



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**RANCANG BANGUN ALAT PENDETEKSI FUNGSI GINJAL  
PORTABEL DENGAN MENGGUNAKAN TEKNIK  
RADIOIMMUNOASSAY BERBASIS MIKROKONTROLER**

**TESIS**

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Sains**

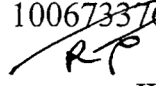
**RISWAL NAFI SIREGAR**

1006733764

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM PASCA SARJANA  
PROGRAM STUDI FISIKA INSTRUMENTASI  
DEPOK  
JUNI 2012**

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

Tesis ini adalah hasil karya saya sendiri, baik yang dikutip maupun yang dirujuk  
telah saya nyatakan dengan benar

Nama : Riswal Nafi Siregar  
NPM : 1006733764  
Tanda tangan :   
Tanggal : JUNI 2012

## HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh:

Nama : Riswal nafi Siregar  
NPM : 1006733764  
Program Studi : Fisika Instrumentasi  
Judul Tesis : RANCANG BANGUN ALAT PENDETEKSI FUNGSI  
GINJAL PORTABEL DENGAN MENGGUNAKAN  
TEKNIK RADIOIMMUNOASSAY BERBASIS  
MIKROKONTROLER

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Sains pada Program Studi Fisika Instrumentasi Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.

### DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : ..... ( DR. Santoso Sukirno )  
Pembimbing II : ..... ( DR. A. Soentoro )  
Penguji : ..... ( Prof. DR. D Djarwani S )  
Penguji : ..... ( DR. Prawito )  
Penguji : ..... ( DR. Sastra Kusuma W )

Ditetapkan di : Depok  
Tanggal : Juni 2012

## KATA PENGANTAR

Puji dan syukur atas rahmat dan hidayah Allah SWT, penulis dapat menyelesaikan tesis ini pada waktunya. Penulisan tesis ini dilaksanakan untuk memenuhi sebagian persyaratan untuk mendapatkan gelar Magister Sains pada Program Studi Fisika Instrumentasi, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia. Penulis menyadari, bahwa tanpa bantuan dan bimbingan dari para dosen baik semasa perkuliahan maupun penyusunan tesis, sulit bagi penulis dapat menyelesaikan tesis ini. Atas dasar hal tersebut, pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih kepada:

- 1) DR. Santoro Soekirno, selaku dosen pembimbing I yang dengan penuh semangat dan kesabaran telah mengarahkan penulis dalam penyusunan tesis ini.
- 2) DR. Achmad Soentoro, selaku pembimbing II dengan penuh ikhlas membimbing penulis
- 3) DR. Santoso Soekirno, selaku Ketua Departemen Fisika FMIPA UI yang telah banyak memberikan arahan dan saran-saran strategi perkuliahan kepada penulis agar bisa lulus tepat waktu.
- 4) DR. Tonny Mulya, atas saran-saran strategis untuk pengusulan tesis.
- 5) Dewan penguji, atas saran yang diberikan untuk kesempurnaan tesis ini.
- 6) Istriku tercinta Elfi Fauziah S.Si, M.Pd, atas perhatian dan kesabarannya selama penulis mengikuti perkuliahan dan anak-anakku tersayang Syifa Fakhirah Siregar, Salman Farisy Siregar, Syafira Faizzaty Siregar, Shofwan Fahrurradzy Siregar dengan begitu ikhlas kebersamaannya terambil digantikan dengan jadwal perkuliahan .
- 7) Segenap staff administrasi Program Studi Fisika Instrumentasi FMIPA UI, atas bantuannya selama penulis mengikuti perkuliahan.

Semoga Allah SWT, Tuhan Yang Maha Esa membalas semua kebaikannya, amien.

Depok, Juni 2012

**Penulis**



**HALAMAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK  
KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademika Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini,

Nama : Riswal Nafi Siregar  
NPM : 1006733764  
Program Studi : Fisika Instrumentasi  
Departemen : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Jenis Karya : Tesis

Demi perkembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Non-Eksklusif (Non-Exclusive Royalty-Free Right)** atas karya ilmiah saya dengan judul:

**RANCANG BANGUN ALAT PENDETEKSI FUNGSI GINJAL  
PORTABEL DENGAN MENGGUNAKAN TEKNIK  
RADIOIMMUNOASSAY BERBASIS MIKROKONTROLER**

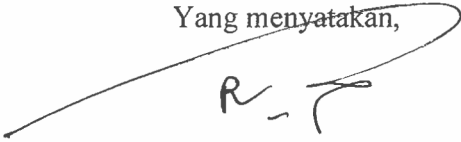
Beserta perangkat yang ada jika diperlukan. Dengan Hak Bebas Royalti Non-Eksklusif ini, Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data, merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis dan sebagai pemilik hak cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Tanggal : JUNI 2012

Yang menyatakan,



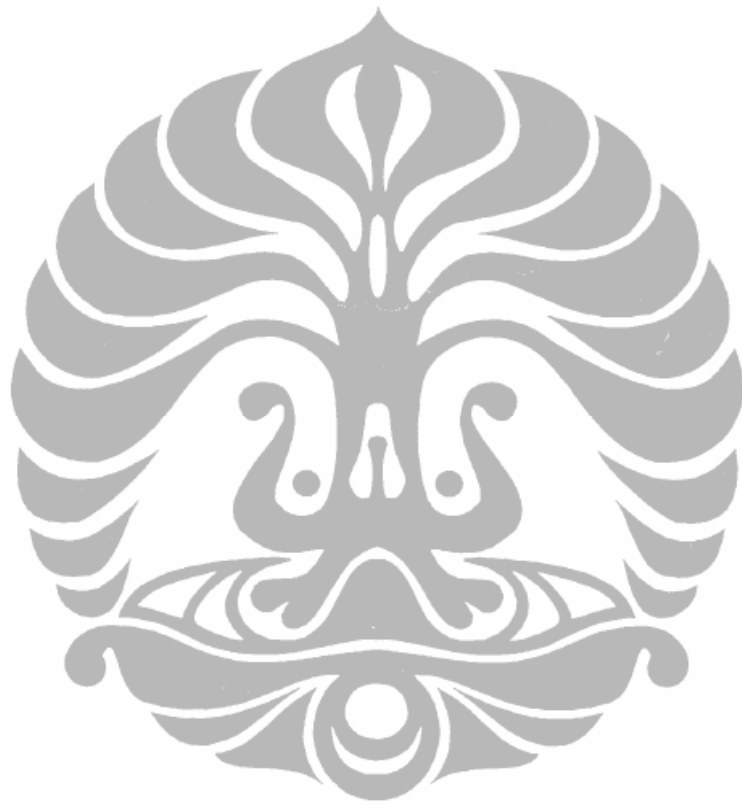
Riswal Nafi Siregar

## DAFTAR ISI

	Halaman
Halaman Sampul	
Halaman Judul	
Halaman Pernyataan Orisinalitas.....	ii
Halaman Pengesahan.....	iii
Kata Pengantar.....	iv
Halaman Pernyataan Persetujuan Publikasi Karya Ilmiah untuk Kepentingan Akademis.....	v
Abstrak.....	vi
Daftar Isi.....	vii
Daftar Tabel.....	x
Daftar Gambar.....	xi
<b>BAB 1. PENDAHULUAN.....</b>	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	2
1.3 Tujuan Penelitian.....	3
1.3.1 Tujuan Umum.....	3
1.3.2 Tujuan Khusus.....	3
1.4. Manfaat Penelitian.....	3
1.5. Batasan Penelitian.....	4
1.6. Metodologi Penelitian.....	4
<b>BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA.....</b>	<b>6</b>
2.1 Radioimmunoassay.....	6
2.1.1.Prinsip Dasar Radioimmunoassay.....	7
2.1.2. Radioimmunoassay Sebagai Pendeteksi Fungsi Ginjal.....	9
2.2. Instrumentasi Nuklir.....	10
2.2.1. Detektor.....	11
2.2.2. Pengukuran Radiasi Nuklir.....	13
2.3. Mikrokontroler AVR AtMega 8535.....	17
2. 3. 1. Arsitektur Mikrokontrol AtMega 8535.....	18
2. 3. 2. Konfigurasi Pin Mikrokontrol AtMega 8535.....	20
2. 3. 3. Status Register AtMega 8535.....	23

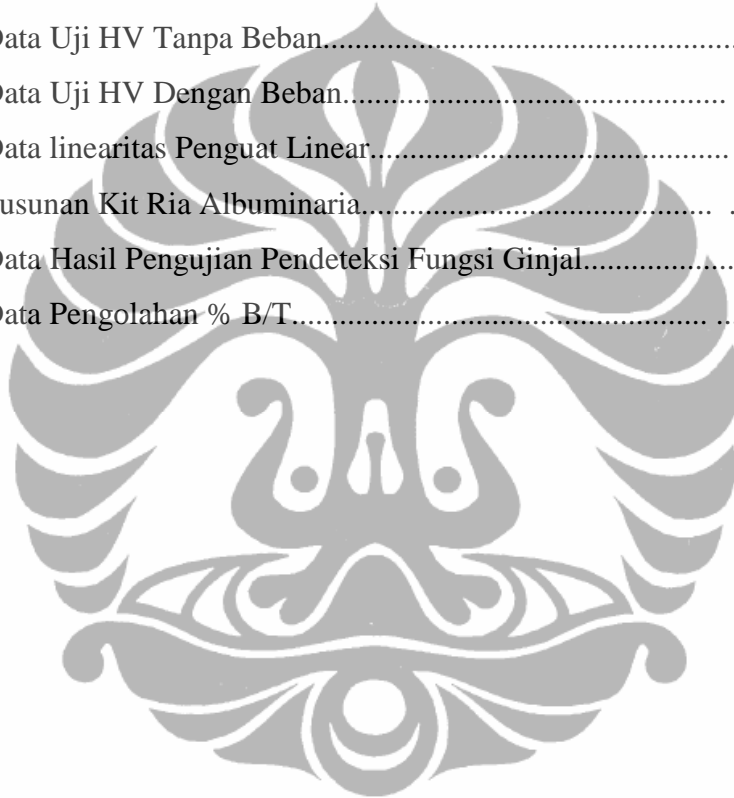
<b>BAB 3. METODE PENELITIAN.....</b>	<b>25</b>
3.1. Sistem Instrumentasi Deteksi Fungsi Ginjal dengan Teknik RIA..	25
3.2 . Deteksi Sampel Fungsi Ginjal.....	26
3. 2. 1. Sampel Fungsi Ginjal.....	27
3. 2. 2. Detektor Sampel Fungsi Ginjal.....	27
3. 3. Pencacah Nuklir Pengkondisi Sinyal Fungsi Ginjal.....	29
3. 3. 1. Tegangan Tinggi Pensuplay Tegangan Detektor.....	29
3. 3. 1. 1. Rangkaian Pembangkit Gelombang Sinus pada Tegangan Tinggi.....	26 30
3. 3. 1. 2. Rangkaian Penguat Tegangan pada Tegangan Tinggi.....	31
3. 3. 1. 3. Rangkaian <i>Push Pull</i> pada Tegangan Tinggi.....	32
3. 3. 1. 4. Pelipat Ganda Tegangan pada Tegangan Tinggi.....	34
3. 3. 1. 5. Rangkaian Pengatur Tegangan pada Tegangan Tinggi.....	36
3. 3. 2. Penguat Linear Pembentuk Pulsa <i>Gaussian</i> dari Sinyal Keluaran Detektor.....	37
3. 3. 2. 1. Rangkaian <i>Pole Zero Cancellation</i> .....	39
3. 3. 2. 2. Rangkaian Penguat Pulsa.....	40
3. 3. 2. 3. Rangkaian <i>Pulse Shapping</i> .....	41
3. 3. 3. Pengolah Sinyal Pennghasil Pulsa Digital.....	42
3. 3. 3. 1. Rangkaian <i>Discriminator</i> .....	43
3. 3. 3. 2. Rangkaian <i>Anti Koinsiden</i> .....	44
3. 3. 3. 3. Rangkaian DAC.....	45
3. 4. Minimum Sistem Mikrokontrol AVR 8535.....	47
<b>BAB 4. PENGUJIAN DAN ANALISA SISTEM PENDETEKSI FUNGSI GINJAL.....</b>	<b>50</b>
4. 1. Pengujian Detektor Fungsi Ginjal.....	50
4. 1. 1. Pengujian Tegangan Kerja Detektor Fungsi Ginjal.....	50
4. 1. 2. Pengujian Resolusi Detektor Fungsi Ginjal.....	52
4. 1. 3. Pengujian Efisiensi Detektor Fungsi Ginjal.....	54
4. 2. Pengujian Instrumentasi Nuklir Pengkondisi Sinyal Fungsi Ginjal.....	55
4. 2. 1. Pengujian Tegangan Tinggi Pensuplay Tegangan Detektor.....	55
4. 2. 1. 1. Uji Keluaran Tegangan Tinggi.....	55

4. 2. 1. 2. Uji Stabilitas Tegangan Tinggi .....	57
4. 2. 2. Pengujian Penguat Linear Pembentuk Pulsa <i>Gaussian</i> dari Sinyal Keluaran Detektor.....	60
4. 2. 2. 1. Uji Pengamatan Hasil Pulsa.....	60
4. 2. 2. 2. Uji Linearitas Penguat Linear.....	62
4. 2. 2. 3. Uji Simulasi.....	63
4. 2. 3. Pengujian Pengolah Sinyal Penghasil Pulsa Digital.....	64
4. 2. 3. 1. Pengujian Pemilihan Pulsa.....	65
4. 2. 3. 2. Pengujian <i>Peak Spektrum</i> .....	66
4. 3. Pengujian Pendeteksi Fungsi Ginjal.....	68
4. 3. 1. Prosedur Pengujian Pendeteksi Fungsi Ginjal.....	68
4. 3. 2. Perangkat Lunak Pendeteksi Fungsi Ginjal.....	69
4. 3. 2. 1. Diagram Alir Pendeteksi Fungsi Ginjal.....	69
4. 3. 2. 2. Insialisasi Program.....	70
4. 3. 2. 3. Pengolahan Data Dan Analisa.....	73
<b>BAB 5. KESIMPULAN DAN SARAN.....</b>	<b>78</b>
5.1. Kesimpulan.....	78
5.2. Saran.....	79
<b>DAFTAR REFERENSI</b>	
<b>LAMPIRAN</b>	



## DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1. Pin Port B .....	20
Tabel 2. 2. Pin Port D .....	21
Tabel 4. 1. Hasil Uji Kerja Detektor.....	51
Tabel 4. 2. Hasil Uji Resolusi Detektor.....	54
Tabel 4. 3. Hasil Pengujian Sumber Kit I-125.....	56
Tabel 4. 4. Data Hasil Uji HV .....	57
Tabel 4. 5. Data Uji HV Tanpa Beban.....	58
Tabel 4. 6. Data Uji HV Dengan Beban.....	62
Tabel 4. 7. Data linearitas Penguat Linear.....	65
Tabel 4. 8. Susunan Kit Ria Albuminaria.....	69
Tabel 4. 9. Data Hasil Pengujian Pendeteksi Fungsi Ginjal.....	74
Tabel 4. 10. Data Pengolahan % B/T.....	76

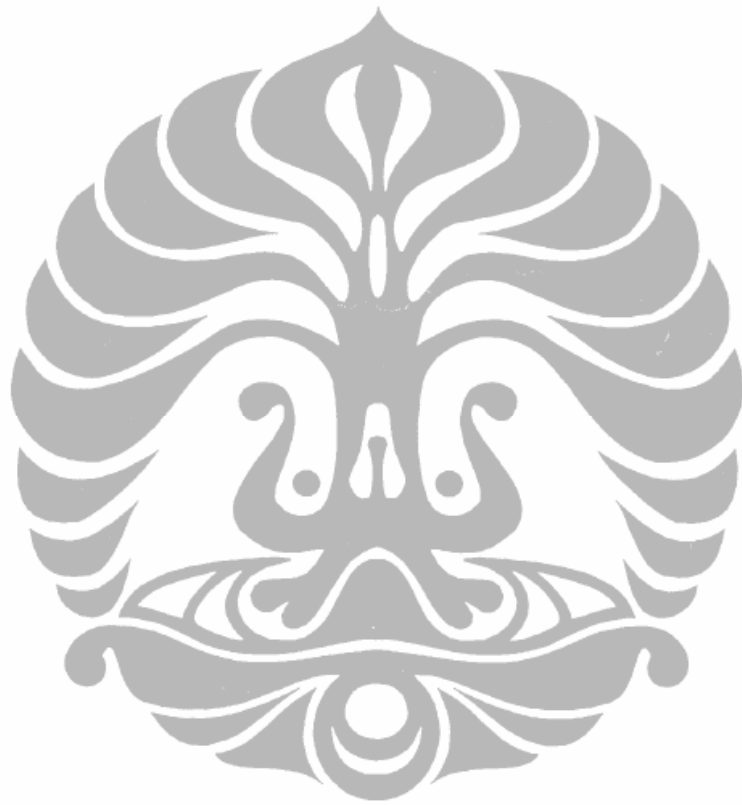


## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Sistem Instrumentasi Nuklir.....	10
Gambar 2.2	Proses Sentilasi pada Bahan Sentilator.....	12
Gambar 2.3.	Penggandaan Elektron pada Tabung <i>Photomultiplier</i> .....	12
Gambar 2.4	Visualisasi Pulsa Listrik yang Dihasilkan Detektor.....	13
Gambar 2.5	Spektrum Distribusi Energi Radiasi.....	15
Gambar 2.6	Pulsa <i>Eksponential</i> dan Pulsa <i>Gaussian</i> .....	16
Gambar 2.7	Diskriminasi Pulsa pada Diskriminator.....	17
Gambar 2.8	Blok Sistem Mikrokontrol AtMega 8535.....	19
Gambar 2.9	Pin AtMega 8535.....	21
Gambar 2.10	Status Register AtMega 8535.....	23
Gambar 3.1	Blok Diagram Sistem Deteksi.....	26
Gambar 3.2	Blok Diagram Sampel Fungsi Ginjal.....	27
Gambar 3.3	Blok Diagram Detektor Sampel Fungsi Ginjal.....	27
Gambar 3.4	Rancangan Detektor dan Penguat Awal.....	28
Gambar 3.5	Blok Diagram Instrumentasi Nuklir Pengkondisi Sinyal Fungsi Ginjal.....	29
Gambar 3.6	Blok Rancangan Tegangan Tinggi.....	30
Gambar 3.7	Blok Diagram Rangkaian Pembangkit Gelombang Sinus.....	30
Gambar 3.8	Rangkaian Pembentuk Gelombang Sinus.....	31
Gambar 3.9	Rangkaian Penguat Tegangan pada Tegangan Tinggi.....	32
Gambar 3.10	Rangkaian Push Pull TDA 2005.....	33
Gambar 3.11	Blok Diagram Pelipat Ganda Tegangan.....	35
Gambar 3.12	Blok Rancangan Umpan Balik.....	37
Gambar 3.13	Blok Diagram Filter dan <i>Divider</i> Keluaran HV.....	37
Gambar 3.14	Blok Rancangan Penguat Sinyal.....	38
Gambar 3.15	Blok Diagram Rangkaian <i>Pole Zero Cancellation</i> .....	39
Gambar 3.16	Rancangan <i>Pole Zero Cancellation</i> .....	40
Gambar 3.17	Blok Diagram Rangkaian Penguat Pulsa.....	40
Gambar 3.18	Rangkaian Penguat Pulsa.....	41
Gambar 3.19	Blok Diagram Rangkaian <i>Pulse Shapping</i> .....	41

Gambar 3.20 Rangkaian <i>Pulse Shapping</i> .....	42
Gambar 3.21 Blok Diagram Pengolah Sinyal .....	43
Gambar 3.22 Blok Diagram Rangkaian Diskriminator.....	43
Gambar 3.23 Rangkaian Diskriminiator .....	44
Gambar 3.24 Blok Diagram Anti Koinsiden.....	45
Gambar 3.25 Rangkaian Anti Koinsiden .....	45
Gambar 3.26.Rangkaian DAC.....	46
Gambar 3.27 Blok Diagram Sistem Minimum Mikrokontrol AVR 8535 .....	47
Gambar 3.28 Rangkaian Minimum Sistem Mikrokontrol AVR 8535.....	49
Gambar 4.1. Blok Diagram Pengujian Detektor Fungsi Ginjal.....	51
Gambar 4.2 Tegangan Kerja Detektor .....	51
Gambar 4.3 Blok Diagram Uji Resolusi Detektor .....	52
Gambar 4.4 Spektrum Cs-137.....	53
Gambar 4. 5. Blok Diagram Pengujian Tegangan Tinggi Pencacah Nuklir .....	56
Gambar 4.6 Uji Keluaran HV.....	57
Gambar 4.7 Blok Diagram Uji Stabilitas dengan Beban .....	58
Gambar 4.8 Grafik Uji Stabilitas HV .....	59
Gambar 4.9 Blok Diagram Pengujian Penguat Linear Pencacah Nuklir .....	60
Gambar 4.10 Hasil Pengamatan Pulsa.....	60
Gambar 4.11 Grafik Linearitas Penguat Linear.....	63
Gambar 4.12.Hasil Simulasi Penguat Linear dengan Proteus.....	63
Gambar 4.13 Blok Diagram Pengujian Penguat Linear Pencacah Nuklir .....	64
Gambar 4.14 Diagram Waktu Pengolah sinyal .....	65
Gambar 4.15.Hubungan Energi dan Channel.....	66
Gambar 4.16.Grafik <i>Spektrum I-125</i> .....	68
Gambar 4.17 Diagram Alir Pendeteksi Fungsi Ginjal .....	70
Gambar 4.18 Kurva Standar .....	76
	71
	77





## BAB 1

### PENDAHULUAN

#### 1.1 Latar Belakang

Dalam peringatan hari ginjal sedunia menunjukkan bahwa potensi gangguan fungsi ginjal terus meningkat seiring dengan pola hidup manusia yang kurang sehat, stres dan kurang olahraga. Deteksi dini sebagai upaya menjaga kesehatan sangat dianjurkan, agar tidak semakin parah menjadi gagal ginjal yang berlanjut pada cuci darah dan cangkok ginjal sebagai jalan keluar yang tak terelakkan.

Perangkat deteksi dini fungsi ginjal di rumah sakit-rumah sakit kedokteran nuklir secara diagnosa pada umumnya secara *in-vivo*, yaitu memasukkan radioisotop kedalam tubuh pasien, perangkat tersebut diantaranya adalah *Gamma Camera*, *SPECT ( a Single Photon Emission Computed Tomography )* dan *PET ( Positron Emission Tomography )*. Peralatan-peralatan tersebut merupakan peralatan canggih yang belum terjangkau masyarakat menengah ke bawah karena mahal. Sedangkan peralatan konvensional yang ada seperti tes *kreatinin* darah, tidak dapat menilai ginjal kanan atau ginjal kiri yang mengalami gangguan fungsinya.

Perangkat teknologi nuklir yang melakukan diagnosa fungsi ginjal secara *in-vitro* diantaranya adalah perangkat Radioimmunoassay. Perangkat RIA yang terdapat di rumah sakit-rumah sakit juga merupakan perangkat yang mahal sehingga belum terjangkau masyarakat menengah ke bawah.

Perangkat-perangkat RIA tersebut secara teknologi ada yang menggunakan banyak detektor, seperti *multi well gamma counters* dan *multi detectors gamma counters* . Perangkat RIA tersebut membutuhkan banyak detektor. Sistem pencacahannya manual dan operator harus berada ditempat sampai mendapatkan hasil pencacahan. Secara elektronik perangkat tersebut masih banyak menggunakan rangkaian analog. Akuisisi datanya tanpa PC, hanya menggunakan keypad dan printer.

Perangkat RIA lainnya adalah *gamma management system*, yaitu perangkat RIA media sampel manual banyak detektor. Detektor yang digunakan jumlahnya bervariasi dari 6 sampai 10 detektor. Sistem akuisisi datanya sudah memakai komputer, dengan sistem *interfacenya* menggunakan *parallel port*

UNIVERSITAS INDONESIA

Perangkat RIA berikutnya media sampel changer tanpa PC. Contoh dari perangkat ini adalah model *1600 automatic gamma counter, single detector*. Perangkat ini sudah menggunakan sampel changer, sistem pencacahannya otomatis dan dapat ditinggal selama proses pencacahan. Sampel yang akan dicacah sebanyak jumlah *hole* pada tray sampelnya. Sistem elektroniknya analog dan motor yang digunakan motor AC. Sistem geraknya dikontrol oleh *microprocessor* tanpa PC. Piranti *input outputnya* menggunakan keypad dan printer.

Melihat perkembangan perangkat RIA yang terdapat dirumah sakit seperti diatas, maka penulis merancang suatu perangkat RIA yang mampu mendiagnosa fungsi ginjal secara dini berbasis mikrokontoler. Perangkat diagnosis ini menggunakan sistem instrumentasi nuklir non pencitraan yang rancangannya terdiri dari modul-modul yang sudah terintegrasi dalam suatu sistem. Perancangan yang akan dilakukan adalah pada sistem detektsi, sistem akuisisi, pemrosesan, dan komunikasi data peralatan medik tersebut. Pemanfaatan komunikasi data antar peralatan medik dengan peralatan pendukungnya juga akan lebih diefisienkan.. Dari segi mekanik, dimensi peralatan akan dirancang sekompak mungkin dan dapat dengan mudah dipindah-pindahkan ( portabel )

## **1.2 Perumusan Masalah**

Perangkat pendeteksi fungsi ginjal yg dirancang menggunakan teknik radioimmunoassay dan portabel Teknik radioimmunoassay menggunakan sumber radioaktif berenergi rendah. Dengan teknik ini detektor yang digunakan pada umumnya berukuran besar dan banyak terdapat di pasaran.. Sedangkan perangkat ini dirancang secara portabel, untuk itu perancangan ini membutuhkan pemilihan detektor yang tepat, yaitu berukuran kecil dan mampu menangkap informasi dari sumber radioaktif.

Sistem instrumentasi nuklir yang dirancang adalah instrumentasi nuklir non pencitraan dengan menggunakan komunikasi dan pencacahan mikrokontrol AVR AtMega 8533. Sistem instrumentasi nuklir ini harus mampu mengeluarkan pulsa-pulsa yang dapat dibaca dan dicacah oleh mikrokontrol.

Sistem akuisisi datanya menggunakan bahasa C *CodeVision* mikrokontrol. Sistem akuisisi ini harus mampu mengatur kecepatan masing-masing pulsa yang masuk pada mikrokontrol sehingga terbentuk tampilan grafik pada LCD grafik,

### **1.3 Tujuan Penelitian**

Tujuan penulis dalam melakukan penelitian ini adalah :

#### **1.3.1. Tujuan Khusus**

Penelitian ini dilakukan untuk memenuhi sebagian persyaratan mendapatkan gelar Magister Sains pada Program Studi Fisika Instrumentasi, FMIPA Universitas Indonesia.

#### **1.3.2. Tujuan Umum**

Penelitian ini bertujuan untuk mewujudkan prototip perangkat pendeteksi ginjal portable yang berdaya listrik rendah dan mudah dipindah-pindahkan. Dengan dimensi yang kompak dan berdaya listrik rendah diharapkan peralatan ini dapat digunakan di rumah sakit atau klinik kecil di kota besar. Sehingga rumah sakit tersebut dapat memberi pelayanan yang lebih baik bagi masyarakat. Pada rumah sakit besar, peralatan ini dapat digunakan sebagai pengganti peralatan yang sudah tua. Dengan menggunakan peralatan ini diharapkan biaya operasi dari peralatan dapat ditekan sehingga biaya pemeriksaan yang dibebankan kepada masyarakat pengguna menjadi lebih murah.

Perawatan dan perbaikan peralatan sistem dapat dilakukan dengan lebih mudah karena dapat dilakukan di dalam negeri. Demikian juga dengan pengadaan komponen pengganti dapat ditemukan dengan mudah di pasaran dalam negeri. Dengan demikian hal ini dapat menghemat devisa negara.

### **1.4. Manfaat Penelitian**

Manfaat yang diharapkan hasil rancangan ini oleh peneliti adalah mampu menerapkan konsep keilmuan di bidang fisika instrumentasi dan kontrol menjadi konsep teknologi dalam mengembangkan peralatan instrumentasi kedokteran nuklir.

Sedangkan manfaat yang dapat diambil oleh Program Studi Fisika Instrumentasi FMIPA UI dari penelitian ini, antara lain yaitu: dapat dijadikan sebagai model tentatif dalam melakukan kegiatan rancang bangun berikutnya dalam mengembangkan peralatan kedokteran nuklir.

Untuk para pengguna di rumah sakit-rumah sakit kedokteran nuklir mendapatkan peralatan yang murah secara ekonomi, mudah operasi dan perawatannya serta buatan dalam negeri.

### **1.5. Batasan Penelitian**

Batasan penelitian yang dilakukan penulis pada penelitian ini adalah :

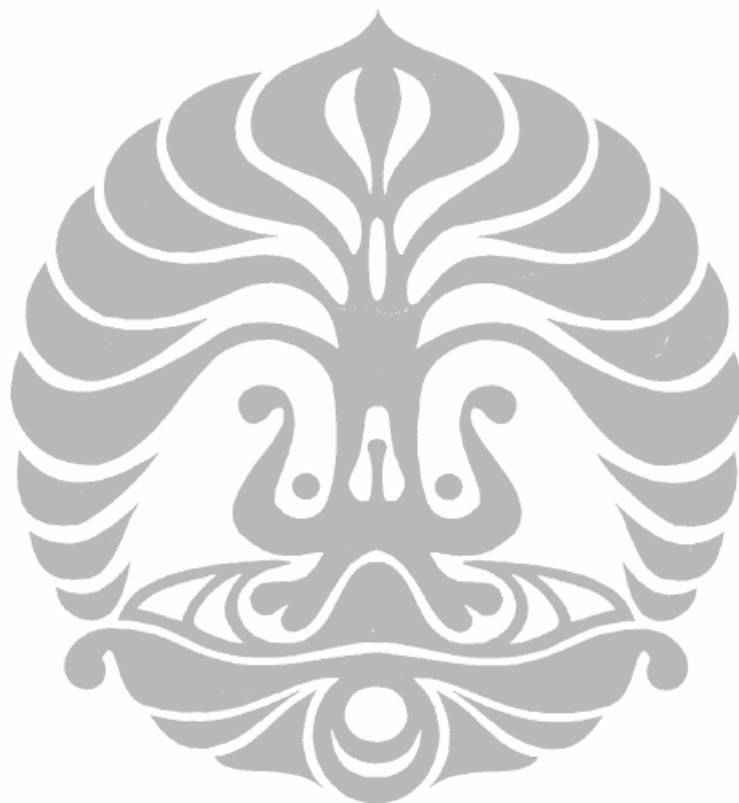
- a. Dilakukan sistem pemilihan detektor dengan merancang dimensi, efisiensi dan resolusi dengan kalibrasi radioisotope Cs-137.
- b. Dilakukan uji perangkat pendeteksi fungsi ginjal dengan menggunakan kit mikroalbuminuria. Uji ini berupa grafik standar antara hasil cacahan larutan standar kit mikroalbuminuria dengan konsentrasi. Hasil uji laboratorium ini sebagai dasar bagi penulis untuk merekomendasikan untuk diuji pada aplikasi klinis.

### **1.6. Metodologi Penelitian**

Metodologi yang akan digunakan dalam pelaksanaan kegiatan ini adalah:

- a. Studi literatur; studi literatur terhadap sistem yang pernah ada di rumah sakit-rumah sakit yang meliputi: bagian mekanik dan elektronik. Evaluasi ini diperlukan karena akan mengintegrasikan komponen-komponen baru yang berbeda dari sistem yang pernah dibuat sebelumnya.
  - o Pada bagian mekanik akan dievaluasi bentuk dan dimensi fisik peralatan serta bagian yang dapat bergerak. Hasil evaluasi ini akan diperoleh disain yang siap untuk dibuat yang sesuai untuk sistem baru.
  - o Pada bagian elektronik akan dilakukan evaluasi pada bagian akuisisi, pemrosesan, komunikasi, dan tampilan data. Evaluasi ini bertujuan untuk mengidentifikasi bagian-bagian yang masih perlu dimodifikasi agar sesuai dengan sistem yang baru, dimana pada tahun-tahun sebelumnya yang masih menggunakan detektor dengan kalibrasi sumber Cs.

- Studi detektor dengan mendisain sistem deteksi yang well size dan berukuran kecil yang mampu mendeteksi sumber gamma yang berenergi rendah dengan kalibrasi I125
  - Dengan keluaran penelitian ini adalah sebuah prototip yang mobile maka dilakukan sistem komunikasi dengan mikrokontroler yang stand alone .
- b. Langkah selanjutnya adalah pengukuran performance detektor yang digunakan. Dalam tahap ini akan dilakukan pengukuran karakteristik sinyal. Karakteristik yang akan diukur meliputi time constant, amplitudo, resolusi, dan efisiensi. Time constant dan amplitudo berkaitan erat dengan bagian penguat dan pembentuk pulsa. Resolusi dan efisiensi berkaitan dengan aktivitas isotop yang digunakan dan waktu akuisisi. Efisiensi pencacahan ditentukan oleh dimensi detektor. Model detektornya adalah well size dan berukuran kecil. Adapun pertimbangan penggunaan jenis detektor ini antara lain:
- Dimensi kecil
  - Dioperasikan pada tegangan rendah (tidak perlu tegangan tinggi)
  - Tinggi sinyal sangat stabil
  - Kokoh (rugged)
  - Tidak terpengaruh oleh medan magnet
- c. Setelah diperoleh performance detektor selanjutnya dilakukan analisis penguat dan pembentuk pulsa sehingga memenuhi syarat untuk mengolah sinyal dari detektor yang digunakan.
- d. Dari hasil studi literatur diperoleh disain elektronik yang siap untuk dijadikan modul-modul. Modul-modul tersebut adalah :
- Penguat sinyal
  - Pengolah sinyal
  - Pencacah sinyal
  - Tegangan tinggi
  - mikrokontroler
- e. Tahap berikutnya adalah integrasi sistem secara keseluruhan dan pengujian performance sistem. Pengujian yang dilakukan meliputi uji fungsi sistem dan stabilitas pencacahan.
- f. Pembuatan tesis



**UNIVERSITAS INDONESIA**

## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

Perangkat pendeteksi fungsi ginjal di rumah sakit-rumah sakit kedokteran nuklir secara diagnosa terdiri atas perangkat pencitraan dan non pencitraan. Perangkat pencitraan diantaranya adalah *Gamma Camera*, *SPECT ( a Single Photon Emission Computed Tomography )* dan *PET ( Positron Emission Tomography )*. Adapun perangkat non pencitraan diantaranya adalah Renograf, RIA ( *Radioimmunoassay* ) dan IRMA ( *Immunoradiometric Assay* ). Perangkat-perangkat *Gamma Camera*, *SPECT*, *PET* dan Renograf dalam mendiagnosa fungsi ginjal dilakukan secara *in-vivo*. yaitu memasukkan radioisotop kedalam tubuh pasien. Adapun RIA dan IRMA dalam mendiagnosis fungsi ginjal dengan cara *in-vitro*, yaitu mendiagnosis diluar tubuh manusia.

Perangkat RIA ini digunakan terutama pada laboratorium kedokteran nuklir yang aplikasinya sebagai pencacah dengan sumber gamma yang berenergi rendah dan aktivitas rendah. Perangkat RIA menggunakan teknik analisis secara *in-vitro* dengan menggunakan perunut radioaktif yang didasarkan pada prinsip imunologi. Pada studi *in-vitro* dari tubuh pasien diambil sejumlah tertentu bahan biologis misalnya 1 ml darah. Cuplikan bahan biologis tersebut kemudian direaksikan dengan suatu zat yang telah ditandai dengan radioisotop ( IAEA. 2002 ). Pemeriksaannya dilakukan dengan bantuan detektor radiasi gamma yang dirangkai dengan suatu sistem instrumentasi. Studi semacam ini biasanya dilakukan untuk mengetahui kandungan hormon-hormon tertentu dalam darah pasien seperti insulin, tiroksin, dan lain-lain

#### 2. 1. *Radioimmunoassay*

*Radioimmunoassay* ( RIA ) merupakan salah satu diantara alat kedokteran nuklir yang sangat diperlukan; RIA berfungsi untuk menganalisis zat-zat yang ada didalam cairan tubuh diantaranya urin, hormone, dan lain-lain atau kultur media yang berkadar rendah dan matriksnya kompleks. Teknik pengukuran RIA merupakan teknik analisis secara *in-vitro* berdasarkan pada reaksi *immunologi* dengan menggunakan

UNIVERSITAS INDONESIA



*radioisotope* sebagai perunutnya. RIA mempunyai beberapa keunggulan ( Edwards, R., 1985) antara lain :

- a. lebih sederhana dalam proses pencuplikan sampel
- b. dapat dipakai diluar kedokteran
- c. mempunyai ketepatan dan akurasi data
- d. mempunyai ketelitian yang tinggi

dapat digunakan untuk berbagai analisis cuplikan

### 2. 1. 1. Prinsip Dasar *Radioimmunoassay*

Prosedur *radioimmunoassay* merupakan pengembangan dari penyelidikan yang dilakukan oleh Baron dan Yallow mengenai penentuan konsentrasi rendah dari hormon antigen berdasarkan kemampuannya membentuk ikatan dengan antibodi tertentu. Untuk melaksanakan reaksi antara antigen dan antibodi didalam teknik RIA ( Darwati, S. 2005 ) diperlukan antigen dalam dua bentuk :

1. antigen tidak bertanda (  $Ag$  ) yang digunakan sebagai larutan standar
2. antigen bertanda ( dalam hal ini radioaktif  $I-125$  ), disimbolkan dengan  $Ag^*$ ; yang digunakan sebagai *tracer*

Jumlah antigen bertanda dan antibody dibuat tetap, sedangkan konsentrasi *antigen* tak bertanda dilakukan secara variasi. Setelah terjadi proses reaksi banyaknya  $Ag^*Ab$  terjadi tergantung dengan jumlah antigen yang akan dianalisis didalam cuplikan. Penambahan sejumlah antigen tak bertanda mengakibatkan tempat ikatan pada antibodi menjadi jenuh. Hal ini dapat menyebabkan berkurangnya jumlah antigen tak bertanda yang membentuk ikatan. Antigen tak bertanda, antigen bertanda dan antibodi tersebut merupakan komponen sistem *radioimmunoassay*. Inkubasi komponen tersebut menyebabkan terjadinya keseimbangan reaksi. Kemudian dilakukan pemisahan antara antigen yang terikat dengan antigen yang bebas. Setelah itu dilakukan pencacahan terhadap kedua campuran sehingga terjadi kuantisasi dalam reaksi akhir

Dengan demikian prosedur *assay* ( Wayan R. 1991 ) dilakukan dengan cara :

- a. penetapan *assay* yang telah mapan ( standar )

- b. pengukuran sampel yang dicari.

Sedangkan assay secara sederhana ditentukan oleh :

- a. pembentuk *assay*
- b. interaksi antara komponen dalam kondisi dan lingkungan yang sesuai
- c. pemisahan komponen tertentu
- d. pengukuran/pencacahan kom ponen-komponen dengan menggu nakan teknik pengukuran jejak radioaktif
- e. pencacahan sejumlah zat yang telah diketahui jumlahnya dalam larutan. Zat-zat ini digunakan sebagai standar dalam perbandingan akhir dengan jumlah zat yang dicari dalam suatu sampel

Beberapa hal yang perlu diperhatikan dalam optimasi *assay* ( Wayan, R. 2004 ), yaitu :

- a. Limit deteksi harus sesuai dengan konsentrasi yang diukur sehingga mampu menganalisis sampel pada batas konsentrasi yang dikehendaki dengan ketelitian tinggi
- b. Persentase maksimum *binding* ( % *B/T* ) diatas 30 %
- c. *Non Spesifik Binding* ( % *NSB* ) diusahakan sekecil mungkin atau pada larutan konsentrasi nol atau dibawah 10%
- d. Ketelitian sampel terletak sebanding dengan daerah kurva standar

Penentuan persentase maksimum binding dilakukan dengan persamaan sebagai berikut :

$$"%B/T = \frac{\text{Cacahan fasa terikat-Background}}{\text{Cacahan Total-Background}} \times 100\% \quad (2.1)$$

dan untuk menentukan *non spesifik binding* ( *NSB* ) persamaannya adalah

$$"%NSB = \frac{\text{Cacahan NSB-Background}}{\text{Cacahan Total-Background}} \times 100\% \quad (2.2)$$

### 2.1.2. Radioimmunoassay Sebagai Pendeteksi Fungsi Ginjal

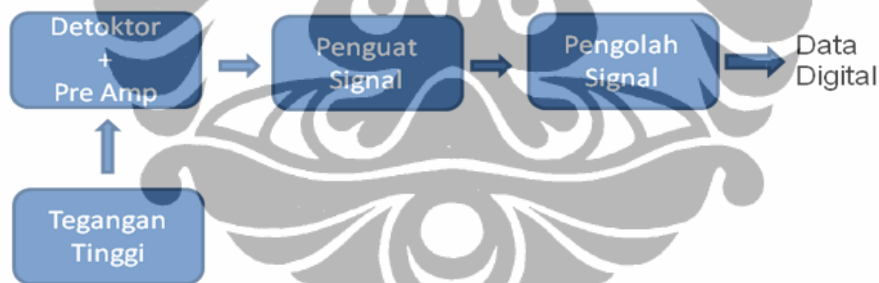
*Mikroalbuminuria* adalah keadaan fisiologis seseorang dimana kadar *albumin* yang diekskresi ke dalam urin sebesar 20 – 200 µg/menit atau 30 – 300 mg/hari.

Konsentrasi di atas nilai tersebut disebut *proteinuri* dan dinyatakan *nephropathy* atau gagal ginjal (Parving, H.H., Lewis, J.B., Ravid, M. 2006). Penentuan kadar *albumin* dalam jumlah mikro (<200 µg/menit) pada pasien sangat penting untuk deteksi dini *mikroalbumin* sebelum menjadi *nephropathy* agar dapat dilakukan pencegahan penyakit lebih awal (Cooper, E. 1998). Dalam penentuan dengan teknik RIA diperlukan beberapa pereaksi yang umumnya dibuat dalam suatu bentuk kit RIA yang kini banyak beredar secara komersial. Pereaksi utama yang diperlukan dalam teknik RIA adalah *tracer* (antigen bertanda radioaktif/Ag\*), antibodi dan standar. Antigen bertanda adalah suatu senyawa yang salah satu atau lebih atom atau gugus diganti oleh radioisotop. Radioisotop yang sering digunakan dalam RIA adalah I-125. Antigen bertanda radioaktif dibuat dengan cara penandaan secara langsung (Edwards, R. 1985). Antibodi merupakan salah satu pereaksi RIA yang sangat penting dalam menentukan kespesifikan reaksi. Antibodi adalah suatu gugusan protein sejenis di dalam plasma darah dan cairan ekstraseluler lainnya yang umumnya disebut gugusan *immunoglobulin* (IgG). IgG adalah *immunoglobulin* yang secara kuantitatif merupakan gugusan yang dominan di dalam plasma. IgG adalah kelas *immunoglobulin* yang digunakan dalam RIA. Antibodi terbentuk di dalam plasma darah sebagai akibat dari induksi suatu zat asing yang dimasukkan ke dalam tubuh. Analisis antibodi mencakup penentuan titer, kesensitifan dan kespesifikan. Titer antibodi adalah nilai pengenceran antibodi yang memberikan %B/T = 50%. Titer berguna untuk menentukan banyaknya pengenceran antibodi yang digunakan dalam *assay*. Makin tinggi titer suatu antibodi maka pemakaian antibodi akan makin hemat. Ketepatan suatu *assay* dengan metode RIA berkaitan dengan kualitas material standar yang digunakan, kurva standar harus sesuai dengan kurva standar dalam RIA, yaitu semakin tinggi jumlah antigen yang terkandung dalam standar (semakin tinggi nilai konsentrasi standar) maka persen ikatan semakin kecil (Wayan, R. 2004).

## 2.2. Instrumentasi Nuklir

Radiasi radioaktif tidak dapat dirasakan dengan panca-indra secara langsung, tetapi interaksi antara radiasi dengan media terpilih yang dilalui radiasi pada daerah yang efektif memberikan pengaruh yang dapat digunakan untuk menentukan intensitas dan dalam beberapa hal menentukan energi dari radiasi melalui penggunaan teknik elektronika. Instrumentasi nuklir adalah instrumentasi yang melibatkan penggunaan detektor nuklir yang umumnya digunakan untuk pengukuran atau pendeteksian gejala radioaktivitas. Sistem instrumentasi nuklir (Ananthi, S. 2005) dapat dilihat pada Gambar 2. 1 yang terdiri atas :

- a. Sistem deteksi
- b. Sistem tegangan tinggi
- c. Sistem penguat sinyal
- d. Sistem pengolah sinyal
- e. Sistem pencacah sinyal



Gambar 2.1. Sistem Instrumentasi Nuklir ( Knoll, G.F. 1988 )

Untuk dapat mengadakan pengukuran radioaktivitas diperlukan detektor yang dapat berinteraksi secara efisien dengan sinar radioaktif yang diselidiki. Komponen dari keseluruhan sistem pengukur yang mendeteksi radiasi dan mengubahnya ke sinyal listrik adalah detektor radiasi, sedangkan unit yang mengolah dan mencatat sinyal dari detektor disebut sebagai alat ukur (*measuring equipment / instrument*). Pada prinsipnya tujuan dari teknik pengukuran nuklir adalah menentukan parameter integral atau bagian dari partikel partikel yang membentuk radiasi tertentu.

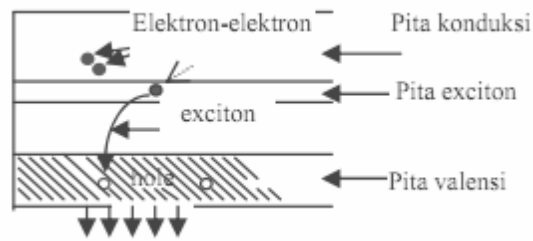
### 2. 2. 1. Detektor

Detektor merupakan suatu bahan yang peka terhadap radiasi, yang bila dikenai radiasi akan menghasilkan tanggapan mengikuti mekanisme pendeteksian radiasi. Detektor radiasi bekerja dengan cara mengukur perubahan yang disebabkan oleh penyerapan energi radiasi oleh medium penyerap. Perlu diperhatikan bahwa suatu bahan yang sensitif terhadap suatu jenis radiasi belum tentu sensitif terhadap jenis radiasi yang lain. Sebagai contoh, detektor radiasi gamma belum tentu dapat mendeteksi radiasi neutron.

Detektor sintilasi terdiri dari dua bagian yaitu bahan sintilatornya dan photomultiplier (Pusdiklat, Batan. 2008 ). Bahan sintilator merupakan suatu bahan padat, cair maupun gas, yang akan menghasilkan percikan cahaya bila dikenai radiasi pengion. *Photomultiplier* digunakan untuk mengubah percikan cahaya yang dihasilkan bahan sintilator menjadi pulsa listrik. Mekanisme pendeteksian radiasi pada detektor sintilasi dapat dibagi menjadi dua tahap yaitu :

- a. proses pengubahan radiasi yang mengenai detektor menjadi percikan cahaya di dalam bahan sintilator dan
- b. proses pengubahan percikan cahaya menjadi pulsa listrik di dalam tabung *photomultiplier*

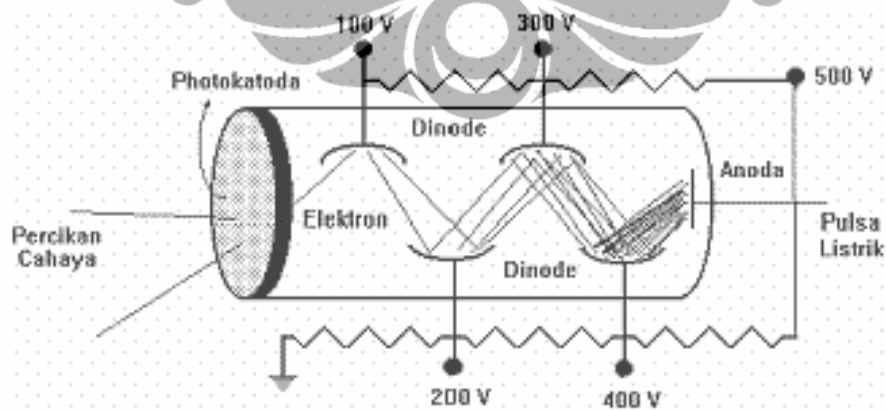
Proses sintilasi pada bahan sintilator dapat dijelaskan dengan Gambar 2. 2. Di dalam kristal bahan sintilator terdapat pita-pita atau daerah yang dinamakan sebagai pita valensi dan pita konduksi yang dipisahkan dengan tingkat energi tertentu. Pada keadaan dasar, *ground state*, seluruh elektron berada di pita valensi sedangkan di pita konduksi kosong. Ketika terdapat radiasi yang memasuki kristal, terdapat kemungkinan bahwa energinya akan terserap oleh beberapa elektron di pita valensi, sehingga dapat meloncat ke pita konduksi. Beberapa saat kemudian elektron-elektron tersebut akan kembali ke pita valensi melalui pita energi bahan aktivator sambil memancarkan percikan cahaya.



Gambar 2. 2. Proses Sentilasi Pada Bahan Sentilator ( Tsoufanidis. 1983 )

Jumlah percikan cahaya sebanding dengan energi radiasi diserap dan dipengaruhi oleh jenis bahan sintilatornya. Semakin besar energinya semakin banyak percikan cahayanya. Percikan-percikan cahaya ini kemudian ditangkap oleh *photomultiplier* ( Burle Technologies Inc. 1980 )

Tabung *photomultiplier* terbuat dari tabung hampa yang kedap cahaya dengan photokatoda yang berfungsi sebagai masukan pada salah satu ujungnya dan terdapat beberapa dinode untuk menggandakan elektron seperti terdapat pada Gambar 2.3. Photokatoda yang ditempelkan pada bahan sintilator, akan memancarkan elektron bila dikenai cahaya dengan panjang gelombang yang sesuai. Elektron yang dihasilkannya akan diarahkan, dengan perbedaan potensial, menuju dinode pertama. Dinode tersebut akan memancarkan beberapa elektron sekunder bila dikenai oleh elektron.

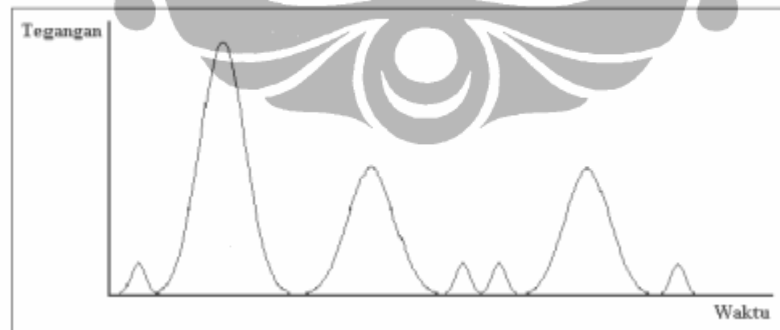


Gambar 2.3. Pengandaan Elektron Pada Tabung Photomultiplier ( Knoll, G.F. 1988 )

Elektron-elektron sekunder yang dihasilkan dinode pertama akan menuju dinode kedua dan dilipatgandakan kemudian ke dinode ketiga dan seterusnya sehingga elektron yang terkumpul pada dinode terakhir berjumlah sangat banyak. Dengan sebuah kapasitor kumpulan elektron tersebut akan diubah menjadi pulsa listrik.

### 2.2.2. Pengukuran Radiasi Nuklir

Umumnya pengukuran radiasi nuklir adalah mengukur intensitas radiasi tertentu dengan atau tanpa memperhatikan energinya atau mengukur intensitas dari partikel partikel yang membentuk radiasi tertentu. Terdapat dua besaran yang biasa diukur dari suatu paparan radiasi nuklir yaitu jumlah radiasi dan energi radiasi. Sebagai contoh, jumlah radiasi diperlukan untuk mengetahui aktivitas sumber radiasi sedang energi radiasi digunakan untuk menentukan jenis sumber radiasi. Secara ideal, setiap radiasi yang mengenai detektor akan diubah menjadi sebuah sinyal (pulsa) listrik sehingga jumlah radiasi dapat ditentukan dengan mengukur jumlah pulsa listrik yang dihasilkan detektor. Tinggi sinyal (pulsa) listrik yang dihasilkan detektor menunjukkan energi radiasi yang mengenai detektor sehingga energi radiasi dapat ditentukan dengan mengukur tinggi pulsa listrik yang dihasilkan detektor. Hal ini dapat dilihat pada Gambar 2. 4.



Gambar 2.4. Visualisasi Pulsa Listrik Yang Dihasilkan Detektor ( Pusediklat, Batan. 2008 )

Dari gambar di atas dapat dilihat bahwa terdapat tujuh buah radiasi yang mengenai detektor, empat radiasi mempunyai energi rendah, dua radiasi mempunyai energi sedang dan sebuah radiasi yang mempunyai energi tinggi.

Kemampuan suatu detektor spektroskopi- $\gamma$  untuk memisahkan dua puncak tenaga- $\gamma$  yang berdekatan disebut sebagai daya pisah atau resolusi detektor. Resolusi suatu detektor adalah fungsi tenaga sinar- $\gamma$ , makin tinggi tenaga- $\gamma$  makin rendah resolusi detektor. Resolusi detektor dinyatakan dalam persamaan ( IAEA. 1991 ) :

$$R = \frac{\text{FWHM}}{E} \times 100 \% \quad (2.3)$$

R = Resolusi detector ( % )

E = Energi Sumber

FWHM = *full width half maximum* ( lebar setengan tinggi maksimum )

Sedangkan kemampuan detector menerima pancaran radiasi disebut dengan efisiensi.. Kemampuan detektor dalam menerima pancaran radiasi dapat dipengaruhi jarak paparan dengan detektor dan media antara paparan dengan detektor. Adapun persamaan matematikanya ( Tsoulfanidis. 1983 ) adalah

$$Ef = \frac{A_n}{A_t} \times 100 \% \quad (2.4)$$

dengan :

Ef = efisiensi detektor ( % )

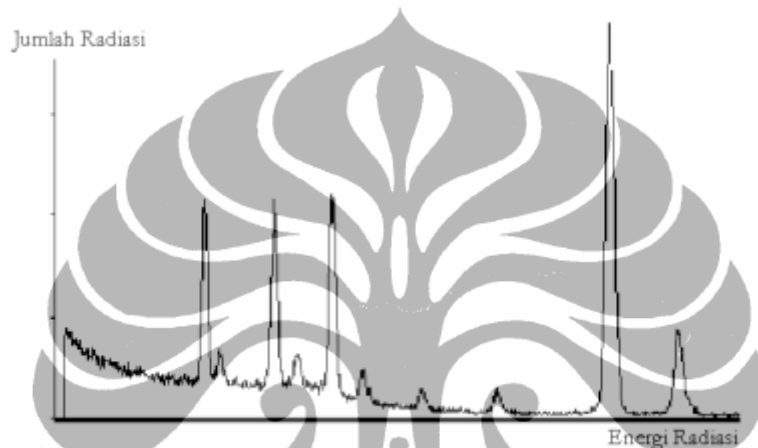
$A_n$  = aktivitas sumber standar netto ( cps )

$A_t$  = aktivitas sumber saat ini ( cps )

Sinyal listrik yang dihasilkan oleh detektor perlu diproses lebih lanjut agar dapat diamati oleh manusia, misalnya ditampilkan melalui peraga, suara atau bahkan fasilitas pengolah sinyal yang lebih canggih. Peralatan yang diperlukan untuk melengkapi detektor guna membentuk suatu sistem pencacah disebut sebagai peralatan penunjang. Peralatan penunjang harus bersifat linier, artinya setiap informasi yang dihasilkan oleh peralatan penunjang, baik jumlah pulsa maupun tinggi pulsa harus sebanding dengan informasi yang diterimanya dari detektor. Linieritas merupakan parameter yang sangat mempengaruhi unjuk kerja dari suatu sistem pencacah. Berdasarkan peralatan penunjangnya, sistem pencacah diferensial mempunyai fungsi mengukur jumlah (kuantitas) radiasi yang mengenainya. Sistem pencacah diferensial hanya mengukur radiasi yang mempunyai energi tertentu saja.



Sistem pencacah diferensial menghasilkan suatu nilai yang sebanding dengan jumlah radiasi yang mengenai detektor dalam selang energi tertentu, hal ini dapat dilihat seperti pada Gambar 2. 5 . Sebenarnya sistem pencacah diferensial juga dapat berfungsi sebagai sistem spektroskopi tetapi dengan resolusi yang sangat rendah. Sebaliknya sistem spektroskopi juga dapat berfungsi sebagai sistem pencacah tetapi dengan “kecepatan” yang lebih rendah.



Gambar 2.5. Spektrum Distribusi Energi radiasi ( IAEA. 1991 )

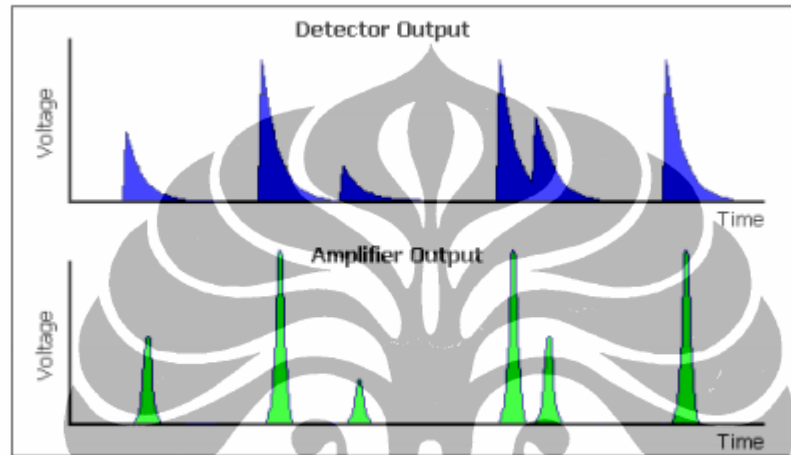
Pencacah diferensial digunakan untuk mengukur jumlah radiasi dalam selang energi tertentu. Sebagai contoh, dua jenis zat radioaktif yang berbeda akan memancarkan radiasi dengan tingkat energi yang berbeda sehingga bila ingin mengukur aktivitas salah satu zat radioaktif tersebut maka diperlukan suatu sistem pencacah diferensial.

Detektor yang sering digunakan adalah detektor NaI(Tl) digunakan untuk pengukuran radiasi gamma dan detektor surface barrier digunakan untuk pengukuran radiasi alpha. Sebagaimana detektor yang lain, detektor sintilasi juga membutuhkan sumber tegangan tinggi ( HV ). Penentuan tegangan kerja detektor sintilasi adalah dengan cara mencari perbandingan cacahan sumber terhadap cacahan latar belakang yang terbaik. Detektor sintilasi menghasilkan pulsa listrik

yang relatif sangat kecil, dalam orde mVolt. Oleh karena itu diperlukan peralatan untuk membentuk dan memperkuat pulsa tersebut yaitu penguat (*amplifier*).

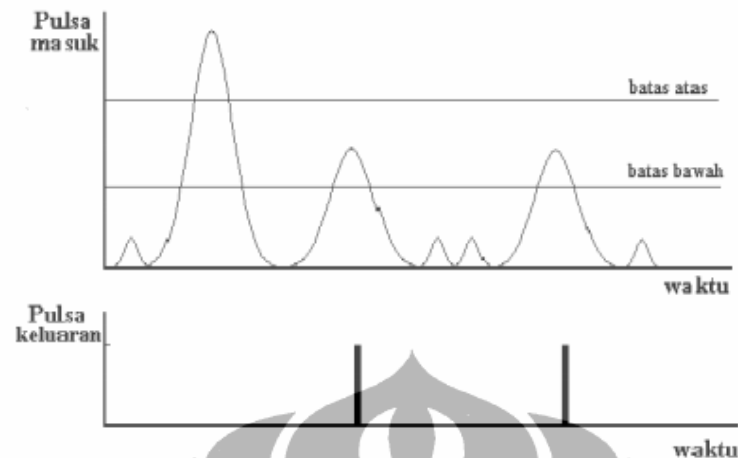
Pulsa listrik yang dihasilkan oleh detektor biasanya berbentuk pulsa eksponensial yang sangat cepat *rise-time* nya dan sangat lambat *fall-time* nya. Sangatlah sukar

untuk mendeteksi atau mengukur tinggi pulsa yang berbentuk eksponensial ini. Amplifier mempunyai fungsi utama untuk mengubah pulsa eksponensial menjadi pulsa Gaussian dan memperkuatnya, bila diperlukan, agar mempunyai tinggi dengan orde Volt (Kryzstof, I. 2011 ). Pulsa-pulsa keluaran tersebut dapat diperhatikan seperti pada Gambar 2. 6.



Gambar 2.6 . Pulsa Eksponensial ( Ekor Panjang ) dan Pulsa Gaussian ( IAEA, 1991 )

Peralatan selanjutnya adalah diskriminator yang merupakan ciri dari sebuah pencacah diferensial karena alat ini yang berfungsi untuk menyaring apakah suatu pulsa listrik keluaran amplifier diteruskan ke counter atau tidak. Diskriminator mempunyai fasilitas batas atas dan batas bawah ( Geoffrey, E. 1979 ). Pulsa-pulsa yang lebih tinggi dari batas bawah tetapi lebih rendah dari batas atas saja yang akan diteruskan ke counter untuk dicacah. Pulsa-pulsa yang dihasilkan dari diskriminator tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.7 di bawah ini :



Gambar 2.7. Diskriminasi Pulsa pada Diskriminator

Dua rangkaian terakhir dalam sistem pencacah diferensial adalah counter dan timer yang berfungsi sebagaimana dalam sistem pencacah integral. Sistem pencacah diferensial digunakan untuk mengukur radiasi yang dipancarkan oleh sumber radiasi alpha atau gamma. Energi radiasi alpha dan gamma bersifat diskrit, artinya mempunyai nilai atau tingkat energi tertentu. Misalnya isotop Cs-137 memancarkan radiasi gamma dengan tingkat energi 662 keV atau isotop Am-241 yang memancarkan radiasi alpha dengan tingkat energi 5,48 MeV.

### 2.3. Mikrokontrol AVR AtMega 8535

Mikrokontroler dengan arsitektur RISC kini semakin berkembang pesat dan semakin banyak diminati dalam aplikasi sistem kendali. Salah satu jenis mikrokontroler RISC yang banyak beredar di pasaran adalah mikrokontroler jenis AVR dari Atmel. Mikrokontroler AVR memiliki konsep yang hampir sama dengan mikrokontroler PICmikro dari Microchip Inc. yang memiliki arsitektur RISC 8-bit.

Mikrokontroler AVR Atmel memiliki 118 macam instruksi assembler utama, namun terdapat beberapa instruksi yang bila dieksekusi menghasilkan kode yang sama. Sehingga instruksi assembler yang sebenarnya hanya 79 macam instruksi. Beberapa tipe AVR memiliki beberapa tambahan instruksi yang tidak terdapat pada tipe AVR yang lain

### 2. 3. 1. Arsitektur Mikrokontrol AtMega 8535

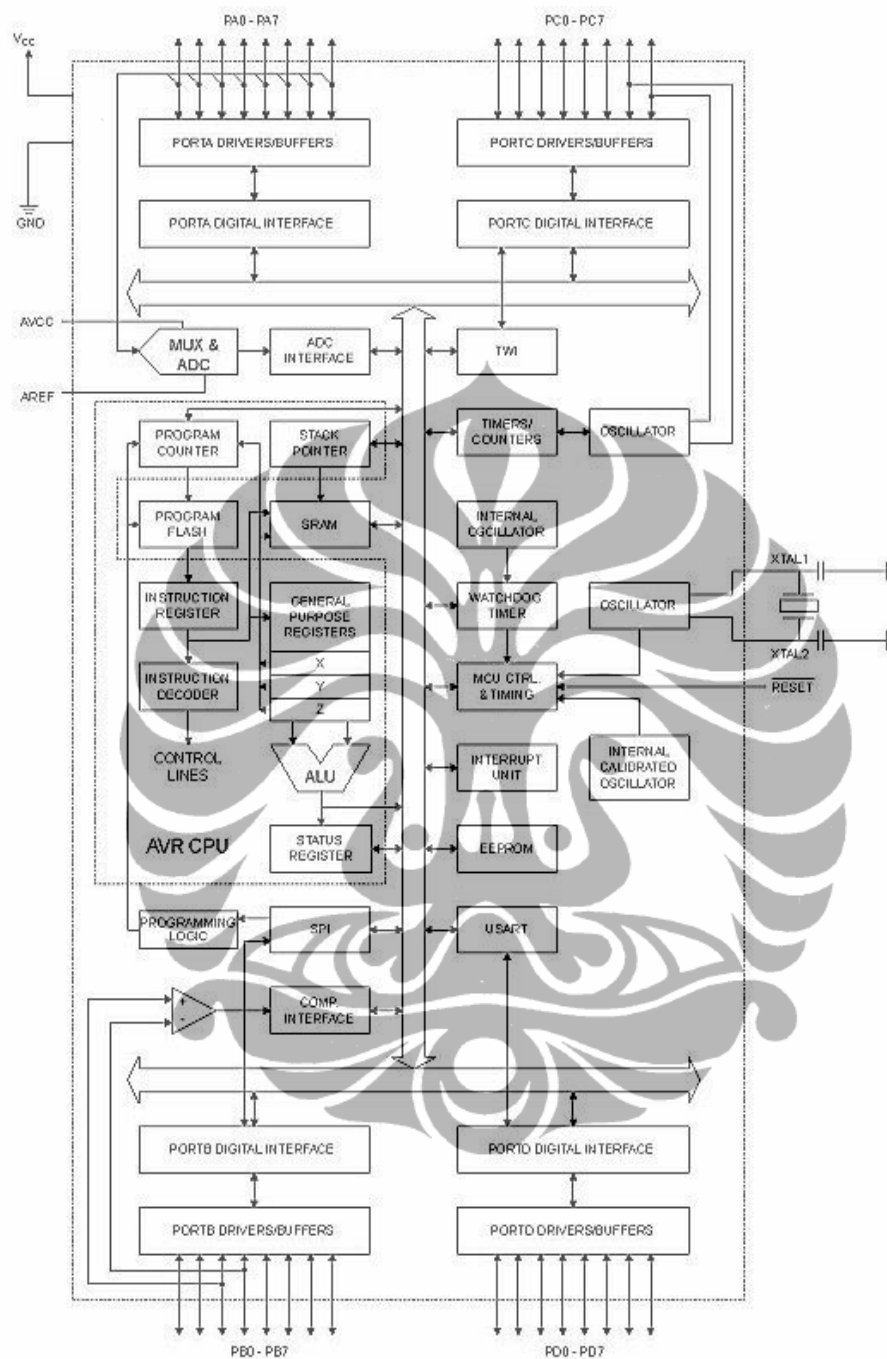
ATMega8535 adalah mikrokontroler AVR ( *alf and Vegard's Risc processor* ) memiliki arsitektur RISC 8-bit, dimana semua instruksi dikemas dalam kode 16-bit (16-bits words) dan sebagian besar instruksi dieksekusi dalam 1 (satu) siklus clock, berbeda dengan instruksi MCS-51 yang membutuhkan 12 siklus clock. Ini terjadi karena AVR berteknologi RISC ( *Reduced Instruction Set Computing* ) atau memiliki set instruksi yang lebih sederhana, sedangkan seri MCS-51 berteknologi CISC ( *Complex Instruction Set Computing* ) atau set instruksi yang kompleks.

Mikrokontroler ATMega8535 merupakan mikrokontroler CMOS dengan daya rendah. Mikrokontroler AVR ATMega 8535 memiliki model arsitektur Harvard, dimana memori dan bus untuk program dan data dipisahkan. Dalam arsitektur ke ALU prosesor. Hal inilah yang membuat AVR begitu cepat dalam mengeksekusi instruksi. Dalam satu siklus clock, terdapat dua register independen yang dapat diakses oleh satu instruksi. Teknik yang digunakan adalah *flect during execution* atau memegang sambil mengerjakan. Hal ini berarti, dua operan dibaca dari dua register, dilakukan eksekusi operasi dan hasilnya disimpan kembali dalam salah satu register, semuanya dilakukan hanya dalam satu siklus clock.

Selain itu mikrokontroler AVR juga mengimplementasi kan RISC ( *Reduced Instruction Set Computing* ) sehingga eksekusi instruksi dapat berlangsung sangat cepat dan efisien. Kemampuan umum dari ATMega8535 adalah sebagai berikut :

1. Sistem mikroprosesor 8 bit berbasis RISC dengan kecepatanmu maks 16 MHz.
2. Kapabilitas memori flash 8 KB, SPAM sebesar 512 byte, dan EEPROM ( *Electrically Erasable Programmable Read Only Memory* ) sebesar 512 byte.
3. ADC internal dengan ketelitian 10 bit sebanyak 8 channel
4. Port Komunikasi serial ( USART ) dengan kecepatan maksimum 2,5 Mbps.
5. Enam pilihan mode sleep menghemat penggunaan daya listrik.

Blok sistem mikrokontroler AVR adalah seperti pada Gambar 2. 8. di bawah ini :



Gambar 2.8. Blok Sistem Mikrokontrol AtMega 8535 ( Barnett, C. 2007 )

Dari gambar tersebut dapat dilihat bahwa ATMega8535 memiliki bagian sebagai berikut :

1. Saluran I/O sebanyak 32 saluran, yaitu Port A, Port B, Port C, dan Port D.
2. ADC 10 bit sebanyak 8 saluran.

3. tiga buah *Timer/Counter* dengan kemampuan perbandingan.
4. CPU yang terdiri atas 32 buah register.
5. *Watchdog Timer* dengan osilator internal.
6. SRAM sebesar 512 byte.
7. Memori Flash sebesar 8 kb dengan kemampuan *Read While Write*.
8. Unit interupsi internal dan eksternal.
9. Port antarmuka SPI.
10. EEPROM sebesar 512 byte yang dapat diprogram saat operasi.
11. Antarmuka komparator analog.
12. Port USART untuk komunikasi serial.

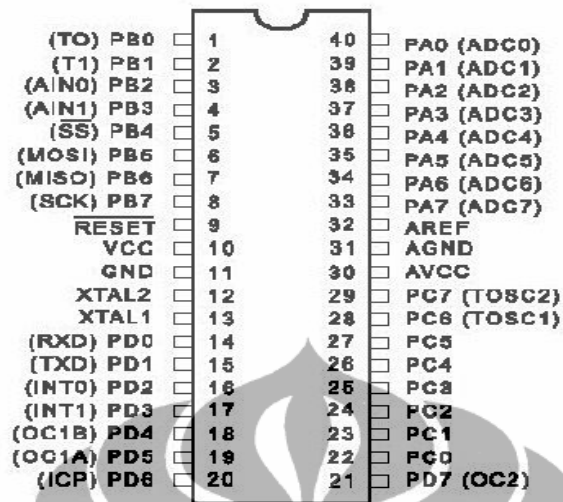
### 2. 3. 2. Konfigurasi PIN Mikrokontrol AtMega8535

IC mikrokontroler dikemas (*packaging*) dalam bentuk yang berbeda. Namun pada dasarnya fungsi kaki yang ada pada IC memiliki persamaan. Gambar salah satu bentuk IC seri mikrokontroler AVR ATmega8535 dapat dilihat pada Gambar 2.9

Adapun penjelasan dari PIN AtMega 8535 ialah sebagai berikut :

#### A.Port A

Merupakan 8-bit directional port I/O. Setiap pinnya dapat menyediakan *internal pull-up resistor* (dapat diatur per bit). *Output buffer* Port A dapat memberi arus 20 mA dan dapat mengendalikan display LED secara langsung. Data Direction Register port A (DDRA) harus disetting terlebih dahulu sebelum Port A digunakan. Bit-bit DDRA diisi 0 jika ingin memfungsikan pin-pin port A yang bersesuaian sebagai input, atau diisi 1 jika sebagai output. Selain itu, kedelapan pin port A juga digunakan untuk masukan sinyal analog bagi *A/D converter*.



Gambar 2.9. PIN AtMega 8535 ( Romy, B.W. 2009 )

## B. Port B

Merupakan 8-bit directional port I/O. Setiap pinnya dapat menyediakan internal pull-up resistor (dapat diatur per bit). Output buffer Port B dapat memberi arus 20 mA dan dapat mengendalikan display LED secara langsung. Data Direction Register port B (DDRB) harus disetting terlebih dahulu sebelum Port B digunakan. Bit-bit DDRB diisi 0 jika ingin memfungsikan pin-pin port B yang bersesuaian sebagai input, atau diisi 1 jika sebagai output. Pin-pin port B juga memiliki untuk fungsi-fungsi alternatif khusus seperti yang dapat dilihat dalam Tabel 2. 1

Tabel 2. 1. Pin Port B

Port Pin	Fungsi Khusus
PB0	T0 = timer/counter 0 external counter input
PB1	T1 = timer/counter 0 external counter input
PB2	AIN0 = analog comparator positive input
PB3	AIN1 = analog comparator negative input
PB4	SS = SPI slave select input
PB5	MOSI = SPI bus master output / slave input
PB6	MISO = SPI bus master input / slave output
PB7	SCK = SPI bus serial clock

### C. Port C

Merupakan 8-bit directional port I/O. Setiap pinnya dapat menyediakan *internal pull-up resistor* (dapat diatur per bit). Output buffer Port C dapat memberi arus 20 mA dan dapat mengendalikan display LED secara langsung. Data Direction Register port C (DDRC) harus disetting terlebih dahulu sebelum Port C digunakan. Bit-bit DDRC diisi 0 jika ingin memfungsikan pin-pin port C yang bersesuaian sebagai input, atau diisi 1 jika sebagai output. Selain itu, dua pin port C (PC6 dan PC7) juga memiliki fungsi alternatif sebagai *oscillator* untuk *timer/counter 2*.

### D. Port D

Merupakan 8-bit directional port I/O. Setiap pinnya dapat menyediakan *internal pull-up resistor* (dapat diatur per bit). *Output buffer* Port D dapat memberi arus 20 mA dan dapat mengendalikan display LED secara langsung. Data Direction Register port D (DDRD) harus disetting terlebih dahulu sebelum Port D digunakan. Bit-bit DDRD diisi 0 jika ingin memfungsikan pin-pin port D yang bersesuaian sebagai masukan, atau diisi 1 jika sebagai output. Selain itu, pin-pin port D juga memiliki untuk fungsi-fungsi alternatif khusus seperti yang dapat dilihat dalam Tabel 2. 2.

Tabel 2.2. PIN Port D

Port Pin	Fungsi Khusus
PD0	RDX ( <i>UART input line</i> )
PD1	TDX ( <i>UART output line</i> )
PD2	INT0 ( <i>external interrupt 0 input</i> )
PD3	INT1 ( <i>external interrupt 1 input</i> )
PD4	OC1B ( <i>Timer/Counter1 output compareB match output</i> )
PD5	OC1A ( <i>Timer/Counter1 output compareA match output</i> )
PD6	ICP ( <i>Timer/Counter1 input capture pin</i> )
PD7	OC2 ( <i>Timer/Counter2 output compare match output</i> )



### E. RESET

RST pada pin 9 merupakan reset dari AVR. Jika pada pin ini diberi masukan low selama minimal 2 machine cycle maka system akan di-reset.

### F. XTAL1

XTAL1 adalah masukan ke inverting oscillator amplifier dan input ke *internal clock operating circuit*.

### G. XTAL2

XTAL2 adalah output dari *inverting oscillator amplifier*.

### H. AVcc

Avcc adalah kaki masukan tegangan bagi A/D Converter. Kaki ini harus secara eksternal terhubung ke Vcc melalui lowpass filter.

### I. AREF

AREF adalah kaki masukan referensi bagi A/D Converter. Untuk operasionalisasi ADC, suatu level tegangan antara AGND dan Avcc harus dibeikan ke kaki ini.

### J. AGND

AGND adalah kaki untuk analog ground. Hubungkan kaki ini ke GND, kecuali jika board memiliki analog ground yang terpisah.

### 2. 3. 3. Status Register (SREG) ATmega8535

Status register adalah register berisi status yang dihasilkan pada setiap operasi yang dilakukan ketika suatu instruksi dieksekusi. SREG merupakan bagian dari inti CPU mikrokontroler. Status tersebut dapat dilihat pada Gambar 2. 10 di bawah ini :

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	I	T	H	S	V	N	Z	C	SREG
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Gambar 2.10. Status Register AtMega 8535 ( Lingga, W. 2006 )

1. Bit 7-I : *Global Interrupt Enable*

Bit harus diset untuk meng-enable interupsi. Setelah itu anda dapat mengaktifkan interupsi mana yang akan digunakan dengan cara meng-enable bit kontrol register yang bersangkutan secara individu. Bit akan di-clear apabila terjadi suatu interupsi yang dipicu oleh hardware, dan bit tidak akan mengizinkan terjadinya interupsi, serta akan diset kembali oleh instruksi RETI.

2. Bit 6-T : *Bit Copy Storage*

Instruksi BLD dan BST menggunakan bit-T sebagai sumber atau tujuan dalam operasi bit. Suatu bit dalam sebuah register GPR dapat disalin ke bit T menggunakan instruksi BTS, dan sebaliknya bit-T dapat disalin kembali ke suatu bit dalam register GPR menggunakan instruksi BDL.

3. Bit 5-H : *Half Carry Flag*

4. Bit 4-S : *Sigh Bit*

Bit-S merupakan hasil operasi EOR antara Flag-N (negatif) dan flag V (komplemen dua *overflow* ).

5. Bit 3-V : *Two's Complement Overflow Flag*

Bit berguna untuk mendukung operasi aritmatika.

6. Bit 2-N : *Negative Flag*

Apabila suatu operasi menghasilkan bilangan negatif, maka flag-N akan di-set.

7. Bit 1-Z : *Zero Flag*

Bit akan di-set bila hasil operasi yang diperoleh adalah nol.

8. Bit 0-C : *Carry Flag*

Apabila suatu operasi menghasilkan carry, maka bit akan di-set.

### BAB 3

#### METODE PENELITIAN

Perangkat RIA ini digunakan terutama pada laboratorium kedokteran nuklir yang aplikasinya sebagai pencacah dengan sumber gamma yang berenergi rendah dan aktivitas rendah. Peralatan RIA yang ada dan dipakai selama ini di rumah sakit ada yang menggunakan banyak detektor dan berbasis mikrokontrol, seperti *multi well gamma counters* dan *multi detectors gamma counters*. Ada yang menggunakan banyak detektor berbasis PC seperti *gamma management system*. Perangkat RIA lainnya menggunakan 1 detektor dan mekanisme pencacahannya secara otomatis, seperti model *1600 automatic gamma counter*.

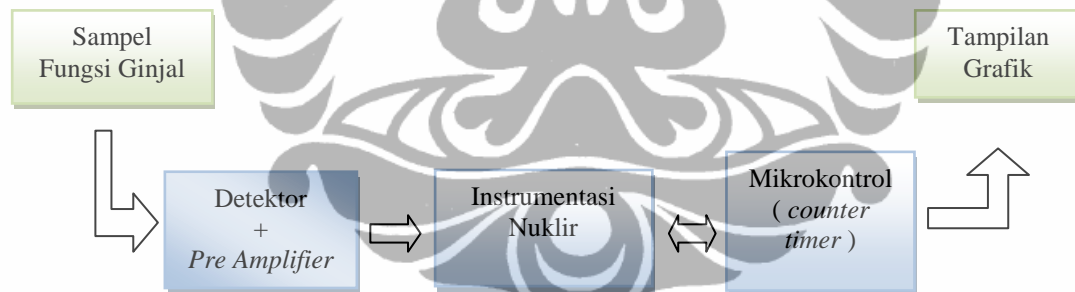
Rancangan perangkat pendeteksi fungsi ginjal ini merupakan pengembangan dari perangkat diagnostik di atas. Rancangan ini terdiri dari 1 detektor dan berbasis mikrokontrol. Adapun mekanisme pencacahan sampel dilakukan secara manual. Perangkat pendeteksi fungsi ginjal yang dirancang ini adalah portabel, yaitu perangkat yang mudah dipindah-pindahkan sesuai dengan kebutuhan aplikasi klinis.

#### **3. 1. Sistem Instrumentasi Deteksi Fungsi Ginjal dengan Teknik RIA**

Sistem instrumentasi deteksi fungsi ginjal dengan teknik RIA diperlihatkan pada Gambar 3. 1. Perancangan sistem instrumentasi deteksi fungsi ginjal dengan teknik RIA ini meliputi sistem deteksi, sistem elektronik, dan sistem *software* sebagai akuisisi data dengan bahasa C *CodeVision* mikrokontroler. Sistem elektronik yang dibuat merupakan sistem pencacah nuklir non pencitraan, yaitu modul tegangan tinggi, pengkondisi sinyal dan pengolah sinyal. Modul *counter timer* dirancang dengan memanfaatkan fungsi mikrokontroler. Mikrokontroler ini menggunakan *minsys* (system minimum) mikrokontroler AVR ATmega 8533 serta *low voltage* dari *power supply* komputer. Sedangkan tampilan data menggunakan *LCD* grafik. Sistem deteksi yang terdiri dari detektor dan sumber radioaktif dalam perancangan ini menggunakan detektor *NaI(Tl) well type* beserta *pre amplifiernya*, adapun sumber radiasinya menggunakan *I-125*.

UNIVERSITAS INDONESIA

Sumber radioaktif  $I-125$  dalam bentuk kit *RIA* dimasukkan kedalam sumur detektor. Detektor diberi tegangan tinggi hingga mencapai 800 Vdc sehingga detektor mendeteksi sumber berupa pulsa cahaya yang diubah oleh *PMT* detektor menjadi pulsa listrik. Keluaran pulsa detektor menjadi pulsa masukan bagi *pre amplifier* sebagai penguat awal. Hasil pulsa dari *pre amplifier* merupakan pulsa berekor panjang. Pulsa berekor panjang tersebut dikuatkan oleh penguat linear sehingga keluaran pulsanya menjadi pulsa *Gaussian*. Tinggi pulsa *Gaussian* diolah oleh pengolah sinyal dengan mengatur batas energinya sehingga keluarannya menjadi pulsa TTL dengan tinggi pulsa 0 – 5 V dan lebar pulsa 0,5  $\mu$ s. Pulsa TTL tersebut merupakan pulsa masukan bagi mikrokontrol ATmega 8533 untuk dicacah. Pencacahan dilakukan selama 1 menit. Hasil akumulasi pencacahan diolah sehingga keluarannya berupa grafik yang ditampilkan pada *LCD* grafik. Hasil grafik merupakan identifikasi terhadap fungsi ginjal seorang pasien. Adapun blok diagram perancangan sistemnya dapat dilihat pada Gambar 3.1 di bawah ini :



Gambar 3. 1. Blok Diagram Sistem Deteksi

### 3. 2. Deteksi Sampel Fungsi Ginjal

Deteksi sampel fungsi ginjal merupakan sistem deteksi yang terdiri dari sampel fungsi ginjal, detektor dan *pre-amplifier*. Sampel fungsi ginjal yang digunakan adalah urin pasien yang sudah direaksikan dengan sumber radioaktif. Adapun detektor yang digunakan adalah  $NaI(Tl)$  berukuran kecil beserta *pre-amplifier*nya yang telah disesuaikan dengan detektor tersebut. Rancangan detektor dan *pre-amp*nya difabrikasi oleh perusahaan detektor *Bicron, USA*.

### 3.2.1. Sampel Fungsi Ginjal

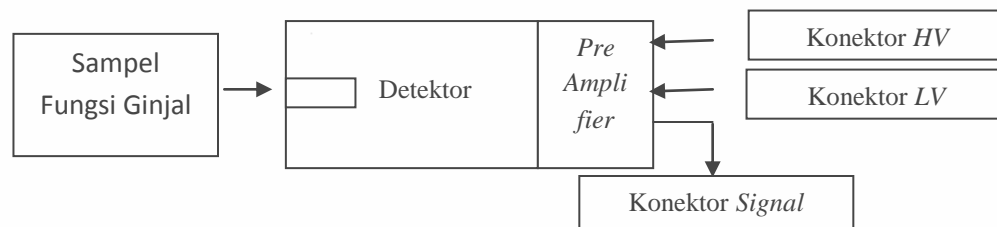
Sampel fungsi ginjal yang disebut dengan *mikroalbuminuria* adalah percampuran antara larutan *Tracer I-125* dengan urin. Hasil percampuran ini merupakan Larutan standar untuk menentukan persentase kadar *albumin* seorang pasien.. Konsentrasi larutan standar yang dibuat adalah antara 0  $\mu\text{g/mL}$  – 230  $\mu\text{g/mL}$  dan diberi label sebagai *NSB ( Non Spesifik Bending )* = 0  $\mu\text{g/mL}$ , standar 1 = 8.2  $\mu\text{g/mL}$ , standar 2 = 29  $\mu\text{g/mL}$ , standar 3 = 58  $\mu\text{g/mL}$ , standar 4 = 110  $\mu\text{g/mL}$ , standar 5 = 230  $\mu\text{g/mL}$ , Adapun blok diagram sampel fungsi ginjal dapat dilihat pada Gambar 3. 2. di bawah ini :



Gambar 3. 2. Blok Diagram Sampel Fungsi Ginjal

### 3.2.2. Detektor Sampel Fungsi Ginjal

Deteksi sampel fungsi ginjal terdiri dari detektor dan penguat awal (*pre amplifier*). Detektor yang digunakan adalah detektor sintilasi, yaitu  $\text{NaI(Tl)}$  yang *well type*. Adapun penguat awal disesuaikan desainnya dengan dimensi detektor. Panel konektor dari penguat awal terdiri dari konektor *low voltage* dengan inputan tegangan 12 volt , -12 volt dan *ground*, konektor *BNC SHV* dan konektor *BNC signal*. Adapun blok diagram rancangannya adalah :



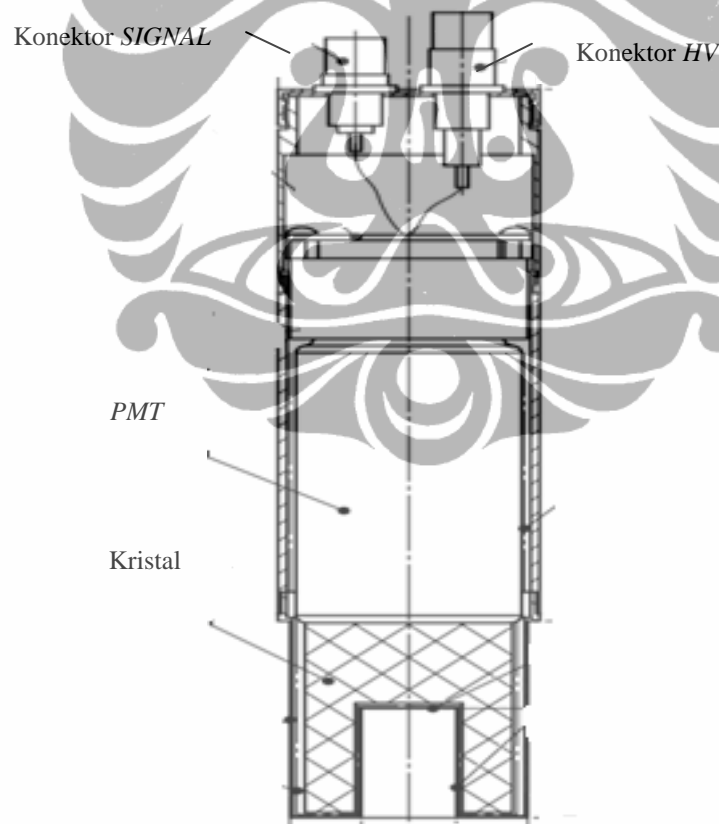
Gambar 3. 3. Blok Diagram Detektor Sampel Fungsi Ginjal

Pada perancangan ini pemilihan detektor dilakukan sedini mungkin. Identifikasi dari alat yang dirancang maka diperlukan detektor yang ukuran kecil, *well type* dan

kemampuan untuk mengeluarkan pulsa dari sumber radioaktif yang berenergi rendah. Untuk itu dirancang detektor dengan spesifikasi teknis yang ditentukan sebagai berikut :

- a. Efisiensi 80 % *counting* I-125
- b. *Crystal NaI(Tl)* ;  $\text{Ø} = 1,37'' \times 2''$
- c. *PMT* ;  $\text{Ø} = 15''$
- d. Detektor + *Pre-Amp* ; Panjang = 200 mm,
- e. Diameter = 40 mm, well size = 16 mm
- f. *Pre-Amp* ; *Voltage Divider* and positif
- g. *Connector pre-amp* ; *BNC SHV*, *BNC Singnal*, *BNC LV*
- h. *Automatic calibration with Co57 or Cs137*

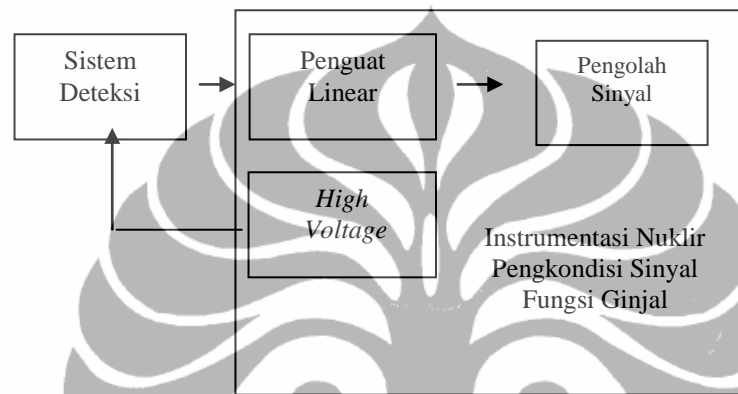
Adapun Gambar rancangan dari detektor dapat dilihat Gambar di bawah ini :



Gambar 3. 4. Rancangan Detektor dan Penguat Awal

### 3. 3. Instrumentasi Nuklir Pengkondisi Sinyal Fungsi Ginjal

Sistem instrumentasi nuklir pengkondisi sinyal fungsi ginjal yang dirancang merupakan sistem instrumentasi nuklir non pencitraan. Sistem instrumentasi nuklir non pencitraan terdiri dari modul pensuplay tegangan tinggi, modul penguat linear dan modul pengolah sinyal. Adapun blok rancangan instrumentasi nuklir fungsi ginjal dapat dilihat pada Gambar 3.5 di bawah ini :

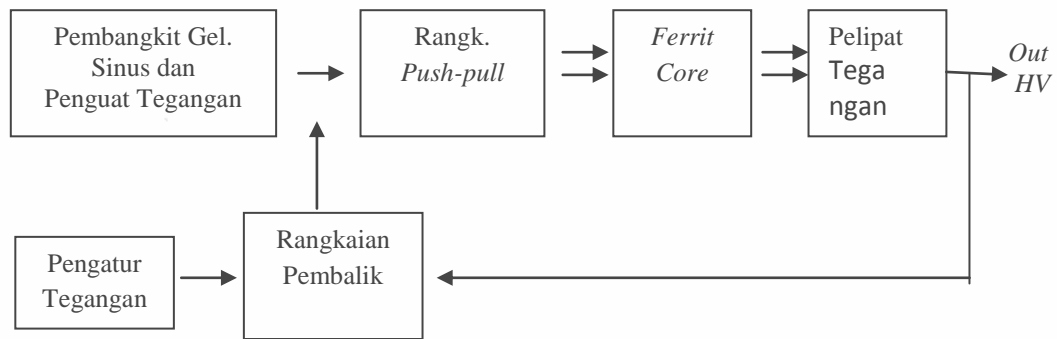


Gambar 3. 5. Blok Diagram Instrumentasi Nuklir Pengkondisi Sinyal Fungsi Ginjal

#### 3. 3. 1. Tegangan Tinggi Pensuplay Tegangan Detektor

Penggunaan catu daya tegangan tinggi pada sistem pencacah gama sangat menentukan kualitas pulsa yang dihasilkan oleh detektor. Banyak detektor nuklir memerlukan catu daya tegangan tinggi sampai 3000 Vdc. Perangkat *RIA* menggunakan detektor *NaI(Tl)* yang memerlukan catu daya tegangan tinggi hingga ratusan voltdc. Tegangan tinggi tersebut mempunyai spesifikasi antara lain: stabilitas tegangan yang baik terhadap perubahan beban dan bebas derau.

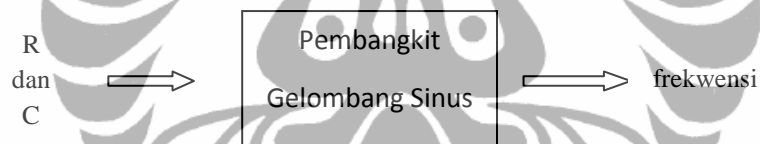
Sistem tegangan tinggi ini terdiri rangkaian analog yang dilengkapi dengan proteksi hubungan singkat. Rangkaian tegangan tinggi ini terdiri dari sub bagian antara lain: rangkaian pembangkit gelombang sinus, rangkaian penguat tegangan, rangkaian *push-pull*, trafo inti ferrit dan rangkaian pelipat tegangan, pengatur tegangan dengan umpan balik agar tetap stabil. Blok diagram sistem tegangan tinggi yang dirancang dapat dilihat pada Gambar 3. 6. di bawah ini :



Gambar 3. 6. Blok Rancangan Tegangan Tinggi

### 3.3.1.1. Rangkaian Pembangkit Gelombang Sinus pada Tegangan Tinggi

Rangkaian ini adalah membangkitkan gelombang sinus.. Rangkaian ini tidak memiliki masukan, keluarannya berupa gelombang sinus dengan frekwensi tertentu. Besar frekwensi pada rangkaian ini ditentukan oleh besar R dan C. Adapun blok diagramnya dapat dilihat pada Gambar 3. 7 di bawah ini :



Gambar 3. 7. Blok Diagram Rangkaian Pembangkit Gelombang Sinus

Rangkaian ini disebut juga dengan modulasi. Modulasi ini dirancang menggunakan rangkaian dasar LF356. Syarat yang harus dipenuhi untuk membangun rangkaian modulasi ini adalah penentuan besarnya resistor dan kapasitor sebagai penentu frekuensi *output*. Pada rancangan rangkaian ini harga dari C1 harus sama dengan C2, sedangkan harga Rv dibuat variabel disesuaikan dengan frekwensi yang dihasilkan Adapun persamaan frekwensi yang dihasilkan ( Malvino, A. P. 2004 ) adalah

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.1)$$

dengan :

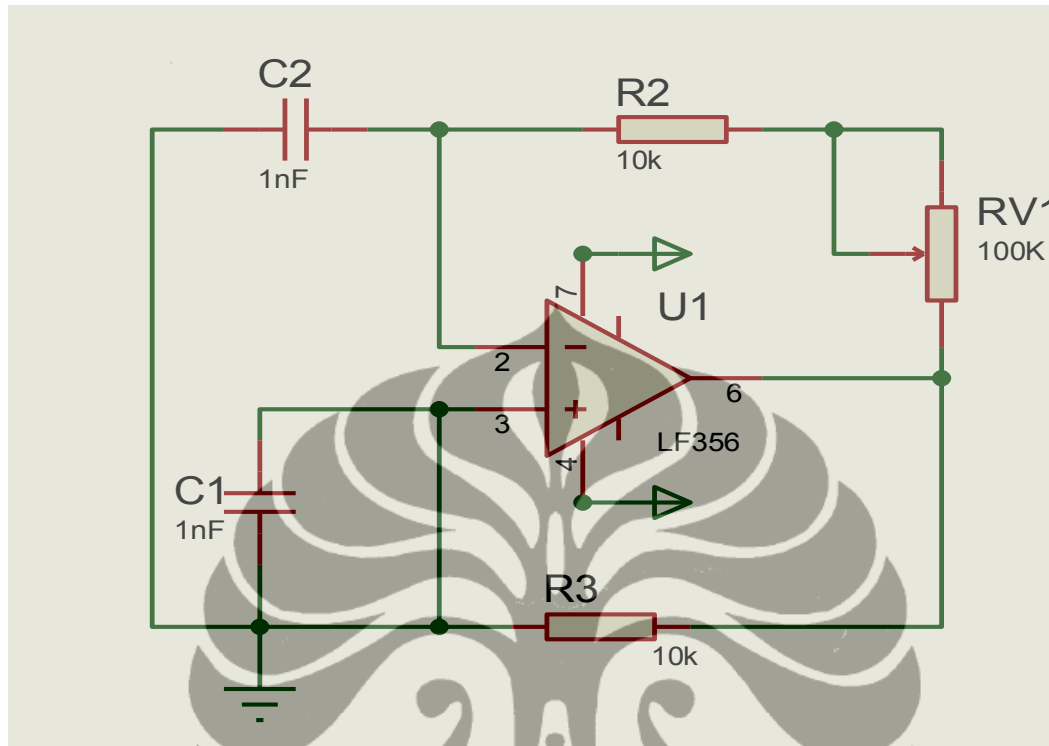
$f$  = frekwensi ( Hz )

$R$  = resistor ( ohm )

$C$  = capasitor ( farad )



Gambar rangkaian dapat dilihat pada Gambar di bawah ini



Gambar 3. 8. Rangkaian Pembentuk Gelombang Sinus

Dari rangkaian di atas besar  $R = R2 + Rv1$  dan besar  $C = 1nF$ .

untuk ;  $f$  maksimum ;  $R = R2$ ; sehingga frekwensi yang dihasilkan

$$f = 1/0.7 RC = 1/0.7 \times 10.10^3 \times 10^{-9}$$

$$= 150 \text{ kHz}$$

$f$  minimum ;  $R = R2 + Rv1$  ;  $Rv1 \gg R2$

$R = Rv1$ , sehingga frekwensi yang dihasilkan

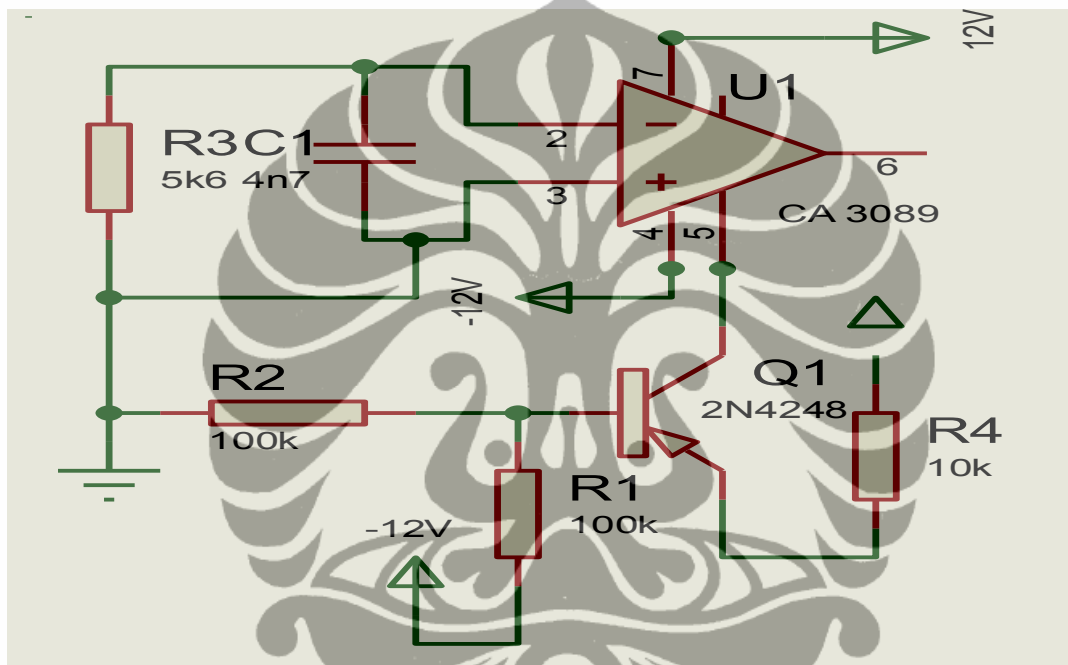
$$f = 1/0,7 \times 100.10^3 \times 10^{-9} \approx 15 \text{ kHz}$$

dengan demikian range frekwensi yang digunakan sebagai pembangkit gelombang antara 15 kHz sampai dengan 150 kHz.

### 3. 3. 1. 2. Rangkaian Penguat Tegangan pada Tegangan Tinggi

Rangkaian penguat tegangan ini berfungsi untuk memperbesar amplitudo gelombang sinus. Rangkaian ini diperlihatkan pada Gambar 3.9 . Rangkaian ini disebut juga

dengan penguat operasional *transkonduktans*. Penguat ini menggunakan IC CA3089. Rangkaian penguat ini akan bekerja apabila ada arus yang masuk melalui pin tertentu pada IC 3089. Besar kecil nya arus yang dialirkan ke penguat ini diatur oleh transistor. Transistor yang digunakan adalah 2N4248. Jika arus yang mengalir semakin besar maka amplitudo keluaran akan semakin besar . Sebaliknya jika arus yang mengalir semakin kecil, maka amplitudo keluaran semakin kecil pula. Adapun rangkaian skematik dapat dilihat pada Gambar di bawah ini.



Gambar 3. 9. Rangkaian Penguat Tegangan pada Tegangan Tinggi

3.3.1.3. Rangkaian *Push Pull* Pembentuk Tegangan Referensi pada Tegangan Tinggi  
Rangkaian pembentuk tegangan referensi pada tegangan tinggi adalah rangkaian *push pull* ( rangkaian penguat gelombang penuh ). Keluaran dari rangkaian ini merupakan sebagai tegangan referensi dan inputan untuk *trafo ferit*. Rangkaian ini diperlihatkan pada Gambar 3.10 . Rangkaian ini juga berfungsi sebagai *driver* arus. Selain pensuplai arus ke beban, rangkaian ini juga menghasilkan keluaran yang resistansinya kecil, hal ini diharapkan besar keluaran amplitudo dari rangkaian ini diatur sedemikian rupa sehingga gelombang sinus yang masuk ke transformator menjadi lebih stabil. Rangkaian penguat gelombang penuh ini menggunakan *power*

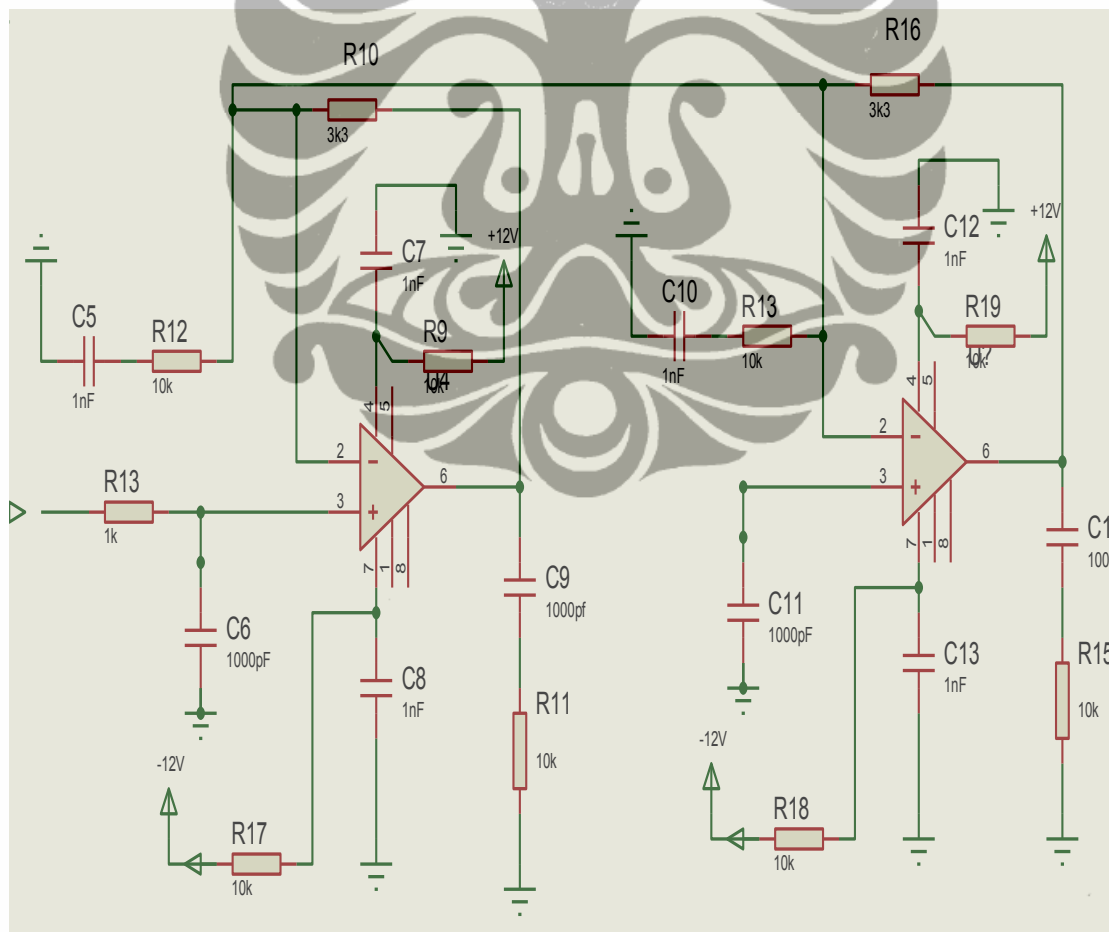
UNIVERSITAS INDONESIA

*amplifier* TDA 2005. Masukan penguat ini sebesar 0,5 volt dan daya keluarannya mencapai maksimal 20 watt. Kemampuan daya ini cukup untuk memenuhi catu daya tegangan tinggi. Penguat ini mampu menekan derau dengan baik. Penguat ini juga memiliki rentang frekwensi yang lebar dan proteksi hubung singkatnya yang baik. Dalam rancangan gelombang penuh yang diinginkan adalah 2 Volt *peak to peak* dengan input 0,2 volt *peak to peak*. . Sedangkan tegangan  $V_{cc}$  yang digunakan 5 volt. Dengan demikian faktor penguat *Gainnya* ( Sedra, A.S. 1989 ) adalah :

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (3.2)$$

$$\text{maka } G = \frac{2V_{pp}}{0,2 V_{pp}} = 10$$

Adapun rangkaiannya dapat dilihat pada Gambar di bawah ini :



Gambar 3. 10. Rangkaian Push Pull TDA 2005

Dari rangkaian pembentukan TDA 2005, maka keluaran masing-masing tegangannya ( Sedra, A.S 1989 ) adalah

$$V_{o1} = \{(R_{10} / R_{12}) + 1\} \times V_{inp}$$

$$V_{o2} = - \{ R_{16} / (R_{12} + R_{13}) \} \times V_{inp}$$

$V_{o1}$  = Keluaran *push-pull* 1 *non inverting* dalam satuan Volt

$V_{o2}$  = keluaran *push-pull* 2 *inverting* dalam satuan Volt

$V_{inp}$  = Tegangan *input* dalam satuan Volt.

Sehingga untuk menentukan besarnya masing-masing hambatan dalam rancangan rangkaian di atas adalah :

Untuk keluaran *push-pull*1

$$\frac{V_{o1}}{V_{in}} = \frac{R_{10}}{R_{12}} + 1$$

$$10 = \frac{R_{10}}{R_{12}} + 1$$

$$\frac{R_{10}}{R_{12}} = 9$$

Dan keluaran *push-pull*2 nya adalah :

$$\frac{V_{o2}}{V_{o1}} = \frac{R_{16}}{R_{12} + R_{13}}$$

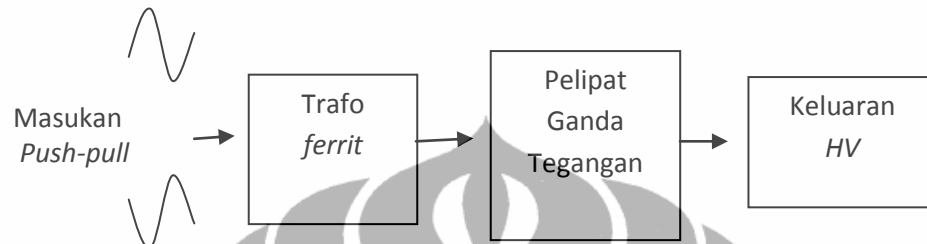
$$10 = \frac{R_{16}}{R_{12} + R_{13}}$$

maka untuk keluaran *push-pull*1 perbandingan R10 dan R12 yang dirancang adalah 9 ∞ 10. Jika R<sub>10</sub>=100, maka R<sub>12</sub> = 10 ohm. Adapun keluaran *push-pull*2nya, jika R<sub>13</sub> = 10 ohm, maka R<sub>16</sub>= 200 ohm.

#### 3.3.1.4. Pelipat Tegangan pada Tegangan Tinggi

Rangkaian pelipat ganda tegangan berfungsi untuk menaikkan keluaran tegangan dari trafo. Tegangan masukan trafo berupa keluaran *push-pull* 2Vpp. Sedangkan keluaran trafo akan digandakan dari keluaran standarnya. Pelipat tegangan yang direncanakan melalui dioda dan kapasitor 3 kali tegangan keluaran standar dari

keluaran sekunder *ferrit core*. Jika tegangan keluaran tegangan tinggi yang dirancang 900 Volt, maka tegangan keluaran standar dari *output* sekunder *ferrit core* adalah  $900 : 3 = 300$  volt. Adapun blok diagram pelipat tegangan diperlihatkan pada Gambar 3. 11 di bawah ini :



Gbr.3.11. Blok Diagram Pelipat Ganda Tegangan

Untuk mendapatkan perbandingan jumlah lilitan yang dilakukan pada *ferrit core* antara primer dan sekundernya dapat dilihat hubungan antara tegangan searah dan tegangan bolak balik ( Haryadi Ichwan, 1981 hal 93 ), yaitu :

$$V_{ac} = V_{maks} \sin \omega t \quad (3.3)$$

$$V_{ac} = V_{maks}; \sin \omega t = 1 \text{ dan } V_{maks} = V_{eff} \sqrt{2}$$

$$V_{ac} = V_{eff} \sqrt{2}$$

$V_{eff}$  merupakan tegangan terukur, yaitu tegangan keluaran berupa  $V_{dc}$  pada trafo, sehingga :

$$V_{dc} = \frac{V_{ac}}{\sqrt{2}}$$

$$V_{dc} = 0,7 V_{ac}$$

dimana :

$V_{dc}$  = Tegangan skunder DC kelaran standar

$V_{ac}$  = Tegangan Skunder AC dalam satuan  $V_{pp}$

dengan besar  $V_{dc} = 300$  volt, maka

$$V_{ac} = V_{dc} : 0,7$$

$$V_{ac} = 300 : 0,7$$

$$V_{ac} = 428 \text{ volt atau } \infty 450 \text{ volt}$$

Dengan demikian besar  $V_{ac}$  *output* adalah 450 volt dan besar  $V_{ac}$  masukan 2  $V_{pp}$ . Masukan ke tegangan primer adalah *push pull*, maka tegangan maksimumnya menjadi pembagi dua, maka perbandingan tegangan primer dan sekunder menjadi :

$$V_p : V_s = 1 : 225$$

Pada suatu transformator jumlah tegangan sebanding dengan jumlah lilitan, maka perbandingan lilitan primer dan sekundernya adalah :

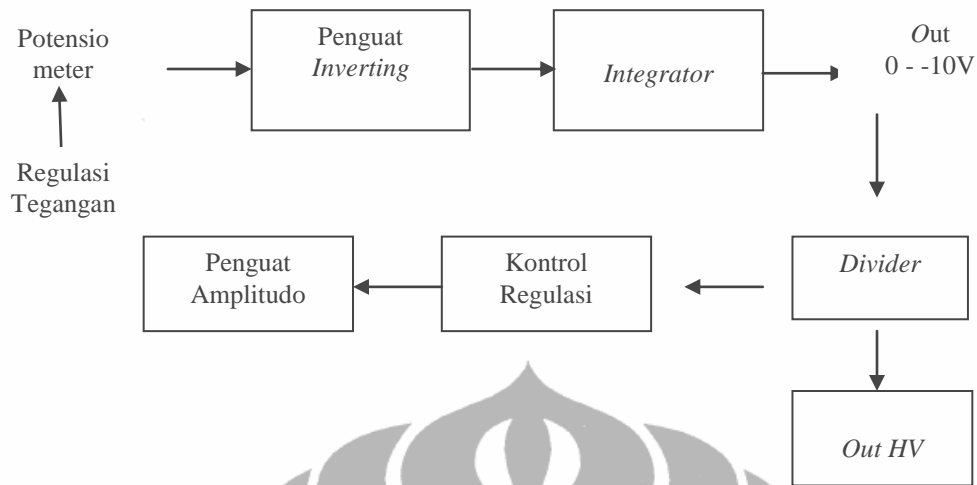
$$N_p : N_s = 1 : 225$$

### 3.3.1.5. Rangkaian Pengatur Tegangan pada Tegangan Tinggi

Pada rancangan ini untuk pengaturan tingkat linearitas tegangan keluarannya digunakan rangkaian umpan balik dan dapat diatur sedemikian rupa oleh rangkaian pengatur. Rangkaian pengatur terdiri dari regulasi tegangan, penguat *inverting*, integrator. Regulasi tegangan menggunakan potensiometer. Potensiometer di set sebagai *inputan* bagi penguat *inverting*. Hasil keluaran dari penguat *inverting* masuk pada rangkaian *integrator*. Keluaran dari *integrator* tersebut merupakan inputan untuk rangkaian umpan balik.

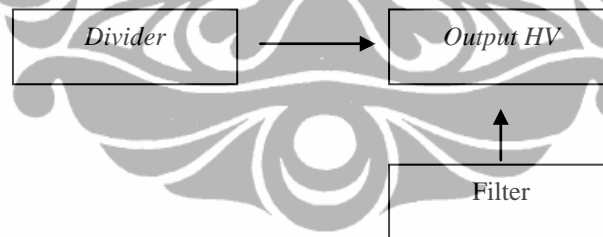
Pada rangkaian umpan balik terdiri atas *divider*, *integrator*, penguat arus dan penguat amplitudo. Pada *divider* yang terdiri dari beberapa hambatan dilakukan titik *ground* semu sebagai masukan bagi penguat *integrator*. *Ground* semu tersebut untuk menentukan hasil keluaran penguat *integrator* dalam keadaan maksimum atau minimum. Jika hasil keluaran penguat *integrator* minimum maka transistor sebagai penguat arus tidak bekerja sehingga tdk adanya aliran arus yang masuk ke rangkaian penguat amplitudo. Dalam hal ini kondisi keluaran tegangan pada rangkaian tegangan tinggi ini masih bekerja dan belum dalam keadaan maksimum. Sebaliknya bila hasil keluaran penguat *inverting* bernilai maksimum, maka transistor sebagai penguat arus dalam keadaan bekerja sehingga dilakukan proses umpan balik keluaran tegangan tinggi dari rangkaian ini sehingga terjadi proses umpan balik dan regulasi tegangan dari awal. Dengan demikian rangkaian umpan balik dan regulasi ini diperlukan agar detektor tidak mengalami tegangan kejut. Adapun blok rangkaian filter dan umpan balik diperlihatkan pada Gambar di bawah ini :

UNIVERSITAS INDONESIA



Gambar 3.12. Blok Rancangan Umpan Balik

Adapun rangkaian filter untuk kelauran tegangan pada rangkaian tegangan tinggi ini digunakan beberapa kapasitor. Kapasitor ini dirangkaian secara paralel. Besar kapasitansi dan tegangannya disesuaikan dengan kelauran tegangan tinggi yang dihasilkan. Beberapa resistor yang berfungsi sebagai *divider* di atas akan meneruskan tegangan menjadi kelauran tegangan tinggi yang dihasilkan. Kelauran tegangan tinggi ini ditapis oleh rangkaian filter tersebut. Adapaun diagram bloknya adalah :

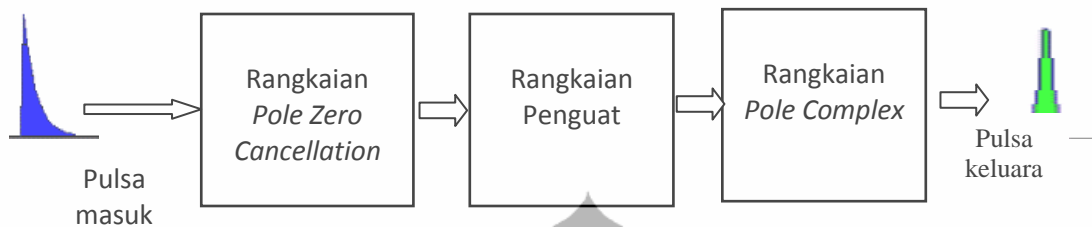


Gbr 3. 13. Blok Diagram Filter dan Divider kelauran HV

### 3. 3. 2. Penguat Linear Pembentuk Pulsa *Gaussian* Dari Sinyal Kelauran Detektor

Penguat linear/pengkondisi sinyal ( *amplifier* ) mempunyai fungsi utama sebagai penguat dan pembentuk pulsa masukan dari penguat awal ( *preamplifier* ). Sinyal yang dihasilkan berbentuk *Gaussian*. Agar pulsa ini dapat dianalisa berdasar tingginya dengan daya urai yang memadai maka diperkuat kembali sampai keluarannya dalam orde beberapa volt. . Rangkaian pengkondisi sinyal terdiri dari

rangkaian *Pole zero cancellation* ( *Pz* ), rangkaian penguat dan rangkaian *pole complex*. Adapun diagram bloknya dapat dilihat Gambar di bawah ini :



Gambar 3. 14. Blok Rancangan Penguat Sinyal

Inputan pulsa yang masuk berupa *eksponensial* diubah keluaranya menjadi *Gaussian*. Secara matematis keluaran pulsa tersebut adalah hasil konvolusi rangkaian differentiator pada pole zero cancellation dan rangkaian integrator pada pole complex. Adapun rangkaian differentiatornya sebagai  $V_{in}(t) = V_c(t) + V_{out}(t)$

dengan  $V_c(t) = \frac{q(t)}{C}$  ;  $\frac{q}{t} = i$  ;  $i = \frac{V}{R}$  , sehingga  $\tau V_{in}(t) = V_{out}(t) + \tau V_{out}(t)$ .

Maka,  $\frac{V_{out}(t)}{V_{in}(t)} = \frac{\tau}{1+\tau}$ . Dengan demikian  $h(t) = \frac{\tau}{1+\tau}$ . Adapun *time domain output*

signalnya  $V_{out}(s) = \frac{\tau s}{1+\tau s} V_{in}$ , sehingga  $\frac{V_{out}(s)}{V_{in}} = H(s) = \frac{\tau s}{1+\tau s}$ . Dengan demikian

$$V_{out} = V_o e^{-t/\tau}$$

Pada rangkaian *integrator* didapatkan persamaan  $V_{in}(t) = V_r(t) + V_{out}(t)$  dengan  $V_r = iR, i = \frac{q}{t}, q = CV$ , sehingga  $V_{in}(t) = \tau V_{out}(t) + V_{out}(t)$ . Maka,

$\frac{V_{out}(t)}{V_{in}(t)} = \frac{1}{1+\tau}$ . Dengan demikian  $h(t) = \frac{1}{1+\tau}$ . Adapun *time domain output signal*

$V_{out}(s) = \frac{1}{1+\tau s} V_{in}$ , sehingga  $\frac{V_{out}(s)}{V_{in}} = H(s) = \frac{1}{s(1+\tau s)}$ . Dengan demikian

$V_{out} = V_o(1 - e^{-\frac{t}{\tau}})$ . Fungsi *Gaussian* terbentuk dengan melakukan *konvolusi transformasi function* fungsi *differential* dan transformasi *function* fungsi integral.

$$G_{cr-rc} = h(t) = \frac{\tau_1}{1+\tau_1} * \frac{1}{1+\tau_2}, \text{ dengan } a = 1/\tau_1, b = 1/\tau_2$$



Untuk hasil konvolusinya dapat diketahui dengan *invers laplace*, dengan persamaan :  $L^{-1} \left( \frac{1}{a+1} \right) * bL^{-1} \left( \frac{1}{b+1} \right) b = b e^{-at} \cdot e^{-bt}$ . Sehingga *time domain output signal*

$$\text{gaussiannya adalah } G = V = V_0 \frac{\tau_1}{\tau_1 - \tau_2} \left\{ e^{-\frac{t}{\tau_1}} - e^{-\frac{t}{\tau_2}} \right\}$$

### 3. 3. 2. 1. Rangkaian Pole Zero Cancellation

Rangkaian *pole zero cancellation* digunakan untuk menurunkan pulsa ekor panjang dengan falltime yang sempit serta membentuk sinyal keluaran akhir. Adapun blok diagramnya dapat dilihat pada Gambar 3. 15 di bawah ini :



Gambar 3. 15. Blok Diagram Rangkaian *Pole Zero Cancellation*

Pulsa keluaran dari detektor merupakan pulsa eksponensial yang berekor panjang. Akibatnya ada *undershoot* dengan amplitudo kecil. Amplitudo akibat *undershoot* ini akan memperburuk resolusi energi. Pada penguat linear instrumentasi nuklir untuk menghilangkan *undershoot* tersebut sehingga dapat dioptimalkan puncak resolusi dalam spectrum energi digunakan rangkaian *pole zero cancellation*. Rangkaian *pole zero cancellation* dilakukan dengan menambahkan resistor variabel secara parallel pada kapasitor pada rangkaian *differentiator* penguat linear. Pembatalan pulsa *undershoot* ini menggunakan nol dalam fungsi transformasi Laplace.  $I_c + IR_z = I_{out}$

dari hukum ampere dan hukum ohm, maka  $\frac{dq}{dt} + \frac{\Delta V(t)}{R_{pz}} = \frac{V_{out}(t)}{R}$ ;

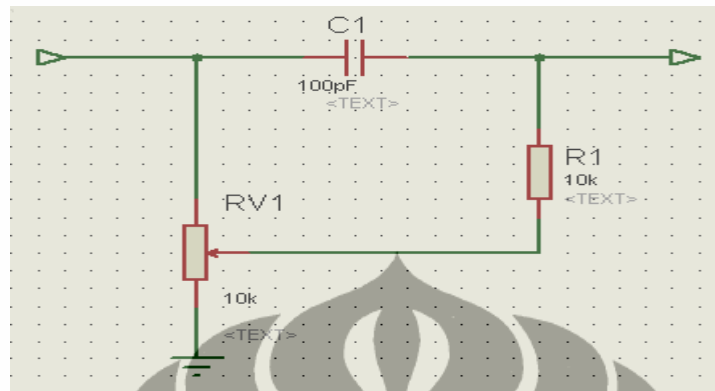
$$\Delta V = V_{in}(t) - V_{out}(t) \rightarrow \text{sehingga } C \frac{d}{dt} \{V_{in}(t) - V_{out}(t)\} + \frac{V_{in}(t) - V_{out}(t)}{R_{pz}} = \frac{V_{out}(t)}{R}$$

dengan demikian  $\left\{ Cs + \frac{1}{R_{pz}} + \frac{1}{R} \right\} V_{out}(s) = \left\{ Cs + \frac{1}{R_{pz}} \right\} V_{in}(s)$ . Untuk fungsi eksponensial masukannya  $V_{in}(s) = \frac{V_i}{s + \frac{1}{\tau_1}}$ , maka  $V_{out}(s) = \frac{Cs + \frac{1}{R_{pz}}}{Cs + \frac{1}{R} + \frac{1}{R_{pz}}} \cdot \frac{V_i}{s + \frac{1}{\tau_1}}$  sehingga

$$V_{out}(s) = \frac{V_i}{s + \frac{1}{\tau_1} + \frac{1}{R_{pz}C}} \cdot \frac{s + \frac{1}{R_{pz}C}}{s + \frac{1}{\tau_1}}$$

$$R_{pz}C = \tau$$

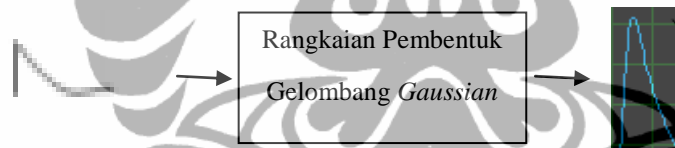
Adapun rangkaiannya dapat dilihat di bawah ini :



Gambar 3.16. Rancangan *Differentiator*

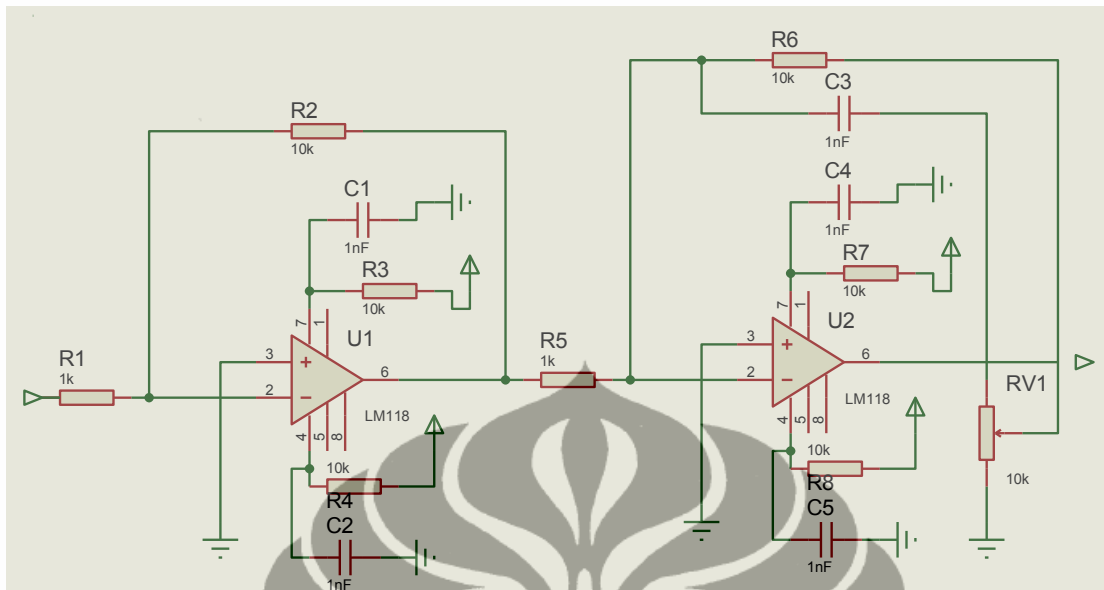
### 3. 3. 2. 2. Rangkaian Penguat Pulsa

Rangkaian ini berfungsi untuk menaikkan tinggi pulsa . Blok diagram rangkaian ini dapat dilihat pada Gambar 3. 17 di bawah ini :



Gambar 3. 17. Blok Diagram Rangkaian Penguat Pulsa

Pulsa yang telah diolah rangkaian *pole zero cancellation* sebagai pulsa masukan untuk rangkaian penguat pulsa ini. Rangkaian ini disebut juga *pulse shaping*. Rangkaian ini digunakan untuk memperkuat sinyal agar optimal sehingga tidak terjadi pulsa terpotong. Pembentukan pulsa dalam rangkaian ini dititik beratkan pada decay time pulsa Rangkaian ini dibuat penguat yang bervariasi dengan Rv1 sehingga bisa disesuaikan dengan kebutuhannya. Gambar rangkaiannya dapat dilihat pada Gambar di bawah ini :



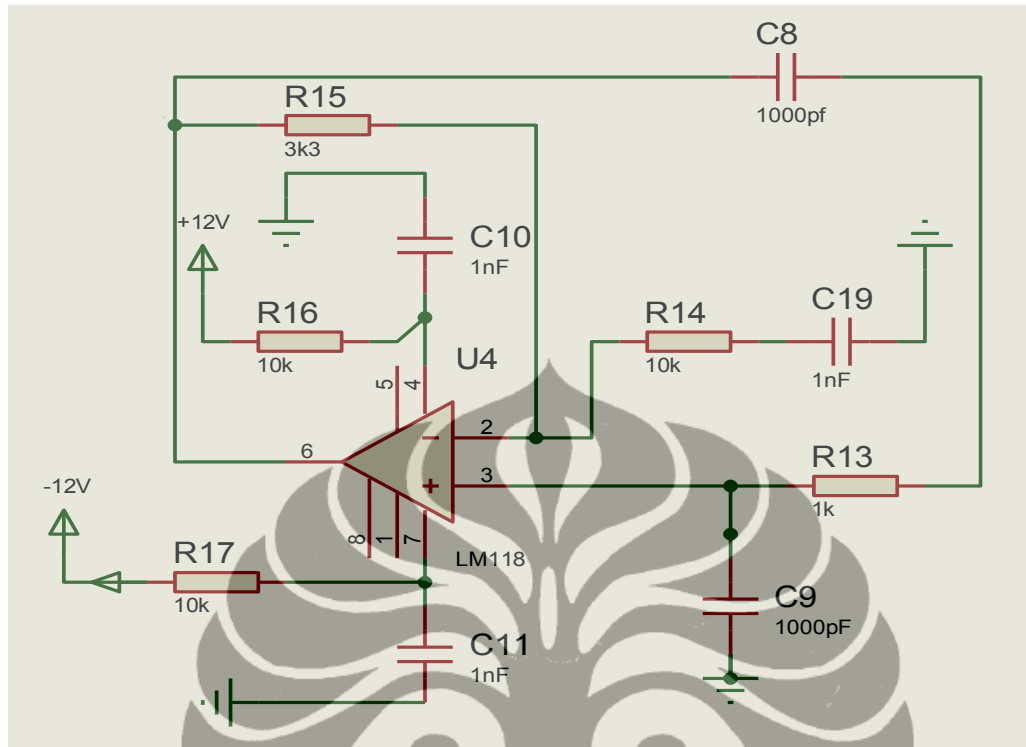
Gambar 3.18. Rangkain Penguat Pulsa

### 3. 3. 2. 3. Rangkaian *Pulse Shapping*

Rangkaian pole complex berfungsi untuk membentuk gelombang gaussian. Adapun diagram bloknnya dapat dilihat pada Gambar di bawah ini :

Gambar 3.19 Blok Diagram Rangkaian *Pulse Shapping*

Hasil rangkaian penguat linear tersebut pulsanya telah terbentuk pulsa *gaussian* tetapi belum simetris, sehingga diperlukan rangkaian *pulse shapping*. Rangkaian *pulse shapping* ini menggunakan *integrator* RC yang berfungsi untuk memperbaiki *rise time* pulsa dan *differentiator* RC untuk memperbaiki *fall time* pulsa. Keluaran pulsa dari rangkaian *pulse shapping* sudah berupa pulsa *gaussian* dengan lebar pulsa 5 $\mu$ s sampai dengan 8 $\mu$ s. Rangkaian tersebut dapat dilihat pada Gambar rangkaian di bawah ini :



Gambar 3.20. Rangkaian *Pulse Shapping*

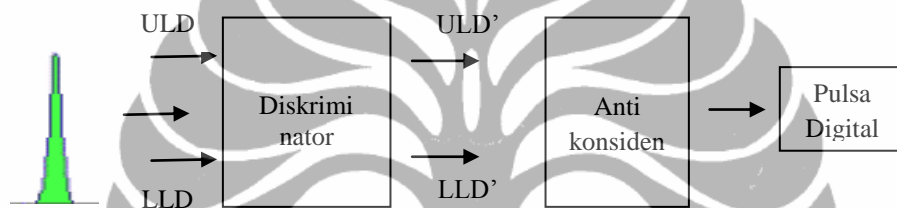
Rangkaian penguat dan rangkaian *pulse shapping* juga digunakan untuk mengatur agar pulsa keluaran tidak terjadi *undershoot/overshoot* dalam proses pembentukan pulsa *Gaussian* setelah terjadi proses penguatan. Pulsa keluaran yang telah dikuatkan tersebut dibentuk menjadi pulsa *Gaussian* oleh *pulse shapping*, rangkaian ini juga berfungsi untuk menghindari *interferensi* dan *osilasi* pulsa. Hasil pulsa tersebut akan dilewatkan oleh *SCA*.

### 3. 3. 3. Pengolah Sinyal Penghasil Pulsa Digital

Pengolah Sinyal yang dirancang pada perangkat pendeteksi ginjal portabel ini harus dapat berfungsi sebagai :

- a. Penganalisa tinggi pulsa dari suatu detektor.
- b. Melewatkan pulsa yang puncaknya masuk pada daerah jendela energi atau  $\Delta E$  (antara daerah *LLD* dan *ULD*) telah diolah oleh pengkondisi sinyal.
- c. Melakukan analisa terhadap energi radiasi.
- d. Memblokir pulsa yang puncaknya diluar daerah jendela energi ( $\Delta E$ .)

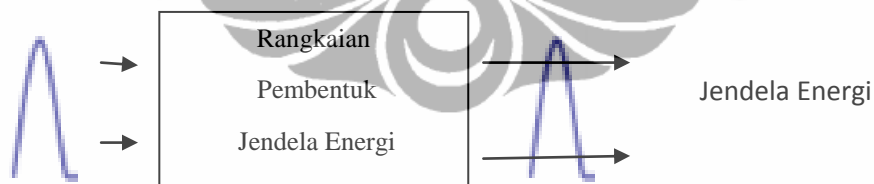
Pengolah sinyal pada rancangan ini menggunakan Single Chanel Analyzer (SCA). Single Channel Analyzer ( SCA ) adalah suatu bagian dari spektrometer, yang merupakan suatu rangkaian penganalisa tinggi pulsa dari suatu detektor. Pulsa-pulsa keluaran dari penguat pulsa rangkaian amplipier akan dianalisa dengan cara melakukan pemilihan tinggi pulsa.. Pengolah sinyal ini terdiri dari rangkaian diskriminator, anti konsiden. Pulsa keluaran dari penguat linear berupa pulsa gaussian yang telah dilakukan pemilihan pulsa merupakan pulsa masukan untuk pengolah sinyal ini. Adapun blok diagram dapat dilihat pada Gambar di bawah ini :



Gambar 3.21. Blok Diagram Pengolah Sinyal

### 3. 3. 3. 1. Rangkaian *Discriminator*

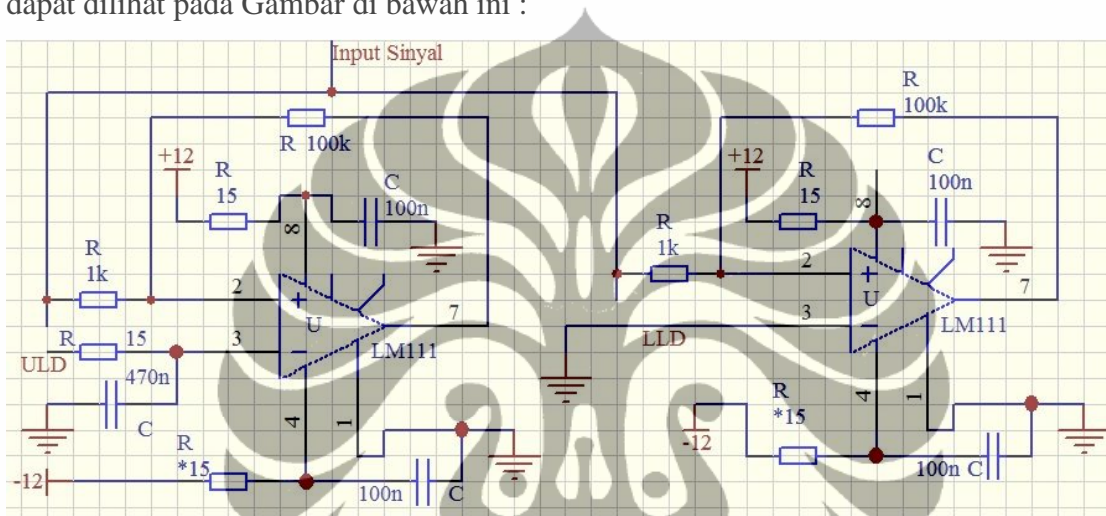
Rangkaian *discriminator* adalah rangkaian pembentuk jendela energi. Blok diagram rangkaian ini dapat dilihat pada Gambar 3. 22 di bawah ini :



Gambar 3. 22 . Blok Diagram Rangkaian Discriminator

Rangkaian *discriminator* terdiri dari dua buah komparator. Adapun IC utamanya adalah IC LM111. Sinyal keluaran dari penguat linear menjadi inputan pada pin 2 masing-masing komparator. Inputan lainnya pada komparator, yaitu pin 3 merupakan inputan sebagai batasan sinyal masukan level atas, yaitu *upper level discriminator* ( *ULD* ) dan batasan sinyal masukan level bawah, yaitu *low level discriminator* ( *LLD* ). Pulsa masukan diberikan pada dua rangkaian *discriminator*

yang terdiri dari *lower level* dan *upper level*. *Lower level* hanya melewatkan pulsa-pulsa yang lebih besar dari  $V$ , sedangkan *upper level* hanya melewatkan pulsa-pulsa yang lebih besar dari  $V + \Delta V$ . Rangkaian ini tidak akan menghasilkan keluaran jika menerima masukan yang sama dari kedua diskriminator. Selisih antara  $V$  dan  $V + \Delta V$  disebut jendela (*window*). Lebar jendela dapat diubah besarnya, dengan merubah potensiometer yang mengatur tinggi  $V$  dan  $V + \Delta V$ . Adapun Gambar rangkaiannya dapat dilihat pada Gambar di bawah ini :



Gambar 3.23. Rangkaian Diskriminator

komparator II yaitu  $LLD'$  juga berlaku high bila perbandingan sinyal input yang masuk ke komparator II lebih besar dari  $LLD$ nya. Dan  $LLD'$  akan berlaku low bila sinyal yang masuk ke komparator II lebih kecil dari  $LLD$ .

Sinyal keluaran dari dua komparator tersebut membentuk pulsa keluaran yang telah terpotong batas atas dan batas bawahnya dengan pulsa keluaran  $ULD'$  dan  $LLD'$  yang disebut dengan jendela energi.

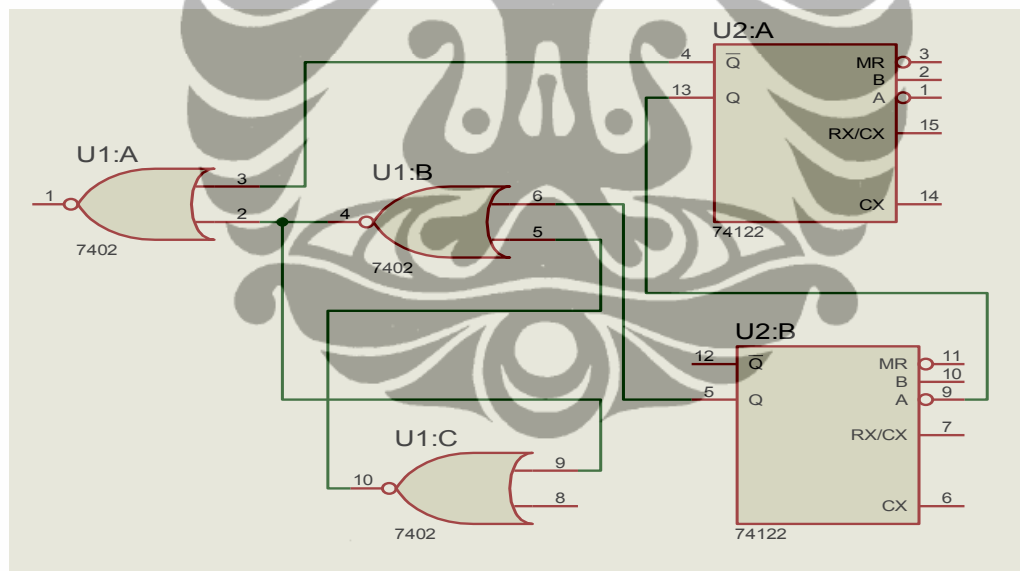
### 3. 3. 3. 2. Rangkaian Anti Koinciden

Rangkaian anti koinciden berfungsi memblokir pulsa-pulsa diluar jendela energi. Adapun blok diagram nya diperlihatkan pada Gambar 3. 24 di bawah ini :



Gambar 3. 24. .Blok Diagram Anti Koinciden

Pulsa keluaran dari komparator akan diolah oleh rangkaian *anti koinciden*. Rangkaian *anti koinciden* interdiri dari rangkaian *multivibrator* dan rangkaian *flipflop*. Rangkaian *multivibrator* dengan IC utamanya adalah IC 74LS122 dan rangkaian *flipflop* dengan IC utamanya gerbang NOR 7402. Rangkaian *anti koinciden* akan melewatkan pulsa-pulsa di atas *low level discriminator* dan memblokir pulsa-pulsa yang lewat di atas *upper level discriminator*. Rangkaian ini juga akan memblokir pulsa-pulsa *ULD* dan *LLD* yang lewat secara bersamaan. Adapun rangkaiannya dapat dilihat pada Gambar di bawah ini :



Gambar 3.25. Rangkaian Antikoinciden

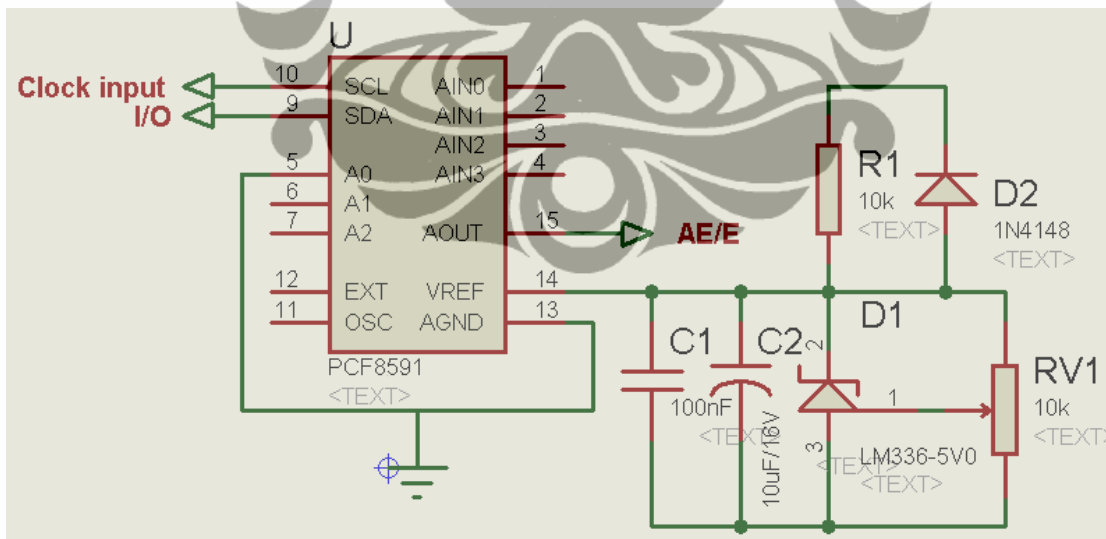
Pada rangkaian pulsa *LLD'* masuk ke multivibrator I sehingga keluarannya adalah  $Q_1$  dengan lebar pulsa  $0,5 \mu s$ . Pulsa tersebut menjadi masukan *multivibrator* II. Sedangkan pulsa *invertingnya* adalah  $Q_1'$ , merupakan pulsa masukan bagi gerbang NOR B. Keluaran pulsa  $Q_2$  dari *multivibrator* II dengan lebar pulsa  $0,5 \mu s$  menjadi masukan bagi gerbang NOR D. Sedangkan pulsa *ULD'* masuk ke gerbang NOR A



dan keluarannya menjadi masukan gerbang *NOR* D. Dengan demikian Kondisi puncak pulsa input berada di bawah  $LLD$ , maka  $LLD' = 0$ , dan  $ULD' = 0$ ,  $Q1$  not =1 sehingga keluaran  $SCA = 0$  ( kondisi *flip-flop*  $A=0$  tidak berpengaruh pada keluaran  $SCA$  ).

### 3. 3. 3. 3. Rangkaian *Digital to Analog Converter* ( *DAC* )

Rangkaian ini berfungsi mengubah data biner menjadi sinyal analog, seperti pulsa sebagai fungsi tegangan. Komponen utama dari rangkaian ini adalah IC PCF8591. Komponen ini memiliki empat channel 8 bit analog input yang dapat diprogram sebagai *single ended* atau *differential inputs*. Masukan rangenya 0 – 5 volt ( *single ended* ) dan 1.25 volt ( *differential* ) sebagai output serialnya. Adapun analog output komponen ini satu channel dengan 8 bit, berfungsi sebagai *digital to analog converter*. Input DAC berupa serial I2C bus dan output rangenya 0 – 5 volt dengan waktu maksimum 90  $\mu$ s. Untuk memfungsikan alamat nya digunakan default dengan menghubungkan Alamat A0 dengan *grounding*. Adapun rangkaiannya dapat dilihat pada Gambar di bawah ini :



Gambar 3. 26. Rangkaian *Digital to Analog Converter*

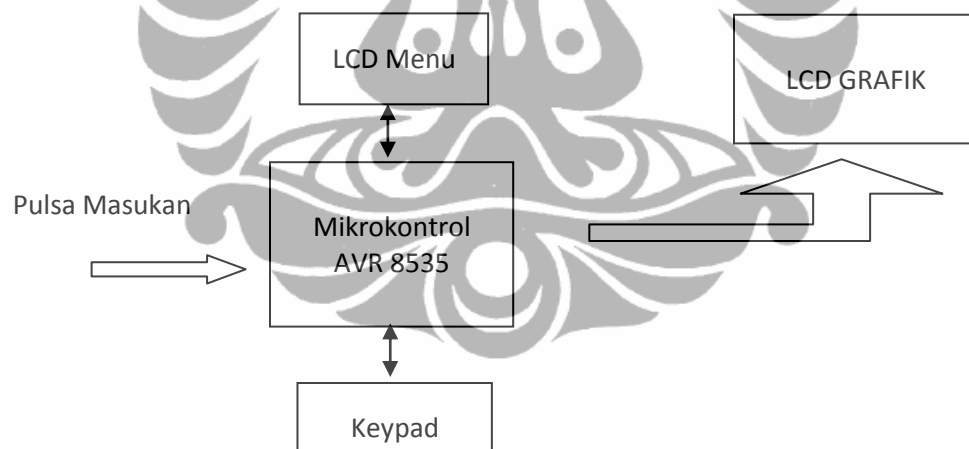
Adapun tegangan keluarannya menurut data sheet IC PCF8591, Philips Semiconductors halaman 8 adalah :

$$V_{out} = V_{gnd} + ( V_{reff} - V_{gnd} ) ( N/256 ) ; N = \text{data } 0 - 255$$



### 3. 4. Minimum System Mikrokontroler AVR 8535

Sistem minimum (sismin) mikrokontroler adalah rangkaian elektronik minimum yang diperlukan untuk beroperasinya IC mikrokontroler. Mikrokontrol yang digunakan adalah mikrokontrol AVR seri 8535. Sistem minimum ini kemudian bisa dihubungkan dengan rangkaian lain untuk menjalankan fungsi tertentu. Fungsi sistem minimum ini sebagai pengolah data dengan menghitung pulsa masukan dari pengolah sinyal. Pulsa masukan tersebut sudah berupa pulsa digital. Hasil pengolahan data dari sistem minimum mikrokontrol ini merupakan pola grafik sebagai fungsi ginjal. Grafik tersebut ditampilkan pada LCD grafik. Sebagai pengendali inputan pada sistem minimum ini juga digunakan keypad. Sedangkan menu-menu yang tersedia pada pengolahan data di tampilkan pada LCD text. Adapun blok diagramnya dapat dilihat pada Gambar di bawah ini :



Gambar 3. 27. Blok Diagram Sistem minimum Mikrokontrol AVR 8535

Sumber clock diperoleh dengan memasang penghasil detak yaitu crystal dengan frekuensi detak sebesar 11,0592 MHz dan kapasitor sebesar 30pF yang dihubungkan dengan pin XTAL1 dan XTAL2 dari mikrokontroler. Dengan frekuensi crystal tersebut, maka crystal tersebut mengeluarkan  $11,0592 \times 10^6$  pulsa per detik. Hal ini berarti dalam 1 detik ada 921600 ( $11,0592 \times 10^6 / 12$ ) machine cycle, dengan kata lain satu machine cycle memakan waktu 0,92 mikrodetik.

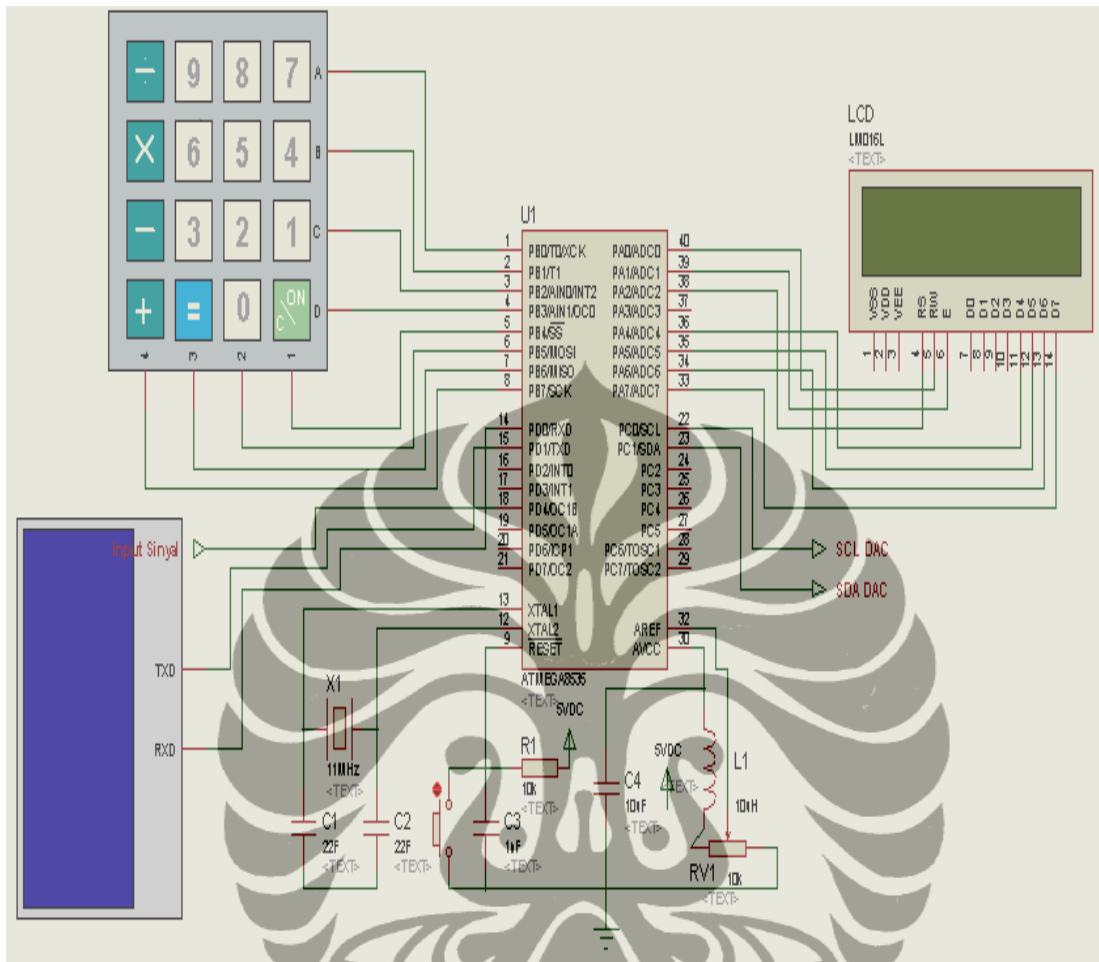
Rangkaian reset yang berfungsi untuk mereset program dalam mikrokontroler diperoleh dengan prinsip menghubungkan pin reset dari mikrokontroler (pin 9) dengan logika 1 atau 5 volt. Namun pin reset tidak langsung

Pada rangkaian sistem minimum ini pin 12 dan 13 dihubungkan dengan penghasil detak XTAL: 11.0592 MHz dan dua buah kapasitor 22 pF. Frekwensi XTAL ini merupakan sumber clock eksternal yang sangat mempengaruhi kecepatan mikrokontroler dalam melakukan eksekusi program. Dengan demikian frekwensi nya mengeluarkan  $11.0592 \cdot 10^6$  pulsa perdetik, berarti setiap 1 detik jumlah machine/cyclenya ( Barnet, 2007 ) adalah :

$$machinecycle / detik = \frac{11.0592 \times 10^6}{12}$$

$$machinecycle / detik = 921600$$

Dengan demikian setiap 1 machine cycle membutuhkan waktu 0.92  $\mu$ s. Besarnya frekwensi XTAL ini diinsialisasi melalui program dengan frekwensi 11.0592 MHz dengan baudrate 9600. Adapun resetnya dihubungkan pada pin 9. Reset ini merupakan aktif rendah dan mengembalikan seluruh nilai melalui default pada memori. Adapun sinyal masukan dari pengolah sinyal berupa pulsa digital melalui port B1, yaitu pin 2 , untuk itu port B diinsialisasi sebagai input.. Rangkaiannya dapat dilihat Gambar di bawah ini :



Gambar 3. 28. Rangkaian Minimum Sistem Miktokontrol AVR AtMega 8533

Keypad sebagai inputan pengendali dihubungkan secara parallel dengan port B mikrokontrol yaitu pin 1 sampai pin 8. Port B0 - B3 sebagai output dan port B4 – B7 sebagai input. Sehingga insialisasi dilakukan diprogram code vision port C sebagai input dan output. LCD text sebagai menu program dihubungkan dengan port A, dan port A insialisasinya sebagai output di program code vision. Adapun output tampilan pada rangkaian ini adalah berupa grafik yang ditampilkan pada LCD grafik. LCD grafik ini dihubungkan secara serial UART dengan RXD dan TXD yaitu pin 14 dan pin 15. Insialisasinya dilakukan serial UART dengan transmitter dan receiver. Rangkaian DAC dihubungkan dengan port C sebagai sinyal clock pada pin 22 dan port C1 sebagai input output dengan pin 23. Insialisasinya dilakukan sebagai output.



**UNIVERSITAS INDONESIA**

## BAB 4

### PENGUJIAN DAN ANALISA SISTEM PENDETEKSI FUNGSI GINJAL

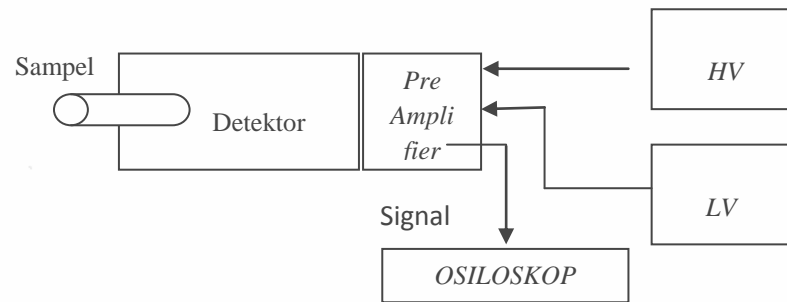
Pengujian sistem pendeteksi fungsi ginjal ini dilakukan dengan dua cara, yaitu pengujian masing-masing rangkaian dan pengujian perangkat. Pengujian rangkaian dilakukan dengan menggunakan *function generator* atau kit RIA yang hasilnya dapat dilihat pada osiloskop. Pengujian rangkaian tersebut diantaranya pengujian detektor, pengujian rangkaian tegangan tinggi, pengujian rangkaian *ampilifier* dan pengujian rangkaian SCA. Pengujian perangkat dilakukan dengan menggunakan kit *mikroalbuminuria*. Pengujian kit ini berupa *tracher, NSB ( Non Spesific Bending )* dan larutan standar. Hasil dari pengujian tersebut berupa grafik standar antara *percentace bending maximum ( % B/T )* terhadap konsentrasinya. Hasil grafik tersebut merupakan acuan seorang paramedis/dokter untuk membaca hasil diagnosa fungsi ginjal seorang pasien.

#### 4. 1. Pengujian Detektor Fungsi Ginjal

Pengujian detektor fungsi ginjal ini dilakukan terhadap detektor dan *pre-amplifiernya*. Adapun sampelnya menggunakan kit RIA *I-125* yang hasilnya dibaca pada osiloskop. Untuk menangkap informasi dari sumber maka detektor diberi tegangan tinggi oleh rangkaian *high voltage* pada rancangan ini. Pengujian dilakukan untuk mengetahui daerah tegangan kerja detektor, pengujian kemampuan resolusi detektor dan pengujian efisiensi detektor.

##### 4. 1. 1. Pengujian tegangan kerja detektor fungsi ginjal

Pengujian daerah kerja detektor fungsi ginjal ini menggunakan *power supply* tegangan rendah 12 V, -12 V dan ground, tegangan tinggi 0 – 1200 V, osiloskop *tektronik analog* 100 MHz dan sampel kit *I-125*. . Blok diagramnya dapat dilihat pada Gambar 4. 1 di bawah ini :



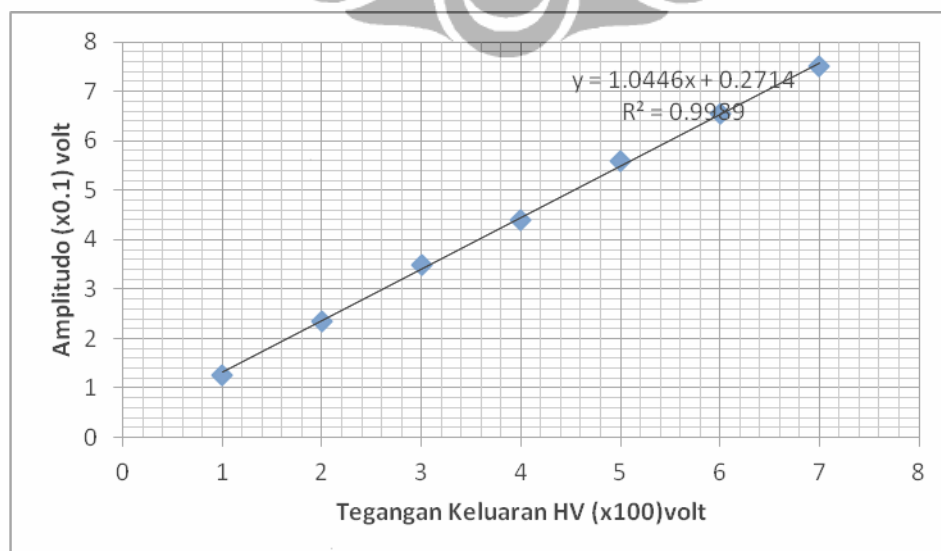
Gambar 4.1 . Blok Diagram Pengujian Detektor Fungsi Ginjal

Hasil pengujian daerah kerja detektor dengan memperhatikan tinggi pulsa ( amplitudo ) sebagai fungsi tegangan pada osiloskop dan keluaran tegangan pada rangkaian tegangan tinggi. Adapun hasilnya dapat dilihat pada Tabel 4. 1

Tabel 4. 1. Hasil Uji Kerja Detektor

No	Amplitudo ( volt )	Tegangan Keluaran HV ( volt )
1	0,1	125
2	0,2	235
3	0,3	350
4	0,4	440
5	0,5	560
6	0,6	655
7	0,7	750

Adapun grafiknya dapat dilihat pada Gambar 4. 2 di bawah ini :



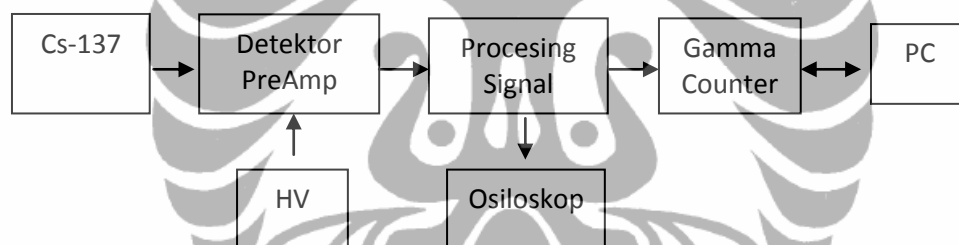
Gambar 4. 2. Tegangan Kerja Detektor

Dari grafik tegangan kerja detektor didapat kurva dengan persamaan  $Y = aX + b = 1,044X + 0,271$ , sehingga didapat nilai regresi nilainya  $R = 0,998$ . Dengan demikian terjadi linearitas antara tinggi pulsa ( amplitudo ) sebagai fungsi tegangan dan tegangan kerja detektor yang dihasilkan. Semakin tinggi tegangan yang diberikan pada detektor maka pulsa keluarannya juga semakin tinggi

#### 4. 1. 2. Pengujian resolusi detektor fungsi ginjal

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui kemampuan detektor dalam memisahkan dua puncak *spectrum gamma* yang memiliki energi saling berdekatan. Dalam pengujian ini, sumber yang digunakan Cs-137 disesuaikan dengan kalibrasi detektor.

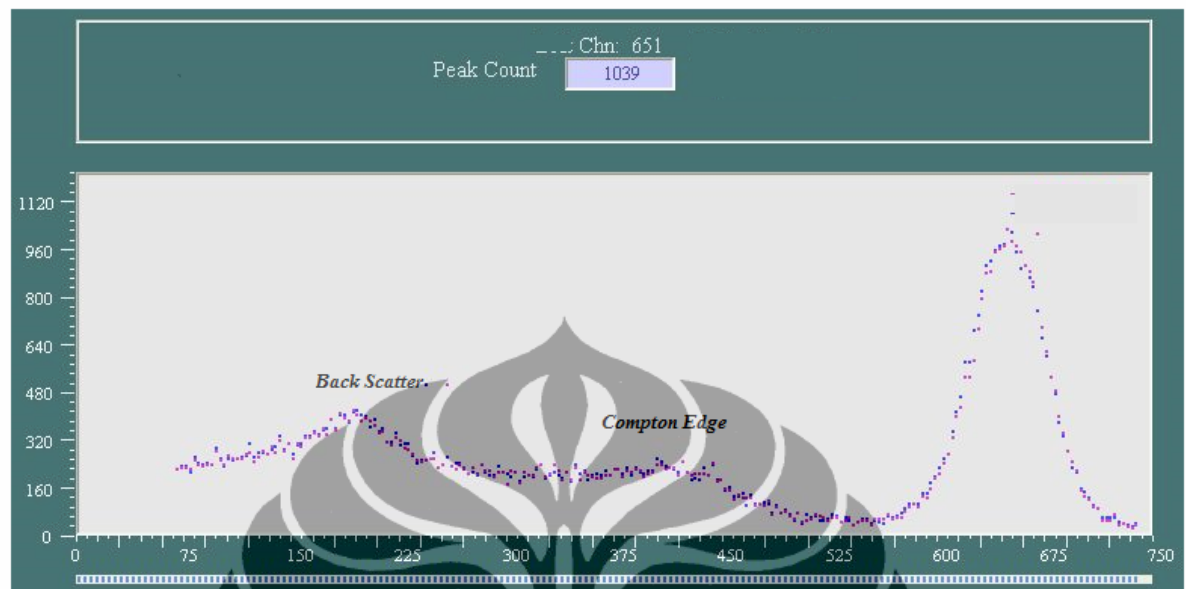
Adapun alat dan bahan yang digunakan adalah osiloskop, detektor dan *preamplifiernya*, modul *processing signal*, *gamma counter* ( Riswal, 2009 ). Blok diagramnya dapat dilihat pada Gambar 4. 3 di bawah ini :



Gambar 4. 3. Blok Diagram Uji Resolusi Detektor

Pada pengujian ini terlebih dahulu di atur keluaran pulsa dari penguat sinyal dan hasilnya dilihat pada osiloskop. Pengaturan dilakukan untuk mengetahui tinggi pulsa keluaran sebagai fungsi tegangan sehingga diketahui tinggi pulsa. Tinggi pulsa sebagai fungsi tegangan tersebut merupakan energi suatu sumber radioaktif yang dikenai oleh detektor. Langkah berikutnya pengaturan jendela energi yang disesuaikan dengan energi dari sumber radioaktif. Pengujian ini menggunakan sumber radioaktif Cs-137, jika energi yang dipancarkan sumber radioaktif diserap seluruhnya oleh elektron pada detektor akan terjadi peristiwa *efek fotolistrik* yang menghasilkan puncak energi 662 keV. Dan apabila ada elektron yang terhambur, disebut dengan hamburan *Compton* ( Beiser, A. 1982 ). Pada pengujian ini lebar window disesuaikan dengan energi Cs-137, sehingga dibuat dari channel/energi 0 hingga channel/energi 750 ( sumbu x ), kemudian dilakukan

pencacahan tiap detik ( sumbu y ) dengan menggunakan *gamma counter*. Hasil dari pencacahan tersebut dapat dilihat pada Gambar 4. 4. bawah ini :



Gambar 4. 4. Spektrum Cs-137

Dari gambar di atas dapat diketahui bahwa hasil pencacahan terdapat tiga puncak. Menurut Olmos P pada *IEEE Transaction on Nuclear Science* tahun 1991, puncak pertama merupakan Backscatter, yaitu foton yang keluar kembali dipantulkan detektor sehingga terdeteksi ulang. Adapun puncak kedua adalah titik batas antara *compton* dan *efek fotolistrik*. Sedangkan puncak ke tiga merupakan puncak energi dengan puncak cacahannya 1039 dan puncak channel 651. Dari data tersebut, maka untuk mencari resolusi detektor sesuai dengan persamaan ( 2. 3 ), yaitu :

FWHMnya berada pada channel 670 dan channel 620, sehingga :

$FWHM = 670 - 620 = 50$  dan spektrum maksimumnya berada pada 651

Maka resolusi detektornya adalah :

$$R = \frac{670 - 620}{651} \times 100 \% = \frac{50}{651} \times 100\%$$

$$R = 7.7\%$$

Resolusi detektor menurut sertifikat yang dikeluarkan oleh Scinti Tech, Inc USA adalah 8 % dengan kalibrasi Cs-137. Sehingga ralatnya dapat ditentukan besarnya, yaitu :



$$\% \text{ Ralat} = \frac{8 - 7.7}{8} \times 100 \% = \frac{0.3}{8} \times 100\%$$

$$\% \text{ Ralat} = 3.75\%$$

#### 4. 1. 3. Pengujian efisiensi detektor fungsi ginjal

Efisiensi detektor adalah perbandingan antara banyaknya cacahan dengan aktivitas sumber. Kemampuan detektor dalam menerima pancaran radiasi dapat dipengaruhi jarak paparan dengan detektor dan media antara paparan dengan detektor.

Untuk menentukan jumlah cacahan pada pengujian ini dilakukan sebanyak lima kali. Tegangan discriminator yang diamati dari 0 volt sampai dengan 1,9 volt. Pada setiap tegangan discriminator 1.9 volt maka dilakukan pencatatan hasil cacahan pengujian tersebut. Dari hasil percobaan, maka didapat cacahan seperti Tabel 4. 2. di bawah ini :

Tabel 4. 2. Hasil pengujian sumber Kit *I-125*

No	Pengujian	VDis (volt )	Cacahan ( c/s )
1	I	1.9	1050
2	II	1.9	1075
3	III	1.9	1055
4	IV	1.9	1100
5	V	1.9	1065

Dari tabel pencacahan pada pengujian sumber kit *I-125*, maka cacah rata-ratanya adalah 1069. Sehingga aktivitas sumber standar netto (  $A_n$  ) = 1069.

Adapun aktivitas standar sumber Kit *I-125* awal Januari 2012 adalah 1  $\mu\text{Ci}$ , sedangkan waktu pengujian tanggal 9 pebruari 2012, sehingga :

$$t = 1 \text{ januari} - 9 \text{ pebruari } 2012 = 40 \text{ hari}$$

$$T_{1/2} = 60 \text{ hari}$$

Adapun persamaan aktivitasnya (Rollo, F.D. 1977 ) adalah :

$$A_t = A_0 \left( \frac{A_n}{A_t} \right)^{t/T_{1/2}}$$

$$A_t = 1\left(\frac{1}{2}\right)^{\frac{40}{60}}$$

$$A_t = 0,63\mu Ci$$

sehingga

$$A_t = 0,63\mu Ci \times 3,7 \cdot 10^{10}$$

$$A_t = 2,331 \cdot 10^4$$

$$A_t = 23310$$

effisiensi detektornya adalah :

$$E_f = \frac{A_n}{A_t} \times 100 \%$$

$$E_f = \frac{1069}{23310} \times 100 \%$$

$$E_f = 4,5 \%$$

Dengan demikian kemampuan detektor menerima pancaran radiasi dari sumber I-125 kit RIA sebesar 4.5%.

## 4. 2. Pengujian Instrumentasi Nuklir Pengkondisi Sinyal Fungsi Ginjal

Pengujian ini dilakukan pada instrumentasi nuklir pengkondisi sinyal fungsi ginjal. Pengujian yang dilakukan diantaranya adalah pengujian tegangan tinggi pensuplay tegangan detektor, penguat Linear pembentuk pulsa *Gaussian* dari sinyal keluaran detektor dan pengujian pengolah sinyal penghasil pulsa digital.

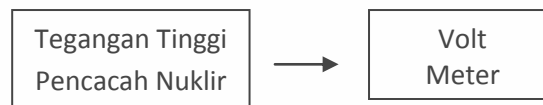
### 4. 2. 1. Pengujian Tegangan Tinggi Pensuplay Tegangan Detektor

Pengujian tegangan tinggi pensuplay tegangan detektor dilakukan untuk mengetahui besar tegangan yang dihasilkan oleh rangkaian *high voltage*, dan uji stabilitas rangkaiannya. Pengujian ini menggunakan alat/bahan rangkaian *high voltage*, *probe high voltage*, voltmeter dan beban. Beban yang digunakan adalah detektor fungsi ginjal.

#### 4. 2. 1. 1. Uji Keluaran Tegangan Tinggi

Uji keluaran tegangan tinggi bertujuan mengetahui keluaran maksimum tegangan yang dihasilkan rangkaian *high voltage*. Pengujian ini hanya

menggunakan voltmeter dengan *probe HV* sebagai pembaca skala 1: 10. Pada pengujian ini tegangan referensi di atur sedemikian rupa secara perlahan-lahan dan hasilnya dicatat pada voltmeter. Diagram blok pengujian pada Gambar 4.5 di bawah ini :



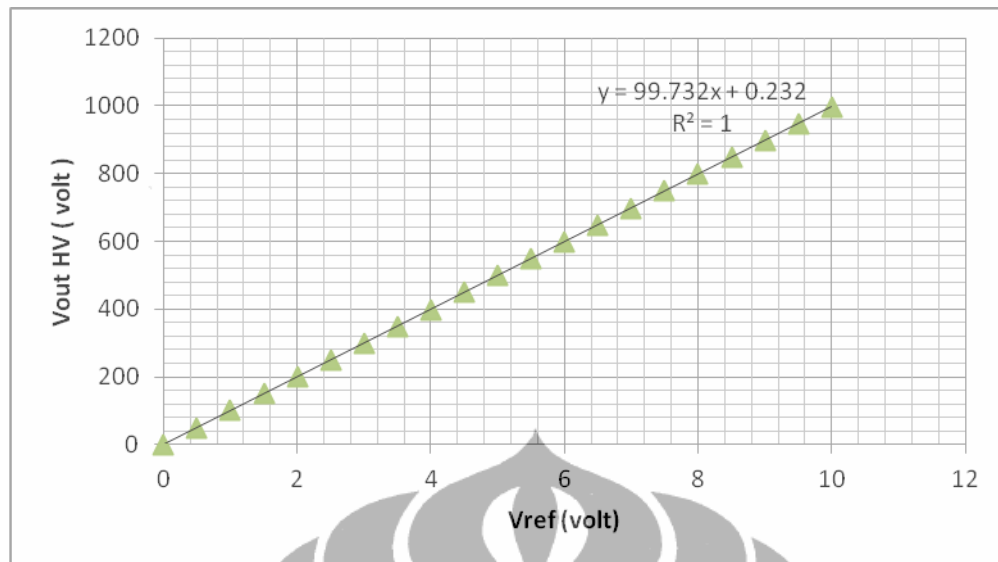
Gambar 4. 5. Blok Diagram Pengujian Tegangan Tinggi Pencacah Nuklir

Adapun data hasil pengujiannya dapat dilihat pada Tabel 4. 3 di bawah ini :

Tabel 4. 3. Data Hasil Uji HV

NO	Vreff (volt)	Vout (volt)	NO	Vref (volt)	Vout (volt)
1	0	0.232	11	5.5	548.758
2	0.5	50.098	12	6	598.624
3	1	99.964	13	6.5	648.49
4	1.5	149.83	14	7	698.356
5	2	199.696	15	7.5	748.222
6	2.5	249.562	16	8	798.088
7	3	299.428	17	8.5	847.954
8	3.5	349.294	18	9	897.82
9	4	399.16	19	9.5	947.686
10	4.5	449.026	20	10	997.552
11	5	498.892			

Dari Tabel data diatas maka grafik nya dapat dilihat pada Gambar 4. 6 di bawah ini :



Gambar 4. 6. Uji Keluaran HV

Dari grafik uji keluaran HV didapat kurva dengan persamaan  $Y = aX + b = 99,732X + 0,232$ , sehingga didapat nilai regresi nilainya  $R = 1$ . Dengan demikian terjadi linearitas antara tegangan referensi dan tegangan yang dihasilkan.

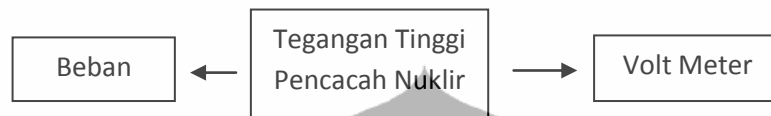
#### 4. 2. 1. 2. Uji Stabilitas tegangan tinggi

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui stabilitas rangkaian HV. Uji Kestabilan ini dilakukan tanpa beban dan menggunakan beban dengan keluaran tegangan tetap yang dibiarkan selama 3 jam. Adapun alat yang digunakan seperti blok diagram pada Gambar 4.5. Sedangkan pencatatan waktunya menggunakan stopwatch yang dilakukan setiap 15 menit. Data hasil pengujian tanpa beban dapat dilihat pada Tabel 4. 4 di bawah ini :

Tabel 4. 4. Data uji HV tanpa beban

NO	Pengamatan ( menit )	Vout ( volt )	NO	Pengamatan ( menit )	Vout ( volt )
1	0	0	7	105	800
2	15	800	8	120	800
3	30	800	9	135	800
4	45	800	10	150	800
5	60	800	11	165	800
6	75	800	12	180	800
7	90	800			

Uji Kestabilan dengan beban digunakan detektor dengan *impedansi* 20 MOhm. Sedangkan pencatatan waktunya menggunakan *stopwatch* yang dilakukan setiap 15 menit . Adapun alat yang digunakan pada pengujian ini adalah rangkaian *HV*, voltmeter beserta *probe HV*nya dan detektor sebagai beban. Blok diagramnya pada Gambar 4.7 di bawah ini :



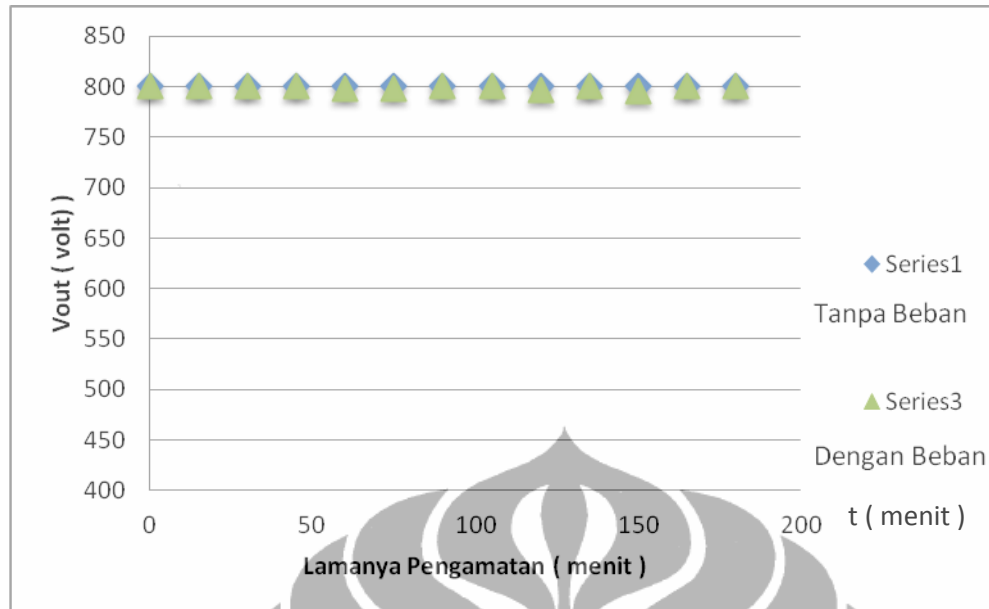
Gambar 4.7. Blok Diagram Uji Stabilitas dengan Beban

Data hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4. 5 di bawah ini :

Tabel 4. 5. Data Uji HV dengan Beban

NO	Pengamatan (menit)	Vout (volt)
1	0	800
2	15	800
3	30	800
4	45	800
5	60	798
6	75	798
7	90	800
8	105	800
9	120	797
10	135	800
11	150	795
12	165	800
13	180	800

Dari Tabel kedua pengujian diatas maka grafiknya dapat dilihat pada Gambar 4. 8 di bawah ini :



Gambar 4. 8. Grafik Uji Stabilitas HV

Dari data hasil uji stabilitas dan grafik tanpa beban diatas, keluaran tegangan tinggi yang dihasilkan tetap sebesar 800 volt dalam rentang waktu uji 180 menit. Sedangkan dari data hasil uji stabilitas dan grafik dengan menggunakan beban, keluaran tegangan tingginya terjadi perubahan pada menit ke 60, 75, yaitu 798 volt dan menit 120 dan 150, yaitu 797 volt dan 795 volt.

Adapun ralat persentase untuk uji stabilitas menggunakan beban dapat dihitung dengan persamaan ( Mills. 1986 ) :

$$\% \text{ ralat} = \frac{\text{teori} - \text{hasil uji}}{\text{teori}} \times 100 \%$$

Tegangan rata-rata hasil uji = 799,08 volt

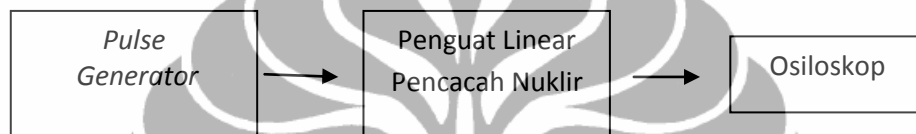
Tegangan yang diharapkan = 800 volt, sehingga

$$\% \text{ ralat} = \frac{800 - 799,08}{800} \times 100 \%$$

$$\% \text{ ralat} = 0,11\%$$

Dengan hasil persentase ralat sebesar 0,11 % maka rancangan regangan tinggi pendeteksi fungsi ginjal cukup stabil.

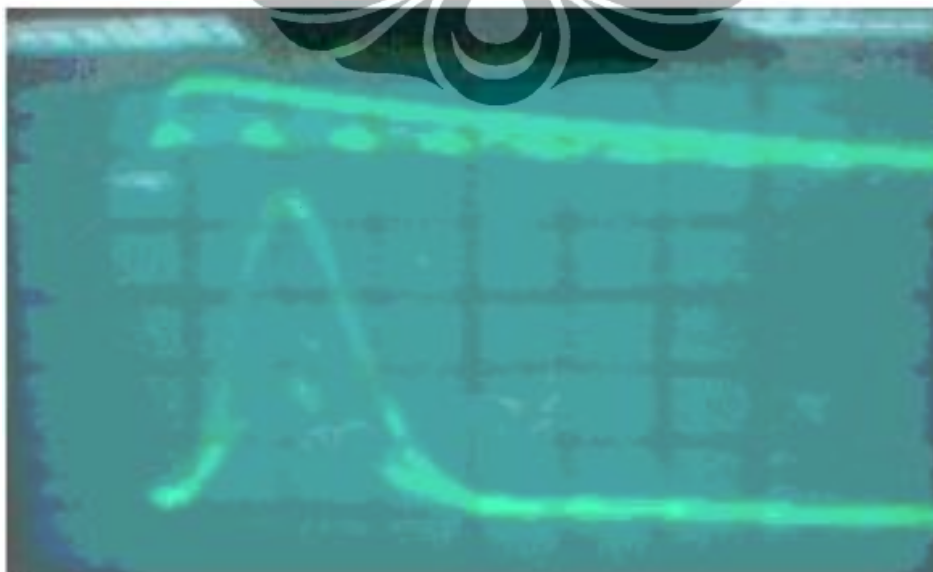
4. 2. 2. Penguat Linear Pembentuk Pulsa *Gaussian* Dari Sinyal Keluaran Detektor  
 Pengujian penguat linear untuk mengetahui pulsa keluaran yang telah dikondisikan oleh rangkaian ini. Dalam pengujian ini akan diamati spesifikasi teknis penguat linear, pulsa penguat linear dan linearitas rancangan. Alat dan bahan yang dibutuhkan pada pengujian ini adalah *pulse generator* ( sumber Kit I-125 ) dan *HV* pada pengujian pengamatan pulsa, osiloskop dan rangkaian penguat linear. *Pulse generator* yang digunakan model GL-3 dari Barkeley Nucleonics Corp, Barkeley California, USA. Adapun osiloskopnya model 2235 analog 100 MHz, Tektronix. Blok diagramnya dapat dilihat pada Gambar 4. 9 di bawah ini :



Gambar 4.9. Blok Diagram Pengujian Penguat Linear Pencacah Nuklir

#### 4. 2. .2. 1. Uji Pengamatan Hasil Pulsa

Pada uji pengamatan ini besar frekwensi diatur tetap, yaitu 1 kHz dengan tinggi pulsa diatur 10 mV. Adapun hasil pulsanya dapat dilihat pada osiloskop seperti Gambar 4. 10 di bawah ini :



Gambar 4.10. Hasil Pengamatan Pulsa

Dari gambar diatas dapat diamati perbandingan antara pulsa keluaran penguat awal dan penguat linear. Pada penguat awal hasil pulsa pengukuran berupa pulsa berekor panjang, cepat, positif dengan tinggi maksimum 190 mV, *fall time* 20  $\mu$ s, dan tegangan *ripple*  $\leq 10$  mV. Adapun pulsa keluaran dari penguat awal yang diinginkan sesuai dengan rangkaian *fall time* nya 17,4  $\mu$ s, tinggi pulsanya 200mV.

Untuk menentukan besar *fall time* nya dapat diketahui melalui persamaan ( buku *Radiation Detection and measurement, Glenn F Knoll* halaman 566 )  $\tau = RC$  dengan  $\tau$  = waktu konstan ( s ), R = hambatan (  $\Omega$  ), C = kapasitor ( Farad ). Dari rangkaian ( lihat lampiran 2 ) besar hambatan R = 1 k $\Omega$  dan kapasitor paralel Cp = 1740 pF. Sehingga besar *fall time* nya  $\tau = 1 \text{ k}\Omega \cdot 1740 \text{ pF} = 17,4 \mu\text{s}$ . Dengan demikian persentase ralat *fall time* nya dari yang diharapkan secara rangkaian dan hasil pada osiloskop sebesar 13 %.

Adapun tinggi pulsa yang diinginkan dari rangkaian dengan menentukan besar penguatan *amplifier inverting* Pada rangkaian penguat *amplifier inverting* ( lihat lampiran 2 ) yaitu  $G = R_8/R_1$ , dengan R8 = 20 k $\Omega$  dan R1 = 1 k $\Omega$ , maka penguatannya 20 kali. Dari inputan *pulse generator* tinggi pulsa nya 20 mV sehingga penguatannya 20 kali, maka tinggi pulsa keluaran yang diharapkan 200 mV. Sedangkan tinggi pulsa yang dihasilkan 190 mV, sehingga ralat tinggi pulsa dari yang diharapkan dengan yang dihasilkan adalah 5 %.

Dari Gambar 4. 10 di atas pulsa penguat linear yang dihasilkan pada osiloskop berupa pulsa *semi Gaussian* dengan lebar pulsa 5  $\mu$ s, *fall time* 1,5  $\mu$ s, *rise time* 1  $\mu$ s dan tinggi pulsa 9 volt. Dari rangkaian penguat akhir pada penguat linear ( lihat lampiran 2 ), secara teori yang diharapkan *fall time* sebesar 1,65  $\mu$ s dengan kapasitor parallel Cp = 50 pF + 50 pF = 100 pF dan hambatan paralel Rp =  $3k3/2 = 1.65 \text{ k}$ . Adapun ralat persentase *fall time* nya sebesar 9 %.

Dari rangkaian pada lampiran 2 juga secara teori *rise time* yang diharapkan sebesar 1  $\mu$ s, dengan hambatan paralel Rp =  $R_{15} \cdot R_{16} / (R_{15} + R_{16}) = 0.5 \text{ k}\Omega$  dan kapasitor paralel nya Cp = 100 pF + 100 pF = 200 pF. Dengan demikian *rise time* yang diharapkan sama dengan *rise time* yang dihasilkan.

Adapun tinggi pulsa yang diharapkan dari penguat akhir pada penguat linear ( lihat gambar rangkaian lampiran 2 ) sebesar 50 kali, sedangkan inputan pulsanya



200 mV, sehingga tinggi pulsanya menjadi 10 V. Dengan demikian ralat persentase tinggi pulsanya sebesar 10 %.

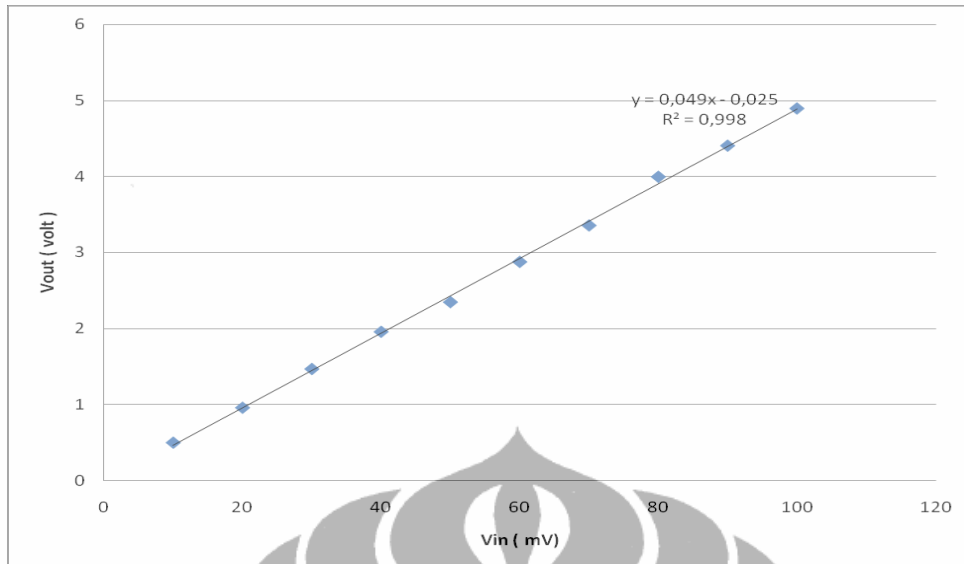
#### 4. 2. 2. 2. Uji Linearitas Penguat Linear

Pada uji ini dilakukan perbandingan antara tinggi pulsa sebagai tegangan input dan tinggi pulsa sebagai tegangan output. Pengujian dilakukan dengan melakukan variasi tinggi pulsa pada pulse generator sehingga menghasilkan variasi keluaran tinggi pulsa pada penguat awal. Hasil dari variasi keluaran tinggi pulsa pada penguat awal merupakan variasi masukan tinggi pulsa pada penguat linear. Adapun variasi yang dilakukan sebanyak sepuluh kali pengujian. Blok diagram yang digunakan pada pengujian ini seperti pada Gambar 4. 5 di atas. Data hasil pengujian dapat dilihat data pada Tabel 4. 6 di bawah ini :

Tabel 4.6. Data Linearitas Penguat Linear

<b>NO</b>	<b>V<sub>in</sub> ( mV )</b>	<b>V<sub>out</sub> ( V )</b>	<b>Gain ( kali )</b>
1	10	0.50	50
2	20	0.96	48
3	30	1.47	49
4	40	1.96	49
5	50	2.35	47
6	60	2.88	48
7	70	3.36	48
8	80	4.00	50
9	90	4.41	49
10	100	4.9	49

Dari data diatas maka grafiknya diperlihatkan pada Gambar 4. 11 di bawah ini :

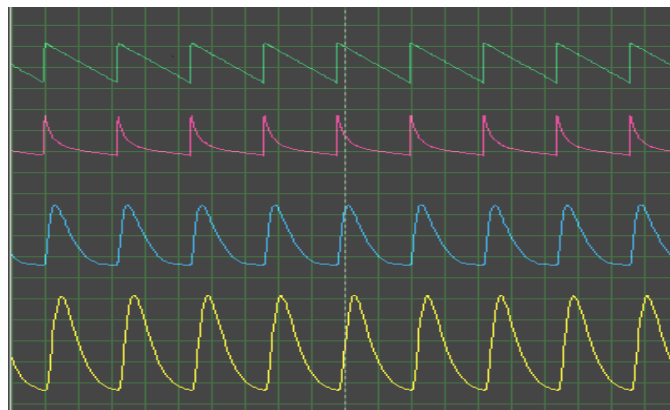


Gambar 4.11. Grafik Linearitas Penguat Linear

Dari grafik uji linearitas penguat linear didapat kurva dengan persamaan  $Y = aX + b = 0,049X + 0,025$ , sehingga didapat nilai regresi nilainya  $R = 0,998$ . Dengan demikian terjadi linearitas antara tegangan keluaran penguat awal sebagai tegangan masukan pada penguat linear dan tegangan keluaran dari penguat linear tersebut.

#### 4. 2. 2. 3. Uji Simulasi

Simulasi rancangan penguat linear pencacah nuklir dilakukan dengan menggunakan *software Isis Proteus*. Adapun rangkaian simulasinya dapat dilihat pada lampiran 2. Pulsa keluaran yang diamati pada simulasi ini secara berurutan, yaitu pulsa keluaran dari *pulse generator*, rangkaian *differentiator* dengan *polze zero cancaellation*, rangkaian penguat dan keluaran akhir rangkaian *pulse shapping*. Pulsa pulsa keluaran tersebut diperlihatkan pada Gambar 4. 12 :



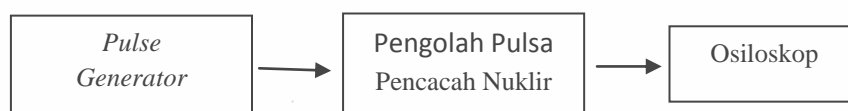
Gambar 4. 12. Hasil Simulasi Penguat Linear dengan Proteus

Pada pulsa rangkaian *differentiator* diberi masukan berupa pulsa cepat berpolaritas positif, baik pulsa yang berasal dari detektor maupun dari pulse generator yang biasanya dalam orde  $\leq 20$  mV. Hal ini diperlihatkan pulsa pertama dari atas pada Gambar 4. 13 . Pulsa masukan tersebut berupa pulsa eksponensial dengan persamaan  $V_o = \frac{\tau}{\tau s + 1} V_i$ . Rangkaian *differentiator* tersebut juga dilengkapi dengan rangkaian *pole zero cancelation* yang digunakan untuk menghilangkan/menekan pulsa *under shoot* sehingga dapat diset pada kondisi optimum yaitu kondisi dimana pulsa *under shoot* tersebut diset sedekat mungkin dengan ground. Pola pulsa tersebut berupa eksponensial dengan persamaan  $V_o = \frac{V_i}{s + 1/\tau_i + 1/\tau_1}$ . Misalkan  $\frac{1}{\tau} = \frac{1}{\tau_i} + \frac{1}{\tau_1}$  maka persamaan pulsa keluaran *differentiatornya* secara matematis adalah  $V_o = \frac{\tau}{\tau s + 1} V_i$ . Pola pulsa tersebut diperlihatkan pada Gambar 4. 12 diatas dengan urutan kedua.

Keluaran dari pulsa *differentiator* tersebut dikuatkan dengan tinggi pulsanya menjadi ratusan mV ( $\leq 500$  mV) dengan menggunakan penguat inverting IC LM 118. Penguat inverting yang dirancang ada dua, penguat pertama fix gain sedangkan penguat kedua variable gain dengan menggunakan potensiaometer ( P2 ). Adapun pola pulsanya diperlihatkan pada Gambar 4. 12 urutan ketiga dari atas. Keluaran dari pulsa penguat inverting menjadi inputan rangkaian *pulse shapping*. *Pulse shapping* ini terdiri dari rangkaian integrator dan penguat non inverting. Keluaran pulsa ini hasil kompolusi rangkaian *differentiator* dengan integrator menghasilkan pulsa *Gaussian*. Adapun persamaanya adalah  $V_o = V_i \frac{\tau_1}{\tau_1 - \tau_2} ( e^{-t/\tau_1} - e^{-t/\tau_2} )$ .

#### 4. 2. 3. Pengujian Pengolah Sinyal Penghasil Pulsa Digital

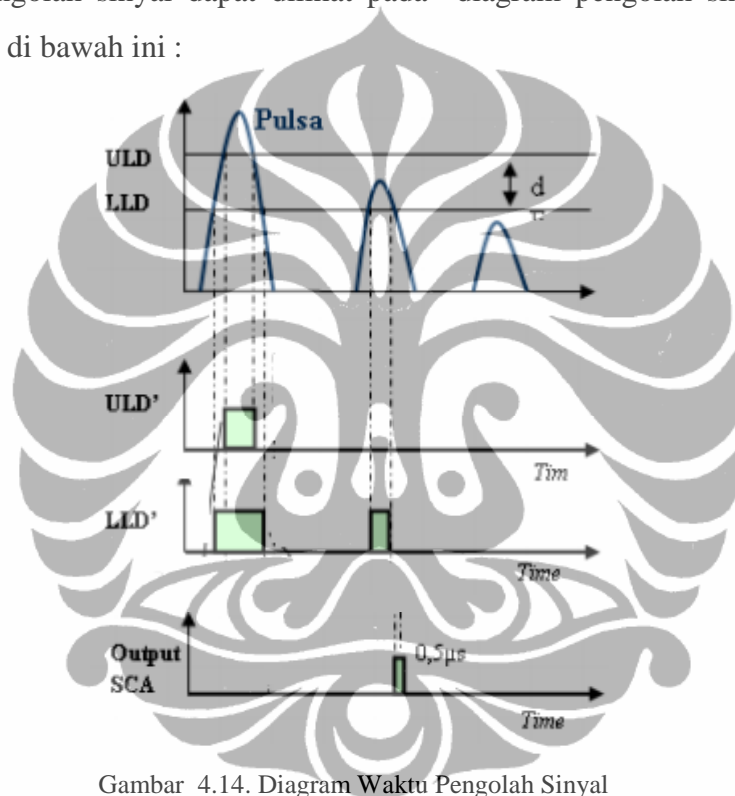
Pengujian pengolah sinyal ini ingin mengetahui fungsi *SCA* dalam melakukan pemilihan pulsa sebagai pembentuk pulsa *TTL*. Alat yang digunakan pada pengujian ini adalah *pulse generator*, rangkaian pengolah pulsa dan osiloskop. Adapun blok diagramnya dapat di lihat pada gambar 4. 13 di bawah ini :



Gambar 4. 13. Blok Diagram Pengujian Penguat Linear Pencacah Nuklir

#### 4. 2. 3. 1. Pengujian Pemilihan Pulsa

Pada Bab 3 telah di tulis cara kerja pengolah sinyal dari masukan pulsa ke komparator sampai keluaran pulsa dalam bentuk pulsa kotak ( TTL ). Pada pengujian pemilihan pulsa ini dilakukan komparasi pulsa melalui rangkaian komparator untuk memberi batas bawah dan batas atas atau jendela energi. Jendela energi diatur antara channel 70 – channel 120 , dengan batas bawah channel 70 dan batas atas channel 120 . Hasil pengujian pemilihan pulsa dari rangkaian pengolah sinyal dapat dilihat pada diagram pengolah sinyal seperti Gambar 4. 14 di bawah ini :



Gambar 4.14. Diagram Waktu Pengolah Sinyal

Dari timing maka untuk menghasilkan keluaran pengolah sinyal dalam bentuk TTL dengan lebar pulsa 0,5  $\mu$ s dapat dianalisis dengan data Tabel 4. 7 :

Tabel 4.7. Data Keluaran Pulsa dari Pengolah Sinyal

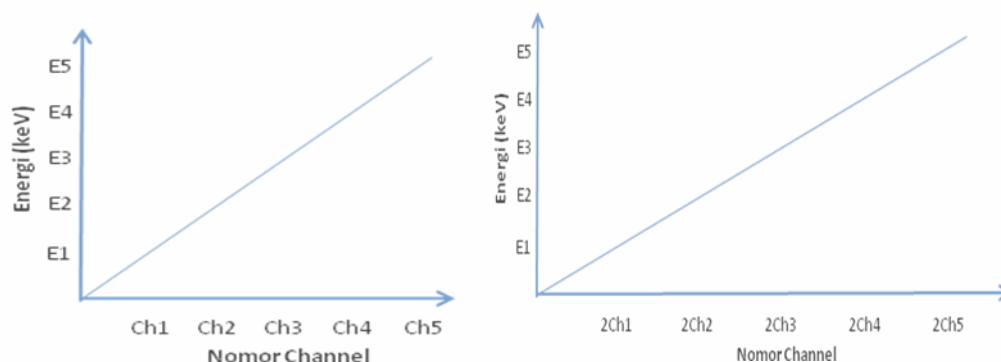
NO	POSISI PUNCAK PULSA	KELUARAN SCA
1	Di atas $\Delta E$	0
2	Di bawah $\Delta E$	0
3	Di dalam $\Delta E$	1

Menurut Glenn F KNOLL pada buku *Radiation Detection And measurement* keluaran pulsa dari *single channel analyzer* menghasilkan pulsa logika yang dapat dibaca oleh penghitung pulsa bila berada diantara 2 level diskriminator, yaitu *upper level discrimination* ( ULD ) dan *low level discrimination* ( LLD ).

Data keluaran pulsa dari tabel 4. 9 di atas, apabila pulsa diatas  $\Delta E$  berarti pulsa melewati batas ULD sehingga keluaran SCA akan menjadi 0. Pulsa dibawah  $\Delta E$  berarti pulsa dibawah LLD, dengan demikian keluaran SCA 0. Sedangkan pulsa diantara ULD dan LLD adalah pulsa didalam  $\Delta E$  sehingga keluaran SCAnya 1. Keluaran pulsa dari dalam  $\Delta E$  ini yang akan diteruskan ke mikrokontrol untuk dihitung pulsanya sebagai keluaran tampilan fungsi ginjal

#### 4. 2. 3. 2. Pengujian *Peak Spektrum*

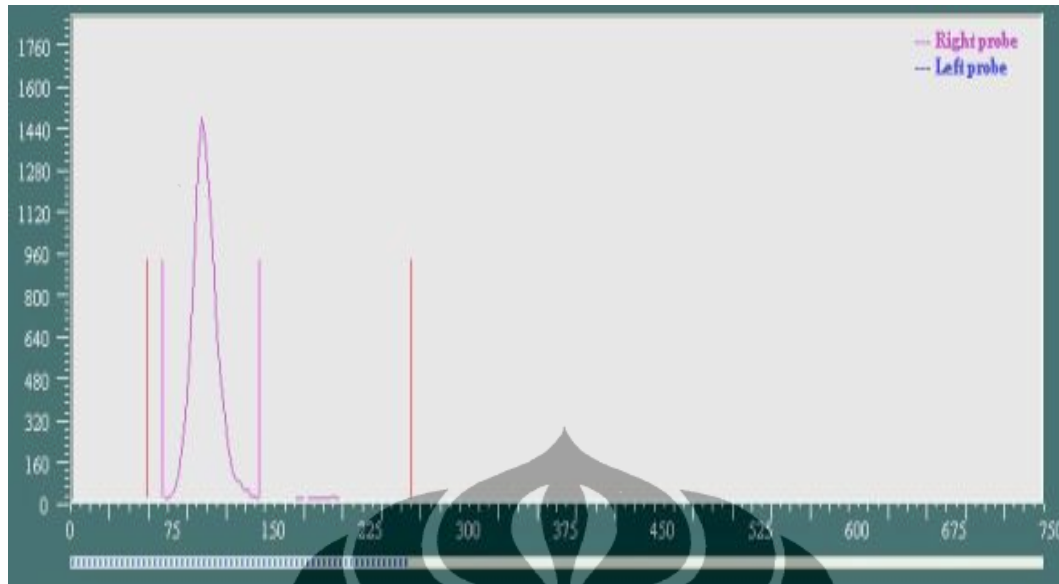
Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui *peak spectrum* sumber radioaktif I-125. Pengujian ini menggunakan sumber radioaktif I-125 dan detektornya dengan kalibrasi Cs-137. Adapun diagram bloknya sama dengan diagram blok pengujian resolusi detektor yaitu Gambar 4. 3 ( blok diagram uji resolusi detektor ). Menurut *technical document* IAEA, 1991 puncak spektrum gamma sumber radioaktif I-125 berada pada energi 35 keV. Puncak ini jika dilakukan pencacahan pada kalibrasi spektrum Cs-137 ( Gambar 4.4. Spektrum Cs-137 ) akan terbaca *backscatter*. Untuk itu diperlukan ekspansi channel. Ekspansi channel bertujuan agar pada saat dilakukan pengujian spektrum pada I-125 pada energi 35 keV tidak dianggap *noise* dengan kalibrasi Cs-137. Adapun hubungan antara channel dan energi pada pencacahan gamma dapat dilihat pada Gambar 4. 15 di bawah ini :



Gambar 4. 15 a. Hubungan Energi dan channel Sebelum ekspansi  
b. Hubungan Energi dan Channel Setelah Ekspansi

Dari Gambar 4.15a terbaca bahwa antara nomor channel pada tampilan spektrum juga menunjukkan besar energi dari sumber radioaktif, misalnya untuk sumber I-125 nomor channelnya 35 maka energinya adalah 35 keV. Adapun Gambar 4.15b menunjukkan adanya ekspansi nomor channel. Ekspansi nomor channel tidak merubah besar energi dari sumber radioaktif.

Pada pengujian spektrum I-125 ini dilakukan pengaturan channel dengan melakukan ekspansi channel dari nomor channel sebenarnya. Ekspansi channel dilakukan dengan menaikkan frekwensi sebagai pembangkit gelombang pada rangkaian *High Voltage* melalui potensiometer, seperti pada Gambar 3. 8 ( rangkaian pembentuk gelombang sinus ). Kenaikan frekwensi menjadikan keluaran tinggi pulsa pada penguat awal juga semakin naik. Keluaran tinggi pulsa pada penguat awal menjadi masukan pada penguat linear. Linearitas antara pulsa masukan pada penguat linear terhadap pulsa keluaran menghasilkan tinggi pulsa keluaran dari penguat linear akan semakin naik, seperti diperlihatkan pada Gambar 4. 11. ( grafik linearitas penguat linear ). Kenaikan tinggi pulsa dari yang sebenarnya menghasilkan pergeseran daerah channel tanpa merubah energi sumber. Untuk itu tinggi pulsa keluaran pada penguat linear tersebut diatur sehingga masuk kedalam jendela energi untuk dapat dicacah. Pada pengujian ini tinggi pulsa diatur dari nomor channel 69 – nomor channel 144. Adapun hasil spektrumnya hubungan antara cacahan persekon ( sumbu y ) dan nomor channel ( sumbu x ) dapat dilihat pada Gambar 4. 16 :



Gambar 4. 16. Peak Spektrum I-125

Dari grafik di atas didapatkan puncak channelnya berada pada nomor channel 99 dan puncak *counting*nya 1495 cps. Pengaturan channel yang dilakukan memberikan batas bawah dan batas atas. Pada batas bawah ( *low level discriminator* ) nomor channelnya 69 dan batas atasnya ( *upper level discriminator* ) pada nomor channel 144. Adapun lebar *spectrum* ( *FWHM* ) untuk sumber kit I-125 adalah 48,5 %. Hal ini sesuai dengan IAEA Tecdoc 602, yaitu *quality control of nuclear medicine instruments*, 1991 bahwa window sumber radioaktif i-125 agar diatur lebih lebar untuk mendapatkan hasil yang optimal.

### 4. 3. Pengujian Pendeteksi Fungsi Ginjal

Pengujian sistem pendeteksi fungsi ginjal ini menggunakan sumber *I-125* yaitu kit *RIA mikroalbuminuria*. Kit ini dilengkapi tabung bersalut anti *HSA*, perunut ( *antigen* bertanda *I-125* ), larutan standar *HSA* dan larutan pengyangga. Setelah proses farmaka maka jumlah ikatan *antigen* radioaktif-antibodi, yang disebut dengan kadar *albumin* dapat diketahui dengan sistem pendeteksi fungsi ginjal ini. Adapun blok diagramnya dapat dilihat pada Gambar 3. 1.

#### 4. 3. 1. Prosedur Pengujian Pendeteksi Fungsi Ginjal

Pengujian pendeteksi ginjal dengan sampel kit *RIA mikroalbuminuria* dilakukan dengan langkah-langkah sebagai berikut :

- a. Rangkaian dihubungkan sesuai dengan Gambar 3. 1
- b. Kit *Ria albuminiria* disusun sesuai dengan Tabel 4. 8 di bawah ini :

Tabel 4. 8. Susunan Kit Ria Albuminaria

TRA	TRA	NSB	NSB
STD1	STD1	STD2	STD2
STD3	STD3	STD4	STD4
STD5	STD5	SMPL1	SMPL1
SMPL2	SMPL2	SMPL3	SMPL3
SMPL4	SMPL4	SMPL5	SMPL5

- c. Pencacahan dilakukan pada tabung yang kosong sebagai pencacahan background. Pencacahan dilakukan secara duplo
- d. Pencacahan berikutnya dilakukan sesuai dengan urutan Tabel 4.8
- e. Hasil pencacahan diamati di lcd grafik . Grafik tersebut sebagai standar assay untuk sampel-sampel dalam menentukan kadar albumin.

#### 4. 3. 2. Perangkat Lunak Pendeteksi Fungsi Ginjal

Perangkat lunak pada pendeteksi fungsi ginjal ini menggunakan bahasa C. Program bahasa C yang digunakan adalah *software C codevision* sebagai *compiler* pada mikrokontrol *AVR ATmega 8535*. Keluaran perangkat lunak ini berupa tampilan menu di lcd text dan tampilan utama berupa grafik di *lcd* grafik.

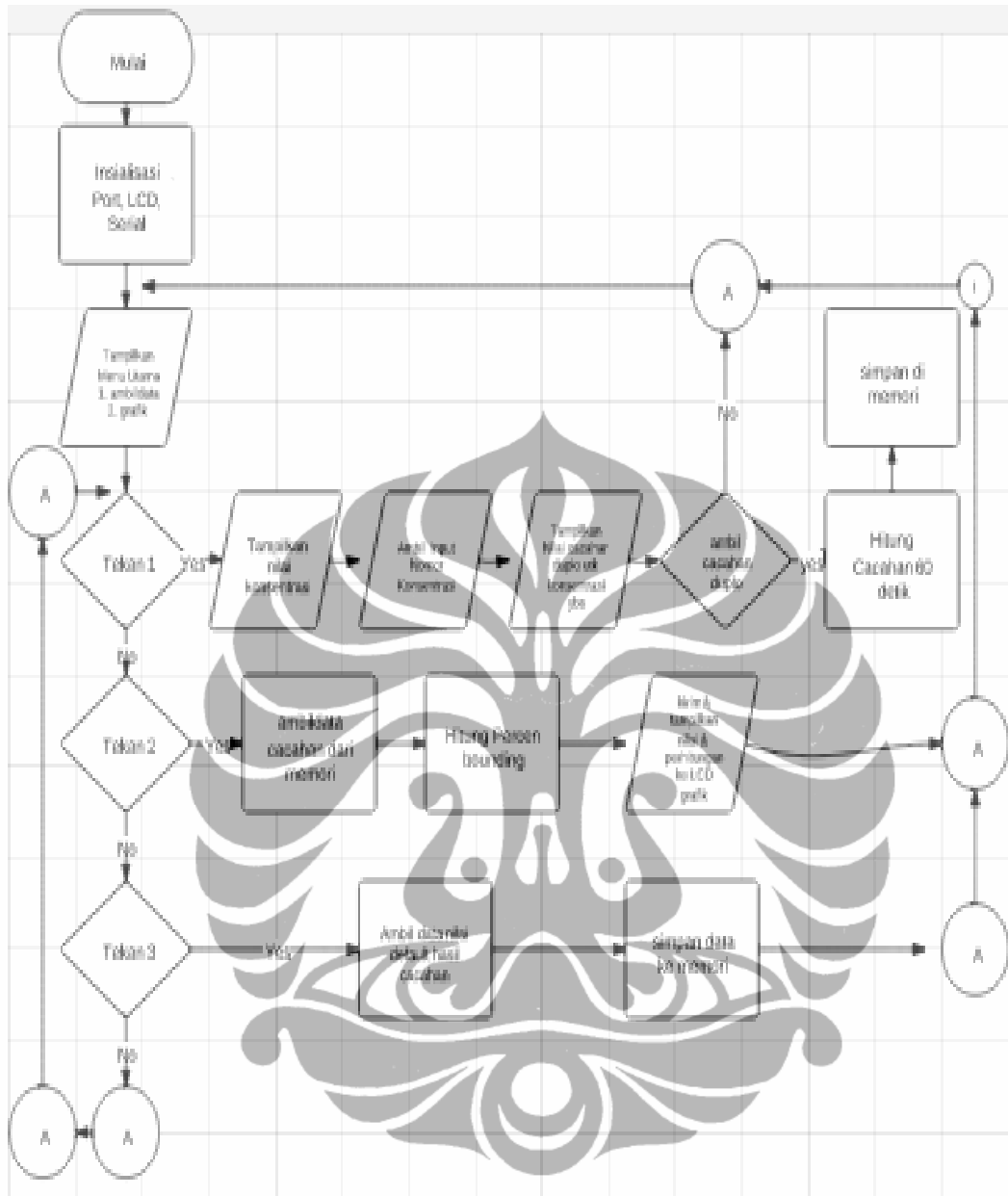
Perangkat lunak dirancang dari pemrosesan pulsa sebagai data. *inputan* pulsa berasal dari sumber *I-125* berupa kit *RIA mikroalbumiria* yang ditangkap oleh detektor *NaI(Tl)* dengan mengubah pulsa listrik menjadi pulsa cahaya oleh *PMT* detektor tersebut. Pulsa tersebut dikuatkan oleh penguat linear dan dipilah oleh pengolah sinyal. Pemilihan dari pengolah sinyal berupa pulsa *TTL* yang menjadi *inputan* bagi mikrokontrol. Mikrokontrol dalam hal ini berfungsi pengolah data sebagai penghitung pulsa. Hitungan pulsa tersebut ditampilkan berupa grafik pada *LCD* grafik.

##### 4. 3. 2. 1. Diagram Alir Pendeteksi Fungsi Ginjal

Diagram alir pendeteksi fungsi ginjal dilakukan dengan menginsialisasi parameter-parameter yang berlaku pada program tersebut.

Diagram alir pendeteksi fungsi ginjal dapat dilihat pada Gambar 4. 17 :





Gambar 4. 17. Diagram Alir Pendeteksi Fungsi Ginjal

#### 4. 3. 2. 2. Inisialisasi Program

##### A. Inisialisasi Port I/O

// Input/Output Ports initialization

// Port A initialization

// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In  
Func0=In

// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T State0=T

PORTA=0x00;

```

DDRA=0x00;
// Port B initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T State0=T
PORTB=0x00;
DDRB=0x00;
// Port C initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=Out Func2=Out Func1=Out
Func0=Out
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=0 State2=0 State1=0 State0=0
PORTC=0x00;
DDRC=0x0F;
// Port D initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T State0=T
PORTD=0x00;
DDRD=0x00;

```

**B. Inisialisasi Timer Counter**

```

/ Timer/Counter 1 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer1 Stopped
// Mode: Normal top=0xFFFF
// OC1A output: Discon.
// OC1B output: Discon.
// Noise Canceler: Off
// Input Capture on Falling Edge
// Timer1 Overflow Interrupt: Off
// Input Capture Interrupt: Off
// Compare A Match Interrupt: Off
// Compare B Match Interrupt: Off

```

```
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x00;
TCNT1H=0x00;
TCNT1L=0x00;
ICR1H=0x00;
ICR1L=0x00;
OCR1AH=0x00;
OCR1AL=0x00;
OCR1BH=0x00;
OCR1BL=0x00;
```

### *C. Inisialisasi Usart*

```
// USART initialization
// Communication Parameters: 8 Data, 1 Stop, No Parity
// USART Receiver: On
// USART Transmitter: On
// USART Mode: Asynchronous
// USART Baud Rate: 9600
UCSRA=0x00;
UCSRB=0x18;
UCSRC=0x86;
UBRRH=0x00;
UBRRL=0x47;
```

### *D. Inisialisasi LCD*

```
// Alphanumeric LCD initialization
// Connections specified in the
// Project|Configure|C Compiler|Libraries|Alphanumeric LCD menu:
// RS - PORTA Bit 0
// RD - PORTA Bit 1
// EN - PORTA Bit 2
// D4 - PORTA Bit 4
// D5 - PORTA Bit 5
// D6 - PORTA Bit 6
```

```

// D7 - PORTA Bit 7
// Characters/line: 8
lcd_init(8);
E. Inisialisasi ADDA
void InitADDA (unsigned char addr, unsigned char mode)
{
  InitDone=0;
  ChkMC(mode);
  if (MCOk==1)
  {
    ADDACB=mode;
    ADDACB<<=4;
    ADDACB|=Channel;
    if (AutoInc==1) ADDACB|=((1<<6)|(1<<2)); //Set bit ke 2 dan ke 6
    if (OutputEnb==1) ADDACB|=(1<<6);
    addr<<=1;
    addr&=0x0E; //0b0000XXXX0
    addr|=0x90; //0b1001XXXX0
    i2c_start();
    FACK=i2c_write(addr);
    if (FACK==1)
    {
      FACK=i2c_write(ADDACB);
      if (FACK==1) InitDone=1;
    }
    i2c_stop();
  }
}

```

#### 4. 3. 2. 3. Pengolahan Data dan Analisa

Setelah diperoleh data cacahan, maka untuk mendapatkan nilai kadar zat yang ingin ditentukan, yaitu kadar *albumin*. serta untuk mengetahui keandalan hasil, maka data harus diolah sehingga didapatkan kurva standard. Penentuan kadar

albumin dalam sampel dapat diketahui dengan cara interpolasi pada kurva standar. Kurva standar hanya digunakan pada waktu *assay* yang sama antara sampel dengan standar. Pengolahan data diatas digunakan untuk menghitung *percentage non spesifik binding (% NSB)* dan *percentage maximum binding (% B/T)*. Dari setiap seri variasi komposisi dan kondisi dipilih *% B/T* tertinggi dan *% NSB* terendah yang selanjutnya digunakan dalam seri variasi komposisi untuk kondisi berikutnya. Dari hasil pengujian diperoleh data seperti Tabel 4. 9 di bawah ini

Tabel 4. 9. Data Hasil Pengujian Pendeteksi Fungsi Ginjal

NO TABUNG	TABUNG	CACAH /60 detik	Konsentrasi( $\mu\text{g/ml}$ )
1	BACKGROUND	15	-
2	BACKGROUND	14	-
3	TRA	31832	-
4	TRA	31568	-
5	NSB	355	0
6	NSB	334	0
7	STD1	1972	8.2
8	STD1	1970	8.2
9	STD2	1135	29
10	STD2	1130	29
11	STD3	970	58
12	STD3	975	58
13	STD4	493	110
14	STD4	500	110
15	STD5	355	230
16	STD5	350	230
17	SAMPEL1	317	-
18	SAMPEL1	316	-
19	SAMPEL2	468	-
20	SAMPEL2	464	-
21	SAMPEL3	768	-
22	SAMPEL3	765	-
23	SAMPEL4	1004	-
24	SAMPEL4	993	-
25	SAMPEL5	1148	-
26	SAMPEL5	1140	-

Penentuan *Non Spesific Binding* ( % *NSB* ) dan *Maximum Binding* ( % *B/T* ) dilakukan dengan rumus persamaan 2. 1 dan persamaan 2.2. sebagai berikut :

$$\%NSB = \frac{\text{cacahanNSB} - BG}{\text{Cacahantotal} - BG} \times 100\%$$

dan

$$\%B / T = \frac{\text{Cacahan} - BG}{\text{Cacahantotal} - BG} \times 100\%$$

Dari data hasil pengujian, nilai %*NSB* terdapat pada konsentrasi cacahan 0, maka besar % *NSB* ditentukan dengan persamaan diatas, yaitu :

$$BG = 15 + 14/2 = 14,5 .$$

Untuk cacahan *NSB* 1 = 355, dan cacahan *NSB* 2 = 354

maka : Crata-rata *NSB* = 344,5.

Sedang dari keseluruhan cacahan standar didapatkan :

Ctot = 4925, sehingga

$$\%NSB = \frac{344.5 - 14.5}{4925 - 14.5} \times 100\%$$

$$\%NSB = 6.72\%$$

Dari hasil perhitungan diatas diperoleh nilai *NSB* sebesar 6,72% maka hasil ini sudah memenuhi syarat pemenuhan cacahan pada kit *RIA*, karena syarat cacahan kit *RIA* yang baik nilai *NSB* nya  $\leq 10\%$ .

Adapun kurva standarnya dapat diketahui dengan menyelesaikan persmaan % *B/T*, yaitu :

$$BG = 15 + 14/2 = 14,5$$

Untuk cacahan standar 1 yang pertama = 1972,

cacahan standar 1 yang kedua = 1970, maka,

Crata-rata standar 1 = 1971.

Sedang dari keseluruhan cacahan standar didapatkan :

Ctot = 4925, sehingga

$$\%B / T = \frac{1971 - 14.5}{4925 - 14.5} \times 100\%$$

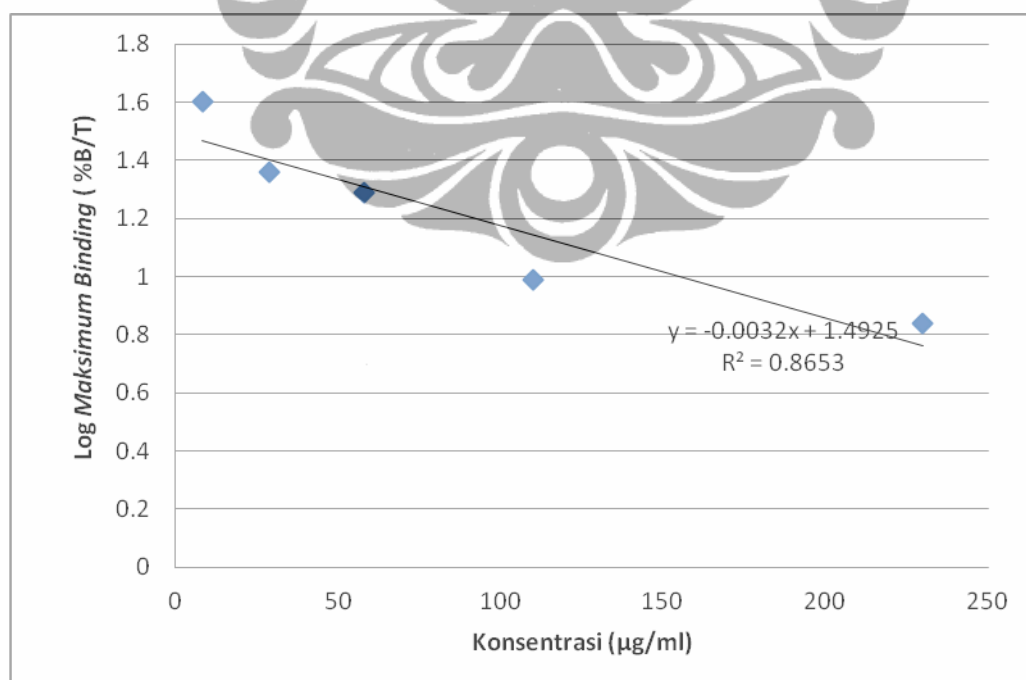
$$\%B / T = 39.84\%$$

Dengan cara yang sama maka diperoleh %B/T masing-masing cacahan standar . Adapun %B/T masing-masing standar dan konsentrasinya dapat dilihat pada Tabel 4. 10 di bawah ini :

Tabel 4. 10. Data Pengolahan % B/T

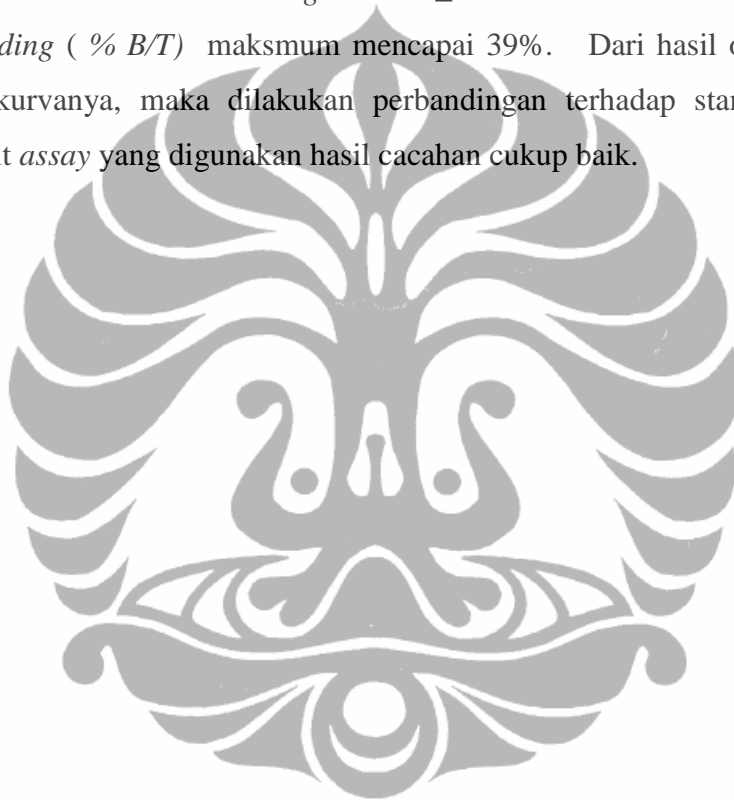
No	Konsentrasi ( $\mu\text{g/ml}$ )	Maximum Binding ( %B/T)	Log %B/T
1	8.20	39.84	1.60
2	29,0	22.77	1.36
3	58,0	19.51	1.29
4	110	9.815	0.99
5	230	6.880	0.84

Dari Tabel diatas maka diperoleh kurva grafik standar sebagai acuan assay dalam menentukan kadar albumin pada urin seorang pasien. Kurva standar ini hanya digunakan pada waktu *assay* yang sama antara standar dengan sampel. Adapun grafik kurva standar dapat dilihat pada Gambar 4. 18 di bawah ini :



Gambar 4. 18. Kurva Standar

Dari grafik kurva kalibrasi standar di atas hubungan konsentrasi standar (mIU/mL) dengan *maximum binding* ( % *B/T* ), menunjukkan bahwa semakin besar nilai konsentrasi standar semakin kecil nilai *maximum binding* ( % *B/T* ) yang dihasilkan pencacahan. Hasil ini menunjukkan bahwa semakin menurun kurva grafik standar maka kalibrasi standar yang didapat adalah baik. Setelah kurva standar didapatkan, selanjutnya diolah masing-masing data sampel untuk *maximum binding* ( % *B/T* ). Syarat pengolahan datanya memenuhi kebutuhan klinis apabila nilai *maximum binding* %*B/T*  $\geq$  30 %. Dan dalam hal ini nilai *maximum binding* ( % *B/T* ) maksimum mencapai 39%. Dari hasil olahan data sampel dan kurvanya, maka dilakukan perbandingan terhadap standar untuk mengetahui kit *assay* yang digunakan hasil cacahan cukup baik.





## BAB 5

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5. 1. Kesimpulan

a. Rancang bangun perangkat pendeteksi fungsi ginjal portabel ini menghasilkan sebuah prototipe dengan spesifikasi sebagai berikut :

Detektor	: NAI(TI) 20 cm, <i>Well type</i>
Media Sample	: tabung reaksi
Waktu Operasi	: 1 <i>counting</i> tiap menit
Isotop	: I-125,
Penguat Awal	: <i>Voltage sensitive</i>
Penguat Linear	
- masukan	: pulsa positif
- penguatan	: 50 kali
Catu daya	
- tegangan rendah	: +5 V, -12 V, dan +12 V
- tegangan tinggi	: 0 – 1200 V
Operating Mode	: AUTOMATIS
Komputer	: Not Book versi USB

b. Detektor yang digunakan memiliki resolusi 7.7 % dengan menggunakan sumber Cs-137, sedangkan resolusi detektor menurut sertifikasi yang dikeluarkan fabrikannya, yaitu oleh Scinti Tech, Inc USA sebesar 8% dengan kalibrasi Cs-137. Adapun efisiensi detektor sebesar 4,5 %

c. Tegangan yang dikeluarkan rancangan *high voltage* dapat diatur dari 0 – 1200 volt.

d. Pulsa yang terbentuk oleh rancangan penguat linear ( *amplifier* ) berupa pulsa *Gaussian* dengan lebar pulsa 5 $\mu$ s.

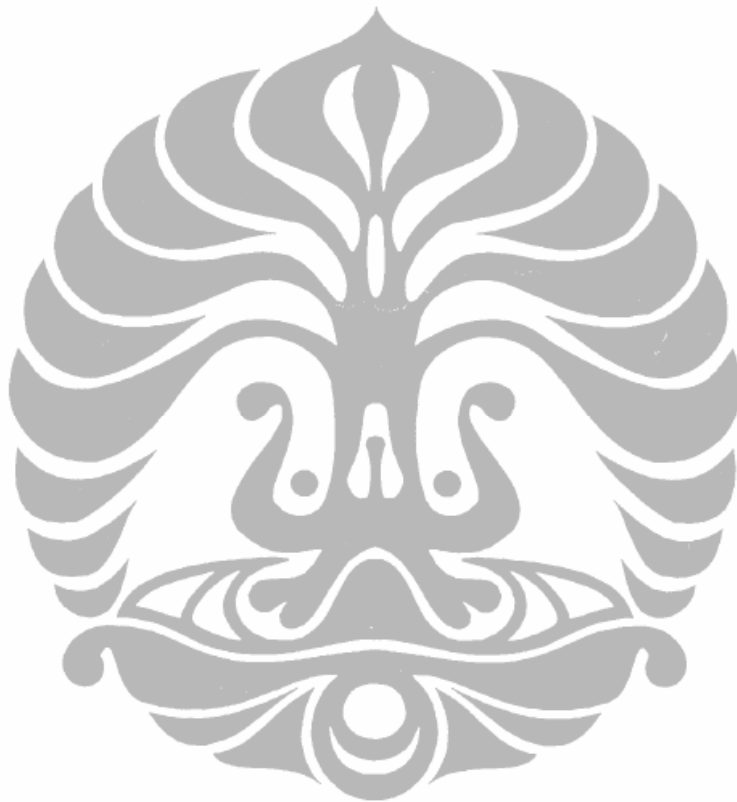
e. Pulsa yang dikeluarkan oleh rancangan *Single Channel Analyzer* berupa pulsa TTL dengan lebar pulsa 0.5  $\mu$ s

f. Hasil cacahan dan pengolahan datanya memenuhi syarat *assay* grafik standar yang menghasilkan % NSB 6,72 % dan % B/T 39, 84. Hal ini dikarenakan

syarat cacahan suatu assay dikatakan baik apabila  $\% \text{ NSB} \leq 10 \%$  dan  $\% \text{ B/T} \geq 30 \%$ .

## 5.2. Saran

Dalam pengembangan ke depan, rancangan perangkat fungsi ginjal portabel ini direkomendasikan untuk diuji pada aplikasi klinis sehingga pada gilirannya dapat dimanfaatkan dirumah sakit rumah sakit kecil.



## DAFTAR REFERENSI

- Wayan, R. ( 1991 ). “ *Teknologi Produksi KIT RIA*”. PPR, BATAN : Diklat  
Produksi Radio isotop,
- Bairi, B.R., Balvinder Singh, N.C., Rathod, P.V., Narurkar ( 1994 ). “ *Hand book of  
Nuclear Medical Instrument*”. New Delhi : Tata McGraw-Hill
- Wayan, R. ( 2004 ). “ *Prinsip Dasar Radioimmunoassay* “. P2RR, BATAN :  
Diklat Pelatihan Radio farmasi
- ScintiTech, Inc. ( 2010 ). ” *Scintillation Assembly based on NaI(Tl) Single crystal*”.  
Shirley, USA
- Bore, J., Merckel, G., Meunier, P. ” *A P MOS Eight-Channel Monolithic  
Instrumentation Amplifier and Signal Processing Circuit*”. Grenoble-Gare,  
France : LET1 Nuclear Center
- IEEE. ( 1996 ). *Standard Test Procedures for Germanium Detectors for Ionizing  
Radiation* “. ANSI/IEEE325)
- Department of Physicsintegrated Laboratory. “ *Gamma-Ray Spectroscopy Using a  
NaI(Tl) Detector*”. University of Guelph
- Yulianti, S.V. ( 2010 ) “ *Pembuatan KIT RIA Mikroalbuminuria untuk Penetapan  
Kadar Albumin dalam Urin dengan Metode Coated Tube* ” . PRR, BATAN
- Sorenson, J., Michael, E.P. (1989). “ *Physics in Nuclear Medicine* “.New York, USA:  
*Grune and Stratton Inc*

Rangkuti, S. ( 2011 ). ”*Mikrokontrol Atmel AVR*” . Informatika, Bandung

Budhy, W. R. ( 2009 ).” *Embedded System Menggunakan Mikrokontrol dan Pemrograman C* “. Yogya : Andi

MIMS Forrest M , “ *A Handbook of Integrated Circuits Applications*” Popular Electronics

Sudiyati, S., Darwati, G., ( 2002 ). “*Pendahuluan Pembuatan Kit RIA Mikroalbuminuria Untuk Pemeriksaan Albuminuria*”. PATIR, Batan : Risalah Pertemuan ilmiah Penelitian dan Pengembangan Aplikasi Isotop dan Radiasi,

Rajan, M.G.R. ( 2003 ). “ *Radioimmunoassay Kit for Urinary Albumin for The Detection and Quantitative Determination of Microalbuminuria*”. IAEA : participant of RAS/6/208

Tecdoc, 363. ( 1986 ) “ *Selected Topics In Nuclear Electronics*”. Vienna, Austria : IAEA

Siregar, R.H. ( 2006 ) “ *Per ekayasa Perangkat RIA*” . PRPN, BATAN : Prosiding Pertemuan Ilmiah Rekayasa Perangkat Nuklir

PAHOR, J. ( 1997 ) “*Nuclear Electronics Laboratory Manual, Analog Electronic Part*”. Slovenia : University of Ljubljana

Parving, H.H., Lewis, J.B., Ravid, M. ( 2006 ).” *Prevalence and risk factors for microalbuminuria in a referred cohort of type II diabetic patients*”. *Kidney Int* : a global perspective

Edwards, R. ( 1985 ).” *Immunoassay an Introduction*”. London : William Heinemann  
Medical Books,

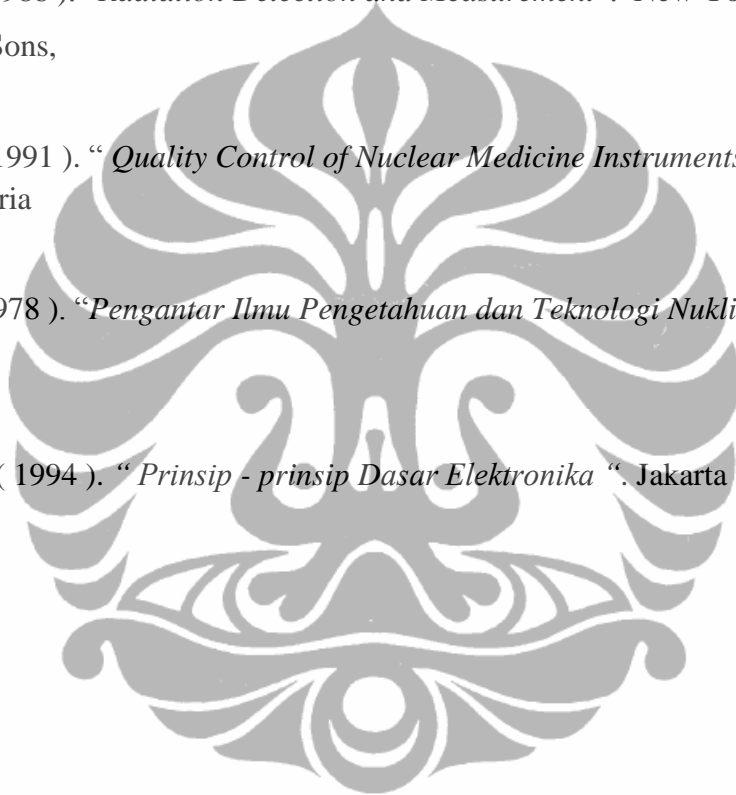
David, R.F. ( 1977 ). “ *Nuclear Medicine Physics, Instrumentation, and Agents*”.  
Saint Louis : The C.V. Mosby Company

Knoll, G. F. ( 1988 ). “*Radiation Detection and Measurement*”. New York : Jhon  
Willey and Sons,

Tecdoc, 602. ( 1991 ). “ *Quality Control of Nuclear Medicine Instruments*”.  
Vienna, Austria

Ridwan, M. ( 1978 ). “*Pengantar Ilmu Pengetahuan dan Teknologi Nuklir* “. Jakarta :  
Batan

Malvino, A.P. ( 1994 ). “ *Prinsip - prinsip Dasar Elektronika* “. Jakarta : Penerbit  
Erlangga



## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

\*\*\*\*\*

This program was produced by the  
CodeWizardAVR V2.05.3 Evaluation  
Automatic Program Generator  
© Copyright 1998-2011 Pavel Haiduc, HP InfoTech s.r.l.  
<http://www.hpinfotech.com>

Project : Tesis

Version :

Date : 5/5/2012

Author : Freeware, for evaluation and  
non-commercial use only

Company : Riswal Hanafi Srg

Comments:

Chip type : ATmega8535  
Program type : Application  
AVR Core Clock frequency: 11.059200 MHz  
Memory model : Small  
External RAM size : 0  
Data Stack size : 128

\*\*\*\*\*/

```
#include <mega8535.h>
#include <stdio.h>
#include <i2c.h>
#include <delay.h>
//I2C Bus Functions
#asm
.equ __i2c_port=0x18 ;PORTB untuk jalur I2C
.equ __sda_bit=0 ;Jalur SDA pada PORTB.0
.equ __scl_bit=1 ;Jalur SCL pada PORTB.1
#endasm
```

## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
// Alphanumeric LCD functions
#include <alcd.h>

// Standard Input/Output functions
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <delay.h>

// Declare your global variables here
#define pindac PINC
#define portdac PORTC

#define pinkey PINB
#define portkey PORTB
char datakey, buffer, i, j, k;
eeprom unsigned int cacahan[12];
unsigned int total, background=15;
unsigned long BT;
char nilai[5];

char get_key(void)
{
    buffer='-';
    portkey=0xFF;
    delay_ms(1);

    portkey.4=0;
    delay_us(1); //untuk memberikan waktu pada mikrokontrolller mencapture
    penekanan
    if (pinkey.0==0) buffer='1';
    else if (pinkey.1==0) buffer='2';
    else if (pinkey.2==0) buffer='3';
```

## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
else if (pinkey.3==0) buffer='A';  
portkey.4=1;
```

```
portkey.5=0;  
delay_us(1);  
if (pinkey.0==0) buffer='4';  
else if (pinkey.1==0) buffer='5';  
else if (pinkey.2==0) buffer='6';  
else if (pinkey.3==0) buffer='B';  
portkey.5=1;
```

```
portkey.6=0;  
delay_us(1);  
if (pinkey.0==0) buffer='7';  
else if (pinkey.1==0) buffer='8';  
else if (pinkey.2==0) buffer='9';  
else if (pinkey.3==0) buffer='C';  
portkey.6=1;
```

```
portkey.7=0;  
delay_us(1);  
if (pinkey.0==0) buffer='*';  
else if (pinkey.1==0) buffer='0';  
else if (pinkey.2==0) buffer='#';  
else if (pinkey.3==0) buffer='D';  
portkey.7=1;
```

```
return buffer;  
}
```

```
void key_up (void)  
{
```



## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
portkey=0x0F;
delay_us(1);
while (pinkey != 0x0F);
delay_ms(10);
}

void main(void)
{
// Declare your local variables here

// Input/Output Ports initialization
// Port A initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T State0=T
PORTA=0x00;
DDRA=0x00;

// Port B initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T State0=T
PORTB=0x00;
DDRB=0x00;

// Port C initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=Out Func2=Out Func1=Out
Func0=Out
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=0 State2=0 State1=0 State0=0
PORTC=0xFF;
DDRC=0xF0;

// Port D initialization
```

## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T State0=T
PORTD=0x00;
DDRD=0x00;

// Timer/Counter 0 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer 0 Stopped
// Mode: Normal top=0xFF
// OC0 output: Disconnected
TCCR0=0x00;
TCNT0=0x00;
OCR0=0x00;

// Timer/Counter 1 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer1 Stopped
// Mode: Normal top=0xFFFF
// OC1A output: Discon.
// OC1B output: Discon.
// Noise Canceler: On
// Input Capture on Falling Edge
// Timer1 Overflow Interrupt: Off
// Input Capture Interrupt: Off
// Compare A Match Interrupt: Off
// Compare B Match Interrupt: Off
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x00;
TCNT1H=0x00;
TCNT1L=0x00;
ICR1H=0x00;
```

## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
ICR1L=0x00;
OCR1AH=0x00;
OCR1AL=0x00;
OCR1BH=0x00;
OCR1BL=0x00;

// Timer/Counter 2 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer2 Stopped
// Mode: Normal top=0xFF
// OC2 output: Disconnected
ASSR=0x00;
TCCR2=0x00;
TCNT2=0x00;
OCR2=0x00;

// External Interrupt(s) initialization
// INT0: Off
// INT1: Off
// INT2: Off
MCUCR=0x00;
MCUCSR=0x00;

// Timer(s)/Counter(s) Interrupt(s) initialization
TIMSK=0x00;

// USART initialization
// Communication Parameters: 8 Data, 1 Stop, No Parity
// USART Receiver: On
// USART Transmitter: On
// USART Mode: Asynchronous
// USART Baud Rate: 9600
```

## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
UCSRA=0x00;
UCSRB=0x18;
UCSRC=0x86;
UBRRH=0x00;
UBRRL=0x47;

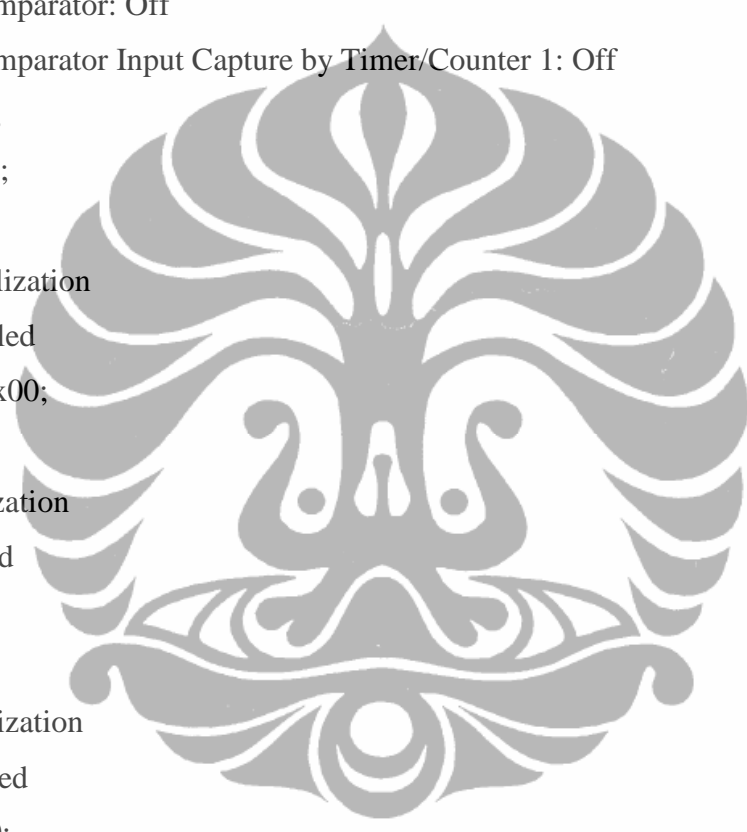
// Analog Comparator initialization
// Analog Comparator: Off
// Analog Comparator Input Capture by Timer/Counter 1: Off
ACSR=0x80;
SFIOR=0x00;

// ADC initialization
// ADC disabled
ADCSRA=0x00;

// SPI initialization
// SPI disabled
SPCR=0x00;

// TWI initialization
// TWI disabled
TWCR=0x00;

// Alphanumeric LCD initialization
// Connections are specified in the
// Project|Configure|C Compiler|Libraries|Alphanumeric LCD menu:
// RS - PORTB Bit 0
// RD - PORTB Bit 1
// EN - PORTB Bit 2
// D4 - PORTB Bit 4
// D5 - PORTB Bit 5
```



## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
// D6 - PORTB Bit 6
// D7 - PORTB Bit 7
// Characters/line: 16
lcd_init(16);
lcd_clear();
lcd_gotoxy(0,0);
lcd_putsf(" ALAT PENCACAH ");
lcd_gotoxy(0,1);
lcd_putsf(" Riswal - BATAN ");
delay_ms(2000);

while (1)
{
// Tampilkan menu utama
lcd_clear();
lcd_gotoxy(0,0);
lcd_putsf("1.Ambil Data");
lcd_gotoxy(0,1);
lcd_putsf("2.Grafik 3.Reset");
//cek penekanan tombol
do {
datakey=get_key();
}
while(datakey!='1' && datakey!='2' && datakey!='3');
key_up();
delay_ms(100);
//Jika 1 ditekan, maka tampilkan nilai-nilai konsentrasi
if(datakey=='1') {
lcd_clear();
lcd_gotoxy(0,0);
lcd_putsf("1=0 2=8,2 3=29");
lcd_gotoxy(0,1);
```

## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
lcd_putsf("4=58 5=110 6=230");
//Ambil input nomor konsentrasi
do {
    datakey=get_key();
}
while(datakey!='1' && datakey!='2' && datakey!='3' && datakey!='4' &&
datakey!='5' && datakey!='6' && datakey!='C');
key_up();
delay_ms(100);
//Jika ditekan antara 1-6 maka tampilkan nilai cacahan 1 dan 2 untuk
konsentrasi ybs
if(datakey<='6') {
    lcd_clear();
    lcd_gotoxy(0,0);
    i=datakey-0x30;
    lcd_putsf("1.Cacahan1=");
    itoa(cacahan[i*2-2],nilai);
    lcd_puts(nilai);
    lcd_gotoxy(0,1);
    lcd_putsf("2.Cacahan2=");
    itoa(cacahan[i*2-1],nilai);
}
void WriteDAC (unsigned char addr, unsigned char data)
{
    unsigned char temp;
    if (InitDone==1) //Inisialisasi ADDA selesai?
    {
        FSRDY=i2c_start(); //Kirim start jika bus i2c free
        if (FSRDY==1) //Jika free maka:
        {
            addr<<=1;
            addr&=0x0E; //0b0000XXX0
            addr|=0x90; //0b1001XXX0
```

## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
    FACK=i2c_write(addr); //Address WRITE
    if (FACK==1)
    {
        temp=ADDACB;
        temp|=(1<<6); //Set bit ke 6
        FACK=i2c_write(temp);
        if (FACK==1) i2c_write(data);
    }
    i2c_stop();
}
}
} data=0;
while(1)
{
    send_hex2ascii(data);
    WriteDAC(Address,data);
    putchar(0x70); //Enter
    putchar(0x120);
    send_hex2ascii(data);
    WriteDAC(Address,data);
    delay_ms(250);
    data++;
}
}

//Jika ditekan 1 atau 2 maka berarti mengambil data cacahan
    lcd_puts(nilai);
    do {
        datakey=get_key();
    }
    while(datakey!='1' && datakey!='2' && datakey!='C');
    key_up();
    delay_ms(100);
```

## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
//proses mengambil data cacahan
if(datakey<='2') {
    lcd_clear();
    lcd_gotoxy(0,0);
    lcd_putsf("Mencacah 60 dtk");
    j=datakey-0x30;
    TCNT1H=0x00;
    TCNT1L=0x00;
    TCCR1B=0x06;
    for(k=0;k<60;k++) { //ganti angka 60 jika lama mencacah ingin
diubah
        delay_ms(1000);
        lcd_gotoxy(7,1);
        itoa(k+1,nilai);
        lcd_puts(nilai);
    }
    TCCR1B=0x00;
    if(TCNT1>2900) TCNT1=0;
    cacahan[(i*2-2)+(j-1)]=TCNT1; //otomatis menyimpan di memori
}
}
}

//Jika di menu utama ditekan tombol 2 maka hitung tottal semua cacahan
else if(datakey=='2') {
    total=0;
    for(i=0;i<12;i++) {
        total=total+cacahan[i];
    }
    putchar('*');
    for(i=0;i<12;i++) {
        BT=(cacahan[i]-background);
        BT=BT*100; //hitung %(B/T)
```



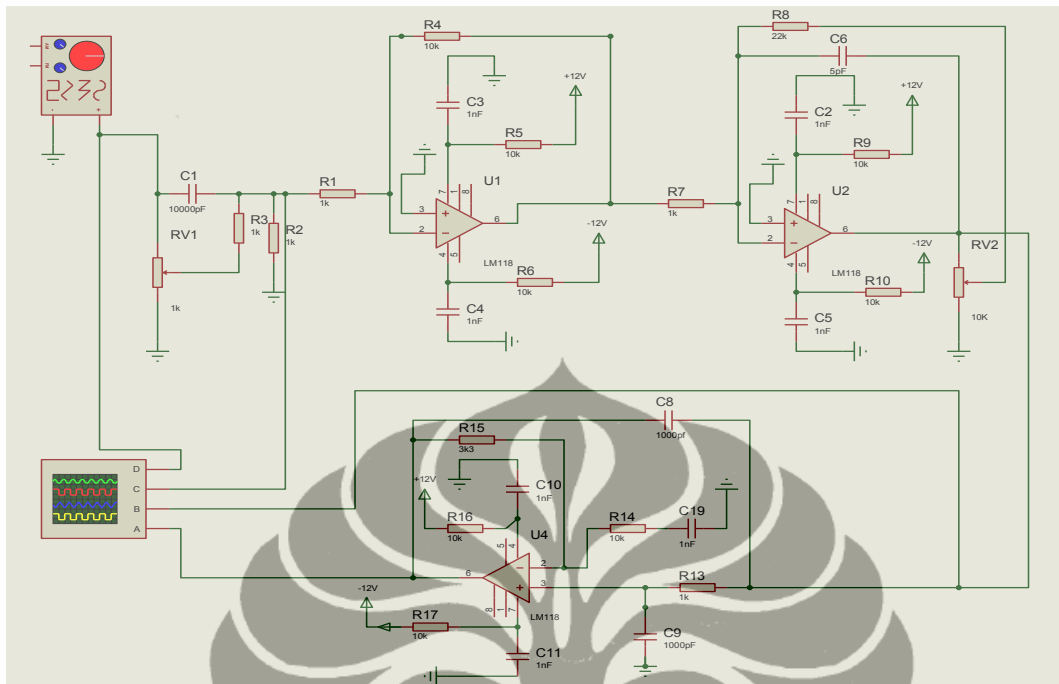
## Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )

```
BT=BT/(total-background);
printf("%u",BT);          //kirim ke serial Grafik Display
putchar(',');
}
}
//Jika di menu utama ditekan tombol 3 (reset)
else if(datakey=='3') {
    cacahan[0]=355;          //masukkan nilai cacahan default hasil
penelitian yang sudah ada
    cacahan[1]=334;
    cacahan[2]=1972;
    cacahan[3]=1970;
    cacahan[4]=1135;
    cacahan[5]=1130;
    cacahan[6]=970;
    cacahan[7]=975;
    cacahan[8]=493;
    cacahan[9]=500;
    cacahan[10]=355;
    cacahan[11]=350;
    lcd_clear();
    lcd_gotoxy(0,0);
    lcd_putsf("Data direset");
    lcd_gotoxy(0,1);
    lcd_putsf("ke nilai default");
    delay_ms(2000);
}
}
}
```

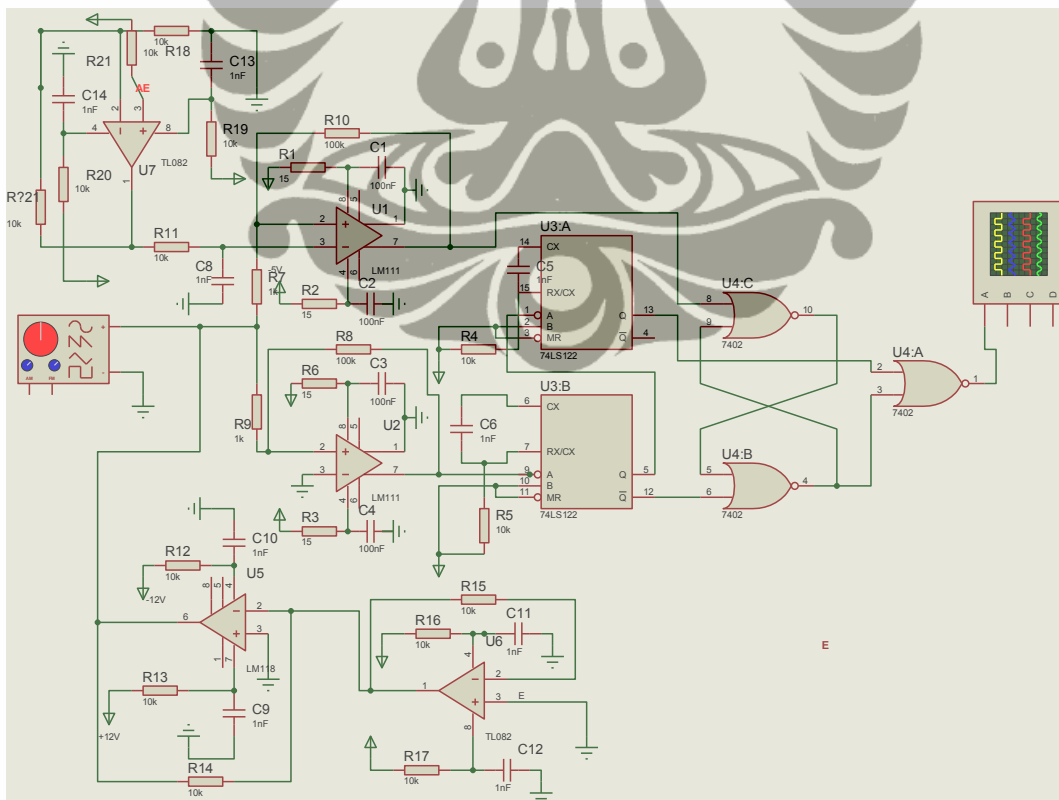
Lampiran 1. Program Fungsi Ginjal ( Lanjutan )



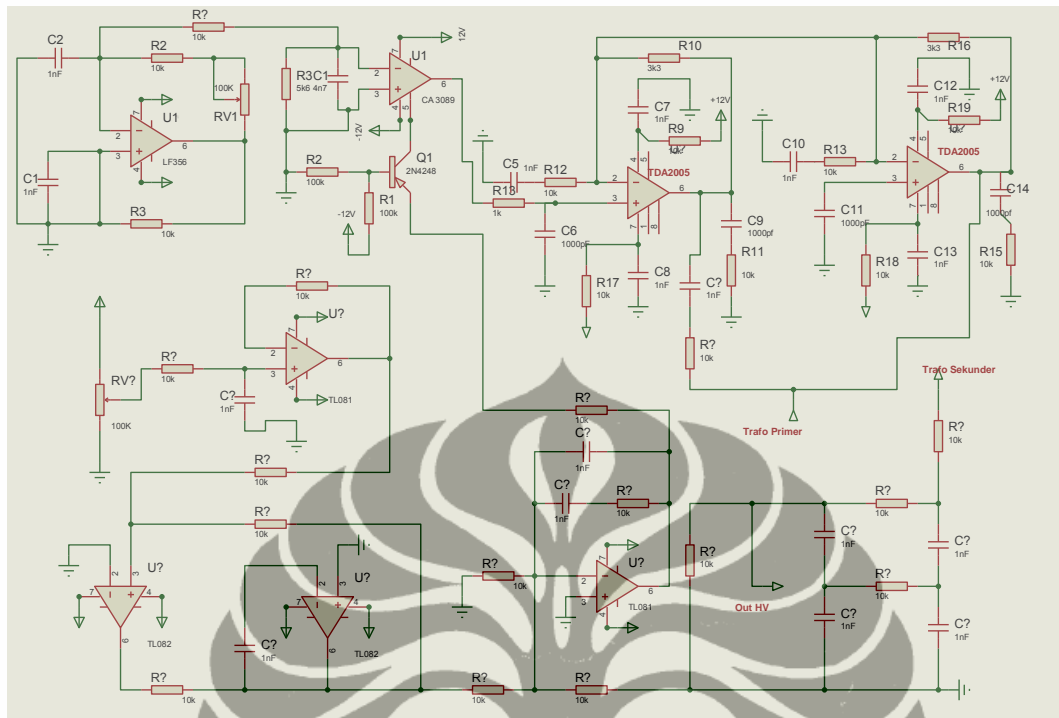
### 1. Rangkaian Penguat Linear



### 2. Rangkaian SCA



3 .Rangkaian High Voltage



**intersil**

**An IC Operational Transconductance Amplifier (OTA) With Power Capability**

**OBSOLETE PRODUCT  
NO RECOMMENDED REPLACEMENT  
Call Central Applications 1-888-INTERSIL  
or email: centapp@intersil.com**

October 2000

AN6077.3

In 1969, the first triple operational transconductance amplifier or OTA was introduced. The wide acceptance of this new circuit concept prompted the development of the single, highly linear operational transconductance amplifier, the CA3080. Because of its extremely linear transconductance characteristics with respect to amplifier bias current, the CA3080 gained wide acceptance as a gain control block. The CA3094 improved on the performance of the CA3080 through the addition of a pair of transistors; these transistors extended the current carrying capability to 300mA, peak. This new device, the CA3094, is useful in an extremely broad range of circuits in consumer and industrial applications; this paper describes only a few of the many consumer applications.

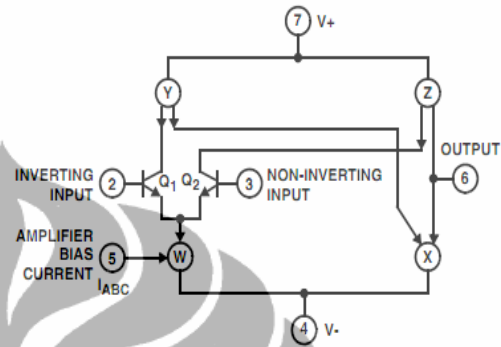


FIGURE 2. CURRENT MIRRORS W, X, Y AND Z USED IN THE OTA

**What Is an OTA?**

The OTA, operational transconductance amplifier, concept is as basic as the transistor; once understood, it will broaden the designer's horizons to new boundaries and make realizable designs that were previously unobtainable. Figure 1 shows an equivalent diagram of the OTA. The differential input circuit is the same as that found on many modern operational amplifiers. The remainder of the OTA is composed of current mirrors as shown in Figure 2. The geometry of these mirrors is such that the current gain is unity. Thus, by highly degenerating the current mirrors, the output current is precisely defined by the differential input amplifier. Figure 3 shows the output current transfer characteristic of the amplifier. The shape of this characteristic remains constant and is independent of supply voltage. Only the maximum current is modified by the bias current.

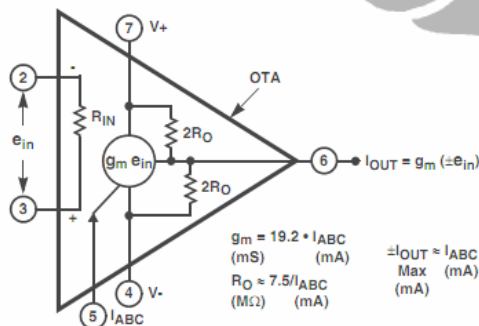
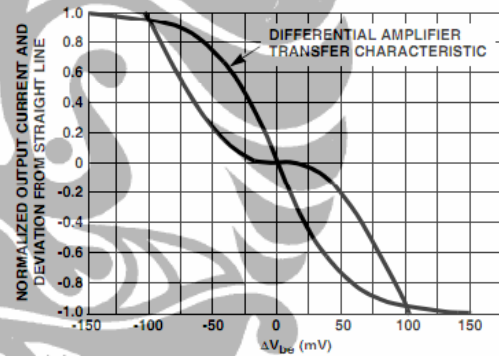
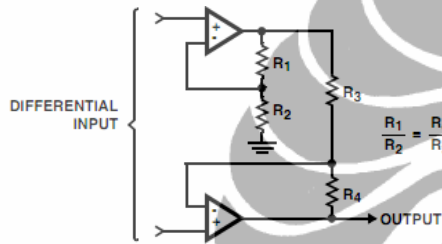
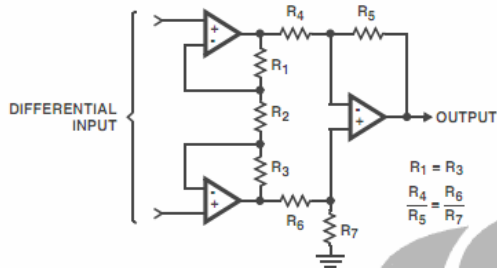
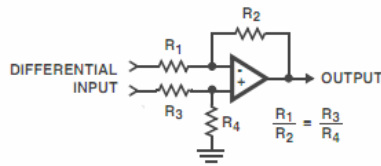


FIGURE 1. EQUIVALENT DIAGRAM OF THE OTA

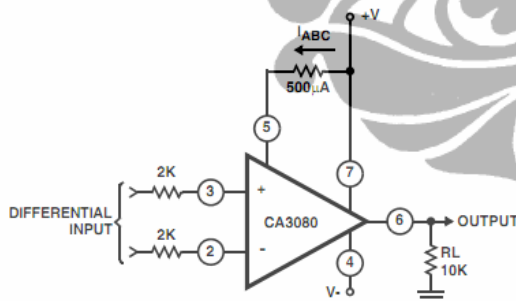
The major controlling factor in the OTA is the input amplifier bias current  $I_{ABC}$ ; as explained in Figure 1, the total output current and  $g_m$  are controlled by this current. In addition, the input bias current, input resistance, total supply current, and output resistance are all proportional to this amplifier bias current. These factors provide the key to the performance of this most flexible device, an idealized differential amplifier, i.e., a circuit in which differential input to single ended output conversion can be realized. With this knowledge of the basics of the OTA, it is possible to explore some of the applications of the device.

**DC Gain Control**

The methods of providing DC gain control functions are numerous. Each has its advantage: simplicity, low cost, high level control, low distortion. Many manufacturers who have nothing better to offer propose the use of a four quadrant



SOME TYPICAL DIFFERENTIAL TO SINGLE ENDED CONVERSION CIRCUITS



$$A = 9m R_L \text{ at } 500\mu A, I_{ABC}$$

$$9m \approx 10mS.$$

$$\therefore A = 10mS \times 10K = 100.$$

FIGURE A DIFFERENTIAL TO SINGLE ENDED CONVERSION CIRCUIT WITHOUT PRECISION RESISTORS

### The CA3094

The CA3094 offers a unique combination of characteristics that suit it ideally for use as a programmable gain block for audio power amplifiers. It is a transconductance amplifier in which gain and open-loop bandwidth can be controlled between wide limits. The device has a large reserve of output-current capability, and breakdown and power dissipation ratings sufficiently high to allow it to drive a complementary pair of transistors. For example, a 12W power amplifier stage (8Ω load) can be driven with peak currents of 35mA (assuming a minimum output transistor beta of 50) and supply voltages of ±18V. In this application, the CA3094A is operated substantially below its supply voltage rating of 44V max. and its dissipation rating of 1.6W max. Also in this application, a high value of open-loop gain suggests the possibility of precise adjustment of frequency response characteristics by adjustment of impedances in the feedback networks.

### Implicit Tone Controls

In addition to low distortion, the large amount of loop gain and flexibility of feedback arrangements available when using the CA3094 make it possible to incorporate the tone controls into the feedback network that surrounds the entire amplifier system. Consider the gain requirements of a phonograph playback system that uses a typical high quality magnetic cartridge[3]. A desirable system gain would result in from 2W to 5W of output at a recorded velocity of 1cm/s. Magnetic pickups have outputs typically ranging from 4mV to 10mV at 5cm/s. To get the desired output, the total system needs about 72dB of voltage gain at the reference frequency.

Figure 13 is a block diagram of a system that uses a passive or "losser" type of tone control circuit that is inserted ahead of the gain control. Figure 13 shows a system in which the tone controls are implicit in the feedback circuits of the power amplifier. Both systems assume the same noise input voltage at the equalizer and main-amplifier inputs. The feedback system shows a small improvement (3.8dB) in signal-to-noise ratio at maximum gain but a dramatic improvement (20dB) at the zero gain position. For purposes of comparison, the assumption is made that the tone controls are set "flat" in both cases.

### Cost Advantages

In addition to the savings resulting from reduced parts count and circuit size, the use of the CA3094 leads to further savings in the power supply system. Typical values of power supply rejection and common-mode rejection are 90dB and 100dB, respectively. An amplifier with 40dB of gain and 90dB of power supply rejection would require 316mV of power supply ripple to produce 1mV of hum at the output. Thus, no further filtering is required other than that given by the energy

# TDA2005

## 20W BRIDGE AMPLIFIER FOR CAR RADIO

**High output power :**  $P_O = 10 + 10 W@R_L = 2\Omega$ ,  $d = 10\%$  ;  $P_O = 20W@R_L = 4\Omega$ ,  $d = 1\%$ .

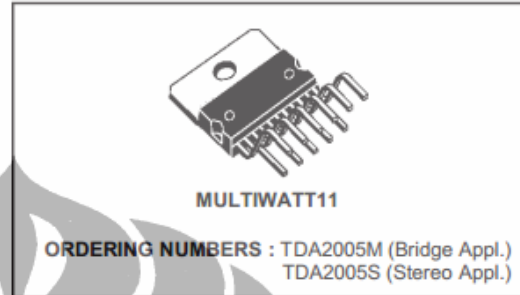
**High reliability** of the chip and package with additional complete safety during operation thanks to protection against :

- OUTPUT DC AND AC SHORT CIRCUIT TO GROUND
- OVERRATING CHIP TEMPERATURE
- LOAD DUMP VOLTAGE SURGE
- FORTUITOUS OPEN GROUND
- VERY INDUCTIVE LOADS

**Flexibility in use :** bridge or stereo booster amplifiers with or without bootstrap and with programmable gain and bandwidth.

**Space and cost saving :** very low number of external components, very simple mounting system with no electrical isolation between the package and the heatsink (one screw only).

In addition, the circuit offers **loudspeaker protection** during short circuit for one wire to ground.



### DESCRIPTION

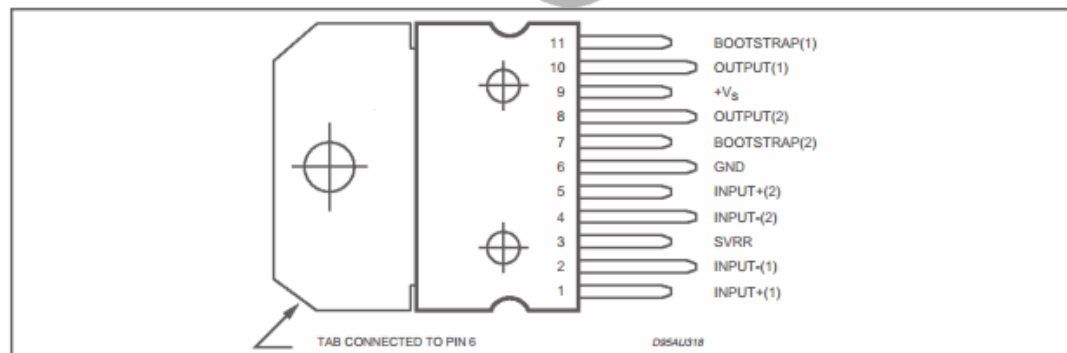
The TDA2005 is class B dual audio power amplifier in MULTIWATT® package specifically designed for car radio application : **power booster amplifiers** are easily designed using this device that provides a high current capability (up to 3.5 A) and that can drive very low impedance loads (down to 1.6Ω in

### ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
$V_s$	Operating Supply Voltage	18	V
$V_s$	DC Supply Voltage	28	V
$V_s$	Peak Supply Voltage (for 50 ms)	40	V
$I_o$ (*)	Output Peak Current (non repetitive $t = 0.1$ ms)	4.5	A
$I_o$ (*)	Output Peak Current (repetitive $f \geq 10$ Hz)	3.5	A
$P_{tot}$	Power Dissipation at $T_{case} = 60$ °C	30	W
$T_{stg}, T_j$	Storage and Junction Temperature	- 40 to 150	°C

(\*) The max. output current is internally limited.

### PIN CONNECTION







## LM118/LM218/LM318 Operational Amplifiers

### General Description

The LM118 series are precision high speed operational amplifiers designed for applications requiring wide bandwidth and high slew rate. They feature a factor of ten increase in speed over general purpose devices without sacrificing DC performance.

The LM118 series has internal unity gain frequency compensation. This considerably simplifies its application since no external components are necessary for operation. However, unlike most internally compensated amplifiers, external frequency compensation may be added for optimum performance. For inverting applications, feedforward compensation will boost the slew rate to over 150V/ $\mu$ s and almost double the bandwidth. Overcompensation can be used with the amplifier for greater stability when maximum bandwidth is not needed. Further, a single capacitor can be added to reduce the 0.1% settling time to under 1  $\mu$ s.

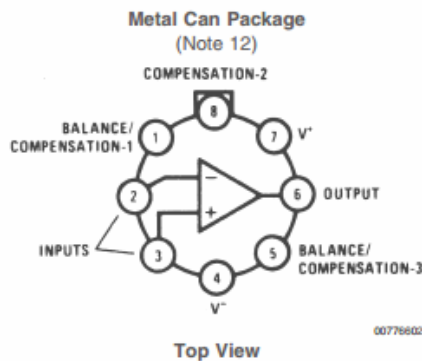
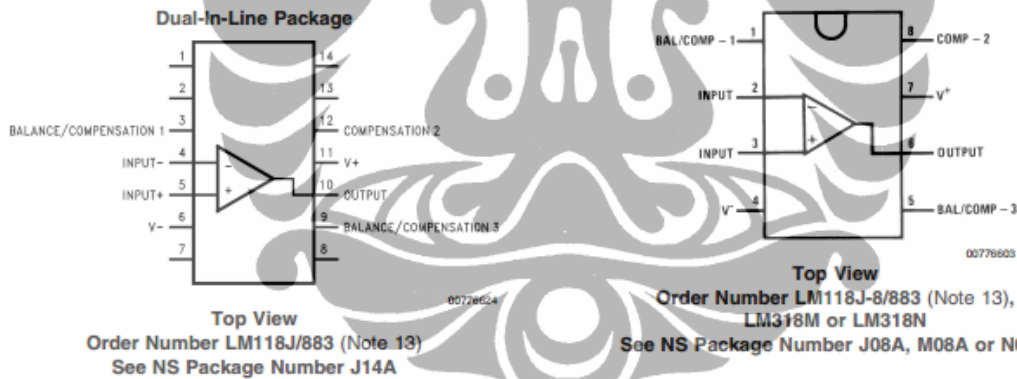
The high speed and fast settling time of these op amps make them useful in A/D converters, oscillators, active filters,

sample and hold circuits, or general purpose amplifiers. These devices are easy to apply and offer an order of magnitude better AC performance than industry standards such as the LM709.

The LM218 is identical to the LM118 except that the LM218 has its performance specified over a  $-25^{\circ}\text{C}$  to  $+85^{\circ}\text{C}$  temperature range. The LM318 is specified from  $0^{\circ}\text{C}$  to  $+70^{\circ}\text{C}$ .

### Features

- 15 MHz small signal bandwidth
- Guaranteed 50V/ $\mu$ s slew rate
- Maximum bias current of 250 nA
- Operates from supplies of  $\pm 5\text{V}$  to  $\pm 20\text{V}$
- Internal frequency compensation
- Input and output overload protected
- Pin compatible with general purpose op amps



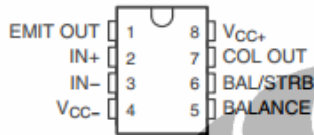


## LM111, LM211, LM311 DIFFERENTIAL COMPARATORS WITH STROBES

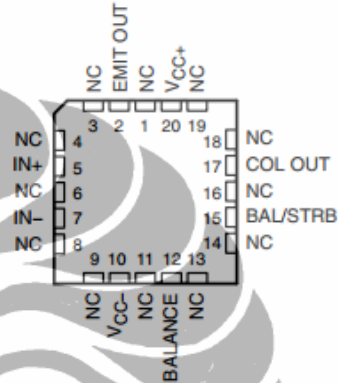
SLCS007H - SEPTEMBER 1973 - REVISED AUGUST 2003

- **Fast Response Times**
- **Strobe Capability**
- **Maximum Input Bias Current . . . 300 nA**
- **Maximum Input Offset Current . . . 70 nA**
- **Can Operate From Single 5-V Supply**
- **Available in Q-Temp Automotive**
  - High-Reliability Automotive Applications
  - Configuration Control/Print Support
  - Qualification to Automotive Standards

LM111 . . . JG PACKAGE  
LM211 . . . D, P, OR PW PACKAGE  
LM311 . . . D, P, PS, OR PW PACKAGE  
(TOP VIEW)



LM111 . . . FK PACKAGE  
(TOP VIEW)



### description/ordering information

The LM111, LM211, and LM311 are single high-speed voltage comparators. These devices are designed to operate from a wide range of power-supply voltages, including  $\pm 15$ -V supplies for operational amplifiers and 5-V supplies for logic systems. The output levels are compatible with most TTL and MOS circuits. These comparators are capable of driving lamps or relays and switching voltages up to 50 V at 50 mA. All inputs and outputs can be isolated from system ground. The outputs can drive loads referenced to ground,  $V_{CC+}$  or  $V_{CC-}$ . Offset balancing and strobe capabilities are available, and the outputs can be wire-OR connected. If the strobe is low, the output is in the off state, regardless of the differential input.

### APPLICATION INFORMATION

Figure 11 through Figure 29 show various applications for the LM111, LM211, and LM311 comparators.

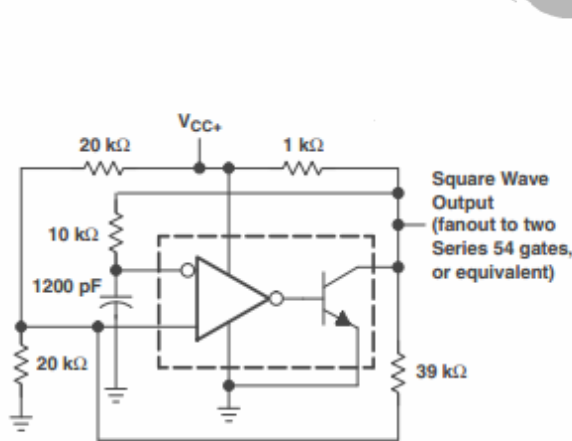


Figure 11. 100-kHz Free-Running Multivibrator

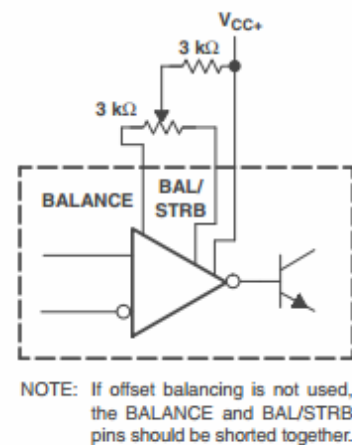


Figure 12. Offset Balancing



## LF155/LF156/LF256/LF257/LF355/LF356/LF357 JFET Input Operational Amplifiers

### General Description

These are the first monolithic JFET input operational amplifiers to incorporate well matched, high voltage JFETs on the same chip with standard bipolar transistors (BI-FET™ Technology). These amplifiers feature low input bias and offset currents/low offset voltage and offset voltage drift, coupled with offset adjust which does not degrade drift or common-mode rejection. The devices are also designed for high slew rate, wide bandwidth, extremely fast settling time, low voltage and current noise and a low 1/f noise corner.

- Logarithmic amplifiers
- Photocell amplifiers
- Sample and Hold circuits

### Common Features

- Low input bias current: 30pA
- Low Input Offset Current: 3pA
- High input impedance:  $10^{12}\Omega$
- Low input noise current:  $0.01 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
- High common-mode rejection ratio: 100 dB
- Large dc voltage gain: 106 dB

### Features

#### Advantages

- Replace expensive hybrid and module FET op amps
- Rugged JFETs allow blow-out free handling compared with MOSFET input devices
- Excellent for low noise applications using either high or low source impedance—very low 1/f corner
- Offset adjust does not degrade drift or common-mode rejection as in most monolithic amplifiers
- New output stage allows use of large capacitive loads (5,000 pF) without stability problems
- Internal compensation and large differential input voltage capability

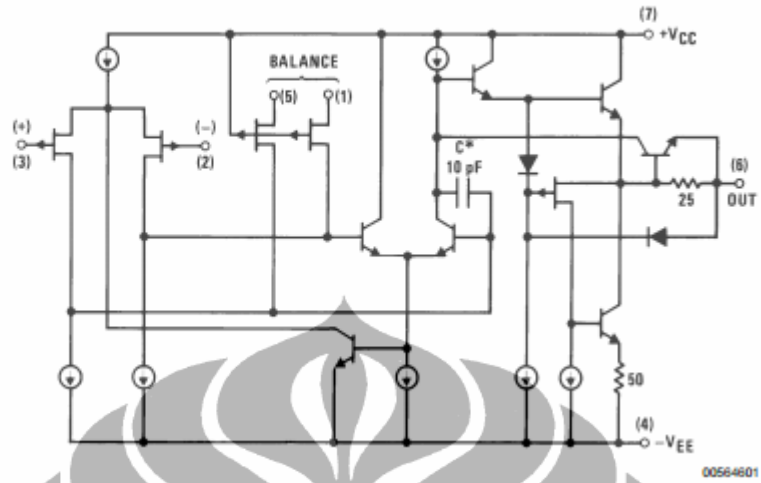
#### Applications

- Precision high speed integrators
- Fast D/A and A/D converters
- High impedance buffers
- Wideband, low noise, low drift amplifiers

### Uncommon Features

	LF155/ LF355	LF156/ LF256/ LF356	LF257/ LF357 ( $A_{v0}=5$ )	Units
■ Extremely fast settling time to 0.01%	4	1.5	1.5	$\mu\text{s}$
■ Fast slew rate	5	12	50	V/ $\mu\text{s}$
■ Wide gain bandwidth	2.5	5	20	MHz
■ Low input noise voltage	20	12	12	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$

### Simplified Schematic



## Features

- High-performance, Low-power AVR<sup>®</sup> 8-bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
  - 130 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 x 8 General Purpose Working Registers
  - Fully Static Operation
  - Up to 16 MIPS Throughput at 16 MHz
  - On-chip 2-cycle Multiplier
- Nonvolatile Program and Data Memories
  - 8K Bytes of In-System Self-Programmable Flash  
Endurance: 10,000 Write/Erase Cycles
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits  
In-System Programming by On-chip Boot Program  
True Read-While-Write Operation
  - 512 Bytes EEPROM  
Endurance: 100,000 Write/Erase Cycles
  - 512 Bytes Internal SRAM
  - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
  - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescalers and Compare Modes
  - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
  - Real Time Counter with Separate Oscillator
  - Four PWM Channels
  - 8-channel, 10-bit ADC
    - 8 Single-ended Channels
    - 7 Differential Channels for TQFP Package Only
    - 2 Differential Channels with Programmable Gain at 1x, 10x, or 200x for TQFP Package Only
  - Byte-oriented Two-wire Serial Interface
  - Programmable Serial USART
  - Master/Slave SPI Serial Interface
  - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
  - On-chip Analog Comparator
- Special Microcontroller Features
  - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
  - Internal Calibrated RC Oscillator
  - External and Internal Interrupt Sources
  - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby and Extended Standby
- I/O and Packages
  - 32 Programmable I/O Lines
  - 40-pin PDIP, 44-lead TQFP, 44-lead PLCC, and 44-pad QFN/MLF
- Operating Voltages
  - 2.7 - 5.5V for ATmega8535L
  - 4.5 - 5.5V for ATmega8535
- Speed Grades
  - 0 - 8 MHz for ATmega8535L
  - 0 - 16 MHz for ATmega8535



**8-bit AVR<sup>®</sup>**  
**Microcontroller**  
**with 8K Bytes**  
**In-System**  
**Programmable**  
**Flash**

**ATmega8535**  
**ATmega8535L**

## Pin Configurations

Figure 1. Pinout ATmega8535

