Pengukuran Noise Pengolah Sinyal Analog

pada outputnya dengan menggunakan osiloskop. Dari pengukuran diperoleh tegangan noise output sebesar 2 mVp-p. Karena range tegangan output pengolah sinyal analog mencapai 5 Vpp, maka S/N rasionya adalah $5,0 \text{ V} / 2,0 \text{ mV} = 2500$.



Gambar 5.3
Pengukuran CMMR Modul Pengolah Sinyal Analog



Gambar 5.4.

Pengukuran Bandwidth Pengolah Sinyal Analog

Pengukuran CMMR dikakukan dengan memberi sinyal analog sinus yang sama pada kedua inputnya dan diamati tegangan outputnya dengan menggunakan osiloskop. Dengan kalibrasi pada tahanan pengatur CMMR, hasil terbaik yang diperoleh adalah sebagai berikut. Pada penguatan 41, frekwensi 0.5 kHz, tegangan input 10 mVp-p diperoleh tegangan output 400 mVp-p. Karena dengan tegangan input dan penguatan sebesar ini tegangan output dapat mencapai 400 mVp-p, maka CMMR-nya $400 \text{ Vp-p} \div 10 \text{ mVp-p} = 40$.

Pengukuran bandwidth dilakukan pada penguatan maksimumnya. Sinyal sinus dimasukkan pada inputnya dan frekwensinya dinaikkan cut-off rangkaian pada 23 kHz. frekwensi ini terutama ditentukan oleh gain-bandwidth product dari Op-Amp yang digunakan.

5.2.2. Pengukuran dan Kalibrasi ADC

Pengukuran karakteristik ADC yang paling mudah dilakukan adalah pengukuran linearitas ADC. Untuk melaksanakan hal ini sebuah tegangan referensi dimasukkan

Tabel 5.1. Pengujian dan Pengukuran ADC

No	Input VMD (mV)	Hasil konversi ADC(mV)	Selisih (mV)
1	8	2	7
2	20	13	7
3	30	23	7
4	40	34	6
5	48	42	6
6	72	67	5
8	92	87	5
9	101	96	5
11	127	123	4
12	150	148	2
13	180	179	1
14	199	199	0
15	211	211	0
16	226	226	0
17	240	240	0
18	255	255	0
19	938	939	1
20	955	955	0
21	966	968	2
22	981	983	2
23	1001	1004	3
24	1024	1024	0
25	1226	1228	2
26	1381	1380	1
27	1474	1478	4
28	1537	1535	2
29	1974	1979	5
30	1996	2001	5

ke input ADC, dan ditampilkan hasil konversi ADC pada layar monitor. Tegangan input diamati dengan menggunakan voltmeter digital presisi tinggi dan dibandingkan dengan output ADC yang sudah diolah dengan software sehingga dapat ditampilkan dalam bentuk tegangan.

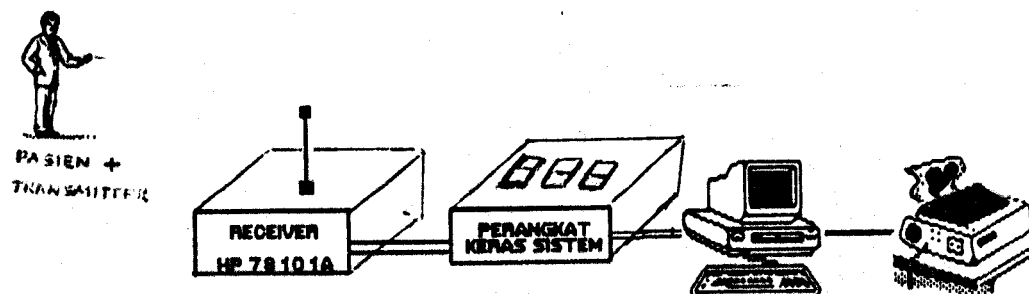
$$\text{Hasil Konversi} = \left\{ \frac{\text{data_terbaca}}{2047} \right\} * 2047 \text{ mV}$$

Hasil pengujian ADC dapat dilihat pada tabel 5.1

5.2.3 Monitoring Sinyal ECG

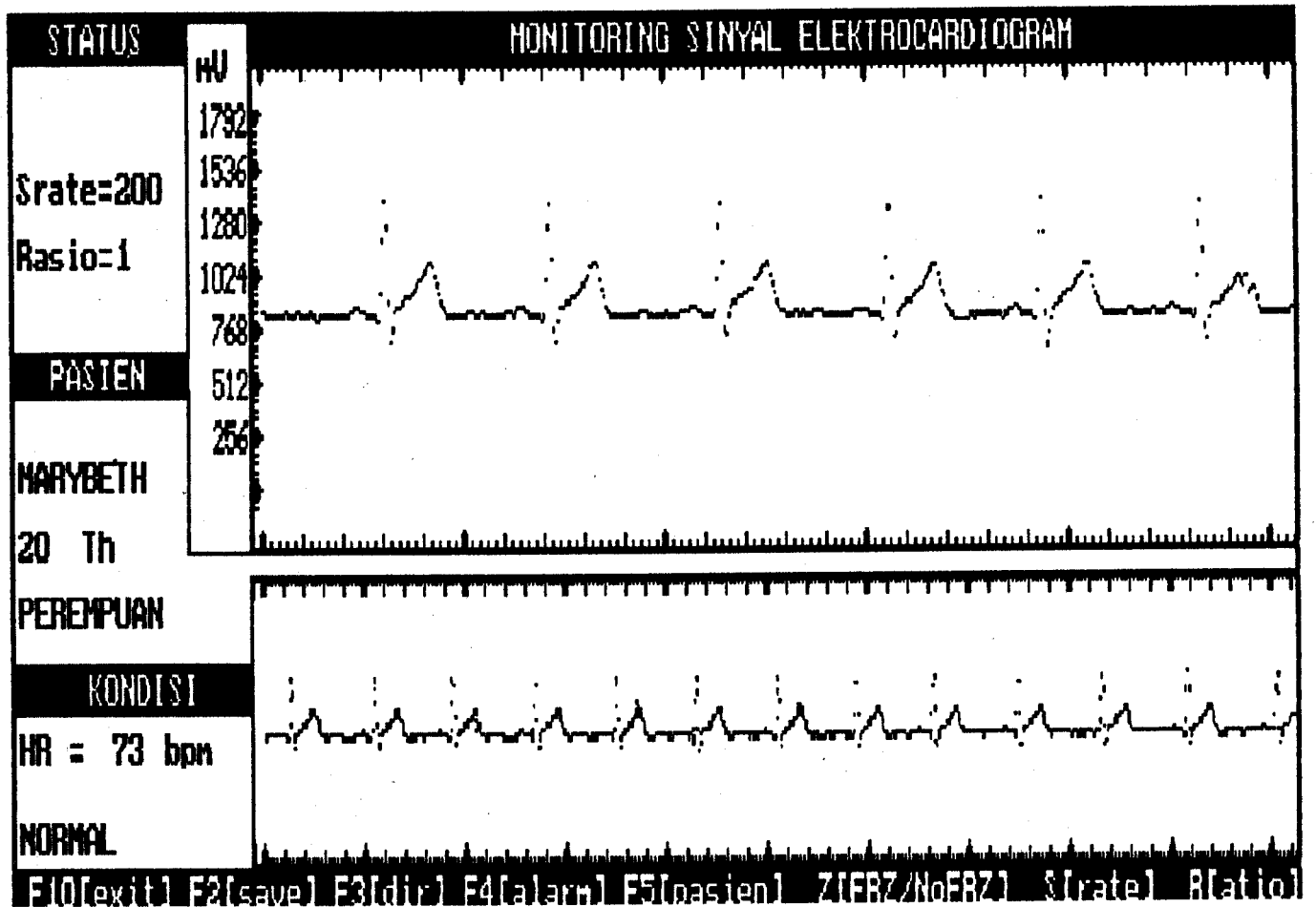
Setelah semua kalibrasi selesai maka selanjutnya dilakukan monitoring sinyal ECG terhadap seorang pasien (sukarelawan). Langkah-langkah yang dilakukan adalah :

1. Tempelkan ketiga buah elektroda pada tubuh pasien sesuai dengan peletakan secara standard atau secara alternatif seperti yang dianjurkan (gambar 2.1).
2. On-kan *Receiver*, bila transmisi sukses maka LED *inoperatip* pada panel depan dari *receiver* akan off.

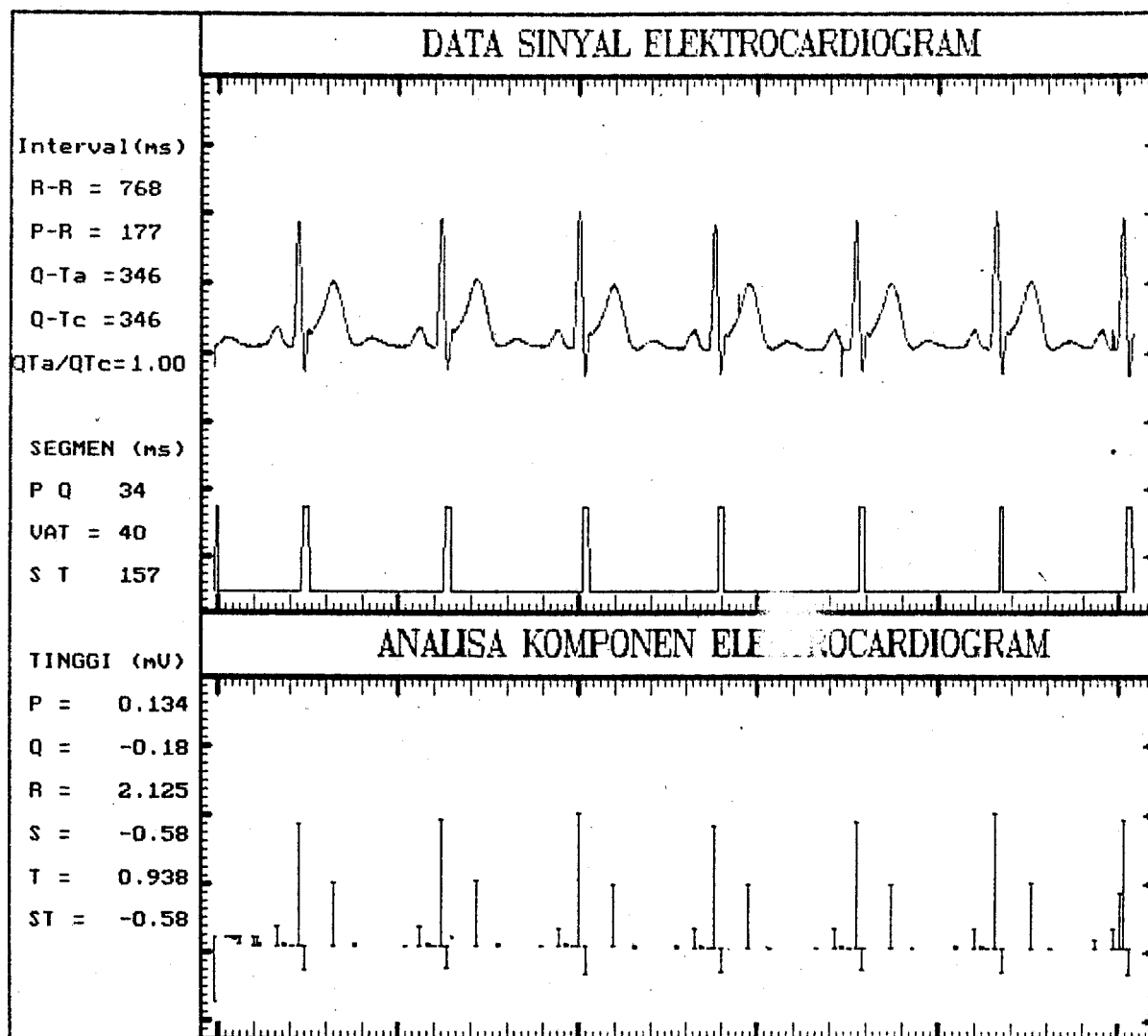


Gambar 5.5
Hubungan Perangkat Keras Dengan Pasien

3. Hubungkan antara pasien, *transmitter* dan antara *receiver*, perangkat keras, dan komputer seperti pada gambar 5.5.



Gambar 5.6
Monitoring Data ECG pada Pasien



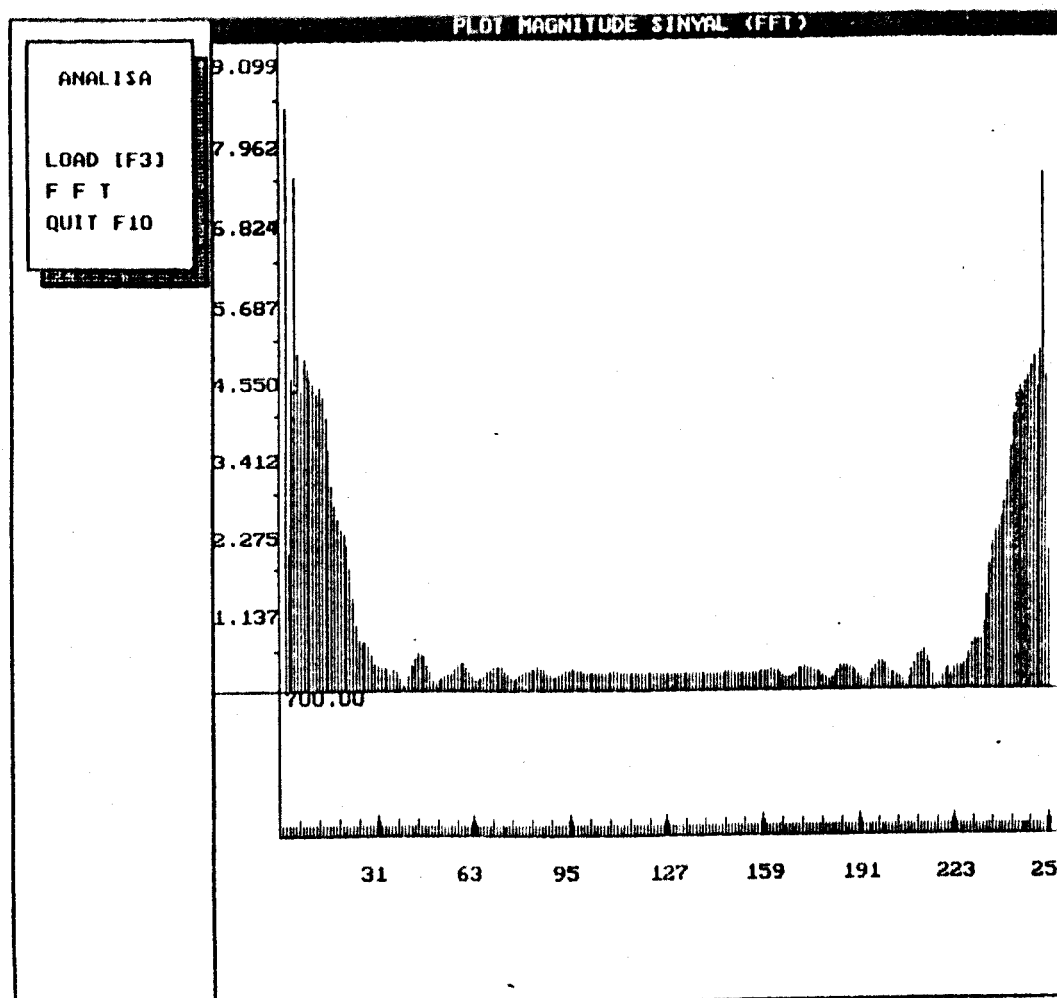
Gambar 5.7
Tampilan Hasil Analisa Komponen ECG

5.2.4 Monitoring Respon Frekwensi Sinyal ECG

Pada monitoring respon frekwensi data ECG secara *real time*, penulis belum dapat menganalisa sinyal dari

5.2. Monitoring Respon Frekwensi Sinyal ECG

Pada monitoring respon frekwensi data ECG secara *real time*, penulis belum dapat menganalisa sinyal dari response frekwensi yang didapat, seperti analisa *arrhythmia*, dan analisa komponen ECG. Pada kesempatan ini hanya bisa menampilkan respon frekwensi dari data ECG secara *real time*.



Gambar 5.8

Response Frekwensi Data ECG Secara Real time

BAB VI

PENUTUP

6.1 KESIMPULAN

Beberapa kesimpulan yang dapat diambil dari analisa aqusisi data ECG dari *Telemetryng system* 78100A-78101A yang di interfacekan ke IBM PC/AT adalah sebagai berikut :

- Secara umum, penggunaan Mikrokomputer IBM PC sebagai basis sistem ini memungkinkan dilakukukan fungsi aflikasi yang pleksibel.
- Analisa kelainan irama jantung (*arrhythmia*) dan monitoring sinyal ECG dapat dilakukan secara *real time* dengan periode sampel yang dapat diatur 200-800 Hz. Serta audio-visualisasi denyut QRS dan ALARM akan terjadi bila ada kelainan irama jantung dari batas normal yang ditentukan.
- Analisa komponen sinyal ECG yang menghasilkan data-data elemen ECG meliputi : interval RR, PR, QT Lebar segmen : PQ, QRS, ST dan Amplitudo : P, Q, R, S, T, dan level segment ST.

6.2. SARAN-SARAN

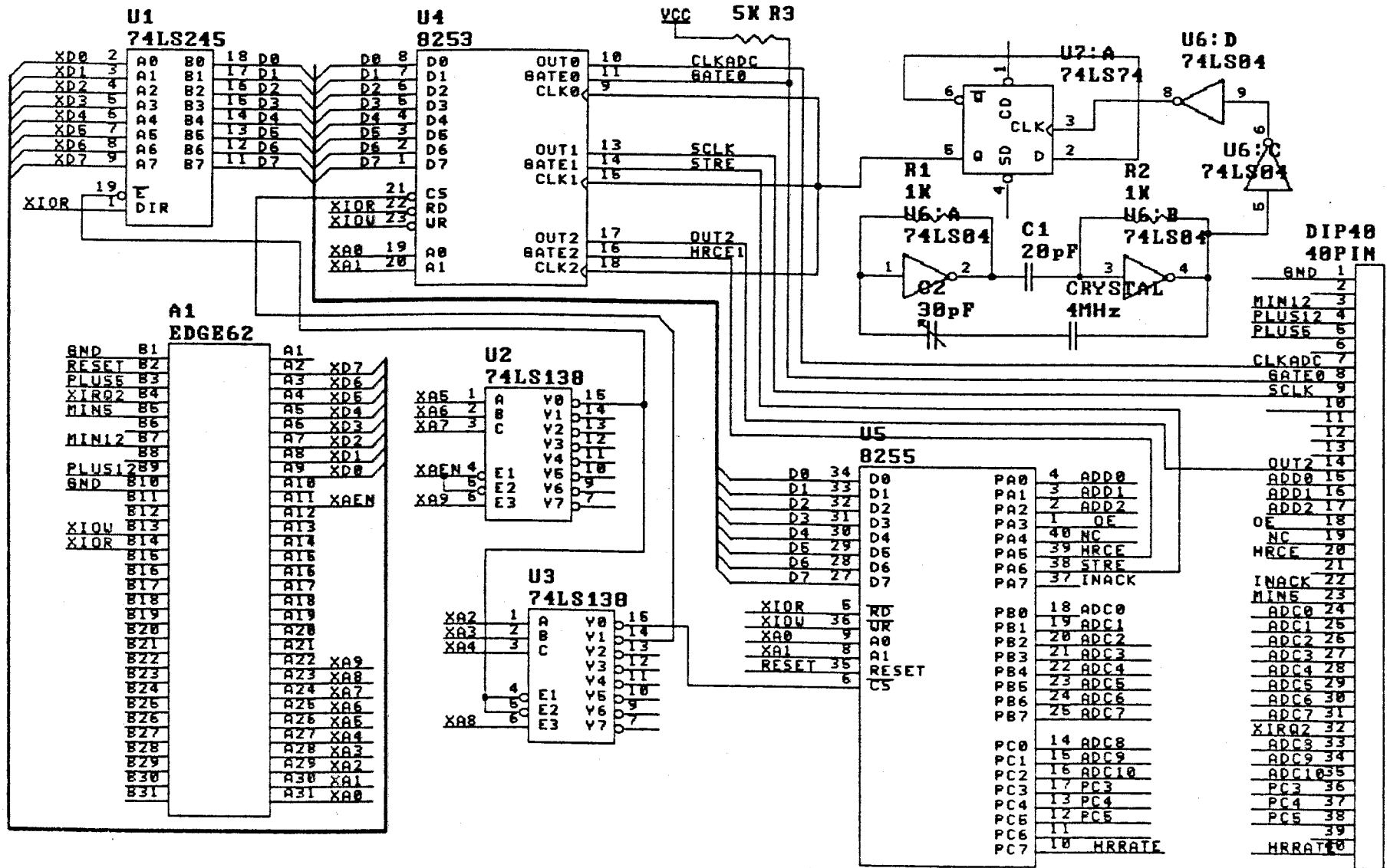
Untuk keperluan pengembangan selanjutnya dari alat yang dibuat adalah sebagai berikut :

- Dalam analisa komponen ECG yang paling penting adalah ketepatan frekwensi/periode sampling dari *analog to digital converter*, karena interval RR, PR, QT dan Lebar segmen : PQ, QRS, ST ditentukan oleh periode/frekwensi sampling.
- Sistem ini dapat dikembangkan menjadi suatu sistem *multi-channel* Elektrokardiogram, yaitu dengan menambahkan beberapa unit filter dan penguat biomedik untuk satu unit interface dan konverter A/D dengan basis satu Mikrocomputer IBM PC. Selain itu dapat juga dikembangkan suatu sistem *monitoring* pasien yang lengkap, meliputi pengukuran tekanan darah, polume respirasi, temperatur badan, dan lain-lain dengan satu unit mikrokomputer sebagai basisnya.
- Pengembangan analisa data ECG berdasarkan respon frekwensi akan lebih baik bila menggunakan paralel processor, sehingga dapat memonitor sekaligus menganalisa data ECG secara *real time*

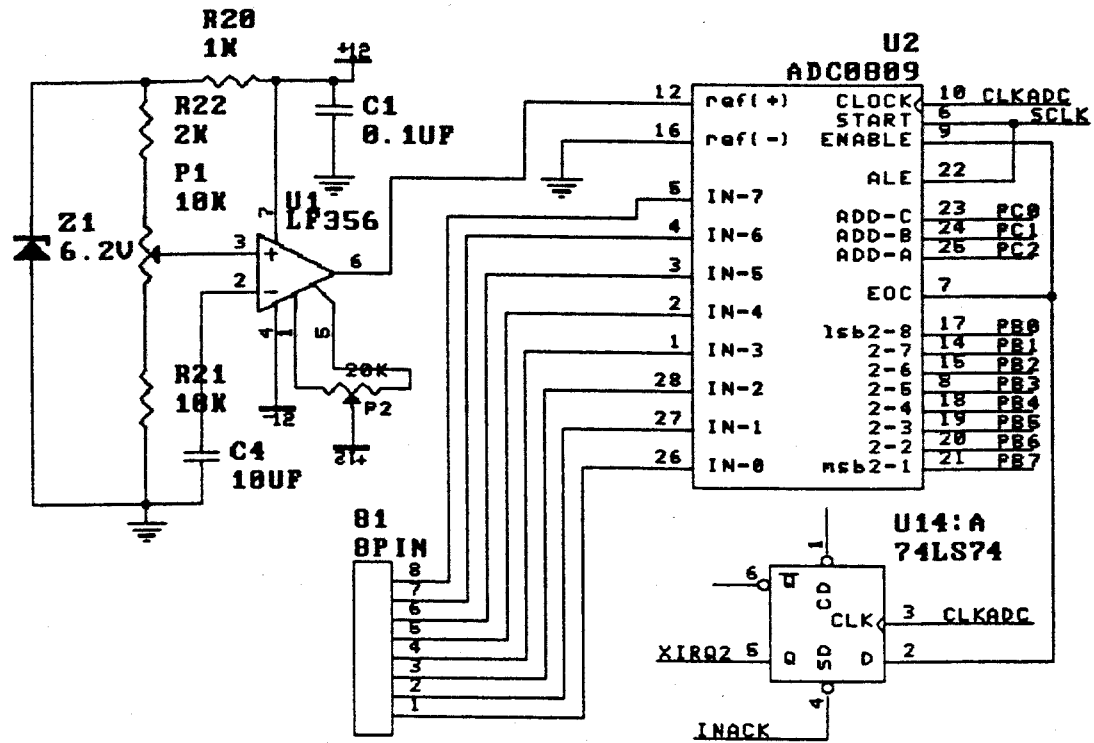
DAFTAR PUSTAKA

1. Coughlin, Robert F., Frederick F. Driscoll, dan Herman W. Soemitro (penerjemah), "PENGUAT OPERASIONAL DAN RANGKAIAN TERPADU LINEAR, Erlangga, Jakarta, 1985.
2. Friedman, H. Harold M.D. " DIAGNOSTIC ELECTROCARDIOGRAPHY AND VECTORCARDIOGRAPHY", McGRAW-HILL, Inc. 1971.
3. Hall, Douglas V., "MICROPROCESSOR AND INTERFACING : Programming and Hardware, McGraw-Hill Inc, Singapore, 1986.
4. Paul M. Embree & Bruce Kimble, "C LANGUAGE ALGORITHMS FOR DIGITAL SIGNAL PROCESSING", Printice-Hall International, Inc.
5. Tompkins, Willis J And John G. Webster, Eds, "DESIGN of MICROCOMPUTER-BASED MEDICAL INSTRUMENTATION", Prentice-Hall, Englewood Cliff, New Jersey, 1981.
6. TOM SWAM, "MASTERING TURBO PASCAL 6' edisi ke 4.
7. Webster, John G., (editor), MEDICAL INSTRUMENTATION : Application and design, Houghton Mifflin Company, Boston, 1978.
8. -----, Operating Manual, "TELEMETRY TRANSMITTER 78100A TELEMETRY RECEIVER 78101A, Hawlett Packard, 1971
9. -----, IC DIGITAL TTL Data and Comparison Table, Binatronika, Jakarta, 1984.

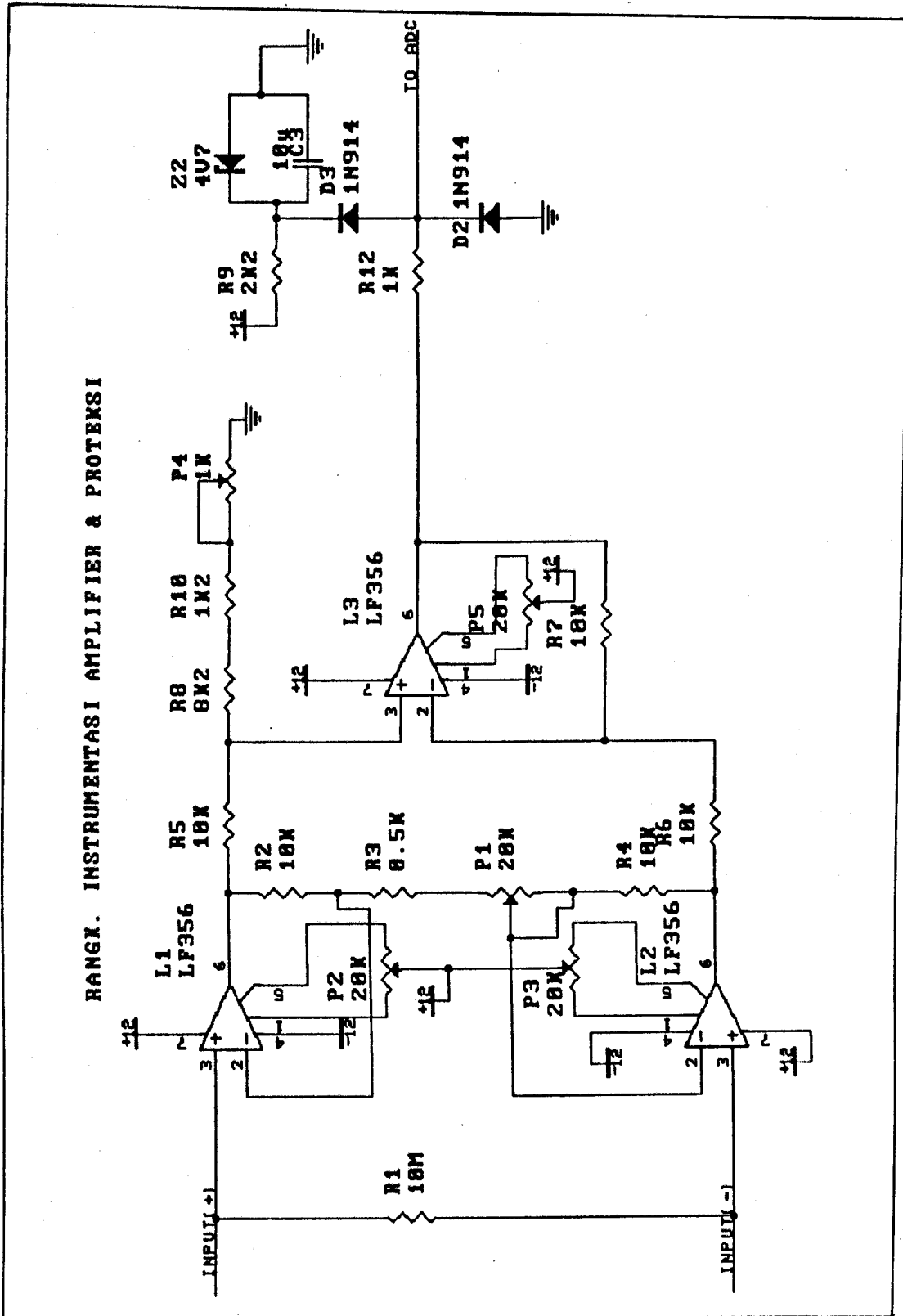
RANGKAIAN INTERFACE

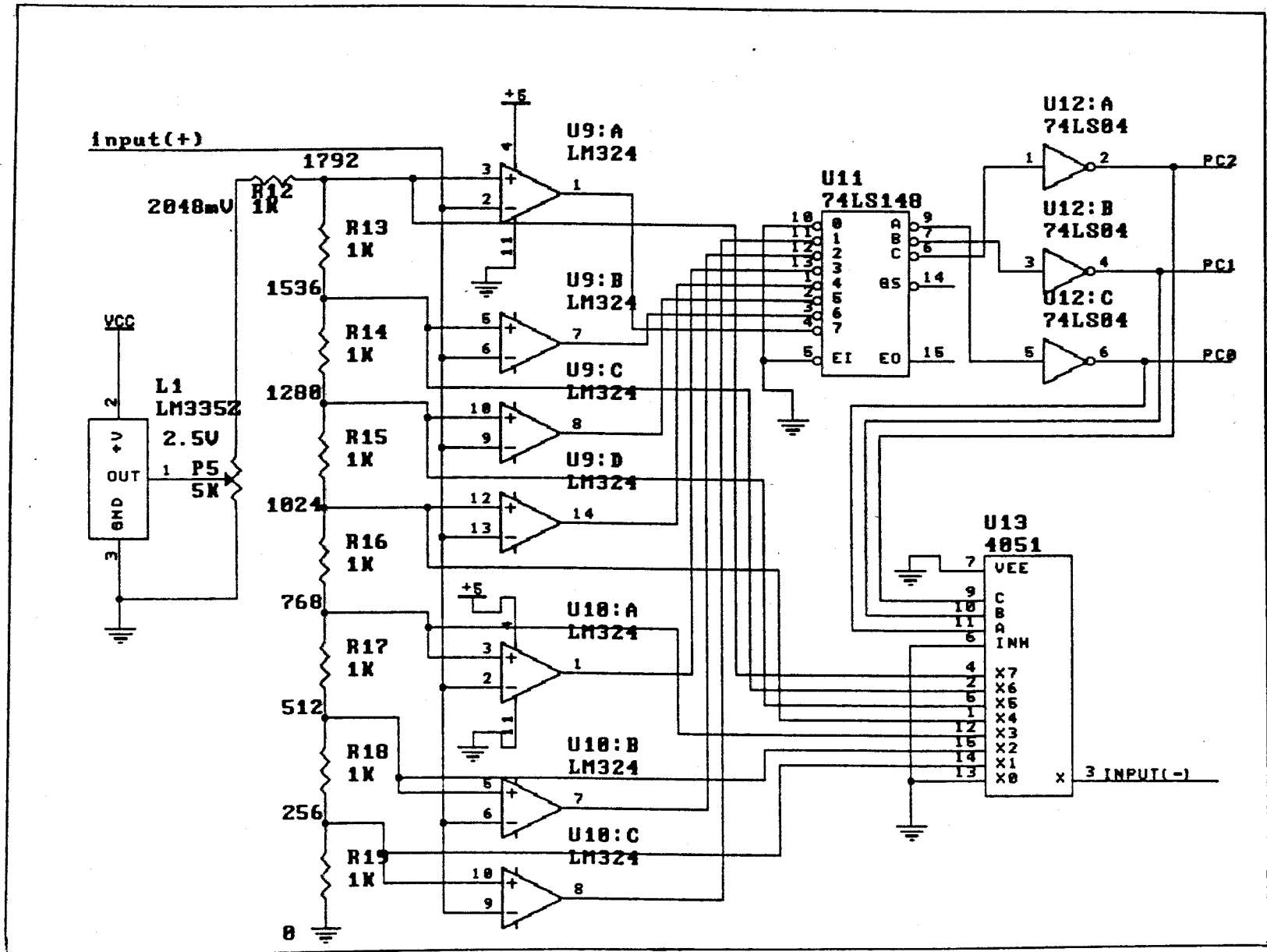


ADC DAN RANG. REFERENSI

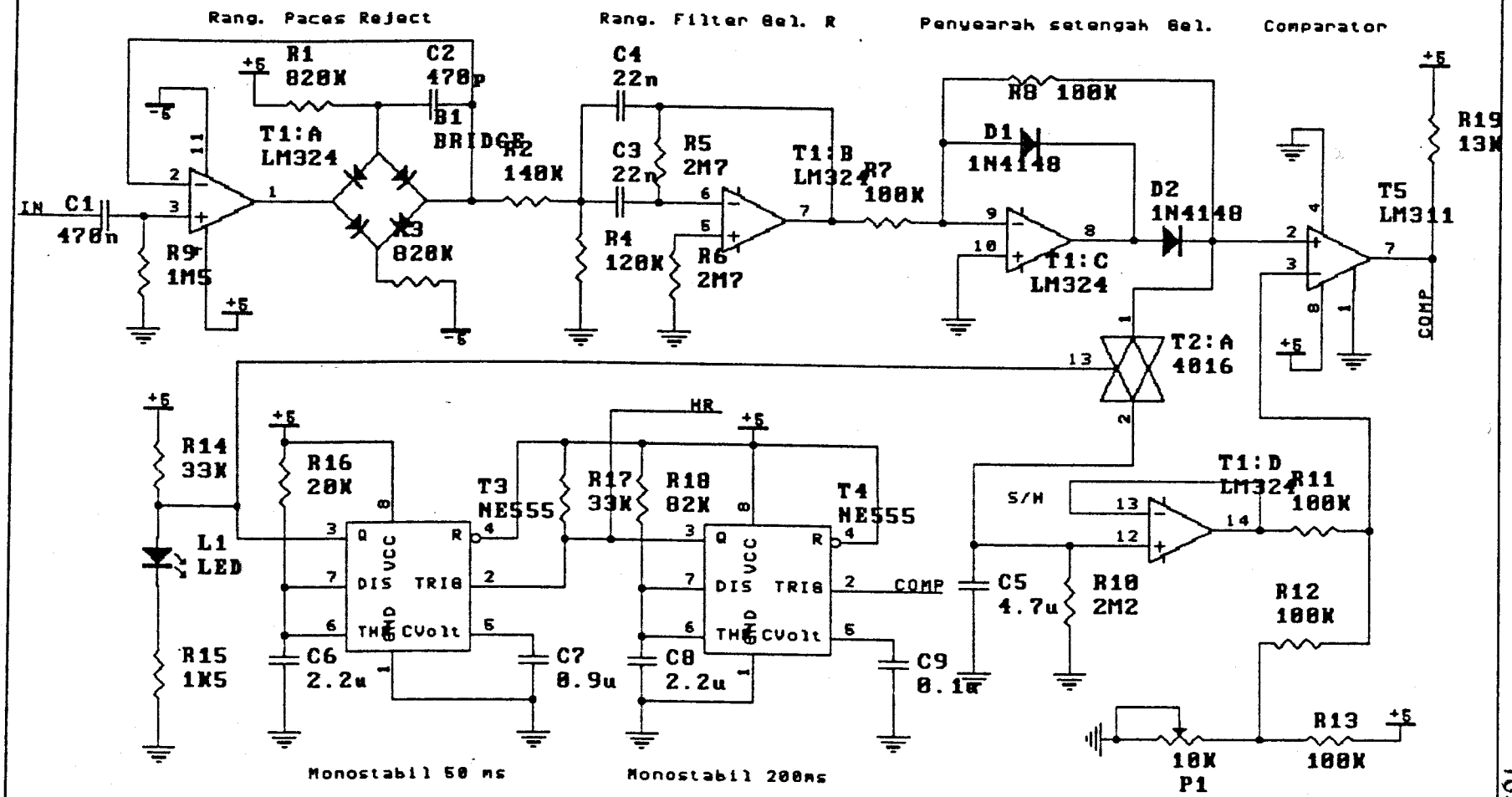


RANGK. INSTRUMENTASI AMPLIFIER & PROTENSI

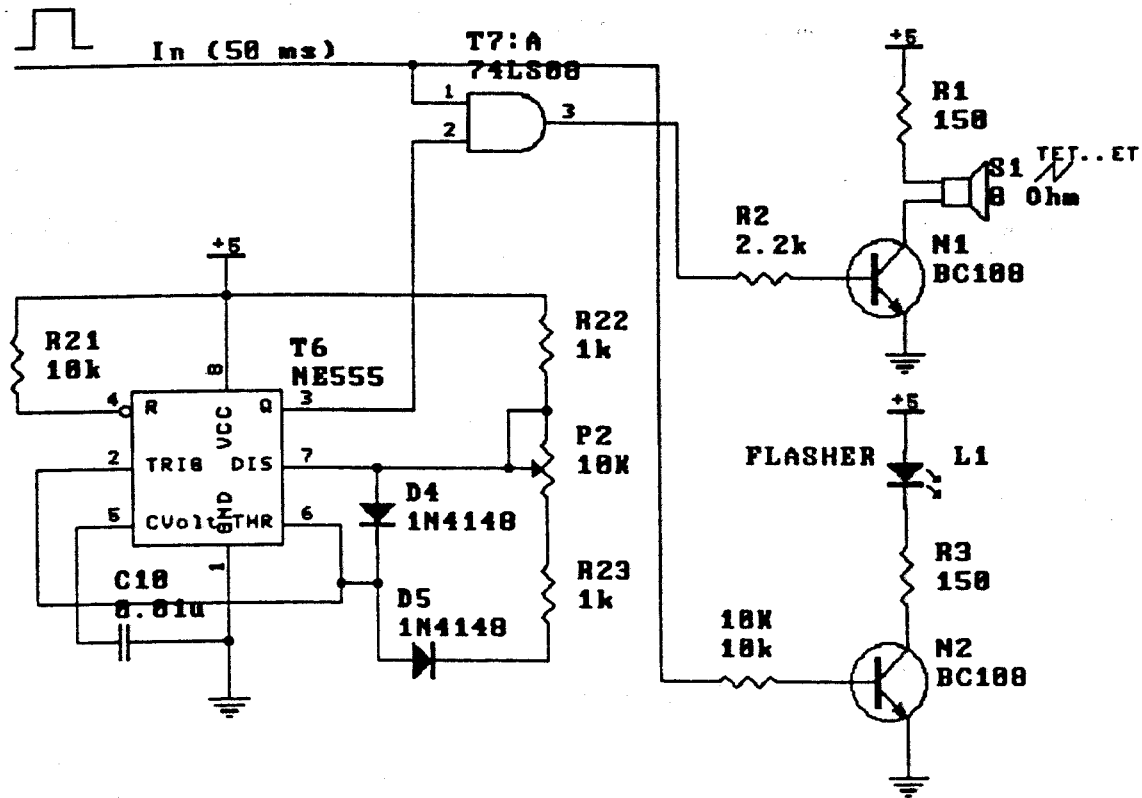




RANG. DETEKTOR GEL. R



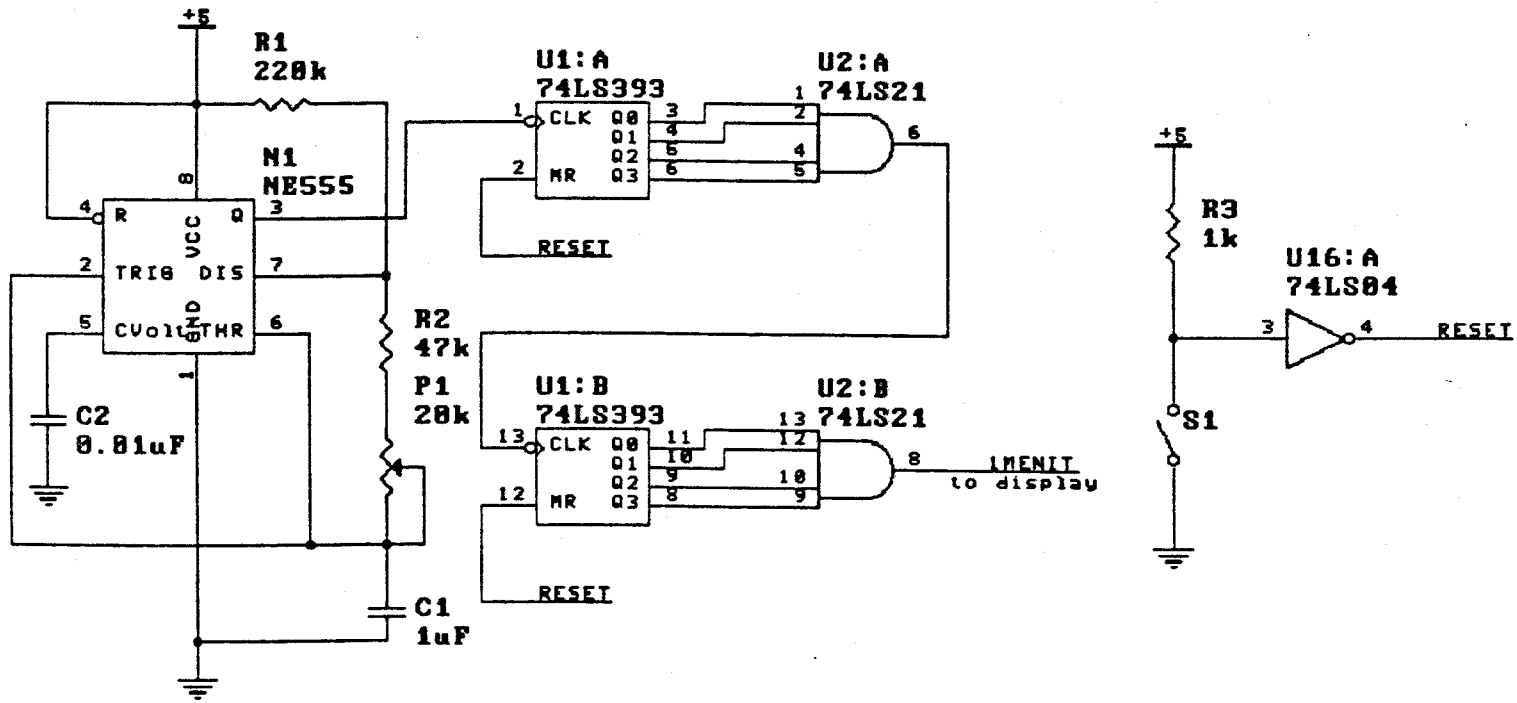
RANGK. BEEPER DAN FLASHER



PEMBANGKIT PULSA SETIAP 1 MENIT

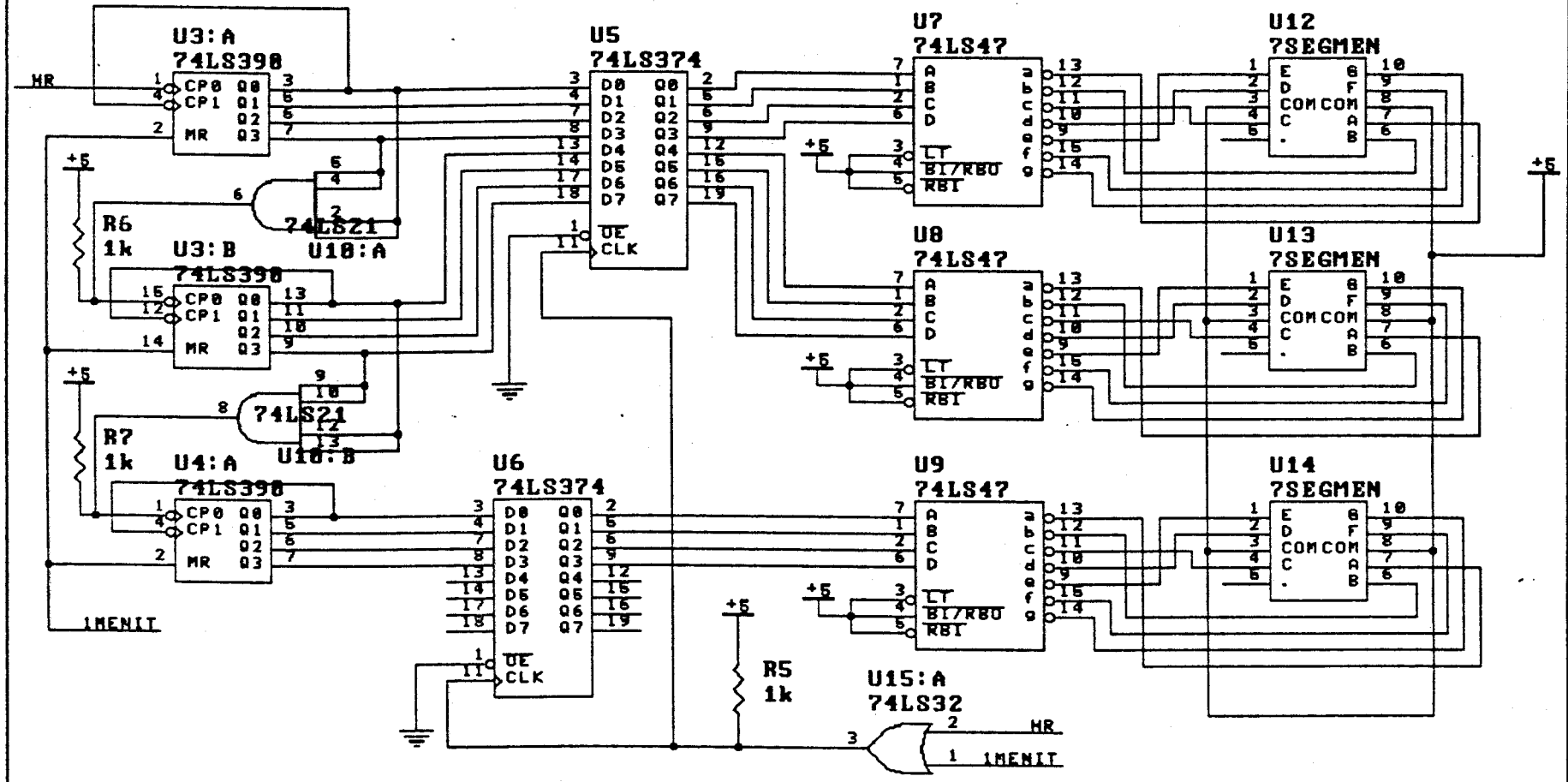
f = 4.25 Hz

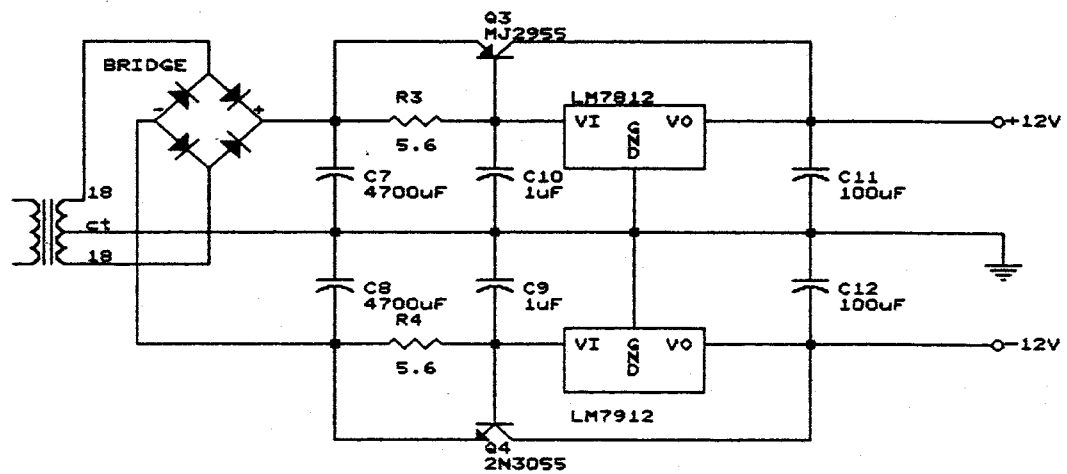
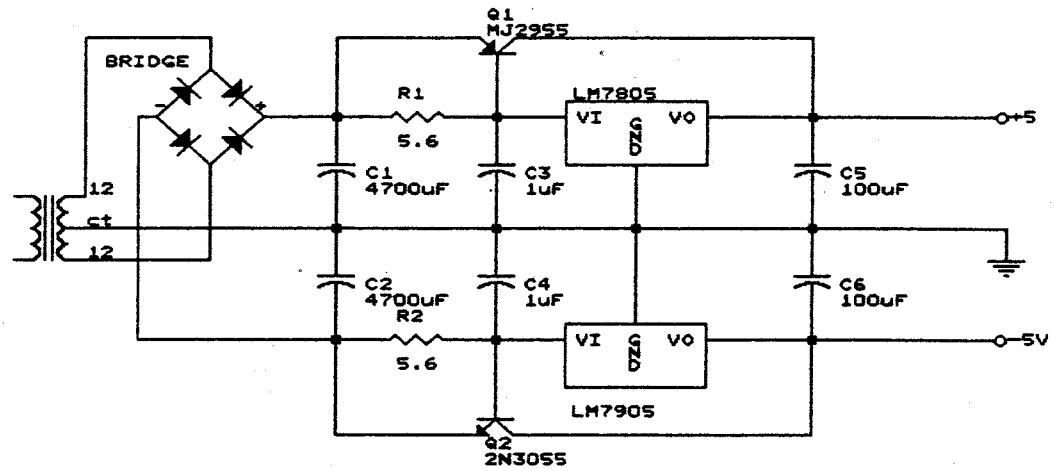
Pembagi 256



MILIK PERPUSTAKAAN
 INSTITUT TEKNOLOGI
 SEPULUH - NOPEMBER

RANG. DISPLAY BEAT PER MENIT





RANGKAIAN POWER SUPPLAY		
Size	Document Number 3	REV
A	I MADE SUASTIKA ITS	
Date:	February 11, 1994	Sheet of

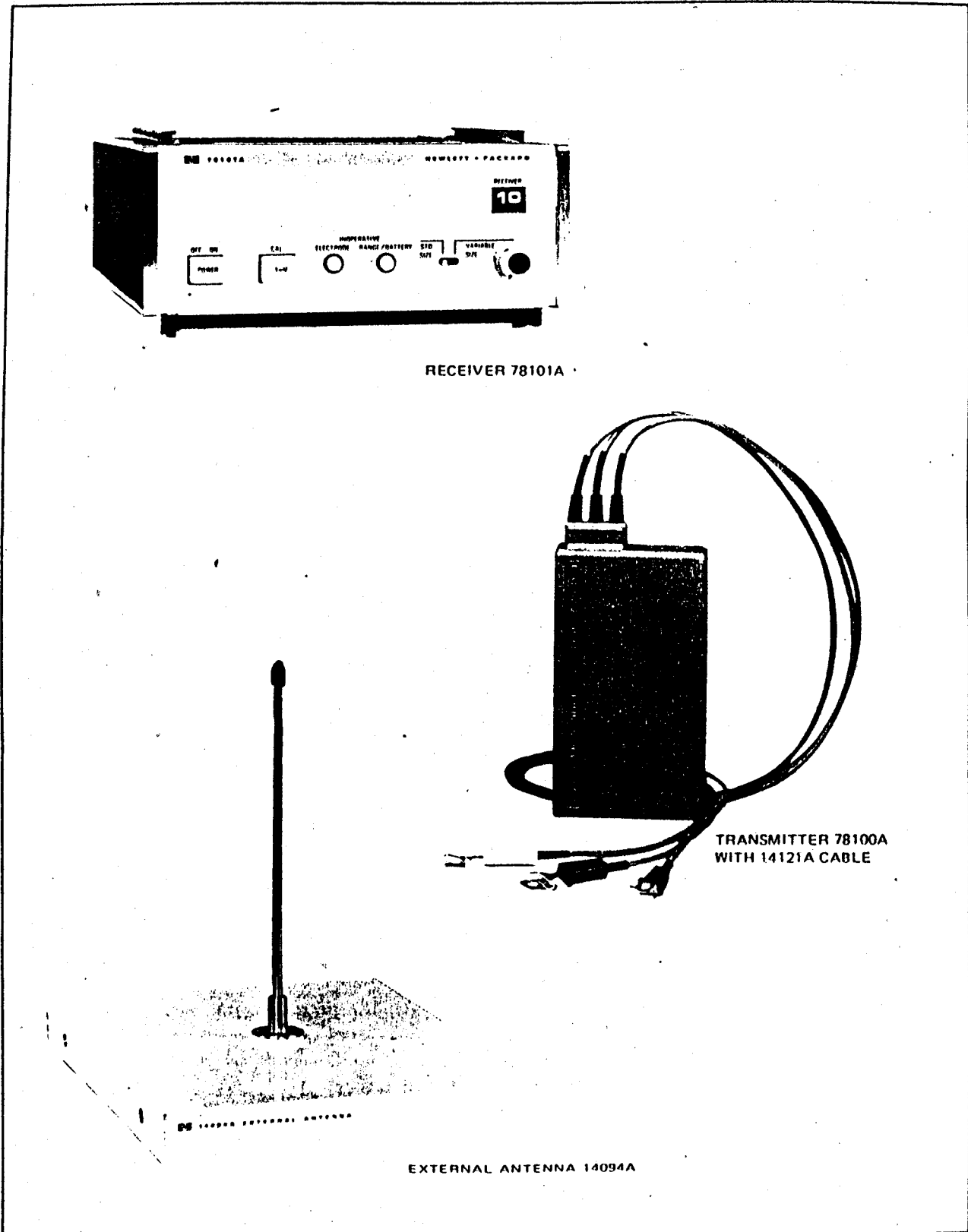


Figure 1-1. Hewlett-Packard Telemetry System

Table 1-1. Specifications

ECG CHANNEL

Differential Input: defibrillator-protected. Input impedance greater than 10 megohms below 60 Hz. Input range is ± 5 millivolts.

Pace Pulse Rejection: Slew-rate limited to a nominal 0.25 millivolts per millisecond, referred to the input (except Option 021), which attenuates the pace pulse, minimizes ECG waveform distortion, and minimizes the probability of pace pulse triggering of a cardi tachometer.

ECG Amplification: Internally switched to a gain of 1000, 50 or 1. Gain stability is $\pm 7\%$, and gain accuracy at 25°C is $\pm 5\%$. For display size control, receiver can be switched at the front panel from fixed gain to variable gain. Variable gain gives amplification of 20% to 400% of switch setting.

Noise at ECG Output: 10 μV rms maximum (80 μV peak-to-peak) referred to input, with each ECG lead connected to the same point through a 25K shielded resistor for a received RF signal of greater than 10^{-13} Watts.

Calibration Voltage: 1 mV, referred to input, is added to ECG output by pressing front panel pushbutton. Accuracy at 25°C: $\pm 6\%$ referred to input.

Output Impedance: Less than 55 ohms.

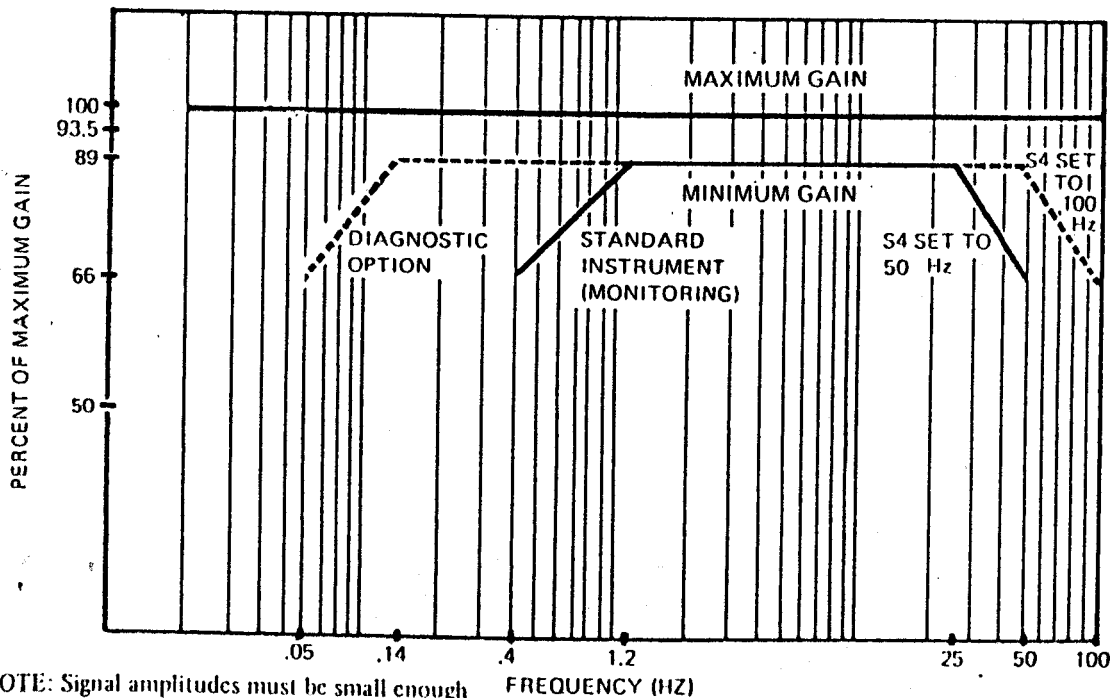
Electrode Inoperative Indication: Receiver front panel light for detached electrode.

Range/Battery Inoperative Indication: Receiver front panel light for low battery voltage, patient out of range, or excess radio interference.

Channel Inoperative System Signal: Occurs with inoperative conditions, and ECG output is grounded.

ECG Output: Compatible with HP heart rate meters, scopes, recorders and arrhythmia monitor. It is also compatible with most manufacturers' ECG monitors and displays.

ECG Frequency Response:



NOTE: Signal amplitudes must be small enough not to be limited by pace pulse rejection circuits.

Table 1-1. Specifications (continued)

<p>TRANSMITTER, MODEL 78100A</p> <p>RF Power Output: 2 mW into 50 ohm load (± 0.75 mW) measured from RL electrode connector to a ground plane under transmitter.</p> <p>Frequency Range: Carrier 450 to 470 MHz.</p> <p>Frequency Stability: $\pm 0.0006\%$ (crystal controlled).</p> <p>Modulation Type: FM/FM.</p> <p>Battery Power: One disposable, 8.4-volt mercury cell (Mallory TR146X or equivalent), with life of 72 continuous hours of operation.</p> <p>Physical Characteristics: Case, glass filled polypropylene, 12.7 x 7.4 x 2.4 cm (5.0 x 2.9 x 0.95 Inches). Weight, 267 grams (9.5 oz) including battery. Color, Jade Gray. Operating Temperature, 0-55°C (32° - 131°F).</p>	<p>Outputs: One ECG telephone jack on rear panel, and two REMOTE connectors that match Hewlett-Packard monitor system cabling.</p> <p>Controls and Indicators: Internal Gain Switch Std/Variable Size Switch Variable Size Control Inoperative Indicators on front panel 1 mV Calibration button ON-OFF indicator light and mechanical indicating lines on POWER button.</p> <p>Power Requirements: Receiver, 115/230 Vac $\pm 10\%$, 48 to 66 Hz, 25 vA max.</p> <p>Auxiliary Power Outlet: Unswitched IEC female receptacle provides up to 735 vA for auxiliary equipment.</p> <p>Physical Characteristics: Case, 8.9 cm high x 20 cm wide x 27.9 cm deep (3.5 x 7.87 x 11 inches). For case height without feet, subtract 1.3 cm (0.5 in.). Olive-gray vinyl panels with white front and brushed-aluminum trim, Jade Gray knobs. Channel number plate. Front panel has blank area about 2.5 x 12.5 cm (1 x 5 in.) for patient's name or bed number if desired. Weight, 2.7 kg (6 lb). Operating Temperature, 0-55°C (32-131°F).</p>
<p>RECEIVER, MODEL 78101A</p> <p>Radio-frequency Input Impedance: 50 ohms nominal.</p> <p>Frequency Tuning: Crystal-controlled.</p>	

Table 1-2. Telemetry System Options

HEWLETT-PACKARD TELEMETRY CHANNELS					
Current Channels (Standard for U.S.A.) & Canada					
CHANNEL	OPTION	FREQUENCY (MHz)	CHANNEL	OPTION	FREQUENCY (MHz)
1	001	467.775	14	014	465.6625
2	002	467.825	15	015	465.8625
3	003	467.900	16	016	465.7875
4	004	467.850	17	017	465.7125
5	005	467.550	18	018	465.7625
6	006	467.575	19	019	465.8125
7	007	467.925	20	020	460.6875
8	008	467.800	21	037	460.7375
9	009	467.875	22	038	460.8375
10	010	467.750	23	039	460.6625
11	011	465.6875	24	040	460.8625
12	012	465.7375	25	041	460.7875
13	013	465.8375	26	042	460.7125

(continued)

Section
Index

Table 1-3. Telemetry System Accessories

ACCESSORIES SUPPLIED		ACCESSORIES AVAILABLE	
Transmitter Accessories		Cable Set	14120A
8.4-Volt Battery	1420-0031	Redux, Electrolyte Creme	651-1021
Pouch and Belt	1530-1693	Electrode Adhesive Discs	14095B
Electrode Cable*	14121A	Electrode Adhesive Discs (with Micropore® Tape)	14095A
Disposable Electrodes*	14445B	External Antenna (less cables), with mount	14094A
*For Option 022, substitute:		Maintenance Manual (Principles of Operation, Maintenance Procedures, Parts List and Schematic Diagrams). Note that a second-class radiotelephone operator must supervise all repairs that affect RF emission.	78101-91997
Electrode Adhesive Discs	14095B	Record Book Forms (pad)	78101-91996
Electrode and Cable Set	14120A		
Redux, Electrolyte Creme	651-1021		
Receiver Accessories			
Fuse, 0.125A (230V Service)	2110-0027		
Power Cord, 8 ft**	8120-1395		
Operating Manual	78101-91998		
Operating Instruction Card	78101-91999		
**For Option 023 substitute:			
Power Cord, 30 inch	8120-1405		
**For Option 030 substitute:			
Power Cord, 30 inch	8120-1396		

TABLE 1 P-R INTERVAL FOR VARIOUS AGES AND HEART RATES*
Upper limit of normal, sec

Age, yr	Heart rate, beats per min				
	Below 70	71-90	91-110	111-130	Over 130
0-1.5	0.16	0.15	0.15	0.14	0.13
1.5-6	0.17	0.17	0.16	0.15	0.14
7-13	0.18	0.17	0.16	0.15	0.14
14-17	0.19	0.18	0.17	0.16	0.15
Small adults	0.20	0.19	0.18	0.17	0.16
Large adults	0.21	0.20	0.19	0.18	0.17

*P-R interval (seconds) measured in the standard lead with the tallest P.
Source: Adapted from the "Electrocardiographic Test Book," The American Heart Association, Inc., 1956, by permission of The American Heart Association, Inc.

TABLE 4 Q WAVES
Amplitude, mm

Limb leads					Precordial leads				
Lead	Age	No. Cases	Mean	Range	Lead	Age	No. Cases	Mean	Range
I	24 hr	32	0.5	0.0-0.5	V ₁	24 hr	41	0.0	0.0-0.0
	0-2 yr	72	0.7	0.0-2.0		0-2 yr	72	0.0	0.0-0.0
	3-5	72	0.1	0.0-1.0		3-5	72	0.0	0.0-0.0
	6-10	72	0.2	0.0-2.0		6-10	72	0.0	0.0-0.0
	12-16	68	0.1	0.0-3.0		12-16	49	0.0	0.0-0.0
	Adults	500	0.9	0.0-4.0		Adults	121	0.0	0.0-0.0
II	24 hr	32	1.5	0.0-5.0	V ₂	24 hr	41	0.0	0.0-0.0
	0-2 yr	72	1.3	0.0-3.0		0-2 yr	72	0.0	0.0-0.0
	3-5	72	0.3	0.0-2.0		3-5	72	0.0	0.0-0.0
	6-10	72	0.5	0.0-3.0		6-10	72	0.0	0.0-0.0
	12-16	68	1.2	0.0-2.5		12-16	49	0.0	0.0-0.0
	Adults	500	1.1	0.0-4.0		Adults	121	0.0	0.0-0.0
III	24 hr	32	2.5	0.5-9.0	V ₃	24 hr	41	0.0	0.0-0.0
	0-2 yr	72	1.6	0.0-4.0		0-2 yr	72	0.0	0.0-0.0
	3-5	72	1.4	0.0-3.0		3-5	72	0.0	0.0-0.0
	6-10	72	0.6	0.0-3.0		6-10	72	0.4	0.0-1.0
	12-16	68	1.6	0.0-5.0		12-16	49	0.0	0.0-0.7
	Adults	500	1.4	0.0-6.0		Adults	121	0.0	0.0-0.5
aVR	24 hr	32	2.4	0.0-4.0	V ₄	24 hr	41	1.3	0.0-1.5
	0-2 yr	16	1.6	0.0-10.5		0-2 yr	72	0.1	0.0-1.0
	2-4	16	2.9	0.0-10.0		3-5	72	0.3	0.0-2.5
	5-10	53	1.4	0.0-10.0		6-10	72	0.2	0.0-1.5
	11-14	15	1.0	0.0-8.0		10-15	49	0.1	0.0-2.4
	Adults	151	2.0	0.0-8.0		Adults	121	0.1	0.8-1.6
aVL	24 hr	32	1.3	0.0-2.0	V ₅	24 hr	41	2.2	0.0-5.5
	0-2 yr	16	0.1	0.0-0.5		0-2 yr	72	0.8	0.0-6.0
	2-4	16	0.2	0.0-1.0		3-5	72	0.8	0.0-3.0
	5-10	53	0.1	0.0-1.0		6-10	72	0.6	0.0-4.0
	11-14	15	0.1	0.0-0.5		10-15	49	0.3	0.0-2.1
	Adults	151	0.2	0.0-3.5		Adults	121	0.5	0.0-2.1
aVF	24 hr	32	1.8	0.0-6.0	V ₆	24 hr	41	1.3	0.0-2.0
	0-2 yr	16	1.2	0.0-4.0		0-2 yr	72	1.1	0.0-3.0
	2-4	16	1.3	0.0-4.0		3-5	72	0.7	0.0-2.5
	5-10	53	0.5	0.0-3.0		6-10	72	0.4	0.0-3.0
	11-14	15	0.4	0.0-2.0		10-15	49	0.5	0.0-1.7
	Adults	151	0.5	0.0-3.0		Adults	121	0.4	0.0-2.7

Source: Adapted from the "Electrocardiographic Test Book," The American Heart Association, Inc., 1956, by permission of The American Heart Association, Inc.

TABLE 5 R WAVES
Amplitude, mm

Limb leads					Precordial leads				
Lead	Age	No. Cases	Mean	Range	Lead	Age	No. Cases	Mean	Range
I	24 hr	32	2.6	0.0-5.5	V ₁	24 hr	41	16.7	3.0-23.0
	0-2 yr	72	4.2	0.0-10.0		0-2 yr	16	7.0	1.0-14.5
	3-5	72	5.0	2.0-10.0		2-4	16	7.5	2.0-14.0
	6-10	72	5.0	2.0-9.0		8-10	16	3.6	1.0-9.0
	10-15	49	4.8	1.3-11.4		11-14	15	5.1	0.5-15.5
	Adults	121	5.3	0.7-11.3		Adults	151	2.3	0.0-7.0
II	24 hr	32	5.5	1.0-21.0	V ₂	24 hr	41	21.0	3.0-41.0
	0-2 yr	72	5.7	0.0-14.0		0-2 yr	16	13.0	4.5-22.0
	3-5	72	7.6	3.0-12.0		2-4	16	12.7	5.0-22.0
	6-10	72	7.2	3.0-13.0		8-10	16	7.8	2.0-14.5
	10-15	49	9.1	3.7-16.0		11-14	15	8.3	1.5-23.5
	Adults	121	7.1	1.8-16.8		Adults	151	5.9	0.0-16.0
III	24 hr	32	8.8	2.0-21.0	V ₃	24 hr	41	20.0	14.0-28.0
	0-2 yr	72	5.6	1.0-11.0		0-2 yr	16	14.0	3.0-24.0
	3-5	72	5.6	2.0-10.0		2-4	16	13.4	6.0-25.0
	6-10	72	4.2	0.5-13.0		8-10	16	8.4	5.0-12.5
	10-15	49	6.0	0.7-15.8		11-14	15	9.2	3.0-22.0
	Adults	121	3.8	0.3-13.1		Adults	151	8.9	1.5-26.0
aVR	24 hr	32	3.7	0.0-9.0	V ₄	24 hr	41	19.0	3.0-32.0
	0-2 yr	16	1.0	0.5-4.0		0-2 yr	16	20.0	3.5-35.0
	2-4	16	1.3	0.0-3.0		2-4	16	18.5	9.0-30.0
	8-10	16	1.2	0.5-6.0		8-10	16	14.9	4.0-30.0
	11-14	15	1.2	0.5-8.0		11-14	15	17.2	7.0-28.0
	Adults	151	0.8	0.0-5.0		Adults	151	14.2	4.0-27.0
aVL	24 hr	32	2.1	1.0-6.0	V ₅	24 hr	41	12.0	4.5-21.0
	0-2 yr	16	4.0	0.5-8.0		0-2 yr	16	16.0	2.5-25.0
	2-4	16	3.1	0.5-7.0		2-4	16	18.4	10.0-26.0
	8-10	16	1.2	0.5-8.8		8-10	16	17.4	6.0-23.0
	11-14	15	1.6	0.5-6.0		11-14	15	16.4	6.0-29.0
	Adults	151	2.1	0.0-10.0		Adults	151	12.1	4.0-26.0
aVF	24 hr	32	6.6	2.0-20.0	V ₆	24 hr	41	4.5	0.0-11.0
	0-2 yr	16	8.8	0.5-16.0		0-2 yr	16	12.0	2.0-20.0
	2-4	16	9.5	0.5-19.5		2-4	16	14.6	8.0-23.0
	8-10	16	8.5	3.5-14.0		8-10	16	12.5	5.0-19.1
	11-14	15	10.5	5.0-21.0		11-14	15	13.5	4.0-25.0
	Adults	151	1.3	0.0-20.0		Adults	151	9.2	4.0-22.0

Source: Adapted from the "Electrocardiographic Test Book," The American Heart Association, Inc., 1956, by permission of The American Heart Association, Inc.

TABLE 6 S WAVES
Amplitude, mm

Limb leads					Precordial leads				
Lead	Age	No. Cases	Mean	Range	Lead	Age	No. Cases	Mean	Range
I	24 hr	32	6.3	0.0-15.0	V ₁	24 hr	41	10.0	0.0-28.0
	0-2 yr	72	3.9	0.0-7.0		0-2 yr	16	4.8	0.5-14.0
	2-5	72	2.5	0.0-6.0		2-4	16	8.6	3.0-16.0
	6-10	72	1.6	0.0-3.0		8-10	16	8.6	3.0-16.0
	10-15	49	1.8	0.0-6.8		11-14	15	11.6	0.0-20.0
	Adults	121	1.0	0.0-3.6		Adults	151	8.6	2.0-25.0
II	24 hr	32	3.2	0.0-7.0	V ₂	24 hr	41	22.0	1.0-42.0
	0-2 yr	72	2.7	0.0-5.0		0-2 yr	16	9.3	0.5-21.0
	2-5	72	1.6	0.0-4.0		2-4	16	16.0	8.5-30.0
	6-10	72	1.1	0.0-3.5		8-10	16	16.8	8.0-30.0
	10-15	49	1.6	0.0-4.9		11-14	15	20.8	7.0-36.0
	Adults	121	1.2	0.0-4.9		Adults	151	12.7	0.0-29.0
III	24 hr	32	2.3	0.0-3.0	V ₃	24 hr	41	26.4	0.0-39.0
	0-2 yr	72	1.1	0.0-3.5		0-2 yr	16	10.2	0.5-23.0
	2-5	72	0.8	0.0-5.0		2-4	16	12.7	3.5-21.0
	6-10	72	0.7	0.0-4.0		8-10	16	16.3	8.0-27.0
	10-15	49	0.9	0.0-5.3		11-14	15	14.8	1.0-30.0
	Adults	121	1.2	0.0-5.5		Adults	151	8.8	0.0-25.0
aVR	24 hr	32	3.9	0.0-9.5	V ₄	24 hr	41	23.0	0.0-42.0
	0-2 yr	16	6.3	0.0-14.0		0-2 yr	16	10.2	2.0-22.0
	2-4	16	5.9	0.0-14.0		2-4	16	9.0	0.0-20.0
	8-10	16	4.9	0.0-10.0		8-10	16	11.2	4.0-17.0
	11-14	15	8.3	0.0-17.0		11-14	15	8.0	1.0-16.0
	Adults	151	4.3	0.0-13.0		Adults	151	5.2	0.0-20.0
aVL	24 hr	32	6.6	0.0-16.0	V ₅	24 hr	41	12.0	1.5-30.0
	0-2 yr	16	3.4	0.0-7.0		0-2 yr	16	6.1	1.0-13.0
	2-4	16	2.7	0.0-6.0		2-4	16	4.4	0.0-11.0
	8-10	16	3.2	0.0-7.0		8-10	16	5.7	0.5-12.0
	11-14	15	3.1	0.0-9.0		11-14	15	3.7	0.5-8.0
	Adults	151	0.4	0.0-18.0		Adults	151	1.5	0.0-6.0
aVF	24 hr	32	3.0	0.0-7.5	V ₆	24 hr	41	4.5	0.0-13.0
	0-2 yr	16	0.7	0.0-2.5		0-2 yr	16	2.5	0.0-7.5
	2-4	16	2.1	0.0-14.0		2-4	16	1.6	0.5-5.0
	8-10	16	0.7	0.0-2.0		8-10	16	1.1	0.0-4.0
	11-14	15	0.8	0.0-2.5		11-14	15	0.9	0.0-2.0
	Adults	151	0.2	0.0-8.0		Adults	151	0.6	0.0-7.0

Source: Adapted from the "Electrocardiographic Test Book," The American Heart Association, Inc., 1956, by permission of The American Heart Association, Inc.

TABLE 7 T WAVES
Amplitude, mm

Limb leads					Precordial leads				
Lead	Age	No. Cases	Mean	Range	Lead	Age	No. Cases	Mean	Range
I	24 hr	41	0.3	-2.0 to 3.0	V ₁	24 hr	32	1.3	-4.0 to 6.0
	0-2 yr	72	2.6	0.5 to 5.0		0-2 yr	16	-2.3	-4.5 to -0.5
	2-5	72	1.7	0.0 to 4.0		2-4	16	-2.2	-5.5 to -1.0
	6-10	72	2.0	0.5 to 4.0		8-10	16	-1.7	-3.0 to 1.5
	10-15	49	2.6	1.1 to 5.0		11-14	15	-1.3	-3.0 to 0.2
	Adults	500	3.0	1.0 to 5.0		Adults	151	0.2	-4.0 to 4.0
II	24 hr	41	1.2	0.0 to 3.0	V ₂	24 hr	32	1.3	-7.5 to 9.0
	0-2 yr	72	2.4	1.0 to 4.0		0-2 yr	16	-2.4	-6.0 to 0.4
	2-5	72	1.8	0.5 to 4.0		2-4	16	-2.6	-7.0 to 3.0
	6-10	72	2.1	0.5 to 5.0		8-10	16	0.0	-3.5 to 5.0
	10-15	49	3.0	0.9 to 6.5		11-14	15	0.7	-1.5 to 3.5
	Adults	500	3.8	1.0 to 6.6		Adults	151	5.5	-3.0 to 18.0
III	24 hr	41	1.0	-1.0 to 3.0	V ₃	24 hr	32	-0.4	-7.0 to 4.0
	0-2 yr	72	0.2	0.0 to 3.0		0-2 yr	16	-0.7	-5.0 to 4.5
	2-5	72	0.2	0.0 to 1.5		2-4	16	-0.7	-5.0 to 5.0
	6-10	72	0.1	0.0 to 1.0		8-10	16	1.8	-2.0 to 4.5
	10-15	49	0.4	-1.9 to 3.1		11-14	15	1.7	0.0 to 5.0
	Adults	500	0.8	-1.4 to 3.4		Adults	151	5.4	-2.0 to 16.0
aVR	24 hr	41	-0.4	-3.0 to 2.0	V ₄	24 hr	32	-0.6	-7.0 to 3.0
	0-2 yr	16	-2.0	-3.0 to -0.5		0-2 yr	16	1.7	-2.5 to 5.0
	2-4	16	-2.5	-5.0 to -1.5		2-4	16	2.4	0.0 to 11.0
	8-10	16	-2.0	-3.5 to -0.2		8-10	16	3.3	0.0 to 9.0
	11-14	15	-2.2	-4.0 to -1.5		11-14	15	3.3	0.0 to 7.0
	Adults	151	-2.3	-5.0 to 1.5		Adults	151	4.8	0.0 to 17.0
aVL	24 hr	41	0.1	-1.5 to 2.0	V ₅	24 hr	32	1.3	-4.0 to 5.0
	0-2 yr	16	0.7	-0.5 to 2.0		0-2 yr	16	2.6	1.2 to 5.5
	2-4	16	1.4	-0.5 to 3.0		2-4	16	3.4	0.0 to 7.0
	8-10	16	0.7	-1.0 to 2.5		8-10	16	4.1	0.5 to 11.0
	11-14	15	0.8	0.5 to 2.0		11-14	15	3.1	1.0 to 5.0
	Adults	151	0.5	-4.0 to 6.0		Adults	151	3.4	0.0 to 9.0
aVF	24 hr	41	0.9	-1.0 to 3.0	V ₆	24 hr	32	1.2	-3.0 to 6.0
	0-2 yr	16	1.6	0.8 to 3.5		0-2 yr	16	2.2	0.5 to 4.0
	2-4	16	1.8	-0.2 to 4.0		2-4	16	3.2	1.5 to 5.0
	8-10	16	1.4	-0.2 to 3.0		8-10	16	3.1	0.0 to 8.0
	11-14	15	1.3	0.0 to 3.5		11-14	15	2.3	1.0 to 4.0
	Adults	151	1.7	-0.5 to 5.0		Adults	151	2.4	-0.5 to 5.0

Source: Adapted from the "Electrocardiographic Test Book," The American Heart Association, Inc., 1956, by permission of The American Heart Association, Inc.

TABLE 8 NORMAL VALUES OF CORRECTED Q-T INTERVALS FOR VARIOUS AGES

Age	No. Cases	Mean	Range
0-24 hr	32	0.42	0.37-0.53
0-2 yr	16	0.40	0.37-0.42
2-4	16	0.40	0.38-0.42
8-10	16	0.41	0.39-0.42
11-14	15	0.41	0.40-0.42
Adults	48	0.38	0.35-0.44

Source: Adapted from the "Electrocardiographic Test Book," The American Heart Association, Inc., 1956, by permission of The American Heart Association, Inc.

TABLE 9 SQUARE ROOT TABLE FOR CORRECTING Q-T INTERVAL FOR HEART RATE

Bazett Formula: $Q-T_c = \frac{Q-T \text{ (sec)}}{\sqrt{R-R \text{ interval (sec)}}}$

R-R	$\sqrt{R-R}$	R-R	$\sqrt{R-R}$	R-R	$\sqrt{R-R}$	R-R	$\sqrt{R-R}$
0.40	0.63	0.61	0.78	0.83	0.91	1.04	1.01
0.41	0.64	0.62	0.78	0.84	0.91	1.05	1.02
0.42	0.64	0.63	0.79	0.85	0.92	1.06	1.02
0.43	0.65	0.64	0.80	0.86	0.92	1.07	1.03
0.44	0.66	0.65	0.80	0.87	0.93	1.08	1.03
0.45	0.67	0.66	0.81	0.88	0.93	1.09	1.04
0.46	0.67	0.67	0.81	0.89	0.94	1.10	1.04
0.47	0.68	0.68	0.82	0.90	0.94	1.11	1.05
0.48	0.69	0.69	0.83	0.91	0.95	1.12	1.05
0.49	0.70	0.70	0.83	0.92	0.95	1.13	1.06
0.50	0.70	0.71	0.84	0.93	0.96	1.14	1.06
0.51	0.71	0.73	0.85	0.95	0.97	1.16	1.07
0.52	0.72	0.74	0.86	0.96	0.97	1.17	1.08
0.53	0.72	0.75	0.86	0.97	0.98	1.18	1.08
0.54	0.73	0.76	0.87	0.98	0.98	1.19	1.09
0.55	0.74	0.77	0.87	0.99	0.99	1.20	1.09
0.56	0.74	0.78	0.88	1.00	1.00	1.21	1.10
0.57	0.75	0.79	0.88	1.00	1.00	1.22	1.10
0.58	0.76	0.80	0.89	1.10	1.00	1.23	1.10
0.59	0.76	0.81	0.90	1.02	1.00	1.24	1.11
0.60	0.77	0.82	0.90	1.03	1.01		

Source: Adapted from the "Electrocardiographic Test Book," The American Heart Association, Inc., 1956, by permission of The American Heart Association, Inc.

TABLE 10 Q-T INTERVAL

Normal range for various heart rates and cycle lengths

Heart rate, min	Cycle length (R-R interval), sec	Lepeschkin	Ashman			
			Mean, sec		Upper limit of normal, sec	
		Lower limit of normal, sec	Men and children	Women	Men and children	Women
40	1.50	0.42	0.45	0.46	0.49	0.50
43	1.40	0.39	0.44	0.45	0.48	0.49
46	1.30	0.38	0.43	0.44	0.47	0.48
48	1.25	0.37	0.42	0.43	0.46	0.47
50	1.20	0.36	0.41	0.43	0.45	0.46
52	1.15	0.35	0.41	0.42	0.45	0.46
55	1.10	0.34	0.40	0.41	0.44	0.45
57	1.05	0.34	0.39	0.40	0.43	0.44
60	1.00	0.33	0.39	0.40	0.42	0.43
63	0.95	0.32	0.38	0.39	0.41	0.42
67	0.90	0.31	0.37	0.38	0.40	0.41
71	0.85	0.31	0.36	0.37	0.38	0.41
75	0.80	0.30	0.35	0.36	0.38	0.39
80	0.75	0.29	0.34	0.35	0.37	0.38
86	0.70	0.28	0.33	0.34	0.36	0.37
93	0.65	0.28	0.32	0.33	0.35	0.36
100	0.60	0.27	0.31	0.32	0.34	0.35
109	0.55	0.26	0.30	0.31	0.33	0.33
120	0.50	0.25	0.28	0.29	0.31	0.32
133	0.45	0.24	0.27	0.28	0.29	0.30
150	0.40	0.23	0.25	0.26	0.28	0.28
172	0.35	0.22	0.23	0.24	0.26	0.26

Source: Adapted from the "Electrocardiographic Test Book," The American Heart Association, Inc., 1956, by permission of The American Heart Association, Inc.

```

{$M 65520,0,655360}
uses
  CRT,DOS,graph,myunit;
label
  quit;
const
  max = 2500;
  esc = 1;
  simpan = 60;
  f3 = 61;
  f4 = 62;
  f5 = 63;
  f6 = 64;
  F10 =68;
  S =31;
  R =19;
  Z = 44;
type
  Xdata = ^data;
  data = record
    Data_red :array[0..max] of word;
  end;
  arrayword = array[0..639] of word;
var
  Dataku : xdata;
  CS_IP_Lama : Pointer;
  rasio,status,statuslo,
  statushi,lagi : byte;
  Data_ADC,j,x0,x1,x2,ke: word;
  sregl,sregh : byte;
  t_reduksi,Waktu : real;
  Tclk : longint;
  k : ^arrayword;
  kotak : word;
  kedip : pointer;
  Srate,Rcount : integer;
  chnel : byte;
  fileName : string;
  dxx : real;
  z1,z2,z0 : word;
  cetak : boolean;
  interval :word;
  Time : word;
  calb : real;
  isiCounter : longint;
  detik,satu_minit : longint;
  HRcount,HRperMenit : byte;
(inisialissi)

{$I sawECG4.pas}
{$I alarm.pas}

Procedure Pasien;

```

```
Begin
  Nama_Pasien := 'MARYBETH      ';
  Kelamin    := 'PEREMPUAN    ';
  Umur       := '20 Th        ';
  Tgl_Periksa:= '1 jan 1994    ';
  Alamat     := 'Surabaya     ';
End;

Procedure inisialisasi_counter;
Begin
  IsiCounter := 0;
End;

Procedure inisialisasi_Gel_RR;
Begin
  RR[0] := 0.;
  RR[1] := 0.;
  RR[2] := 0.;
  RR[3] := 0.;
  RR[4] := 0.;
  RR[5] := 0.;
  RR[6] := 0.;
  AR[0] := 0.;
  AR[1] := 0.;
  AR[2] := 0.;
  AR[3] := 0.;
  AR[4] := 0.;
  AR[5] := 0.;
  AR[6] := 0.;
  AR[7] := 0.;
  waktu :=0.;
end;

Procedure initial_Var_Aritmia;
Begin
  Var_aritmia;
End;

Procedure inisialisasi_varQRS;
var i: byte;
Begin
  alarm :=0;
  xalarm :=0;
  for i :=0 to 7 do
  Begin
    RR[i] := 0;
    AR[i] := 0;
  End;
  F1 := 0; F2 :=0; FP :=0; FB :=0; FT :=0;
  PVC :=0; IPVC :=0; APB :=0;
  waktu_PVC :=0.;
  waktu_IPVC :=0.;
  waktu_APB :=0.;
  interval :=0;
```

```

        isiCounter :=0;
End;

Procedure Flaser;
var
  Radius: Integer;
  kiri,kanan,atas,bawah :integer;
Begin
  for Radius := 1 to 2 do
    Circle(100, 100, Radius * 5);
    setlinestyle(Dottedln,0,normwidth);
    line(90,100,80,100);
    line(110,100,120,100);
    for radius :=1 to 4 do
      begin
        putpixel(100,100+2*radius,1);
        putpixel(100,100-2*radius,1);
      end;
    kiri :=80; kanan :=119; atas:=92; bawah:=108;
    kotak :=imagesize(kiri,atas,kanan,bawah);
    Getmem(kedip,kotak);
    Getimage(kiri,atas,kanan,bawah,kedip^);
    putimage(kiri,atas,kedip^,XORput);
    setlinestyle(Solidln,0,normwidth);
End;

{$I-}
Procedure save;
type
  recname = record
    Ys:array[1..max] of word;
    SRate:integer;
    chnel:byte;
    FLZise :word;
    Nama_Pasien,
    Kelamin,Umur,
    Tgl_Periksa,
    Alamat:string;
  end;
var
  f : file of recname;
  v : recname;
  namafile : string;
  size,i : word;
  j : integer;
  simpan :pointer;

Begin
  size := imagesize(200,70,400,96);
  getmem(simpan,size);
  getimage(200,70,400,96,simpan^);
  inisialisasi_Gel_RR;
  namafile :='';
  rectangle(200,70,400,96);

```

```

getimage(200,70,400,96,simpan^);
inisialisasi_Gel_RR;
namafile := ' ';
rectangle(200,70,400,96);
outtextXY(300,84,'Nama File :');
gotoXY(40,11);read(namafile);
if namafile='' then exit;
assign(f,namafile);
v.Srate := Srate;
v.FLZise := max;
v.Chnel :=4;
j := 0;
for i := ke+1 to max do
  begin
    v.Ys[j] := dataku^.Data_Red[i];
    j:= J+1;
  end;

for i := 0 to ke do
  begin
    v.Ys[j] := dataku^.Data_Red[i];
    j := j+1;
  end;

rewrite(f);
if IOresult <> 0 then
  begin
    errorfile(250,100);
    Putimage(200,70,simpan^,NormalPut);
    freemem(simpan,size);
    exit;
  end;
write(f,v);
close(f);
if IOresult <> 0 then
  begin
    errorfile(250,100);
    Putimage(200,70,simpan^,NormalPut);
    freemem(simpan,size);
    exit;
  end;

Putimage(200,70,simpan^,NormalPut);
freemem(simpan,size);
end;
{$I+}

Procedure int_Enable;
begin
  Port[Port_A] := $04;      { 04 pilih kanal 4}
  Port[Port_A] := $f4;      { f4 enable int. EOC }
  Port[$21]:= Port[$21] and $FB; { IRQ 2 enable }

```

```

    Port[Port_A] := $C4;      { c4 Start Conversi}
    Port[Port_A] := $f4;      { f4 Start Timer 2}
End;

Procedure int_Disable;
begin
    Port[Port_A] := $04;
    port[$21] := 188;
    SetIntVec($A,CS_IP_Lama);
end;

Procedure DataMasuk;
Interrupt;
Begin
    asm
        mov dx,port_c
        in al,dx
        and al,00000111b
        mov ah,al
        mov dx,Port_B
        in al,dx
        mov Data_ADC,ax
    end;
    inc(lagi);
    if lagi = 2 then
    Begin
        lagi := 0;
        detik := detik + 1;
        if detik = satu_menit then
            Begin
                HRperMenit := HRCOUNT;
                HRCOUNT := 0;
                hapuspixel(4,160,100,168,0);
                OuttextXY(4,160,'HR =      bpm');
                OuttextXY(50,160,IntToStr(HRperMenit));
                detik :=0;
            End;
        cetak := true;
        x2 := Data_ADC;
        if ((x2-x1)*(x1-x0) < 0) then
            begin
                x0 := x1;
            End else
                x0 := x2;
        End Else
        begin
            x1 := Data_ADC;
            cetak := false;
        end;
        Port[$20]:= $20;
    End;
End;

```

```

Procedure LeadFail(On:boolean);
Begin
  SetTextJustify(rightText, TopText);
  If On = true Then
    outtextXY(92,180,'LEAD FAIL')
  else
    hapuspixel(2,177,115,187,0);
End;

Procedure reduksi;
var
  isi : longint;
  baca :word;
Begin
  z0:= z1; z1 := z2; z2 := x0;
  x0 :=Round((z2 + z1 + z1 + z0)/4);
  asm
    mov dx,Timer_CW
    {SC1 SC0 RW1 RWO M2 M1 MO BCD} {counter latch command}
    mov al,10000000b
    out dx,al
    mov dx,timer_2
    in al,dx
    mov bl,al
    in al,dx
    mov ah,al
    mov al,bl
    mov baca,ax
  end;
  isicounter := $FFFF-baca;
  time := time + round(isiCounter/(calb*2000));
  time := time + round(1000/srate); {milli second}
  waktu := time;
  if interval >= (4*1000) then {lebih dari 4 ddetik tidak ada
QRS}
    Begin
      HRcount :=0;
      detik :=0;
      Port[Port_A] := $04 ;
      Leadfail(true);
      inisialisasi_gel_RR;
      Leadfail(false);
      int_enable;
      alarm :=10;
      waktu :=0;
      time :=0;
      waktu_QRS :=0;
      nosound;
    End;
  if ke > max then ke :=0;
  Dataku^.Data_red[ke] := x0;
  inc(ke);

```

```

pixelCGAhi(j,k^[j],0);
k^[j] :=round(106-(96*(x0/2047)));
pixelCGAhi(j,k^[j],1);
dxx := dxx + (200/Srate);
j := round(dxx);
if j>=637 then begin
    j := 125;
    dxx :=125;
    end;
cetak := false;
end;

Procedure ChangeSrate;
var
    tulis:string;
    size :word;
    simpan :pointer;
Begin
    size := imagesize(200,70,420,96);
    GetMem(simpan, Size); { Allocate memory on heap }
    GetImage(200,70,420,96, simpan^);
    RR[1] := 0;
    setttextjustify(lefttext,toptext);
    Rectangle(200,70,420,96);
    Rectangle(216,78,404,88);
    setfillstyle(Interleavefill,1);
    floodfill(210,75,1);
    OuttextXY(230,80,'SAMPLE RATE =      Hz');
    gotoxy(43,11); readln(Srate);
    hapuspixel(53,35,86,45,0);
    outtextXY(52,35,IntToStr(Srate));
    calb := srate/200;
    hapuspixel(52,48,86,56,0);
    outtextXY(60,50,IntToStr(round(calb)));
    Putimage(200,70, simpan^,normalPUT);
    freemem(simpan,size);
END;

```

```

Procedure Frezee(var frezz : boolean);
var
    dx :real;
    n : integer;
    m,x :word;

Begin
    inisialisasi_Gel_RR;
    If frezz = true then
    Begin
        n:=ke;
        dx :=125;
        ke := ke+1;
    End;

```



```

repeat
  if (ke = max+1) then ke := 0;
  X :=180-round((48*(Dataku^.Data_red[ke]/2047)));
  dx := dx + (100/Srate);
  m := round(dx);
  pixelCGAhi(m,X,1);
  ke := ke+1;
until m >= 637;
end else

Begin
  clearFrezee;
End;
ke :=n;
frezz := not(frezz);
End;

Procedure CetakHRperMenit;
Begin
  setviewport(0,0,639,199,clipon);
  setttextjustify(lefttext,toptext);
  hapuspixel(4,160,100,168,0);
  OuttextXY(4,160,'HR =      bpm');
  OuttextXY(50,160,IntToStr(HRperMenit));
End;

Procedure NamaPasien;
Begin
  hapuspixel(4,100,80,108,0);
  outtextXY(4,100>Nama_Pasien);
  hapuspixel(4,115,80,123,0);
  outtextXY(4,115,umur);
  hapuspixel(4,130,80,138,0);
  outtextXY(4,130,Kelamin);
end;

var
  fres,keluar : boolean;
  alarmini : integer;
begin
  security := false;
  Password(security);
  if security = true Then
Begin
  inisialisasi_counter;
  inisialisasi_Gel_RR;
  initial_Var_Aritmia;
  Filename := 'SWAST.PSN';
  new(k);
  for j:= 125 to 639 do
  Begin
    k^[j] := 130;

```

```

End;
HRcount :=0;
detik :=0;
HRperMenit :=0;
z0 :=0;
z1 := 0;
z2 := 0;
j := 125;
dxx := 125;
ke :=0;
rasio:=1;
srate := 200;
calb := srate/200;
satu_menit := Round(0.5*srate*60);
TCLK := 2000000;
Port[Port_CW] := cw_PPI;      {mode 0, Port A output,B & C
input}
Port[Timer_CW] := $16;      {mode 3, LSB, biner, timer0}
Port[Timer_CW] := $b6;      {Mode 3, LSB/MSB,biner, timer2}

port[timer_0] := 2;
sregl := Lo(Round(TCLK/(2*srate)));
sregh := Hi(Round(TCLK/(2*srate)));
Port[Timer_CW] := $76;      {Mode 3, LSB/MSB,biner, timer1}
port[timer_1] :=sregl;
port[timer_1] :=sregh;
port[timer_2] :=$FE;
port[timer_2] :=$FF;

getmem(dataku,SizeOf(data));
initgraphic(1);
Flaser;
Pasien;
sawECG;
setviewport(0,0,639,199,clipOn);
GetIntVec($0A,CS_IP_Lama);
SetIntVec($0A,Addr(DataMasuk));
fres := true;
keluar := false;
textalarm := ' ';

while keluar = false do
Begin
  int_enable;
  alarm :=10;
  waktu :=0;
  time :=0;
  waktu_QRS :=0;
  status :=0;
  hpulse :=0;

Repeat
  rhythm;

```

```

If hpulse = 0 Then {ada QRS baru}
  Begin
  {
    putimage(540,40,kedip^,XORput);}
    soundAlarm(alarm,textalarm);
  {
    putimage(540,40,kedip^,XORput); }
    if (alarm <> alarmini) then
      Begin
        settextjustify(lefttext,toptext);
        Hapuspixel(4,180,110,188,0);
        outtextXY(4,180,textalarm);
        alarmini := alarm;
        nosound;

        end else
      End;
    if cetak = true then reduksi;
    asm
      mov ah,1
      int 16h
      jz @baca
      mov ah,0
      int 16h
      mov statuslo,al
      mov statushi,ah
      mov status,1
    @baca:
    end;
  Until status <>0;
  Port[Port_A] := $04 ;
  case statushi of
    simpan:Begin
      nosound;
      save;
      setviewport(125,16,637,114,clipon);
      clearviewport;
      fullport;
    end;
    F10:Begin
      int_disable;
      closegraph;
      keluar := true;
      nosound;
    end;
  s:begin
    port[Port_A] := $04;
    nosound;
    ChangeSrate;
    satu_menit := Round(0.5*srate*60);
    setviewport(0,0,639,199,clipon);
    sregl := Lo(Round(TCLK/(2*srate)));
    sregh := Hi(Round(TCLK/(2*srate)));
    port[timer_1] :=sregl;
  
```

```
        port[timer_1] :=sregh;
        inisialisasi_varQRS;
    end;
Z: Begin
    frezee(fres);
End;
f3:
    Begin
        nosound;
        Load_dir(filename);
    End;
f4:
    Begin
        BatasAlarm;
    End;
f5:
    Begin
        Reg_Pasien;
        fullport;
        namaPasien;
    End;
f6:
    Begin
        CetakHRperMenit;
    End;
end;
End;
    freemem(kedip,kotak);
    dispose(k);
end else
End.
```

```
{File Include Alarm.Pas}
```

```
{Deteksi Aritmia :
```

```
  asystole, Bradycardia, Tachycardia, Dropped Beat,
  Fenomena R-On-T, Prematur Ventricular Contraction (PVC),
  Intervoluted PVC, Bigeminy, Trigeminy,
  Atrial Prematur Beat (AVB)}
```

```
  Procedure rhythm;
```

```
  const
```

```
    HFLAG = $80;
```

```
  Var
```

```
    n : integer;
```

```
    HR, ii : byte;
```

```
  Begin
```

```
    interval := round(0.5*(waktu - waktu_QRS));
```

```
    xpulse := hpulse;
```

```
    HR := Port[port_C] and $80;
```

```
    if (HR = HFLAG) then hpulse := 0 {ada QRS}
```

```
    else
```

```
    begin
```

```
      hpulse := 1; {tidak ada QRS}
```

```
    end;
```

```
  If (Hpulse = 0) AND (xpulse = 1) Then { ada QRS baru
  ?}
```

```
  Begin
```

```
    HRcount := HRcount + 1;
```

```
    for ii := 0 to 6 do
```

```
    Begin
```

```
      RR[ii] := RR[ii+1];
```

```
      AR[ii] := AR[ii+1];
```

```
    End;
```

```
  RR[7] := interval;
```

```
  AR[7] := (RR[7] + RR[6] + RR[5] + RR[4]
    + RR[3] + RR[2] + RR[1] + RR[0])/8;
```

```
  waktu_QRS := waktu;
```

```
  Alarm := 10;
```

```
  If (RR[0] = 0) Then exit; {masa transisi}
```

```
  If (AR[7] > btsBrady) Then
```

```
  Begin
```

```
    Alarm := 1; {Brdycardia }
```

```
    exit;
```

```
  End;
```

```
  If (AR[7] < btsTachy) Then
```

```
  Begin
```

```

        Alarm := 2;
        exit;
    End;
    If ((F1 AND F2 AND FP AND FB AND FT) = 0 ) Then
    Begin
        If (RR[7] > 1.9*AR[6]) Then
        Begin
            Alarm :=3;
            exit;
        End;
        If (RR[7] < 0.9*AR[6]) Then
        Begin
            F1 := 1;
            If (RR[7] < 0.33*AR[6]) Then F2 :=1;
        End;
        exit;
    End;

    If (F1 = 1) Then
    Begin
        If ((RR[7] + RR[6]) = 2*AR[5]) Then
        Begin
            If (F2 = 1) Then
            Begin
                Alarm := 4;
                exit;
            End;
            FP := 1;
            F1 := 0;
            PVC := PVC +1;
            waktu_PVC := waktu_PVC + waktu;
            If (PVC/(60*waktu_PVC/1000) >
btsratePVC) Then
            Begin
                alarm := 5;
                exit;
            End;
        End;
        If (AR[5] < (RR[7]+RR[6])) AND ((RR[7]+RR[6])
< (2*AR[5])) Then
        Begin
            F1 := 0;
            APB := APB +1;
            waktu_IPVC := waktu_IPVC + waktu;
            {rate >10/menit}
            If (APB/(60*waktu_APB/1000) >
btsrateIPVC) Then
            Begin
                Alarm := 6;

```

```

        exit;
    End;
End;
If (AR[5] = (RR[7]+RR[6])) Then
Begin
    F1 := 0;
    IPVC := IPVC +1;
    waktu_IPVC := waktu_IPVC + waktu;
(rate >10/menit)
    If      (IPVC/(60*waktu_IPVC/1000)      >
btsrateIPVC) Then
    Begin
        Alarm := 7;
        exit;
    End;
End;
If (RR[7] < 0.9*AR[5]) Then FT :=1
Else
Begin
    FT:=0;
    FB :=FT;
    FP := FB;
    F2 :=FP;
    F1 :=0;
    exit;
End;
If (FP = 1) Then
Begin
    If (RR[7] < 0.9*AR[4]) Then
    Begin
        FB :=1;
        FP := 0;
        exit;
    End;
End;
If (FB =1) Then
Begin
    If (RR[7] + RR[6]) = (2*AR[3]) Then
    Begin
        Alarm :=8;
        exit;
    End;
    FB := 0;
    exit;
End;
If (FT = 1) Then
Begin
    If (RR[7] + RR[6] +RR[5] = 2*AR[4]) Then
    Begin

```

```
                Alarm := 9;
                exit;
            End;
            FT :=0;
            exit;
        End;
    end;
end
{ tidak ada QRS baru ?}
Else
If (interval > btsasystole) AND (waktu > 2000) Then
Begin
    Alarm :=0;
    sound(500);
    exit;
End;
End;

Procedure          SoundAlarm(jenis:integer;          var
textalarm:string);
Begin
    Case jenis of
        0: Begin
            Textalarm :='ASYSTOLE';
            nosound;
            end;

        1: Begin
            Textalarm :='BRADYCARDIA';
            xalarm := xalarm + 1;
            Case xalarm of
                1 : sound(1000);
                10: nosound;
                20: xalarm:=0;
            End;
            exit;
            End;

        2: Begin
            Textalarm :='TACHYCARDIA';
            xalarm :=xalarm + 1;
            Case xalarm of
                1: sound(1000);
                5 : nosound;
                10: xalarm := 0;
            End;
            exit;
            End;
    End;
```



```
3: Begin
    Textalarm := 'DROPPED BEAT';
    xalarm := xalarm + 1;
    Case xalarm of
        1: sound(1000);
        4: nosound;
        8: sound(1000);
        12: nosound;
        20 : xalarm :=0;
    End;
    exit;
End;

4: Begin
    Textalarm := 'R-on-T';
    exit;
End;

5: Begin
    Textalarm := 'PVC';
    exit;
end;

6: Begin
    Textalarm := 'AVB';
    exit;
end;

7: Begin
    Textalarm := 'Interval PVC';
    exit;
End;

8: Begin
    Textalarm := 'BIGEMINY';
    exit;
End;

9: Begin
    Textalarm := 'TRIGEMINY';
    exit;
End;

10: Begin
    Textalarm := 'NORMAL';
    exit;
End;
```

End;

{ F1 := 0; F2 := 0 FP := 0; FB :=0; FT :=0;

```
PVC := 0; IPVC :=0; APB :=0;
}
alarm :=10;
exit;
End;
```

```
{ Program Analisa Komponen data ECG }

uses crt,dos,graph,unitku;
const
    max = 2500;
type
    FLZisearray = array[0..max] of integer;
    PZisearray  = array[0..40] of integer;
var
    Jml_QRS,FLZise      : integer;
    DataRec            : FLZisearray;
    Srate              : Longint;
    Chnel              : byte;
    Rcount             : integer;
    aaa,ccc            : real;
    onset,offset       : integer;
    Rasio              : integer;
    h,w                : integer;

    Ys,DataRec_0      : FLZisearray;
    ISO,RRs,QRSwidht,Ppoint,Qpoint,
    Rpoint,Spoint,Tpoint,STpoint,
    Pon,Poff,Ton,Toff : PZisearray;
    nn : integer;
    filename :string;
{$I initVGA}

Procedure Hapuspixel(x1,y1,x2,y2 :integer);
var
    i,j,warna : integer;
begin
    for j := y1 to y2 do
    begin
        for i := x1 to x2 do
        begin
            warna :=getpixel(i,j);
            if warna = 1 then
                putpixel(i,j,0);
        end;
    end;
end;

Procedure Limited_write(locx,locy,lengthi :integer;
var out_string : string);
const
    ret = #13;
    BS  = #8;
    ESC = #27;

var
```

```

    ch :char;
    i : integer;
    temp_string : string;
    ukuran : word;
    hapus : pointer;
label
    fail;
begin
    hapuspixel(100,100,170,110);
    ukuran :=imagesize(100,100,170,110);
    Getmem(hapus,ukuran);
    Getimage(100,100,170,110,hapus^);
    putimage(100,100,hapus^,COPYput);
    SetTextStyle(DefaultFont, HorizDir, 1);
    temp_string := out_string;
    out_string := '';
    moveto(locx,locy); outtext('_');
for i := 1 to lengthi do
    begin
        ch := readkey;
        case ch of
            ret : exit;
            esc : begin
                out_string := temp_string;
                exit;
                end;
            BS : begin
                dec(i);
                if i = 0 then goto fail;
                delete(out_string,i,1);
                dec(i);

putimage(locx+length(out_string),locY,hapus^,COPYput);
                moveto(locx,locy);outtext(out_string);
                end;
            'a'..'z','A'..'Z','0'..'9','.' : begin
                out_string := out_string+ch;
                moveto(locx,locy); outtext(out_string);
                end;
            else
                dec(i);

fail:
                end;
            end;
Freemem(hapus,ukuran);
end;

function IntoStr(I: Longint): String;
{ Convert any integer type to a string }
var
    S: string[11];

```

```
begin
  Str(I, S);
  IntoStr := S;
end;

function RealToStr(I: real): String;
{ Convert any integer type to a string }
var
  S: string[11];
begin
  Str(I:1:3, S);
  RealToStr := S;
end;

Procedure Wave_analiser;
var
  aa,k,l,p,hold : integer;
  Jpoint,STlevel,Scratch : integer;
  Qon,DataRec_1,DataRec_2 : FLZisearray;
  Stime,Ymax,Ymin : real;

Procedure MaxMin(var a:FLZisearray;rcoun:integer);
var
  b : real;
  j : integer;
Begin
  Ymax := 0;
  Ymin := 2047;
  for j :=0 to Rcoun do
  Begin
    b := abs(a[j]);
    if b > Ymax then
      begin
        Ymax := b;
      end;
    if a[j] <= Ymin then
      begin
        Ymin := b;
      end;
    end;
  end;
end;

Procedure smooth(var Dat :FLZisearray);
var
  k :integer;
  x0,x1,x2 : word;
Begin
  X0 :=0;
  x1 := x0;
  x2 := x0;
  ( Y(nT) := 1/4[x(nT) + 2x(nT -T) + x(nT-2T)];)
```

```

    for k := 0 to FLZise do
    Begin
        x0:= X1; x1 := X2; x2 := Dat[k];
        dat[k] :=Round((X2 + x1 + X1 + X0)/4);
    end;
end;

Procedure Derivatif(var datain,dataout :FLZisearray);
var
    k : integer;
    x0,x1,x2 : integer;
Begin
    X0 :=0;
    x1 := x0;
    x2 := x0;
    for k :=0 to FLZise do
    Begin
        x0:= X1; x1 := X2; x2 := Datain[k];
        dataout[k] := x2-X0;
        if dataout[k] < 0 then dataout[k] :=
-dataout[k];
    end;
end;

Begin
    Hold :=0;
    FLZise := max;
    smooth(DataRec);
    derivatif(DataRec,DataRec_1);
    smooth(DataRec_1);
    derivatif(DataRec_1,DataRec_2);
    smooth(DataRec_2);

    {Jumlahkan turunan pertama dan
ke dua, kalikan 2}
    for k :=0 to FLZise do
        Datarec_0[k] := 2*(DataRec_1[k]+DataRec_2[k]);

    MaxMin(DataRec_0,Rcount);

    {set thereshold histerisis 70% dan 35%}
    Onset := round(0.70*(YMax-Ymin));
    Offset:= Round(0.20*(Ymax-Ymin));

    for k :=0 to FLZise do
    Begin
        if ((hold=0) and (DataRec_0[k] > onset)) then
hold :=1;
        if ((hold=1) and (DataRec_0[k] < offset)) then
hold :=0;
        DataRec_0[k] := hold*40;

```

```

End;

{ANALISA KOMPONEN ECG }
Stime := 1000/Srate;      {1/1Hz *1000 =ms}
{Hitung Slope dari sinyal}
DataRec_1[0] :=0;
For k :=1 to FLZise do
DataRec_1[k] := Datarec[k+1]-Datarec[k-1];

{Hitung Perubahan Slope dari sinyal}
DataRec_2[0] :=0;
For k :=1 to FLZise do
DataRec_2[k] := Datarec_1[k+1]-Datarec_1[k-1];

{Hitung Lebar Komplek QRS(V.A.T)}
p :=0;
for k :=1 to FLZise do
Begin
  if (DataRec_0[k-1] <> DataRec_0[k]) then
  begin
    if DataRec_0[k] <> 0 then
      Qon[p] :=k
    else
      Begin
        QRSwidht[p] := Round((k - Qon[p])*2*Stime);
        {msec}
        p := p +1;
      end;
    end;
  end;
end;
Rcount := p; {jumlah QRS pada buffer Komponen ECG}
Jml_QRS :=p;
{Lokalisasi Gelombang R}
For p:=0. to Rcount do
Begin
  scratch :=0;

  For l := round(Qon[p] - (60/stime)) to round(Qon[p]+
(60/stime))do
    If (l>0) AND (DataRec[l] > Scratch) then
    Begin
      scratch := DataRec[l];
      Rpoint[p] := l;
    End;
  End;
End;

{Hitung interval R-R}
For p:=1 to Rcount do
  RRs[p] := Round((Rpoint[p] - Rpoint[p-1]) * Stime);
{msec}

```

{Lokalisasi Daerah Gelombang P,Q,R,S,T,J}
 {segmen ST dan garis iso-elektris}

```

For p:=0 to Rcount do
  Begin
    {Gelombang Q}
    For k:= (Rpoint[p]-1) downto (Rpoint[p]-150) do
      begin
        if DataRec_1[k] <= 1 Then break;
      end;

      Qpoint[p] := k;
    {Gelombang P}

    Ppoint[p] :=0;
    scratch := 0; l :=0;
    For k := Qpoint[p]-1 Downto
Round(Rpoint[p]-150/Stime) do
      Begin
        if k >=0 Then
          Begin
            If (Abs(DataRec_1[k]) > 1) Then l := 1;
            If (l =1) AND (DataRec[k] > Scratch) then
              Begin
                Scratch := DataRec[k];
                Ppoint[p] := k;
              End;
            end;
          End;
        If Ppoint[p] = 0 then {P ke bawah}
          Begin
            scratch :=2047; l:=0;
            For k := Qpoint[p]-1 Downto
Round(Rpoint[p]-150/Stime) do
              Begin
                if k >=0 Then
                  Begin
                    If (Abs(DataRec_1[k]) > 1) Then l := 1;
                    If (l =1) AND (DataRec[k] > Scratch) then
                      Begin
                        Scratch := DataRec[k];
                        Ppoint[p] := k;
                      End;
                    End;
                  End;
                End;
              End;
            End;
          End;
        End;

        {iso-elektris}
        { ISO[p] := DataRec[Qpoint[p]];
        l := 0;
        For k:= Ppoint[p] to Qpoint[p] do
          Begin
            If abs(DataRec_1[k]) > 1 then
  
```



```

        l:=0
    else
        Begin
            If l <= 1 Then Poff[p] := k;          {P-off}
            ISO[p] := DataRec[k];
            If l > (10*Srate/1000) then Break;
        End;
        l :=l+1;
    End;
}
ISO[p] := DataRec[Qpoint[p]];
l := 0;
For k:= Ppoint[p]+5 to Qpoint[p] do
Begin
    If abs(DataRec_1[k]) < 2 then
        ISO[p] := DataRec[k];
    If abs(DataRec_1[k]) =0 then
        ISO[p] := DataRec[k];
End;

poff[p] := Ppoint[p]+15;

k := (Ppoint[p]-1);                                {Pon}
if (k >=0) Then
Begin
    For      k      :=      (Ppoint[p]-1)      Downto
Round(Ppoint[p]-50/Stime) do
    if k >=0 Then
        Begin
            If abs(DataRec[k]-ISO[p]) < 2 Then Break;
        End;
end;
if k < 0 then k :=0;
Pon[p] :=k;

{Gelombang S}
For k := Rpoint[p]+1 to FLZise do
If DataRec_1[k] >= 0 then Break;
    Spoint[p] :=k;

{Titik J}
k := spoint[p];
Jpoint :=k;
For k:=jpoint to Round(Spoint[p] + 30/Stime) do
    If Abs(DataRec[k]-ISO[p]) <= 2 Then
        Begin
            Jpoint :=k;
            Break;
        End;

{Gelombang T}

```

```

if RRs[p] >= (300/Stime) Then
  l := 200
  else l:=150; { (R-R) > 0.6 detik ?}
Scratch :=0;
for k:=Jpoint to Round(Rpoint[p]+120/Stime) do
  If abs(DataRec[k]-ISO[p]) >scratch then
  Begin
    scratch := abs(DataRec[k]-ISO[p]);
    Tpoint[p] := k;
  End;

{T-on}
Ton[p] :=Jpoint;
For k:=Tpoint[p] downto jpoint do
  If abs(DataRec[k]-ISO[p]) < 2 then
  Begin
    Ton[p] :=k;
    Break;
  End;

{T-off}
For k:= Round(Tpoint[p]+10/Stime) to FLZise do
  If abs(DataRec_1[k]) < 2 Then Break;
Toff[p] :=k;

{Segment ST}
STlevel :=0;
k := jpoint;
STpoint[p]:=k;
For k :=Jpoint to Ton[p] do
  Begin
    Scratch :=abs(DataRec[k]-ISO[p]);
    If scratch > STlevel then
    Begin
      STlevel :=scratch;
      STpoint[p] :=k;
    End;
  End;

End;
End;

Procedure DrawBorder;
var
  ViewInfo : ViewPortType;
Begin
  setcolor(getmaxcolor);
  SetLineStyle(0,0,1);
  GetViewSettings(ViewInfo);
  with Viewinfo do
    Rectangle(0,0,x2-x1,y2-y1);
  with Viewinfo do

```

```

        rectangle(1,1,x2-x1-1,y2-y1-1);
    end;

Procedure fullPort;
begin
    setviewport(0,0,639,479,clipOn)
end;

Procedure          Sumbu_ECG(startX,startY,endX,endY,skala:
integer);
var
    xx,mm,NolY,dxx,dyy,JmlStrip,dx,dy,j,k: integer;
    Viewinfo : ViewPorttype;
Begin
    NolY := 192;
    fullport;
    drawborder;
    setviewport(startX,startY,endX,endY,clipOn);
    drawborder;
    Getviewsettings(Viewinfo);
    with Viewinfo do begin
        endX:= x2-x1;
        endY:= y2-y1;
    end;
    JmlStrip := skala+1;
    xx :=10;
    for j:=1 to jmlStrip do
    Begin
        line(xx-1,endY,xx-1,endY-8);
        line(xx,endY,xx,endY-10);
        line(xx+1,endY,xx+1,endY-8);

        line(xx-1,0,xx-1,8);
        line(xx,0,xx,10);
        line(xx+1,0,xx+1,8);
        for k :=1 to 5 do
        Begin
            for mm :=1 to 4 do
            Begin
                xx := xx+ round(20/skala);
                line(xx,endY,xx,endY-4);
                line(xx,0,xx,4);
            end;
            xx := xx+ round(20/skala);
            line(xx,endY,xx,endY-8);
            line(xx,0,xx,8);
        end;
    end;
    JmlStrip :=10;
    dy :=0;
    for j:=1 to jmlStrip do

```

```

Begin
  line(0,dY-1,6,dY-1);
  line(0,dY,8,dY);
  line(0,dY+1,6,dY+1);

  line(endX,dy-1,endX-6,dy-1);
  line(endX,dy,endX-8,dy);
  line(endX,dy+1,endX-6,dy+1);
  dyy :=dy;
  for k :=1 to 8 do
  Begin
    dyy := dyy+ round(32/8);
    line(0,dYY,4,dYY);
    line(endX,dyy,endX-4,dyy);
  end;
  dy := 32*j;
end;
end;

Procedure error;
begin
  outtextXY(120,220,'Disk Error - Hit any key to
  exit');
  repeat until keypressed;
end;

{$I-}
Procedure Load(var status :boolean;var namafile :string);
type
  recname = record
    Ys:array[1..max] of word;
    SRate:integer;
    chnel:byte;
    FLZise : word;
  end;
var
  f : file of recname;
  v : recname;
  i,j : word;
Begin
  textcolor(7);
  if namafile ='' then
  Begin
    status := false;
    exit;
  end;
  assign(f,namafile);
  reset(f);
  if IOresult <> 0 then
  begin
    ERROR;

```

```

        status := false;
        exit;
    end;
    read(f,v);
    status := true;
    Srate:= v.Srate;
    chnel:= v.chnel;
    Rcount:= v.FLZise;
    j :=0;
    for i := Rcount to max do
        begin
            Datarec[j] := v.Ys[i];
            j := j+1;
        end;
    for i := 0 to (Rcount-1) do
        begin
            Datarec[j] := v.Ys[i];
            j :=j+1;
        end;
    close(f);
    if IOresult <> 0 then
        begin
            error;
            status := false;
            exit;
        end;
    end;
end;
{$I+}

procedure Colorblok(x,y,w,z,color : word);
{ Display all of the colors available for the current
driver and mode }
var
    Width      : word;
    Height     : word;
    I, J       : word;
    ViewInfo   : ViewPortType;

begin
    SetFillStyle(SolidFill, Color);
    SetColor(getmaxcolor);
    GetViewSettings(ViewInfo);
    with ViewInfo do
        Bar(X, Y, W, z);
        Rectangle(X, Y, w,z);
        Rectangle(X+1, Y+1, w-1, z-1);
    end; { DrawBox }

Procedure Win_Analisa;
Begin
    fullport;drawborder;

```

```

    colorblok(0,0,639,479,7);
    setcolor(31);
    colorblok(106,0,639,30,5);
    Settextstyle (triplexfont,Horizdir,1);
    outtextXY(230,2,'DATA SINYAL ELEKTROCARDIOGRAM ');
    sumbu_ecg(107,30,639,280,5);
    FULLPORT;
    setcolor(31);
    colorblok(107,280,639,310,5);
    Settextstyle (triplexfont,Horizdir,1);
    outtextXY(206,282,'ANALISA
ELEKTROCARDIOGRAM ');
    sumbu_ecg(107,310,639,479,5);
end;

Procedure Analisa_ECG;
var
    xn,ptomsec,ptovolt      : real;
    x,ratio                 : integer;
    y,y0,k,l,m,p           : integer;
    iso_el,QTa,QTc         : integer;
    posX,posY              : integer;
    filename                : string;
    varcob                  : integer;
    ch                      : char;
    baca                    : boolean;
Begin
    h :=150;
    w :=512;
    ratio :=1;
    k :=1;
    x :=0;
    baca := true;
    Win_analisa;
    Setviewport(115,40,627,270,ClipOn);
    clearviewport;
    settextstyle(defaultfont,horizdir,1);
    Load_dir(filename);
    Load(baca,filename);
    setcolor(7);
    if baca =true then
    Begin
        Wave_Analiser;

        Ptomsec :=2*1000/Srate;
        ptoVolt := 2047/5;
        l :=0; m :=0;
        p :=0;

    {For k:=0 to round(FLZise/2) do}
    repeat

```

```

{ Begin}
  iso_el :=ISO[p];
  setviewport(115,40,627,270,ClipOn);

{ Gambarkan sinyal ECG dan pulsa QRS }
  clearviewport;
  xn :=0;
  moveto(round(xn),round(h-DataRec[k]/15));
  repeat
    lineto(round(xn),Round(h - DataRec[k]/15));
    k := k+ratio;
    xn := xn + 200/srate;
  until (Round(xn) >=w-1) OR (k >= FLZise);

  xn :=0;
  moveto(round(xn),Round(230 - DataRec_0[m]));
  repeat
    lineto(round(xn),Round(230 - DataRec_0[m]));
    m := m+ratio;
    xn := xn+200/srate;
  until (Round(xn) >=w-1) OR (m >= FLZise);
  xn :=0;
{Ke jendela ke dua }
  Settextstyle (defaultfont,Horizdir,1);
  Setviewport(115,320,627,470,ClipOn);
  clearviewport;
  repeat

    y := Round(150-(DataRec[l]/15));
    y0:= Round(150-(ISO[p]/15));

    If (l = Ppoint[p]) or (l = Qpoint[p]) or (l =
Rpoint[p]) or
      (l = Spoint[p]) or (l = Tpoint[p]) or (l =
STpoint[p]) or
      (l = Pon[p]) or (l = Poff[p]) or
      (l = Ton[p]) or (l = Toff[p]) Then

      Begin
        line(round(xn),y0,round(xn),y);
        line(round(xn)-1,y0,round(xn)+1,y0);
        line(round(xn)-1,y,round(xn)+1,y);
      End;

      If l = Toff[p] Then
      Begin
        QTa := Round((Toff[p]-Qpoint[p])*ptomsec);
        QTc := Round(400*sqrt(RRs[p]/1000));
        If (QTc = 0) AND (QTa =0) Then
          QTc := 1
        else

```

```

        QTc := Qta;
        posX := 10;
        posY := 30;

        { Cetak semua parameter diatas }
        setviewport(2,50,105,478,ClipOn);
        clearviewport;

        outtextXY(posX-8,10,'Interval(ms)');
        outtextXY(posX,posY,'R-R = ');
        outtextXY(posX+50,posY,IntoStr(2*RRs[p]));
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'P-R = ');

        outtextXY(posX+50,posY,IntoStr(round((Qpoint[p]-Pon[p])*p
tomsec)));
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'Q-Ta = ');
        outtextXY(posX+50,posY,IntoStr(QTa));
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'Q-Tc = ');
        outtextXY(posX+50,posY,IntoStr(QTc));
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX-10,posY,'QTa/QTc=');
        outtextXY(posX+56,posY,RealToStr(QTa/QTc));

        posY := posY + 40;
        outtextXY(posX,posY,'SEGMENT (ms)');
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'P Q');

        outtextXY(posX+50,posY,IntoStr(round((Qpoint[p]-Poff[p])*
ptomsec)));
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'VAT =');

        outtextXY(posX+50,posY,IntoStr(2*QRSwidth[p]));
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'S T');

        outtextXY(posX+50,posY,IntoStr(Round((Tpoint[p]-Spoint[p]
)*ptomsec)));

        posY := posY + 40;
        outtextXY(posX,posY,'TINGGI (mV)');
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'P = ');

        outtextXY(posX+50,posY,RealToStr((DataRec[Ppoint[p]]-iso_
el)/ptovolt));
        posY := posY + 20;

```



```

        outtextXY(posX,posY,'Q = ');

outtextXY(posX+50,posY,RealToStr((DataRec[Qpoint[p]]-iso_
el)/ptovolt));
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'R = ');

outtextXY(posX+50,posY,RealToStr((DataRec[Rpoint[p]]-iso_
el)/ptovolt));
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'S = ');

outtextXY(posX+50,posY,RealToStr((DataRec[Spoint[p]]-iso_
el)/ptovolt));
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'T = ');

outtextXY(posX+50,posY,RealToStr((DataRec[Tpoint[p]]-iso_
el)/ptovolt));
        posY := posY + 20;
        outtextXY(posX,posY,'ST = ');

outtextXY(posX+50,posY,RealToStr((DataRec[STpoint[p]]-iso_
_el)/ptovolt));
        If p < Rcount Then p := p+1;
        repeat ch := readkey until ch=' ';

        Setviewport(115,320,627,470,ClipOn);
        End;
        xn := xn+200/srate;
        l :=l+ratio;
        until (Round(xn) >=w-1) OR (l >= FLZise);
        repeat ch := readkey until ch=' ';

        until k >=Round(FLZise);
end;
End;

Procedure Rata_rata(n:integer;var rata2:real; var
data:PZisearray);
var
    jumlah :integer;
    i :integer;
Begin
    jumlah :=0;
    for i :=1 to n-1 do
    Begin
        jumlah := jumlah + data[i];
    End;
    rata2 := jumlah/(n-1);
End;
End;
```

Lampiran

```
var
average:real;
Begin
    initGraphic;
    Analisa_ECG;
    Closegraph;
End.
```

0 5 MAY 1993

Fakultas Teknologi Industri
Jurusan Teknik Elektro

EE 1799 TUGAS AKHIR - 6 SKS

Nama : I Gede Made Suastika
Nrp : 2902201621
Bidang Studi : Elektronika
Dosen Pembimbing : Ir. Iskandar Zulkarnain
Tugas Diberikan :

JUDUL TUGAS AKHIR :

ANALISA AQUSISI DATA ECG
DARI TELEMETRING SISTEM HP 78100A-78101A
YANG DIINTERFACEKAN KE IBM PC

URAIAN TUGAS AKHIR :

Perkembangan teknologi elektronika dibidang medika pada jaman ini demikian pesatnya, yaitu dengan ditemukannya alat pendeteksi sinyal biopotensial yang dihasilkan oleh tubuh manusia misalnya, sinyal ECG, EMG, EEG, ERG, dan lain-lainnya. Sinyal biopotensial listrik ini yang paling sering dideteksi adalah sinyal ECG untuk mendeteksi sinyal denyut jantung, karena akhir-akhir ini penyakit jantung tergolong cukup menakutkan. Pendeteksi sinyal ECG yang ada saat ini, antara pasien dengan alat pendeteksi (monitor) sinyal ECG terhubung menjadi satu, sehingga pasien harus berada ditempat itu terus-menerus selama proses pendeteksian dilakukan. Dengan adanya Telemetring System HP 78100A - 78101A, memungkinkan mendeteksi sinyal ECG dari jarak yang cukup jauh, misalnya pusat komputer pengolahan data sinyal ECG dari Telemetring System ke komputer, data ECG dapat dimonitor secara real time, disimpan didisket, serta dianalisa kelainan yang terjadi dari sinyal ECG tersebut, lebih lanjut dapat membantu hipotesa dokter terhadap penyakit pasien.

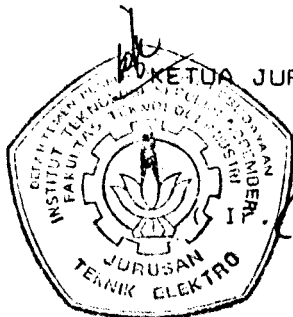
Surabaya, Maret 1993

Menyetujui
Koordinator Bidang Studi
Elektronika

30/193
19
(Ir. Soetikno)
Nip. 130 445/231

Dosen Pembimbing

(Ir. Iskandar Zulkarnain)
Nip. 130 520 755



MENGETAHUI

KEPUKUSAHAAN
KETUA JURUSAN TEKNIK ELEKTRO FTI ITS

(Katjuk Astrowulan, MSEE)
Nip. 130 687 438

USULAN TUGAS AKHIR

1. Judul Tugas Akhir : ANALISA AQUSISI DATA ECG DARI
TELEMETRING SISTEM HP 78100A-78101A
YANG DIINTERFACEKAN KE IBM PC

2. Ruang Lingkup : - Mikroelektronika
- Elektronika Medika
- Elektronika
- Rangkaian Logika
- Instrumentasi Elektronika

3. Latar Belakang : Dengan semakin pesatnya perkembangan teknologi biomedika pada saat ini, telah ditemukan alat pendeteksi sinyal denyut jantung sehingga dengan mengetahui kelainan sinyal denyut jantung penderita memungkinkan mencegah lebih dini akibat yang paling buruk. Alat pendeteksi sinyal ECG yang ada saat ini umumnya antara pasien dan monitor pendeteksi terhubung menjadi satu, sehingga pasien harus berada diruang deteksi selama melakukan pendeteksian. Dengan adanya Telemetry System HP 78100A - 78101A memungkinkan mendeteksi

sinyal ECG dari jarak yang cukup jauh misalnya ke pusat komputer pengolah data sinyal ECG, merekam dan menganalisa kelainan - kelainan yang terjadi dari sinyal ECG tersebut. Maka dari itu diperlukan suatu alat interface yang dapat merekam dan menganalisa sinyal ECG dari Telemetry System, sehingga dapat mengetahui kelainan-kelainan yang terjadi, lebih lanjut diharapkan dapat mencegah kemungkinan terburuk yang terjadi pada pasien.

4. Permasalahan : Diperlukan alat interface yang dapat merekam serta menganalisa sinyal ECG dari Telemetry System sehingga dapat mengetahui kelainan-kelainan yang terjadi, lebih lanjut diharapkan dapat mencegah kemungkinan terburuk yang terjadi pada pasien.

5. Penelahaan Studi : - Mempelajari sifat dan cara kerja Telemetry System 7B100A - 7B100A.
- Mempelajari bentuk - bentuk sinyal denyut jantung serta bentuk kelainan - kelainannya.
- Mempelajari data acquisition dari

tranduser ke rangkaian elektronik dan komputer.

6. Tujuan : Merencanakan suatu alat interface dari Telemetry system ke komputer sehingga data sinyal ECG dapat dimonitor dan dianalisa dari jarak yang cukup jauh, sehingga pasien tidak harus dekat terus menerus dengan alat monitor sinyal denyut jantungnya .

7 Relevansi : Dengan adanya alat interfacing dari Telemetry System ke Komputer ini diharapkan dapat menganalisa data sinyal ECG secara real time dari jarak yang cukup jauh, sehingga diharapkan dapat membantu hypotesa dokter terhadap penyakit pasien.

8. Langkah - Langkah : 1. Studi literatur.
2. Perencanaan dan pembuatan alat.
3. Pengujian alat.
4. Penulisan naskah.

9. Jadwal Kegiatan :

K E G I A T A N	B U L A N K E					
	1	2	3	4	5	6
1. Studi literatur	////	////	///			
2. Perencanaan & pembuatan alat		////	////	////		
3. Pengujian alat				////	////	///
4. Penulisan naskah					////	////