

LAPORAN PROJEK

ELEKTROKARDIOGRAM - LEAD FAIL DETECTION (HARDWARE)

NEOH TZE WEI  
TAN HUOY NEE

JABATAN KEJURUTERAAN ELEKTRIK

POLITEKNIK SULTAN SALAHUDDIN ABDUL AZIZ SHAH

SESI PERTAMA 2002

LAPORAN PROJEK

ELEKTROKARDIOGRAM  
-LEAD FAIL DETECTION  
(HARDWARE)

KUMPULAN 2

NEOH TZE WEI 012DEU00  
TAN HUOY NEE 007DEU00

Laporan ini dikemukakan kepada :

JABATAN KEJURUTERAAN ELEKTRIK

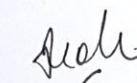
POLITEKNIK SULTAN SALAHUDDIN ABDUL AZIZ SHAH

Sebagai Memenuhi Sebahagian Daripada Syarat  
Kursus Diploma Elektronik Perubatan

## **PERAKUAN**

Dengan ini kami membuat perakuan bahawa laporan ini adalah hasil usaha kami sendiri kecuali bahagian-bahagian yang dilampirkan dari sumber-sumber yang dinyatakan sahaja.

Disediakan oleh;



NEOH TZE WEI 012DEU00

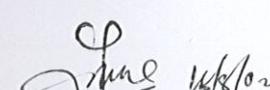
10 Ogos 2002



TAN HUOY NEE 007DEU00

10 Ogos 2002

Disemak oleh;



En. Zuruwanas  
En. En Mohd. Safari  
En. Abu Bakar

## PENGANTAR

Untuk mendukung dan memfasilitasi pelaksanaan program kerja  
dalam rangka peningkatan kualitas pendidikan di sekolah dasar  
dan menengah pertama di Kabupaten Lamongan.

Menurut hasil survei yang dilakukan oleh Dinas Kependidikan dan  
Kebudayaan Provinsi Jawa Timur pada tahun pelajaran 2018/2019  
menunjukkan bahwa masih banyak sekolah di Kabupaten Lamongan  
yang belum mencapai standart mutu pendidikan.

Untuk mendukung dan memfasilitasi pelaksanaan program kerja  
dalam rangka peningkatan kualitas pendidikan di sekolah dasar  
dan menengah pertama di Kabupaten Lamongan.

SOPN.000.001

PERUBAHAN SISTEM PENGETAHUAN DAN KONSEP

PERENCANAAN DAN KEGIATAN PEMERINTAHAN

Teristimewa buat keluarga kami serta semua Pensyarah PSA

## PENGHARGAAN

Kami amat bersyukur kerana dapat menyiapkan laporan ini dengan berjaya. Bersyukur saya pada Tuhan yang memberkati saya sepanjang usaha pencarian maklumat.

Disini saya ingin mengucapkan ribuan terima kasih kepada pensyarah subjek ini iaitu En Zunuwanas, En Mohd Safari dan En Abu Bakar kerana sanggup memberi tunjuk ajar kepada kumpulan kami. Banyak idea-idea yang diberi oleh beliau, telah melicinkan usaha untuk mencari maklumat. Sokongan mereka adalah sangat penting.

Sepanjang dua semester ini, kami telah dapat memenuhi ilmu pengetahuan kami dalam penghasilan litar. Secara tidak langsungnya, praktikal ini telah meluaskan pengetahuan saya, terutamanya terhadap pengenalan terhadap komponen elektronik . Oleh itu, kami ingin mengucapkan ribuan terima kasih kepada semua penyelia projek juga.

kami juga ingin menujukan ucapan penghargaan ini kepada semua rakan-rakan kami kerana sudi meluangkan masa dalam memberikan penjelasan dan bantuan kepada kami.

Untuk akhirnya, kami mohon maaf jika terdapat kegagalan pentadbiran elektronik ECG dengan pemukiman kita. Oleh itu, dalam projek ini, kami ingin menghargai setiap usaha yang berjaya untuk membantu masalah ini. Litar ini akan dinaiktarikh dalam amandemen.

Sekian Terima Kasih.

## Abstrak

Salah satu syarat untuk mendapatkan keputusan lulus penuh dalam semester 5 dan semester 6 dalam kursus Diploma Kejuruteraan Elektronik Perubatan adalah dengan syarat melaksanakan satu projek. Projek ini adalah bermata kredit 1. Dengan itu, ia telah memainkan peranan yang sangat penting bagi menentukan keputusan peperiksaan seseorang pelajar.

Bagi pelajar kursus ini, iaitu Diploma Kejuruteraan Elektronik Perubatan, pelajar diberikan peluang untuk membuat satu ‘hardware’, perisian atau ‘research’ terhadap sesuatu tajuk, topik atau peralatan elektronik perubatan bagi subjek projek. Bagi semester 5, pelajar-pelajar dikehendak memahami topik yang dikaji dengan lebih teliti.

Dengan ini, kumpulan kami telah memilih untuk menghasilkan ‘hardware’. Laporan kami adalah berkaitan dengan salah satu peralatan elektronik perubatan yang umum dan biasa digunakan dalam hospital hari ini iaitu ECG (elektrokardiograf). Bila dikatakan ECG, biasanya perkataan ini merangkumi skop yang sangat luas. Bagi kumpulan kami, kami ingin mengskopkan pada bahagian Leadnya. Walaupun, penggunaan ECG pada hari ini canggih, tetapi apabila dikaji oleh kumpulan kami, kami dapat ia juga terdapat kelemahannya. Salah satu kelemahannya adalah Mesin ECG ini tidak memberikan sebarang isyarat kepada pengguna jika terdapat kegagalan persentuhan elektrod ECG dengan permukaan kulit. Oleh ini, dalam projek ini, kami ingin menghasilkan satu litar yang bertujuan untuk membasmi masalah ini. Litar ini akan dihasilkan dalam semester 6.

Selain itu, dalam laporan ini kami telah mengumpulkan segala maklumat-maklumat dan teori tentang ECG. Dalam dua semester ini, kerja-kerja utama yang dilakukan oleh kumpulan adalah mencari maklumat terhadap tajuk yang diskop dan menghasilkan litar.

## BAB 0.0 SENARAI KANDUNGAN

### ISI KANDUNGAN

			MUKA SURAT
Muka Depan			i
Perakuan			ii
Dedikasi			iii
Penghargaan			iv
Abstrak			v
Senarai Kandungan			vi
Senarai Jadual			ix
Senarai Rajah			x
Bab 1.0	Latarbelakang		1
	1.1	Amara Kompleks	2
BAB 2.0	Jantung Dan ECG		3
2.1	Biopotensial Dalam Jantung		2
2.2	Pengenalan ECG		7
	2.2.1	Electrocardiograph	7
	2.2.2	Electrocardiography	9
	2.2.3	Electrocardiogram	11
BAB 3.0	Operasi Ion Lead Felt Detector		12
BAB 4.0	Peranti Dan Aksesori ECG		13
3.1	Typical ECG Mesin		17
3.2	Felt Detector		
3.3	Mesin Multichannel		19
3.4	Patient Kabel Komponen		21
3.5	Stress-Test ECG		23
	3.5.1	Elektrod ECG	24
	3.5.2	Pemindahan Ion Elektrod Antara Kulit	27
	3.5.3	Masalah Pelekatan Elektrod	28
	3.5.4	Bufer	29

		<b>BAB</b>	<b>4.0</b>	<b>Teknik-teknik Pelekatan Elektrod</b>	
		4.1		Standard Clinical ECG (12 Lead)	31
		4.2		VCG ( 3 orthogonal Lead )	35
		4.3		Monitoring Lead System	38
		4.4		Cara Melekatkan Elektrod	39
				Operasi Litar Lead Fail Detector	39
		<b>BAB</b>	<b>5.0</b>	<b>Aritma Kardium</b>	
		5.1		Kadar Kardium Normal	40
		5.2		Perentak Tak Normal	40
			5.2.1	Fokus Ektopik Pengujaan	42
			5.2.2	Aritma Atrium	42
			5.2.3	Aritma Ventrikel	44
			5.2.4	Konduksi AV Terpecut	47
				Operasi Mesin Maintenance	47
		<b>BAB</b>	<b>6.0</b>	<b>ECG Mesin Maintenance</b>	
		<b>BAB</b>	<b>7.0</b>	<b>ECG Faults Dan Troubleshooting</b>	
		<b>BAB</b>	<b>8.0</b>	<b>Operasi Litar Lead Fail Detector</b>	
		8.1		Pengenalan	52
		8.2		Skematik Litar Lead Fail Detector	53
		8.3		Komponen	59
		8.4		Fungsi Umum Komponen	60
			8.4.1	Diod IN914	60
			8.4.2	Transistor	62
			8.4.3	IC 741	64
			8.4.4	LED	65
			8.4.5	Buzzer	65





## SENARAI RAJAH

TAJUK	MUKA SURAT
1.1 Pengujian Elektrokardiogram	3
1.2 Sistem Konduksi Pada Jantung	4
1.3 Potensial Membran Nodus SA	4
1.4 Sebaran Aktiviti Elektrik Pada Jantung	6
1.5 Blok ECG	8
1.6 Mekanisme ECG	10
1.7 Kompleks PQRST	13
1.8 Roll-Round ECG Machine	17
1.9 Multi-Channel ECG Machine	20
1.10 Patient Kabel	23
1.11 Elektrod ECG	24
1.12 Strap-on Elektrod	25
1.13 Suction Cup Elektrod	26
1.14 Column Elektrod	27
1.15 Konduksi Ionik Pada Elektrod	30
1.16 Dedawai Unikutub	33
1.17 Persamaan Dedawai Anggota	34
1.18 Teraugmen	34
1.19 ECG Yang Normal Dengan Jantung Dalam Kedudukan Mendatar	34
1.20 Kedudukan Jantung Di Dada	35
1.21 Vektor Kardium	36
1.22 Pelekatan Cara VCG	37
1.23 Vektorografi Pada Individu Dengan Dedawai ECG	37

<b>DAFTAR MATERI</b>	<b>MATERI</b>	<b>PAGE</b>	
1. Pengantar	1.1 Pengantar	1.1	1
2. Elektrod dan Sistem Litar	2.1 Elektrod	2.1	2
	2.2 Sistem Litar	2.2	2
3. Komponen Elektronik	3.1 Komponen Elektronik	3.1	3
	3.2 Kedudukan Komponen	3.2	3
4. Struktur Diod	4.1 Struktur Diod	4.1	4
	4.2 Lengkok Ciri I-V Diod	4.2	4
5. Transistor	5.1 Struktur Transistor	5.1	5
	5.2 Struktur IC 741	5.2	5
6. Bridge Rectifier	6.1 Bridge Rectifier	6.1	6
	6.2 Wein-bridge Oscillator	6.2	6
7. Keadaan Elektrod	7.1 Keadaan Elektrod Disambung	7.1	7
	7.2 Keadaan Elektrok Tidak Sambung	7.2	7
8. Filter	8.1 Penerus	8.1	8
	8.2 Filter	8.2	8
9. Pembahagian Voltan	9.1 Pembahagian Voltan	9.1	9
	9.2 Bahagian Suis Pada Litar	9.2	9
10. Window MiroSim	10.1 Cara Untuk Mendapatkan Komponen	10.1	10
	10.2 Cara Untuk Mendapatkan Elektrod	10.2	10
11. Cara-cara Melekatkan Elektrod	11.1 Cara-cara Melekatkan Elektrod	11.1	11
	11.2 Fibrilasi Ventrikel	11.2	11
12. Konduksi AV Terpecut	12.1 Konduksi AV Terpecut	12.1	12
	12.2 Pengujian Tekanan Stylus	12.2	12
13. Litar Skimatik	13.1 Litar Skimatik	13.1	13
	13.2 PCB Berlapis	13.2	13
14. PCB Litar Lead Fail Detector	14.1 PCB Litar Lead Fail Detector	14.1	14
	14.2 PCB Bekalan Kuasa	14.2	14
15. PCB Projek Litar	15.1 PCB Projek Litar	15.1	15
	15.2 Kedudukan Komponen Bahagian I	15.2	15
16. Kedudukan Komponen Bahagian II	16.1 Kedudukan Komponen Bahagian II	16.1	16
	16.2 Struktur Diod	16.2	16
17. Lengkok Ciri I-V Diod	17.1 Lengkok Ciri I-V Diod	17.1	17
	17.2 Struktur Transistor	17.2	17
18. Struktur IC 741	18.1 Struktur IC 741	18.1	18
	18.2 Bridge Rectifier	18.2	18
19. Wein-bridge Oscillator	19.1 Wein-bridge Oscillator	19.1	19
	19.2 Struktur IC 741	19.2	19
20. Keadaan Elektrod Disambung	20.1 Keadaan Elektrod Disambung	20.1	20
	20.2 Keadaan Elektrok Tidak Sambung	20.2	20
21. Penerus	21.1 Penerus	21.1	21
	21.2 Filter	21.2	21
22. Filter	22.1 Filter	22.1	22
	22.2 Pembahagian Voltan	22.2	22
23. Pembahagian Voltan	23.1 Pembahagian Voltan	23.1	23
	23.2 Bahagian Suis Pada Litar	23.2	23
24. Bahagian Suis Pada Litar	24.1 Bahagian Suis Pada Litar	24.1	24
	24.2 Window MiroSim	24.2	24
25. Window MiroSim	25.1 Window MiroSim	25.1	25
	25.2 Cara Untuk Mendapatkan Komponen	25.2	25
26. Cara Untuk Mendapatkan Elektrod	26.1 Cara Untuk Mendapatkan Elektrod	26.1	26
	26.2 Cara Untuk Mendapatkan Komponen	26.2	26

# BHG I

# TEORI ECG

**BAB 1.0**

**LATAR BELAKANG**

## Bab 1.0 Latar Belakang

Bilakah perkataan ECG ini wujud atau dicipta? Semenjak 1960an, sesuatu peralatan perubatan yang bernama electrocardiogram iaitu ECG telah diperkenalkan dalam bidang perubatan. Ia adalah satu peralatan yang digunakan dalam hospital-hospital. Pada masa itu, penggunaan ECG masih tidak canggih lagi, iaitu mesin yang dicipta mungkin mempunyai ralat yang besar semasa membuat pengukuran biopotensial jantung dan sebagainya.

Sebaliknya, pada zaman sekarang yang pesat dengan perkembangan sains dan teknologi, peralatan ECG ini diubahsuai dengan lebih maju dan canggih lagi. Selain itu, mesin-mesin ECG pada zaman sekarang dapat mengurangkan ketidaktepatan iaitu ralat pengukuran signal-signal dan ia akan dibincangkan dengan terliti selepas ini.

ECG ini adalah suatu alat elektronik yang digunakan untuk mengukur perbezaan potensi biologi yang terbentuk pada jantung. ECG ini juga tidak semestinya khusus kepada bahagian pengukuran biopotensial sahaja, malah ia juga menitik berat pada pengesanan penyakit-penyakit pada bahagian jantung. Ia juga akan dibincang selepas ini.

ECG adalah dibina daripada penyambungan elektrod untuk bahagian-bahagian tertentu dalam badan untuk membawa segala arus dari jantung manusia iaitu arus dalam bentuk ionic kepada arus elektrik yang dikesan dalam amplifier.

ECG yang ideal akan memastikan ia dapat membandingkan pengukuran antara beberapa pesakit dalam masa yang sama. Teknologi ini adalah terkini, kerana mesin ECG pada zaman yang dulu tidak mempunyai teknologi ini lagi.

## **BAB 2.0**

# **JANTUNG DAN ECG**

terdapat pada pasien dengan infeksi akut. Pada pasien dengan infeksi akut yang tidak menimbulkan ECG, ada beberapa faktor yang mempengaruhi terjadinya infeksi akut. Infeksi akut dapat menyebabkan peradangan pada jantung dan pembentukan tromboemboli pada pembuluh darah jantung. Selain itu, infeksi akut juga dapat menyebabkan peradangan pada pembuluh darah jantung.

Pada pasien dengan infeksi akut, jantung akan berfungsi untuk memberikan pasokan oksigen dan nutrisi ke seluruh tubuh. Jantung akan berfungsi untuk memberikan pasokan oksigen dan nutrisi ke seluruh tubuh. Jantung akan berfungsi untuk memberikan pasokan oksigen dan nutrisi ke seluruh tubuh.

Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal. Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal. Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal.

Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal. Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal.

Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal. Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal.

Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal. Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal.

Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal. Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal.

Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal. Infeksi akut dapat menyebabkan jantung berfungsi dengan tidak normal.

## Bab 2.0 Jantung Dan ECG

### 2.1 Biopotensial Dalam Jantung

Aktiviti-aktiviti elektrik dalam jantung adalah berkaitan kepada operasi dengan beberapa jenis peralatan perubatan, ini termasuk mesin ECG, pacemaker dan juga defibrillator. Dengan kandungan elektrik yang kecil, ia dapat menyebabkan organ ini berakhir mengepamkan darah untuk meneruskan nyawa.

Dalam jantung manusia yang mempunyai empat kebuk, nodus SA terletak pada persimpangan vena kava superior dengan atrium kanan. Nodus AV terletak pada bahagian posterior kanan septum intraatrium. Terdapat tiga berkas serat atrium yang mengandungi serat jenis Purkinje dan mengkonduksi impuls daripada nodus SA kepada nodus AV; trek internodus anterior Bachman, bahagian tengah trek internodus Wenckebach, dan trek internodus posterior Thorel. Serat ini memusat dan menyusuk dengan serat pada nodus AV. Nodus AV bersambungan dengan berkas His, yang membentuk cabang berkas kiri di bahagian atas septum interventrikel dan berterusan sebagai cabang berkas kanan. Cabang berkas kiri membahagi kepada fasikel anterior dan fasikel posterior. Cabang dan fasikel ini berterusan secara subendokardium menerusi kedua-dua belah spetum dan bertemu dengan sistem purkinje, apabila seratnya tersebar keseluruh bahagian miokardium ventrikel.

Sistem konduksi tersiri daripada otot kardium terubahsuai yang berjalus, tetapi tidak mempunyai sempadan yang jelas. Ia lebih kaya dengan glikogen dan mempunyai lebih banyak sarkoplasma berbanding dengan serat otot kardium yang lain. Serat otot atrium dipisahkan daripada serat otot ventrikel oleh gelangan tisu berserta, dan biasanya satu-satunya tisu yang terdapat berkonduksi di antara atrium dengan ventrikel ialah berkas His.

## II.2.2 nodus SA dan AV

### a. Nodus SA

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil. Impuls ini akan berlaku pada sel-sel atrium dan ventrikel. Selain itu, serat vagus juga mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel. Selain itu, serat vagus juga mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

serat vagus yang bersifat noradrenergik yang berasal dari nodus AV. Serat vagus ini mampu menghasilkan impuls yang kuat dan stabil pada sel-sel atrium dan ventrikel.

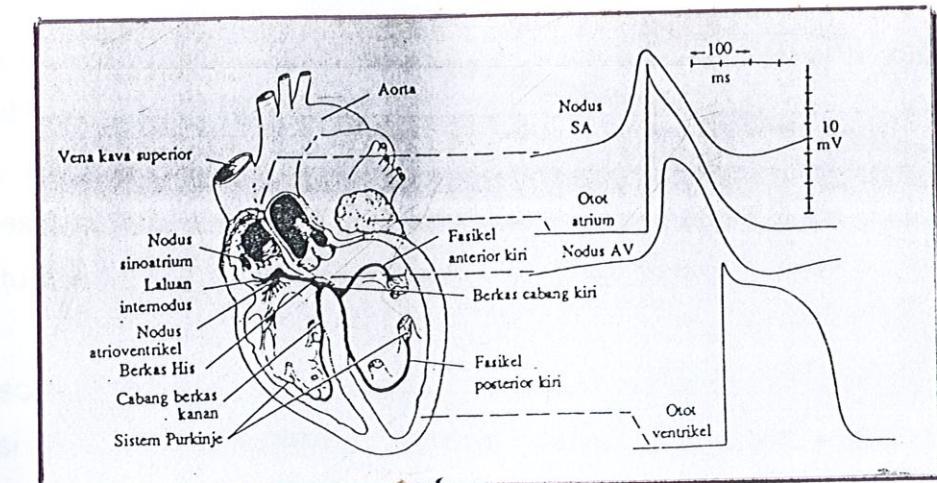
Nodus SA terbentuk daripada struktur di bahagian kanan embrio dan nodus AV daripada struktur di bahagian kirinya. Inilah sebabnya pada orang dewasa, vagus kanannya disebarluaskan hanya kepada nodus SA dan vagus kiri hanya kepada nodus AV. Kedua-dua kawasan ini menerima saraf noradrenergic daripada ganglion simpetetik servikal melalui saraf kardium. Serat noradrenergik disebarluaskan juga pada miokardium atrium dan ventrikel; sementara serat vagus mungkin hanya disebarluaskan ke tisu nodus dan otot kardium.

Serat miokardium mempunyai potensial rehat membran kira-kira -80mV. Setiap serat diasingkan daripada yang lain oleh membran, tetapi pendepolaran tersebut secara jejari melalui seolah-olah ia adalah suatu sinsitum, kerana kehadiran salur pertemuan. Potensial tindakan transmembran suatu otot kardium dicirikan oleh suatu dataran, dan proses pempolaran semula yang perlakan. Apabila rakaman dilakukan dari luar sel, potensial tindakan melambangkan pola QRST pada ECG. Pendepolaran permulaan adalah disebabkan oleh peningkatan ketelapan ion natrium (peningkatan konduktans pada saluran ion natrium pantas pada membran sel). Ini diikuti oleh peningkatan ketelapan ion kalsium yang lebih lambat yang menghasilkan dataran. Pempolaran semula selepas dataran adalah disebabkan oleh kelewatan peningkatan ketelapan ion Kalium. Sel yang mendicas secara beritma mempunyai potensial membran yang tidak stabil sehingga selepas setiap impuls potensialnya menurun kepada aras cetusan. Keadaan ini mencetuskan impuls yang berikutnya. Prapotensial diakibatkan oleh penurunan ketelapan ion kalium yang stabil. Halaju potensial membran diturunkan kepada discas. Biasanya prapotensial ketara hanya pada nodus SA dan AV, tetapi terdapat juga "perantak pendam" pada bahagian lain sistem konduksi, yang dapat mengambil alih apabila nodus SA dan AV ditindas atau konduksi daripadanya disekat. Serat otot atrium dan ventrikel tidak mempunyai prapotensial, dan ia mendicas secara spontan hanya dalam keadaan tak normal.

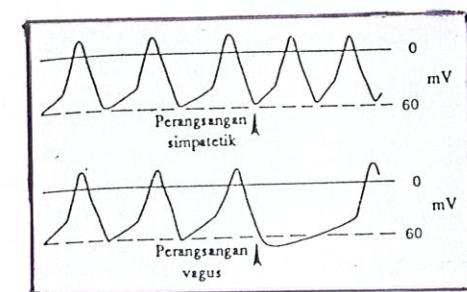
Jika sel-sel kardium yang mendicas secara beritma mempunyai potensial membran yang turun dengan lebih pantas dari biasa disebut sebagai "atau meningkat

VK aktif hab catut noda mempunyai kelebihan sebagaimana membran sel jantung supaya ia boleh berfungsi dengan baik. Supaya mengalih alih ke arahnya, VK Purkinje dibangkitkan oleh sinyal dari Nodus AV yang merupakan sinyal yang dihasilkan oleh sel-sel Purkinje. Sel-sel Purkinje ini bertujuan untuk memberikan impuls pada sel-sel Purkinje yang berada di bagian dalam jantung dan membantu untuk menyebarluaskan impuls tersebut ke seluruh jantung.

Diagram di bawah ini menunjukkan sistem konduksi pada jantung.



Rajah 2.0 : Sistem konduksi pada jantung



Rajah 2.1 : Potensial membran Nodus SA

Apabila serat vagus kolinergik kepada tisu nodus dirangsang, membran menjadi terhiperpolar sedikit dan cerun prapotensial dikurangkan, sebab asetilkolina yang disebabkan pada penghujung saraf meningkatkan ketelapan tisu nodus terhadap ion kalium. Tindakan ini diperantaraan oleh reseptor muskarinik dan adalah disebabkan oleh pembukaan suatu set saluran ion kalium yang khusus. Hasilnya adalah pengurangan kadar pencetusan. Sebagai tambahan, asetilkolina mengurangkan konduktans pada saluran ion kalsium melalui reseptor muskarinik. Rangsangan vagus yang kuat mungkin dapat menghapuskan discs spontan buat beberapa ketika. Begitu juga sebaliknya, rangsangan saraf kardium simpatik membuatkan potensial membran itu menurun dengan lebih pantas lagi, dan kadar discs secara spontan akan meningkat

golongan yang melibatkan nodus SA juga

AV autonim berlaku pada 0.1 Saat

disebabkan pendek oleh konduksi yang cepat dan akibatnya tidak ada penyebaran gelombang di seluruh jaringan jantung. Pendeknya konduksi ini berlaku kerana nodus AV mempunyai ciri-ciri khas iaitu ia mempunyai banyak kanal ion kalium yang mudah dibuka. Pendeknya konduksi ini menyebabkan gelombang elektrokardiogram (ECG) yang menunjukkan律动 (rhythmic) tetapi dengan frekuensi yang tinggi. Pendeknya konduksi ini juga menyebabkan gelombang ECG yang menunjukkan律动 (rhythmic) tetapi dengan frekuensi yang rendah.

Ini adalah disebabkan oleh engatara noradrenergik, iaitu norepinefrina, yang menyebabkan peningkatan kadar ketelapan ion Kalium menurun di antara potensial tindakan, melalui reseptor  $\beta$ -adrenergik. Sebagai tambahan, norepinefrina bertindak melalui reseptor  $\beta$ -adrenergik untuk meningkatkan konduktans pada saluran ion kalsium dengan itu meningkatkan kekuatan setiap kontraksi kardium.

AV, berlaku pada permukaan dan dalam jaringan jantung yang perlu Kadar discas pada nodus SA dan lain-lain tisu nodus dipengaruhi oleh suhu dan dadah. Frekuensi discas ditingkatkan apabila suhu meningkat, dan ini mungkin menyumbangkan kepada takikardia yang berkaitan dengan demam. Digitalis menindas tisu nodus dan memberi kesan seperti yang terdapat pada rangsangan vagus, terutamanya pada nodus AV. Halaju konduksi pada pelbagai jenis tisu kardium.

Tisu	Kadar konduksi (m/s)
Nodus SA	0.05
Laluan Atrium	1
Nodus AV	0.05
Berkas His	1
Sistem Purkinje	4
Otot Ventrikel	1

Jadual 2.0 : Halaju Konduksi Pada Tisu Kardium

Pendepolaran yang bermula pada nodus SA merebak secara radial melalui atrium, kemudian menumpu ke nodus AV. Pendepolaran atrium lengkap dalam kira-kira 0.1 Saat. Oleh sebab konduksi pada nodus AV adalah perlahan, maka terdapat kelawatan lebih kurang 0.1 Saat (kelewatan nodus AV) sebelum pengujian merebak ke ventrikel. Kelewatan ini dipendekkan oleh rangsangan vagus. Daripada bahagian atas septum, gelombang pendepolaran merebak di dalam serat Purkinje yang menkonduksi

gelombang pertama yang dihasilkan adalah gelombang depolarisasi yang bergerak ke arah kanan melalui septum ventrikel dan bergerak ke arah kiri melalui dinding ventrikel. Pergerakan ini menyebabkan jantung berdebar dan berdetak.

*Diagram 2.2.1 menunjukkan sebaran aktiviti elektrik pada jantung manusia.*

Diagram 2.2.1 menunjukkan sebaran aktiviti elektrik pada jantung manusia. Ia menunjukkan bahagian jantung yang aktif dalam sebaran aktiviti elektrik. Aktiviti elektrik dimulakan di Nodus SA (Nodus Sinoatrial) di bahagian atas jantung. Ia bergerak ke arah bawah melalui septum ventrikel dan akhirnya mencapai dinding ventrikel. Aktiviti elektrik kemudian bergerak ke arah kiri melalui dinding ventrikel kiri dan akhirnya mencapai Nodus AV (Nodus Atrial-Ventricular) di bahagian bawah jantung. Dari sini, aktiviti elektrik bergerak ke arah kanan melalui septum ventrikel dan akhirnya mencapai dinding ventrikel kanan. Aktiviti elektrik akhirnya bergerak ke arah bawah melalui septum ventrikel dan akhirnya mencapai dinding ventrikel bawah. Aktiviti elektrik akhirnya bergerak ke arah kiri melalui dinding ventrikel kiri dan akhirnya mencapai Nodus SA.

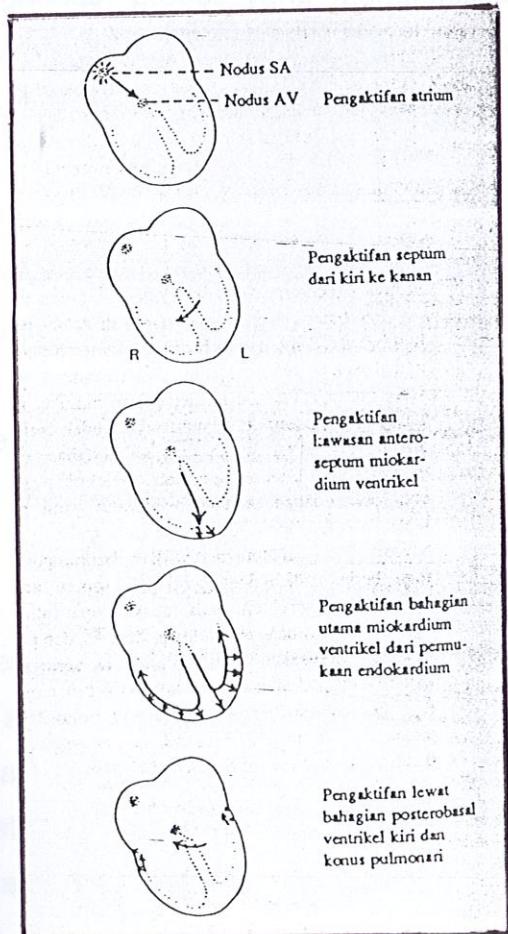


Diagram 2.2.1 menunjukkan sebaran aktiviti elektrik pada jantung manusia. Aktiviti elektrik dimulakan di Nodus SA di bahagian atas jantung. Ia bergerak ke arah bawah melalui septum ventrikel dan akhirnya mencapai Nodus AV (Nodus Atrial-Ventricular) di bahagian bawah jantung. Aktiviti elektrik kemudian bergerak ke arah kiri melalui dinding ventrikel kiri dan akhirnya mencapai Nodus SA. Aktiviti elektrik akhirnya bergerak ke arah kanan melalui septum ventrikel dan akhirnya mencapai Nodus AV. Dari sini, aktiviti elektrik bergerak ke arah bawah melalui septum ventrikel dan akhirnya mencapai dinding ventrikel bawah. Aktiviti elektrik akhirnya bergerak ke arah kiri melalui dinding ventrikel kiri dan akhirnya mencapai Nodus SA.

dengan pantasnya ke semua bahagian ventrikel dalam 0.08-0.1 saat. Pada manusia, pendepolaran otot ventrikel bermula pada bahagian kiri septum interventrikel dan bergerak Pertamanya ke bahagian kanan melintasi bahagian tengah septum. Gelombang pendepolaran kemudiannya merebak ke bahagian bawah septum ke hujung jantung. Ia kembali semula melalui dinding ventrikel ke alur AV, berterusan dari permukaan endokardium ke permukaan epikardium. Bahagian akhir jantung yang perlu didepolarkan adalah bahagian posterobasal ventrikel kiri, konus pulmonary, dan bahagian paling atas septum.

*Diagram 2.2.2 menunjukkan sebaran aktiviti elektrik pada jantung manusia. Diagram ini menunjukkan lima tahapan dalam sebaran aktiviti elektrik pada jantung manusia: 1. Pengaktifan atrium (dari Nodus SA ke arah bawah melalui septum ventrikel), 2. Pengaktifan septum dari kiri ke kanan (melalui dinding ventrikel), 3. Pengaktifan laluan antero-septum miokardium ventrikel (melalui dinding ventrikel bawah melalui septum ventrikel), 4. Pengaktifan bahagian utama miokardium ventrikel dari permukaan endokardium (melalui dinding ventrikel kanan), 5. Pengaktifan lewat bahagian posterobasal ventrikel kiri dan konus pulmonary (melalui dinding ventrikel bawah melalui septum ventrikel).*

**2.2.1 Flebocardio**  
Sebaran aktiviti ECG pada manusia merupakan suatu fenomena yang kompleks dan berlaku secara berterusan. Ia berlaku dengan susulan pada aktiviti sel-sel jantung yang berlaku pada permukaan jantung manusia. Voltage atau voltagi ini boleh dilihat pada peralatan graf.



Rajah 2.2 : Sebaran Aktiviti Elektrik Pada Jantung

Menurut saya ECG ini adalah teknologi yang cukup canggih dan berguna. Meskipun masih ada kekurangan dalam teknologi ini, tetapi teknologi ini masih lagi berkembang dengan pesat dan akan memberikan manfaat yang besar kepada manusia di masa depan. Saya juga berharap teknologi ini akan terus berkembang dan meningkatkan kualiti hidup manusia.

## 2.2 Pengenalan ECG

Apakah itu ECG? Apabila menyentuh perkataan ini iaitu ECG, banyak orang hanya mengatakan ECG adalah mesin sahaja. Sebenarnya perkataan ECG adalah singkatan bagi beberapa perkataan iaitu electrocardiogram, electrocardiography dan electrocardiograph. Apakah maksud ketiga-tiga perkataan ini?

Electrocardiograph adalah membawa maksud mesin yang mengukur potensial-potensial aktiviti elektrik pada jantung. Secara keseluruhannya, ia merujuk kepada hardware. Electrocardiography mengatakan proses yang menghasilkan graf kompleks PQRST. Manakala untuk electrocardiogram adalah hasil atau keputusan graf yang dihasilkan dalam sesuatu ujian dijalankan melalui mesin.

### 2.2.1 Electrocardiograph

Secara umum, ECG adalah sejenis voltmeter yang sangat sensitif dimana ia dapat mencatatkan min/voltan yang dihasilkan oleh aktiviti elektrikal dalam jantung manusia iaitu ia berkeupayaan mengukur perbezaan potensi biologi yang terbentuk pada jantung. Voltage atau voltan ini telah ditapis dan diamplifier (gandaan) dan di akan dicatatkan pada pergerakan graf.

Pada kini, terdapat beberapa jenis ECG mesin dapat digunakan. Pada dulu, single channel portable dan roll around model telah digunakan. Manakala, pada hari ini, mesin ECG pilihan utama adalah multichannel devices ECG mesin digunakan. Untuk mendalamkan lagi pengetahuan tentang ECG mesin ini, kita dapat bahawa terdapat element-element untuk membantu mesin itu beroperasi.

### 2.3. Blok ECG

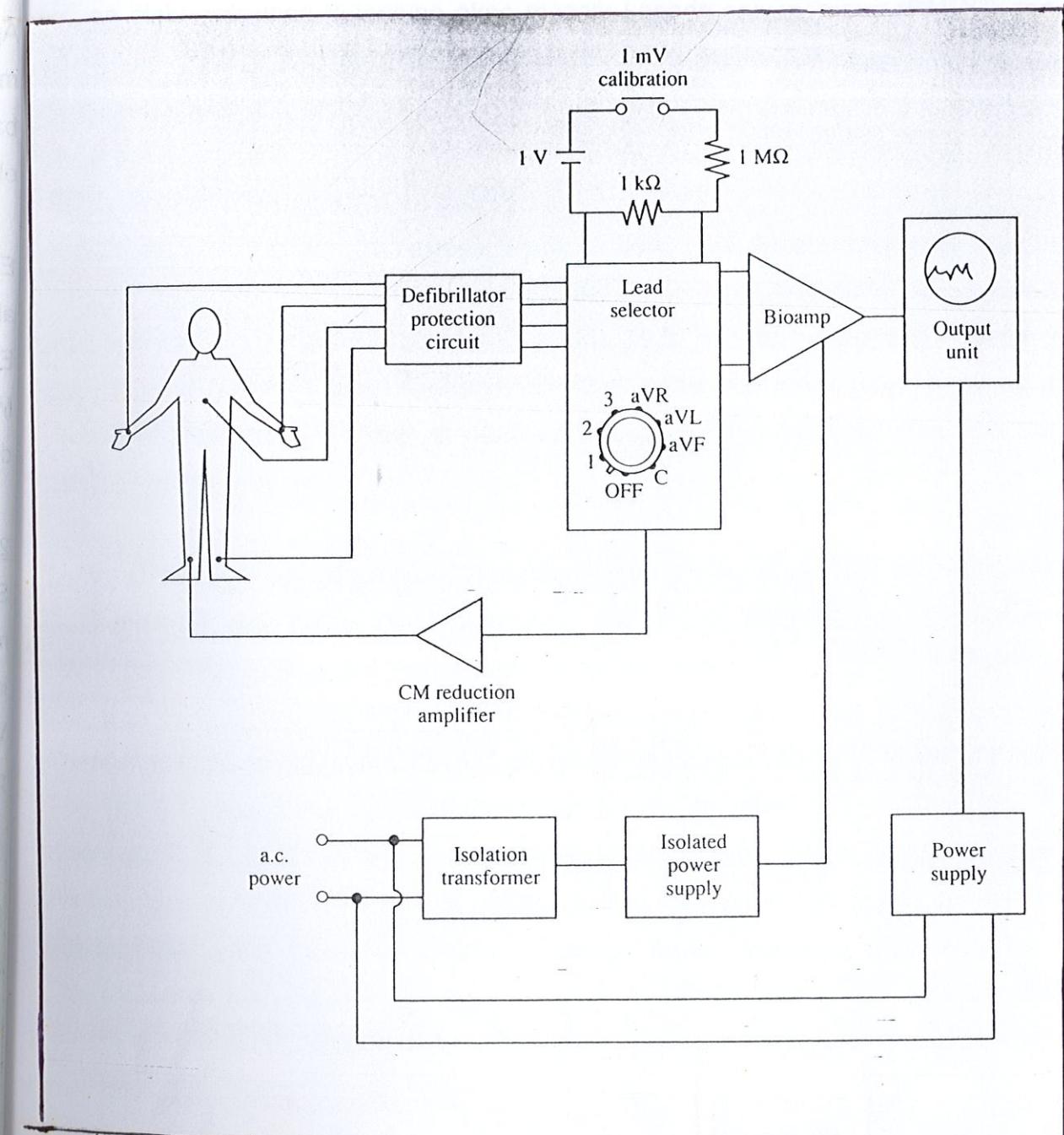
Blok yang kedua iaitu ECG dia menggunakan komponen aktif untuk mengamplifikasi sinyal gelombang. ECG merupakan suatu peranti yang mempunyai dua buah terminal pada gelombang-konduktor dan mempunyai kapasitor yang

digunakan bagi membaca bahan dasar yang diambil.

Istilah istilah yang biasa digunakan dalam sistem pengamplifikasi ini adalah sebagai berikutnya di dalamnya ialah sinyal yang dibawa ke dalam sistem pengamplifikasi. Sinyal ini akan diolah oleh sistem pengamplifikasi dan akhirnya diberikan kepada output unit. Sistem pengamplifikasi ini terdiri daripada beberapa bahagian yang berfungsi masing-masing.

**Defibrillator protection circuit** yang ini bertujuan untuk melindungi pasien daripada sinyal yang kuat yang boleh menyebabkan keracunan jantung. Sinyal ini akan diolah oleh sistem pengamplifikasi dan akhirnya diberikan kepada output unit.

Sinyal ini akan dilanjutkan ke blok selektor antara dua buah terminal gelombang. Blok selektor ini bertujuan untuk menentukan sinyal mana yang akan diolah oleh sistem pengamplifikasi. Biasanya sinyal ini akan diolah oleh sistem pengamplifikasi dan akhirnya diberikan kepada output unit.



Rajah 2.3 : Blok ECG

### 2.2.2 Electrocardiography

Ion-ion elektronik yang di jantung akan mengalir kepada galvanometer (PMMC) dan ke pen (yang melukis menghasilkan graf). Sebenarnya kepada galvanometer itu adalah permanent magnet moving coil (PMMC), dimana ia beroperasi kepada pergerakan meter ber Arsonval.

PMMC akan memastikan pen adalah sentiasa henti pada tengah bila tiada arus yang mengalir pada coil itu. Sebaliknya pen itu akan deflect pada satu direction bila terdapat arus mengalir pada coil. Amplitud yang dilukis pada pen itu bergantung kepada arus yang melalui coil itu. Lebih tinggi arus mengalir pada coil, lebih tinggi amplitud yang dihasilkan. Deflection ini adalah disebabkan oleh penjanaan magnetic oleh arus coil itu dari permanent magnet.

Terdapat kaedah mencatat yang beza digunakan dalam strip-chart recorders, tetapi ECG recorder yang paling biasa digunakan ialah hot-tip atau thermal. The writing tip bukan pen tetapi ialah stylus heated oleh wayer rintangan.

Therma recorder menggunakan kertas yang khas supaya ia berwarna hitam bila heated. The hot tip pada stylus akan menukar kertas itu hitam bila ia disentuh. Pada biasanya ECG mesin adalah menggunakan pen atau ink untuk membuat catatan. Kertas untuk pencatat ECG adalah berbentuk Roll atau Z-fold dan ia ditempatkan pada compartment yang below tray kertas. Butang release biasanya pada tray itu dan membenarkan tray itu menggulungkan kertas itu untuk swing up. Kertas itu akan bergerak melalui writing edge dan paper tray dan diantara driver roller dan idler roller.

Motor drive akan disambung kepada drive roller dan selepas itu kepada driver chain atau gear train. Kebanyakkan ECG mesin menggunakan ac motor dengan tapped windings untuk memilih kelajuan. Frekuensi pada ac motor pada biasanya ialah 60Hz pada united state. Sebaliknya hanya sedikit sahaja mesin menggunakan model motor

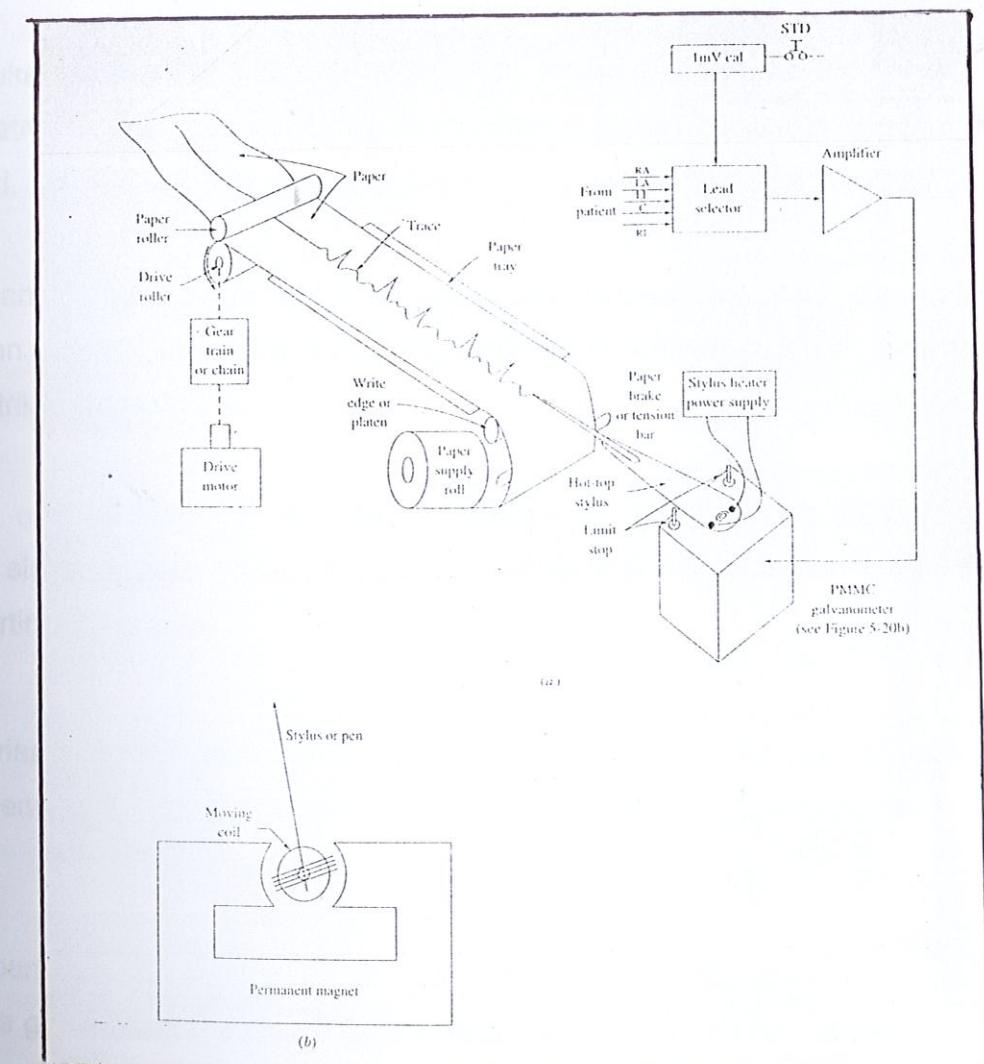
© 2000 by the American Psychological Association or the National Council on Measurement in Education.

### lavender and yellow

### *Synopsis Information*

jenis dc dan kelajuan itu bergantung kepada dc supply, ini juga boleh menghasilkan negative feedback.

Kebanyakkan pencatat ECG sekarang telah menggunakan printer. Dengan menggunakan printer, hasil atau keputusan yang didapati adalah lebih terang, jelas dan ia mampu memberikan kualiti yang baik pada gelombang dan ia juga berupaya print keluar data-data personal seperti nama, umur, ketinggian, berat, nombor kad pengenalan, penyakit-penyakit yang dijangkiti, tekanan darah dan sebagainya.



Rajah 2.3 : Mekanisme ECG

electrocardiogram (ECG) dan gelombang P. Sistem kardiologi ini merupakan sistem yang terdiri daripada dua rangkaian salur darah iaitu edaran sistematik dan

#### Edaran pulmonari

negatif. Jantung berfungsi untuk memindahkan darah dari sistem pulmonari ke seluruh badan. Darah yang masuk ke dalam jantung melalui pembuluh darah pulmonari akan mengalir ke seluruh paru-paru dan meninggalkan jantung dengan oksigen yang telah ditambah. Selain itu, jantung juga memberikan darah ke seluruh badan untuk mendapatkan oksigen. Darah yang keluar dari jantung akan mengalir melalui pembuluh darah arteri dan pembuluh darah vena.

### 2.2.3 Electrocardiogram

Sistem kardiologi mempunyai dua rangkaian salur darah iaitu edaran sistematik dan edaran pulmonari.

4 ruang dalam jantung bertindak sebagai pam dan dua hala secara serentak. Jantung kanan membekalkan darah kepada paru-paru untuk mendapatkan oksigen jantung kiri membekalkan darah ke sistem badan yang lain.

Kemasukan darah ke dalam jantung akan mengisi atrium kanan. Apabila telah terisi penuh atrium kanan mengecut dan memaksakan darah ke dalam ventrikel kanan injap trikuspid.

Kemudian ventrikel kana akan mengecut dan mengepam darah ke paru-paru untuk dapatkan oksigen. Daripada paru-paru, darah akan memasuki struim kiri dan seterusnya ke ventrikel kiri melalui injap bikuspid.

Catatan: Mengikut gelombang P dalam ECG, ventrikel berada di bawah dan seterusnya ventrikel kiri. Apabila otot ventrikel kiri mengecut, darah akan dipamkan ke seluruh organ badan melalui sistem kitaran badan. Kedua-dua atrium bertindakbalas dan kedua-dua ventrikel juga bertindak serentak.

Diketahui sebagaimana bunyi jantung kedua-dua injap ini berada di dalam keadaan rehat manakala darah mengalir melalui trikuspid injap dari atrium

Pengepaman darah secara kitaran boleh didapati seperti berikut:-

Semasa gelombang P dalam ECG berlaku, atrium akan mengecut dan ventrikel berada di dalam keadaan rehat manakala darah mengalir melalui trikuspid injap dari atrium

kanan (RA) ke dalam ventrikel kanan (RV) dan melalui injap bikuspid dari atrium kiri (LA) ke dalam ventrikel kiri (LV).

Semasa tindakan atas belaku, pulmonary dan aortik injap adalah tertutup oleh tekanan dari arteri pulmonary dan aorta maka ventrikel dipamkan dengan darah venom.

Berikutnya, secara QRS kompleks dalam ECG , ventrikel mengecut manakala atrium dalam keadaan rehat. Pergerakan ini cukup kuat untuk mampu dorong darah melalui injap pulmonary seterusnya ke dalam arteri pulmonary dan paru-paru. Pada masa yang sama, darah dipaksa juga melalui injap aortik ke dalam sistem arteri.( ke badan)

Bunyi pada masa ini, berkait dengan penutupan injap trikuspid , ini dikenali sebagai bunyi jantung yang pertama.

Tindakan ini juga menyebabkan tekanan darah menaik ke nilai puncak di dalam arteri yang dikenali sebagai sistolik.

Semasa gelombang T dalam ECG , ventrikel bermula rehat dan tekanan ventrikel jatuh kepada takat lebih rendah daripada paras tekanan aortik maka tekanan yang lebih tinggi di aorta menyebabkan injap aortik tertutup. Penutupan injap adalah begitu kuat sehingga boleh didengari dengan menggunakan stetoskop dan dikenali sebagai bunyi jantung kedua.

Kemudian, ventrikel rehat nilai tekanan aortik menjadi minimum dipanggil distole.

Berikut adalah paparan normal ECG (PQRST) :

(P) hitungan pertama kali dalam gelombang, dan R,R; pertama kali dalam gelombang. Gelombang ini merupakan gelombang yang paling kuat dan berdurasi yang paling lama.

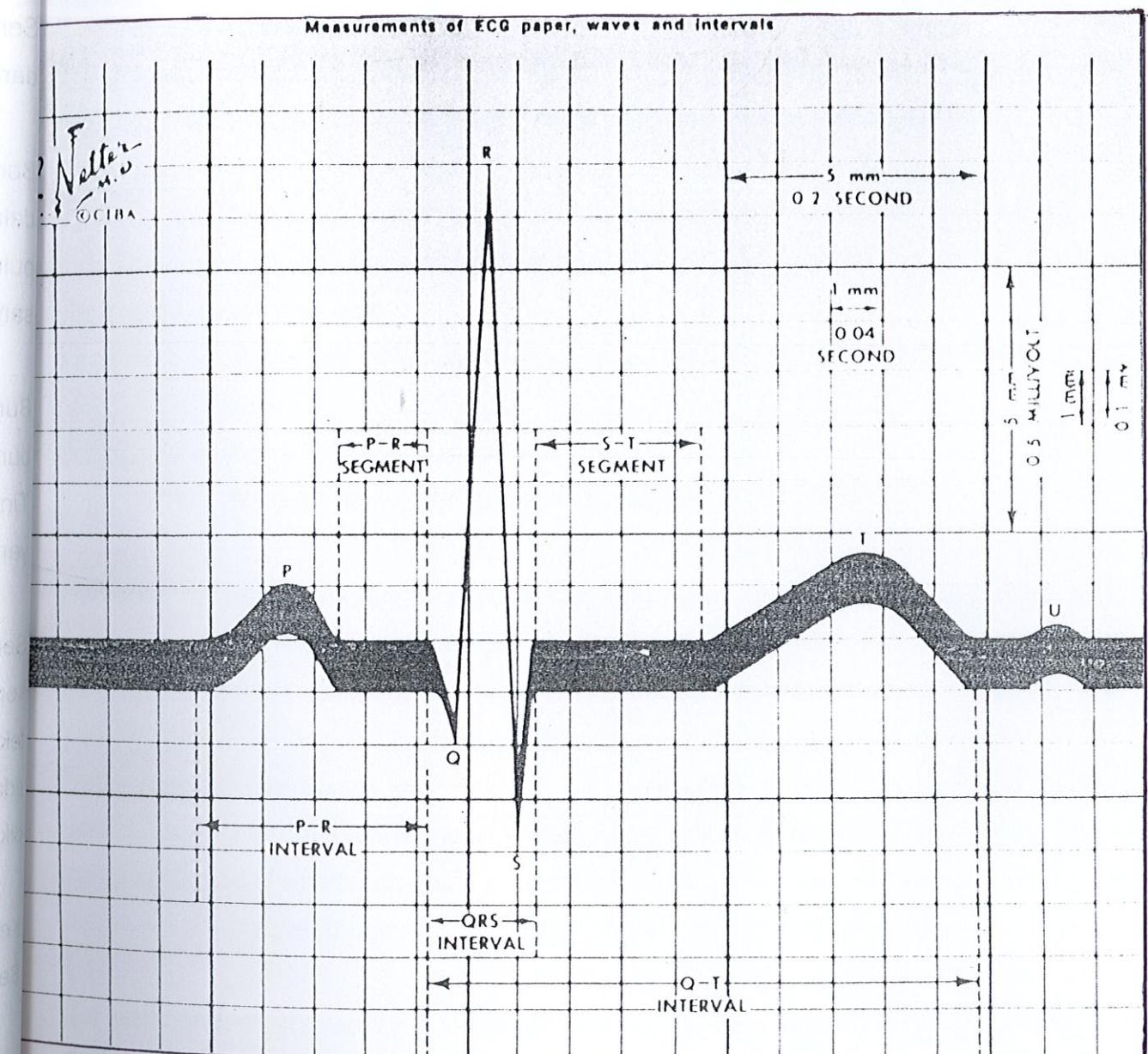
Maka setelah dua kali gelombang pertama kali pada gelombang P-R. Maka gelombang berikutnya akan berulang pada gelombang P-R.

maka selanjutnya berulang lagi. Dibawah ini adalah gelombang ECG yang dilengkapi dengan garis-garis yang menunjukkan durasi gelombang. Gelombang P-R yang dilengkapi dengan garis-garis yang menunjukkan durasi gelombang.

berdasarkan gambaran diatas, gelombang P-R yang dilengkapi dengan garis-garis yang menunjukkan durasi gelombang.

dibawah ini, gelombang P-R yang dilengkapi dengan garis-garis yang menunjukkan durasi gelombang.

gelombang P-R yang dilengkapi dengan garis-garis yang menunjukkan durasi gelombang.



Rajah 2.4 : Kompleks PQRST

Elektrokardiogram merekod perubahan elektrik yang dihasilkan oleh depolarisasi dan turutan repolarisasi otot jantung tentang sistol dan diastol.

Perubahan ini diperbesarkan dan direkodkan pada kertas yang bergerak. Perubahan keupayaan direkodkan dengan elektrod yang delekarkan pada berbagai-bagai gabungan di bahagian badan. Setiap lekatan dikenali sebagai "dedawai".

Terdapat dua kumpulan dedawai dikenali sebagai bipolar dan unipolar. Dedawai bipolar merekodkan perubahan keupayaan di antara dua titik pada permukaan badan, dedawai yang selalu digunakan ialah:

- Dedawai 1 – yang merekodkan perbezaan keupayaan di antara tangan kiri dan tangan kanan
- Dedawai 2 - di antara tangan kanan dengan kaki kiri
- Dedawai 3 - di antara tangan kiri dengan kaki kanan.

Dedawai unipolar merekod perubahan keupayaan pada satu kedudukan pada permukaan badan. Ini dijalankan dengan menghubungkan dedawai kedua-dua belah tangan dan kaki kiri, perbezaan keupayaan daripada ketiga-tia dedawai ini adalah sifar.

Satu elektrod seterusnya diletakkan di berbagai-bagai kedudukan pada permukaan badan, perubahan keupayaan pada kedudukan ini direkodkan. Kedudukan yang paling kerap ialah pada kedudukan dada yang diberi nombor V1-6 dan dedawai anggota yang ditandai a VR (adalah tangan kanan), a VL (tangan kiri) dan a VF (kaki kiri).

Lakaran daripada semua bahagian tubuh mempunyai beberapa ciri tertentu. Gelombang pertama, yang selaluanya ke atas, tetapi boleh juga menyongsang dikenali sebagai gelombang P dan mewakili penguncutan atrium.

yang terjadi pada seluruh jaringan otot jantung mengakibatkan gelombang P yang besar dan dekat dengan permulaan gelombang QRS. Selanjutnya gelombang P-R yang pendek dan gelombang QRS yang normal. Defleksi gelombang R yang kuat dan gelombang S yang lemah merupakan ciri khas dari gelombang ST-T negatif. Defleksi gelombang T yang kuat dan gelombang ST yang negatif merupakan ciri khas dari gelombang ST-T positif. Defleksi gelombang ST yang positif dan gelombang T yang negatif merupakan ciri khas dari gelombang ST-T negatif.

Gelombang seterusnya merupakan defleksi kecil ke bawah yang dikenali sebagai gelombang Q dan diikuti oleh defleksi ke atas , gelombang R dan satu lagi defleksi ke bawah yang lebih besar, gelombang S. Kompleks QRS ini mewakili penguncutan ventrikel.

Selang P-R , diukur dari permulaan gelombang P ke permulaan gelombang R , mewakili masa yang digunakan oleh penguajaan gelombang untuk melalui berkas His dan sepatutnya tidak melebihi 0.2 saat di dalam subjek normal.

Tempoh kompleks QRS mewakili masa yang digunakan untuk penguajaan menyerak ke seluruh ventrikel dan sepatutnya tidak melebihi 0.1 saat di dalam subjek normal. Kompleks QRS diikuti oleh selang pendek dan seterusnya oleh defleksi yang selalunya ke atas.

Ini ialah gelombang T yang mewakili kemerosotan gelombang penguajaan daripada ventrikel. Perubahan dalam segmen S-T dan kawasan gelombang T adalah penting dalam diagnosis kecederaan otot jantung.

Bagi mereka yang normal, defleksi asas pada setiap dedawai ialah satu daripada tiga jenis. Ini bergantung sama ada elektrod menghadap ke ventrikel kanan, ventrikel kiri atau rongga ventrikel.

Jika jantung berada dalam kedudukan normal, dedawai a VF dan Vs 1 dan 2 mempunyai kompleks yang timbul dari ventrikel kanan. Dedawai a VL dan Vs 4,5 dan 6 mempunyai kompleks yang timbul dari ventrikel kiri dan dedawai a VR mempunyai kompleks yang timbul daripada rongga ventrikel.

mudah dilihat apabila gelombang QRS yang terdiri daripada gelombang R yang kecil dan gelombang S yang besar serta ketiada gelombang Q; dedawai ventrikel kiri dicirikan oleh gelombang Q yang kecil diikuti oleh gelombang R yang besar dan gelombang S

Dedawai ventrikel kanan dicirikan oleh gelombang R yang kecil atau tiada. Di dalam dedawai rongga ventrikel, gelombang P tersongsang dan kompleks QRS mengandungi defleksi negatif dan gelombang T juga tersongsang.

Defleksi negatif pada dedawai gelombang P dalam dedawai ECG adalah dengan amaran adanya masalah di area I & II terhadap aktiviti elektronik dan infeksi jantung akibatnya gelombang P yang lajuk ke arah ventrikel kanan berada pada dedawai ECG

Defleksi negatif pada dedawai gelombang P dalam dedawai ECG adalah dengan amaran adanya masalah di area I & II terhadap aktiviti elektronik dan infeksi jantung akibatnya gelombang P yang lajuk ke arah ventrikel kanan berada pada dedawai ECG

Defleksi negatif pada dedawai gelombang P dalam dedawai ECG adalah dengan amaran adanya masalah di area I & II terhadap aktiviti elektronik dan infeksi jantung akibatnya gelombang P yang lajuk ke arah ventrikel kanan berada pada dedawai ECG

Defleksi negatif pada dedawai gelombang P dalam dedawai ECG adalah dengan amaran adanya masalah di area I & II terhadap aktiviti elektronik dan infeksi jantung akibatnya gelombang P yang lajuk ke arah ventrikel kanan berada pada dedawai ECG

Dedawai ventrikel kanan dicirikan oleh gelombang R yang kecil dan gelombang S yang besar serta ketiada gelombang Q; dedawai ventrikel kiri dicirikan oleh gelombang Q yang kecil diikuti oleh gelombang R yang besar dan gelombang S

yang kecil atau tiada. Di dalam dedawai rongga ventrikel, gelombang P tersongsang dan kompleks QRS mengandungi defleksi negatif dan gelombang T juga tersongsang.

## **BAB 3.0**

### **PERANTI DAN AKSESORI ECG**

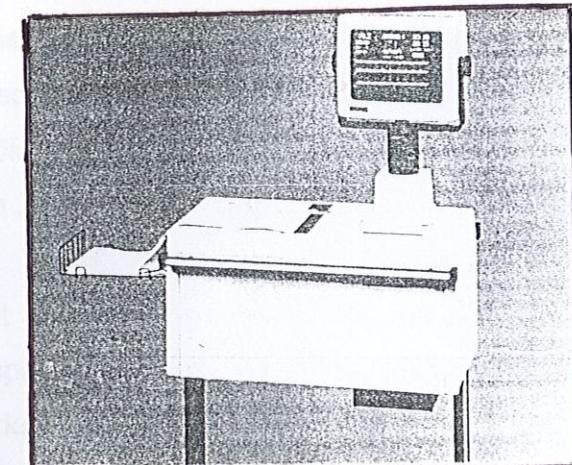
## **Bab 3.0 Peranti Dan Aksesori ECG**

ECG Mesin digunakan untuk mendapatkan atau menjanakan signal-signal ECG daripada jantung. Dalam mesin ini ia mendapat beberapa bahagian untuk beroperasi supaya signal-signal pada jantung dapat dihasilkan. Dalam topik ini , kami akan menerangkan bahagian-bahagian dalam ECG dengan lebih teliti. Bahagian-bahagian ini termasuklah :

- ⊖ Typical ECG Mesin
- ⊖ Mesin Multi-channel
- ⊖ Stress Testing ECG
- ⊖ Patient Kabel
- ⊖ Elektrod ECG

### **3.1 Typical ECG Mesin**

Pada kini, terdapat beberapa jenis ECG machines dapat digunakan. Pada dahulu, single-channel portable dan roll-round models predominated. Pada hari ini, mesin pilihan utama adalah multi-channel device, yang ditunjukkan dalam gambar rajah 3.1.



Rajah 3.1 : Roll-Round ECG Machine

Untuk mendalamkan lagi pengetahuan tentang ECG machines ini, kita dapat bahawa terdapat elemen-elemen untuk membantu mesin itu beroperasi. Bahagian elektronik yang ditunjukkan sebagai ECG preamplifier dan kuasa yang diamplifierkan itu akan dialir kepada galvanometer (PMMC) dan ke pen. Sebenarnya galvanometer itu adalah permanent magnet moving coil (PMMC), dimana ia beroperasi kepada pergerakan meter b' Arsonval.

PMMC akan memastikan pen adalah sentiasa berhenti pada tengah-tengah bila tiada arus yang mengalir melalui coil itu, sebaliknya pen itu akan deflect pada satu direction bila terdapat arus mengalir melalui coil itu. Amplitude yang dilukiskan pada pen itu bergantung kepada arus yang melalui coil itu, lebih tinggi arus mengalir melaluinya lebih tinggi amplitude dilukiskannya. Deflection ini adalah disebabkan oleh penjanaan magnetic oleh arus coil itu dari permanent magnet.

Terdapat kaedah mencatat yang beza digunakan dalam strip-chart recorders, tetapi ECG recorders paling biasa digunakan ialah hot-tip atau thermal iaitu ia menggunakan haba yang panas. The writing tip bukan pen, tetapi ialah stylus heated oleh wayar rintangan.

### 3.2 Mesin Multichannel

Thermal recorders menggunakan kertas yang khas supaya ia berwarna lebih gelap(hitam ) bila heated. The hot tip daripada stylus akan menukar kertas itu hitam bila ia disentuh. Pada biasanya ECG machines adalah tidak menggunakan pen atau ink untuk membuat catatan .

Kertas untuk mencatat ECG adalah berbentuk roll atau Z-fold (folded flat ) dan ia ditempatkan pada compartment yang below tray kertas. Button release biasanya pada tray itu dan memberarkan tray itu mengulungkan kertas itu untuk swing up. Kertas itu akan bergerak melalui writing edge dan paper tray dan diantara driver roller dan idler roller. Terdapat 2 forces act pada kertas, pada kedua-dua itu adalah essential

inverted tension and drive contact. ECG machine usually has two types of tensions. One is forward tension which is used to move the paper from the writing edge to the recording edge. The second type of tension is reverse tension which is used to move the paper back to the writing edge. This is done to prevent the paper from being torn or damaged.

After the tensioning process, the paper is then passed through the motor. The motor is usually a DC motor which is controlled by a microcontroller. The microcontroller will control the speed of the motor based on the desired speed. The speed of the motor is usually controlled by a potentiometer which is connected to the microcontroller. The microcontroller will then send a signal to the motor to start or stop the motor.

The paper is then passed through the printer which is usually a thermal printer.

After the printing process, the paper is then passed through the cutter which is usually a blade. The blade is controlled by a microcontroller which is connected to the printer. The microcontroller will then send a signal to the blade to cut the paper at the desired position.

After the cutting process, the paper is then passed through the folder which is usually a folder. The folder is controlled by a microcontroller which is connected to the printer. The microcontroller will then send a signal to the folder to fold the paper at the desired position.

After the folding process, the paper is then passed through the laminator which is usually a laminator. The laminator is controlled by a microcontroller which is connected to the printer. The microcontroller will then send a signal to the laminator to laminate the paper at the desired position.

(keperluan utama ) kepada operasi pada mesin : a forward tension (tegangan) dan a reverse tension. Forces act ini adalah untuk memastikan kertas yang melalui writing edge itu ketat . Tension forces ini akan membantu kertas bergerak dengan lancar tanpa mengelupas atau melipis. Motor drive akan disambung kepada drive roller dan selepas itu kepada drive chain atau gear train. Kebanyakan ECG machines menggunakan ac motor, dengan tapped windings untuk memilih kelajuananya. Frekuensi pada ac motor pada kebiasaananya adalah bernilai sebanyak 60 Hz pada united state. Sebaliknya hanya sedikit sahaja ECG machines menggunakan model jenis motor dc yang kelajuananya bergantung kepada bekalan dc (bekalan kuasa dc), ini juga boleh menghasilkan negative feedback.

Kebanyakan pencatat ECG menggunakan printer. Dengan printer yang mempunyai 27 pin ia dapat memberikan kualiti catatan yang baik pada gelombang dan berupaya print out data-data seperti, kadar denyutan jantung pesakit, ID no (nombor I/C), tarikh, masa dan data-data dari sensors yang lain (contoh-contoh seperti tekanan darah , suhu badan dan sebagainya )

### 3.2 Mesin Multichannel

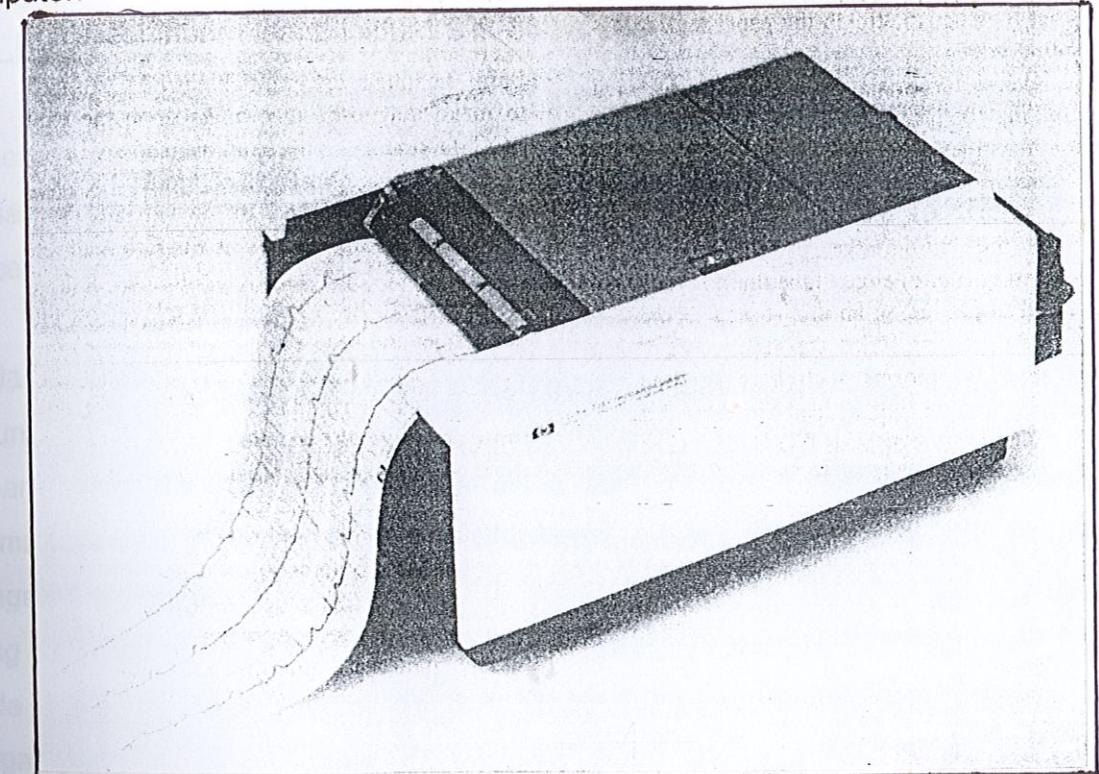
Kebanyakan hospital-hospital hari ini telah menggunakan multichannel ECG machines untuk mendapatkan diagnostic catatan atau dalam exercise ECG laboratory. Contoh machines multi-channel ECG ditunjukkan pada gambar rajah 3.2 . Machines ini berfungsi untuk menguji 3 daripada 12 leads pada masa yang sama dan secara automatik melalui 4 kumpulan daripada 3 leads setelah kesemua set daripada 12 lead itu disenaraikan. Setiap kumpulan itu akan disenaraikan pada kertas-kertas dalam masa beberapa saat sahaja. Ini bermakna dengan machines ini penghasilan signal-signal ECG adalah sangat cepat dan tepat .

ECG (electrocardiogram) merupakan peralatan untuk merekodkan aktiviti jantung pasien dengan menggunakan teknologi magnet dan elektronik. Ia mempunyai dua fungsi utama iaitu untuk mendekati pasien dan untuk mengambil maklumat tentang aktiviti jantung.

Untuk mendekati pasien, ia menggunakan teknologi magnet dan elektronik. Ia mempunyai dua fungsi utama iaitu untuk mendekati pasien dan untuk mengambil maklumat tentang aktiviti jantung. ECG menggunakan teknologi magnet dan elektronik untuk mendekati pasien dan untuk mengambil maklumat tentang aktiviti jantung.

ECG menggunakan teknologi magnet dan elektronik untuk mendekati pasien dan untuk mengambil maklumat tentang aktiviti jantung. Ia mempunyai dua fungsi utama iaitu untuk mendekati pasien dan untuk mengambil maklumat tentang aktiviti jantung.

Bagi sesetengah model multi-channel mereka menggunakan device pemancaran yang berupaya berfungsi untuk menghantarkan data-data seperti tarikh, masa, nombor I/C pesakit kepada bahagian (department) dalam hospital itu sendiri atau kepada hospital yang lain. Ini bermakna dengan machines ini ia adalah berfungsi sebagai mesin fax atau komputer.



Rajah 3.2 : Multi-channel ECG Machine

sejurusnya ECG telefonikum mempunyai dua fungsi iaitu mendekati pasien dan mengambil maklumat. Pada awalnya ECG telefonikum hanya dapat mendekati pasien melalui telefon dan tidak dapat mengambil maklumat. Namun seiring dengan perkembangan teknologi, sekarang ECG telefonikum juga dapat mengambil maklumat. Ia menggunakan teknologi magnet dan elektronik untuk mendekati pasien dan untuk mengambil maklumat tentang aktiviti jantung.

Analog / digital kepada audio converter (alat penukaran isyarat ) membenarkan komunikasi antara data analog ECG dengan audio tones yang untuk memancarkannya kepada talian telefon dikenali sebagai modulator- demodulator. Modem digunakan untuk menghantarkan isyarat / data-data yang dihasilkan oleh multi-channel machines ini melalui talian telefon kepada tempat yang hendak ditujukan (contoh kepada hospital yang lain ) dalam masa yang singkat dan selepas itu ikut stress test dengan thallium scan. Radio aktif thallium dibawa oleh sel-sel kardiak yang sihat. Oleh itu kawasan pada jantung pesakit dimana pengaliran darah yang tidak mencukup menunjukkan lebih

gelap (darker) juga dibandingkan dengan kawasan yang sihat yang disenaraikan pada kamera gamma. Kedua-dua test ini membenarkan physicians untuk menyangka kewujudan, tempat dan jangka masa pada penyakit kardiak.

### 3.3 Patient kabel

Patiens Cable adalah bahagian/alat yang paling penting pada sistem ini ; ia pada biasanya menyebabkan machines gagal beroperasi atau sebaliknya beroperasi dengan lancar.

Pada kebiasaan ia mempunyai beberapa patients cable yang beza konfigurasinya digunakan untuk mencatatkan ECG. Sesetengah digabung (to build) dari 2 pieces dimana plug bersama, manakala yang lain adalah 1 piece construction. Pada permulaan unit 2 pieces itu pada umumnya adalah lebih mahal jika dibandingkan dengan 1 piece, tetapi ia menunjukkan penggunaan yang ekonomi pada jangka masa yang panjang. Ini adalah kerana kerosakan biasanya berlaku pada elektrod connector pada cable, ini dapat ditukar dengan harga yang rendah jika dibandingkan dengan harga pada 1 piece cable. Tambahan pula, penggunaan 2 pieces cable ini membenarkan elektrod-elektrod yang jenisnya berbeza dapat disambung.

Pada rajah 3.3 menunjukkan patient cables block antara 2 bahagian pada cable. Peralatan ini adalah filter (penapis) untuk fungsi sebagai penapisan kesan pada elektrod surgery.

Kebanyakan kabel ECG adalah dibuat daripada shieled wayer, ohmmeter adalah disambung antara setiap elektrod connector. Tetapi bagi sesetengah cable mereka mempunyai julat rintangan antara 1 hingga 10K ohm dalam siri dengan setiap elektrod menghalang defibrillator berlaku. Perintang-perintang ini biasanya ditempatkan dalam

abang mampu menggunakan kabel yang berfungsi sebagai penghubung antara patient dan monitor. Selain itu, teknologi ini membolehkan untuk mengambil sinyal dengan mudah.

Pada bagian sinyal akan digunakan hub monitor untuk men-

molded plastik connector dimana ia menyambungkan 2 bahagian cable pada akhir mesin.

Di sini terdapat 3 jenis cable yang menyambungkan (connector) pada patients cable .Ketiga-tiga jenis ini elektrod ini ialah :

- a) Tip-end cable digunakan untuk penyambungan temporary atau dalam masa sekejap , elektrod adalah seperti plate atau suction-up .
- b) Bagi jenis cable yang lain mempunyai Ag-AgCl cup elektrod .Cup pada elektrod itu sudah dimasukkan lapisan gel-gel .
- c) Jenis cable yang terakhir menggunakan clip/button snap untuk penyambungan monitoring elektrod .

Tiada plug input ECG yang ditetapkan, bentuk plug input ECG adalah bergantung pada manufacturer .Plug input ini ditunjukkan pada gambar rajah 3.3 juga. Kebanyakan orang memanggil plug ini sebagai sanboin configuration .Plug Semi standard sarborn menggunakan 5 pin, saiznya 14' , AN/MS mililary plug. Jadual 3.1 menunjukkan kod-kod warna yang digunakan oleh setiap elektrod.

AN/MS Plug pins	Goes to	Electrode color code
A	RA	White
B	LA	Black
C	LL	Red
D	C	Brown
E	RL	Green

Jadual 3.1 Standard Warna Kabel Kod

upaya seseorang untuk mendapatkan gelombang ECG yang akurat dan mudah dibaca. Untuk mendapatkan gelombang ECG yang akurat dan mudah dibaca, seorang ahli kardiologi akan memerlukan teknik dan alat-alat yang tepat.

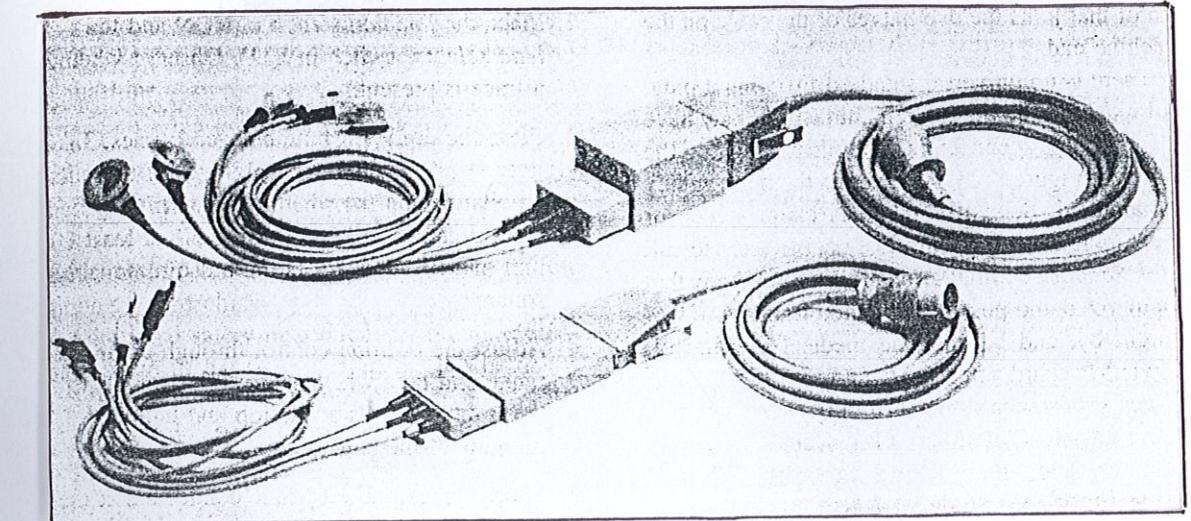
Untuk mendapatkan gelombang ECG yang akurat dan mudah dibaca, seorang ahli kardiologi akan memerlukan teknik dan alat-alat yang tepat.

Sebagai contoh untuk mendapatkan gelombang ECG yang akurat dan mudah dibaca, seorang ahli kardiologi akan memerlukan teknik dan alat-alat yang tepat.

Untuk mendapatkan gelombang ECG yang akurat dan mudah dibaca, seorang ahli kardiologi akan memerlukan teknik dan alat-alat yang tepat.

Untuk mendapatkan gelombang ECG yang akurat dan mudah dibaca, seorang ahli kardiologi akan memerlukan teknik dan alat-alat yang tepat.

Untuk mendapatkan gelombang ECG yang akurat dan mudah dibaca, seorang ahli kardiologi akan memerlukan teknik dan alat-alat yang tepat.



Rajah 3.4 Monitor ECG Untuk Stress-Test

Rajah 3.3 Patient Kabel ECG

### 3.3 Elektrod ECG

Surface elektrod biasa digunakan dalam bloang perutatan hari ini bagi dijadikan sebahagian

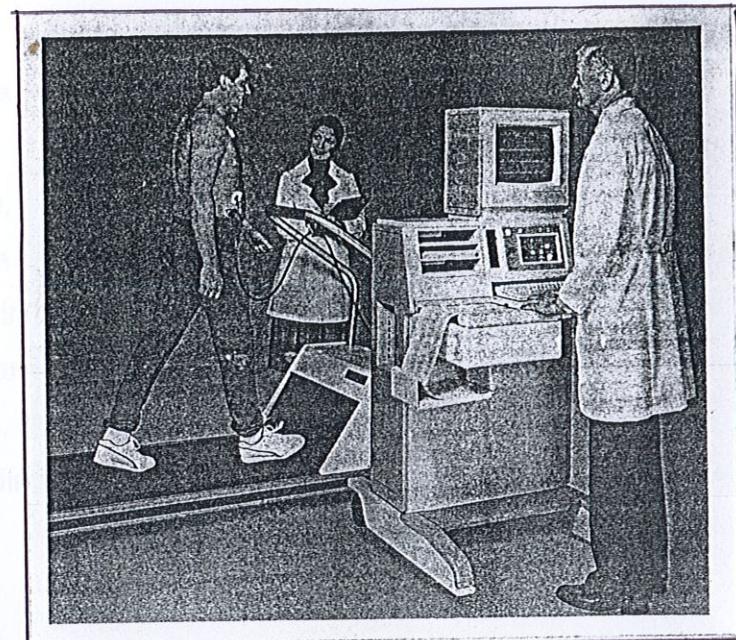
### 3.4 Stress-Test ECG

Untuk mendapatkan gelombang ECG yang akurat dan mudah dibaca, seorang ahli kardiologi akan memerlukan teknik dan alat-alat yang tepat.

Sesetengah kardiak arrhythmias yang merbahaya dan anomalies hanya ditunjukkan di bawah keadaan tekanan. Ahli fisioterapi menguji keadaan tekanan dengan menempatkan pesakit itu pada streadmill atau stairstepper. Stress-testing ECG mesin biasanya mempunyai satu mikro komputer dimana ia berupaya menganalisis gelombang dan memastikan arrhythmias.

Pada kaedah yang biasa untuk mewujudkan stress-test, mencatat Gelombang ECG dan selepas itu, ikut stress test dengan thallium scan. Radio aktif thallium dibawa oleh sel-sel kardiak yang sihat. Oleh itu kawasan pada jantung dimana mengalir darah yang

tidak mencukup menunjukkan lebih gelap jika dibandingkan dengan kawasan yang sihat.



Rajah 3.4 : Monitor ECG Untuk Stress-Test

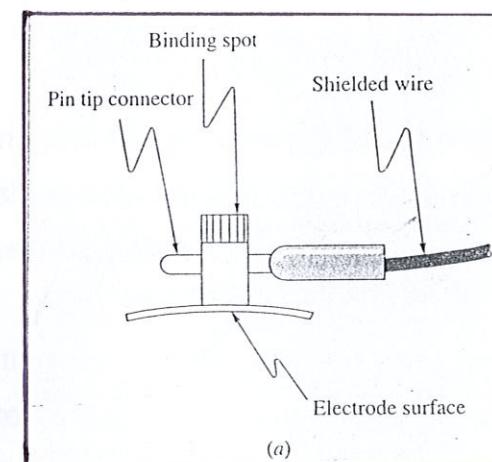
### 3.5 Elektrod ECG

Surface elektrod biasa digunakan dalam bidang perubatan hari ini bagi dijadikan salah satu alat perantaraan antara badan manusia dengan mesin-mesin perubatan yang terutamanya ECG mesin. Surface elektrod biasanya digunakan untuk ditempatkan dengan kulit. Surface elektrod (lain daripada needle elektrod) julat diameternya adalah lebih kurang antara 0.3cm hingga 5 cm, kebiasaanannya diameter elektrod yang alternative adalah lebih kurang saiznya 1cm.

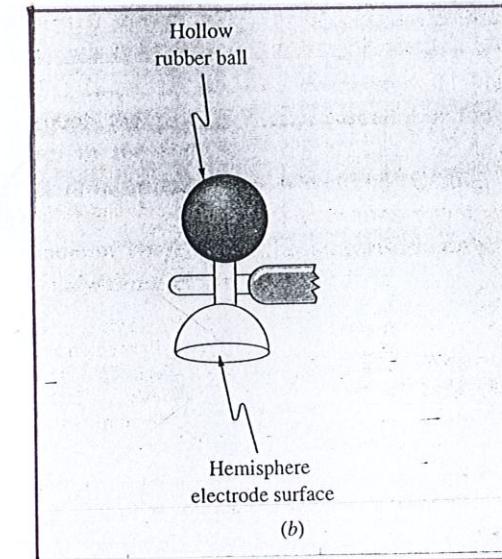
Kulit manusia mempunyai rintangan (impedance) yang sangat tinggi jika dibandingkan dengan punca voltan yang lain. Pada kebiasaanannya , impedance kulit as seen by elektrod adalah 0.5 K ohm untuk kulit yang lembap , lebih 20 K ohm untuk kulit yang lembap. Masalah kulit seperti kering ,scaly atau kulit yang berpenyakit boleh mencapai

impedances yang julat pada  $500\text{K ohm}$ . Maka suatu nilai untuk litar input amplifier diperlukan pada elektrod.

Kebanyakan elektrod sudah direka bentuk untuk surface pada isyarat biomedical. Elektrod-elektrod ECG pada masa yang dulu yang biasa digunakan adalah jenis elektrod strap-on, yang ditunjukkan pada gambar rajah 3.5. Elektrod-elektrod jenis ini adalah 1 hingga 2 inch persegi bass plate. Gel-gel atau paste digunakan untuk mengurangkan rintangan (impadance) antara elektrod dengan kulit. Jenis elektrod-elektrod ECG yang sama jenis adalah suction cup elektrod yang ditunjukkan pada gambar rajah 3.6. Peralatan (elektrod) adalah digunakan pada elektrod dada pada short term ECG recording . Untuk jangka masa recording atau monitoring , column elektrod digunakan.



Rajah 3.5 Strap-on Elektrod

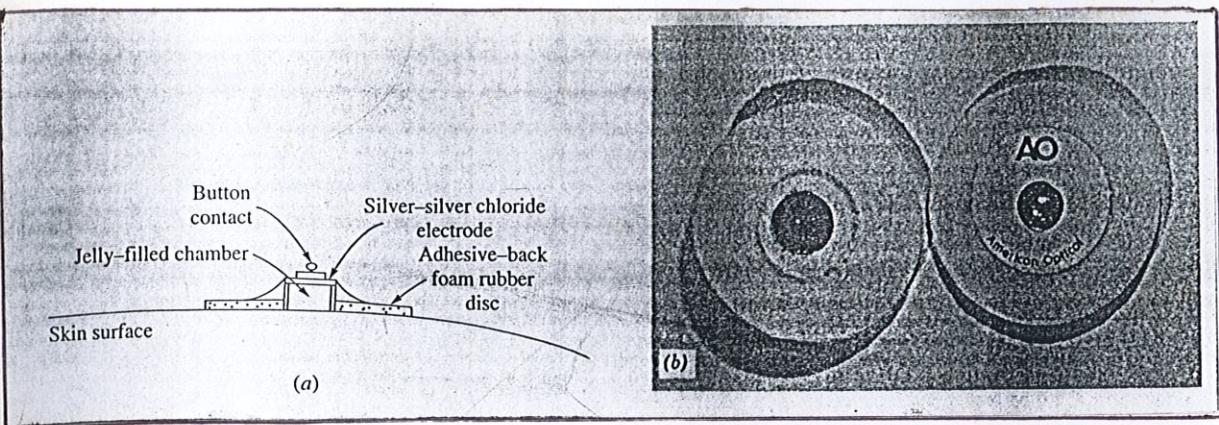


Rajah 3.6 : Suction Cup Elektrod

Jenis-jenis elektrod column telah ditunjukkan dalam gambar rajah 3.7. Elektrod ini terdiri daripada Ag-AgCl metal butang contact pada atas dari hollow column dimana ia diletakkan satu lapisan gel atau paste .

Sebenarnya sistem elektrod memainkan peranan yang penting untuk menukar arus ionic kepada arus elektron. Selepas itu, isyarat-isyarat yang telah diterima oleh badan pada elektrod akan digandakan.

Bahan-bahan buatan elektrod adalah seperti aluminium ,Zink , Hidrogen , Emas , yang boleh menyebabkan hasil halfcell potentials yang berbeza. Jadual dibawah telah menunjukkan perbezaan



Rajah 3.7 : Column Elektrod

Material	Halfcell potential (volts)
Aluminum ( $\text{Al}^{+++}$ )	-1.66
Zinc ( $\text{Zn}^{++}$ )	-0.76
Iron ( $\text{Fe}^{++}$ )	-0.44
Lead ( $\text{Pb}^{++}$ )	-0.12
Hydrogen ( $\text{H}^+$ )	0
Copper ( $\text{Cu}^{++}$ )	+0.34
Silver ( $\text{Ag}^+$ )	+0.80
Platinum ( $\text{Pt}^+$ )	+0.86
Gold ( $\text{Au}^+$ )	+1.50

Jadual 3.2 : Halfcell Potentials Of Common Elements

### 3.5.1 Pemindahan Ion Elektrod Antara Kulit

Cecair pada tubuh manusia adalah corrosive terhadap metal .Oleh yang demikian, metallic elektrod telah digantikan untuk penyambungan elektrikal kepada badan manusia Elektrolit , pada biasanya terdiri daripada salt solution pada gel-gel telah digunakan untuk menyapukan pada kulit-kulit pada badan manusia sebagai satu sumber untuk elektrikal interface antara metal electrode dengan kulit. Sebenarnya pada badan manusia , arus-arus dihasilkan dengan pergerakan ion-ion kimia, manakala pada wayer , arus adalah dihasilkan dalam bentuk pergerakan electron-elektron. Dengan itu , sistem elektrod adalah memainkan peranan yang penting unutk

menukar arus ionic (pada badan) kepada arus electron (pada wayer) untuk proses keluaran isyarat-isyarat ECG.

Unsur-unsur yang paling sesuai pada elektrod-elektrod ECG pada hari ini digunakan dalam mesin ECG adalah jenis elektrod silver-silver Chloride (Ag-AgCl) dimana ia hampir dengan non-polarizable elektrod .

Apakah maksud non-polarizable? Maksud non-Polarizable atau perfectly reversible elektrod adalah dimana ia tidak menghalangkan penghantaran pada cas-cas antara metal pada elektrod dengan elektrod. Pada gambar rajah di bawah menunjukkan Struktur elektrod Ag-AgCl. Jenis elektrod ini ia mempunyai offset potential yang sangat sangat kecil. Jenis elektrod ini juga mempunyai 1 lapisan AgCl (layer)diletakkan pada kepingan (plate) Ag. Ion-ion Chloride bergerak pada badan, pada elektrolit gel-gel yang disapulkan pada kulit dan lapisan (layer) AgCl , dimana mereka mengambil pernukaran kepada pengaliran electron pada kepingan Ag dan lalu pada penyambungan wayar. Ini akan mengurangkan dc offset potential kepada nilai yang sangat kecil berbanding dengan peak ECG signal .

Kata-position elektrod slips , maka lapisan (layer) tally atau pasti akan menjadi rasa bengon nipis dengan serta merta. Pada tahap koreksyen gel-gel akan menyebabkan elektrod melekat dengan permanen. Secara tidak langsung, ia akan

### 3.5.2 Masalah Pelekatan Elektrod

Beberapa masalah-masalah yang telah wujud bagi penggunaan elektrod-elektrod ECG pada masa kini. Salah satu masalah elektrod adalah berkaitan dengan column elektrod dimana pelekat-pelekat(gel) pada elektrod itu tidak dapat melekat kulit yang berpeluhan dengan jangka masa lama. Penggunaan jenis elektrod ini juga mesti elak daripada penempatan elektrod kepada pesakit yang berkeadaan kurus (bony) .

enzim. Akhirnya pengetahuan ini membantu untuk mendekati masalah ini dengan baik. Elektrod ECG yang dibuat dengan teknologi ini adalah elektrod yang tidak berfungsi dalam masa kurang-kurangnya 24 jam (1 hari). Dalam sesetengah hospital, elektrod akan ditukar setiap 8 jam untuk mengelakkan 'ischemia' pada kawasan kulit. Oleh yang demikian ini adalah masalah yang perlu diatasi supaya penggunaan elektrod menjadi lebih senang.

Pada kesempatan kali ini, kita akan membincangkan tentang elektrod ECG yang boleh digunakan pada keadaan short-term recording, tetapi bagi keadaan long term monitoring adalah susah sedikit. Satu daripada masalah-masalahnya adalah movement artifact, dimana ini dijanakan oleh pergerakan pesakit dan consist pada komponen-komponen elektrikal yang kecil dari isyarat-isyarat bio-elektrikal pada otot sketal pesakit dan komponen yang besar dari interface antara elektrod-elektrod ECG dengan kulit. Movement artifact akan menjadi lebih teruk apabila paste atau gel-gel menjadi kering.

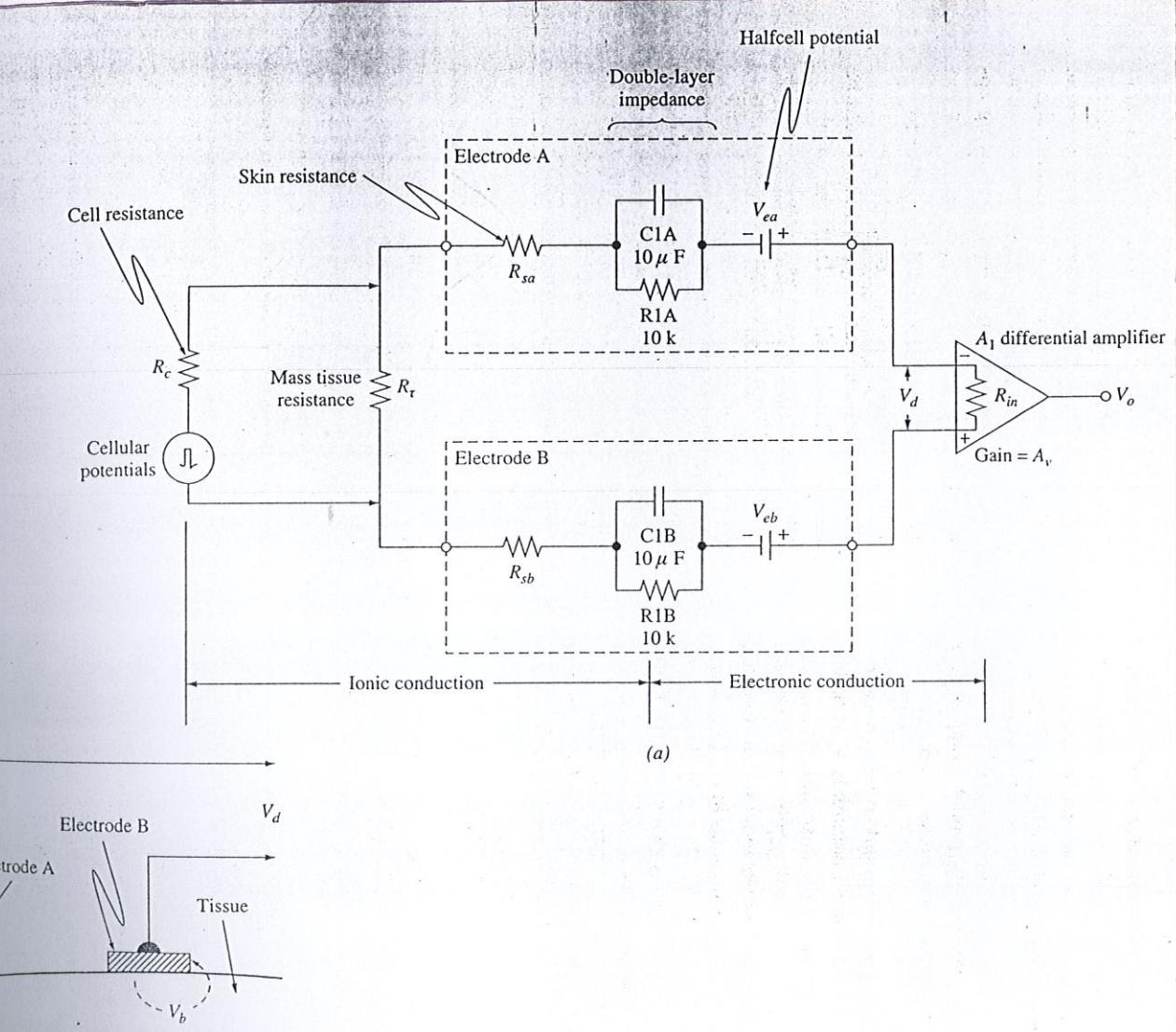
Sebenarnya, pelbagai hospital yang menggunakan mesin ECG ini mempunyai protocols yang berbeza untuk menukar elektrod bagi pesakit. Tetapi pada umumnya, elektrod-elektrod ditukarkan dalam tempoh masa sekurang-kurangnya dalam 24 jam (1 hari). Dalam sesetengah hospital, elektrod akan ditukar setiap 8 jam untuk mengelakkan 'ischemia' pada kawasan kulit. Oleh yang demikian ini adalah masalah yang perlu diatasi supaya penggunaan elektrod menjadi lebih senang.

Walaupun hampir kesemua jenis-jenis elektrod boleh digunakan pada keadaan short-term recording, tetapi bagi keadaan long term monitoring adalah susah sedikit. Satu daripada masalah-masalahnya adalah movement artifact, dimana ini dijanakan oleh pergerakan pesakit dan consist pada komponen-komponen elektrikal yang kecil dari isyarat-isyarat bio-elektrikal pada otot sketal pesakit dan komponen yang besar dari interface antara elektrod-elektrod ECG dengan kulit. Movement artifact akan menjadi lebih teruk apabila paste atau gel-gel menjadi kering.

Kalau position elektrod slips , maka lapisan (layer) jelly atau paste akan menjadi nipis semakin nipis dengan serta merta. Perubahan ketebalan gel-gel akan menyebabkan rintangan elektrod electrode offset potential. Secara tidak langsung, ia akan menyebabkan keluaran yang tidak tepat atau tidak stabil. Masalah ini juga memberikan ganguan pada keluaran ECG.

ECG berada-bantala bersifat sifat bukak dengan bantalan elektromagnetik. Untuk bantalan elektromagnetik ini, ia boleh dibuat dengan menggunakan bahan-bahan ambi tanah atau tanah liat yang merupakan bahan-bahan yang digunakan dalam teknologi elektroda. Untuk bantalan elektroda ini, ia boleh dibuat dengan menggunakan bahan-bahan seperti plastik, karet, atau kain. Untuk bantalan elektroda ini, ia boleh dibuat dengan menggunakan bahan-bahan seperti plastik, karet, atau kain.

### 3.8. Komunikasi Long Term Elektro



Rajah 3.8 : Konduksi Ionik Pada Elektrod

## **BAB 4.0**

# **TEKNIK-TEKNIK PELEKATAN ELEKTROD**

BERNARD CHIAH CHONG KARUNYA – N.C. (2023)

## **Bab 4.0 Teknik-teknik Pelekatan Elektrod**

Pada elektrokardiogram terdapat 3 teknik yang umum digunakan dalam klinikal elektrokardiografi. Pada ketiga-tiga ini yang paling biasa digunakan adalah ‘the standard clinical electrocardiogram’. Dalam ujian ini dilaksanakan oleh physician dimana 12 potential differences yang berbeza yang dinamakan ECG lead dicatatkan dari permukaan (surface) badan pada pesakit yang rehat (resting patient). Teknik yang kedua iaitu VCG (vectocardiogram). Dengan teknik ini, ia menggunakan body surface potential sebagai input kepada model vector 3 dimensi daripada perangsangan kardiak. Ia akan menghasilkan grafik dari perangsangan pada jantung. Yang terakhir ialah monitoring ECG. Pada teknik ini 1 atau 2 ECG lead digunakan untuk mencatatkan life-threatening disturbances pada denyutan jantung. Kaedah atau teknik ini juga dikenali sebagai arrhythmia analysis. Ketiga-tiga teknik ini akan diperincangkan dengan lebih teliti lagi.

Dengan itu , 3 teknik basic yang telah digunakan pada ECG :

- ⊖ Standard Clinical ECG (12 lead )
- ⊖ VCG (3 orthogonal lead )
- ⊖ Monitoring ECG (1 atau 2 lead )

### 4.1 Standard clinical ECG (12 lead )

Cara pelekatan ini juga dipanggil sebagai dedawai unikutub. Sembilan kedudukan piawai bagi elektrod peninjau (dedawai) digunakan untuk elektrokardiografi klinikal biasa. Enam dedawai unikutub dada (dedawai prekordial) dinamakan V1-6. Tiga dedawai anggota unikutub adalah VR (lengan kanan), VL (lengan kiri), dan VF (tungkuai kiri). Oleh sebab arus elektrik hanya mengalir melalui cecair tubuh, maka rakaman anggota unikutub adalah rakaman yang diperoleh jika elektrod itu berada pada titik pelekatan anggota, tidak kira di mana sahaja elektrod itu. Dedawai lengan teraugmen,

yang ditunjukkan dengan huruf a (aVR, aVL, aVF), biasanya digunakan. Dedawai lengan teraugmen adalah rakaman di antara satu anggota dengan dua anggota yang lain. Ini meningkatkan saiz potensial itu sebanyak 50% tanpa sebarang perubahan dalam konfigurasi berbanding dengan rakaman dari dedawai yang tidak teraugmen, sebab setiap dedawai anggota teraugmen adalah bersamaan dengan  $\frac{3}{2}$  daripada dedawai yang tidak teraugmen.

Elektrod pada esophagus sering digunakan untuk mengkaji aktiviti atrium. Elektrod dimasukkan ke dalam kareter dan ditelan, dan setiap dedawai esophagus dikenali oleh huruf E yang diikuti oleh bilangan sentimeter daripada gigi kepada hujung elektrod. Oleh itu, contohnya, dedawai E, adalah rakaman unikutub apabila elektrod peninjau berada 35 cm ke dalam esophagus.

Lead I : LA (left arm) adalah disambung kepada input amplifier non-inverting , RA (right arm) adalah disambung kepada input inverting .

Lead II :Elektrod LL (left leg) adalah disambung kepada input amplifier's noninverting. RA (right arm) disambung kepada input inverting .

Lead III : LL (left leg) adalah disambung kepada input non-inverting , manakala LA (left Arm) disambung kepada input inverting .

Unipolar limb lead juga dikenali sebagai augmented limb lead , untuk ujian the composite potential daripada kesemua tiga limbs berlaku pada masa yang sama (simultaneously). Pada ketiga-tiga augmented leads , signal dari 2 limbs adalah summed pada resistor network dan selepas itu memberi kepada input amplifier's inverting .

lembut nosterungit synecardia (PVC, PAF, fibrilasi) , sementara pada pasien yang mengalami pasien dengan sindrom mitral dilatasi dan penyakit jantung beratnya dengan kadar kreatin kinase (CK) dan aspartat aminotransferase (AST) yang tinggi. Kompleks ECG ini merupakan kompleks yang terdiri dari lima gelombang R yang berada di bagian depan dada dan dua gelombang R yang berada di bagian belakang dada.

Bentuk kompleks ECG ini adalah gelombang R yang berada di bagian depan dada yang besar dan tajam, sedangkan gelombang R di bagian belakang dada yang kecil dan lembut. Dalam kompleks ECG ini, gelombang R yang besar dan tajam ini merupakan gelombang R yang berasal dari sumbu I dan gelombang R yang kecil dan lembut ini merupakan gelombang R yang berasal dari sumbu II.

Prinsip kerja dedawai ini adalah dengan menempatkan elektroda (lead) di bagian depan dada dan bagian belakang dada.

Prinsip kerja dedawai ini adalah dengan menempatkan elektroda (lead) di bagian depan dada.

Prinsip kerja dedawai ini adalah dengan menempatkan elektroda (lead) di bagian depan dada.

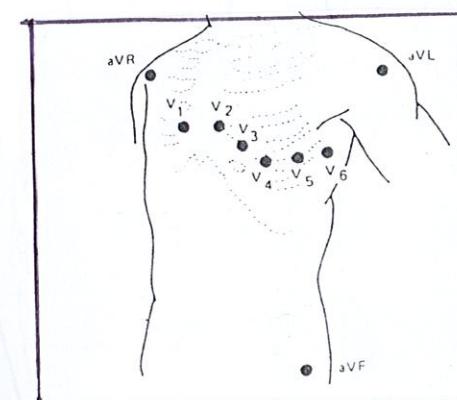
Prinsip kerja dedawai ini adalah dengan menempatkan elektroda (lead) di bagian depan dada.

Lead AVR : RA (right arm) adalah disambung kepada input non-inverting, LA (left arm) dan LL (left leg) adalah summed pada input inverting.

Lead AVL : LA(left leg ) adalah disambung kepada input non-inverting, RA dan LL adalah summed pada input inverting .

Lead AVF : LL adalah disambung kepada input non-inverting , manakala RA dan LA Adalah summed pada input inverting.

Unipolar chest lead (V1 → V6) adalah mengukurkan dengan signal dari tempat tertentu pada dada yang memberikan kepada input amplifier non-inverting , manakala RA , LA , dan LL adalah summed pada resistor Wilson network pada input amplifier's inverting .



Rajah 4.1 : Dedawai Unikutub

bagi dedawai anggota teraugmen boleh ditulis sebagai

$$aVR = VR - \frac{(VL + VF)}{2}$$

$$2aVR = 2VR - (VL + VF)$$

Oleh kerana  $VR + VL + VF = 0$  ( Segitiga Einthoven)

$$VR = -(VL + VF)$$

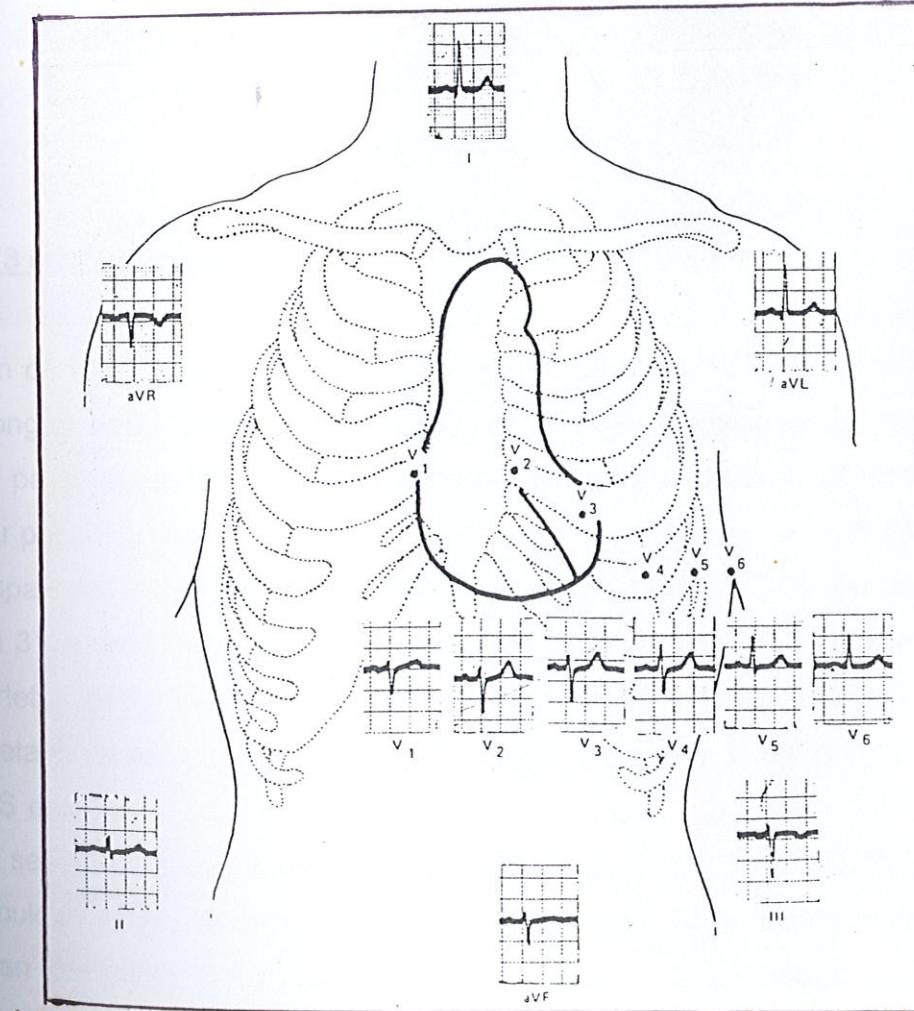
Menggantikan untuk  $-(VL + VF)$  ke dalam persamaan kedua,

$$2aVR = 2VR + VR$$

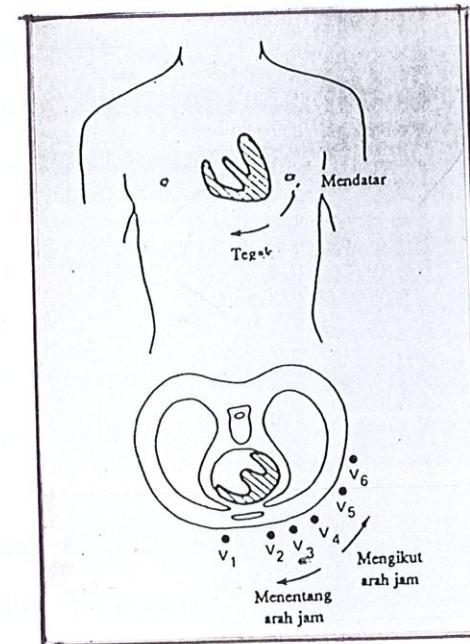
Oleh itu,

$$aVR = \frac{3}{2} VR$$

Rajah 4.2 : Persamaan Dedawai Anggota Teraugmen



Rajah 4.3 : ECG Yang Normal Dengan Jantung Dalam Kedudukan Mendarat



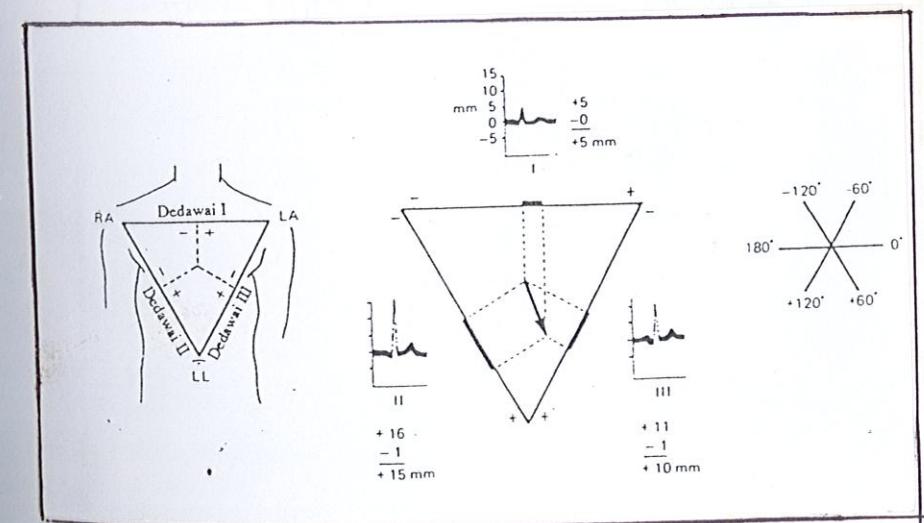
Rajah 4.4 : Kedudukan Jantung Di Dada

#### 4.2 VCG (3 orthogonal lead)

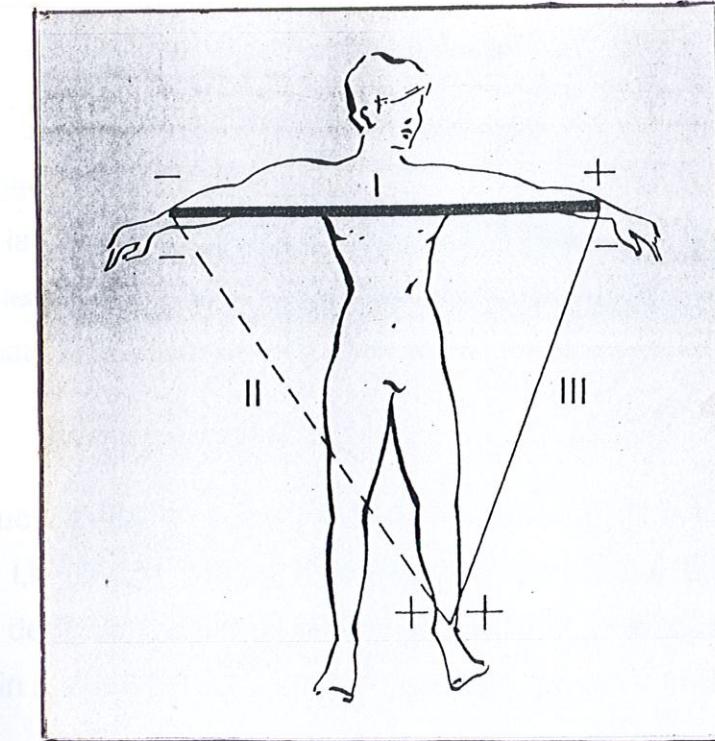
Disebabkan dedawai lengan piawai merakamkan perbezaan piawai di antara dua titik, maka pesongan pada setiap dedawai pada setiap ketika menunjukkan magnitude dan arah pada paksi dedawai bagi daya elektromotif yang dihasilkan di dalam jantung (vector atau paksi kardium). Vektor pada sebarang ketika yang diberi dalam 2 dimensi satah hadapan dapat dikira daripada dua dedawai lengan dawai jika diandaikan bahawa kedudukan 3 elektrod membentuk titik-titik segitiga sama sisi (segi tiga Einthoven) dan jantung terletak pada bahagian tengah segitiga itu. Andaian ini tidaklah sepenuhnya berdasar, tetapi vector yang dikira adalah suatu anggaran yang berguna. Anggaran vector QRS min (aksi elektrik jantung) diplot dengan menggunakan purata pesongan. QRS pada setiap dedawai yang ditunjukkan di dalam rajah 4.5. Ini adalah adalah vector min dan bukan vector segera, dan pesongan purata QRS mestilah diukur secara pengkamilan kompleks QRS. Walau bagaimanapun, ia boleh dianggarkan dengan mengukur perbezaan bersih di antara puncak negatif dengan puncak positif QRS. Arah

yang normal bagi min vector QRS biasanya dikatakan di antara -30 hingga +110 darjah pada sistem koordinat yang ditunjukkan dalam rajah 4.5. Penyimpangan paksi kiri dan kanan dikatakan berlaku jika paksi yang dikira jatuh kepada -30 darjah ke kiri atau +110 darjah ke kanan. Penyimpangan paksi kanan mencadangkan hipertrofi ventrikel kanan, dan penyimpangan paksi kiri mungkin disebabkan oleh hipertrofi ventrikel kiri. Walau bagaimanapun, perbezaan ringkas dalam kedudukan jantung mungkin menghasilkan nilai paksi yang berada dalam julat tak normal dan terdapat kriteria elektrokardiografi yang lebih baik dan lebih boleh dipercayai untuk hipertrofi ventrikel.

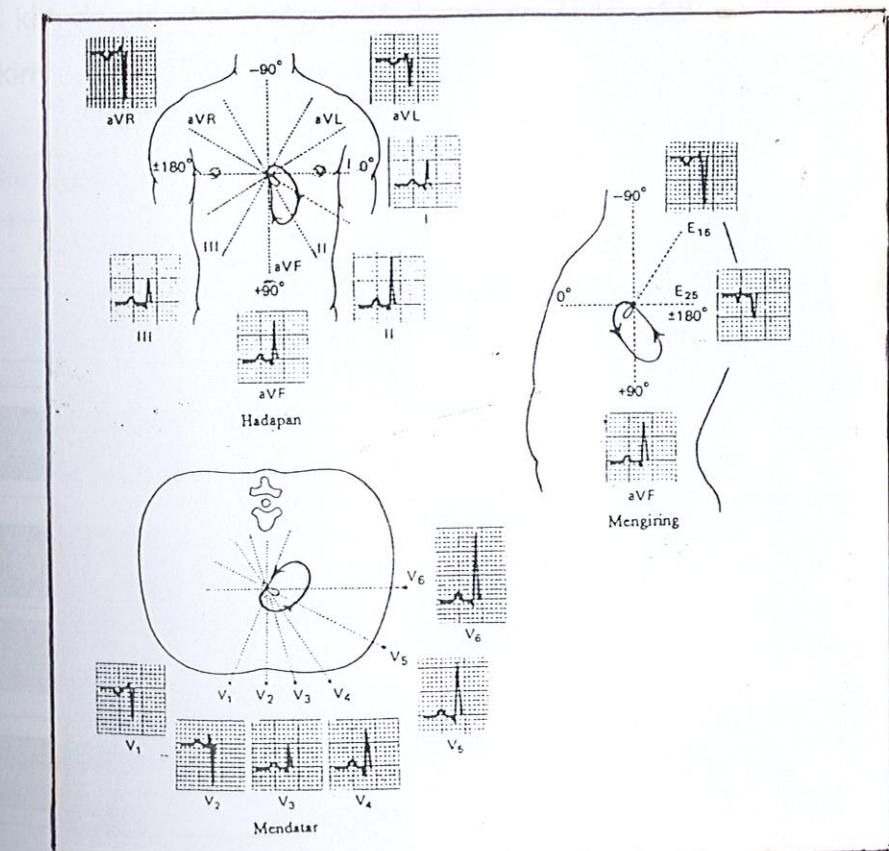
Rajah 4.5 menunjukkan segitiga Einthoven. Garisan tegak yang dianjurkan dari titik segitiga sudut sama melintas di pertengahan pusat aktiviti elektrik. RA, lengan kanan; LL, kaki kiri; dan LA lengan kiri; Tengah : perhitungan min vector QRS. Pada setiap dedawai, jarak yang sama dengan tinggi gelombang R tolak tinggi pesongan negatif yang terbesar pada kompleks QRS diukur dari titik tengah segitiga sama sisi yang melambangkan dedawai itu. Anak panah yang dilukis dari pusat aktiviti elektrik ke titik tempat garis tegak dianjurkan dari jarak yang diukur di tepi perlintasan yang melambangkan magnitude dan arah min vector QRS. Kanan: paksi rujukan bagi arah vector.



Rajah 4.5 : Vektor Kardium



The diagram illustrates the VCG method for determining the optimal bid in a Vickrey-Clarke-Groves (VCG) auction. It shows two bidders, A and B, with their respective valuations for an item. Bidder A's valuation is represented by a grid where the top-left cell is shaded black, indicating it is the highest value. Bidder B's valuation is represented by a grid where the bottom-right cell is shaded black, also indicating it is the highest value. The diagram shows how bids are submitted and how the item is allocated based on these bids, with the final payment being determined by the second-highest bid.



Rajah 4.7 : Vektorografi Pada Individu Dengan Dedawai ECG

#### 4.3 Monitoring lead system

Pada teknik ini ia tidak menggunakan standard elektrod position tetapi biasanya ia menggunakan 2 lead . Pada sistem ini adalah untuk melakukan kadar denyutan analysis , elektrod ditempatkan supaya primary ECG signal mempunyai amplitude gelombang R yang tinggi .

Dedawai dwikutub digunakan sebelum dedawai unikutub dibentuk. Dedawai anggota piawai dedawai I,II dan III adalah rakaman bagi perbezaan potesial di antara dua anggota. Dalam dedawai I, elektrod disambung supaya pesongan ke atas ditunjukkan apabila lengan kiri menjadi positif berbanding dengan lengan kanan (positif lengan kiri).

Pada dedawai II, elektrod diletakkan pada lengan kanan dan pada lengan kanan dan pada tungkai kiri, dengan tungkai positif; dan pada dedawai III, elektrod pada lengan kiri dan tungkai kiri, dengan tungkai positif.

Bahagian	Kod Warna
	Lengan Kanan
	Lengan Kiri
	Kaki Kanan
	Kaki Kiri
	Dada

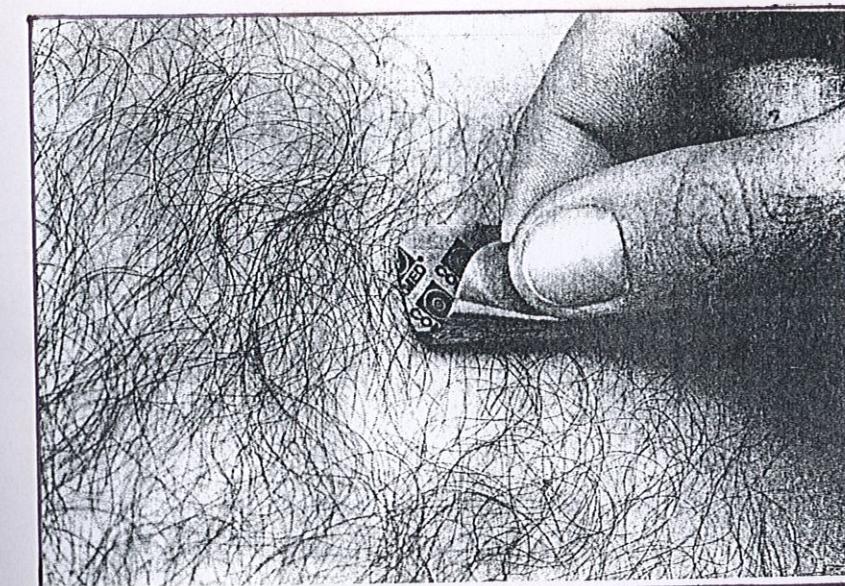
Jadual 4.1 : Kod Warna Pada Lead

#### 4.4 Cara Melekatkan Elektrod

Seorang teknisi atau tenaga kerja berminat mendapatkan wadah untuk menyimpan elektrod ini dalam kemasan plastik. Untuk mengelakkan isi kemasan berlubang, ia perlu dilakukan dengan teliti supaya tidak terjadi kerusakan pada elektrod.

Elektrod kerap kali dibutuhkan dalam keadaan menutupi dengan lapisan plastik dan teknisi yang bertanggungjawab mesti memastikan bahawa ia selamat sewaktu penyimpanan selepas penggunaan. Pendekatannya adalah sebagai berikut:

1. Pada penutup plastik yang diberikan bersama dengan elektrod, teknisi perlu menempatkan elektrod di dalamnya. Jika ia masih dalam kemasan plastik, ia perlu dibuka dan teknisi perlu memastikan bahawa ia selamat sewaktu penyimpanan selepas penggunaan.



Rajah 4.8 : Cara-cara Melekatkan Elektrod

## **BAB 5.0**

### **ARITMIA KARDIUM**

## Bab 5.0 Aritmia Kardium

### 5.1 Kadar Kardium Normal

Pada jantung manusia yang normal, setiap denyutan bermula daripada nodus SA. Jantung berdenyut kira-kira 70 kali seminit ketika berehat. Kadarnya menjadi perlahan dalam keadaan tidur dan menjadi cepat akibat emosi, senaman, demam dan beberapa rangsangan yang lain. Pada individu muda yang sihat dan bernafas pada kadar yang normal. Kadar denyutan jantung berbeza mengikut fasa pernafasan; iaitu meningkat ketika inspirasi dan menurun ketika ekspirasi, terutamanya jika kedalaman pernafasan itu meningkat. Aritmia sinus adalah fenomenon yang biasa. Ketika inspirasi, impuls pada vagus dari reseptor tegangan di dalam paru-paru merencat pusat kardio rencatan di dalam medulla oblongata. Discas vagus tonus yang menentukan denyutan jantung perlahan, menjadi kurang, dan kadar denyutan jantung meningkat. Faktor tambahan ialah radiasi impuls rencatan dari pusat inspirasi ke pusat kardio rencatan.

Proses penyakit yang mengganggu nodus sinus mengakibatkan bradikardia yang ketara diikuti oleh yang penting dan sinkop ( sindrom demam sinus).

### 5.2 Perentak Tak Normal

Nodus AV dan bahagian lain sistem konduksi dapat menjadi perentak kardium dalam keadaan tidak normal. Tambahan pula, serat otot atrium dan ventrikel yang berpenyakit mungkin mempunyai potensial membran yang rendah dan mendicas secara berulang.

Apabila konduksi dari atrium ke ventrikel diganggu sepenuhnya. Penyekatan jantung yang lengkap dikatakan berlaku, dan ventrikel berdenyut pada kadar yang perlahan (ritma idioventrikel) yang tidak bergantung kepada atrium. Penyekatan itu mungkin disebabkan oleh penyakit pada nodus AV ataupun disebabkan oleh sistem konduksi di

bawah sekatan itu (sekatan infonodus). Pada pesakit yang mengalami sekatan nodus AV, tisu normal yang bakinya menjadi perentak, dan kadar ritma idioventrikel adalah lebih kurang 45 denyut/min. Pada pesakit yang mengalami sekatan infranodus yang disebabkan oleh penyakit pada berkas his, perentak ventrikel terletak lebih pinggir dalam sistem konduksi, dan kadar ventrikel adalah lebih perlahan. Kadarnya berpurata kira-kira 35 denyutan/min, tetapi dalam individu tertentu, ia mungkin seperlahan 15 denyutan/min. Pada individu itu, mungkin juga terdapat tempoh a sistole yang berlalu selama seminit atau lebih. Iskemia serebrum yang terjadi menyebabkan pening dan pitam. Sebab-sebab sekatan jantung tahap ketiga termasuklah juga infarksi miokardium pembedahan untuk membetulkan kecacatan septum interventrikel congenital. Dalam sekatan infranodal dengan sindrom Stokes-Adam, implantasi suatu perentakkardium yang kekal dilakukan untuk menggerakkan ventrikel pada kadar regulasi yang lebih pantas.

Apabila konduksi di antara atrium dengan ventrikel diperlahankan, tetapi tidak diganggu sepenuhnya, sekatan jantung tak lengkap berlaku. Dalam bentuk yang disebut sekatan jantung tahap pertama, kesemua impuls atrium tiba ke ventrikel, tetapi selaan PR adalah sangat panjang. Dalam bentuk yang disebut sekatan jantung tahap kedua, tidak semua impuls atrium dihantar ke ventrikel. Mungkin terdapat, misalnya, denyutan ventrikel yang mengikuti setiap denyutan atrium kedua dan ketiga. Dalam bentuk sekatan jantung lengkap yang lain, terdapat urutan denyutan yang berulang-ulang apabila selaan PR memanjang secara beransur-ansur sehingga denyutan ventrikel tergugur biasanya normal dan berpanjangan sedikit.

Kadangkala, satu cabang berkas His terganggu, yang menyebabkan sekatan pada cabang berkas kiri atau kanan. Dalam sekatan cabang berkas, pengujian lalu secara normal menerusi berkas itu di sebelah yang utuh dan kemudian berpatah semula melalui otot tersebut untuk mengaktifkan ventrikel di sebelah yang tersekat. Dengan itu, kadar ventrikel adalah normal, tetapi kompleks QRS dipanjangkan dan menjadi cacat.

titik pacemaker meliputi titik Purkinje atau nodus AV (nodus AV adalah titik pacemaker yang berada di dalam jalinan kardiak dan tidak memiliki sifat-sifat pacemaker), titik Purkinje, dan titik His. Titik pacemaker ini merupakan titik dengan sifat-sifat pacemaker yang berada di dalam jalinan kardiak dan tidak memiliki sifat-sifat pacemaker. Titik pacemaker ini merupakan titik dengan sifat-sifat pacemaker yang berada di dalam jalinan kardiak dan tidak memiliki sifat-sifat pacemaker.

Titik pacemaker yang berada di dalam jalinan kardiak dan tidak memiliki sifat-sifat pacemaker ini merupakan titik dengan sifat-sifat pacemaker yang berada di dalam jalinan kardiak dan tidak memiliki sifat-sifat pacemaker. Titik pacemaker yang berada di dalam jalinan kardiak dan tidak memiliki sifat-sifat pacemaker ini merupakan titik dengan sifat-sifat pacemaker yang berada di dalam jalinan kardiak dan tidak memiliki sifat-sifat pacemaker.

Sekatan mungkin juga berlaku pada fasikel anterior atau posterior cabang berkas kiri, menghasilkan keadaan yang disebut hemisekat atau sekatan fasikel. Hemisekat anterior kiri mengakibatkan pesongan paksi kiri yang tak normal dalam ECG, sementara hemisekat posterior kiri mengakibatkan pesongan paksi kanan yang tak normal. Adalah tidak jarang bagi kita menjumpai gabungan sekatan fasikel serta sekatan cabang. ECG berkas His membenarkan analisis yang terperinci tentang tapak sekatan itu apabila terdapat kecacatan dalam sistem konduksi.

aktiviti kemasukan simpatik yang meningkatkan kadar atrium 150 – 220/min (jadual 2a-d)

### 5.2.1 Fokus Ektopik Pengujaan

Dalam keadaan normal, sel miokardium tidak mendiscas secara spontan, dan kemungkinan discas oleh berkas his dan sistem purkinje adalah rendah kerana discas perentak nodus SA biasanya lebih pantas daripada kadar discas spontan. Walau bagaimanapun, dalam keadaan tak normal, serat Purkinje mungkin mendiscas spontan dan serat miokardium mungkin membentuk potensial membran terayun, dengan penghasilan pendepolaran. Dalam keadaan ini, peningkatan keautomatik jantung dikatakan wujud. Jika fokus ektopik terengsa mendiscas sekali, hasilnya ialah suatu denyutan yang berlaku sebelum denyutan normal berikutnya yang mengganggu trima kardium secara sementara. Jika fokus mendiscas berulang-ulang pada kadar yang lebih pantas daripada nodus SA, ia menghasilkan takikardia yang pantas dan regular. Fokus yang mendiscas secara pantas dan tidak regular, ata lebih tepat lagi, satu kumpulan fokus pada atrium atau ventrikel mungkin mengakibatkan fibrilasi atrium atau fibrilasi ventrikel.

Dalam teknikalna pacemaker dan titik pacemaker, kadar ventrikel mungkin

### 5.2.2 Aritmia Atrium

Ujaan yang merebak dari fokus yang mendiscas secara bebas pada atrium merangsang nodus AV dan dikonduksi ke ventrikel . Gelombang P daripada ekstrasistole atrium adalah tak normal , tetapi konfigurasi QRST adalah normal . Pengujaan mendepolarkan nodus SA yang mesti dipolarkan semula dan kemudian didepolarkan kepada aras

cetusan sebelum ia dapat memulakan denyutan normal yang berikutnya . Akibatnya , terdapat suatu jeda di antara denyutan ekstrasistole dengan denyutan normal yang berikutnya , yang biasanya mempunyai masa yang sama dengan selaan di antara denyutan normal yang berlaku sebelum ekstrasistole .

memperolehnya pada ventrikel yang berada dalam komisi sinus.

Takikardia atrium berlaku apabila fokus atrium mendicas secara regular atau terdapat aktiviti kemasukan semula yang menghasilkan kadar atrium 150 – 220/min ( jadual 28-3) Kadangkala , terutamanya pada pesakit yang terdigitalis , sekatan atrioventrikel pada sesuatu tahap dikaitan dengan takikardia ( takikardia atrium paroksismal dengan sekatan ) . Apabila kadar atrium adalah 200-350/min , keadaan itu disebut fluter atrium . Fluter atrium hampir sentiasa dikaitan dengan sekatan AV 2:1 atau 3:1 , sebab nodus AV yang normal mempunyai tempoh refraktori yang lama dan pada orang dewasa , ia tidak dapat mengkonduksi lebih daripada 230 impuls seminit .

Impuls normal sempai ke ventrikel pada masa dalam tempoh refraktori berikutnya Semasa fibrilasi atrium , atrium berdenyut dengan pantasnya (300-500/min) secara tidak regular dan tidak tersusun sepenuhnya . Disebabkan nodus AV mendicas pada selaan yang tidak regular , maka ventrikel berdenyut pada kadar yang sangat tidak regular , biasanya 80-160/min.

Akibat penyakit ini adalah seperti dibawah.Pada kebanyakan manusia yang normal , ekstrasistole atrium sering berlaku dari masa ke masa tanpa mempunyai kepentingan patologi . Dalam takikardia paroksismal dan fluter atrium , kadar ventrikel mungkin terlalu tinggi sehingga diastole menjadi terlalu pendek untuk pengisian ventrikel dengan darah yang mencukupi di antara kontraksi . Akibatnya , output kardium berkurangan dan gejala kegagalan jantung muncul . Kaitan di antara kadar denyutan jantung dengan outputnya. Gagal jantung mungkin merumitkan fibrilasi kardium apabila kadar ventrikel pantas. Asetilkolina yang dibebaskan pada hujungan vagus menindas konduksi pada otot atrium dan nodus AV. Inilah sebabnya perangsangdiscas vagus cara yang bersifat fisiologebah rebuman cubi ditemui makalogi romi guna

refleks secara menekan biji mata atau urutan sinus carotid sering mengubah takikardia dan kadangkala mengubah fluter atrium kepada ritma sinus normal. Sebagai pilihan, rangsangan vagus meningkatkan tahap sekatan AV yang serta-merta memperlakukan kadar ventrikel. Digitalis juga nenindas konduksi AV.I, yang digunakan untuk memperlakukan kadar ventrikel yang pantas dalam fibrilasi atrium.

### 5.2.3 Aritmia Ventrikel

Ekstrasistole yang berasal dari fokus ektopik ventrikel biasanya mempunyai kompleks QRS yang berpanjangan dan berbentuk luar biasa akibat sebaran impuls yang perlahan dari fokus melalui otot ventrikel ke bahagian ventrikel yang lain. Ia biasanya tidaknya tidak berupaya untuk mengujakan berkas His maka konduksi ke atrium retrograd, tidak berlaku. Sementara itu, impuls nodus SA biasa yang mengambil alih berikutnya mendepolarkan atrium. Gelombang P biasanya terlindung dalam QRS ekstrasistole. Jika impuls normal sampai ke ventrikel. Ia masih dalam tempoh refraktori berikutnya pendepolaran fokus ektopik. Walau bagaimanapun, impuls kedua yang mengikutinya dari nodus SA mengakibatkan denyutan yang normal. Oleh itu, ekstrastole ventrikel diikutioleh jeda pampasan yang lebih panjang daripada jeda selepas ekstrasistole atrium. Lagipun, ekstrasistole ventrikel tidak mengganggu discsas nodus Sayang regular, sementara ekstrasistole atrium mengganggu dan "memulakan semula ritma normal". Perbezaan ini membolehkan denyutan pramatang atrium dibezakan daripada denyutan pramatang ventrikel secara palpasi nadi atau auskultasi jantung dalam keadaan berbaring. Jika sebelah kaki dihentak mengikut ritma normal yang regular, denyutan yang berlaku selepas denyutan pramatang atrium akan berlaku awal berbanding dengan denyutan regular yang berlaku sebelumnya. Walau bagaimanapun, denyutan normal yang pertama selepas denyutan pramatang ventrikel berlaku pada hentakan kaki yang kedua selepas denyutan pramatang, kerana tempoh ekstrasistole ventrikel serta denyutan normal yang berikutnya bersamaan dengan tempoh dua denyutan yang normal.

ekstrasistole atrium yang dibawa bersama-sama dengan gelombang P dan gelombang R pada sinyal ECG. Jantung akan berada dalam masa refraktori diantara gelombang P dan R, maka gelombang R tidak akan mampu untuk menyebabkan denyut jantung. Jantung akan berada dalam masa refraktori diantara gelombang R dan S.

Ekstrasistole atrium dan ventrikel tidak cukup kuat untuk menghasilkan nadi pada pergelangan tangan jika ia berlaku ketika awal diastole, apabila ventrikel tidak mempunyai masa yang cukup untuk diisi dengan darah dan otot ventrikel masih secara relatifnya dalam tempoh refraktorinya. Ia mungkin tidak membuka injap aorta dan pulmonarnya, maka, sebagai tambahan, bunyi denyutan jantung yang kedua tidak terdapat.

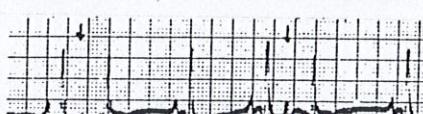
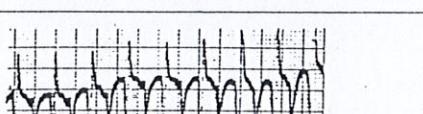
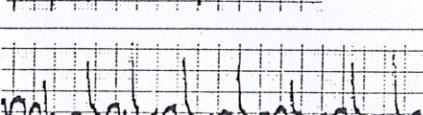
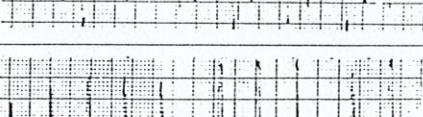
#### TAKIKARDIA VENTRIKEL

Takikardia ventrikel sebenarnya ialah suatu siri pendepolaran ventrikel yang pantas, regular dan biasanya disebabkan oleh gerakan membulat yang melibatkan ventrikel. Takikardia yang bermula di atas ventrikel dapat dibezakan daripada takikardia ventrikel paroksismal dengan penggunaan EBH; dalam takikardia supraventrikel, terdapat suatu pesongan berkas His, sementara dalam takikardia ventrikel keadaan ini tidak berlaku. Ekstrasistole ventrikel adalah biasa dan dalam Ketiadaan penyakit jantung iskemia, ia biasanya dalam bentuk benigna. Takikardia ventrikal adalah lebih serius sebab output kardium berkurangan dan fibrilasi ventrikel adalah komplikasi yang sering berlaku dalam takikardia ventrikel.

Dalam fibrilasi ventrikel, serat otot ventrikel mengkontrak dalam cara yang tidak regular dan tidak berkesan sepenuhnya kerana discas fokus ektonik ventrikel berbilang yang pantas atau gerakan membulat. Ventrikel yang terfibrilasi. Kelihatan seperti sebungkus cacing yang bergerak-gerak. Fibrilasi ventrikel dapat dihasilkan oleh kejutan elektrik atau ekstrasistole ketika selaan yang kritis, tempoh mudah terjejas. Daripada segi masa, tempoh mudah terjejas adalah bersamaan dengan bahagian tengah gelombang T iaitu ia berlaku semasa sebahagian daripada miokardium ventrikel didepolarkan, sebahagian lagi didepolarkan semula secara tak lengkap, dan sebahagian lagi didepolarkan semula dengan lengkapnya. Keadaan inilah yang paling baikuntuk mengembalikan kemasukan semula dan gerakan membulat. Ventrikel yang terfibrilasi tidak dapat mengepamkan darah secara berkesan, dan peredaran darah terhenti. Oleh itu, tanpa rawatan kecemasan, fibrilasi ventrikel yang berlangsung lebih daripada

beberapa minit mungkin membawa maut. Sebab paling biasa bagi kematian mengejut pesakit yang mempunyai infarksi miokardium ialah fibrilasi ventrikel.

Walaupun fibrilasi ventrikel mungkin dapat dihasilkan oleh pembunuhan dengan elektrik, ia sering dapat dihentikan dan ditukarkan kepada ritma sinus yang normal dengan cara kejutan elektrik.

Kadar discs fokus ektopik atrium	Aritmia
Discas sekali-sekala pada kadar yang lebih perlahan daripada ritma sinus asas	E <sub>35</sub> 
Kontraksi pramatang atrium (pada anak panah)	
Kira-kira 160 hingga lebih kurang 220	E <sub>35</sub> 
Takikardia atrium (dengan konduksi 1:1)	
Lebih kurang 220 sehingga kira-kira 350	E <sub>35</sub> 
Fluter atrium	
Melebihi 350	E <sub>35</sub> 
Fibrilasi atrium	

### Jadual 5.1 : Aritmia Atrium

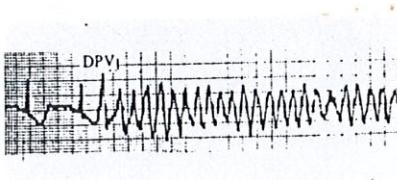
menyebabkan muntahan dan serangan jantung, namun dapat juga menyebabkan infarkt jantung. Infarkt jantung yang disebabkan oleh fibrilasi ventrikel merupakan penyebab utama kematian akibat jantung.

Gejala fibrilasi ventrikel yang paling terkenal adalah tanda-tanda kesulitan bernafas akibat pembengkakan paru-paru akibat sumbatan darah di dalamnya. Selain itu, fibrilasi ventrikel juga boleh menyebabkan kejadian jantung berdebar-debar (palpitasi).

Gejala fibrilasi ventrikel

Gejala fibrilasi ventrikel

Gejala fibrilasi ventrikel

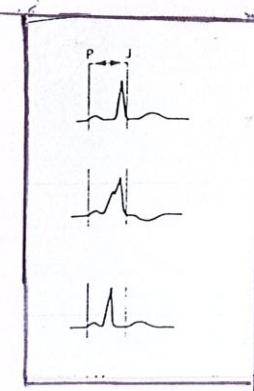


Rajah 5.1 : Fibrilasi Ventrikel

#### 5.2.4 Konduksi AV Terpecah

Suatu keadaan menarik yang dilihat pada individu yang normal, tetapi cenderung mengalami aritmia atrium paroksismal, ialah konduksi AV terpecah. Biasanya satu-satunya laluan konduksi di antara atrium dengan ventrikel ialah nodus AV. Individu yang menghidap sindrom Wolff-Parkinson White mungkin mempunyai aberan tambahan pada otot atau hubungan tisu nodus di antara atrium dengan ventrikel. Ia mengkonduksi dengan lebih pantas daripada nodus AV yang mengkonduksi dengan perlahannya, dan satu ventrikel teruja lebih awal. Manifestasi pengaktifan ini bersesuaian dengan pola QRS normal, menghasilkan selaan PR yang pendek dan pesongan QRS yang panjang dan berterusan strok di atas., serta selaan yang normal di antara permulaan gelombang P dengan penghujung kompleks QRS. Takikardia paroksismal atrium yang kelihatan dalam sindrom ini seringkali mengikuti denyutan pramatang atrium. Denyutan ini dikonduksi secara normal ke nodus AV tetapi bertemu dengan berkas refraktori yang lebih panjang, dan impuls dihantar secara retrograd ke arah atrium. Maka gerakan membulat terjadi. Kadangkala, denyutan pramatang atrium menemui nodus AV

refraktori tetapi sampai ke ventrikel melalui berkas kent, yang mewujudkan gerakan membulat apabila impuls melintas dari ventrikel ke atrium melalui Nodus AV.



Rajah 5.2 : Konduksi AV Terpecah

## **BAB 6.0**

### **ECG MESIN MAINTENANCE**

## **Bab 6.0 ECG Mesin Maintenance**

ECG mesin adalah satu peralatan elektronik perubatan yang tidak rata atau kasar (rugged) . Pada kebanyakan hospital-hospital, mesin-mesin ECG ini diberikan kurang jagaan. Penjagaan yang rapi perlu dilaksanakan terhadap mesin ECG ini supaya keputusan-keputusan ujian adalah tepat. Selain itu, Mesin dapat dipastikan dapat digunakan dalam jangka masa yang panjang. Kini, banyak hospital memanggil juruteknik ECG atau juruteknik biomedical untuk memeriksa dan membaik pulih mesin ECG.

Pada keadaannya prosedur untuk setiap hari atau setiap minggu Pemeriksaan operational terhadap mesin ECG adalah seperti dibawah: (Cara-cara ini adalah secara umum atau dipanggil general method ia bergantung jenis model mesin yang digunakan)

1. 'On'kan mesin ECG dan membenarkannya warm up untuk beberapa minit atau lebih bila hendak menggunakan atau membuat maintenance.
2. Memastikan function switch adalah berjalan dan lead selection dalam keadaan STD.
3. Menekan butang 1mV cal dengan beberapa kali. Mengambil nota :
  - Adakah sisi paksi tegak (aksi y) pada pulse dinampak?
  - Adakah kawalan sensitivity boleh dilaraskan untuk menghasilkan sekurang-kurangnya 10mm dari deflection.
  - Adakah pulse sentiasa ditengah-tengah
4. Laraskan position control dan adakah stylus bergerak kepada limit atau berhenti di atas atau bawah pada margin kertas.
5. Bersentuhan kesemua elektrod connector yang terdapat pada akhir patient kabel dan seterusnya onkan lead selector switch melalui 12 position. Pada masa ini, anda akan terlihat satu keadaan yang diam/pegun, satu garis pada baseline pada kertas.
6. Laraskan sensitivity bagi tepat 10mm deflection bila lead selector adalah dalam keadaan STD dan butang 1mv cal adalah ditekankan.
7. Tekan butang 1mV cal stylus akan deflect 10mm dan selepas itu, dengan perlahan ia akan balik kepada posisi yang asal.



## **Bab 7.0 ECG Faults dan Troubleshooting**

Symptom:

Mesin berjalan, tetapi thermal tip stylus tidak bertulis atau graf yang dihasilkan tidak begitu terang.

Sebab:

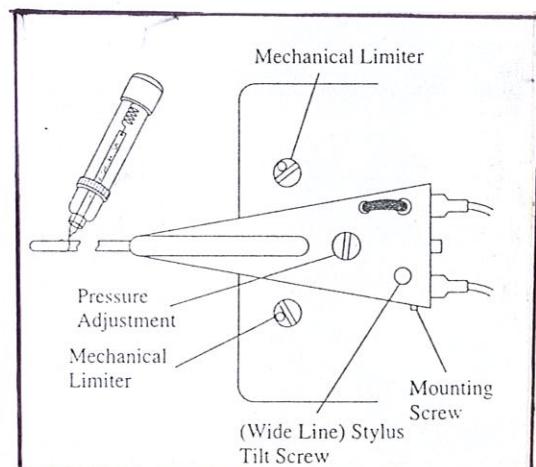
1. Kekurangan haba pada stylus tip
2. Tekanan stylus pada kertas tidak mencukupi.

Troubleshooting: **JIKA MESIN BERJALAN :**

1. Menggunakan screw driver untuk menekan stylus itu pada kertas.
2. kalau terdapat satu garis yang hitam wujud ke atas kertas, maka masalah ini disebabkan oleh tekanan, tetapi kalau garis yang hitam tidak wujud. Maka ia disebabkan oleh haba pada stylus tip.

**JIKA STYLUS TIP**

1. Untuk stylus tip tidak panas, check voltan heater pada stylus wayer. Kalau voltan itu tidak betul, rujuk pada servis manual.
2. Laraskan tekanan stylus. Jangan membuat anggaran.



Rajah 7.1 : Pengujian Tekanan Stylus

Symptom:	Smeared Trac
Sebab:	'Worn' stylus atau kemasukan kertas yang salah
Troubleshooting:	Periksa kertas yang dmasukkan. Seterusnya periksa stylus yang digunakan adakah ia tajam.
Symptom:	Catatan kurang baik
Sebab:	Masalah elektronik atau mekanikal, bad lead switch atau input connector, patient cable yang kurang baik.
Troubleshooting:	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Tempatkan lead selector switch pada STD, sambungkan semua elektrod bersama dan tekan butang 1mV cal.</li> <li>2. Kalau calibration pulses yang normal wujud, maka masalah pada penyambungan pada pesakit.</li> <li>3. Menukar patient kabel. Kalau masalah ini dihadapi, membuktikan bahawa masalah pada kabel. Kalau tidak, masalah ini pada bahagian dalaman mesin.</li> </ol>

# BHG II

# LITAR

## **BAB 8.0**

### **OPERASI LITAR LEAD FAIL DETECTOR**

## **Bab 8.0 Operasi Litar Lead Fail Detector**

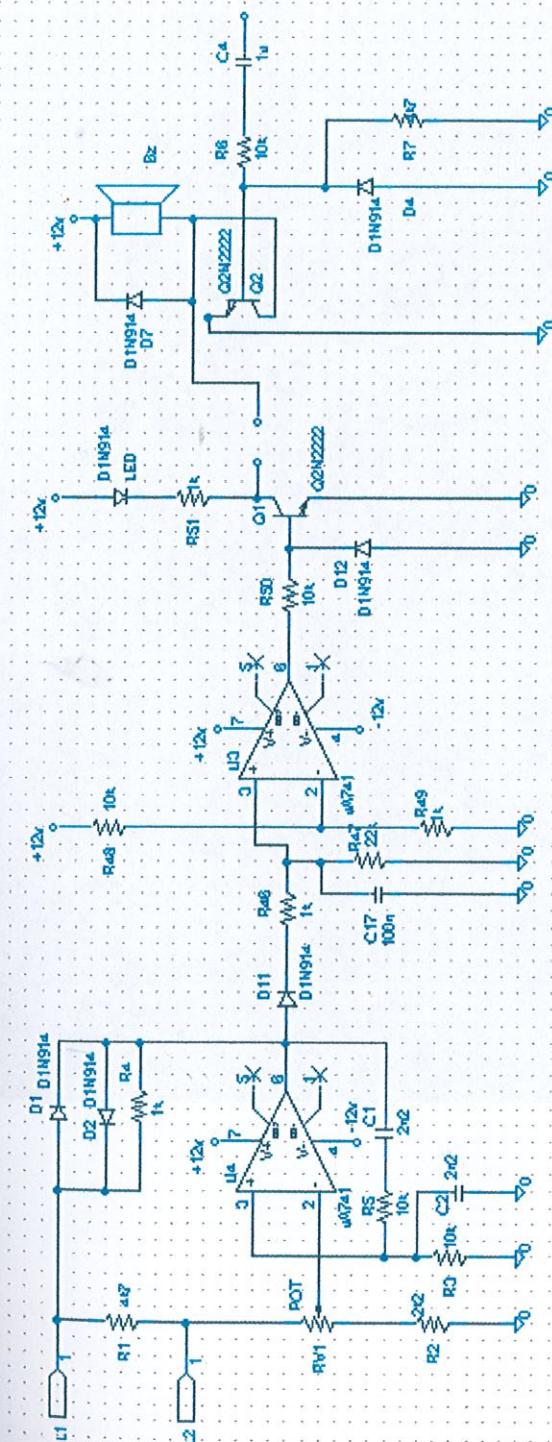
### **8.1 Pengenalan**

Litar Lead Fail Detector adalah satu litar yang dicipta khas untuk menyelesai masalah peletakan elektrod yang tak kesempurnaan bagi peralatan bio-perubatan seperti EMG, ECG dan EEG hari ini. Litar Lead Fail Detector ini dapat mengesan dan memberikan isyarat bila keadaan pelekatan pada elektrod di badan atau permukaan kulit didapati tidak sempurna atau tidak dapat sentuh ( not contact ) dengan baik. Dalam Litar ini ia mempunyai dua lead atau lebih dikenali sebagai elektrod yang memberikan peranan yang penting. Tanpa elektrod ini, litar ini tidak dapat mengesan atau tidak berfungsi.

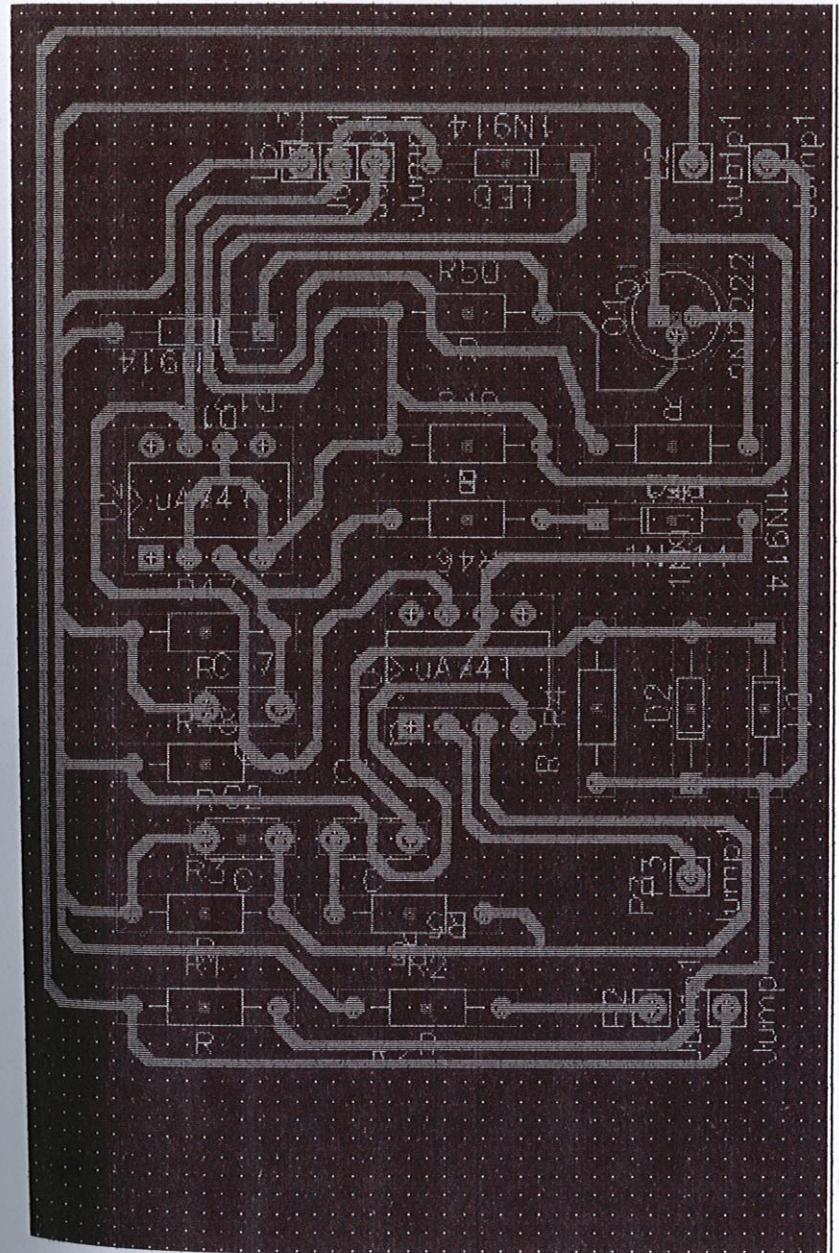
Selain itu, litar ini merangkumi dua bahagian untuk memberikan isyarat kepada kita bila ia kesan kegagalan lead itu. Kedua-dua bahagian ini adalah bahagian yang menyala LED dan bahagian yang membunyikan Buzzer. Pendek kata, sebaik sahaja litar ini dapat mengesan kegagalan Lead, kedua-dua bahagian ini akan menyala LED dan membunyikan Buzzer serentak.

Dengan adanya kedua-dua isyarat iaitu LED menyala dan Buzzer berbunyi, maka ia dapat memberitahu kita terdapat penyambungan elektrod yang tidak sempurna pada pesakit. Dengan adanya sistem ini, operator atau para jururawat dapat memastikan penyambungan elektrod pada pesakit adalah dalam keadaan yang baik. Untuk memastikan perlekatan elektrod pada pesakit adalah baik, seseorang itu mesti melaraskan kedudukan elektrod sampai LED pada litar tidak lagi menyala dan Bunyi pada litar tidak berbunyi. Jika tidak, ia menunjukkan kedudukan elektrod atau perlekatan elektrod tidak sempurna lagi walaupun pelarasannya elektrod telah dilaksanakan.

## 8.2 Skimatik Litar Lead Fail Detector

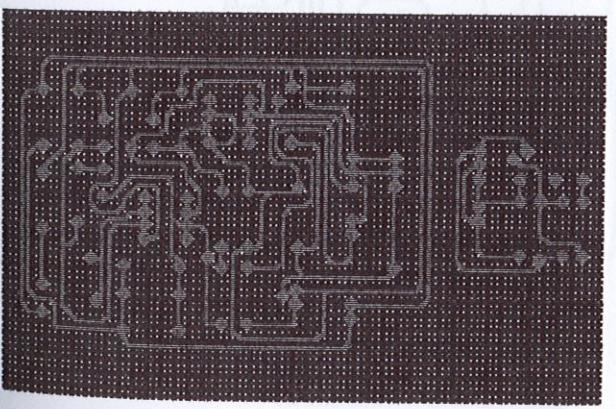


Rajah 8.1 Litar Skimatik

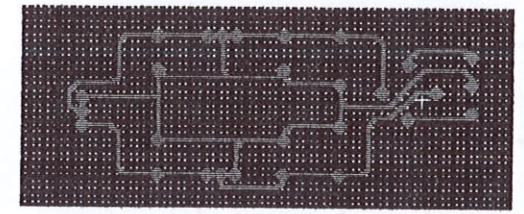


Rajah 8.2 : PCB Berlapis

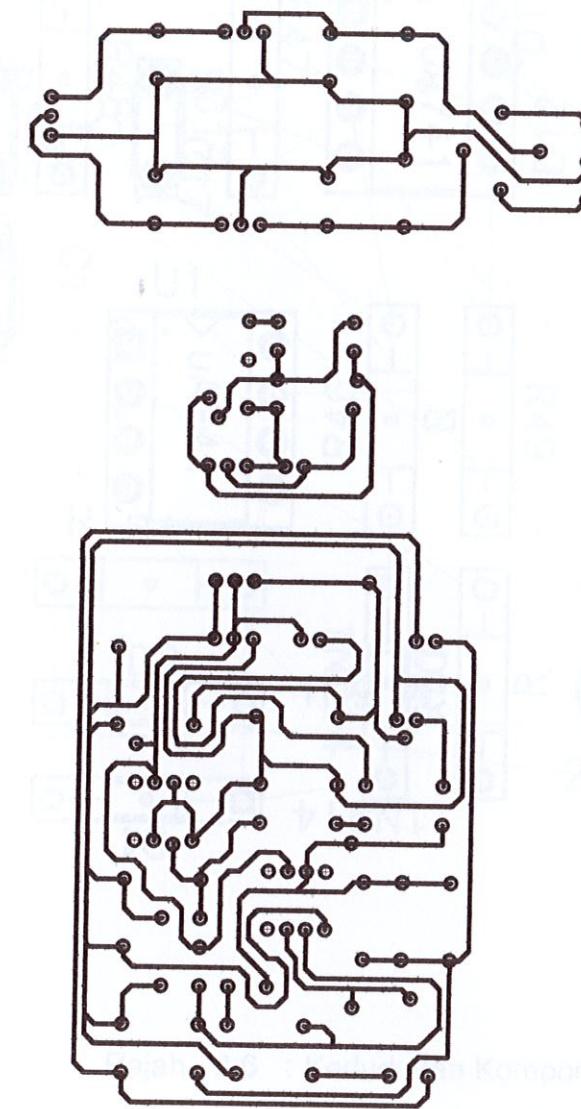
Rajah 8.3 PCB Liter Lead Fail Detector

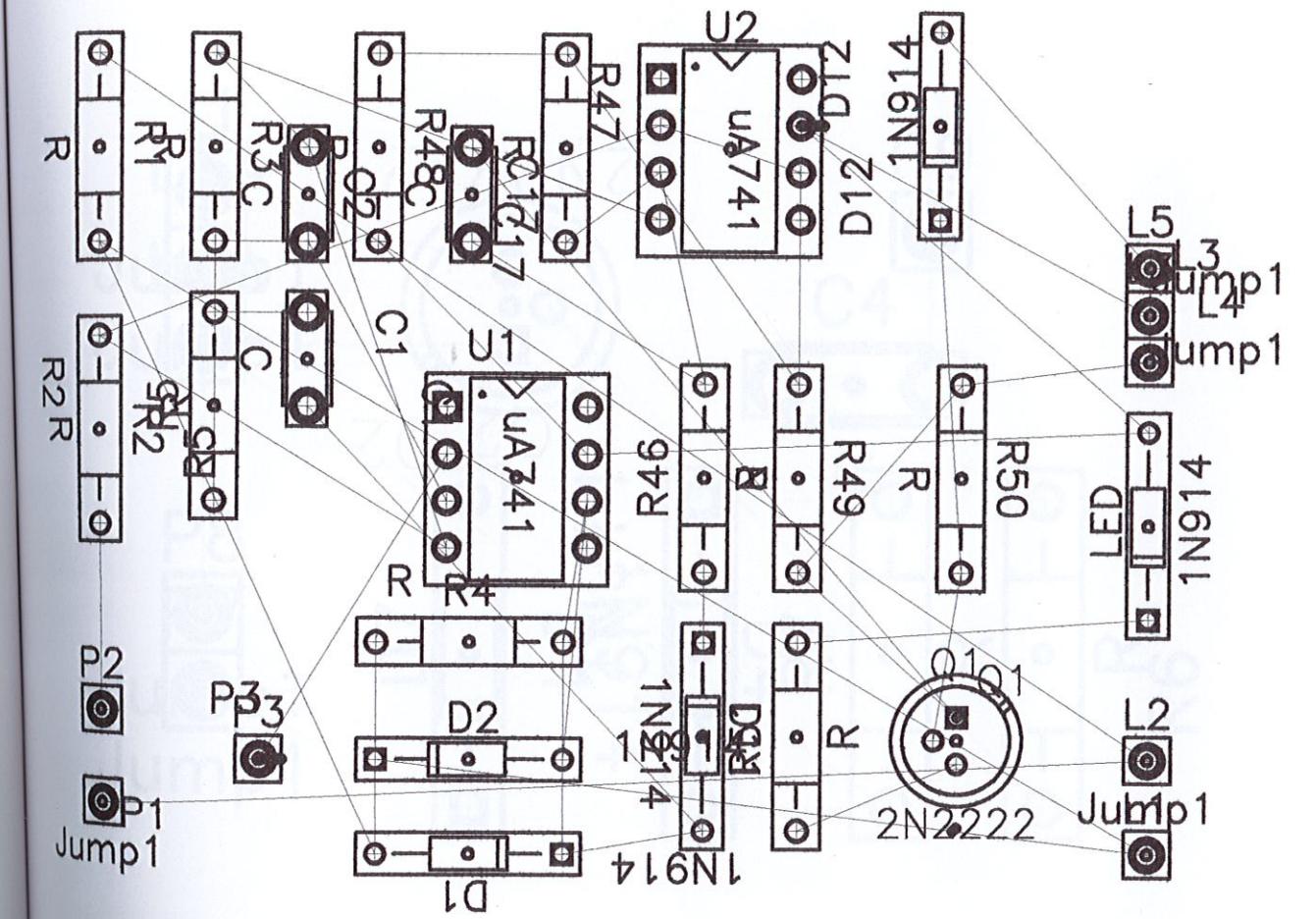


Rajah 8.4 PCB Bekalan Kuasa

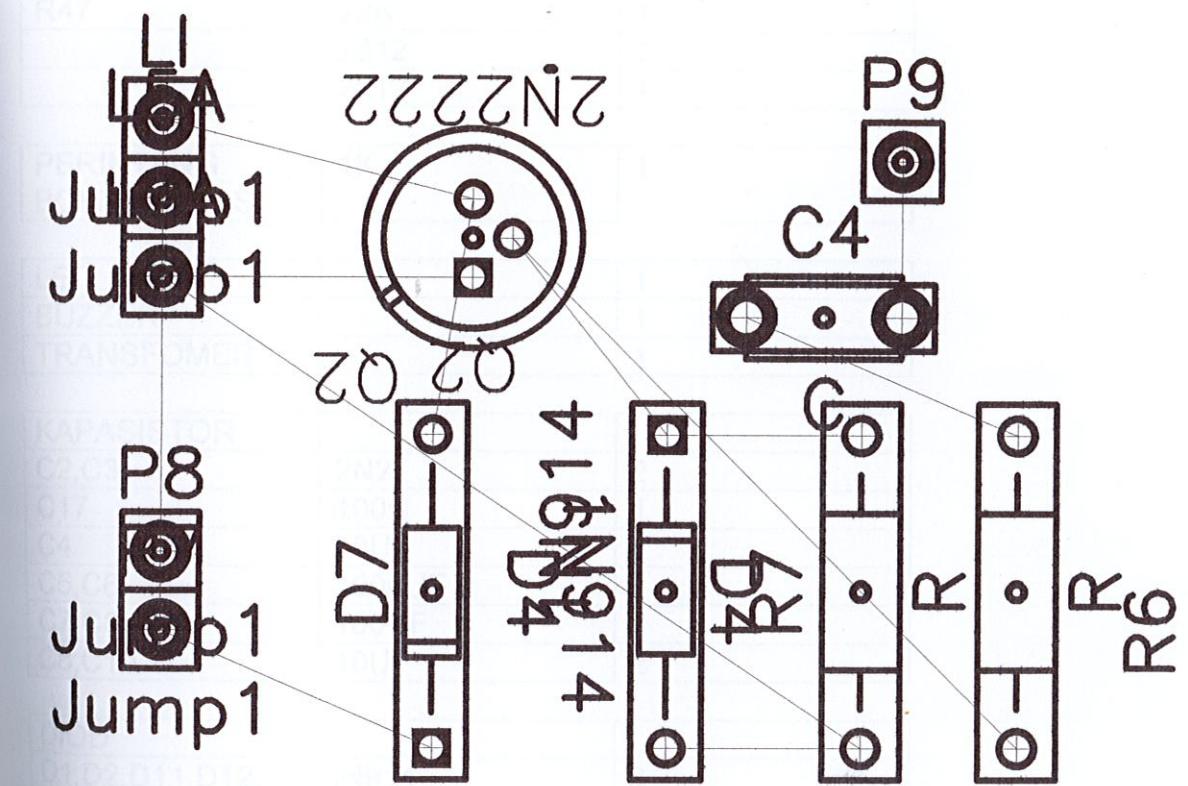
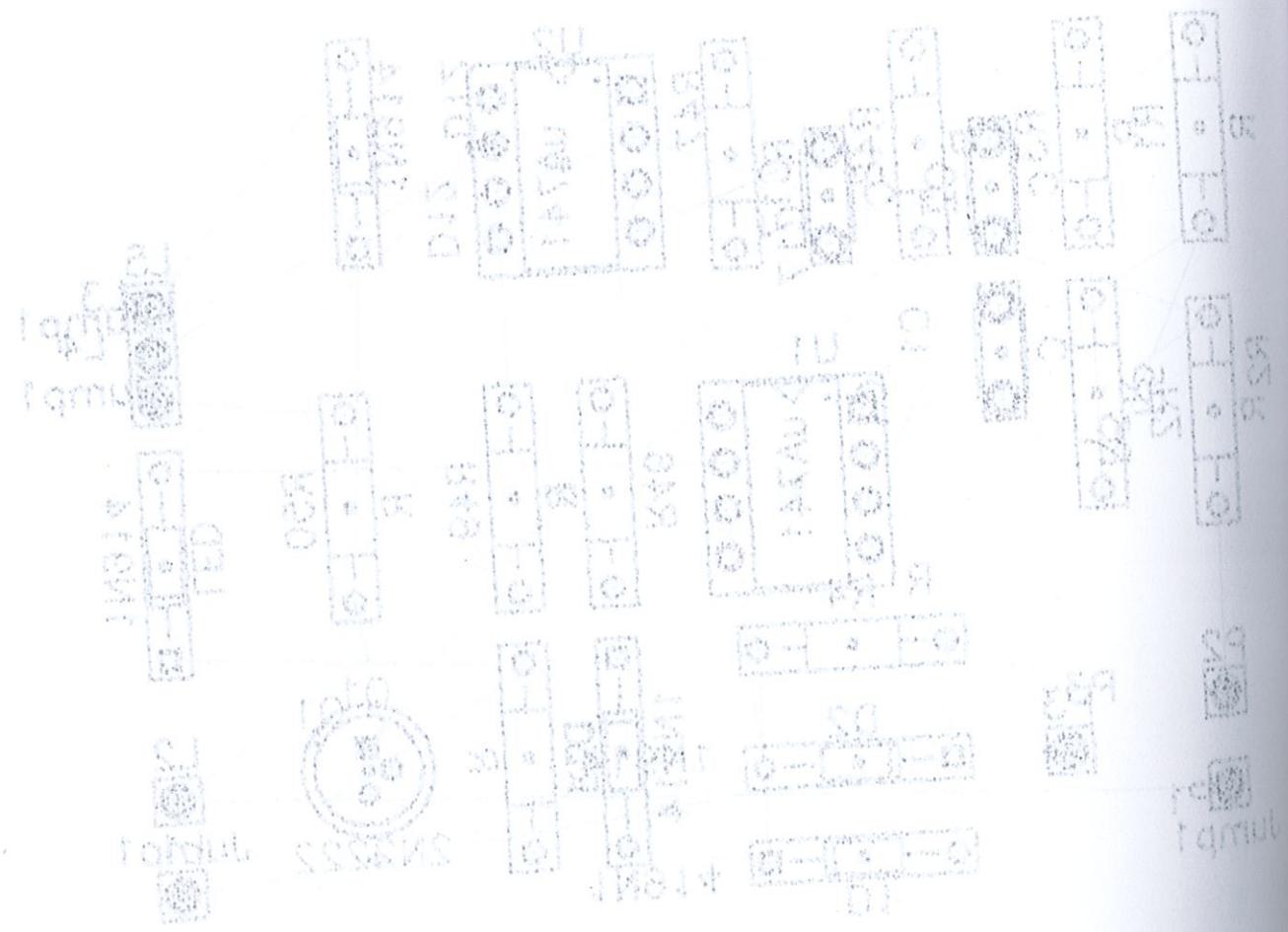


Rajah 8.5 : PCB Projek Litar





Rajah 8.6 : Kedudukan Komponen  
Bahagian I



Rajah 8.7 : Kedudukan Komponen  
Bahagian II

### 8.3 Komponen

	NILAI	JUMLAH
PERINTANG		
R1,R7	4K7	2
R2	2K2	1
R3,R5,R6,R48,R50	10K	5
R4,R49,R51	1K	3
R47	22K	1
	7812	1
	7912	1

PERINTANG BOLEH LARAS	1K	1
--------------------------	----	---

LED		1
BUZZER		1
TRANSFOMER		1

KAPASISTOR		
C2,C3	2N2	2
C17	100N	1
C4	10U	1
C5,C6	1000UF	2
C7,C8	100UF	2
C8,C10	10U	2

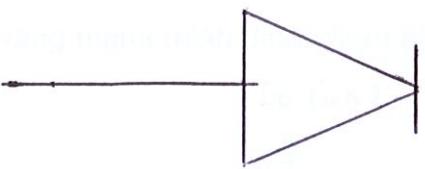
DIOD		
D1,D2,D11,D12, D3,D4	IN914	6

TRANSISTOR		
Q1,Q2	BC182	2

IC		
U1,U2	LM741	2

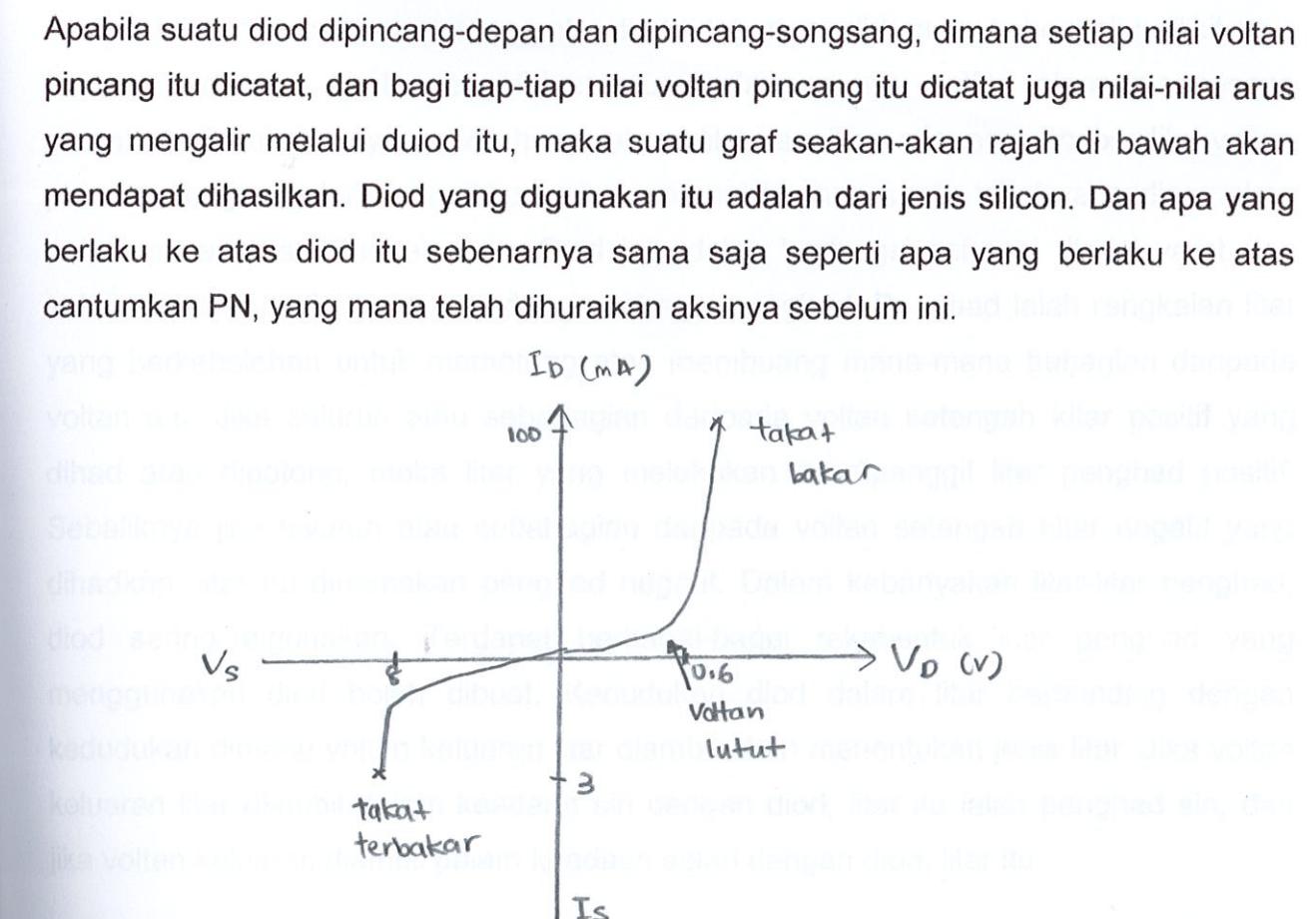
## 8.4 Fungsi Umum Komponen

### 8.4.1 Diod IN914



Rajah 8.8 Struktur Diod

Komponen semikonduktor yang pada prinsipnya sama dengan cantumkan PN ialah diod. Diod ialah komponen elektronik dua elemen terdiri daripada anod dan katod. Anod adalah bahan jenis-P dan katod bahan jenis-N. Merujuk kepada gambar rajah di atas, kepala anak panah bermaksud menunjukkan aliran arus konvensional jika diod mengalir arus. Diod dipincang-depan jika anod diberi voltan positif dan katod kepada kutub negatif. Lebih tepat lagi takrif bagi diod di pincang-depan ialah apabila anod mendapat voltan lebih positif dari katod atau apabila katod mendapat voltan lebih negatif. Diod di pincang depan akan mengalirkan arus depan yang mengalir dari terminal positif bekalan melalui diod, dan kembali ke terminal negatif bekalan. Terdapat buku-buku yang menggunakan arah aliran arus electron, iaitu berlawanan, dari katod ke anod. Walau bagaimanapun nilai arus yang dialiran adalah sama saja. Arah aliran arus konvensional digunakan kerana simbol skematik kebanyakan komponen elektronik menggunakan konsep ini. Diod pincang songsang jika diod diberi voltan negatif dan katod kepada kutub positif. Lebih tepat lagi takrif bagi diod di pincang songsang ialah apabila anod mendapat voltan lebih negatif dari katod atau apabila katod mendapat voltan lebih positif dari anod. Diod dipincang-songsang tidak mengalirkan arus kecuali amat sedikit arus songsang.



Rajah 8.9 Lengkok ciri I-V Diod

Semasa mula-mula diod [erlahan-lahan dipincang-depan, tiada arus mengalir. Jika voltan itu ditambah lagi dan menghampiri nilai voltan sawar, diod akan mula mengalirkan sedikit arus depan. Sebaik saja nilai voltan pincang-depan itu mengatasi nilai depan dengan banyaknya. Selepas itu, jika sedikit saja voltan pincang-depan cuba dinaikkan, arus depan akan mencapai dengan kadar yang banyak dan cepat. Voltan pada lengkok di mana berlakunya kenaikan arus yang tiba-tiba itu dinamakan voltan lutut, dan nilainya sama dengan nilai voltan sawar bagi diod yang digunakan (0.7 V). neeh

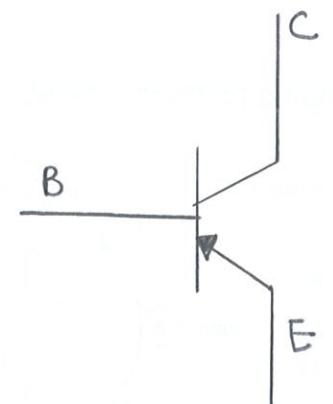
Apabila diod dipincang-songsang pula, diod tidak mengalirkan arus, kecuali sedikit arus bocor. Diod terus tidak mengalirkan arus walaupun nilai voltan pincang-songsang ditambah. Perubahan yang ada hanyalah sedikit kenaikan nilai arus bocor. Jika voltan pincang-songsang terus dinaikkan, akan sampai kepada suatu titik yang dinamakan voltan pecah-tebat. Pendek kata, Diod ini adalah berfungsi sebagai diod isyarat dan sebagai penerus. Selain itu, diod juga sebagai penghad. Penghad ialah rangkaian litar yang berkebolehan untuk memotong atau membuang mana-mana bahagian daripada voltan a.u. Jika seluruh atau sebahagian daripada voltan setengah kitar positif yang dihad atau dipotong, maka litar yang melakukan itu dipanggil litar penghad positif. Sebaliknya jika seluruh atau sebahagian daripada voltan setengah kitar negatif yang dihadkan, litar itu dinamakan penghad negatif. Dalam kebanyakan litar-litar penghad, diod sering digunakan. Terdapat berbagai-bagai rekabentuk litar penghad yang menggunakan diod boleh dibuat. Kedudukan diod dalam litar berbanding dengan kedudukan dimana voltan keluaran litar diambil akan menentukan jenis litar. Jika voltan keluaran litar diambil dalam keadaan siri dengan diod, litar itu ialah penghad siri, dan jika voltan keluaran diambil dalam keadaan selari dengan diod, litar itu ialah penghad selari.

Catatan: Untuk operasi biasa, tapak pula berfungsi untuk mendekati terminal empat pada transistor. Pemungut pula berfungsi untuk mendekati terminal dua pada transistor.

#### 8.4.2 Transistor

Satu lagi komponen elektronik yang diperbuat dari bahan semikonduktor ialah transistor. Seperti juga diod, transistor dibina daripada cantumkan bahan jenis P dan jenis N tetapi mengandungi tiga lapis, tidak dua seperti diod. Lapis-lapis itu sama ada N-P-N atau P-N-P. Rajah dibawah menunjukkan struktur binaan transistor di mana bahan jenis P diapit ditengah-tengah di antara dua lapis bahan jenis N. Biasanya disebut transistor NPN. Ketiga-tiga lapis ini masing-masing menerbitkan terminal atau kaki. Yang ditengah dinamakan Tapak dan yang dua lagi masing-masing bernama pengeluar dan pemungut.

atau bilbee dikenali juga sebagai perekong atau bahan aktif. Bilbee ini merupakan bahan semikonduktor yang mempunyai sifat khas iaitu ia boleh mengalihkan arus elektron dan proton. Bilbee relevan dengan perkembangan teknologi pada masa kini kerana ia boleh menghasilkan arus yang besar dan mudah dijalankan. Bilbee ini juga boleh menghasilkan arus yang kuat dan bersifat stabil. Bilbee ini juga boleh digunakan dalam sistem komunikasi dan sistem komputer. Bilbee ini juga boleh digunakan dalam sistem komunikasi dan sistem komputer. Bilbee ini juga boleh digunakan dalam sistem komunikasi dan sistem komputer.



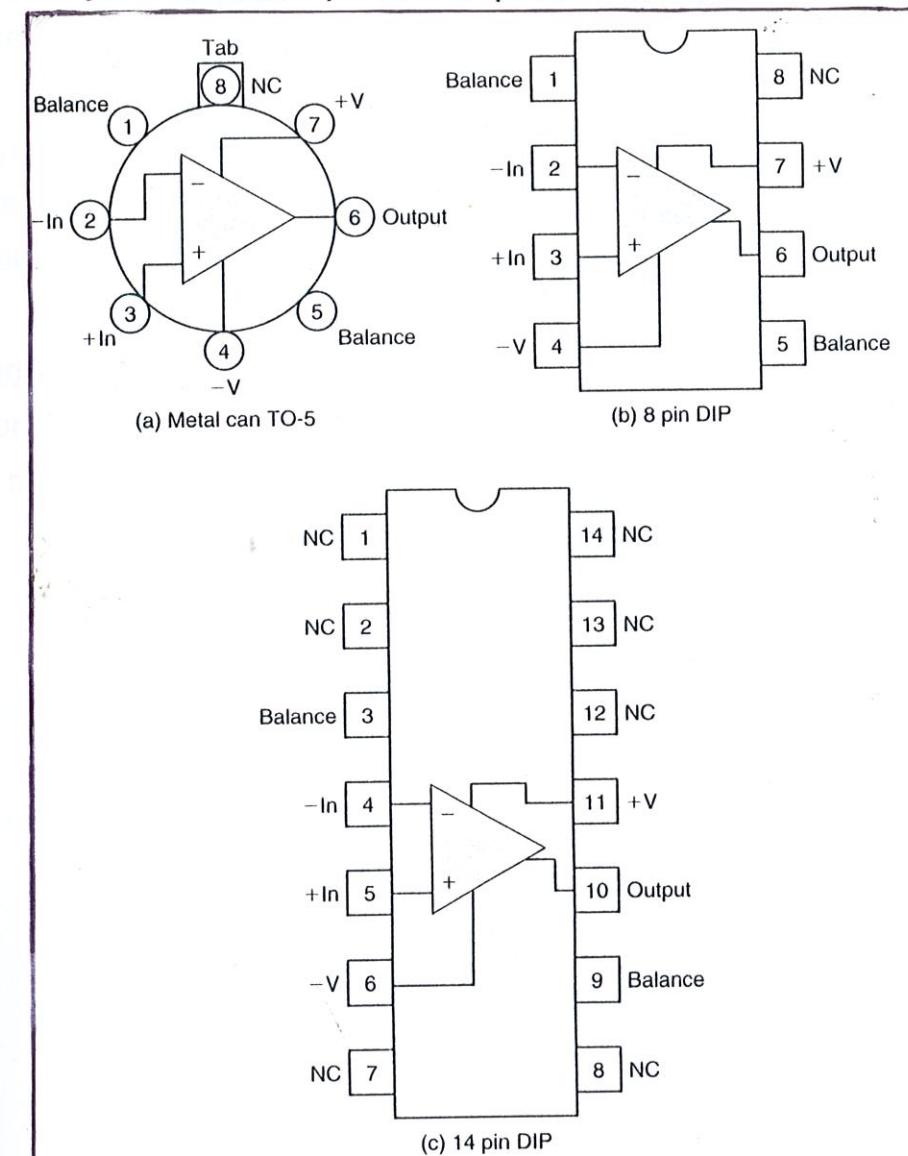
Rajah 8.10 Struktur Transistor

Sama ada transistor jenis NPN atau PNP, lapisan bagi tapak adalah amat nipis dan sengaja dibuat supaya mengandungi hanya sedikit sahaja pembawa arus majority. Lapisan Pengeluar pula lebar dan mengandungi pembawa arus majority yang sangat banyak, sementara lapisan pemungut pula lebih lebar lagi dan mengandungi sedikit sahaja pembawa arus majority. Pada dasarnya, pengeluar berfungsi sebagai pembekal cas-cas atau pembawa arus majority dalam transistor. Pemungut pula merupakan sebagai simpang yang akan mengawal pengaliran arus ini.

Untuk membolehkan suatu transistor itu beroperasi secara sempurna, iaanya mestilah diberikan voltan pincang dalam bentuk voltan a.t. Ada dua jenis voltan pincang yang mesti dibekalkan kepada transistor sebagai syarat untuk membolehkannya beroperasi. Kedua-dua syarat ini adalah cantuman pengeluar-tapak mesti mendapat voltan pincang depan, dan cantuman pemungut-tapak mesti mendapat voltan pincang songsang.

### 8.4.3 IC 741

IC 741 biasa digunakan dalam operation amplifier.



Rajah 8.11 Struktur Binaan IC 741

#### 8.4.4 LED

Fungsi utama LED adalah satu komponen elektronik yang boleh bernyala bila bekalan kuasa dikenakan.

#### 8.4.5 Buzzer

Fungsi utama Buzzer adalah satu komponen elektronik yang boleh mengeluarkan bunyi bila isyarat dan bekalan kuasa dikenakan.

#### 8.4.6 Perintang

Fungsi perintang adalah menghadkan arus yang mengalir pada litar. Selain itu, ia juga berfungsi membahagian voltan pada litar.

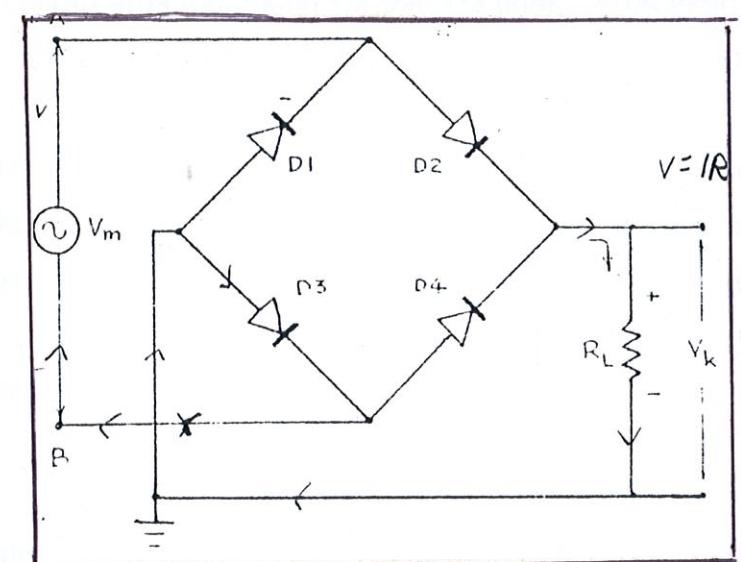
8.5 Operasi Bekalan kuasa Penggunaan voltan a.t dapat mengakibatkan masalah berlaku pada sistem sebarang kerana ia di bawa sekunder. Guna kuasa Bekalan kuasa yang digunakan ialah di dapat membekalkan voltan positif dan voltan negatif. Nilai voltan yang dihasilkan boleh bekalan kuasa ini ialah +12V dan -12V. Voltan-voltan positif dan negatif digunakan ini kerana dalam litar lead fail detector menggunakan operation Amplifier yang memerlukan voltan negatif dan juga positif. Hampir semua alat-alat aktif elektronik memerlukan voltan a.t untuk membolehkan ia beroperasi. Litar-litar transistor misalnya dalam litar lead fail detector mesti diberi voltan pincang a.t yang betul untuk membolehkannya bekerja. Dalam projek ini kami tidak menggunakan sel-sel kering kerana, setelah beberapa lama digunakan kuasanya semakin lemah lalu bateri terpaksa sentiasa ditukar. Selain itu, bagi litar ini ia memerlukan 12V, maka dengan gunakan sel-sel kering ia membazir dan tidak ekonomi. Unit Bekalan kuasa AT dalam peralatan elektronik akan bertugas untuk menukar voltan a.u kepada a.t yang seakan-akan sama cirinya seperti voltan a.t dari sebuah bateri, iaitu bernilai tetap ( tidak berdenyut ) dan dengan nilai-nilai yang dapat disesuaikan dengan keperluan peralatan. Bagi blok bekalan kuasa yang digunakan ia merangkumi transformer, rectifier dan rangkaian penapis.

#### 8.5.1 Transformer

Sumber kuasa elektrik yang tersebar kepada pengguna ialah dalam bentuk a.u dan bernilai tinggi. Untuk menyesuaikan dengan litar projek lead fail detector ini, voltan ini perlu direndahkan nilainya. Untuk tujuan ini, transformer digunakan kerana ia berkebolehan merendahkan nilai voltan a.u ( dinamakan transformer perendah ). Selain daripada itu oleh kerana transformer terbina daripada dua lilitan gelung utama dan sekunder yang tiada langsung hubungan terus antara keduanya melainkan dengan proses aruhan, maka penggunaannya juga bertujuan untuk mengasingkan rakaian litar projek dipihak sekunder daripada talian bekalan kuasa a.u yang tinggi dipihak utama. Pengasingan ini dapat mengelakkan pengguna dipihak sekunder dari terkena

kejutan elektrik voltan a.u yang tinggi. Pengasingan ini juga dapat mengelakkan litar utama menerima kesan dari sebarang kerosakan litar di lilitan sekunder. Oleh kerana litar ini hendak diberi bekalan a.u itu memerlukan suatu nilai yang rendah, maka transformer perlu digunakan.

### 8.5.2 Bridge Rectifier



Rajah 8.12 Bridge Rectifier

Ketika voltan masukan pada ayunan setengah kitar positif, terminal A akan berupayaan lebih positif daripada terminal B. Ini menyebabkan diod-diod D2 dan D3 mendapat voltan pincang depan sementara diod-diod D1 dan D4 mendapat voltan pincang songsang. Menggunakan konsep diod seperti suis, D2 dan D3 dalam keadaan 'on' manakala D1 dan D4 dalam keadaan 'Off'. Ini bermakna hanya D2 dan D3 akan membenarkan aliran arus manakala D1 dan D4 tidak. Arus akan mengalir dari terminal A ke diod D2, kemudian ke diod 3 dan balik ke terminal B. Ketika melalui perintang iaitu 7812 dan 7912 , arus ini akan menyusutkan voltan dan arah aliran arus itu

menyebabkan voltan yang dihasilkan itu berupayaan positif pada terminal keluaran berbanding dengan terminal yang dibumikan. Kesimpulannya, ketika voltan masukan a.u pada ayunan setengah kitar positif, voltan keluarannya juga berayunan positif. Ketika voltan masukan pada ayunan setengah kitar negatif, terminal A akan berupayaan lebih negatif dari terminal B. Ini menyebabkan diod-diod D1 dan D4 pula akan mendapat voltan pincang depan sementara diod-diod D2 dan D3 mendapat voltan pincang songsang. Menggunakan konsep diod sebagai suis, D1 dan D4 dalam keadaan 'on' manakala D2 dan D3 dalam keadaan 'Off'. Ini bermakna hanya D1 dan D4 akan membenarkan aliran arus manakala D2 dan D3 tidak. Arus akan mengalir dari terminal D ke diod D4, melalui perintang 7912, kemudian ke diod D1 dan balik ke terminal A. Ketika melalui perintang itu, arus ini akan menyusutkan voltan . Perhatian arah aliran arus itu ketika melalui perintang sama juga seperti pada masa setengah kitar positif tadi. Ini menyebabkan voltan yang dihasilkan itu masih juga berupayaan positif pada terminal keluaran berbanding dengan terminal yang dibumikan. Kesimpulannya, ketika voltan masukan a.u pada ayunan setengah kitar negatif, voltan keluarannya masih juga berayunan positif. Operasi ini berulang pada kitar-kitar selanjutnya.

Untuk menurunkan voltan ini, ia perlu dilakukan dengan cara menggunakan resistor untuk meredamnya. Kapasitor juga boleh digunakan bagi masa yang cukup panjang untuk menurunkan voltan.

### 8.5.3 Rangkaian Penapis

Yang menjadi perhatian ialah bentuk voltan keluaran dari litar-litar bridge rectifier tidaklah tulin dan tetap nilainya seperti yang dapat diperolehi dari bateri-bateri. Voltan keluaran litar rectifier ialah voltan a.t berdenyut. Voltan a.t berdenyut tidaklah begitu baik untuk dijadikan voltan bekalan kuasa bagi litar ini. Operasi litar yang mendapat bekalan seperti ini akan menjadi tidak sempurna dan tidak tepat. Lebih-lebih lagi op-amp dalam litar-litar akan menghasilkan bunyi-bunyi gangguan yang tidak menyenangkan.

masalah terjadi apabila voltan merentasi perintang 7812 dan 7912. Voltan ini berdenyut dengan frekuensi yang sama dengan frekuensi arus di dalamnya. Jadi apabila voltan merentasi perintang 7812 dan 7912, ia akan berdenyut dengan frekuensi yang sama dengan arus di dalamnya. Untuk mengatasi masalah ini, voltan a.t berdenyut keluaran dari rectifier hendaklah melalui rangkaian Penapis. Tugas utama penapis ialah untuk menjadikan voltan a.t berdenyut kepada voltan a.t tulin dan bebas dari denyut yang nilainya tetap seperti yang dapat diperolehi dari bateri. Antara kebolehan kapasitor ialah ia boleh menyimpan cas dan membuang cas. Ia menerima cas apabila ada beza upaya merentasnya, kemudian menyimpannya selama mungkin. Cas itu akan hanya dibuang apabila ada perjalanan lengkap untuk arus mengalir antara dua hujungnya. Merujuk pada rajah, arus diod ialah arus dari litar rectifier yang menghasilkan voltan susut merentasi perintang 7812 dan 7912. Ia juga akan memberi cas kepada kapasitor kerana ianya selari dengan perintang. Ingat bahawa bentuk gelombang voltan merentasi perintang ialah voltan a.t berdenyut keluaran dari rectifier. Anak panah garisan pecah itu ialah pengaliran arus sewaktu kapasitor membuang cas.

Untuk mengatasi masalah ini, voltan a.t berdenyut keluaran dari rectifier hendaklah melalui rangkaian Penapis. Tugas utama penapis ialah untuk menjadikan voltan a.t berdenyut kepada voltan a.t tulin dan bebas dari denyut yang nilainya tetap seperti yang dapat diperolehi dari bateri. Antara kebolehan kapasitor ialah ia boleh menyimpan cas dan membuang cas. Ia menerima cas apabila ada beza upaya merentasnya, kemudian menyimpannya selama mungkin. Cas itu akan hanya dibuang apabila ada perjalanan lengkap untuk arus mengalir antara dua hujungnya. Merujuk pada rajah, arus diod ialah arus dari litar rectifier yang menghasilkan voltan susut merentasi perintang 7812 dan 7912. Ia juga akan memberi cas kepada kapasitor kerana ianya selari dengan perintang. Ingat bahawa bentuk gelombang voltan merentasi perintang ialah voltan a.t berdenyut keluaran dari rectifier. Anak panah garisan pecah itu ialah pengaliran arus sewaktu kapasitor membuang cas.

Untuk mengatasi masalah ini, voltan a.t berdenyut keluaran dari rectifier hendaklah melalui rangkaian Penapis. Tugas utama penapis ialah untuk menjadikan voltan a.t berdenyut kepada voltan a.t tulin dan bebas dari denyut yang nilainya tetap seperti yang dapat diperolehi dari bateri. Antara kebolehan kapasitor ialah ia boleh menyimpan cas dan membuang cas. Ia menerima cas apabila ada beza upaya merentasnya, kemudian menyimpannya selama mungkin. Cas itu akan hanya dibuang apabila ada perjalanan lengkap untuk arus mengalir antara dua hujungnya. Merujuk pada rajah, arus diod ialah arus dari litar rectifier yang menghasilkan voltan susut merentasi perintang 7812 dan 7912. Ia juga akan memberi cas kepada kapasitor kerana ianya selari dengan perintang. Ingat bahawa bentuk gelombang voltan merentasi perintang ialah voltan a.t berdenyut keluaran dari rectifier. Anak panah garisan pecah itu ialah pengaliran arus sewaktu kapasitor membuang cas.

Apabila voltan 12 voltan puncak susut merentasi perintang, sewaktu permulaan masukan setengah kitar positif yang pertama, kapasitor juga akan mendapat cas 12 voltan puncak. Kemudian, apabila voltan perintang 7812 dan 7912 ini menurun untuk menjadi 0, kapasitor mula membuang cas. Masa yang diambil oleh kapasitor untuk membuang cas ini adalah lebih panjang iaitu 4ms, tidaklah secepat menurunnya voltan masukan ke 0 iaitu Cuma 1ms saja. Tetapi sebelum sempat membuang casnya, apabila sampai ke titik p, satu lagi denyut voltan masukan bagis setengah kitar positif yang kedua ujud merentasi perintang, menyebabkan kapasitor sekali lagi mendapat cas. Hal yang sama pun berlaku berulang kali pada setiap setengah kitar voltan masukan. Perhatikan bahawa kapasitor akan membuang cas, tapi sampai satu takat, ia mendapat cas semula dari denyut ketiga. Akibat daripada proses ini, voltan keluaran yang terhasil kini hanya berubah dari 10V ke 12V, tidak lagi berubah begitu banyak seperti sebelum ditapis iaitu dari 0V ke 12V. Ini bermaksna kapasitor telah menolong untuk menetapkan sedikit voltan bekalan untuk litar seterusnya.

Sebarang perubahan voltan selepas rangkaian ini adalah disebut sebagai voltan Riak. Ia belumlah lagi voltan a.t yang tulin atau bersih dari denyut. Ianya ujud kerana nilai kapasitor yang digunakan tidaklah suatu nilai yang tepat. Nilai kapasitor yang tepat akan mengurangkan voltan riak ini kepada satu perubahan yang paling minimum, sehingga boleh mencapai satu nilai voltan at yang tetap, tulin dan bersih.

Nilai kapasitor yang lebih besar iaitu  $100\mu F$  akan mengurangkan lagi nilai voltan riak itu kerana angkatap masanya lebih panjang lagi. Sehinggalah ada suatu nilai kapasitor yang sesuai yang mempunyai angkatap masa yang cukup panjang untuk mendapat voltan a.t bersih tanpa voltan riak, dan tetap pada  $12V$ . Selain daripada meninggikan nilai kapasitor penapis, voltan riak dapat juga dikurangkan dengan memasukkan rangkaian RC tambahan. Untuk mengurangkan pula susut voltan at itu, tempat perintang itu boleh digantikan dengan inductor atau cok.

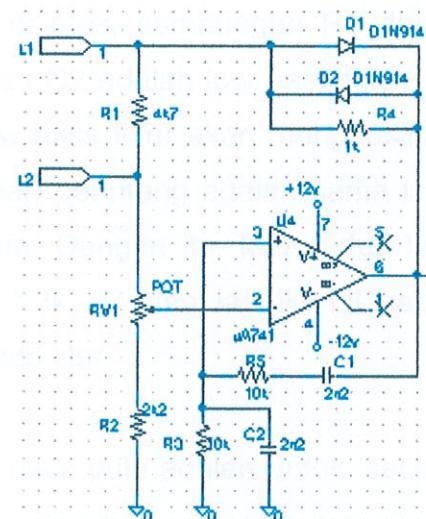
### 8.6 Operasi Litar Lead Fail Detector

Litar Lead Fail Detector yang dapat mengesan penyembungan elektrod-elektrod pada peralatan bio-perubatan yang tidak baik atau ia dapat kesan elektrod yang tidak dilekat baik dengan kulit badan seseorang pesakit. Bila salah satu daripada elektrod tercincir atau tidak terlekat pada badan, litar ini akan menyalakan dan juga berbunyi. Litar ini dapat mengesan rintangan yang dihasilkan dalam badan. Litar Lead Fail Detector ini merangkumi Op-Amp dalam wien-bridge oscillator, sambungan ‘dual feed back’ iaitu positif feed back dan negatif feed back, filter ( Low pass filter ), Op-Amp yang umum, dan Transistor sebagai suis yang menyalakan LED dan membunyikan Buzzer.

### 8.6.1 Wein-bridge Oscillator

Adanya bebanan negatif pada terminal penutupan pada saat ini menyebabkan penurunan pada tegangan dalam loop yang ditutup. Dengan menggunakan persamaan闭合回路电压定律 (closed-loop voltage gain), maka dapat diperoleh persamaan :

Rajah 8.13 Wien-Bridge Oscillator

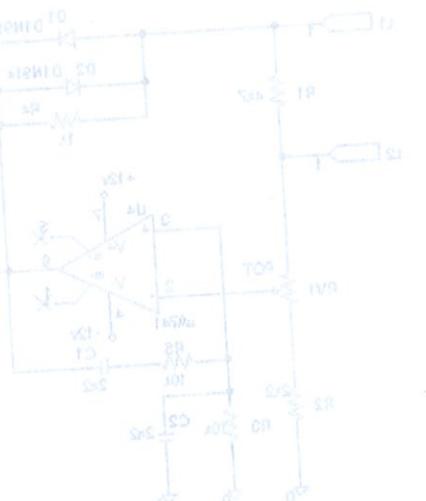


Wien-bridge oscillator ini adalah bahagian pertama pada litar Lead Fail Detector yang menggunakan operating Amplifier. Daripada litar yang ditunjukkan dalam rajah di atas, sambungan Op-Amp telah menggunakan wein-bridge oscillator. Untuk Op-Amp IC741 telah digunakan dimana kaki 2 dan kaki 3 sebagai input, kaki 7 dan kaki 4 sebagai bekalan kuasa positif +12v dan juga -12v, kaki 6 sebagai output dan akhir sekali kaki 1 dan 5 tidak mempunyai apa-apa penyambungan. Litar ini adalah sambungan inverting iaitu songsangan, ini kerana masukkan atau signal disambung pada bahagian kaki 2. Selain itu, Op-Amp ini diberikan bekalan kuasa +12v dan -12v. Oleh kerana sambungan litar ini inverting, maka gelombang sinus keluarannya mesti terbalik.

Wein-bridge oscillator adalah berfungsi untuk mengayun signal litar pada frekuensi yang telah disetkan. Selain itu, wein-bridge oscillator merangkumi satu positif feed back dan satu negatif feed back.

Pada bahagian positif feed back dalam wein-bridge oscillator ia terdiri daripada C1 C2 dan R3 R5. Daripada litar di atas, sambungan R5 dan C1 adalah high pass filter, manakala sambungan R3 dan C2 adalah low pass filter. Kedua-dua gabungan filter ini iaitu high pass filter dan low pass filter akan menghasilkan band-pass filter. Nilai-nilai pada kedua-dua kapasitor dan perintang adalah sama iaitu bagi kapasitor ialah 2.2nF dan perintang ialah 10K ohm. Dengan itu, kedua-dua litar ini mempunyai nilai cutoff frekuensi yang sama iaitu 7.3k Hz dan ia dikenal sebagai frekuensi respon iaitu frekuensi yang mengayun pada litar.

Pada bahagian negatif feed back pula adalah untuk 'set'kan closed-loop voltage gain ( $A_{cl}$ ) pada litar. Oleh yang demikian, ia mempunyai satu potentiometer iaitu  $R_v$  ditambahkan pada litar dan sambungan perintang R4 dengan dua diod.  $R_v$  ditambahkan pada litar adalah sebagai sensitivity. Manakala diod yang digunakan pada bahagian negatif feed back ini adalah untuk menghadkan 'gain' pada pengayunan.



yang dilakukan oleh feed back yang memberi pengaruh terhadap nilai sinyal output. Jika nilai sinyal output ini berubah, maka nilai sinyal feed back juga akan berubah. Jadi, jika sinyal feed back ini berubah, maka nilai sinyal output juga akan berubah. Dengan demikian, jika sinyal feed back ini berubah, maka nilai sinyal output juga akan berubah. Dengan demikian, jika sinyal feed back ini berubah, maka nilai sinyal output juga akan berubah.

Jika elektrod yang tersambung ke litar menghasilkan sinyal arus, maka sinyal ini akan diberikan sebagai sinyal input ke dalam amplifier. Jika elektrod yang tersambung ke litar tidak menghasilkan sinyal arus, maka sinyal ini tidak akan diberikan sebagai sinyal input ke dalam amplifier.

Jika elektrod yang tersambung ke litar menghasilkan sinyal arus, maka sinyal ini akan diberikan sebagai sinyal input ke dalam amplifier. Jika elektrod yang tersambung ke litar tidak menghasilkan sinyal arus, maka sinyal ini tidak akan diberikan sebagai sinyal input ke dalam amplifier. Dengan demikian, jika elektrod yang tersambung ke litar menghasilkan sinyal arus, maka sinyal ini akan diberikan sebagai sinyal input ke dalam amplifier. Jika elektrod yang tersambung ke litar tidak menghasilkan sinyal arus, maka sinyal ini tidak akan diberikan sebagai sinyal input ke dalam amplifier.

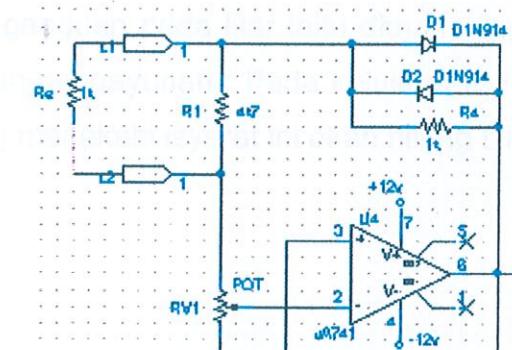
Jika elektrod yang tersambung ke litar menghasilkan sinyal arus, maka sinyal ini akan diberikan sebagai sinyal input ke dalam amplifier. Jika elektrod yang tersambung ke litar tidak menghasilkan sinyal arus, maka sinyal ini tidak akan diberikan sebagai sinyal input ke dalam amplifier. Dengan demikian, jika elektrod yang tersambung ke litar menghasilkan sinyal arus, maka sinyal ini akan diberikan sebagai sinyal input ke dalam amplifier. Jika elektrod yang tersambung ke litar tidak menghasilkan sinyal arus, maka sinyal ini tidak akan diberikan sebagai sinyal input ke dalam amplifier.

#### D. Pengayunan Elektrod

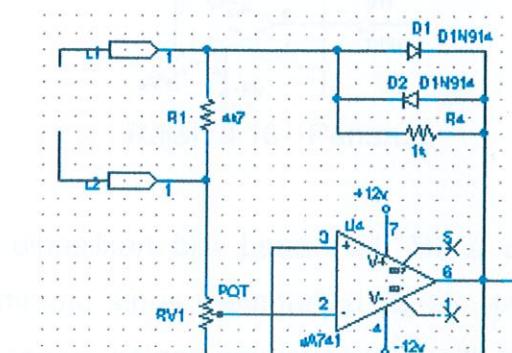
Pengayunan adalah satu litar yang menghasilkan gelombang output tanpa memberikan sinyal luaran. Hanya bekalan kuasa dc diperlukan, pengayun juga dipanggil penjana signal. Daripada litar atas, sambungan elektrod dari badan ke litar bukan memberikan sinyal arus, malah di adalah untuk mengukur kerintangan pada badan. Oleh kerana ini, amplifier tidak mempunyai sebarang punca input, maka V4 atau dikenali sebagai Vf sebagai signal input dan akan dihantar ke output. Dengan itu amplifier menghasilkan sinusoidal output dengan tanpa sebarang signal input. Bahagian feed back adalah menjanakan input kepada amplifier kepada amplifier. Jadi, elektrod tersambung mengayunkan dibentuk tanpa penyambungan elektrod tersambung.

Rv adalah memperbaiki sinyal sambungan yang dapat menghasilkan sinyal arus elektrod tidak disambung.

#### E. Penerangan

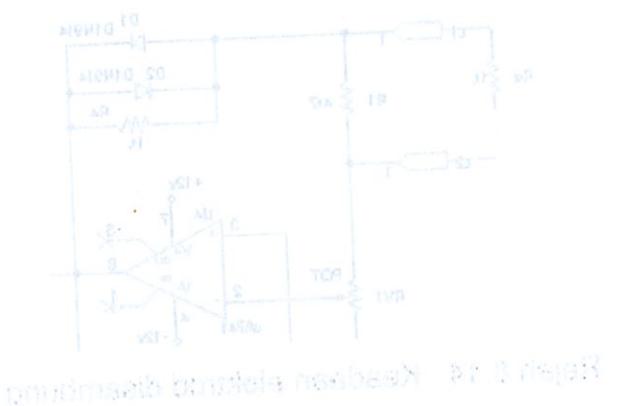


Rajah 8.14 Keadaan elektrod disambung

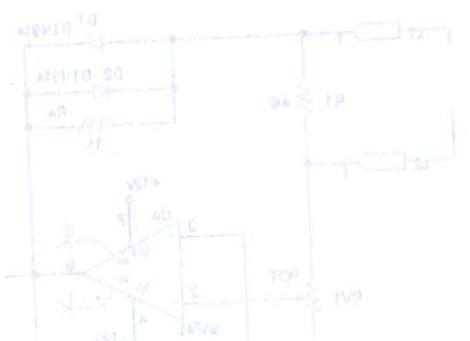


Rajah 8.15 Keadaan elektrod tidak sambung

pentingnya agar tidak berada dalam jangka waktu yang lama. Jika ia berada dalam jangka waktu yang lama, ia akan menyebabkan pengayunan berayun. Untuk mengelakkan hal ini, ia perlu dilakukan dengan cara menambahkan resistor dan kondensator pada sirkuit. Misalnya, jika kita menggunakan dua buah kondensator dengan nilai yang sama, ia akan memberikan pengayunan yang beraturan. Selain itu, kita juga boleh menggunakan dua buah kondensator dengan nilai yang berbeza-beza, tetapi dengan nilai yang tidak terlalu besar. Dengan cara ini, pengayunan berayun akan berkurang.



Circuit diagram of a lead-free detector with a 3D probe



Circuit diagram of a lead-free detector with a 3D probe

Dalam keadaan pengayunan,

$$\text{Gadaan amplifier : } R_b / R_a + R_b = 1 / 3$$

$$R_a = R_4 + R_1 // R_e + R_v$$

$$R_b = R_2 + R_v$$

Dengan itu nilai rintangan pada  $R_a$  bergantung pada penyambungan elektrod. Untuk membolehkan pengayunan berayun dalam keadaan elektrod terbuka, manakala pengayunan dihentikan bila penyambungan elektrod terbuka.

$R_v$  adalah memberikan ganguan pada litar iaitu dimana ia dapat menilaikan rintangan yang dapat menghentikan pengayunan. Pada keluaran IC1 ia adalah isyarat sinus bila elektrod tidak disambung manakala isyarat ini akan hilang bila elektrod disambung.

### 8.6.2 Penerus

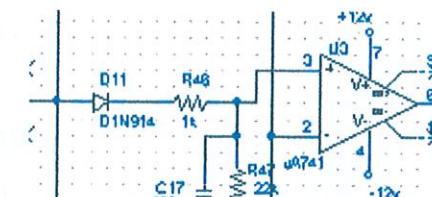


Rajah 8.16 Penerus

Gelombang sinus akan dihasilkan bila Lead Fail. Maka pada keluaran IC terdapat gelombang sinus. Gelombang sinus mempunyai signal positif dan negatif. D11 akan bertindak memotongkan semua gelombang isyarat negatif. Keluaran D11 akan menjadi semua gelombang isyarat dalam positif.

### 8.6.3 Filter

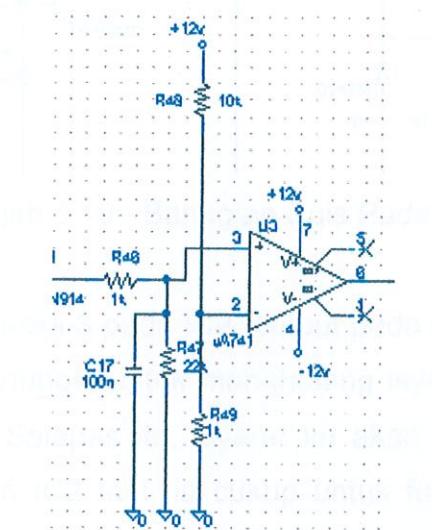
Setelah diambil sinyal dari kaki 10, ia akan dibawa ke IC2. Selain itu, sinyal ini juga dibawa ke kaki 3 pada IC2. Sinyal ini akan diolah oleh IC2 dan dihasilkan dalam bentuk sinyal positif. Maka, di IC2 akan dilakukan operasi tambahan dan pengurangan sinyal. Sinyal ini akan dibawa ke kaki 10 pada IC2.



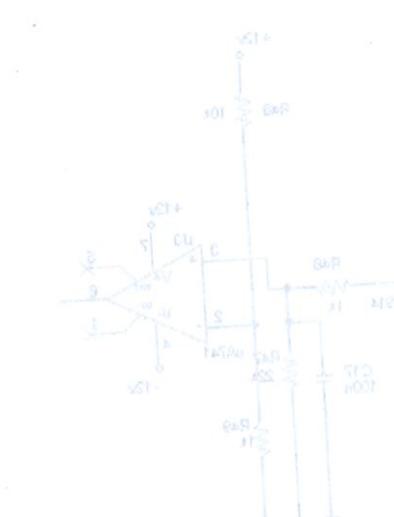
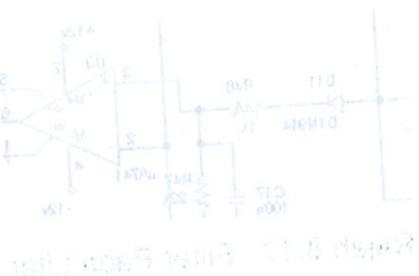
Rajah 8.17 Filter Pada Litar

Selepas merentasi D11, gelombang yang dihasilkan akan menjadi positif. Selepas itu, penyambungan R47 dan C17 akan menjadi Low pass filtan. Ia berfungsi 'cut' semua frekuensi yang rendah. Selepas itu, isyarat akan dihantar ke kaki 3 (positif) pada IC2.

### 8.6.4 Pembahagian Voltan



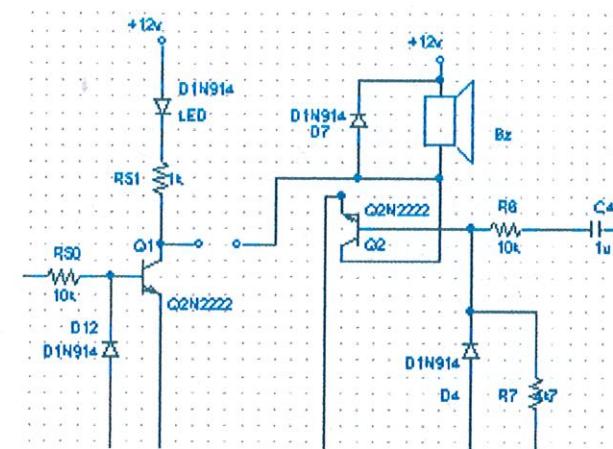
Rajah 8.18 Pembahagian Litar



Dari pada litar yang ditunjukkan dalam rajah atas, perintang R48 dan R49 adalah pembahagian voltan yang membekalkan kepada kaki IC 2. Nilai pembahagian voltan ini dapat dikira dengan formula :

$$\begin{aligned} V_r &= 12 \times (R49 / (R48 + R49)) \\ &= 12 \times (1K / (1K + 10K)) \\ &= 1.09V \end{aligned}$$

### 8.6.5 Bahagian Suis

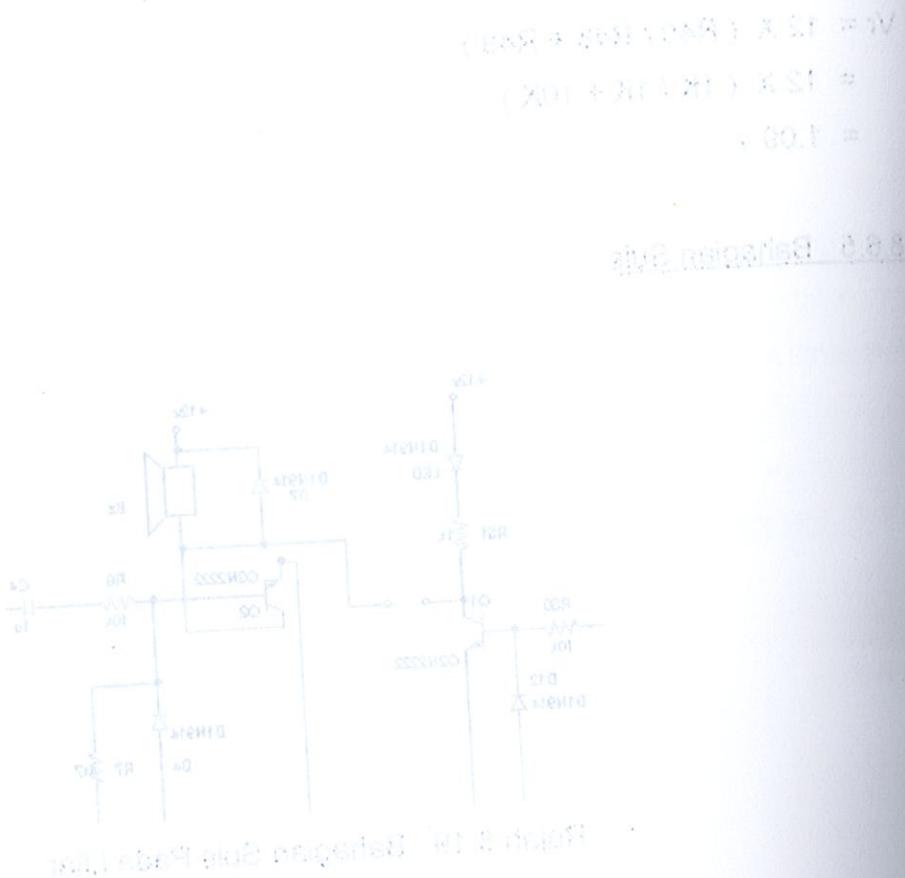


Rajah 8.19 Bahagian Suis Pada Litar

Bila isyarat merentasi input kakli 3 pada IC2, output pada kaki 6 pada IC2 adalah dalam positif. Bagi D12 adalah berfungsi untuk menghalang isyarat ke bumi iaitu sambungan adalah pincang songsang. Selepas itu, isyarat itu akan hantar ke transistor. Dengan isyarat yang dibekalkan dari IC2 tadi, ia cukup untuk fungsikan transistor. LED akan menyala yang menunjukkan terdapat keadaan penyambungan elektrod yang tak sempurna. Isyarat itu akan mengalir ke buzzer akan membangunkan buzzer.

apabila Q4 di bawah diberikan sinyal pulso negatif dari kaki 10 IC1, maka pada kaki 11 dan 12 di IC2 akan diberikan sinyal negatif yang mengakibatkan transistor Q12 tidak berfungsi dan LED

Bila elektrod terbuka makna tiada gelombang sinus pada keluaran IC1 dan pada keluaran IC 2 ia terdapat nilai negatif yang dibekalkan boleh bekalan dari kaki 2 pada IC2. Nilai negatif itu akan mengalir ke bumi kerana diod D12 bersambung sebagai pincang depan. Transistor tidak berfungsi dan LED juga tidak menyala.



sejurus dengan IC1 boleh di ambil dari sinyal Q21 buatan 555 timer. Jika sinyal ini negatif maka diod D12 akan berfungsi sebagai pincang depan. Di sini diambil nilai negatif sinyal ini untuk mengaktifkan transistor Q12. Jika sinyal ini positif maka diod D12 tidak berfungsi dan transistor Q12 tidak aktif. Sinyal ini akan diambil dari kaki 10 IC1. Jadi jika gelombang sinus pada elektrod tidak dikenali maka sinyal pada kaki 10 IC1 akan negatif dan diod D12 akan berfungsi sebagai pincang depan. Jadi pada kaki 11 dan 12 IC2 akan diberikan sinyal negatif yang mengakibatkan transistor Q12 tidak berfungsi dan LED juga tidak menyala.

## **BAB 9.0**

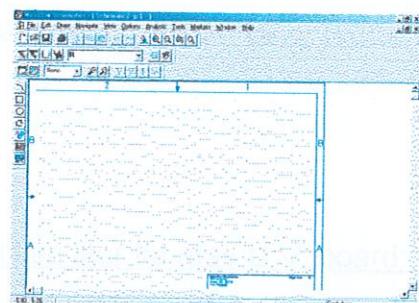
### **PROSES MENGHASILKAN PCB**

## Bab 9.0 Proses Menghasilkan PCB

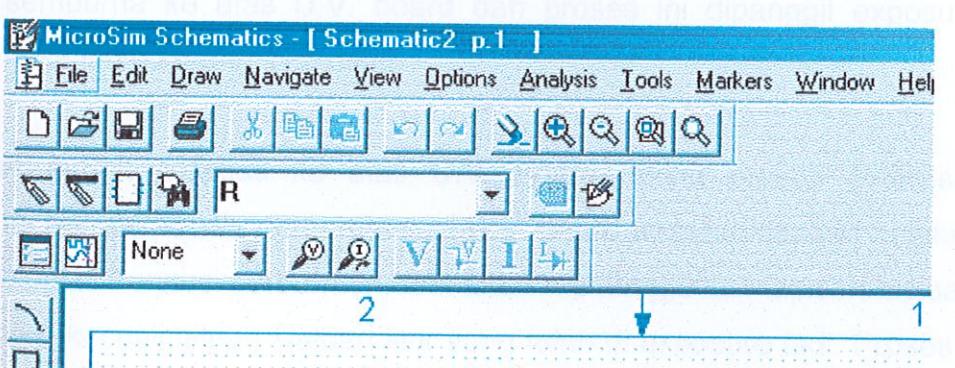
### 9.1 Cara Untuk Melukiskan Litar

Banyak program boleh digunakan untuk melukiskan litar skimetik Lead Fail Detector. Program-program ini adalah seperti protel, microsim, autocad dan sebagainya. Kami telah menggunakan program microsim untuk melukiskan litar projek kami. Ini adalah kerana Mircosim adalah senang.

Mula-mula program Microsim perlu di'install' ke dalam komputer. Lepas itu, masuk ke program ini. Satu 'window' seperti yang ditunjukkan di bawah rajah 9.1 wujud bila masuk ke dalam program.



Rajah 9.1 Window MicroSim



Rajah 9.2 Cara Untuk mendapatkan Komponen

Selepas itu, ambil komponen dengan tekan butang ‘Draw’ dan kergi ke ‘Get New Part’. Pilih komponen yang diperlukan, sambungkan komponen-komponen mengikut litar. Selepas itu, untuk memastikan bahawa litar yang dilukis mengikuti peraturan elektrik, butang analisis ( Electrical Rules Check ) ditekankan.

Jika litar yang dilukiskan sempurna, maka litar itu boleh dihantar dan diubah kepada PCB dengan menekankan butang ‘Run PCB Board’ dalam Tool. Butang ‘Tool’ ditunjukkan dalam rajah 9.2. Tujuan adalah untuk mendapatkan laluan elektrik dan cara pertama untuk menghasilkan PCB UV.

Sebaik sahaja Litar skematik di‘run’ kepada PCB, komponen-komponen perlu disusun. Selepas itu, ‘trek’ dilukis. ‘Trek’ 25 digunakan. Trek yang telah dilukis ditunjukkan dalam rajah 8.2, 8.3 dan 8.4. Selepas itu, kita perlu print outkan litar P. C board ke atas kertas minyak dicetak dengan hanya menggunakan laser printer.

## 9.2 Cara untuk mengaplikasikan litar ke atas U.V. board: (proses mekanikal)

Mula –mula , kita perlu mendapatkan U.V. light supaya litar di atas kertas minyak dapat menerkap sempurna ke atas U.V. board dan proses ini dipanggil exposure dan ia memakan masa lebih kurang 1- 2 minit.

Setelah litar sudah didapati ke atas U.V. board, maka proses seterusnya ialah developer. Ini bermakna kita perlu mencuci U.V. board tersebut dengan sejenis pencuci serbuk developer. Pencuci serbuk tersebut akan menanggalkan lapisan-lapisan yang di atas U.V board kecuali laluan –laluan litar yang telah di exposure tadi. Proses developer ini memakan masa lebih kurang 5- 10 minit.

Selepas itu, proses etching dijalankan. Proses ini paling lama dan ia memakan masa lebih kurang 30 – 45 minit. Proses ini dijalankan untuk membuang kesemua lapisan yang tidak dapat dibuang oleh proses develope tadi sehingga U.V. board kelihatan jernih atau lutsinar. Lepas itu, U. V. Board ditebus lubang dan dipasangkan komponen-komponen ke atasnya.

### 9.3 Langkah keselamatan

- i) memastikan sebelum membuat proses exposure, permukaan depan atau belakang harus dititikberatkan.
- ii) semasa proses exposure, pastikan bilik berada dalam keadaan yang gelap.
- iii) pastikan serbuk pencuci develope dituangkan dalam kuantiti yang mencukupi, ini kerana jika terlalu sedikit kuantitiya akan melambatkan proses develope manakala jika serbuk terlalu banyak pula akan mencuci kesemua lapisan yang di atas U.V. board termasuk juga laluan litar tersebut.
- iv) pastikan cecair etching tersebut tidak terkena tangan atau pakaian, jika terkena, perlu dicuci dengan segera supaya ia mudah ditanggalkan.

## BAB 10.0

### KEBAIKAN LITAR

## Bab 10.0 Kebaikan Litar

Fungsi litar “lead fail detection” terhadap peralatan biomedical contohnya: mesin

Sebenarnya, litar “ lead fail detection” ini adalah berfungsi sebagai pengesanan terhadap masalah penyambungan lead –lead pada kulit pesakit.

Ini bermakna jika didapati salah satu lead tercicir iaitu tidak melekat kepada kulit pesakit maka litar “ lead fail detection” akan menyesan dan mengeluarkan isyarat atau amaran supaya tindak balas yang sepatutnya diambil supaya tidak menjelaskan keputusan graf nanti.

Litar “ lead fail detection” ini memang mendatangkan kebaikan, contohnya ia dapat memberi amaran pada waktu yang kritis iaitu bila lead-lead tercicir. Ia akan mengeluarkan isyarat lampu dan amaran bunyi. Ini kerana jika isyarat lampu tidak dikesan oleh operator yang tidak bertugas di kawasan berkenaan maka ia akan mendatangkan ketidakstetapan keputusan. Oleh itu, litar ini mempunyai satu buzzer yang akan memberi amaran bunyi dan ia akan menarik perhatian operator walaupun operator tersebut tidak berada di tempat berkenaan.

Litar “ lead fail detection” bukan sahaja boleh diguna dalam kendalian mesin ECG, maka ia boleh juga digunakan dalam kendalian mesin EEG, EMG, dan peralatan biomedical yang lain. Ini kerana litar ini mengutamakan pengesanan terhadap rintangan yang dikumpul oleh lead –lead yang dihasil oleh kulit manusia. Ini dapat dilihat daripada segi medium interface. Oleh kerana mesin EEG dan mesin EMG melibatkan medium kulit maka ia bererti samalah konsep penggunaan kendalian terhadap litar “ lead fail detection” tersebut.

Bahagian pada kulit otot dan kepala juga akan mengeluarkan rintangan yang sama seperti kulit bahagian dada. Oleh itu, tidak menjadi masalah jika litar “ lead

"fail detection" yang asalnya digunakan pada mesin ECG juga boleh digunakan dalam mesin EEG dan EMG.

## 2.2.2. Pengaruh pada hasil deteksi

Pengaruh pada hasil deteksi dapat dilihat dari dua sisi, yaitu pengaruh pada deteksi pada pasien dengan gangguan dan pengaruh pada deteksi pada pasien tanpa gangguan. Pengaruh pada deteksi pada pasien dengan gangguan dapat dilihat dari dua sisi, yaitu pengaruh pada deteksi pada pasien dengan gangguan pada deteksi pada pasien tanpa gangguan dan pengaruh pada deteksi pada pasien tanpa gangguan pada deteksi pada pasien dengan gangguan.

Pengaruh pada deteksi pada pasien dengan gangguan pada deteksi pada pasien tanpa gangguan dapat dilihat dari dua sisi, yaitu pengaruh pada deteksi pada pasien tanpa gangguan pada deteksi pada pasien dengan gangguan dan pengaruh pada deteksi pada pasien dengan gangguan pada deteksi pada pasien tanpa gangguan. Pengaruh pada deteksi pada pasien tanpa gangguan pada deteksi pada pasien dengan gangguan dapat dilihat dari dua sisi, yaitu pengaruh pada deteksi pada pasien dengan gangguan pada deteksi pada pasien tanpa gangguan dan pengaruh pada deteksi pada pasien tanpa gangguan pada deteksi pada pasien dengan gangguan.

Pengaruh pada hasil deteksi pada pasien dengan gangguan dapat dilihat dari dua sisi, yaitu pengaruh pada deteksi pada pasien dengan gangguan pada deteksi pada pasien tanpa gangguan dan pengaruh pada deteksi pada pasien tanpa gangguan pada deteksi pada pasien dengan gangguan. Pengaruh pada deteksi pada pasien tanpa gangguan pada hasil deteksi pada pasien dengan gangguan dapat dilihat dari dua sisi, yaitu pengaruh pada deteksi pada pasien dengan gangguan pada deteksi pada pasien tanpa gangguan dan pengaruh pada deteksi pada pasien tanpa gangguan pada deteksi pada pasien dengan gangguan.

Pengaruh pada hasil deteksi pada pasien tanpa gangguan dapat dilihat dari dua sisi, yaitu pengaruh pada deteksi pada pasien tanpa gangguan pada deteksi pada pasien dengan gangguan dan pengaruh pada deteksi pada pasien dengan gangguan pada deteksi pada pasien tanpa gangguan.

**BAB 11.0**

**CADANGAN**

## Bab 11.0 Cadangan

Daripada masalah-masalah yang telah wujud pada surface elektrod-elektrod yang telah digunakan bagi ECG yang kami membincangkan tadi , secara langsung ia telah memberikan ketidak ketepatan dan ganguan bagi keluaran ECG .Dengan wujudnya masalah ini juga ia memberikan kesan-kesan yang negatif kepada penggunaan elektrod pada ECG .Dengan itu , kumpulan kami bercadangkan untuk mengatasi masalah-masalah yang dihasilkan oleh surface elektrod supaya penggunaan ECG dapat disempurnakan lagi.

Elektrod-elektrod ECG yang lekat pada badan kadang-kala ia disebabkan oleh faktor-faktor kulit yang berpeluhun dan sebagainya yang menyebabkan kegagalan penghantaran matlumat melalui elektrod ke mesin. Dengan wujud masalah ini ia akan menyebabkan keluaran yang tidak tetap / tiada keluaran dan terganggu .Oleh itu , kumpulan kami juga bercadang untuk penyambungkan litar lead fail detector yang dapat mengesan bila ia dapati elektrod yang lekat pada badan tidak contact dengan badan atau tercicir yang disebabkan oleh faktor badan yang tertentu .Litar itu akan diletakkan pada patient cable juga .

## Penutup

Penutup buku ini adalah bagian akhir dari buku yang berisi tentang pengembangan dan penerapan teknologi informasi dalam mendukung kegiatan pengelolaan sumber daya manusia di lingkungan perusahaan. Buku ini merupakan hasil kerja ilmiah yang dilakukan oleh sekelompok mahasiswa dan dosen di Jurusan Sistem Informasi Universitas Islam Negeri Sultan Syarif Kasim Riau. Tujuan penulisan buku ini adalah untuk memberikan gambaran tentang pengembangan dan penerapan teknologi informasi dalam mendukung kegiatan pengelolaan sumber daya manusia di lingkungan perusahaan.

Buku ini dibuat dengan tujuan untuk memberikan gambaran tentang pengembangan dan penerapan teknologi informasi dalam mendukung kegiatan pengelolaan sumber daya manusia di lingkungan perusahaan.

Buku ini dibuat dengan tujuan untuk memberikan gambaran tentang pengembangan dan penerapan teknologi informasi dalam mendukung kegiatan pengelolaan sumber daya manusia di lingkungan perusahaan.

Buku ini dibuat dengan tujuan untuk memberikan gambaran tentang pengembangan dan penerapan teknologi informasi dalam mendukung kegiatan pengelolaan sumber daya manusia di lingkungan perusahaan.

## **BAB 12.0**

### **PERBINCANGAN**

## BAB 12.0 Perbincangan

Dalam proses menjalankan projek ini iaitu " lead fail detector", kami telah mengalami banyak masalah . contohnya apabila menghasilkan litar " lead fail detector" ini , kami telah mengubah litar tersebut sebanyak 10 kali, baru memadai permintaan pensyarah supaya dapat mencapai tahap yang lebih profesional.

Walaupun kami telah mengubah litar tersebut sebanyak 10 kali tetapi yang pentingnya kami telah mengetahui dan lebih memahami prosesnya.

Dalam proses menghasilkan litar, kami sering mengalami masalah apabila hendak convert litar skematik ke atas p.c board. Selain itu, kami juga mengalami masalah apabila hendak menjalankan proses exposure.

Kami selalu berjumpa dengan EN. Safari, EN Zunuwanas dan EN. Abu bakar dan berbincang serta meminta sebanyak sedikit panduan tentang proses penghasilan litar yang sempurna.

Dari projek ini , kami telah dapat mempelajari banyak ilmu..

Soalan : kenapa litar " lead fail detector" ini bukan saja boleh digunakan dalam mesin ECG maka ia boleh juga digunakan dalam mesin EEG, EMG dan peralatan yang lain?

Soalan: kenapa apabila proper lead contact, proses oscillation dihentikan dan apabila fail lead contact, proses oscillation berjalan?

Soalan : kenapa komponen yang sama tetapi nombor kod yang lain akan

memberi kesan yang lain?

Selain itu, peninjau dari segi masalah yang biasa yang berlakukan perubatan bioperubatan hari ini, kami dapat bahawa projek yang kami hasilkan adalah sangat ideal dan dapat mengatasi masalah-masalah yang disebut nanti. Di bawah telah menceritakan sedikit sebanyak tentang masalah-masalah ini dan cara-cara yang lain untuk mengatasi masalah yang dihadapi.

#### Punca-punca masalah ECG:

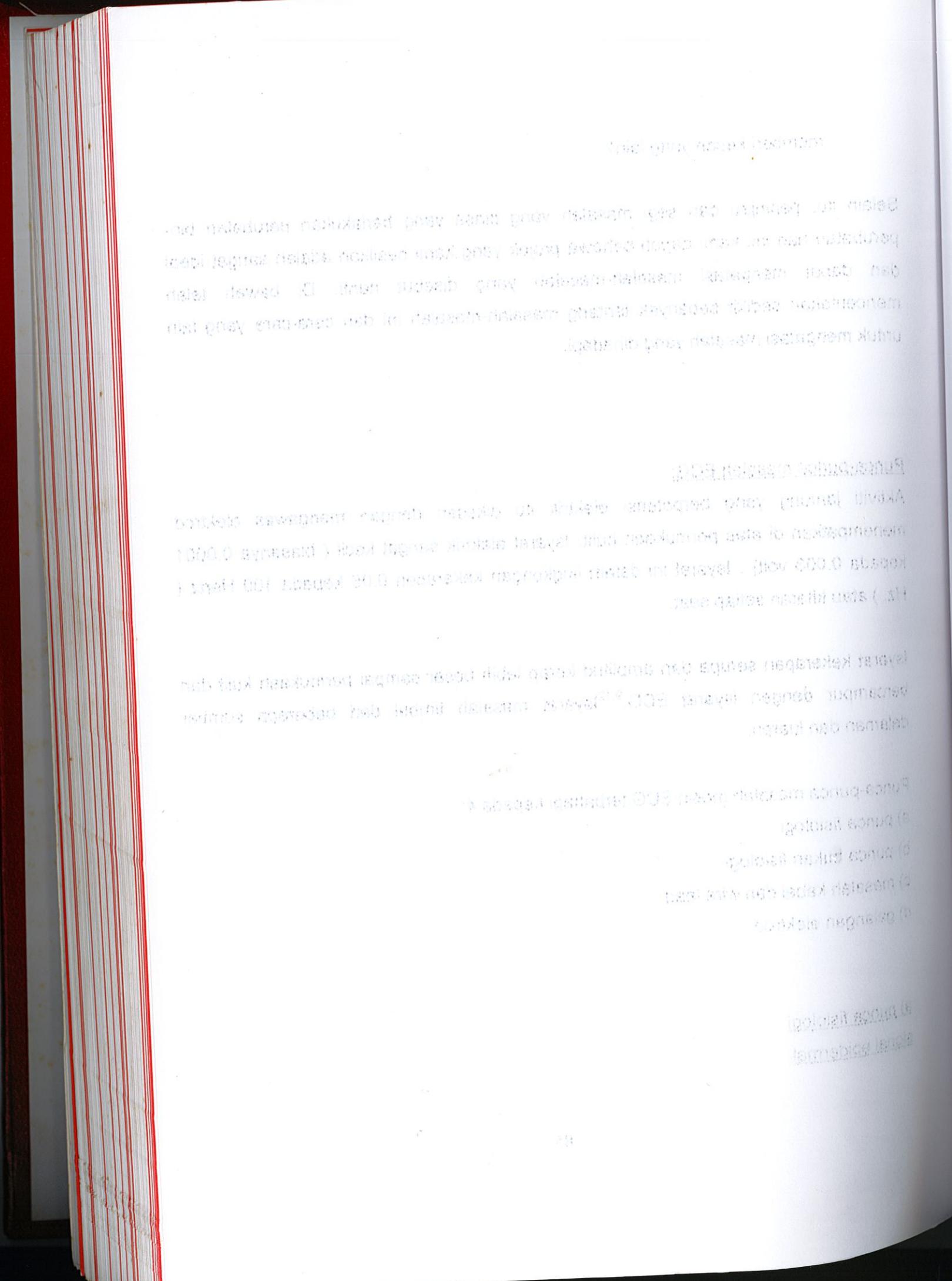
Aktiviti jantung yang berpotensi elektrik itu dikesan dengan mengawas elektrod menempatkan di atas permukaan kulit. Isyarat elektrik sangat kecil ( biasanya 0.0001 kepada 0.003 volt) . Isyarat ini dalam lingkungan kekerapan 0.05 kepada 100 Hertz (Hz.) atau kitaran setiap saat.

Isyarat kekerapan serupa dan amplitud kerap lebih besar sampai permukaan kulit dan bercampur dengan isyarat ECG.<sup>9,12</sup> Isyarat masalah timbul dari beberapa sumber dalaman dan luaran.

#### Punca-punca masalah mesin ECG terbahagi kepada 4:

- a) punca fisiologi
- b) punca bukan fisiologi
- c) masalah kabel dan wire lead
- d) galangan elektrod

- a) punca fisiologi
- signal epidermal



Kulit adalah suatu sumber penghasilan isyarat elektrik akibat dari potensi pergerakan ini bererti jika kulit mengalami masalah maka seluruh proses akan mengalami masalah juga. Pengajian telah mendedahkan bahawa suatu voltan beberapa millivolts dapat ditimbulkan dengan meregangkan epidermis, lapisan bahagian luar kulit.<sup>4,5,8,10,11,12</sup> Seluas ini adalah sumber utama untuk berkenaan dengan pindah (gerakan) artifact.<sup>12</sup> jenis artifak Ini ketara ketika garisan besar mengalih berlaku bila kedudukan sabar perubahan di dalam katil, makanan atau ambulate. Lapisan Epidermal lebih menyusahkan berbanding daripada jenis artifak lain oleh kerana:

- (1) ia sukar menuras secara elektronik
- (2) Amplitudnya kerap lebih besar berbanding daripada isyarat ECG.<sup>12</sup>

berenjangan dengan gel elektrod dan gel ini mempunyai peranan yang penting dalam mengurangkan amplitudnya.<sup>12</sup> Defibrilasi dengan pantulan buatan b)

**b) punca bukan fisiologi**

ia terbahagi kepada 2:

- i) Imbangkan Potensi
- ii) jenis elektrod
- iii) gel elektrod

#### i) imbangkan potensi

Suatu potensi ofset adalah suatu voltan yang disimpan oleh elektrod. Voltan simpan ini akan berjumlah kepada isyarat ECG dan mengganggu dengannya. Ini bermakna jika potensi yang dihasil tidak seimbang maka akan menjaskan keputusan .(Potensi ofset menyebabkan kehilangan ECG selepas defibrillation. )Jumlah potensi ofset dan kepanjangan kali memerlukan untuknya untuk menghilangkan ditentukan oleh bahan yang digunakan untuk elektrod dan gel.Penggabungan logam yang tertentu dan gel menimbulkan voltan (hampir 200 millivolts) besar yang mengalami kebolehan menahan voltan ini untuk tempoh panjang.

masalah yang paling mudah diambil mungkin adalah elektrode. Elektrode merupakan bagian dari sistem ECG yang bertujuan untuk mengambil sinyal dari badan dan mengirimnya ke monitor. Elektrode ini terdiri daripada dua bagian utama iaitu elektrode dan kabel. Elektrode ini biasanya dibuat dengan menggunakan silikon atau plastik dan dilapisi dengan emulsiyen tembus pandang. Elektrode ini juga dilengkapi dengan sebatang benang nikel yang berfungsi sebagai sinyal antara elektrode dan badan. Elektrode ini juga dilengkapi dengan sebatang benang nikel yang berfungsi sebagai sinyal antara elektrode dan badan.

Elektrode ini juga dilengkapi dengan sebatang benang nikel yang berfungsi sebagai sinyal antara elektrode dan badan.

iii) Gel elektrod

Gel elektrod juga merupakan bagian penting dalam sistem ECG. Gel elektrod ini dibuat dengan menggunakan teknologi yang sama dengan elektrode. Ia juga dilengkapi dengan sebatang benang nikel yang berfungsi sebagai sinyal antara elektrode dan badan.

iv) Gel elektrod

Gel elektrod juga merupakan bagian penting dalam sistem ECG. Gel elektrod ini dibuat dengan menggunakan teknologi yang sama dengan elektrode. Ia juga dilengkapi dengan sebatang benang nikel yang berfungsi sebagai sinyal antara elektrode dan badan.

Kekurangan gel, kerap kali akibat penyejatan menyebabkan penghantaran tidak tepat, menyebabkan 60 Hz.

c) masalah kabel dan wayar lead

Pemecahan dalam sistem pendawaian antara elektrode dan monitor itu sentiasa akan menjadi suatu sumber masalah. Penyambungan yang tidak sempurna akan menyebabkan penyentuhan yang tidak sempurna, pin longgar pada akhir kabel pendawaian plumbum, dan pemecahan konduksi tersebut pendawaian plumbum atau kabel dapat menyebabkan terhentinya penghantaran ECG, 60 Hz.

d) galangan elektrod

Dalam keadaan teratur untuk isyarat ECG memberi daripada badan kepada elektrode, sebuah laluan secara elektrik yang mengalir antara kulit dan elektrode mesti ditubuhkan.

Kebolehan laluan ini yang mengalir itu dirujuk sebagai galangan elektrod.

Galangan elektrod diukur di dalam ohm. Galangan tinggi mengurangkan konduksi isyarat ECG. Turunkan galangan baiki konduksi ini. Dua faktor yang akan mengakibatkan galangan elektrod: iaitu

- i) Kuantiti dan mutu gel antara elektrod dan pesakit itu
- ii) Tahap kepada yang lapisan bahagian luar epidermis ( corneum lapisan).

Persiapan tapak betul ( seperti diterangkan bawah) akan menghasilkan

galangan sentuhan 10,000 ohm atau kurang pada tahun 90% daripada pesakit.<sup>9</sup> Kurang daripada 5,000 ohm adalah suatu nilai sasaran baik. Persiapan tapak tidak betul biasanya akan menghasilkan galangan setinggi berbanding seperti 100,000 kepada 200,000 ohm sentuhan.

#### Cara untuk Mengurangkan masalah ECG

Untuk mengurangkan masalah kepada mesin ECG, kita mendapat banyak cara untuk mengatasi masalahnya.

Contohnya kita boleh mendapatkan bahan gantian untuk mengatasi masalah mesin ECG.

##### a) melalui lapisan kulit:

isyarat ECG mesti menjadi lebih besar yang mungkin dan isyarat gantian lebih kecil. Persiapan betul tapak dikehendaki menyempurnakan matlamat ini. Suatu kajian semula ringkas pembedahan kulit tersebut dapat membantu di dalam kefahaman taakulan. Semua ini harus bermula dari lapisan kulit.

Kulit terdiri daripada epidermis, lapisan bahagian luar, dan dermis.

Epidermis mengandungi tiga lapisan

1) **germinativum lapisan**, Yang mana adalah lapisan bawah dan lapisan di mana dipunca oleh sel epidermal;

(2) **granulosum lapisan**, lapisan tengah dan lapisan di mana sel epidermal matang, fungsi, dan mula kepada merosot; dan (3) **corneum lapisan** merupakan terusan dengan

(3) **corneum lapisan** Atau " lapisan bertanduk", lapisan bahagian luar. corneum lapisan mengandungi rata, kering, yang berurus sel dan tidak dapat lagi menghantar arus isarat dengan baik. Sel ini dengan penuh bermakna dapat menjelas penghantaran isyarat ECG daripada kulit ke elektrod.

granulosum lapisan adalah lapisan dari yang mana menggerakkan artifak ditimbulkan. Kedua-dua corneum lapisan dan granulosum lapisan mestilah berhubung dengan baik supaya mencapai penyentuhan yang baik. (Lihatlah langkah-langkah satu dan dua bawah).

Sebuah impian menguliti prep terdiri daripada empat langkah-langkah:

- i) Pemindahan bahagian corneum lapisan untuk membenarkan isyarat elektrik mengalir kepada elektrod.
- ii) Menggaru granulosum lapisan untuk mengurangkan potensi gerakan menimbulkan di dalam lapisan ini.
- iii) Tidak menggemukkan kulit untuk membenarkan pelekat dasarkan elektrod untuk memegang kulit.
- iv) menyokong kehadiran gel yang mengalir.

#### i) Pemindahan Bahagian Stratum Corneum

Berjenis-jenis kaedah dapat menanggalkan bahagian lapisan bahagian luar epidermal. Berkaitan dengan suatu pengalas kasa, yang lelas dengan suatu permukaan kasar, atau lelas lembut dengan sebuah bahan tajam diterima teknik. Paling berkesan, kaedah praktis adalah lelas lembut yang guna bagus (kalis air) Kertas ampelas, seperti 320 kepada 400 kerikil kertas basah atau kering. Kertas ampelas seperti itu adalah sebuah komponen sekurang-kurangnya sebuah jenama untuk elektrod (Merah Titik 3M). Gel pakej elektrod yang dikandungi tajam, bahan kerikil (seperti OmniPrep) juga jalani tujuan kaedah ini secara dengan

Kelebihan atas kertas ampelas atas kaedah lain dan kaedah gel kerikil bahawa ia akan menghilangkan apa yang tidak dikehendaki, sel tidak akan mengalir terusan, dengan kerosakan minimum kulit atau kejengkelan. Lima ke sepuluh usapan lembut secara berkesan dapat mengurangkan halangan semasa hampir tidak merah kulit. Halangan sentuhan atau elektrod itu dapat dikurangkan daripada 100,000 -200,000 ohm sampai 1,000 -5,000 ohm dengan teknik mudah ini. Faedah tambahan adalah penurunan di 60 Hz.

b) Elektrode pada dasarnya merupakan kertas kimia yang mana tidak sangat berlapis.

#### ii) Menggaru Stratum Granulosum

Calaran Bagus di granulosum lapisan dapat dibuat dengan kertas ampelas dan gel kerikil seperti di atas, walau bagaimanapun, perlu disapu dengan pengalas kasa atau kekasaran permukaan mempunyai langsung tidak kesan terhadap lapisan ini selain menyebabkan kejengkelan. calaran yang dihasilkan oleh kertas ampelas atau kerikil membenarkan gel yang mengalir menembusi granulosum lapisan dan " litaran pendek" Potensi epidermal bertanggung jawab atas artifak gerakan. Lima basah ke sepuluh usapan lembut 220 atau 400 kerikil atau kertas ampelas kering atau lapisan lembut dengan suatu gel kerikil dengan penuh bermakna dapat mengurangkan halangan sentuhan dan menggerakkan artifak.

#### iii) Tidak Menggemukkan Kulit

Menyapu kulit dengan suatu pengalas kasa alkohol adalah suatu kaedah boleh diterima untuk membersihkan minyak kulit. Walaupun aseton kerap digunakan dan bukan alkohol, alkohol disukai oleh kerana ia membekalkan suatu sedikit sebanyak mencukupi pemindahan subur semasa meminimumkan kejengkelan kulit. Aseton lebih sedang jengkel ke kulit dan cenderung hasil Lebih tinggi hubungi halangan daripada

alkohol.<sup>8</sup> Sebagai tambahan, aseton mendatangkan suatu kebahayaan api. oleh kerana ia lebih mudah terbakar.

#### iv) menyokong Kehadiran Gel Yang Mengalir

Suatu elektrod kering yang mana tiada gel yang mengalir yang mencukupi tidak akan berfungsi dengan sempurna . Walaupun elektrod dikumpulkan dalam satu pakej maka, kebanyakan misalan keluar-kering gel elektrod berhubungan kepada penyimpanan tidak betul. Elektrod pakej di dalam logam kertas timahkan balutan yang mana tidak sangat telap kelembapan. Balutan, yang mana menolong mencegah penyejatan gel ini, tidak harus dipindah sehingga elektrod digunakan. Elektrod tidak harus diletakkan dalam bekas terbuka atau tarikan, dan perhatian berat harus ambil elak kawasan suam penyimpanan.

Elektrod harus Sentiasa Diperiksa sebelum penggunaan untuk gel mencukupi. Stok elektrod harus disemak sentiasa supaya elektrod digunakan sebelum tarikh tamat, yang mana biasanya disetemkan di atas kotak pengangkutan dan pakej individu itu. Pakej yang mana mengandungi dikeringkan elektrod keluar, tetapi dalam tarikh tamat itu harus dikembalikan dengan serta merta kepada jualan itu memberitahu mereka supaya bersiap sedia kepada kemungkinan sebelum suatu masalah keluar.

#### b) Isyarat Electromyographic (EMG)

isyarat ECG juga boleh diganti dengan isyarat EMG . Semua aktiviti otot menghasilkan isyarat elektrik. Isyarat daripada otot selain jantung dipanggil isyarat EMG dan muncul di atas monitor itu sebagai sempit, hujung cepat mengaitkan dengan gerakan otot. Isyarat ini tidak secara cukup serupa dengan isyarat ECG bahawa mereka secara elektronik dapat dikurangkan atau " menuras" Daripada filter . Penapis ini dengan mudah

berikut. Dalam hal ini, ia dikenali sebagai "artifak". Artifak ini boleh berlaku pada masa penyelidikan elektronik seperti dalam monitor dan komputer.

Artifak ini boleh dibahagikan kepada tiga jenis iaitu a) pertukaran frekuensi 60 Hz, b) gelombang 60 Hz, dan c) gelombang 60 Hz yang ditambah dengan gelombang lain. Pertukaran frekuensi 60 Hz ialah artifak yang paling sering berlaku. Ia terjadi apabila elektrod yang dipasang pada kulit pasien tidak benar atau tidak bersentuhan dengan kulit. Elektrod yang tidak benar akan menyebabkan sinyal palsu yang tidak sah. Gelombang 60 Hz ialah artifak yang paling mudah diidentifikasi kerana ia mempunyai frekuensi yang sama dengan frekuensi jaringan hidup. Ia boleh berlaku pada masa penyelidikan elektronik seperti dalam monitor dan komputer. Gelombang 60 Hz yang ditambah dengan gelombang lain ialah artifak yang paling susah diidentifikasi kerana ia mempunyai frekuensi yang berbeza-beza. Ia boleh berlaku pada masa penyelidikan elektronik seperti dalam monitor dan komputer.

diperhatikan oleh penurunan di dalam saiz isyarat EMG semasa monitor itu ditukar kepada cara monitor (di dalam monitor maka dilengkapi) daripada cara diagnosis.

c) pertukaran frekuensi 60 Hz.

Jenis artifak Ini, juga memanggil 60 Hz. Gangguan, menghasilkan suatu garisan yang tidak sempurna dan menghasilkan suatu penyentuhan tidak baik , tetapi sekarang elektrod masih dapat diguna,walaupun berhubung dengan gel kering elektrod, atau

kabel yang mempunyai sedikit retakan.

Sumber 60 Hz ialah arus yang mana membekalkan kuasa kepada saluran keluar dinding elektrik. 60 Hz. Tenaga "sinar" daripada pendawaian elektrik di bilik pesakit dan diterima dalam pendawaian plumbum dan oleh pesakit itu. Sumber sinaran tidak dapat dihapuskan, tetapi monitor moden dapat mengurangkan 60 Hz dengan penapis dan suatu elektron teknik memanggil Penolakan cara biasa. Teknik ini memerlukan penyentuhan yang baik antara kulit dan elektrod. Satu atau lebih elektrod dengan sentuhan tidak baik akan menyebabkan signal hingar.

Daripada cara-cara untuk mengatasi masalah yang dihasilkan oleh peralatan bio-perubatan ini, kami dapat bahawa cara-cara yang disyorkan memakan masa dan wang jika dibandingkan dengan sambungan litar kami terhadap peralatan bio-perubatan.

# **BAB 13.0**

## **KESIMPULAN**

## **Bab 13.0 Kesimpulan**

Tajuk projek kami adalah Litar Lead Fail Detector.

Kami telah menggunakan selama 2 semester untuk menyiapkan litar ini dan juga kertas kerja. Sepanjang tempoh ini, kami telah banyak mempelajari tentang teori, praktikal mengenai lead fail detector. Bermula dari litar, p.c board, U.V board , menebu lubang, memasang komponen. kami memang telah mengharungi pelbagai rintangan. Tetapi, akhirnya, kami berjaya.

Dalam tempoh ini juga kami dapat mengetahui lebih banyak tentang mesin ini dan juga litar. Selain itu , dalam tempoh ini kami juga banyak menghadapi masalah-masalah seperti kekurangan isi-isi projek . Tetapi akhirnya dengan bantuan daripada pihak-pihak yang tertentu yang terutama sekali pensyarah-pensyarah kursus kami telah banyak memberikan sokongan dan penerangan yang teliti kepada kami .

Dalam menyiapkan projek ini , selain daripada mengetahui lebih tentang mesin yang kami kaji seperti kelemahannya, malah kami juga mengetahui banyak tentang mesin-mesin perubatan lain yang dapat diguna bersama dengan ECG. Dengan cara ini , kami juga lebih faham tentang kursus ini , dan lebih minat tentang kursus ini .

Akhir sekali , kami bersepakat bahawa barsikap tanggungjawab dan kerjasama adalah sangat penting untuk menyiapkan projek ini. Secara keseluruhannya, projek "lead fail detector" ini telah berjaya.

3. Bilezikian J, Favus MJ, eds. (1993). *Institutional & Biomedical Engineering*. New York: Prentice-Hall.

4. Bilezikian J, Favus MJ, eds. (1993). *Principles of Biomedicine: Communication and Control*. New York: HarperCollins Medical.

5. Bilezikian J, Favus MJ, eds. (1993). *Principles of Biomedicine: Diagnostic Medicine*. New York: HarperCollins Medical.

6. Bilezikian J, Favus MJ, eds. (1993). *Principles of Biomedicine: Interventional Physiology*. New York: HarperCollins Medical.

7. Bilezikian J, Favus MJ, eds. (1993). *Principles of Biomedicine: Materials*. New York: HarperCollins Medical.

8. Bilezikian J, Favus MJ, eds. (1993). *Principles of Biomedicine: Radiology*. New York: HarperCollins Medical.

9. Bilezikian J, Favus MJ, eds. (1993). *Principles of Biomedicine: Endocrinology*. New York: HarperCollins Medical.

10. Bilezikian J, Favus MJ, eds. (1993). *Principles of Biomedicine: Circulation and Gastroenterology*. New York: HarperCollins Medical.

11. Bilezikian J, Favus MJ, eds. (1993). *Principles of Biomedicine: Immunology*. New York: HarperCollins Medical.

12. Bilezikian J, Favus MJ, eds. (1993). *Principles of Biomedicine: Signal Analysis*. New York: HarperCollins Medical.

13. Roberts RJ, ed. (1993). *The Diagnostic Method and Devices*. New York: HarperCollins Medical.

RUJUKAN

## Rujukan

1. Michael L. Armstrong. (1995) '*Electrocardiogram- A systematic method of reading them*'. McGraw- Hill Book Company
2. Jonh W. Clark, Jr (1992) '*Medical Instrumentation- Application and Design*' John G. Webster -Houghton Mifflin Company
3. Joseph J Carr & John M Brown (1993) '*Introduction to Biomedical Equipment Technology*' Charles E. Stewart, Jr –Prentice Hall
4. Richard Aston (1990) '*Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement*' David Garza, – Maxwell Macmillan Canada
5. F Ganong (1993) '*Kajian semula Fisiologi Perubatan*' Zurina Ismail- Dewan Bahasa dan Pustaka
6. Morton J. Kern, Md (1998) '*Interventional Physiology Rounds*' John & Son – Wiley-Liss
7. Joseph J Carr & John M Brown (1993) '*Design Engineering of Biomaterials for Medical Devices*' David Hill- Rocket Medical Pic
8. Edward Hawker (1990) '*Modern Biologi*' V.Gune- Longman
9. A E Vines & N Rees (1980) '*Biologi Tumbuhan Dan Haiwan*' Zuiba.–Dewan Bahasa dan Pustaka
10. Robert T. Paynter (1997) '*Introductory Electronic Device and Circuit* ' - Prentice hall.
11. Buku elektronik semester 1 and semester 2
12. ElettronicaVeneta/ Biomedical Signal Amplifier / mod EB-B1/EV
13. Robert Hill , John Hilton (1990) '*The Electronic Circuit and Device*' - Rocket Medical Pic.
14. [www.ecg.com](http://www.ecg.com)
15. [www.perihal/egc/ee.com.hk](http://www.perihal/egc/ee.com.hk)

16. [www.docprob/ecg.tw](http://www.docprob/ecg.tw)
  17. [www.edu/med&/ecg%%.com](http://www.edu/med&/ecg%%.com)
  18. [www.medical.com](http://www.medical.com)

## LAMPIRAN

[About HeartMath®](#)

[Site Map](#)  
[Site Search](#)  
[What's New?](#)

[Research Overview](#)

[Library](#) 

[How to Contact Us](#)

[Volunteers](#)

## The Electricity of Touch: Detection and measurement of cardiac energy exchange between people

### EXPERIMENTAL EXAMPLES

#### DISCUSSION

The data presented here clearly show that when people touch or are in proximity, a transference of the electromagnetic energy produced by the heart occurs. This energy exchange was evidenced by the registration of one individual's electrocardiogram R-wave peak at different sites on another person's body surface. The transference of the signal appears to depend on the distance between individuals, as would be expected if the signal transferred is electromagnetic in nature. The effect was evident when people were touching or positioned 18 inches apart, but it was not detectable when subjects were separated by a distance of 4 feet and 250 averages were used in the signal averaging process. However, it is quite possible that by measuring longer time periods and using more averages, signal transfer could be detected at greater distances. Russek and Schwartz's measurement of an exchange of cardiac energy between subjects separated by 3 feet certainly supports this possibility.<sup>23</sup> The observation that the signal was still transferred when subjects were not in contact demonstrates that the transference occurs at least to some degree through radiation. However, the tenfold reduction in the amplitude of the transferred signal observed in both the non-contact experiment and in the hand holding trial in which one subject wore an insulated glove suggests that skin-to-skin contact plays an important role in facilitating the signal transfer. Interestingly, forming a hard wire connection between subjects did not increase the amplitude of the transferred signal with respect to the experiments in which

subjects simply held hands or touched lightly. The signal amplitude was also unaffected in other experiments (data not shown) in which electrode gel was used to decrease skin-to-skin contact resistance.

There were a number of interesting observations made for which we feel there is not yet sufficient data to attempt to offer an explanation at this point. These include: (1) While in all cases a signal transfer between two subjects was measurable at least in one direction, a transfer was sometimes, but not always, detectable in both directions (i.e. In some cases the designated "receiver's" ECG was not observed in the "source's" recordings). From other experiments we have done, this does not appear to be related to the gender of the subjects. (2) Significant differences were observed in the amplitude of the transferred signal depending on the hand holding orientation adopted. The amplitude was highest when the receiver's right hand was held by the source's left hand, and the transfer was not detected at all when subjects held hands left hand to left hand. (3) In the light touch and wired together trials reported on here (Examples 4 and 5), the signal picked up on the receiver's right forearm was consistently 5 times greater in amplitude than the signal registered on the left forearm. This difference was observed in some, but not all, similar experiments performed. (4) In the non-contact experiment (Example 6), but in none of the other trials, a phase shift of 10 ms between the sender's ECG and the appearance of the signal across the receiver's arms was observed. All of these observations pose intriguing research questions and invite additional experimentation to determine whether they do, in fact, represent significant trends to consider in further characterizing this energy exchange.

It should be noted that the appearance of the source's ECG signal in the receiver's EEG does not necessarily indicate that the signal has produced an alteration in the receiver's brainwaves. These data simply indicate that the source's ECG signal can be measured on the receiver's scalp as well as at other sites on the receiver's body surface, such as the forearms and legs. The fact that the signal is indeed registered, however, together with the recent demonstration of nonlinear stochastic resonance effects in several biological systems, certainly raises the possibility that it may exert some effect on the receiving subject's brain and/or other components of the receiver's physiology.

This possibility is in fact supported by experiments conducted by Schandry and co-workers which demonstrated that cortically generated potentials are affected by one's own ECG. These experiments have shown that the registration of one's own ECG R-wave in the EEG is modulated by psychological factors such as attention and motivation, in a fashion analogous to the cortical processing of external stimuli.<sup>26, 28-30</sup> This is also supported by work in our laboratory which has shown that when individuals focus their attention in the area of the heart and consciously generate a positive emotion, the heart rate variability patterns become more orderly and coherent.<sup>17</sup> When a person is in this more coherent state, the portion of the heartbeat evoked potential which reflects cortical processes<sup>28</sup> is dramatically changed.<sup>27</sup> The idea that the registration of another person's ECG across the scalp could also give rise to characteristic cortical potentials is certainly a possibility that deserves further investigation.

A biological response to an externally applied field implies that the field has caused changes in the system greater than those due to random fluctuating events, or "noise." Traditional linear theory predicted that weak, extremely low frequency electromagnetic fields, such as that radiated from the human heart, could not generate enough energy to overcome the thermal noise limit and thus to affect biological tissue. However, a number of experiments have revealed cellular responses to electric field magnitudes far smaller than the theoretical estimates for the minimum field strength required to overcome the thermal noise limit in these systems.<sup>31-33</sup> (cited in 34). It has been proposed that this discrepancy can in part be accounted for by biological cells' capacity to rectify and essentially signal average weak oscillating electric fields through field-induced variation in the catalytic activity of membrane-associated enzymes or in the conformation of membrane channel proteins.<sup>20, 34</sup> Signal rectification and averaging provide a mechanism by which a signal from an external periodic electric field could be accumulated over time by a cell, and would significantly lower theoretical estimates of the system's threshold of response to external fields, though still not enough to fully explain all the experimental data.

Theoretical estimates of the limitations on the detection of very small signals by sensory systems imposed by the presence of thermal noise (thermal noise limit) were traditionally made using linear approximation under the

assumption that the system is in a state of equilibrium.<sup>35</sup> More recently, it has been recognized that a linear and equilibrium approach is not appropriate for biological systems, which are intrinsically nonlinear, nonequilibrium and noisy. The recent advent of the nonlinear stochastic resonance concept<sup>15</sup> has caused further revisions of the theoretical estimates for the minimum field strengths required to affect biological systems. The concept of stochastic resonance was first used in a theoretical study of the ion binding model for the explanation of weak EMF effects on biological systems.<sup>19</sup> The effect of very weak, coherent electromagnetic signals as small as one hundred to one thousand times smaller than the amplitude of the surrounding random noise was studied using numerical simulation. It was shown that coherent signals having an amplitude substantially below that of the background thermal noise could change the mean time it takes for a biological ion to escape from the binding site of a regulatory protein, and thus influence cellular response.<sup>19</sup> Remarkably, in subsequent experimental studies<sup>36-38</sup> the effect of subthermal, coherent signals was observed in different biological systems for signal amplitudes as small as one-tenth or even one-hundredth the amplitude of the random noise component. Whereas initial studies of stochastic resonance in biological systems dealt exclusively with single-frequency signals embedded in a broadband noise background, recent experimental work has shown that stochastic resonance can also be observed with broadband stimuli,<sup>37</sup> thus further generalizing this phenomenon. In addition, a voltage-dependent ion channel system has recently been shown to exhibit stochastic resonance with no detectable response threshold.<sup>38</sup> These data confirm that biological systems under certain circumstances are able to detect arbitrarily small coherent signals. Theory, simulation and experimental data all suggest that nonlinear stochastic resonance may play an important role in the dynamics of sensory neurons,<sup>15, 37, 39</sup> and the demonstration of over a thousand-fold increase in signal transduction across voltage-dependent ion channels induced by the addition of external noise provides evidence that stochastic resonance may also be operative at a sub-cellular level.<sup>36, 38</sup>

Many healing modalities involving contact or proximity between practitioner and patient, including Therapeutic Touch, holoenergetic healing, healing touch, Chi Gong, Reiki, Shiatsu, the Trager technique and polarity therapy, are based upon the assumption that an exchange of

energy occurs to facilitate healing. While there exists scientific evidence to substantiate the physiological and psychological effects of many of these treatments, science has as yet not been able to describe a mechanism by which this putative energy exchange between individuals takes place. This study, together with the work of Russek and Schwartz, represents one of the first successful attempts to directly measure an exchange of energy between people. As such, it provides a foundation for a solid, testable theory to explain the observed effects of these healing modalities. We propose that through cellular signal averaging and nonlinear stochastic resonance, a therapist's cardiac field, registered by the patient, may be amplified so as to produce significant effects. As a weak field signal becomes more coherent, the greater its capacity becomes to entrain ambient noise and thus to produce effects in biological tissue. Recent research has shown that the heart's electromagnetic field decreases in electrical coherence as an individual becomes angry or frustrated and increases in coherence as a person shifts to such positive emotional states as sincere love, care or appreciation.<sup>17</sup> Preliminary results indicate, further, that individuals who intentionally increase their cardiac coherence by maintaining a focused state of sincere love or appreciation can induce changes in the structure of water<sup>7</sup> and in the conformational state of DNA.<sup>40</sup> An obvious implication, if the stochastic resonance model is valid, is that the effects of therapeutic techniques involving contact or proximity between practitioner and patient could be amplified by practitioners adopting a sincere caring attitude, and thus introducing increased coherence into their cardiac field.

This may explain why many healing practices have as a core tenet that the therapeutic effects of the treatment are dependent upon the intention of the practitioner to help or heal the patient. The Therapeutic Touch literature describes the role of the practitioner of this technique as attempting "to focus completely on the well-being of the recipient in an act of unconditional love and compassion.<sup>41</sup> It has been demonstrated that hospitalized cardiovascular patients treated with Non-Contact Therapeutic Touch experienced a significantly greater decrease in post-treatment state anxiety than did patients who were administered a control intervention in which nurses mimicked the movements of the Therapeutic Touch technique but did not focus their intention on helping the patients.<sup>8</sup> Of particular relevance to the work described in the present study is Russek and Schwartz's

conclusion that "the most effective form of touch is that which is given with a sincere intention to help".<sup>42</sup> This finding, along with the results of the present study, suggests that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

It is interesting to note that the results of the present study are similar to those of previous studies involving the use of touch to reduce anxiety in healthy volunteers.<sup>18,19</sup> In these studies, subjects were asked to lie down and receive a brief period of touch from a practitioner. The touch was applied to the subject's back, shoulder, arm, hand, and/or head. The touch was applied with varying degrees of pressure and duration, and was intended to be both pleasant and relaxing.

The results of the present study suggest that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help. This finding, along with the results of previous studies, suggests that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

In addition, the results of the present study suggest that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help. This finding, along with the results of previous studies, suggests that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

The results of the present study suggest that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

The results of the present study suggest that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

The results of the present study suggest that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

The results of the present study suggest that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

The results of the present study suggest that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

The results of the present study suggest that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

The results of the present study suggest that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

The results of the present study suggest that the therapeutic effect of touch may be mediated by the practitioner's intention to help.

the heart as well as the practitioner's own heart. In addition, the degree of coherence of the practitioner's cardiac signal may also be influenced by the practitioner's emotional state and intention. For example, it has been shown that the heart rate of a practitioner can increase during the course of a healing session, indicating increased emotional intensity and/or intention to heal.<sup>39</sup> In addition, the practitioner's intention to heal has been found to influence the coherence of the practitioner's cardiac signal.<sup>40</sup> In one study, subjects were asked to imagine themselves in a situation in which they had to give a speech. Some subjects were told to imagine themselves giving a speech in which they would do well, while others were told to imagine themselves giving a speech in which they would do poorly. The results showed that those who imagined themselves doing well had a more coherent cardiac signal than those who imagined themselves doing poorly.<sup>41</sup>

It is interesting to note that the results of this study were replicated in another study in which subjects were asked to imagine themselves in a situation in which they had to give a speech. In this second study, subjects were asked to imagine themselves giving a speech in which they would do well, while others were told to imagine themselves giving a speech in which they would do poorly. The results showed that those who imagined themselves doing well had a more coherent cardiac signal than those who imagined themselves doing poorly.<sup>42</sup>

It is interesting to note that the results of this study were replicated in another study in which subjects were asked to imagine themselves in a situation in which they had to give a speech. In this second study, subjects were asked to imagine themselves giving a speech in which they would do well, while others were told to imagine themselves giving a speech in which they would do poorly. The results showed that those who imagined themselves doing well had a more coherent cardiac signal than those who imagined themselves doing poorly.<sup>43</sup>

It is interesting to note that the results of this study were replicated in another study in which subjects were asked to imagine themselves in a situation in which they had to give a speech. In this second study, subjects were asked to imagine themselves giving a speech in which they would do well, while others were told to imagine themselves giving a speech in which they would do poorly. The results showed that those who imagined themselves doing well had a more coherent cardiac signal than those who imagined themselves doing poorly.<sup>44</sup>

finding that people more accustomed to receiving love and care appear to be better receivers of others' cardiac signals.<sup>23</sup> In a group of subjects in late adulthood, those who in college had rated themselves as having been raised by loving parents exhibited significantly greater registration of an experimenter's cardiac signal in their EEG in a non-contact experiment than those who had rated their parents low in loving. This implies that the exchange of cardiac energy described here may be influenced not only by the degree of coherence of the transmitted signal (which, in turn, can depend on the source's emotional state and intention), but also by the degree of the receiver's receptivity to the signal. Individuals raised in an environment which they perceive to be loving are not only more accustomed to receiving others' love, but also often tend to be more loving themselves. Thus, it is possible that signal registration may be enhanced by increased coherence in the receiver's system. It is not surprising that many of the healing modalities mentioned above emphasize not only that the practitioner have the intention to heal but also that there be a mutually caring relationship between practitioner and patient.

**Nonlocal effects**  
It should also be mentioned that there is an extensive literature concerning nonlocal effects, prayer and distance healing. Larry Dossey has pointed out that the term "energy" as it is used in this paper may not be the appropriate term to describe nonlocal effects, which cannot be explained by conventional electromagnetic theory.<sup>42</sup> We use the term "energy" here, as we believe that the results described in this paper can be explained by conventional electromagnetic theory. This paper does not attempt to explain nonlocal effects; however, it would be interesting to determine whether the effectiveness of nonlocal forms of healing is related to the degree of coherence in the practitioner's cardiac field. Gough and Shacklett<sup>43</sup> as well as Tiller<sup>44</sup> have proposed models which expand and connect conventional electromagnetic theory with an inherently nonlocal and multidimensional realm. Paddison has also written at length concerning the coupling between the electricity generated by the heart and more subtle levels of reality.<sup>45</sup> According to these models, increased coherence in conventional electromagnetic fields would serve to enhance nonlocal effects.

If the electromagnetic field generated by our heart indeed has the capacity to significantly affect those around us, the

implications of this would of course extend far beyond healer-patient interactions. It has long been observed that our emotions have the capacity to affect those in our proximity. Evidence that the cardiac field changes with different emotions experienced, combined with the finding that this field is registered physiologically by those around us provides the foundation of one possible mechanism to describe the impact of our emotions on others at a basic physiological level. In addition, if touch, as we have shown, serves to facilitate this exchange of cardiac energy between individuals, this would give new and more precise meaning to the concept of touch as the first and most fundamental means of communication<sup>46</sup> and facilitator of human interactions. Future study of the effects of the electrical exchange that occurs when individuals are in contact or proximity may eventually foster increased awareness of our inner feeling states both in therapeutic interventions and in the broader context of our daily interactions with those in our immediate environment.

## Summary

[METHODS](#) | [EXPERIMENTAL EXAMPLES](#) | [Future Directions](#) | [References](#)  
[Next](#) | [Previous](#)

Institute of  
HeartMath

© Copyright 1998  
Institute of HeartMath  
All rights reserved.

[http://www.heartmath.org/ResearchPapers/  
IgAPaper/Touch4.html](http://www.heartmath.org/ResearchPapers/IgAPaper/Touch4.html)  
Saturday, March 10, 3901

Methods of detection of touch energy exchange between people have been developed by the Institute of HeartMath. These methods have been used to study the effects of touch on heart rate variability, blood pressure, and other physiological parameters. The results of these studies have shown that touch can have a significant positive effect on health and well-being. The methods used in these experiments are described below.

**Methods**

**Experimental Examples**

- [Diagonal Responses](#)
- [Back Behavior](#)

modestheart@comcast.net

## INSTITUTE OF HEARTMATH

A NONPROFIT CORPORATION  
[Home Page](#)

 Store    IHM Research    hm Programs  
[Hubs](#)   [Discovery Program](#)   [Research Center](#)   [Research Overview](#)   [Research Papers](#)   [Press](#)

### [About HeartMath®](#)

[Site Map](#)  
[Site Search](#)  
[What's New?](#)

### [Research Overview](#)

 Library

### [How to Contact Us](#)

### [Volunteers](#)

## The Electricity of Touch: Detection and measurement of cardiac energy exchange between people

### METHODS

Subjects were either seated in comfortable, high-back chairs to minimize postural changes or were lying down on a massage table. Prior to each session, subjects were informed of the tasks they were to perform and asked to refrain from talking, falling asleep or engaging in exaggerated body movements. The subjects were carefully monitored to ensure that there were no exaggerated respiratory or postural changes during the session.

Disposable silver/silver chloride electrodes were used for all bipolar ECG measurements. The positive electrode was located on the left side at the sixth rib and the reference was placed in the right supraclavicular fossa. Grass model 7P4 amplifiers were used for ECG amplification and Grass model P5 amplifiers were used for EEG and body surface measurements. The low frequency filters were set at the 1 Hertz setting and the high frequency filters at 35 Hertz. EEG electrodes were attached according to the International 10-20 system; the various recording sites and referencing are specified in each experimental session. Electrode resistance was measured with a UFI model 1089 electrode tester. Electrode to electrode resistance was typically in the range of 2 to 5 K. All data were digitized by a Bio Pac 16 bit digitizer and software system. The sample rate was 256 Hz. All post analysis was done with DADiSP/32 digital signal processing software.

All of the experiments monitored various recording sites on 2 subjects simultaneously. In all experiments, both subjects were wired with ECG electrodes as described

above. To clarify the direction in which the signals were analyzed, the subject whose ECG R-wave peak was used as the signal time reference for the signal averaging is referred to as the "signal source," or simply "source." It should be emphasized that the subject designated as the source did not consciously intend to send or transmit a signal. The subject whose EEG or body surface recordings were analyzed for the registration of the source's ECG signal is referred to as the "signal receiver," or simply "receiver." Signal averaging techniques were used to detect the appearance of the source's ECG signal on the surface of the receiver's body at various electrode locations. The resulting waveform appearing on the receiver is referred to as the signal-averaged waveform (SAW). The signal-averaged waveforms were triggered by the peak of the source's ECG R-wave. The number of averages used in the majority of the experiments was 250 ECG cycles or roughly 4 minutes of data.

It is well known that the electrical potential generated by one's heartbeat can be recorded from any site on the body, including the sites recorded by the EEG.<sup>23, 26, 27</sup> (**Figure 3**). Therefore, in each of our experiments, the possibility had to be considered that the signal appearing in the receiving subject's recordings was the receiver's own ECG rather than that of the other subject designated as the source. Given the signal averaging procedure employed, this would only be possible if the ECG of the source was continually and precisely synchronized with the receiver's ECG. To definitively rule out this unlikely possibility, in all experiments both the source and the receiver's ECG were recorded.

### Summary

[EXPERIMENTAL EXAMPLES | DISCUSSION | Future Directions](#) | [References](#)  
[Next](#) | [Previous](#)

### Institute of HeartMath

14700 West Park Ave.  
Boulder Creek, CA 95006  
831-338-8500 /  
fax 831-338-9861/  
<mailto:info@heartmath.org>

<http://www.heartmath.org/ResearchPapers/>  
[IgAPaper/Touch2.html](http://www.heartmath.org/igAPaper/Touch2.html)  
Saturday, March 10, 3901

© Copyright 1998  
Institute of HeartMath  
All rights reserved.

# Taylor Industries Inc.

1-800-339-1361

taylor@npwt.net

FAX (573) 893-3647

(573)

**TENS Electrode**

HOME



Production Machines



ECG/EKG Electrodes



TENS Electrodes

The EZ GRIP line of multi-day use TENS electrodes contain true silver/silver chloride which will enhance monitoring and other electrical stimulation modalities. The EZ GRIP line gives you a wide variety of sizes, a very low profile, and contain non-irritating gels and adhesives.

For pricing information [CLICK HERE](#) to fill out our information request form,

give us a call at **1-800-339-1361**, or fax us at **(573) 893-3647**.

If you would like to find a distributor near you, call us at **1-800-339-1361**, fax us at **(573) 893-3647**, or e-mail us at [taylor@npwt.net](mailto:taylor@npwt.net)

	Item #	Type	Size	Lead Wire Connection	Style
	1122	Disposable	2"x2" (50mm x 50mm)	Pig-Tail	Square
	1132	Disposable	2"x2" (50mm x 50mm)	Snap	Square
	1142	Disposable	2"x2" (50mm x 50mm)	Pin	Square
	2022	Reusable	2"x2" (50mm x 50mm)	Snap	Square
	2024	Reusable	2"x4"(50mm x 101mm)	Snap	Rectangle
	2113	Reusable	1.25" x 13"(31mm x 330mm)	Snap	Low Back Strip
	3022	Reusable	2"x2" (50mm x 50mm)	Pin	Square
	3024	Reusable	2"x4"(50mm x 101mm)	Pin	Rectangle
	4022	Reusable	2"x2" (50mm x 50mm)	Pig-Tail	Square
	4024	Reusable	2"x4"(50mm x 101mm)	Pig-Tail	Rectangle
	4046	Reusable	4"x6"( 101mm x 152mm)	Pig-Tail	Low Back-Butterfly
	4078	Reusable	7/8"(22mm)	Pig-Tail	Round

# Taylor Industries Inc.

Quality TENS Electrodes  
TENS-EKG Electrodes



TENS Electrodes



ECG/EKG Electrodes



Production Machines

This page is designed to help you select the right electrode for your needs. Please refer to the product descriptions below for more information on each electrode type.

To begin your search, CLICK HERE to view our complete electrode line.

Or call us toll free at 1-800-333-0081 or fax us at 1-800-333-0082.

If you have any questions, please feel free to contact us via e-mail at [taylor@npwt.net](mailto:taylor@npwt.net) or fax us at 1-800-333-0083.

Product	Description	Code	Size	Lead	Color
4113	Low Back Strip	4113	Reusable	Pig-Tail	1.25" x 13"(31mm x 330mm)
4125	Round	4125	Reusable	Pig-Tail	1.25"(31mm)
4175	Round	4175	Reusable	Pig-Tail	1.75"(44mm)
4300	Round	4300	Reusable	Pig-Tail	3"(76mm)
4305	Oval	4305	Reusable	Pig-Tail	3.5"(89mm)

Code	Size	Lead	Color	Shape
4113	Reusable	Pig-Tail	Low Back Strip	1.25" x 13"(31mm x 330mm)
4125	Reusable	Pig-Tail	Round	1.25"(31mm)
4175	Reusable	Pig-Tail	Round	1.75"(44mm)
4300	Reusable	Pig-Tail	Round	3"(76mm)
4305	Reusable	Pig-Tail	Oval	3.5"(89mm)



Taylor Industries can now accept your Master Card or Visa payments by **Fax or Phone!**



| [Home](#) | [Production Machines](#) | [Electrodes](#) | [ECG/EKG Electrodes](#) | [TENS Electrodes](#) | [Contact Information](#) |

<mailto:taylor@npwt.net>

Please report any problems, comments, or suggestions to [Webmaster](#).

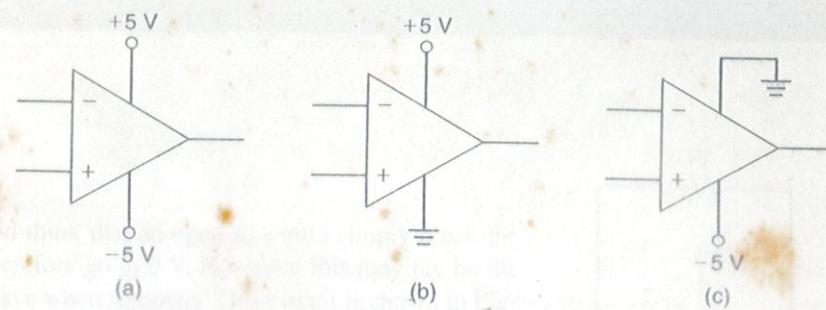


FIGURE 15.2 Op-amp supply voltages.

*Open* *positive* *negative* *inverting* *non-inverting* *input* *output* *power* *ground*

Now we will examine a more complex circuit, the inverter. When you see the symbol for an inverter, it is identical to the one shown in Figure 15.1, except that the output terminal is labeled with a minus sign. This means that the output voltage is inverted relative to the input voltage. In other words, if the input voltage is positive, the output voltage is negative, and vice versa. The output voltage is also labeled with a minus sign to indicate that it is inverted relative to the input voltage. The output voltage is also labeled with a minus sign to indicate that it is inverted relative to the input voltage.

**Op-amp identification**

Hundreds of types of op-amps are produced by various manufacturers. Many op-amps can be identified using a seven-character ID code. An example is shown in Figure 15.3. The **prefix** is used to identify the particular manufacturer. A listing of the most common prefixes is provided in Table 15.1. The **designator** indicates two things:

1. The three-digit number indicates the specific type of op-amp.
2. The first letter indicates the operating temperature range.

Examples of commonly used temperature codes are shown in Table 15.2. The designator code is used not only to determine the specific type of op-amp you are dealing with; it is also used to help you determine which op-amps can be substituted for each other. This point is discussed further in the section on op-amp circuit troubleshooting. The **suffix** in the ID code indicates the type of package in which the op-amp is housed. The commonly used suffix codes are listed in Table 15.3.

Prefix Designator Suffix  
IC 741C N

FIGURE 15.3 Op-amp ID code.

TABLE 15.1 Manufacturers' Prefixes	
Prefix	Manufacturer
AD	Analog Devices
CA	RCA
LM	National Semiconductor
MC	Motorola
NE/SE	Signetics
OP	Precision Monolithics
RC/RM	Raytheon
SO	Silicon General
TL	Texas Instruments
U1	Fairchild <sup>a</sup>

<sup>a</sup>Fairchild is a division of National Semiconductor.

TABLE 15.2 Temperature Codes

Code	Application	Temperature Range (°C)
C	Commercial	0 to 70
I	Industrial	-25 to 85
M	Military	-55 to 125

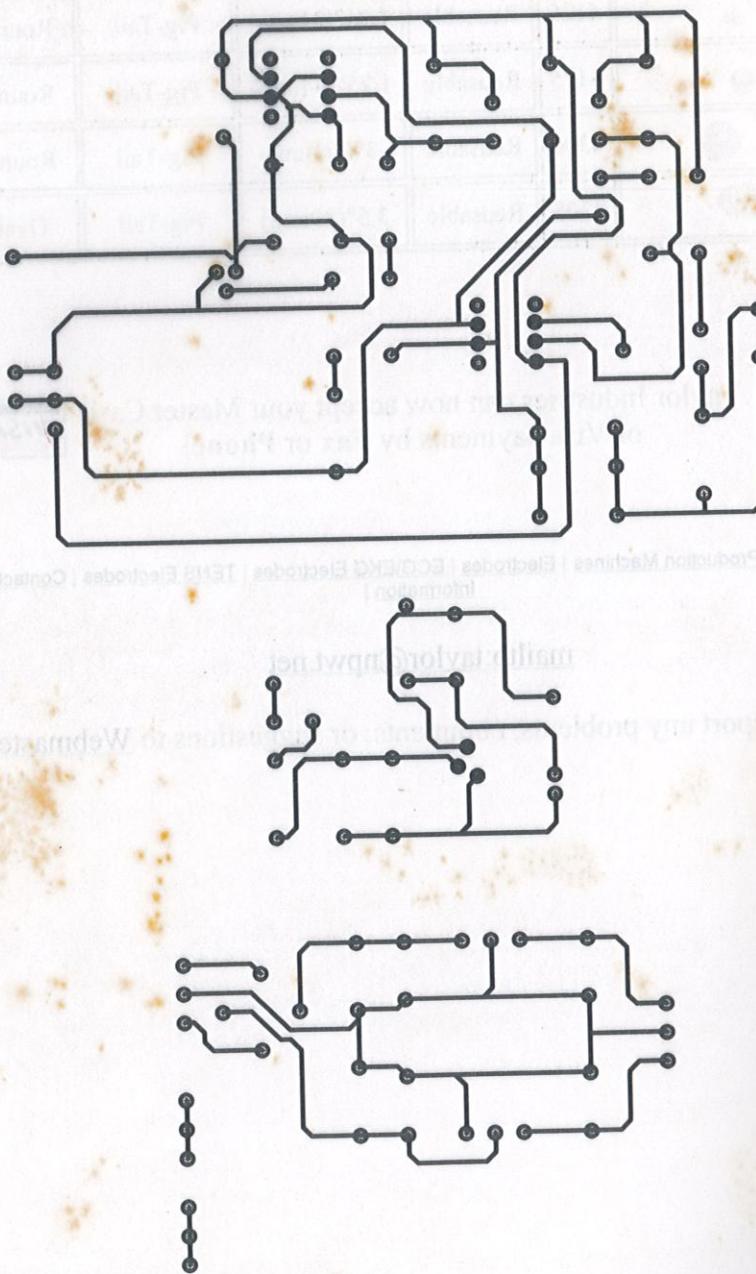


FIGURE 15.3 Op-amp ID code.

**designator code**  
IC code that indicates the type of circuit and its operating temperature range.

Prefix      Designator      Suffix  
MC      741C      N

FIGURE 15.3 Op-amp ID code.

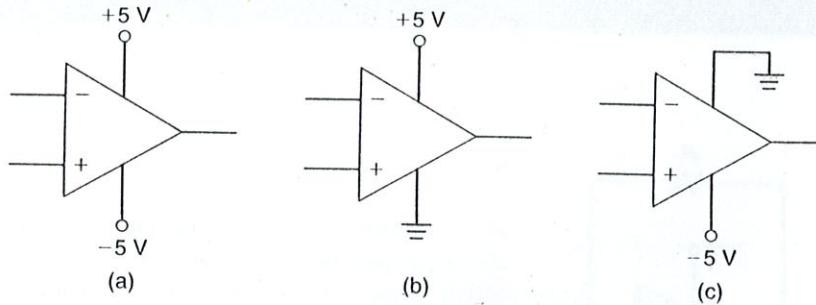


FIGURE 15.2 Op-amp supply voltages.

## IC Identification

Hundreds of types of op-amps are produced by various manufacturers. Many op-amps can be identified using a seven-character ID code. An example is shown in Figure 15.3. The *prefix* is used to identify the particular manufacturer. A listing of the most common prefixes is provided in Table 15.1. The **designator code** indicates two things:

1. The three-digit number indicates the specific type of op-amp.
2. The final letter indicates the operating temperature range.

Examples of commonly used temperature codes are shown in Table 15.2. The designator code is used not only to determine the specific type of op-amp you are dealing with; it is also used to help you determine which op-amps can be substituted for each other. This point is discussed further in the section on op-amp circuit troubleshooting. The *suffix* in the ID code indicates the type of package in which the op-amp is housed. The commonly used suffix codes are listed in Table 15.3.

TABLE 15.1 Manufacturers' Prefixes

Prefix	Manufacturer
AD	Analog Devices
CA	RCA
LM	National Semiconductor
MC	Motorola
NE/SE	Signetics
OP	Precision Monolithics
RC/RM	Raytheon
SG	Silicon General
TL	Texas Instruments
UA	Fairchild*

\*Fairchild is a division of National Semiconductor.

TABLE 15.2 Temperature Codes

Code	Application	Temperature Range (°C)
C	Commercial	0 to 70
I	Industrial	-25 to 85
M	Military	-55 to 125

## $R_i$ Open

This fault is an interesting one. You would think that an open  $R_i$  would simply block the input signal, and that the output would therefore go to 0 V. However, this may not be the case. Let's take a look at the circuit you have when  $R_i$  opens. This circuit is shown in Figure 15.38.

Now we will assume for a moment that the output from this circuit is equal to  $+V$  at the moment when  $R_i$  opens. Here's what can happen:

1. A positive signal is fed back to the inverting input from the output via  $R_f$ .
2. The positive inverting input causes the output from the amplifier to go negative toward  $-V$ .
3. A negative signal is now fed back to the inverting input from the output.
4. As the inverting input goes negative, the output again goes positive. This takes the amplifier back to step 1.

The process above repeats over and over, *causing the amplifier to produce an ac output signal with no input signal*. This signal will be in the low-millivolt range. Incidentally, there are circuits that are *designed* to work in the fashion described above. These circuits, called *oscillators*, are discussed in Chapter 18.

## $R_{off}$ Open

If the offset adjust resistor opens, the output from the op-amp will be offset from its normal level by an amount equal to the offset voltage times the closed-loop gain of the amplifier,  $A_{CL}$ . One possible result of an open offset resistor is shown in the photograph in Figure 15.39.

Whether the op-amp offsets in the positive direction or the negative direction depends on the circuit. Just remember, if the output goes to a dc level that is above or below the proper output when there is no input signal, the offset resistor is either open or needs to be adjusted.

## What Happens If the Op-Amp Is Bad?

The answer to this question depends on what goes wrong with the op-amp. If you refer back to Figure 15.1, you will see that there are a lot of components in the op-amp that could go bad.

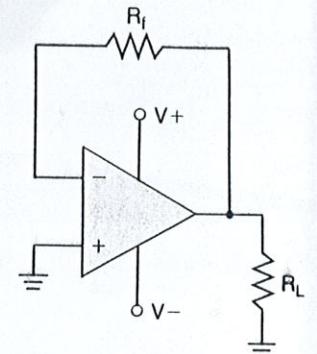


FIGURE 15.38

**Component Substitution:** Most common op-amps are available at any electronics parts store. If an op-amp is bad, you can generally replace it with an equivalent from any manufacturer. Equivalent op-amps will have the same package, designator code, and suffix code (see Figure 15.3).

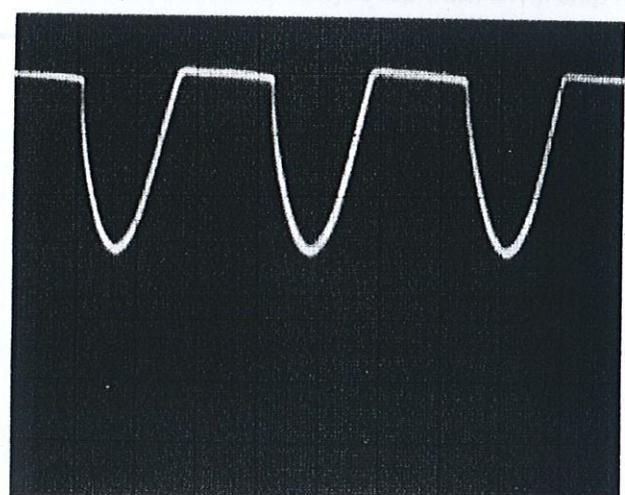


FIGURE 15.39 Effect of an open offset null resistor on the inverting amplifier output.

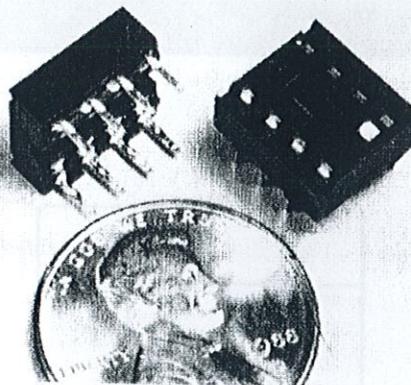


FIGURE 15.40

The best way to determine that the op-amp is faulty is to determine that everything else is okay. If all the resistors in the amplifier are good and all supply voltages are as they should be, and the amplifier still does not work, the op-amp is the source of the problem and must be replaced.

### Working with ICs

ICs are often placed into circuits using IC sockets, such as those shown in Figure 15.40. These sockets are used to allow you to easily remove and replace the ICs.

When IC sockets are used, a problem can develop. Sometimes an IC will develop an *oxide* layer on its pins. If this oxidation becomes severe enough, it can cause the circuit to have an erratic output. The circuit may work one minute and not the next. When this happens, remove the IC and clean the pins and the socket with contact cleaner. This will eliminate the problem.

One more point: When you replace an IC, make sure that you put it into the circuit properly. It is very simple to put an IC in backward if you are not paying attention. If you do place an IC in a socket backward and apply power to the circuit, odds are that you will have to replace that IC with a new one.

### Section Review

1. What is the primary symptom of an open feedback resistor?
2. What is the primary symptom of an open input resistor?
3. What is the primary symptom of an open offset null resistor?
4. How can you tell when an op-amp is faulty?

## 15.7 OP-AMP FREQUENCY RESPONSE

You have already been introduced to some of the frequency considerations involved in dealing with op-amps. As a review, here are some of the major points that were made regarding the frequency response of an op-amp:

1. The *slew rate* of an op-amp is a measure of *how fast the output voltage can change*, measured in volts per microsecond ( $V/\mu s$ ).
2. The maximum operating frequency of an op-amp is found as

toward the audio output, the signal strength at the filter input *increases*. This has the effect of *boosting* (amplifying) that particular frequency. When the input potentiometer of a given filter is adjusted toward the audio input, the signals strength at the filter input *decreases*. This has the effect of *cutting* (attenuating) that particular frequency. By adjusting the input controls to the various active filters, you are able to boost the frequencies you want to hear while cutting others.

### Some Other Active Filter Applications

High-pass filters can be used to eliminate the low-frequency noise that can be generated in many audio systems. For example, a high-pass filter can be used to eliminate any 60-Hz power line noise. By tuning the high-pass filter so that it has a lower cutoff frequency above 60 Hz, the power line noise is eliminated.

There are far more applications for active filters than could possibly be covered here. However, you should now have a good idea of how versatile these circuits are.

### Active Filter Fault Symptoms

**OBJECTIVE 6** ► Active filter troubleshooting is relatively simple when you keep in mind the fact that some of the circuit components are used to determine the circuit's frequency-response characteristics while others are used to determine its gain characteristics. For example, consider the two-pole low-pass filter shown in Figure 17.30a. The frequency response of the circuit is controlled by the combination of  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $C_1$ , and  $C_2$ . The gain of the circuit is controlled primarily by  $R_f$  and  $R_i$ .

If either of the gain components opens, the amplitude of the filter output will change. For example, if  $R_i$  opens, the circuit configuration changes to that of a voltage follower, and the  $A_{CL}$  of the circuit will drop to 1 (0 dB). If  $R_f$  opens, the value of  $A_{CL}$  will jump to the open-loop voltage gain of the op-amp, and the output signal will be clipped.

While  $R_1$  and  $R_2$  are a part of the frequency-response circuit, the output of the filter will drop to zero if either of these components opens. This is because the input signal will be isolated from the op-amp itself. The same thing will occur if  $C_1$  is shorted.

If either  $C_1$  or  $C_2$  opens, there will be two results:

1. The roll-off rate of the circuit will decrease.
2. The cutoff frequency of the circuit will shift.

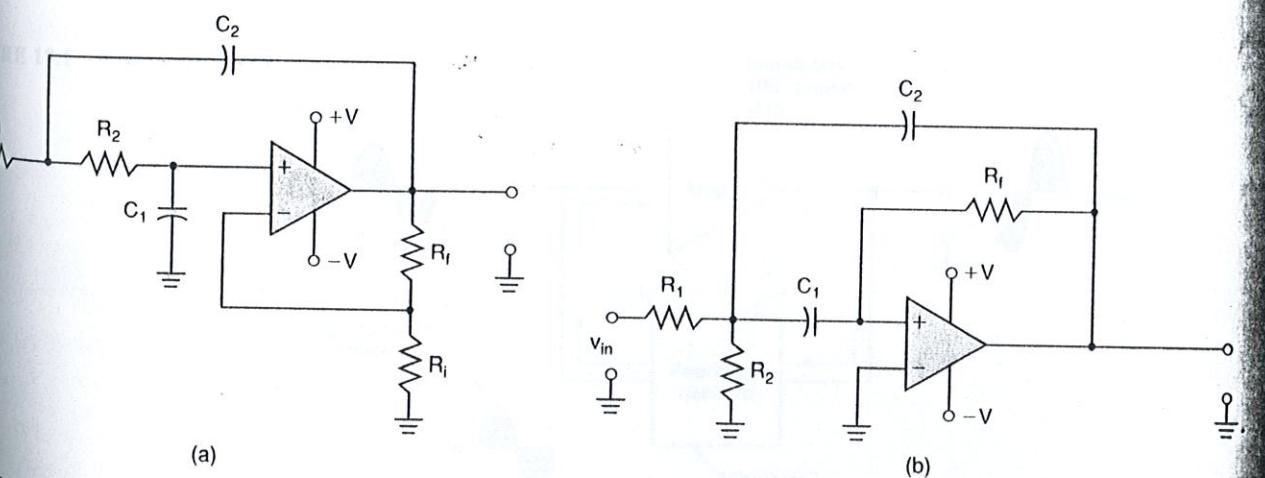


FIGURE 17.30

In Chapter 3, we went through the analysis of a dc power supply. As you recall, these circuits are used to convert ac to dc.

In this chapter, we will discuss the operation of *oscillators*, circuits used to convert dc to ac. It would be reasonable to wonder why we want to convert dc to ac after going through the trouble of having a power supply convert ac to dc. Why don't we just use the ac supplied by the wall outlet to begin with?

The line frequency in the United States is 60 Hz standard. However, electronic systems depend on inter-

nally generated frequencies that range from a few hertz up to the megahertz range. Microwave systems depend on internally generated frequencies that are in the gigahertz region. All these frequencies must somehow be generated from the dc voltages present in the system. Generating these frequencies is the function of the oscillators in the system.

How common are oscillators? You will see throughout your career that there are very few electronic systems that do not contain one or more oscillators.

#### OBJECTIVE 1 ►

**oscillator**  
ac signal generator.

An oscillator is a circuit that produces an output waveform without any external signal source. The only input to an oscillator is the dc power supply. As such, the oscillator can be viewed as a *signal generator*.

There are several types of oscillators, each classified according to the type of output waveform it produces. In this chapter, we will cover the operation of *sine-wave oscillators*; those that have sinusoidal outputs. Then, in Chapter 19, we will discuss (along with a variety of circuits) the operation of a *square-wave oscillator*.

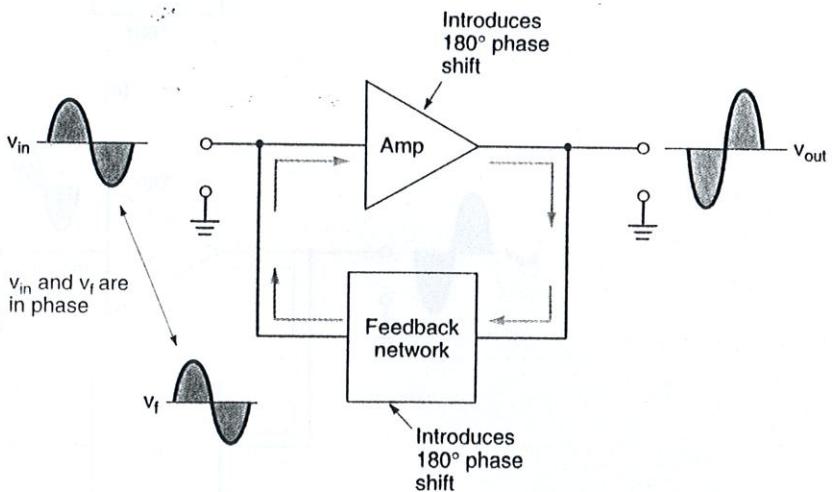
## 18.1 INTRODUCTION

#### OBJECTIVE 2 ►

**positive feedback**  
When a feedback signal is in phase with the original amplifier input signal.

In Chapter 16, you were introduced to **positive feedback**. Positive feedback is the key to the operation of oscillators. As you recall, a positive feedback amplifier produces a feedback voltage,  $v_f$ , that is *in phase* with the original input signal. This is illustrated in Figure 18.1. In this circuit, we show an input signal,  $v_{in}$ . This signal is applied to the amplifier, which introduces a  $180^\circ$  phase shift. The output signal is applied to the input of the feedback network, which introduces another  $180^\circ$  phase shift. The result is that the signal has been shifted  $360^\circ$  as it has traveled around the loop. As you know, shifting a signal  $360^\circ$  is the same as not shifting it at all. Therefore, the feedback signal is in phase with the original input signal.

FIGURE 18.1 Positive feedback.



## Oscillators: The Basic Idea

Even though the circuit in Figure 18.1 is useful in explaining positive feedback, it has an input signal. This is inconsistent with our definition of an oscillator. However, by modifying Figure 18.1, we can develop a circuit that is very useful for showing you the basic operating principle of the oscillator. This modified circuit is shown in Figure 18.2.

In Figure 18.2, we have added a switch in series with the amplifier input. When the switch is closed, the circuit waveforms are as shown in the figure. Now, assume that the switch is opened while the circuit is in operation. If this happens,  $v_{in}$  is removed from the circuit. However,  $v_f$  (which is in phase with the original input) is still applied to the amplifier input. The amplifier will respond to this signal in the same way that it did to  $v_{in}$ . In other words,  $v_f$  will be amplified and sent to the output. Since the feedback network sends a portion of the output back to the input, the amplifier receives another input cycle, and another output cycle is produced. As you can see, this process will continue as long as the amplifier is turned on, and the amplifier will produce a sinusoidal output with no external signal source.

In any oscillator, the feedback network is used to generate an input to the amplifier, which, in turn, is used to generate an input to the feedback network. Since positive feedback produces this circuit action, it is often referred to as **regenerative feedback**. Regenerative feedback is the basis of operation for all oscillators. This point will be demonstrated throughout this chapter.

It should be noted that an oscillator needs only a quick *trigger* signal to start the oscillating circuit action. In other words, anything that causes a slight signal variation at

**Regenerative feedback**  
Another name for positive feedback.

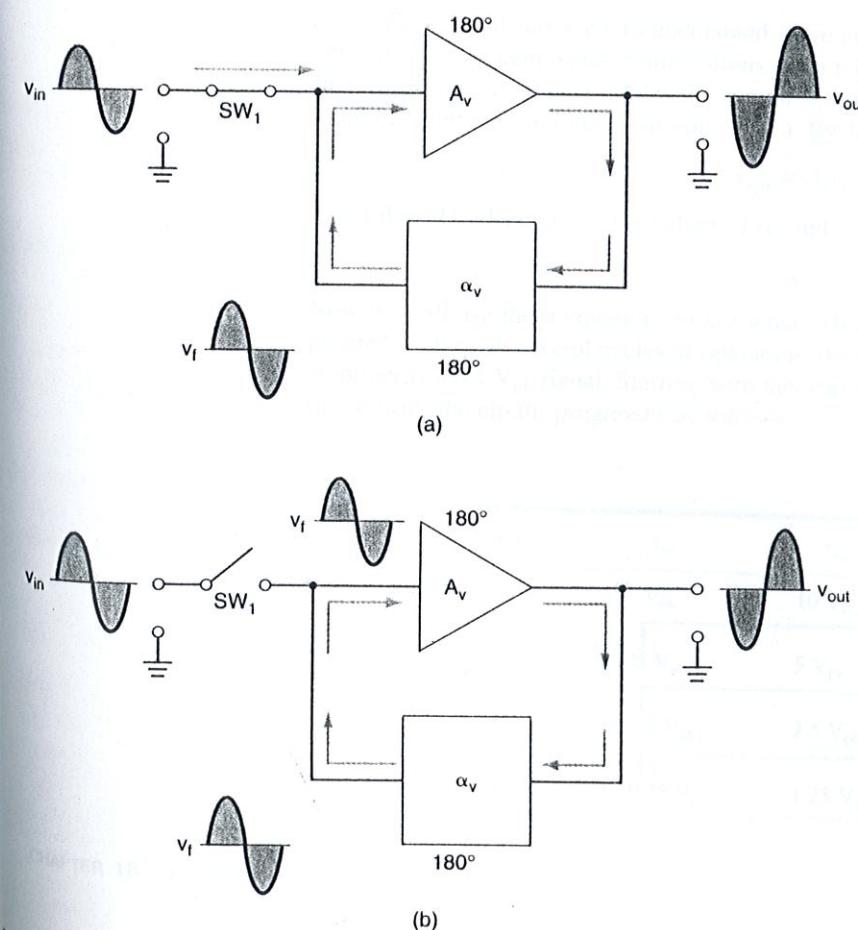


FIGURE 18.2

sic oscillator circuit requirements.

### OBJECTIVE 3 ►

**Barkhausen criterion** The relationship between the circuit back factor ( $\alpha_v$ ) and voltage gain ( $A_v$ ) for proper oscillator operation.

any point in the circuit will start the oscillator. It is not necessary for us to provide a complete input cycle from an external source. In fact, most oscillators will provide their own trigger signals. The sources of these trigger signals will be made clear in the next section. For now, just remember the basic requirements for an oscillator to work:

1. The circuit must have a *positive* (regenerative) feedback loop. This means that the amplifier and its feedback circuitry must combine to produce a  $360^\circ$  (or  $0^\circ$ ) voltage phase shift.
2. The circuit must receive some trigger, either internally or externally generated, to start the oscillating action.

There is one other requirement that must be fulfilled for an oscillator to work. We will look at this requirement now.

## The Barkhausen Criterion

In Chapter 16, you were shown that the active component in a feedback amplifier introduces a voltage gain, while the feedback network itself introduces a voltage loss. In other words, the  $A_v$  of the amplifier is greater than 1, while the feedback factor,  $\alpha_v$ , of the feedback network is less than 1.

For an oscillator to operate properly, the following relationship must be fulfilled:

$$\alpha_v A_v = 1 \quad (18.1)$$

This relationship is called the **Barkhausen criterion**. The results of *not* following this criterion are as follows:

1. If  $\alpha_v A_v < 1$ , the oscillations will fade out within a few cycles.
2. If  $\alpha_v A_v > 1$ , the oscillator will drive itself into saturation and cutoff clipping.

These points are easy to understand if we apply them to a couple of circuits using several different gain-value combinations. As a reference, we will use the circuits shown in Figure 18.3. In Figure 18.3a, the output voltage is shown to be the product of the amplifier gain ( $A_v$ ) and the input voltage ( $v_f$ ). By formula,

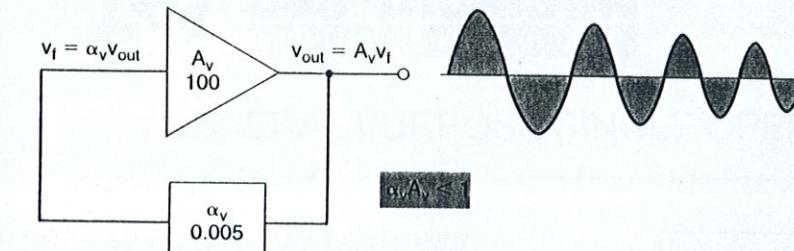
$$v_{\text{out}} = A_v v_f$$

The value of  $v_f$  depends on the values of  $\alpha_v$  and  $v_{\text{out}}$ , as follows:

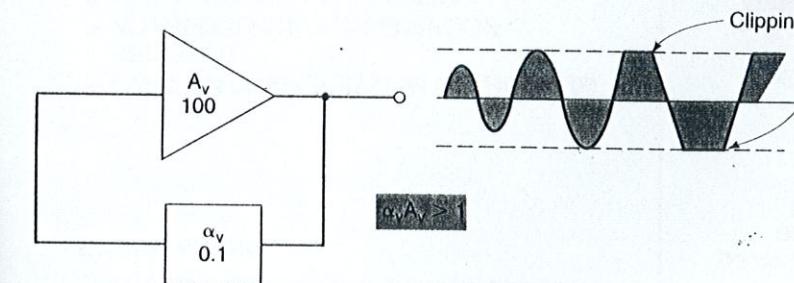
$$v_f = \alpha_v v_{\text{out}}$$

Now we will use these equations to see what is happening in Figure 18.3a as the circuit progresses through several cycles of operation. We will assume that the initial input to the amplifier is a  $0.1 \text{ V}_{\text{pk}}$  signal. Starting with this value, and using  $A_v = 100$  and  $\alpha_v = 0.005$  (as shown), the circuit progresses as follows:

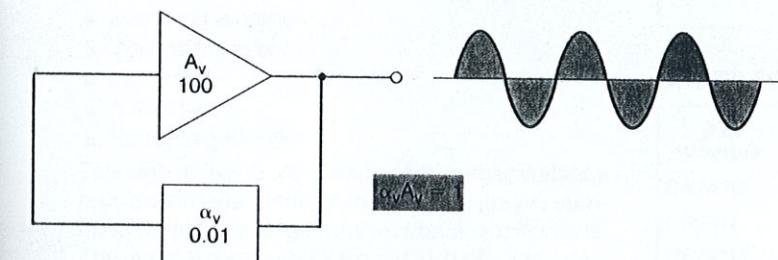
Cycle	$v_{\text{in}}$	$v_{\text{out}}$	$v_f$
-------	-----------------	------------------	-------



(a)



(b)



(c)

FIGURE 18.3 Effects of  $\alpha_v A_v$  on oscillator operation.

Note how the value of  $v_f$  produced by each cycle is used as  $v_{in}$  for the next. This follows the basic operating principle of the oscillator. Now take a look at the progression of values. As you can see,  $v_{out}$  decreases from each cycle to the next. If this progression were to continue,  $v_{out}$  would eventually reach 0 V for all practical purposes. This output deterioration is illustrated in Figure 18.3a. Note that this circuit has an  $\alpha_v A_v$  product that is less than 1. As you can see, when  $\alpha_v A_v < 1$ , the oscillations will lose amplitude on each progressive cycle and will eventually fade out. This loss of signal is called **damping**.

When  $\alpha_v A_v$  is greater than 1, the opposite situation will occur. This situation is shown in Figure 18.3b. Using the same initial 0.1 V<sub>pk</sub> input as before and the circuit values shown, the circuit in Figure 18.3b would progress as follows:

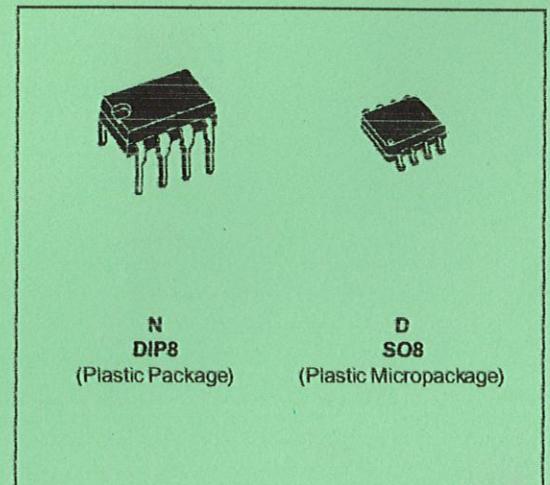
Cycle	$v_{in}$	$v_{out}$	$v_f$
1	0.1 V <sub>pk</sub>	10 V <sub>pk</sub>	1 V <sub>pk</sub>
2	1 V <sub>pk</sub>	100 V <sub>pk</sub>	10 V <sub>pk</sub>
3	10 V <sub>pk</sub>	1000 V <sub>pk</sub>	100 V <sub>pk</sub>

#### Damping

The fading and loss of oscillations that occurs when  $\alpha_v A_v < 1$ .

## GENERAL PURPOSE SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIER

- LARGE INPUT VOLTAGE RANGE
- NO LATCH-UP
- HIGH GAIN
- SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- NO FREQUENCY COMPENSATION REQUIRED
- SAME PIN CONFIGURATION AS THE UA709


**DESCRIPTION**

The UA741 is a high performance monolithic operational amplifier constructed on a single silicon chip. It is intended for a wide range of analog applications.

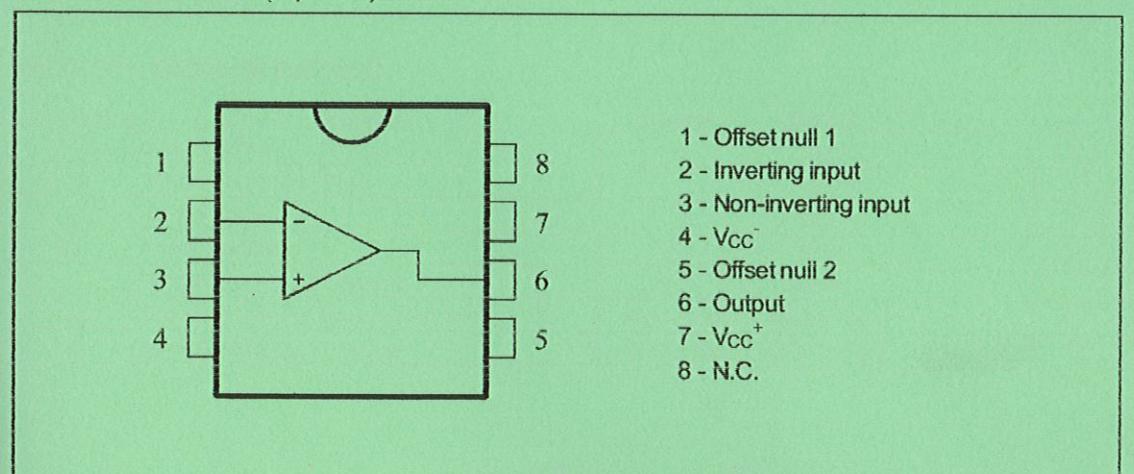
- Summing amplifier
- Voltage follower
- Integrator
- Active filter
- Function generator

The high gain and wide range of operating voltages provide superior performances in integrator, summing amplifier and general feedback applications. The internal compensation network (6dB/octave) insures stability in closed loop circuits.

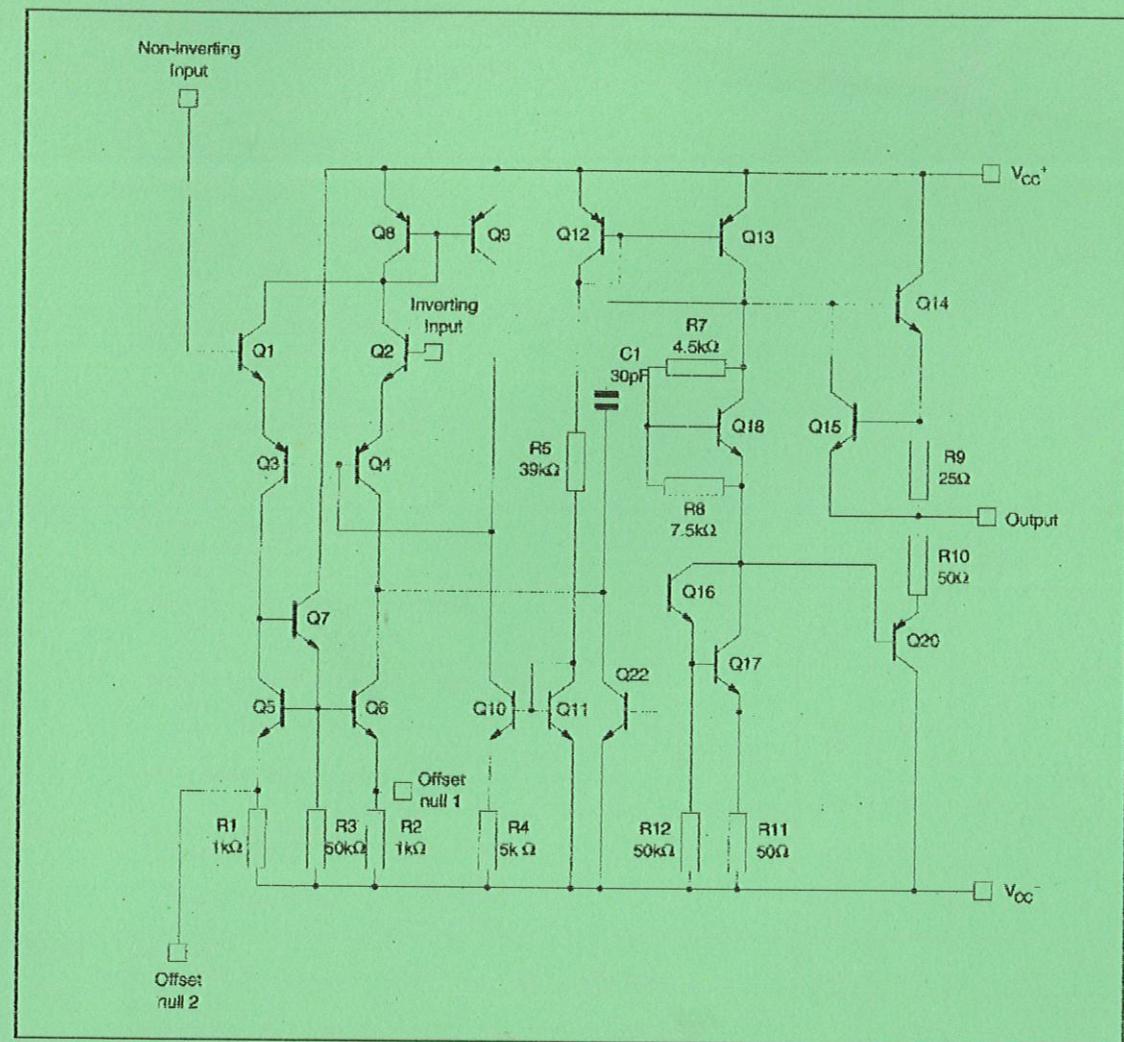
**ORDER CODES**

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
UA741C	0°C, +70°C	•	•
UA741I	-40°C, +105°C	•	•
UA741M	-55°C, +125°C	•	•

Example : UA741CN

**PIN CONNECTIONS (top view)**


## SCHEMATIC DIAGRAM



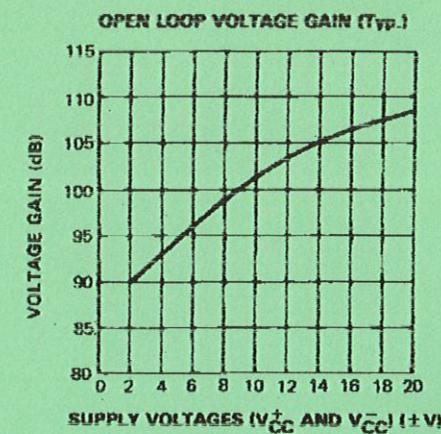
## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	UA741M	UA741I	UA741C	Unit
V <sub>cc</sub>	Supply Voltage	±22			V
V <sub>id</sub>	Differential Input Voltage	±30			V
V <sub>i</sub>	Input Voltage	±15			V
P <sub>tot</sub>	Power Dissipation	500			mW
	Output Short-circuit Duration		Infinite		
T <sub>oper</sub>	Operating Free Air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T <sub>stg</sub>	Storage Temperature Range	-65 to +150	-65 to +150	-65 to +150	°C

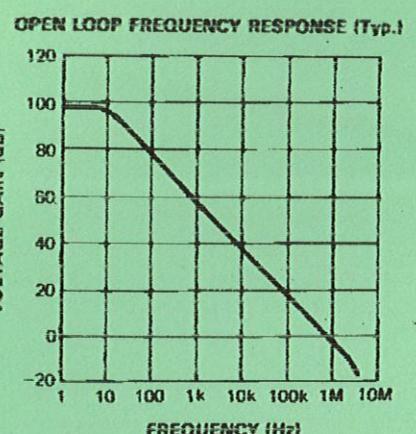
## ELECTRICAL CHARACTERISTICS

 $V_{CC} = \pm 15V, T_{amb} = +25^{\circ}C$  (unless otherwise specified)

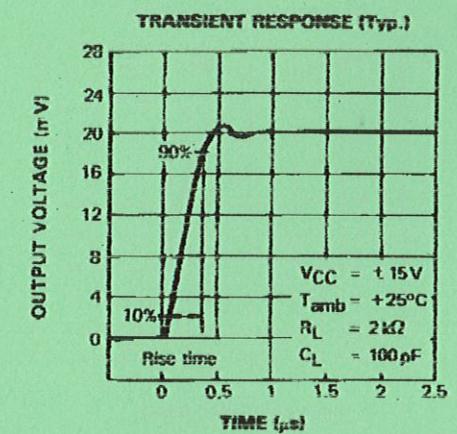
Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit
$V_{IO}$	Input Offset Voltage ( $R_S \leq 10k\Omega$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		1 6	5 6	mV
$I_{IO}$	Input Offset Current $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		2	30 70	nA
$I_{IB}$	Input Bias Current $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		10	100 200	nA
$A_{VD}$	Large Signal Voltage Gain * ( $V_O \pm 10V, R_L = 2k\Omega$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	50 25	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ( $R_S \leq 10k\Omega$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	77 77	90		dB
$I_{CC}$	Supply Current, no load $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		1.7	2.8 3.3	mA
$V_{ICM}$	Input Common Mode Voltage Range $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	$\pm 12$ $\pm 12$			V
CMR	Common-mode Rejection Ratio ( $R_S \leq 10k\Omega$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	70 70	90		dB
$I_{OS}$	Output Short-circuit Current	10	25	40	mA
$\pm V_{OPP}$	Output Voltage Swing $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $R_L = 10k\Omega$ $R_L = 2k\Omega$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ $R_L = 10k\Omega$ $R_L = 2k\Omega$	12 10 12 10	14 13		V
SR	Slew Rate ( $V_i = \pm 10V, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF, T_{amb} = 25^{\circ}C$ , unity gain)	0.25	0.5		V/ $\mu$ s
$t_r$	Rise Time ( $V_i = \pm 20mV, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF, T_{amb} = 25^{\circ}C$ , unity gain)		0.3		$\mu$ s
Kov	Overshoot ( $V_i = 20mV, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF, T_{amb} = 25^{\circ}C$ , unity gain)		5		%
$R_i$	Input Resistance	0.3	2		M $\Omega$
GBP	Gain Bandwidth Product ( $V_i = 10mV, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF, f = 100kHz$ )	0.7	1		MHz
THD	Total Harmonic Distortion ( $f = 1kHz, A_V = 20dB, R_L = 2k\Omega, V_O = 2V_{PP}, C_L = 100pF, T_{amb} = 25^{\circ}C$ )		0.06		%
$e_n$	Equivalent Input Noise Voltage ( $f = 1kHz, R_s = 100\Omega$ )		23		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$
$\phi_m$	Phase Margin	50		Degrees	



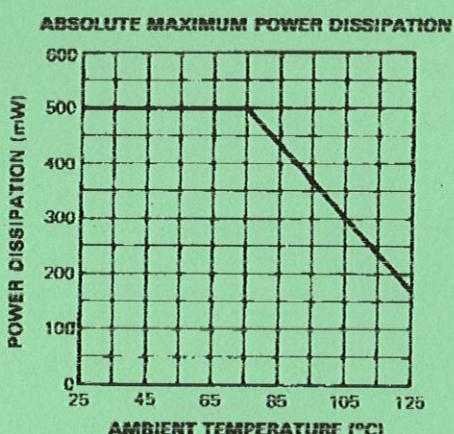
741-04.EPS



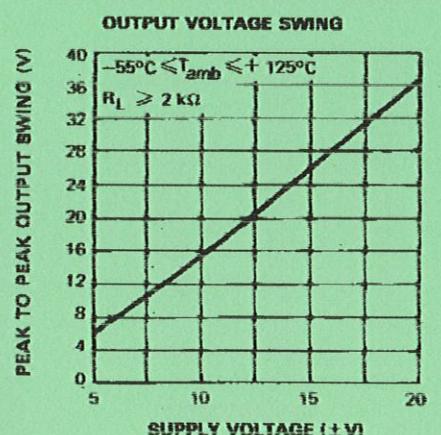
741-05.EPS



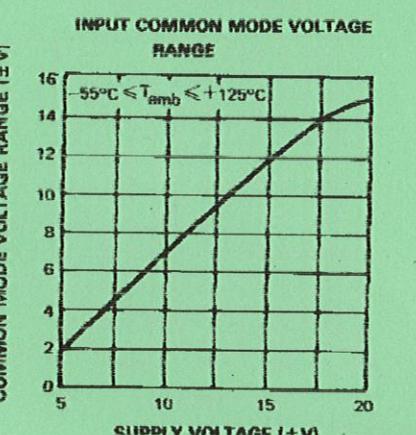
741-06.EPS



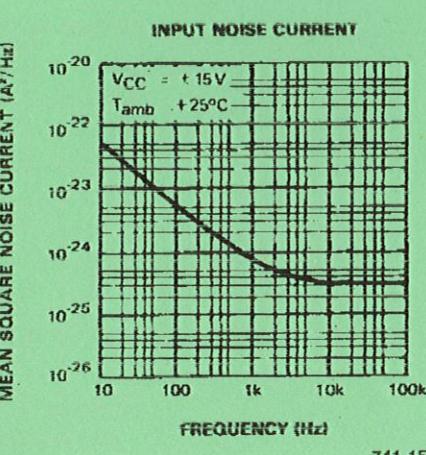
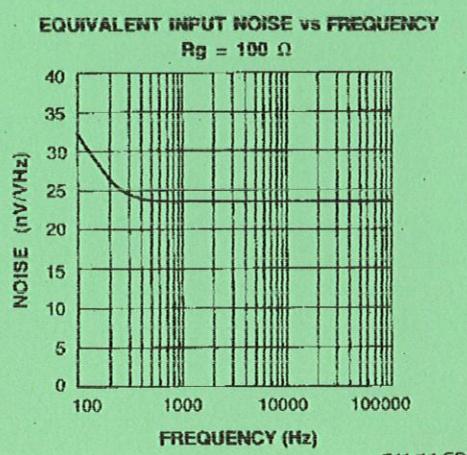
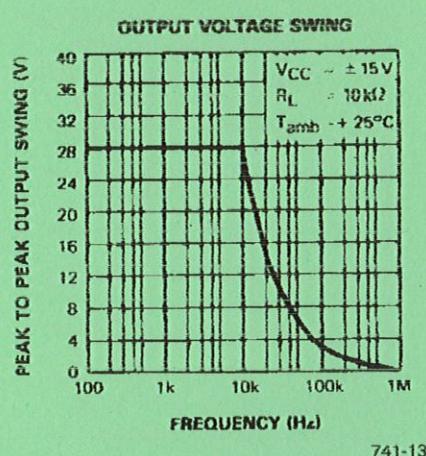
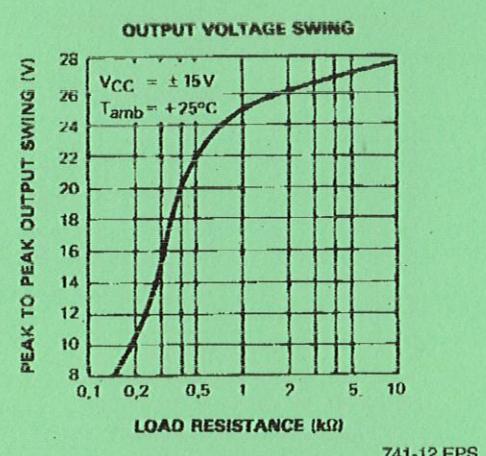
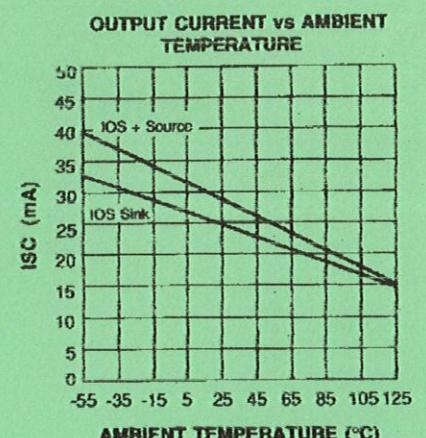
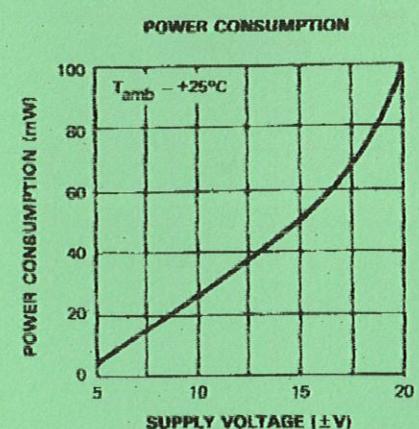
741-07.EPS



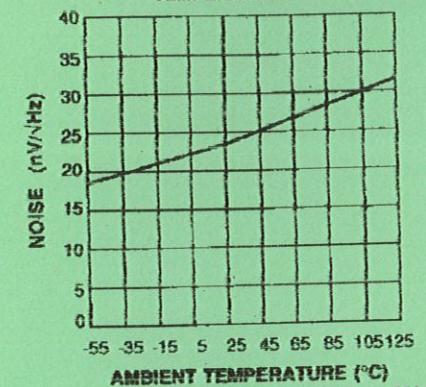
741-08.EPS



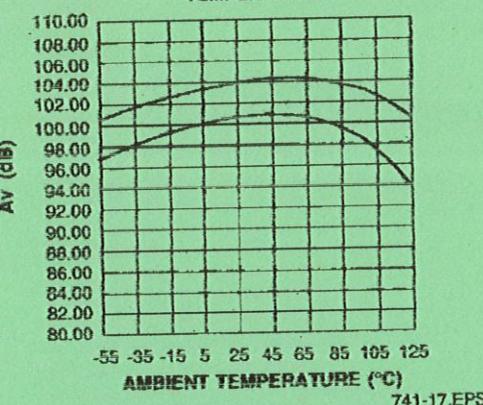
741-09.EPS



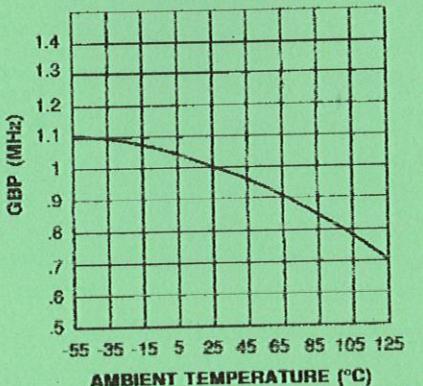
EQUIVALENT INPUT NOISE vs AMBIENT TEMPERATURE



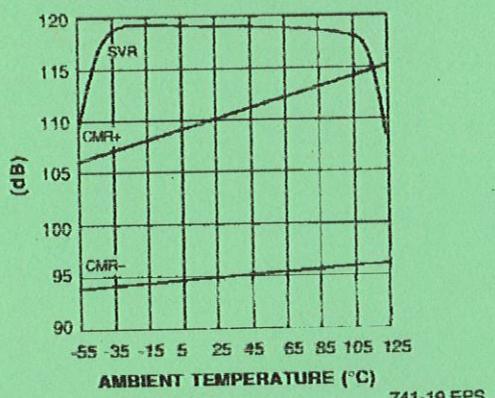
LARGE SIGNAL VOLTAGE GAIN vs AMBIENT TEMPERATURE



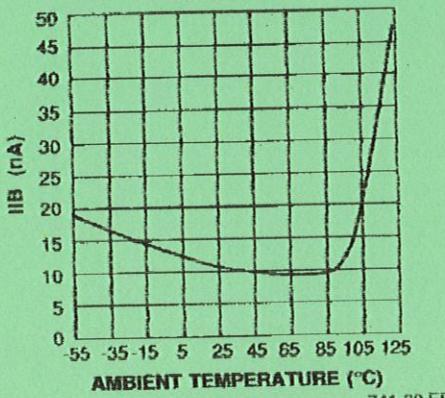
GAIN BANDWIDTH PRODUCT vs AMBIENT TEMPERATURE



POWER SUPPLY &amp; COMMON MODE REJECTION RATIO vs AMBIENT TEMPERATURE

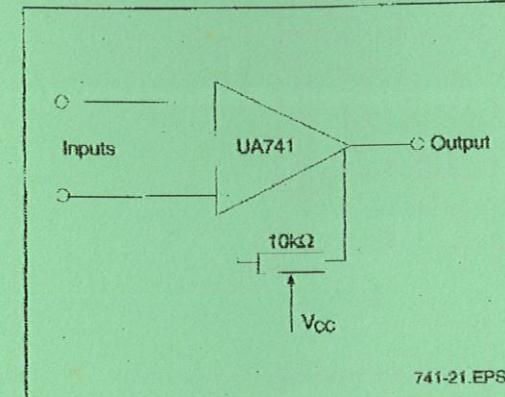


INPUT BIAS CURRENT vs AMBIENT TEMPERATURE



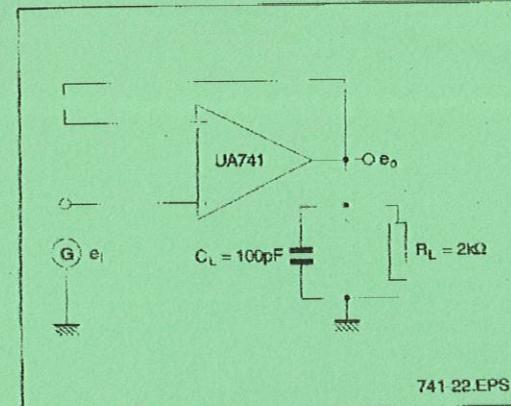
## MEASUREMENT DIAGRAMS

## OFFSET VOLTAGE NULL CIRCUIT



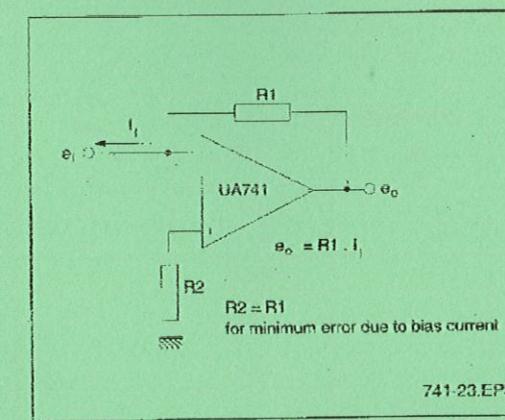
741-21.EPS

## TRANSIENT RESPONSE TEST CIRCUIT



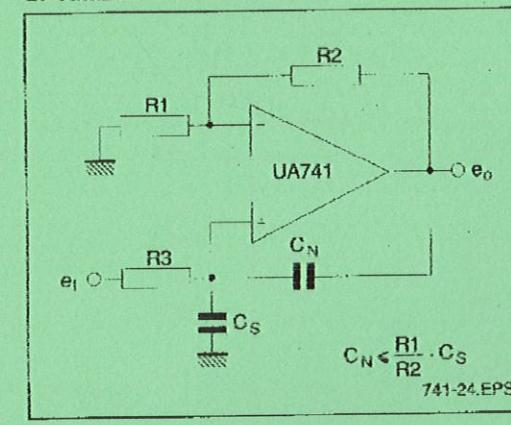
741-22.EPS

## CURRENT TO VOLTAGE CONVERTER



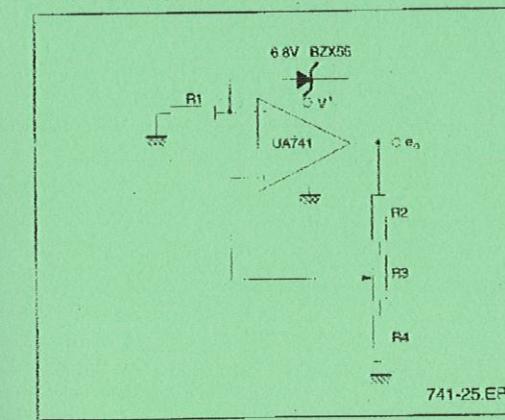
741-23.EPS

## NEUTRALIZING INPUT CAPACITANCE TO OPTIMIZE RESPONSE TIME



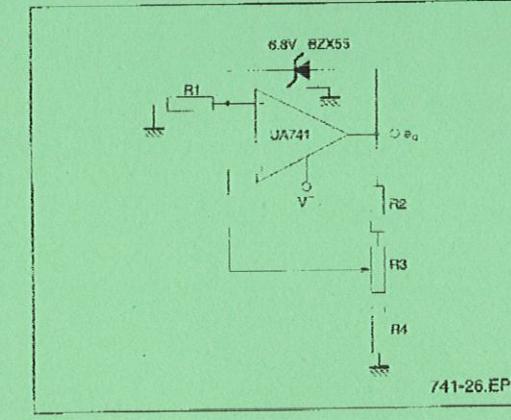
741-24.EPS

## POSITIVE VOLTAGE REFERENCE



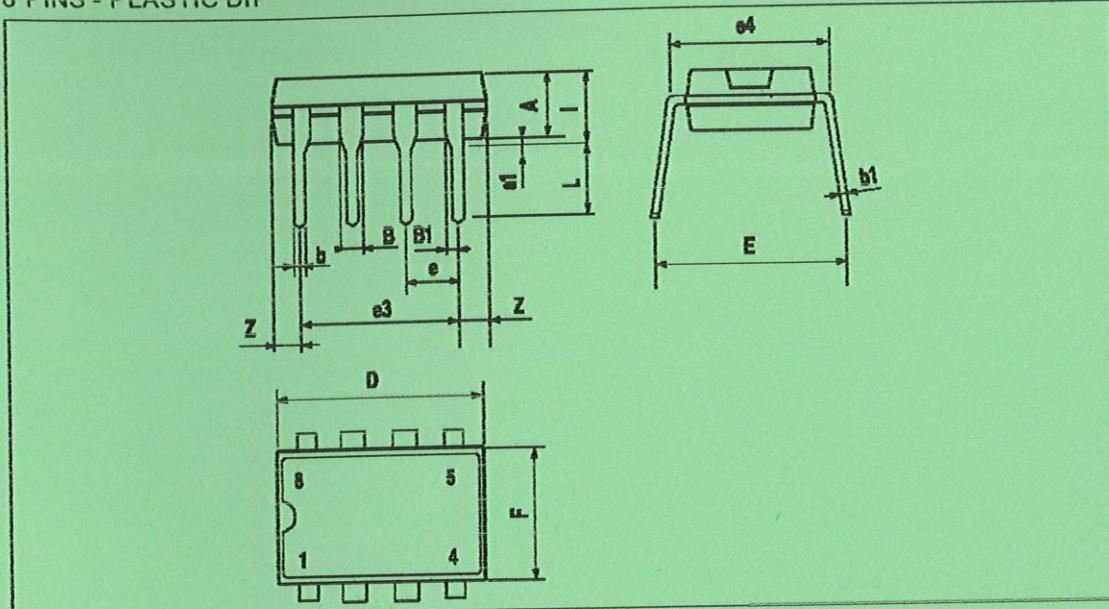
741-25.EPS

## NEGATIVE VOLTAGE REFERENCE



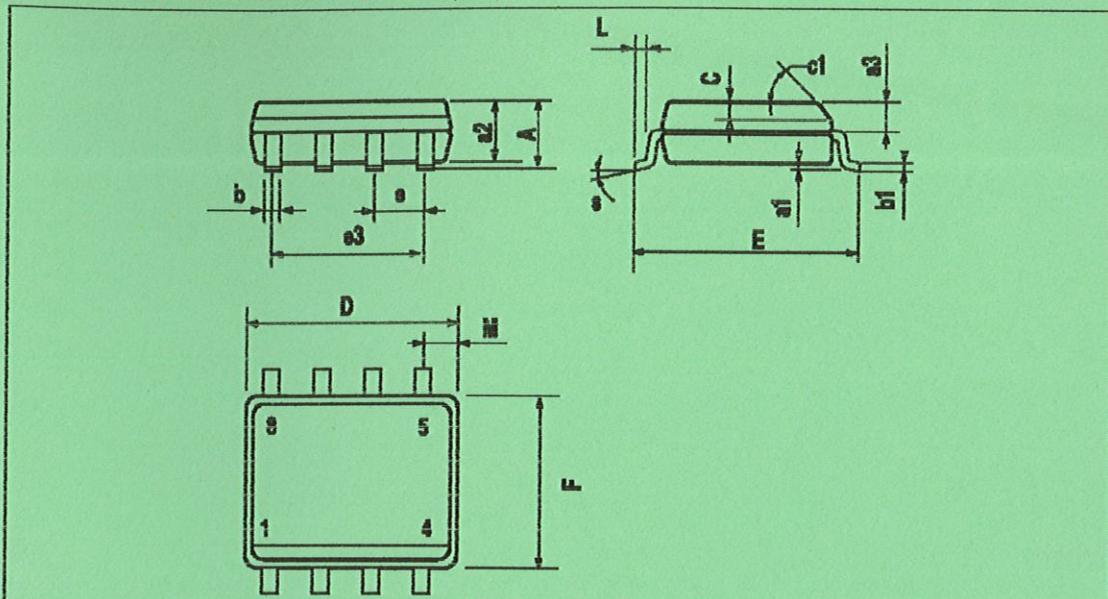
741-26.EPS

**PACKAGE MECHANICAL DATA**  
8 PINS - PLASTIC DIP



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A		3.32			0.131	
a1	0.51			0.020		
B	1.15		1.65	0.045		0.065
b	0.356		0.55	0.014		0.022
b1	0.204		0.304	0.008		0.012
D			10.92			0.430
E	7.95		9.75	0.313		0.384
e		2.54			0.100	
e3		7.62			0.300	
e4		7.62			0.300	
F			6.6			0.260
i			5.08			0.200
L	3.18		3.81	0.125		0.150
Z			1.52			0.060

**PACKAGE MECHANICAL DATA**  
8 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.75			0.069
a1	0.1		0.25	0.004		0.010
a2			1.65			0.065
a3	0.65		0.85	0.026		0.033
b	0.35		0.48	0.014		0.019
b1	0.19		0.25	0.007		0.010
C	0.25		0.5	0.010		0.020
c1			45° (typ.)			
D	4.8		5.0	0.189		0.197
E	5.8		6.2	0.228		0.244
e		1.27			0.050	
e3		3.81			0.150	
F	3.8		4.0	0.150		0.157
L	0.4		1.27	0.016		0.050
M			0.6			0.024
S			8° (max.)			

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, SGS-THOMSON Microelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of SGS-THOMSON Microelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. SGS-THOMSON Microelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of SGS-THOMSON Microelectronics.

© 1997 SGS-THOMSON Microelectronics - Printed In Italy - All Rights Reserved

SGS-THOMSON Microelectronics GROUP OF COMPANIES  
Australia - Brazil - Canada - China - France - Germany - Hong Kong - Italy - Japan - Korea - Malaysia - Malta - Morocco  
The Netherlands - Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - Taiwan - Thailand - United Kingdom - U.S.A.

ORDER CODE:

