

LAPORAN PROJEK

PULSE RATE METER HARDWARE

NAVINDRAN A/L PALANISAMY

PUSHPA A/P KALIAPPAN

JABATAN KEJURUTERAAN ELEKTRIK

POLITEKNIK SULTAN SALAHUDDIN ABDUL AZIZ SHAH

SESI PERTAMA 2002

LAPORAN PROJEK

PULSE RATE METER HARDWARE

KUMPULAN 1

NAVINDRAN A/L PALANISAMY 006 DEU 00

PUSHPA A/P KALIAPPAN 008 DEU 00

Laporan ini dikemukakan kepada :

JABATAN KEJURUTERAAN ELEKTRIK

POLITEKNIK SULTAN SALAHUDDIN ABDUL AZIZ SHAH

SEBAGAI MEMENUHI SEBAHAGIAN DARIPADA SYARAT

KURSUS DIPLOMA ELEKTRONIK PERUBATAN

JUN 2002

LAPORAN PROJEK

PULSE RATE METER
HARDWARE

KUMPULAN 1

NAVINDRAN AL PALANISAMY 006 DEU 00
PUSHPA AIP KALIAPPAN 008 DEU 00

Laporan ini dikemukakan kepada :

POLITEKNIK SULTAN SALAHUDDIN ABDUL AZIZ SHAH
JABATAN KELURUTERAAN ELEKTRIK

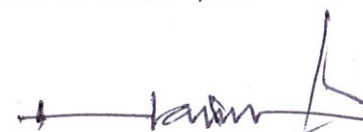
KURSUS DIPLOMA ELEKTRONIK PERUBATAN
SEBAGAI MEMENUHI SEBAHAGIAN DARIPADA SYARAT

JUN 2002

PERAKUAN

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

Disediakan oleh;



1. NAVINDRAN PALANISAMY (006 DEU 00)



2. PUSHPA KALIAPPAN (008 DEU 00)

DISEMAK OLEH;

PERAKUAN

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

Disediakan oleh;

1. NAVINDRAN PALANISAMY (008 DEU 00)

2. PUSHPA KALAPPA (008 DEU 00)

DISEMAK OLEH;

PENGHARGAAN

KANDUNGAN

Kami berdua mengucapkan ribuan terima kasih kepada semua yang membantu bagi menyiapkan projek kami. Pertama sekali kepada tuhan, keluarga yang memberi sokongan kewangan dan moral, pensyarah kami iaitu; En. Zunuwanas, En. Safari dan En. Abu Bakar yang memberi tunjuk ajar sepanjang menyiapkan projek ini.

Tidak lupa juga kepada rakan kami Vijayanathan dan Loganathan yang banyak membantu tanpa mengira wang dan masa. Juga rakan sekelas yang memberi sokongan moral kepada kami untuk menyiapkan projek ini.

Terima kasih kami ucapkan kepada kalian semua. Jasa kalian akan tetap kami kenang sampai bila-bila.

Bab 1	Daftar Kandungan	5
Bab 2	3.3 Carta Organisasi Pulse Rate Unit	10
Bab 3	3.4 Peta Rangkaian Data Gajah dan Peta Rangkaian Data Manusia	11
Bab 4	4.1 Sistem Bilik Bedah	12
Bab 5	4.2 Sistem Bilik Rawatan	13
Bab 6	4.3 Sistem Bilik Operasi	14
Bab 7	5.1 Sistem Bilik Operasi	15
Bab 8	5.2 Sistem Bilik Operasi	16
Bab 9	5.3 Sistem Bilik Operasi	17
Bab 10	5.4 Sistem Bilik Operasi	18
Bab 11	5.5 Sistem Bilik Operasi	19
Bab 12	5.6 Sistem Bilik Operasi	20
Bab 13	5.7 Sistem Bilik Operasi	21
Bab 14	5.8 Sistem Bilik Operasi	22
Bab 15	5.9 Sistem Bilik Operasi	23
Bab 16	5.10 Sistem Bilik Operasi	24
Bab 17	5.11 Sistem Bilik Operasi	25
Bab 18	5.12 Sistem Bilik Operasi	26
Bab 19	5.13 Sistem Bilik Operasi	27
Bab 20	5.14 Sistem Bilik Operasi	28
Bab 21	5.15 Sistem Bilik Operasi	29
Bab 22	5.16 Sistem Bilik Operasi	30
Bab 23	5.17 Sistem Bilik Operasi	31
Bab 24	5.18 Sistem Bilik Operasi	32
Bab 25	5.19 Sistem Bilik Operasi	33
Bab 26	5.20 Sistem Bilik Operasi	34
Bab 27	5.21 Sistem Bilik Operasi	35
Bab 28	5.22 Sistem Bilik Operasi	36
Bab 29	5.23 Sistem Bilik Operasi	37
Bab 30	5.24 Sistem Bilik Operasi	38
Bab 31	5.25 Sistem Bilik Operasi	39
Bab 32	5.26 Sistem Bilik Operasi	40
Bab 33	5.27 Sistem Bilik Operasi	41
Bab 34	5.28 Sistem Bilik Operasi	42
Bab 35	5.29 Sistem Bilik Operasi	43
Bab 36	5.30 Sistem Bilik Operasi	44
Bab 37	5.31 Sistem Bilik Operasi	45
Bab 38	5.32 Sistem Bilik Operasi	46
Bab 39	5.33 Sistem Bilik Operasi	47
Bab 40	5.34 Sistem Bilik Operasi	48
Bab 41	5.35 Sistem Bilik Operasi	49
Bab 42	5.36 Sistem Bilik Operasi	50
Bab 43	5.37 Sistem Bilik Operasi	51
Bab 44	5.38 Sistem Bilik Operasi	52
Bab 45	5.39 Sistem Bilik Operasi	53
Bab 46	5.40 Sistem Bilik Operasi	54
Bab 47	5.41 Sistem Bilik Operasi	55
Bab 48	5.42 Sistem Bilik Operasi	56
Bab 49	5.43 Sistem Bilik Operasi	57
Bab 50	5.44 Sistem Bilik Operasi	58
Bab 51	5.45 Sistem Bilik Operasi	59
Bab 52	5.46 Sistem Bilik Operasi	60
Bab 53	5.47 Sistem Bilik Operasi	61
Bab 54	5.48 Sistem Bilik Operasi	62
Bab 55	5.49 Sistem Bilik Operasi	63
Bab 56	5.50 Sistem Bilik Operasi	64
Bab 57	5.51 Sistem Bilik Operasi	65
Bab 58	5.52 Sistem Bilik Operasi	66
Bab 59	5.53 Sistem Bilik Operasi	67
Bab 60	5.54 Sistem Bilik Operasi	68
Bab 61	5.55 Sistem Bilik Operasi	69
Bab 62	5.56 Sistem Bilik Operasi	70
Bab 63	5.57 Sistem Bilik Operasi	71
Bab 64	5.58 Sistem Bilik Operasi	72
Bab 65	5.59 Sistem Bilik Operasi	73
Bab 66	5.60 Sistem Bilik Operasi	74
Bab 67	5.61 Sistem Bilik Operasi	75
Bab 68	5.62 Sistem Bilik Operasi	76
Bab 69	5.63 Sistem Bilik Operasi	77
Bab 70	5.64 Sistem Bilik Operasi	78
Bab 71	5.65 Sistem Bilik Operasi	79
Bab 72	5.66 Sistem Bilik Operasi	80
Bab 73	5.67 Sistem Bilik Operasi	81
Bab 74	5.68 Sistem Bilik Operasi	82
Bab 75	5.69 Sistem Bilik Operasi	83
Bab 76	5.70 Sistem Bilik Operasi	84
Bab 77	5.71 Sistem Bilik Operasi	85
Bab 78	5.72 Sistem Bilik Operasi	86
Bab 79	5.73 Sistem Bilik Operasi	87
Bab 80	5.74 Sistem Bilik Operasi	88
Bab 81	5.75 Sistem Bilik Operasi	89
Bab 82	5.76 Sistem Bilik Operasi	90
Bab 83	5.77 Sistem Bilik Operasi	91
Bab 84	5.78 Sistem Bilik Operasi	92
Bab 85	5.79 Sistem Bilik Operasi	93
Bab 86	5.80 Sistem Bilik Operasi	94
Bab 87	5.81 Sistem Bilik Operasi	95
Bab 88	5.82 Sistem Bilik Operasi	96
Bab 89	5.83 Sistem Bilik Operasi	97
Bab 90	5.84 Sistem Bilik Operasi	98
Bab 91	5.85 Sistem Bilik Operasi	99
Bab 92	5.86 Sistem Bilik Operasi	100

PENGANTARAN

Kami berdua mengucapkan terima kasih kepada semua yang membantu bagi menyiapkan projek kami. Pertama sekali kepada tuhan, keluarga yang memberi sokongan kewangan dan moral, benyakin kami ialah En. Sunuwah, En. Sateh dan En. Abu Bakar yang memberi tunjuk ajar sepanjang menyiapkan projek ini.

Tidak lupa juga kepada rakan kami Vidyasatya dan Logatharan yang banyak membantu tanpa mengira wang dan masa. Juga rakan sekelas yang memberi sokongan moral kepada kami untuk menyiapkan projek ini.

Terima kasih kami ucapkan kepada kalian semua. Jasa kalian akan tetap kami kenang sampai bila-bila.

KANDUNGAN

PERKARA	MUKASURAT
Bab 1 Pengenalan	1
Bab 2 Latarbelakang	2
Bab 3 Kitaran Kardiak	3
3.1 Komposisi Dan Fungsi Darah	6
3.2 Sistem Pernafasan Manusia	8
3.2.1 Keadaan Hemoglobin	8
3.3 Carta Operasi Pulse Rate Meter	10
3.4 Pelbagai Jarak Gelombang Pulse Rate Meter	11
Bab 4 Teori Pulse Rate Meter	17
4.1 Kalibrasi Dan Performance	23
4.2 Sensor	25
Bab 5 Litar Pulse Rate Meter	36
5.1 Analog Dan Digital	36
5.2 Sensor	49
5.3 Komponen-Komponen	51
5.4 Membuat UV Board	55
5.5 IC Yang Digunakan	56
Bab 6 Masalah	76
Bab 7 Kesimpulan	77
Bab 8 Rujukan	80
Bab 9 Lampiran	

KANDUNGAN

PERKARA	MUKASURAT
Bab 1 Pengenalan	1
Bab 2 Latarbelakang	2
Bab 3 Kitaran Kardisk	3
3.1 Komposisi Dan Fungsi Darah	8
3.2 Sistem Peredaran Manusia	8
3.2.1 Keadaan Hemoglobin	8
3.3 Carta Operasi Pulse Rate Meter	10
3.4 Pelbagai Jarak Gelombang Pulse Rate Meter	11
Bab 4 Teori Pulse Rate Meter	17
4.1 Kalibrasi Dan Performance	23
4.2 Sensor	25
Bab 5 Litar Pulse Rate Meter	36
5.1 Analog Dan Digital	36
5.2 Sensor	49
5.3 Komponen-Komponen	61
5.4 Modul UV Board	65
5.5 IC Yang Digunakan	68
Bab 6 Masalah	76
Bab 7 Kesimpulan	77
Bab 8 Rujukan	80
Bab 9 Lampiran	

SENARAI LAMPIRAN

PERKARA	MUKASURAT
Rajah 1.1 Pengaliran Darah	4
Rajah 3.2 Aktiviti Penyerapan Oksigen Oleh Hemoglobin	9
Carta 3.2 Carta Operasi Pulse Rate Meter	10
Rajah 3.4 Cara Pengukuran Berlaku	14
Rajah 4.4 Rajah Penyerapan Cahaya	16
Rajah 4.5 Penembusan Cahaya Pada Tisu	17
Rajah 4.6 Kandungan Oksigen Dalam Hemoglobin	21
Rajah 4.7 Pancaran Cahaya	22
Rajah 4.8 Penyerapan Cahaya Oleh Hemoglobin Dan Oxyhemoglobin	25
Rajah 4.9 Penyerapan Optik	28
Rajah 5.0 Pengiraan Kandungan Oksigen Dengan Menggunakan Bekalan Kuasa	29
Litar 1	54
Litar 2	46
Rajah 6.0 Gambarajah Sensor	54
Rajah 6.1 Functional Diagram	59
Rajah 6.2 Pinning Diagram	60
Rajah 6.3 Logic Diagram	61
Rajah 6.4 KONFIGURASI PIN, SYMBOL LOGIC, SYMBOL LOGIC IEC	63

4	Rajah 1.1	Pengaliran Darah
9	Rajah 3.2	Aktiviti Penyedaran Oksigen Oleh Hemoglobin
10	Carta 3.2	Carta Operasi Pulse Rate Meter
14	Rajah 3.4	Carta Pengukuran Berleku
16	Rajah 4.4	Rajah Penyedaran Cahaya
17	Rajah 4.5	Pembinaan Cahaya Pada Tisu
21	Rajah 4.6	Kandungan Oksigen Dalam Hemoglobin
22	Rajah 4.7	Pancaran Cahaya
25	Rajah 4.8	Penyedaran Cahaya Oleh Hemoglobin Dan Oxyhemoglobin
26	Rajah 4.9	Penyedaran Optik
29	Rajah 5.0	Pengaliran Kandungan Oksigen Dengan Menggunakan Bekalan Kuasa
34	Litar 1	
46	Litar 2	
54	Rajah 6.0	Gambaran Sensor
59	Rajah 6.1	Functional Diagram
60	Rajah 6.2	Pinning Diagram
61	Rajah 6.3	Logic Diagram
63	Rajah 6.4	KONFIGURASI PIN, SYMBOL LOGIC, SYMBOL LOGIC IEC

BAB 1

BAB 1

BAB 1 PENGENALAN

APA ITU PULSE RATE METER?

Ia adalah sebuah peralatan yang biasa terdapat dimana-mana hospital kerajaan ataupun swasta diseluruh negara di Malaysia. Peralatan ini adalah satu-satunya peralatan yang mengukur kandungan oksigen didalam darah serta menunjukkan denyutan jantung sekaligus. Melalui peralatan ini penggunaan atau kegunaan RBE adalah bertanggungjawab untuk penghantaran oksigen melalui tiub yang bersambung kepada 'finger probe'.

Butang-butang yang terdapat pada peralatan 'Pulse Rate Meter' mempunyai fungsi-fungsi tertentu. Ia juga menggunakan salur pencahayaan. Ia adalah untuk pengecilan dalam menentukan kepekatan yang terdapat di dalam tubuh seperti darah dan sebagainya.

Ia juga memaparkan peratus hemoglobin dipenuhi dengan oksigen bersama-sama dengan signal yang kedengaran untuk setiap denyutan nadi. Oksigen dibawa oleh darah dengan bantuan hemoglobin kepada organ yang memerlukannya.

Ia mempunyai perkaitan yang amat rapat dengan jantung dan juga paru-paru untuk menghantar darah dan juga oksigen sebagai sumber utama bagi mendapatkan keputusan SpO2.

APA ITU PULSE RATE METER?

Is adalah sebuah peralatan yang biasa terdapat dimana-mana hospital kerajaan ataupun swasta diseluruh negara di Malaysia. Peralatan ini adalah satu-satunya peralatan yang mengukur kandungan oksigen didalam darah serta menunjukkan denyutan jantung sekaligus. Melalui peralatan ini penggunaan atau ketidakefektifan RBE adalah berdasarkan untuk perbandingan oksigen melalui tiub yang bersambung kepada 'finger probe'.

Butang-butang yang terdapat pada peralatan 'Pulse Rate Meter' mempunyai fungsi tertentu. Ia juga menggunakan salur pencacahan. Ia adalah untuk pengaliran dalam menentukan kepekatan yang terdapat di dalam tiub seperti darah dan sebagainya.

Ia juga memaparkan peratus hemoglobin dengan oksigen bersama-sama dengan signal yang kedengaran untuk setiap denyutan nadi. Oksigen dibawa oleh darah dengan bantuan hemoglobin kepada organ yang memerlukan.

Ia mempunyai perkaitan yang amat rapat dengan jantung dan juga paru-paru untuk menghantar darah dan juga oksigen sebagai sumber utama bagi mendapatkan keputusan.

BAB 2 LATARBELAKANG

Perkembangan pulse rate meter bermula pada tahun 1935, sewaktu Dr.Karl Matthews menghasilkan 2 jarak gelombang meter yang mengandungi oksigen. Alat itu mempunyai filter merah dan hijau; yang kemudiannya ditukarkan kepada red dan infrared.

Dr. Glen Milikan mencipta perkataan 'oximeter' pada awal 1940an untuk menggambarkan alat yang ringan dicipta untuk kajian mengenai penerbangan. Pada akhir 1940an, 'oximeter' seperti Milikan digunakan oleh D.Earl Wood dan kumpulannya semasa pembedahan. Mereka mendapati alat ini mengesan darah nyahoksigen walaupun semasa bantuan pernafasan diberikan.

Masimo Corporation menghasilkan satu prosedur untuk pengiraan red dan infrared signal. Ia menggunakan signal crossing digital yang terbaru, alatan kurang rintangan atau hinggar yang canggih dan teknologi sensor terbaru untuk mengurangkan kesan persekitaran dan gangguan yang terhasil apabila adanya gerakan oleh pesakit. Ia telah diluluskan oleh FDA bagi mendapatkan keputusan untuk orang dewasa dan juga kanak-kanak.

Ia juga menunjukkan bahawa dapat membezakan diantara pulsating arterial dan pulsating darah venous semasa pengukuran. Dengan penggunaan penapis yang paling sesuai sekali.

Perkembangan pulse rate meter bermula pada tahun 1935, sewaktu Dr. Kah Matthews menghasilkan 5 jarak gelombang meter yang menggunakan oksigen. Alat ini mempunyai filter merah dan hijau, yang kemudiannya diulirkan kepada red dan infrared.

Dr. Glen Milikan mencipta perkataan 'oximeter' pada awal 1940an untuk menggambarkan alat yang menggunakan digital untuk kajian mengenai peredaran. Pada akhir 1940an, 'oximeter' seperti Milikan digunakan oleh Dr. Earl Wood dan kumpulannya semasa pembedahan. Mereka mendapati alat ini mengesan darah yangoksigen walaupun semasa bantuan pernafasan diberikan.

Masimo Corporation menghasilkan satu prosedur untuk pengiraan red dan infrared signal. Ia menggunakan signal prosessing digital yang terbahagi, sistem kurang rintangan atau pinggir yang canggih dan teknologi sensor terbahagi untuk mengurangkan kesan persekitaran dan gangguan yang terhasil apabila adanya gerakan oleh pesakit. Ia telah diluluskan oleh FDA bagi mendapatkan kegunaan untuk orang dewasa dan juga kanak-kanak.

Ia juga menunjukkan bahawa dapat membezakan diantara pulsating arteri dan pulsating darah venous semasa pengukuran. Dengan penggunaan penapis yang paling sensitif sekali.

BAB 3 KITARAN KARDIAK

Setiap denyutan jantung bermula dengan pengecutan atrium atau systole atrium yang diikuti oleh pengecutan ventricle atau systole ventricle. Setelah systole, kedua-dua atrium dan ventricle mengendur dan proses ini disebut diastole atrium dan diastole ventricle. Jeda diantara dua systole membentuk satu kitaran kardiak.

Pada denyutan jantung sebanyak 70 kali per minit, setiap kitaran kardiak mengambil masa lebih kurang 0.85 saat (60/70). Dari ini, systole berlangsung selama 0.3 saat dan diastole 0.55 saat.

Apabila frekuensi denyutan jantung meningkat, masa setiap kitaran kardiak berkurangan terutamanya jangka masa diastole.

Keluar masuk darah ke dalam setiap ventricle dikawal oleh injap-injap jantung. Injap-injap atrioventricular mencegah pengaliran balik darah dari ventricle ke atrium semasa systole dan injap-injap semilunar mencegah aliran balik dari aorta dan artery pulmonary ke dalam ventricle semasa diastole.

Setiap kitaran kardiak boleh ditimbangkan dibawah empat fasa seperti berikut:

- Fasa pengisian
- Fasa pengecutan isometric
- Fasa ejeksi
- Fasa pengenduran isometric

KITARAN KARDIAK

BAB 3

Setiap denyutan jantung bermula dengan pengecutan atrium atau systole atrium yang diikuti oleh pengecutan ventricle atau systole ventricle. Setelah systole, kedua-dua atrium dan ventricle mengendur dan proses ini disebut diastole atrium dan diastole ventricle. Jeda diantara dua systole membentuk satu kitaran kardiak.

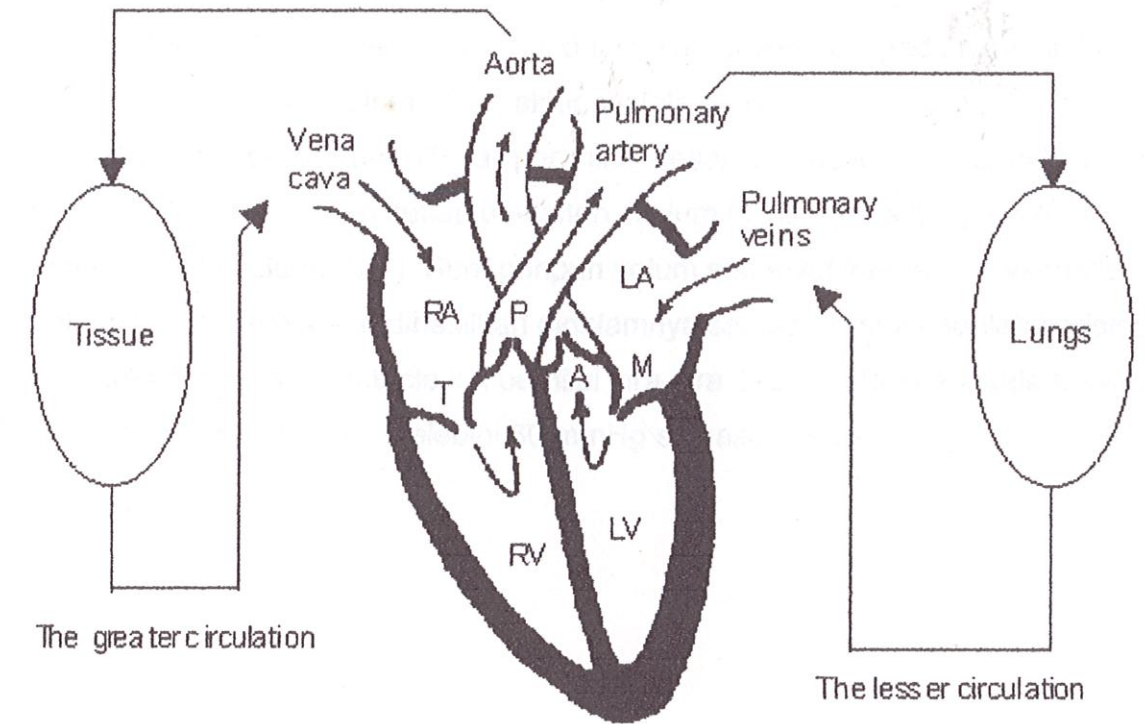
Pada denyutan jantung sebanyak 70 kali per minit, setiap kitaran kardiak mengambil masa lebih kurang 0.85 saat (80/70). Dari ini, systole berlangsung selama 0.3 saat dan diastole 0.55 saat.

Apabila frekuensi denyutan jantung meningkat, masa setiap kitaran kardiak berkurangan terutamanya jangka masa diastole.

Keluar masuk darah ke dalam setiap ventricle dikawal oleh injap-injap jantung. Injap-injap atrioventricular mencegah pengaliran balik darah dari ventricle ke atrium semasa systole dan injap-injap semilunar mencegah aliran balik dari aorta dan artery pulmonary ke dalam ventricle semasa diastole.

Setiap kitaran kardiak boleh ditimbangkan dibawah empat fasa seperti berikut:

- * Fasa pengisian
- * Fasa pengecutan isometric
- * Fasa ejeksi
- * Fasa pengenduran isometric

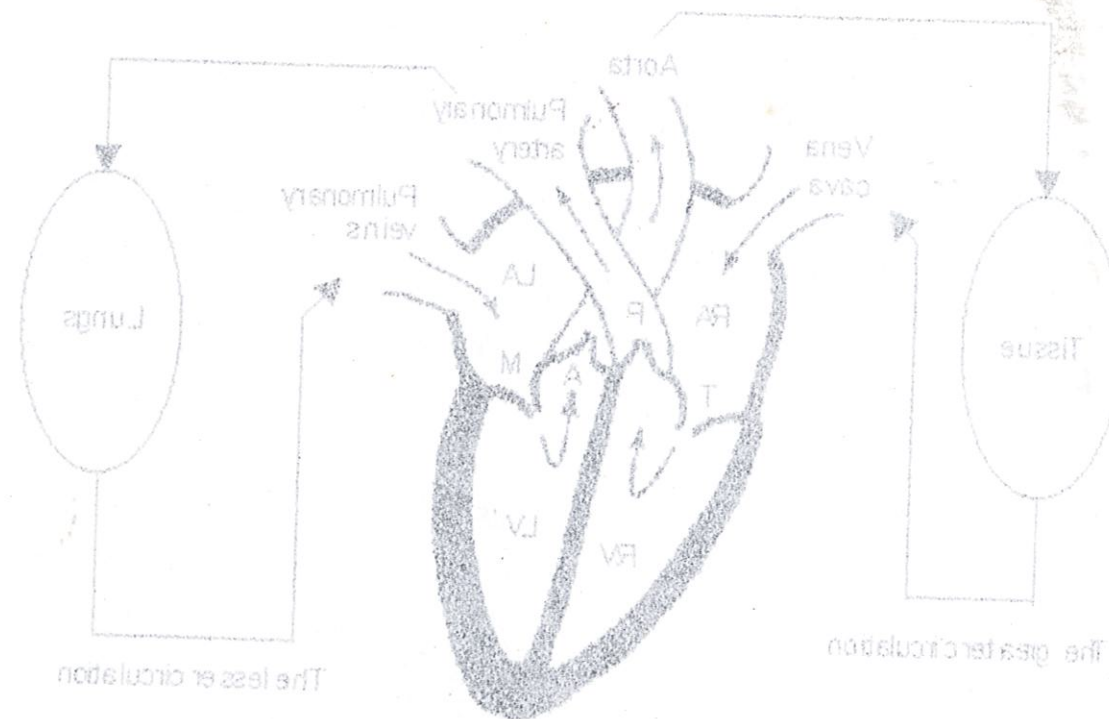


Rajah 3.1

PENGALIRAN DARAH

Perkara-perkara yang penting dalam fasa kitaran kardiak adalah :

- Tempat masuk dan keluar ventricle dikawal oleh injap yang membenarkan darah mengalir dalam satu arah sahaja. Injap-injap itu membuka atau menutup bergantung kepada selisih tekanan sebarangnya. Sebaliknya, tiada injap didapati pada tempat



Rajah 3.1

PENGALIRAN DARAH

Perkara-perkara yang penting dalam fasa kitiran kardial adalah :

- Tempat masuk dan keluar ventricle dikawal oleh injap yang membenarkan darah mengalir dalam satu arah sahaja. Injap-injap ini membuka atau menutup bergantung kepada selisih tekanan sekitarnya. Sebaliknya, tiada injap dibatasi pada tempat

dimana vena-vena besar bermuara ke atrium. Namun demikian , apabila apabila atrium mengecut, sebahagian besar darah yang terkandung didalamnya mengalir ke ventrikel-ventrikel dan hanya sejumlah kecil darah sahaja mengalir balik ke vena-vena.

- Berbanding dengan atrium yang dikosongkan dengan sepenuhnya semasa systole atrium, hampir 40-50 ml darah tertinggal dalam setiap ventricle pada akhir sistolanya. Volum darah ini disebut volum darah akhir systole (ESV).
- Pada kadar denyutan jantung 70 kali per minit, setiap ventricle mengepam keluar kira-kira 70-90 ml darah dengan setiap denyutan. Volum ini dikenali sebagai volum sedenyut (stroke volume SV). Sungguhpun volum sedenyut kedua-dua ventricle adalah sama, tekanan yang dihasilkan didalamnya semasa systole adalah berlainana. Puncak tekanan dalam ventricle kiri bernilai kira-kira 120 mmHg, manakala tekanan dalam ventricle kanan tidak melebihi 30 mmHg semasa systole.

3.1 KOMPOSISI DAN FUNGSI DARAH

Darah adalah tisu khusus yang terkandung dalam system peredaran. Ia terdiri daripada bendalir berwarna jerami disebut plasma dan beberapa jenis sel terampai termasuk sel darah merah, sel darah putih dan sel pembeku. Pada seorang lelaki dewasa yang berat tubuh 70kg, volum darah berjumlah kira-kira 5-6 liter dan membentuk hampir 8% daripada berat badan.

Gravity specific darah normal adalah 1.045 dan pHnya berkisar diantara 7.38 dan 7.42.

Darah menjalankan beberapa fungsi berikut:

- Pengangkutan oksigen, nutrien dan hormon ke semua sel didalam badan.
- Pengangkutan karbon dioksida dan bahan-bahan kumuh seperti urea dari sel ke organ-organ perkumuhan.
- Pengawalan suhu badan.
- Pembekalan kandungan elektrolit dan pH cecair badan dalam julat fisiologikal.
- Pertahanan badan dari jangkitan bacteria dan virus.
- Pemeliharaan hemostatis melalui mekanisme pembekuan.

Apabila darah dicampurkan dengan bahan antikoagulan dan diemparkan, sel-sel darah akan mengendap ke bawah dan plasma akan didapati diatas enapan ini. Peratus sel darah yang ditempati oleh sel darah merah dikenali sebagai hematokrit atau *packed cell volume* (PCV).

3.1 KOMPOSISI DAN FUNGSI DARAH

Darah adalah tisu khusus yang terkandung dalam system peredaran. Ia terdiri daripada pendalir berwarna jernih disebut plasma dan beberapa jenis sel termasuk sel darah merah, sel darah putih dan sel pembeku. Pada seorang lelaki dewasa yang berat tubuh 70kg, volum darah berjumlah kira-kira 5-6 liter dan membentuk hampir 8% daripada berat badan.

Gravity specific darah normal adalah 1.045 dan pHnya berkisar diantara 7.38 dan

7.42.

Darah menjalankan beberapa fungsi berikut:

- * Pengangkutan oksigen, nutrien dan hormon ke semua sel didalam badan.
- * Pengangkutan karbon dioksida dan bahan-bahan kumuh seperti urea dari sel ke organ-organ perkumuhan.
- * Pengawalan suhu badan.
- * Pembebasan kandungan elektrolit dan pH cecair badan dalam julat fisiologi.
- * Pertahanan badan dan jangkitan bacteria dan virus.
- * Pemeliharaan hemostatis melalui mekanisme pembekuan.

Apabila darah dicampurkan dengan bahan antikagulan dan diempakan, sel-sel darah akan mengendap ke bawah dan plasma akan dibatasi diatas endapan ini. Peratus sel darah yang diempati oleh sel darah merah dikenali sebagai hematokrit atau packed cell volume (PCV).

Nilai hematokrit normal seseorang lelaki ialah 45% dan kurang sedikit bagi seorang wanita dewasa, iaitu 40%. Walaubagaimanapun, nilai ini boleh berubah, kerana ia bergantung terutamanya kepada bilangan sel darah merah.

Demikian, dalam keadaan anemia (bil sel darah merah kurang daripada normal), angka hematokrit mungkin turun kepada 30% atau kurang. Sebaliknya, dalam polisitemia (bilangan sel darah merah yang terlalu banyak) dan keadaan-keadaan dimana volum plasma berkurang (misalnya dehidrasi), hematokrit meningkat dengan nyata.

3.2.1 KEADAWAN

Apabila (PCV) ... adalah satu proses ... dalam molekul ... dan ubat berindikasi ... Fe^{2+} ke Fe^{3+} ... keadaan Fe^{2+} ...

3.2 SISTEM PERNAFASAN MANUSIA

Fungsi-fungsi system pernafasan adalah termasuk :

1. pertukaran oksigen dan karbon dioksida diantara darah dan atmosfera
2. pengawalan keseimbangan asid-bes dalam tubuh
3. pertuturan
4. perkumuhan bahan-bahan meruap seperti alcohol dan gas lain

Paru-paru juga memainkan peranan penting dalam beberapa fungsi metabolic dalam badan. Bagi organisma bersel tunggal seperti ameba, dimana luas permukaan badannya lebih besar berbanding dengan isipadunya, oksigen yang meresap secara resapan ringkas melalui permukaan badan sudah mencukupi bagi keperluannya.

Bagi manusia, oksigen yang meresap melalui paru-paru diangkut oleh darah ke setiap sel didalam badan dan karbon dioksida yang dihasilkan dibawa balik ke paru-paru untuk disingkirkan.

3.2.1 KEADAAN HEMOGLOBIN

Apabila O_2 bergabung dengan Hb, oksihemoglobin terbentuk. Tindak balas ini adalah satu proses oksigenasi dan bukan pengoksidaan (oxidation), kerana keadaan besi dalam molekul heme tidak berubah dan ditetapkan sebagai Fe^{2+} . Beberapa bahan kimia dan ubat bertindak balas dengan molekul Hb dan mengubah besi dalamnya dari keadaan Fe^{2+} ke Fe^{3+} . Ini adalah satu proses pengoksidaan dan Hb yang mengandungi besi dalam keadaan Fe^{3+} dikenali sebagai methemoglobin.

3.2 SISTEM PERNAFASAN MANUSIA

Fungsi utama sistem pernafasan adalah termasuk :

1. pertukaran oksigen dan karbon dioksida diantara darah dan atmosfera
2. pengawalan keseimbangan asid-bes dalam tubuh
3. pertuturan
4. perkumuhan bahan-bahan merusq seperti alcohol dan gas lain

Paru-paru juga memainkan peranan penting dalam beberapa fungsi metabolic dalam badan. Bagi organisma bersel tunggal seperti amoeba, dimana luas permukaan badannya lebih besar berbanding dengan isipadunya, oksigen yang meresap secara resapan tingkas melalui permukaan badan sudah mencukupi bagi keperluannya.

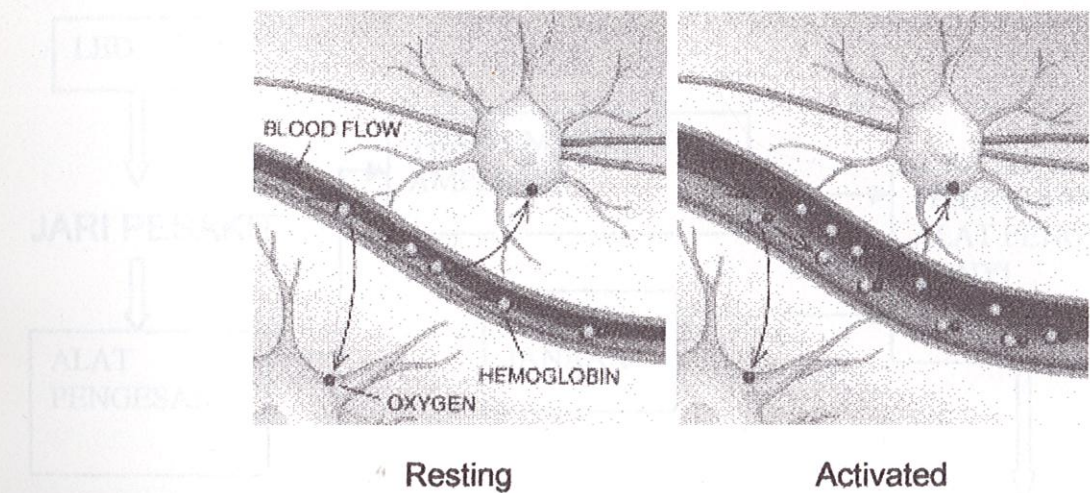
Bagi manusia, oksigen yang meresap melalui paru-paru diangkut oleh darah ke setiap sel didalam badan dan karbon dioksida yang dihasilkan dibawa balik ke paru-paru untuk disingkirkan.

3.2.1 KEADAAN HEMOGLOBIN

Apabila O_2 bergabung dengan Hb, oksihemoglobin terbentuk. Tindak balas ini adalah satu proses oksidasi dan bukan pengoksidaan (oxidation), kerana keadaan besi dalam molekul heme tidak berubah dan ditetapkan sebagai Fe^{2+} . Beberapa bahan kimia dan ubat bertindak balas dengan molekul Hb dan mengubah besi dalamnya dan keadaan Fe^{2+} ke Fe^{3+} . Ini adalah satu proses pengoksidaan dan Hb yang mengandungi besi dalam keadaan Fe^{3+} dikenali sebagai methemoglobin.

Berlainan dari Hb, methemoglobin tidak boleh bergabung dengan O_2 . Pada seorang yang normal, pengoksidaan sebahagian kecil daripada Hb ke methemoglobin berlaku secara normal. Akan tetapi, methemoglobin ini diubah kembali ke Hb oleh satu enzim, NADH- methemoglobin reduktase, yang berada di dalam sel darah merah.

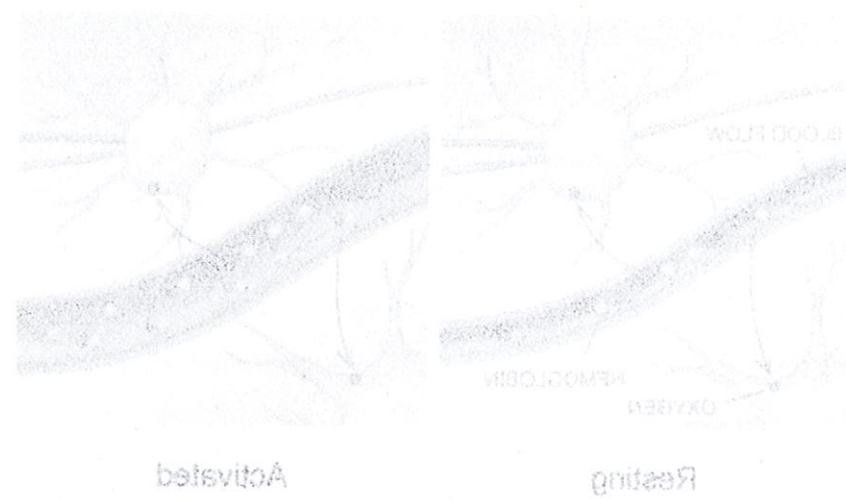
Dalam ketiadaan enzim ini ataupun apabila kepekatan methemoglobin dalam darah meningkat dengan banyak, kemampuan Hb bergabung dengan O_2 berkurangan.



Rajah 3.2

Semasa aktiviti, oxygen ditarik oleh sel, ini meningkatkan level level of deoxyhaemoglobin didalam darah. This is compensated for by an increase in blood flow in the vicinity of the active cells, leading to a net increase in oxyhaemoglobin

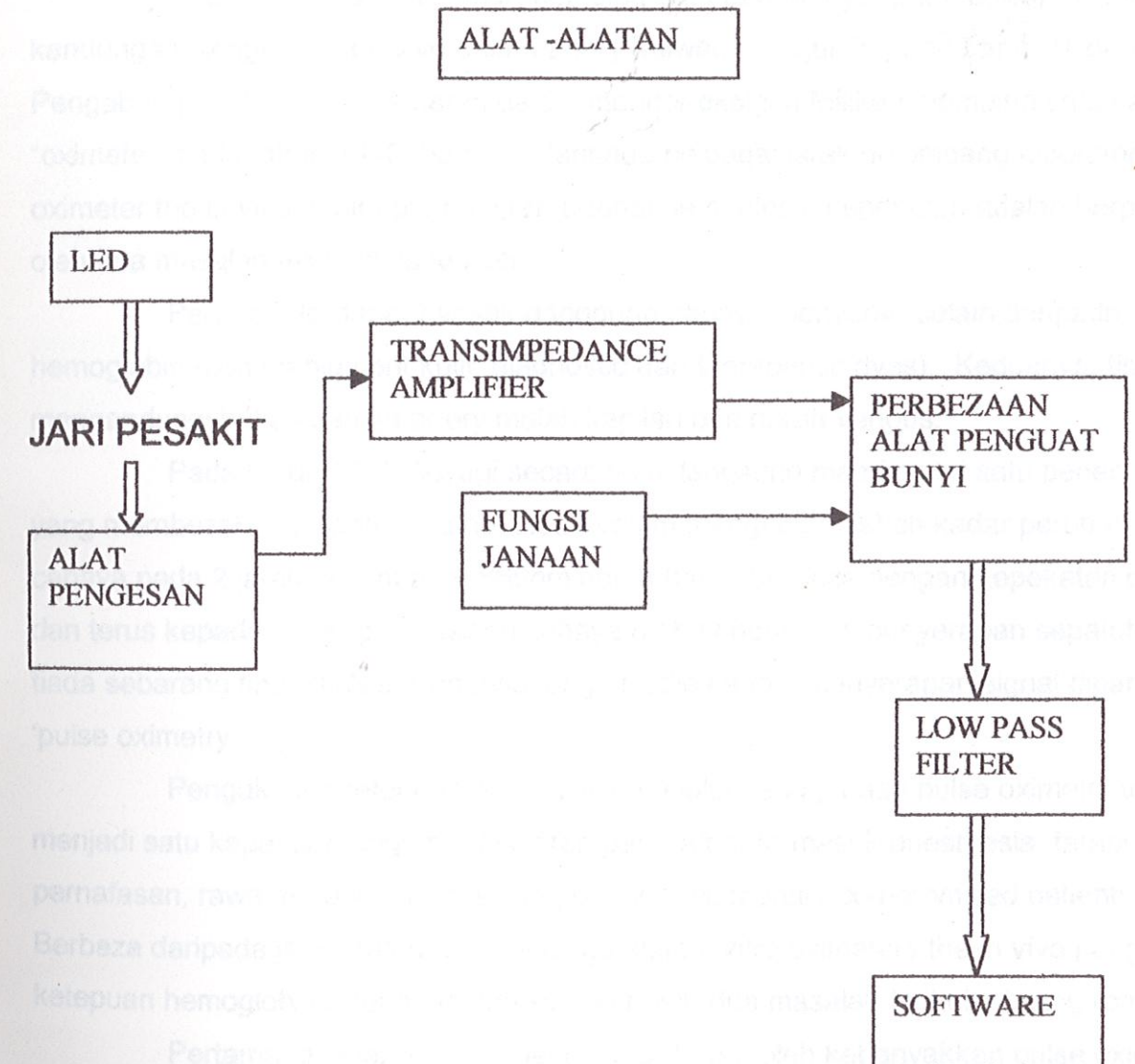
Behanan dari Hb, methemoglobin tidak boleh bergabung dengan O_2 . Pada seorang yang normal, pengoksidaan sebagian kecil daripada Hb ke methemoglobin berlaku secara normal. Akan tetapi, methemoglobin ini diubah kembali ke Hb oleh satu enzim, NADH-methemoglobin reduktase, yang berada di dalam sel darah merah. Dalam keadaan enzim ini ataupun apabila kepekatan methemoglobin dalam darah meningkat dengan banyak, kemampuan Hb bergabung dengan O_2 berkurangan.



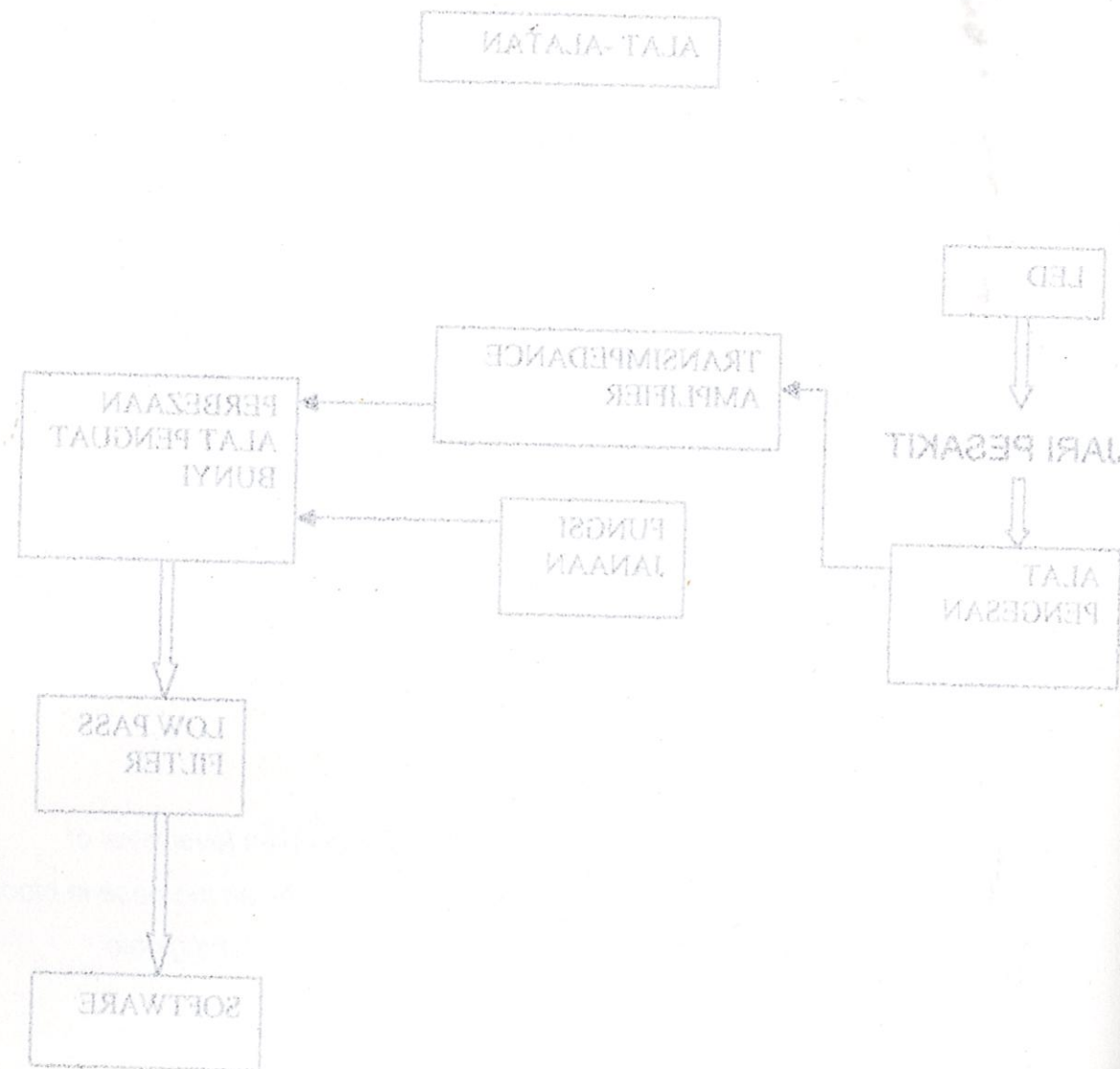
Rejoh 3.3

Semasa aktiviti, oksigen dihidrolisis oleh sel, ini meningkatkan level level of deoxyhemoglobin didalam darah. This is compensated for by an increase in blood flow in the vicinity of the active cells, leading to a net increase in oxyhemoglobin.

3.3 CARTA OPERASI PULSE RATE METER



3.3 CARTA OPERASI PULSE RATE METER



3.4 PELBAGAI JARAK GELOMBANG PULSE RATE METER

PENDAHULUAN

Pada tahun 1934, Kramer membina satu barrier layer photocell untuk mengukur kandungan oksigen dalam vivo dalam artery haiwan merujuk kepada Lambert-Beer law. Pengabungan photocell Kramer di dalam monitor oksigen Milikan membina satu ear "oximeter" pada tahun 1940. berbeza daripada pelbagai jarak gelombang laboratory oximeter the in vivo dalam pengukuran arterial hemoglobin kepekatan adalah berpakat oleh dua masalah teknikal yang kecil.

Pertama, terdapat banyak gangguan cahaya menyerap selain daripada hemoglobin (contoh pigment kulit, diagnostic dan therapeutic dyes). Keduanya, tisu mengandungi bukan sahaja artery malah kapilari dan darah venous.

Pada tahun 1972 Aoyagi secara tidak langsung memjumpai satu penemuan yang membezakan pulsatile arterial blood volum mengubah nisbah kadar perubahan cahaya pada 2 jarak gelombang (660nm dan 940nm) berbeza dengan kepekatan oksigen dan terus kepada kadar penyerapan cahaya oleh nonpulsatile penyerapan sepatutnya tiada sebarang tindakbalas. Pengesanan pulsatile cahaya penyerapan signal dipanggil 'pulse oximetry'..

Pengukuran ketepuan hemoglobin melalui penggunaan pulse oximetry telah menjadi satu keperluan pada persekitaran perubatan, termasuk anesthesia, terapi pernafasan, rawatan rapi dan screening of cardiopulmonary compromised patients. Berbeza daripada jarak gelombang pelbagai dalam vitro oximeters the in vivo pengukuran ketepuan hemoglobin arterial adalah sepakat oleh dua masalah technical yang rendah.

Pertama, dua jarak gelombang yang dicipta oleh kebanyakan pulse oximetry mengesan hanya dua penyerapan hemoglobin fractions (O_2Hb dan HHb) tanpa pengiraan $MetHb$ dan $COHb$ yang sediada. Tambahan itu, setelah jumlah hemoglobin diketahui,

3.4. PELBAGAI JARAK GELOMBANG PULSE RATE METER

PENDAHULUAN

Pada tahun 1934, Kramer membuat satu barrier layer photocell untuk mengukur kandungan oksigen dalam vivo dalam arteri trawar merujuk kepada Lambert-Beer law. Pengembangan photocell Kramer di dalam monitor oksigen Milikan menjadi satu ear "oximeter" pada tahun 1940. Berbeza dengan pelbagai jarak gelombang laboratory oximeter the in vivo dalam pengukuran arterial hemoglobin kepekatan adalah berbeza oleh dua masalah teknikal yang kecil.

Pertama, terdapat banyak gangguan cahaya menyerap selain daripada hemoglobin (contoh pigment kulit, diagnostic dan therapeutic dyes). Keduaanya, tisu mengandungi bukan sahaja artery malah kapilari dan darah venous. Pada tahun 1972 Aoyagi secara tidak langsung menjumpai satu penemuan yang membezakan pulsatil arterial blood volum mengutip nisbah kadar perubahan cahaya pada 2 jarak gelombang (660nm dan 940nm) berbeza dengan kepekatan oksigen dan terus kepada kadar penyerapan cahaya oleh nonpulsatile penyerapan sebulutnya tidak sebarang tindakbalas. Pengesanan pulsatil cahaya penyerapan signal dipanggil "pulse oximetry".

Pengukuran ketepatan hemoglobin melalui penggunaan pulse oximetry telah menjadi satu keperluan pada persekitaran perubatan, termasuk anesthesia, terapi pernafasan, rawatan rapi dan screening of cardiopulmonary compromised patients. Berbeza dengan jarak gelombang pelbagai dalam vitro oximeters the in vivo pengukuran ketepatan hemoglobin arterial adalah sepekat oleh dua masalah teknikal yang rendah. Pertama, dua jarak gelombang yang dipicu oleh kebanyakkan pulse oximetry mengesan hanya dua penyerapan hemoglobin fractions (O_2Hb dan MHb) tanpa pengiraan $MetHb$ dan $COHb$ yang sedikit. Tambahan itu, setelah jumlah hemoglobin diketahui,

computed fractional hemoglobin saturation SpO_2 hanya dapat menunjukkan perjalanan pengangkutan oksigen yang lemah dan perlahan.

Kedua, jika $MetHb$ atau $CoHb$ hadir, ia menyumbang kepada pulse tambahan penyerapan signal dan akan dikenali sebagai HHb , O_2Hb atau sesuatu dengan gabungan kedua-duanya sekali. Dengan ini, pesakit yang ada risiko markedly pertambahan level $CoHb$ atau $MetHb$ akan memerlukan vitro analisis dan jarak gelombang pulse oximetry.

Dengan penggunaannya di bidang klinikal, pulse oximetry telah menjadi permintaan ramai dan diakui standard dengan penjagaan kerana ia adalah secara berterusan dan dengan penggunaan tidak langsung memantau tahap oksigen dalam artery dengan sedikit bantuan pesakit.

Penggunaan secara klinikal dan preklinikal, merangkumi pemantauan unit rawatan rapi, penjagaan pernafasan, anesthesia dan screening of cardiopulmonary dengan bantuan pesakit.

Satu review oleh [1] telah menunjukkan bahawa pulse oximetry telah menjadi alat yang penting dalam klinikal dan preklinikal. Hanya kandungan O_2 dalam darah yang dapat diukur dengan pulse oximetry. Bantuan pemantauan ini adalah penting dalam rawatan rapi, penjagaan pernafasan, anesthesia dan screening of cardiopulmonary. Diantara kejadian, pulse oximetry telah digunakan dalam rawatan rapi, penjagaan pernafasan, anesthesia dan screening of cardiopulmonary. Rendah.

computed fractional hemoglobin saturation SpO_2 hanya dapat menunjukkan perubahan
 pengangkutan oksigen yang lemah dan perlahan.
 Kedua, jika SpO_2 atau $CoHb$ hadir, ia menyumbang kepada pulse tambahan
 penyerapan signal dan akan dikenali sebagai HHb , O_2Hb atau sesuatu dengan gabungan
 kedua-duanya sekali. Dengan ini, pesakit yang ada risiko markedly perubahan level
 $CoHb$ atau $MetHb$ akan memerlukan *in vitro* analisis dan jarak gelombang pulse oximetry.
 Dengan penggunaannya di bidang klinikal, pulse oximetry telah menjadi
 permintaan ramai dan diakui standard dengan pengiraan kerana ia adalah secara
 berterusan dan dengan penggunaan tidak langsung memantau tahap oksigen dalam
 darah dengan sedikit bantuan pesakit.
 Penggunaan secara klinikal dan preklinikal, termasuk pemeriksaan unit
 rawatan rapi, pengiraan pernafasan, anestesia dan screening of cardiopulmonary
 dengan bantuan pesakit.

Pulse rate meter adalah satu alat yang amat berguna untuk mengawasi pesakit dalam pelbagai keadaan, ddalam satu alatyang mengukur status cardio-respiratory secara tak terus. Ia mengukur kandungan oksigen dalam arteri hemoglobin. Teknologi yang terlibat adalah rumit tetapi mempunyai 2 prinsip yang asas.

Pertama penyerapan cahaya pada 2 jarak gelombang yang berbeza oleh hemoglobin berlainan bergantung kepada tahap kandungan oksigen dalam hemoglobin. Kedua, signal cahaya yang mengikuti peredaran menembusi tisu mempunyai komponen denyutan, berpunca daripada perubahan volum dalam darah arteri disebabkan oleh denyutan nadi. Ia boleh dikenalpasti oleh mikroprossor daripada komponen tidak berdenyut berpunca daripada vena, kapilari dan tisu yang menyerap cahaya.

Fungsi satu pulse rate meter adalah dipengaruhi oleh pelbagai kemungkinan, termasuk cahaya persekitaran menggigil, hemoglobin tak sihat, denyutan nadi dan rhythm, vasoconstriction dan fungsi jantung.

Satu pulse rate meter tidak memberikan maklumat tentang pernafasan pesakit hanya kandungan kandungan oksigen, dan boleh mendapatkan bacaan yang salah jika bantuan pernafasan diberikan semasa pengukuran. Tambahan pula, mungkin pelambatan diantara kejadian hypoxia dan pulse rate meter yang mengesan kandungan oksigen yang rendah.

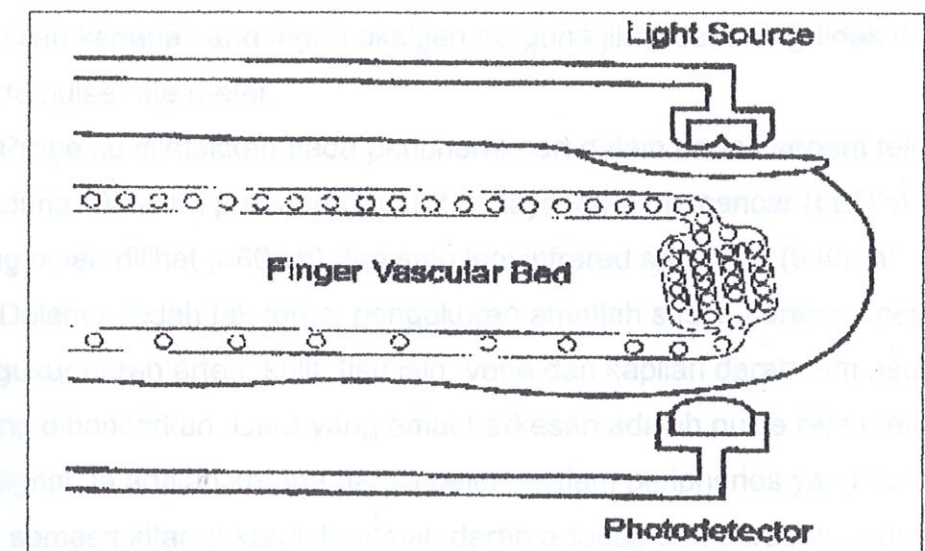
Pulse rate meter adalah satu alat yang amat berguna untuk pengawasan pesakit dalam pelbagai keadaan, didalam satu alaiyang mengukur status cardio-respiratory secara tak terus. Ia mengukur kandungan oksigen dalam arai hemoglobin. Teknologi yang terhad adalah rimit tetapi mempunyai 2 prinsip yang asas.

Pertama penyerapan cahaya pada 2 jarak gelombang yang berbeza oleh hemoglobin bahan bergantung kepada tarap kandungan oksigen dalam hemoglobin. Kedua, signal cahaya yang mengikuti peredaran menembusi tisu mempunyai komponen danyutan, perbaca dahaba perubahan volum darah arai disebabkan oleh danyutan nadi. Ia boleh dikenali oleh mikroprosesor dahaba komponen tidak berdenyut perbaca dahaba vena, kapilai dan tisu yang menyerap cahaya.

Fungsi satu pulse rate meter adalah diperguna oleh pelbagai kemungkinan termasuk cahaya persekitaran mengigili, hemoglobin tak arai, danyutan nadi dan rhythm vasoconstriction dan fungsi jantung.

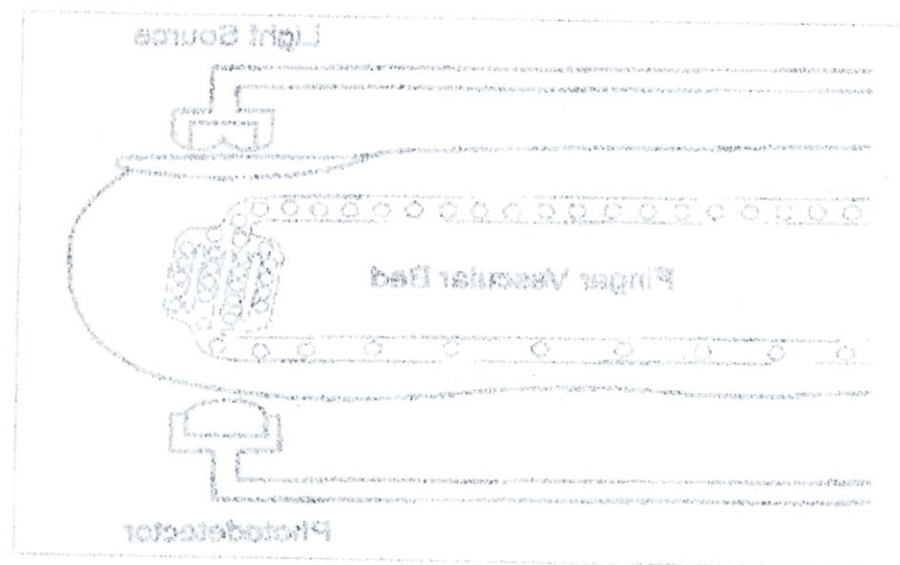
Satu pulse rate meter tidak memberikan maklumat tentang peredaran pesakit hanya kandungan kandungan oksigen, dan boleh mendasarkan bacaan yang salah jika peredaran peredaran dahaba semasa pengukuran. Tambahan pula, mungkin belambatan diantara kejadian hypoxia dan pulse rate meter yang mengesan kandungan oksigen yang rendah.

Tekanan darah systolic boleh ditentukan dengan mengambil tekanan pada mana plethysmograph trace muncul semasa pengecutan pada proximal non-invasive blood pressure cuff.



Rajah 3.4
CARA PENGUKURAN BERLAKU

Tekanan darah sistolik boleh ditentukan dengan mengambil tekanan pada mana plethysmograph trace muncul semasa pengecutan pada proximal non-invasive blood pressure cuff.



Rajah 3.4
CARA PENGUKURAN BERLAKU

Oksigen dibawa didalam saluran darah oleh hemoglobin. Satu molekul hemoglobin boleh mengangkut empat molekul oksigen yang mana kemudiannya 100% dipenuhi dengan oksigen. Peratus purata kandungan oksigen pada molekul hemoglobin didalam sampel darah adalah oksigen yang ada dalam darah. Tambahan pula, satu kuantiti kecil oksigen dibawa larut di dalam darah, yang mana boleh penting jika tahap hemoglobin adalah rendah. Terkemudiannya, ia bukan dikesan oleh pulse rate meter.

Satu pulse rate meter mempunyai peripheral probe, bersama-sama dengan mikroprosesser unit, menghasilkan satu gelombang, iaitu kandungan oksigen dan denyutan nadi. Kebanyakan pulse rate meter mempunyai alarm yang dapat didengar, menandakan satu kemestian kepada kandungan oksigen berguna jika seseorang tidak dapat melihat display pada pulse rate meter.

Probe itu diletakkan pada peripheral part dalam badan seperti telinga, jari ataupun hidung. Didalam probe terdapat 2 cahaya yang memancar (LED's) satu spectrum merah yang boleh dilihat (660nm) dan satu lagi infrared spectrum (940nm).

Dalam kaedah tak terus, pengukuran amatlah susah kerana dipengaruhi oleh perlu mengukur darah arteri, kulit, tisu lain, vena dan kapilari darah termasuk dalam cahaya yang dipancarkan. Cara yang amat berkesan adalah pulse rate meter mengukur pulsation signal. Ia adalah kerana hanya pejal didalam peripheries yang berubah dalam kepekatan semasa kitaran kardiak adalah darah arterial, dan perubahan denyutan dalam perhubungan penyerapan cahaya adalah hanya kerana darah arterial sahaja.

Oksigen dibawa didalam saluran darah oleh hemoglobin. Satu molekul hemoglobin boleh mengangkut empat molekul oksigen yang mana kemudiannya 100% dipenuhi dengan oksigen. Peralatan untuk mengukur kandungan oksigen pada molekul hemoglobin didalam sampel darah adalah oksigen yang ada dalam darah. Terdapat pula, satu kuantiti kecil oksigen dibawa larut di dalam darah, yang mana boleh penting jika tahap hemoglobin adalah rendah. Terkemudiannya, ia bukan dikecualikan oleh pulse rate meter.

Satu pulse rate meter mempunyai peripheral probe, bersama-sama dengan mikroprosesor unit, menghasilkan satu gelombang, iaitu kandungan oksigen dan denyutan nadi. Kebanyakan pulse rate meter mempunyai alarm yang dapat dibayar, menandakan satu kemestian kepada kandungan oksigen berguna jika seseorang tidak dapat melihat display pada pulse rate meter.

Probe itu diletakkan pada peripheral part dalam badan seperti telinga, jari atau pun hidung. Didalam probe terdapat 2 cahaya yang memancar (LED's) satu spectrum merah yang boleh dilihat (660nm) dan satu lagi infrared spectrum (940nm).

Dalam keadaan tak tentu, pengukuran amatlah sukar kerana dipengaruhi oleh perlu mengukur darah arteri, kulit, tisu lain, vena dan kapilari darah termasuk dalam cahaya yang dipancarkan. Cara yang amat berkesan adalah pulse rate meter mengukur pulsation signal. Ia adalah kerana hanya pejal didalam periferi yang berubah dalam kepekatan semasa kitatan kardial adalah darah arteri, dan perubahan denyutan dalam peredaran peredaran cahaya adalah hanya kerana darah arteri sahaja.

BAB 4 TEORI PULSE RATE METER

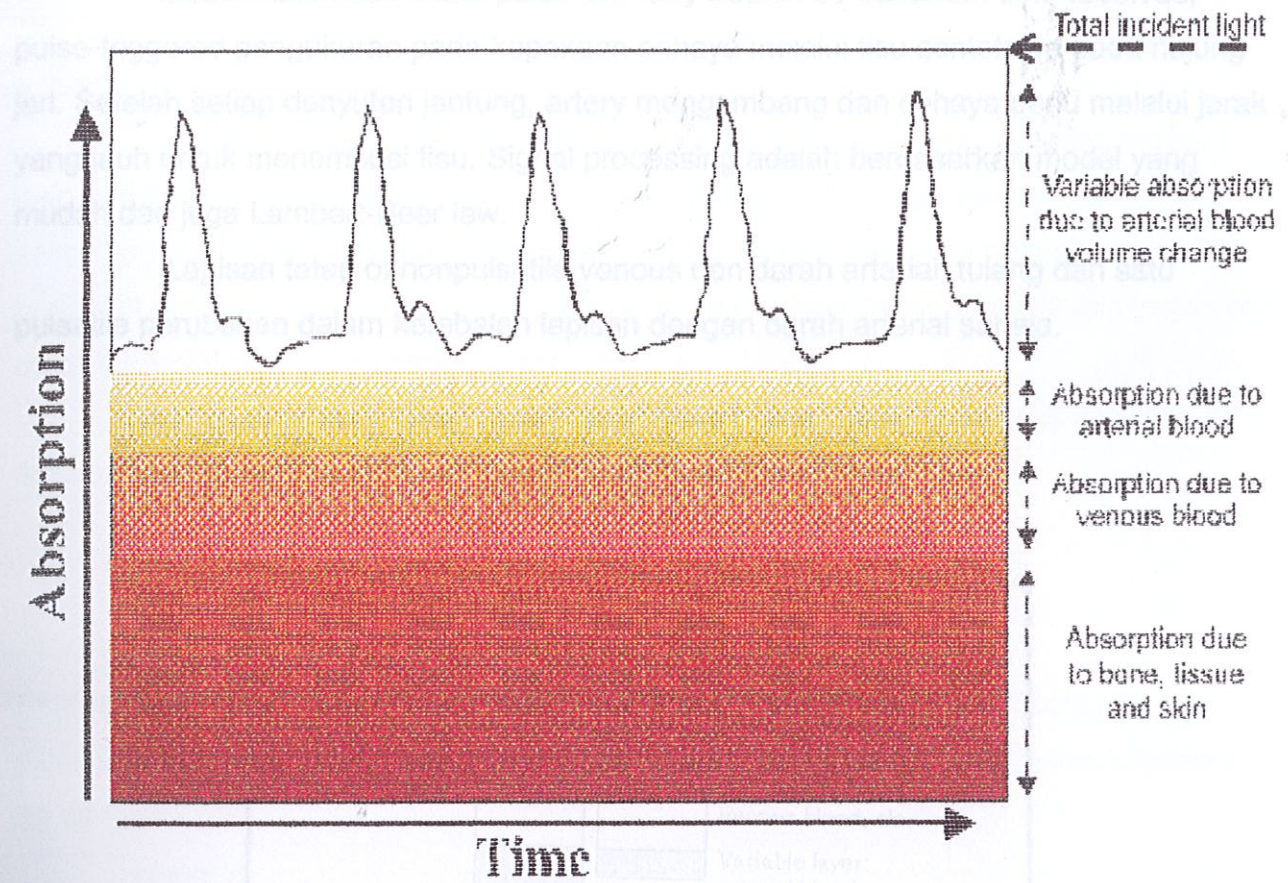
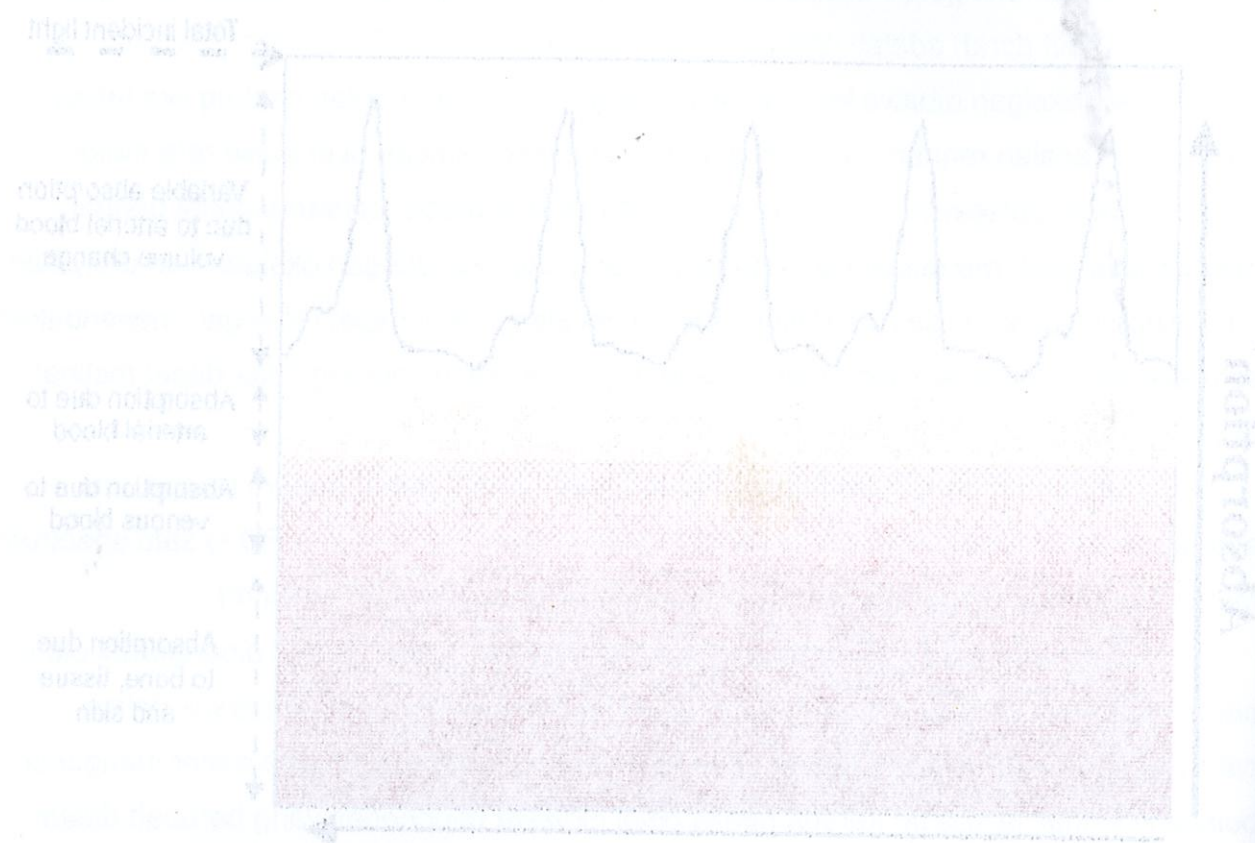


Fig 1. Simulasi Rajah 4.4 pulsating layers

Rajah menunjukkan penyerapan cahaya yang dipancarkan lapisan demi lapisan.

Rajah 4.6

Rajah ini menunjukkan cahaya yang dipancarkan dari permukaan kulit berdasarkan kepada Lambert-Beer law tanpa ada pembebasan.



Rajah 4.4

Rajah ini menunjukkan penyerapan cahaya yang dipancarkan lapisan dari lapisan.

BAB 4 TEORI PULSE RATE METER

Model matematik untuk pulse oximetry adalah berdasarkan time-resolved, pulse-triggered pengukuran pada kepekatan cahaya melalui tisu contohnya pada hujung jari. Setelah setiap denyutan jantung, artery mengembang dan cahaya perlu melalui jarak yang jauh untuk menembusi tisu. Signal processing adalah berdasarkan model yang mudah dan juga Lambert-Beer law.

Lapisan tetap of nonpulsatile venous dan darah arterial, tulang dan satu pulsatile perubahan dalam ketebalan lapisan dengan darah arterial sahaja.

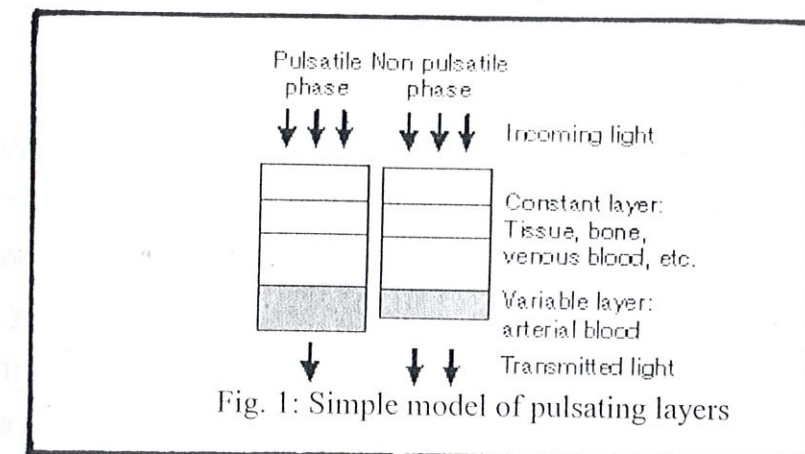


Fig. 1: Simple model of pulsating layers

Rajah 4.5

Rajah ini menunjukkan cahaya yang menembusi tisu determined oleh penyerapan berdasarkan kepada Lambert-Beer law tanpa ada pembiasan.

BAB 4 TEORI PULSE RATE METER

Model matematik untuk pulse oximetry adalah berdasarkan time-resolved pulse-toggled pengukuran pada kepekatan cahaya melalui tisu contohnya pada jari. Setelah setiap denyutan jantung, artery mengembang dan cahaya perlu melalui jarak yang jauh untuk menembusi tisu. Signal processing adalah berdasarkan model yang mudah dan juga Lambert-Beer law.

Lajisan tisu of nonpulsatile venous dan darah arterial, tisu dan satu pulsatile perubahan dalam ketebalan lajisan dengan darah arterial selalu.



Rajah 4.3
Rajah ini menunjukkan cahaya yang menembusi tisu determined oleh penyerapan berdasarkan kepada Lambert-Beer law tanpa ada pembiasan.

Pulse oximeter adalah berdasarkan kepada perubahan bahagian dalam peredaran cahaya semasa arterial pulse pada 2 jarak gelombang yang berbeza. Dalam cara ini, perubahan bahagian didalam signal adalah kerana darah arterial itu sendiri, dan dengan itu complicated nonpulsatile dan karakter optical yang tinggi yang berubah-ubah pada tisu dihapuskan.

Dalam tatarajah yang mudah, cahaya pada 2 jarak gelombang yang berbeza, memberi cahaya pada sebelah jari dan dikesan pada sebelah lagi, setelah melalui tisu vascular yang banyak halangan. Pancaran cahaya pada setiap jarak gelombang adalah berfungsi untuk ketebalan, warna, struktur kulit, tisu, tulang, darah dan lain-lain komposisi melalui dimana cahaya menembusinya.

Penyerapan cahaya oleh sampel adalah ditafsirkan sebagai logarithm negatif of the nisbah kepekatan cahaya contohnya iaitu;

$$(I_0): A = -\log(I/I_0)$$

Berdasarkan kepada Beer-Lambert law, penyerapan sampel pada jarak cahaya yang diberi dengan molar absorptivity (a) adalah berkadar terus kepada kedua-dua kepekatan (c) dan jarak gelombang perjalanan (L) pada sampel yang diserap : $A = aCL$.

Cahaya yang dapat atau tidak dapat dilihat melalui menembusi kira-kira 1cm dalam tisu (contoh jari) akan ditumpukan oleh satu atau dua perintah magnitud untuk satu typical emitter detector geometry, bersamaan dengan satu effective optical density (OD) of 1-200 (kepekaan cahaya yang dikesan adalah berkurangan oleh satu perintah magnitud untuk setiap OD unit).

Walaupun hemoglobin dalam darah merupakan penyerap molekul yang terunggul, kebanyakan jumlah ditumpukan oleh pembiasan cahaya daripada pengesan adalah daripada highly heterogeneous tisu. Memandangkan tisu manusia mengandungi 7% darah, dan darah mengandungi kira-kira 14g/dL hemoglobin, hemoglobin yang aktif perlu mempunyai kira-kira 1 g/dL (~150 uM).

Pulse-oximeter adalah berdasarkan kepada perubahan bahagian dalam peredaran cahaya semasa setelah pulse pada 2 jarak gelombang yang berbeza. Dalam cara ini, perubahan bahagian dibelak signal adalah kerana darah setelah itu sendiri, dan dengan itu complicated nonpulsatile dan karakter optical yang tinggi yang berubah-ubah pada tisu dibebaskan.

Dalam tatarajah yang mudah, cahaya pada 2 jarak gelombang yang berbeza, memberi cahaya pada sebelah jari dan dikesan pada sebelah lagi, setelah melalui tisu vascular yang banyak halangan. Pancaran cahaya pada setiap jarak gelombang adalah berfungsi untuk ketebalan, warna, struktur kulit, tisu, tulang, darah dan lain-lain komposisi melalui dimana cahaya menembusnya.

Penerimaan cahaya oleh sampel adalah ditafsir sebagai logarithm negatif of the nisbah kepekatan cahaya contohnya iaitu:

$$A = -\log(I/I_0)$$

Berdasarkan kepada Beer-Lambert law, penyerapan sampel pada jarak cahaya yang diberikan dengan molar absorptivity (a) adalah berkadarnya terutunya kepada dua kepekatan (c) dan jarak gelombang perjalanan (L) pada sampel yang diserap: $A = aCL$.

Cahaya yang dapat atau tidak dapat dilihat melalui membran kira-kira 1cm dalam tisu (contoh jari) akan ditumpukan oleh satu atau dua perintang magnitud untuk setiap emitter-detector geometry. Persamaan dengan satu effective optical density (OD) of 1-200 (kepekatan cahaya yang dikesan adalah berkurangan oleh satu perintang magnitud untuk setiap OD unit).

Walau bagaimanapun hemoglobin dalam darah merupakan penyerap molekul yang terunggul, kebanyakan jumlah ditumpukan oleh pembiasan cahaya daripada pengerasan adalah daripada highly heterogeneous tisu. Memandangkan tisu manusia mengandungi 7% darah, dan darah mengandungi kira-kira 14g/dl hemoglobin, hemoglobin yang aktif penuh mempunyai kira-kira 1 g/dl (~150 uM).

Pada jarak gelombang digunakan untuk pulse oximetry (650-950nm), oxy dan deoxyhemoglobin molar aktiviti penyerapan turun kepada kadar 100-1000 $M^{-1} cm^{-1}$, dan sebagai akibatnya jumlah hemoglobin kurang 0.2 OD daripada jumlah observed optical density. Daripada jumlah ini, hanya 10% adalah pulsatile, dan sebagai akibatnya signal pulse hanya diukur sedikit sahaja, dan kadang-kala hanya 1/10 sahaja.

Satu model matematik bagi pulse oximetry bermula dengan mengambil kira cahaya pada 2 jarak gelombang, λ_1 dan λ_2 melalui tisu dan dikesan pada lokasi yang tertentu. Pada setiap jarak gelombang, jumlah cahaya yang ditumpukan dikenali oleh 4 komponen penyerapan yang berbeza iaitu: oxyhemoglobin in the blood (concentration C_o , molar absorptivity a_o , and effective path length L_o), "reduced" deoxyhe-moglobin in the blood (concentration C_r , molar absorptive a_r , and effective path length L_r), specific variable absorbance that are not from the arterial blood (concentration C_x , molar absorptive a_x and effective path length L_x), dan semua lagi bahan tidak dispesifikasikan oleh tumpuan optikal, degabung sebagai A_y , yang mana dapat dicampurkan dalam pembiasan cahaya, factor geometry dan karektor pemancar dan elemen pengesan.

Jumlah serapan pada 2 jarak gelombang boleh ditulis sebagai :

$$\begin{cases} A_{\lambda_1} = a_{o_1} C_o L_o + a_{r_1} C_r L_r + a_{x_1} C_x L_x + A_{y_1} \\ A_{\lambda_2} = a_{o_2} C_o L_o + a_{r_2} C_r L_r + a_{x_2} C_x L_x + A_{y_2} \end{cases}$$

Perubahan volum darah berikutan keputusan arterial pulse di dalam modulasi pada pengukuran serapan. Dengan mengambil kadar masa perubahan pada penyerapan, 2 term dalam setiap persamaan adalah kosong, memandangkan kepekatan dan panjang gelombang pada objek diluar darah arterial tidak berubah semasa denyutan nadi $[d(C_x L_x)/dt=0]$, dan semua aspek nonspecific pada keamatan cahaya adalah dengan langsung invariant pada skala masa kitaran kardiak ($dA_y/dt = 0$).

Pada jarak gelombang digunakan untuk pulse oximetry (880-950nm), oxy dan deoxyhemoglobin molar aktiviti penyerapan tunas kepada kadar 100-1000 M⁻¹cm⁻¹, dan sebagai akibatnya jumlah hemoglobin kurang 0.5 OD daripada jumlah observed optical density. Daripada jumlah ini, hanya 10% adalah pulsatil, dan sebagai akibatnya signal pulse hanya cukup sedikit sahaja, dan kadang-kala hanya 1/10 sahaja.

Satu model matematik bagi pulse oximetry bermula dengan mengambil kira cahaya pada 2 jarak gelombang, λ_1 dan λ_2 melalui tisu dan dikesan pada lokasi yang tertentu. Pada setiap jarak gelombang, jumlah cahaya yang ditunjukkan dikenali oleh 4 komponen penyerapan yang berbeza iaitu: oxyhemoglobin in the blood (concentration C_o molar absorptivity a_o), and effective path length L_e , "reduced" deoxyhemoglobin in the blood (concentration C_r molar absorptivity a_r), and effective path length L_e , specific variable absorbance that are not from the arterial blood (concentration C_s molar absorptivity a_s), and effective path length L_e , dan semua lagi bahagian tidak dispesifikasikan oleh tumpuan optikal, degredasi sebagai A_d yang mana dapat dikurangkan dalam pemisahan cahaya, factor geometry dan korektor pemalaran dan elemen pengesanan.

Jumlah serapan pada 2 jarak gelombang boleh ditulis sebagai:

$$\begin{cases} A_{\lambda_1} = a_{o1}C_oL_e + a_{r1}C_rL_e + A_d \\ A_{\lambda_2} = a_{o2}C_oL_e + a_{r2}C_rL_e + A_d \end{cases}$$

Perubahan volum darah berikutan kepulauan arterial pulse di dalam modulasi pada pengukuran serapan. Dengan mengambil kadar masa perubahan pada penyerapan, 2 term dalam setiap persamaan adalah kosong, memandangkan kepekatan dan panjang gelombang pada objek diluar darah arterial tidak berubah semasa denyutan nadi ($d(C_oL_e)/dt=0$), dan semua aspek nonspecific pada keamatan cahaya adalah dengan laju invariant pada skala masa kitaran kardial ($dA_d/dt=0$).

Memandangkan kewujudan coefficient adalah tetap, dan kepekatan darah adalah tetap pada skala masa denyutan nadi, pergantungan masa berubah didalam penyerapan pada 2 jarak gelombang boleh ditentukan dengan perubahan didalam jarak perjalanan darah (dL_e/dt and dL_r/dt).

Dengan pertambahan pengiraan, yang mana kedua-dua jarak perjalanan darah perubahan perubahan adalah sama (purata adalah tetap), purata R pada kadar masa berubah pada penyerapan pada jarak gelombang 1 kepada jarak gelombang 2 berkurangan kepada berikut;

$$R = \frac{dA_{\lambda_1}/dt}{dA_{\lambda_2}/dt} = \frac{-d \log(I_1/I_0)/dt}{-d \log(I_2/I_0)/dt} = \frac{\Delta I_1/I_1}{\Delta I_2/I_2} = \frac{a_{o1}C_o + a_{r1}C_r}{a_{o2}C_o + a_{r2}C_r}$$

Melihat kepada fungsi peredaran oksigen diberi sebagai $S = C_o/(C_o + C_r)$, dan yang mana $(1S)=C_r/(C_o+C_r)$, dan kadar oksigen boleh ditulis sebagai purata R sebagai berikut:

$$S = \frac{a_{r1} - a_{r2}R}{(a_{o1} - a_{o2}) - (a_{r1} - a_{o2})R}$$

Persamaan diatas memberikan perhubungan yang diperlukan diantara purata R yang diperlukan dan kitaran oksigen yang diperlukan S. Dalam kegunaan sebenar, LED yang terdapat digunakan sebagai sumber cahaya, yang mana satu LED merah kira-kira 660nm dan infrared LED kira-kira dalam lingkungan 890-950nm. LED ini bukanlah sumber cahaya monochromatic, dengan jarak diantara 20 dan 50nm dan penyerapan standard

Memandangkan koefisien kelonggaran adalah tetap, dan kepekatan darah adalah tetap pada skala masa denyutan nadi, perbandingan masa berubah didalam penyedaran pada 2 jarak gelombang boleh ditentukan dengan perubahan didalam jarak penyedaran darah (dl/dt and dl/dt').

Dengan perbandingan pengiraan, yang mana kedua-dua jarak penyedaran darah berubah berbanding adalah sama (purata adalah tetap), purata R pada kadar masa berubah pada penyedaran pada jarak gelombang 1 kepada jarak gelombang 2 berikutan kepada berikut:

$$R = \frac{a_{11} \left(\frac{dI_1}{dt} - b \log \left(\frac{I_1}{I_0} \right) \right)}{a_{12} \left(\frac{dI_2}{dt} - b \log \left(\frac{I_2}{I_0} \right) \right)} = \frac{a_{11} C_1 + a_{12} C_2}{a_{21} C_1 + a_{22} C_2}$$

Melihat kepada fungsi peredaran oksigen diberi sebagai $S = C_1/(C_1 + C_2)$ dan yang mana $(1-S) = C_2/(C_1 + C_2)$, dan kadar oksigen boleh ditulis sebagai purata R sebagai berikut:

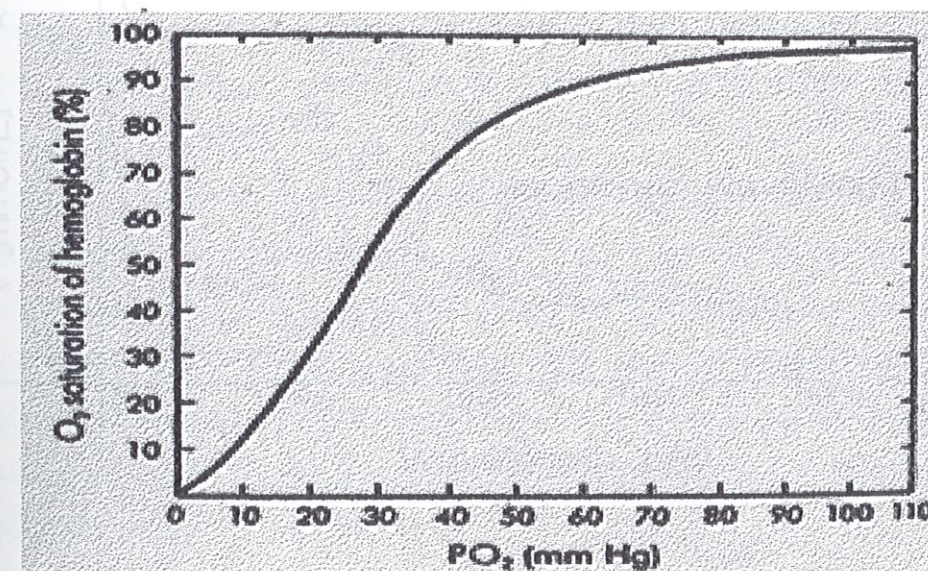
$$S = \frac{a_{11} - a_{12} R}{(a_{11} - a_{12} R) - (a_{21} - a_{22} R) R}$$

Persamaan diatas memberikan perhubungan yang diperlukan diantara purata R yang diperlukan dan kitaran oksigen yang diperlukan 2. Dalam kegunaan sebenar, LED yang terpasang digunakan sebagai sumber cahaya, yang mana satu LED merah kira-kira 660nm dan infratek LED kira-kira dalam lingkungan 880-950nm. LED ini bukannya sumber cahaya monochromatic, dengan jarak diantara 20 dan 50nm dan penyedaran standard

molar bagi hemoglobin tidak boleh digunakan secara langsung dalam persamaan diatas. Model diatas adalah lebih kurang betul.

Yang mana 2 jarak gelombang tidak semestinya mempunyai panjang jarak yang sama berubah dan second-order kesan pembiasan perlu dihiraukan. Dengan itu, perhubungan diantara S dan R adalah dikira sebagai empirically dengan memasukkan data klinikal dengan menjana fungsi daripada form $S = (k_1 - k_2 R)/(k_3 - k_4 R)$. Empirical terakhir kalibrasi adalah bergantung kepada pembuat sensor itu, akan tetapi persamaan ini boleh digunakan untuk semua sensor.

Kandungan hemoglobin dalam tisu menunjukkan temporal fluctuations yang mana diperolehi dari segi fisiology dan aktiviti metabolisme. Contohnya, nadi arteri bergabung dengan pelbagai tekanan darah sistolik dan diastolic memperoleh kandungan hemoglobinpada kadar frekuensi denyutan jantung. Pergerakan ini adalah dikenali oleh pulse rate meter untuk pengukuran kandungan oksigen dalam arteri.



Rajah 4.6

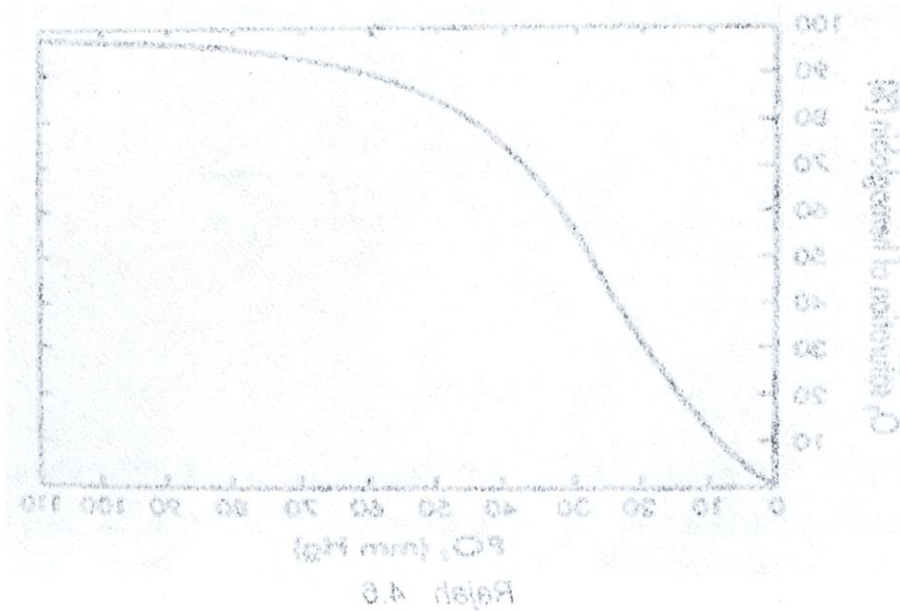
Rajah kandungan oksigen dalam hemoglobin seseorang

Model bagi hemoglobin tidak boleh digunakan secara langsung dalam persamaan diatas. Model diatas adalah lebih kurang betul.

Yang mana 2 jarak gelombang tidak semestinya mempunyai panjang jarak yang sama berbanding dengan second-order kesan pembiasan pada difraksi. Dengan itu, perbandingan diantara 2 dan R adalah dikira sebagai empirically dengan memasukkan data klinikal dengan menjadi fungsi daripada form

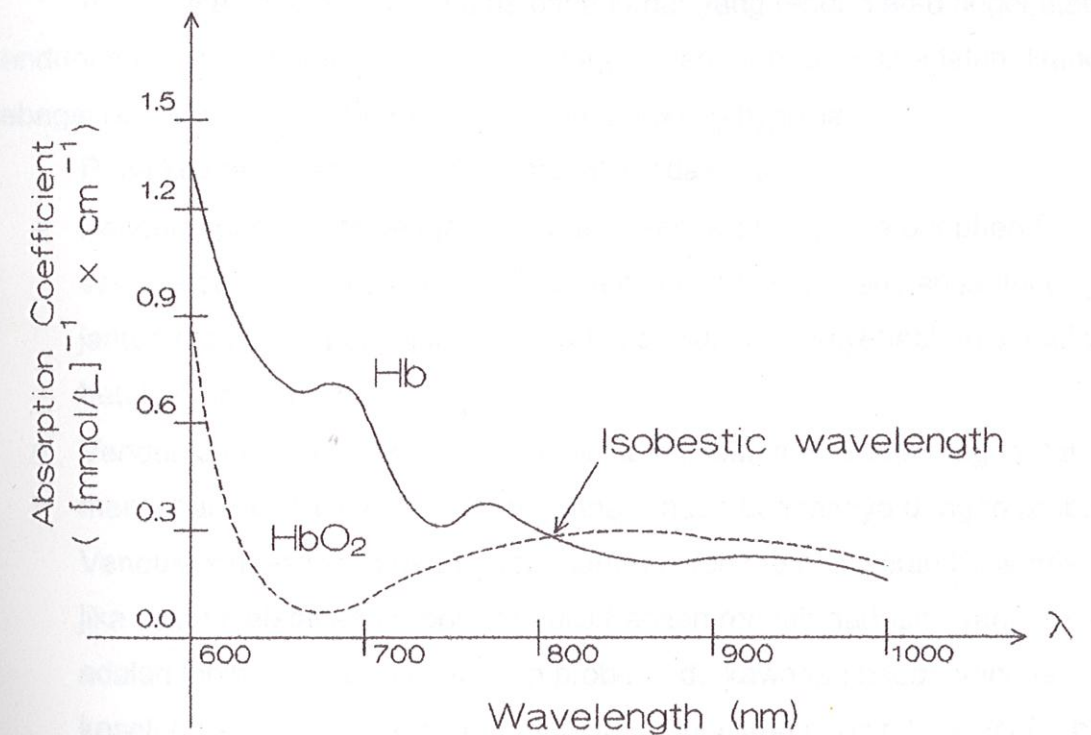
$S = (K_1 - K_2V)/(K_1 - K_2R)$. Empirical terakir kalibrasi adalah bergantung kepada pemuat sensor itu, akan tetapi persamaan ini boleh digunakan untuk semua sensor.

Kandungan hemoglobin dalam tisu menunjukkan temporal fluctuations yang mana dipengaruhi oleh fisiologi dan aktiviti metabolisme. Contohnya, nadi akan berdegung dengan pelbagai tekanan darah sistolik dan diastolic mempengaruhi kandungan hemoglobin pada kadar frekuensi denyutan jantung. Pergerakan ini adalah dikenalpasti oleh pulse rate meter untuk pengukuran kandungan oksigen dalam darah.



Rajah 4.6: Rajah kandungan oksigen dalam hemoglobin seseorang

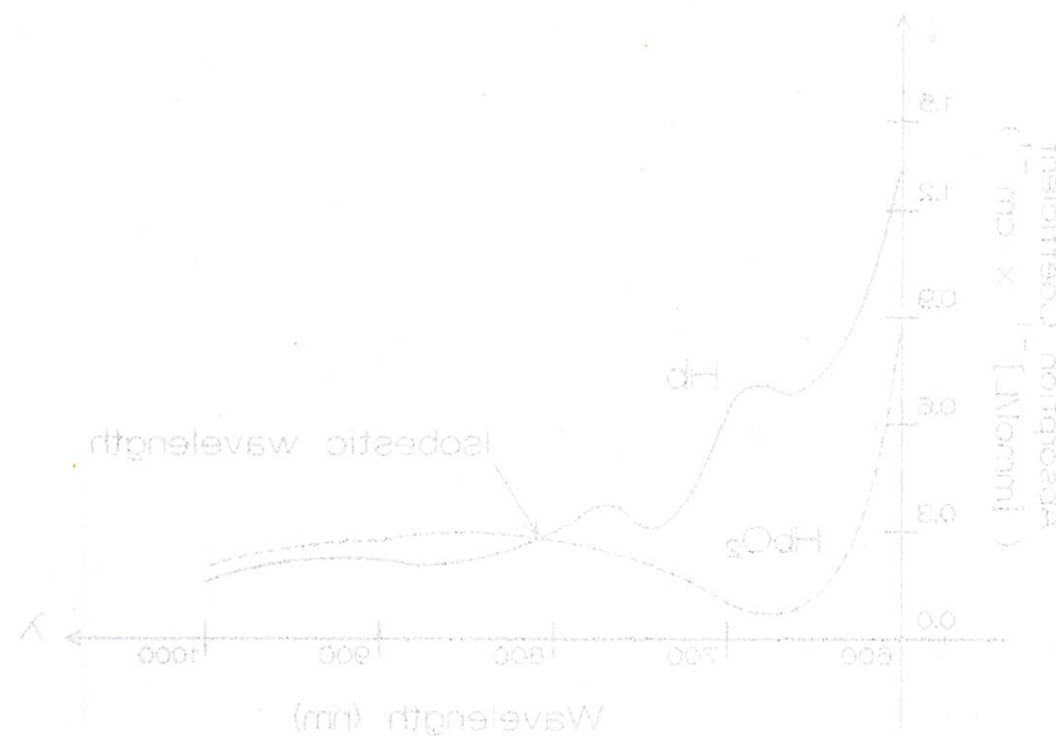
Perbezaan yang lain dalam masa yang lama adalah dalam skala saat atau 10 saat adalah bergabung dengan aktiviti vasomotion, denyutan jantung dan pernafasan. 3-6 Near-infrared tissue spectroscopy (NIRS), adalah betul-betul sensitive terhadap penyerapan oleh hemoglobin, adalah barangan yang sesuai untuk mengukur kandungan hemoglobin dalam tisu dan temporal fluctuations. Lanjutan lagi, seseorang boleh secara optikal membezakan oxy dan deoxy-hemoglobin species kerana perbezaan diantara penyerapan near-infrared spectra.



Rajah 4.7

Rajah menunjukkan pemancaran cahaya dan kecekapan penyerapan yang menghasilkan jarak gelombang isobestic.

Perbedaan yang lain dalam masa yang lama adalah dalam skala saat 10 saat adalah bergantung dengan aktivitas vasomotor, denyutan jantung dan pemetaan. 3-6 Near-infrared (NIRS) adalah betul-betul sensitive terhadap perubahan oleh hemoglobin, adalah pembedaan yang sesuai untuk mengukur kandungan hemoglobin dalam tisu dan temporal fluctuations. Jantung lagi, seseorang boleh secara optikal membezakan oxy dan deoxy-hemoglobin species kerana perbedaan di antara penyerapan near-infrared spectra.



Rajah 4.7
Rajah menunjukkan pemetaan cahaya dan kecekapan penyerapan yang menghasilkan jarak gelombang isobestic

4.1 KALIBRASI DAN PERFORMANCE

Ia boleh dikalibrasi semasa membuat dan diperiksa secara automatik litar dalaman samasa ia diberikan bekalan kuasa. Ia adalah betul dalam lingkungan kandungan oksigen 70-100% (+/- 2%), akan tetapi tidak betul jika ia kurang daripada 70%. Pulse signal jatuh pada pengurangan kandungan.

Bentuk gelombang nadi (bergantung pada pengaliran) ditunjukkan secara graph. Sesengah model secara automatik meningkatkan gain pada display semasa pengaliran berkurangan dan dalam ini display mungkin tidak betul dan tepat.

Alarm selalunya bertindakbalas pada kadar yang rendah atau tinggi ataupun jika kandungan oksigen kurang daripada 90 darjah. Pada tahap ini, ia adalah ditandakan sebagai pengurangan pada PaO2 yang menunjukkan hypoxia.

Pada keadaan berikut, bacaan mungkin tidak tepat ;

- Pengurangan dalam pengaliran darah peripheral daripada peripheral vasoconstriction (hypovolemia, hypotension, sejuk, kegagalan jantung, gangguan jantung) ataupun penyakit peripheral vascular. Ia menyebabkan signal yang tidak betul untuk analisa.
- Venous congestion, selalunya apabila ia melibatkan tricuspid regurgitation, boleh menyebabkan nadi venous yang mana rendah bacaannya dengan probe telinga. Venous congestion pada anggota badan boleh memcacatkan bacaan sama seperti jika salah meletakkan probe. Apabila bacaan rendah daripada yang dikehendaki, adalah lebih baik jika meletakkan probe pada kawasan badan yang lain. Secara keseluruhannya, jika bentuk gelombang pengaliran adalah baik, maka bacaan adalah tepat.
- Cahaya lampu yang terang dalam bilik pembedahan boleh menyebabkan bacaan tidak betul, dan signal boleh diganggu oleh diathermy. Menggigil boleh menyebabkan signal tidak diperolehi dengan tetap dan berterusan.

4.1 KALIBRASI DAN PERFORMANCE

Is boleh dikalibrasi semasa membuat dan diberikan secara automatik litar dalam samasa is diberikan bekalan kuasa. Is adalah betul dalam lingkungan kandungan oksigen 70-100% (+/- 2%), akan tetapi tidak betul jika is kurang daripada 70%. Pulse signal jatuh pada pengurangan kandungan.

Bentuk gelombang nadi (pergerakan pada pengaliran) ditunjukkan secara graph. Sesungguhnya model secara automatik meningkatkan gain pada display semasa pengaliran berkurangan dan dalam ini display mungkin tidak betul dan tepat.

Alarm selalunya berhubung dengan pada kadar yang rendah atau tinggi ataupun jika kandungan oksigen kurang daripada 90%. Pada tahap ini, is adalah diandaikan sebagai pengurangan pada PaO_2 yang menunjukkan hypoxia.

Pada keadaan berikut, bacaan mungkin tidak tepat :

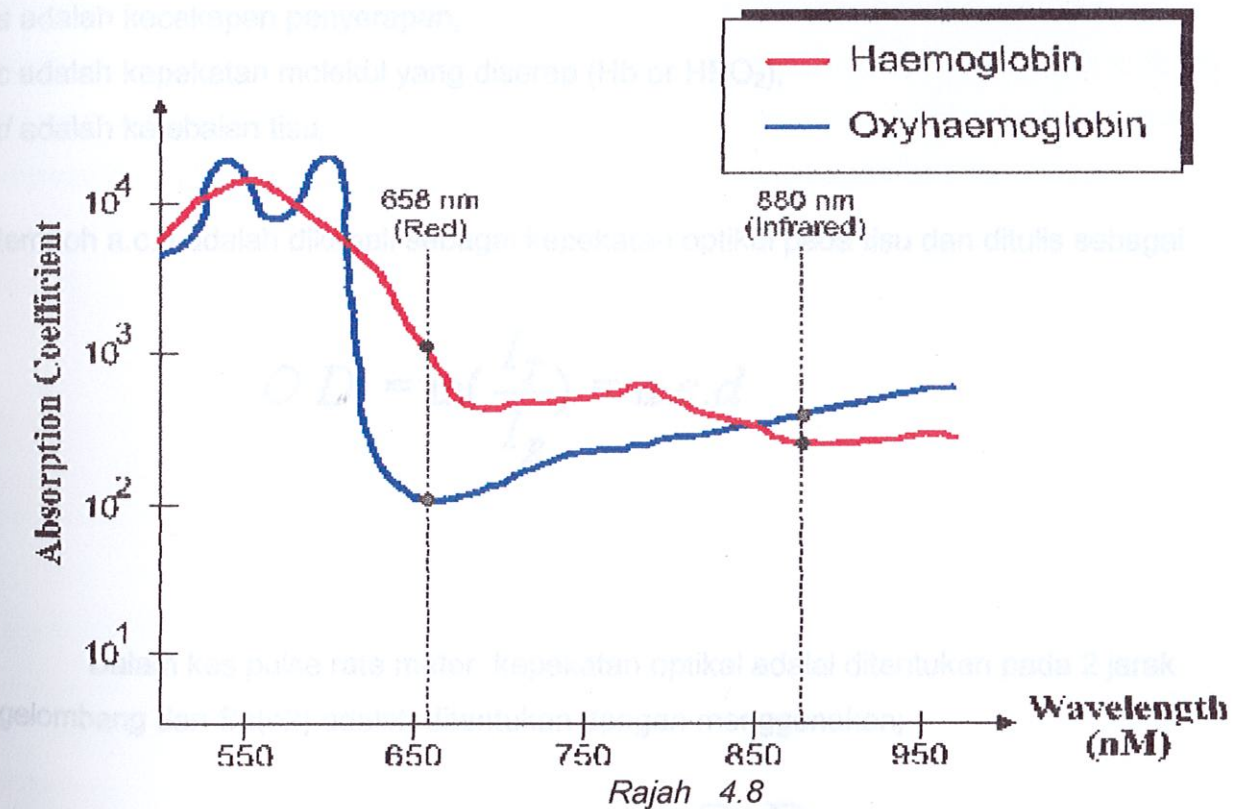
- Pengurangan dalam pengaliran darah periferi (daripada periferi) vasoconstriction (hypovolemia, hypotension, sejuk, kegagalan jantung, gangguan jantung) ataupun penyakit periferi vascular. Is menyebabkan signal yang tidak betul untuk analisis.
- Venous congestion, selalunya apabila is melibatkan thrombosis regurgitation, boleh menyebabkan nadi venous yang mana rendah bacaannya dengan probe telinga. Venous congestion pada anggota badan boleh membolehkan bacaan sama seperti jika salah meletakkan probe. Apabila bacaan rendah daripada yang dikehendaki, adalah lebih baik jika meletakkan probe pada kawasan badan yang lain. Secara keseluruhannya, jika bentuk gelombang pengaliran adalah baik, maka bacaan adalah tepat.
- Cahaya lampu yang terang dalam bilik pembedahan boleh menyebabkan bacaan tidak betul, dan signal boleh diganggu oleh diathermy. Menggigili boleh menyebabkan signal tidak diperolehi dengan tetap dan berterusan.

- Pulse rate meter tidak boleh membezakan diantara pelbagai hemoglobin. Carboxyhaemoglobin (hemoglobin bergabung dengan karbon monoxide) adalah mengandungi 90% oxygenated hemoglobin dan 10% methaemoglobin akan mengelakkan pulse rate meter berfungsi dengan betul dan bacaan akan menunjukkan 85%, bukan bacaan yang sebenar.
- Apabila methylene biru digunakan semasa pembedahan kepada parathyroida atau untuk merawat methaemoglobinaemia pengurangan dalam kandungan oksigen akan direkodkan.
- Pemakaian varnish kuku akan mendapatkan bacaan yang tidak tepat.

- Pulse rate meter tidak boleh membezakan diantara hemoglobin. Carbon monoxide (hemoglobin bergabung dengan karbon monoxide) adalah mengandungi 90% oxygenated hemoglobin dan 10% methemoglobin akan mengelakkan pulse rate meter berfungsi dengan betul dan bacaan akan menunjukkan 85%, bukan bacaan yang sebenar.
- Apabila methylene biru digunakan semasa pembedahan kepada parathyroid atau untuk merawat methemoglobinemia pengukuran dalam kandungan oksigen akan direkodkan.
- Pemakaian vernier kuku akan mendapatkan bacaan yang tidak tepat.

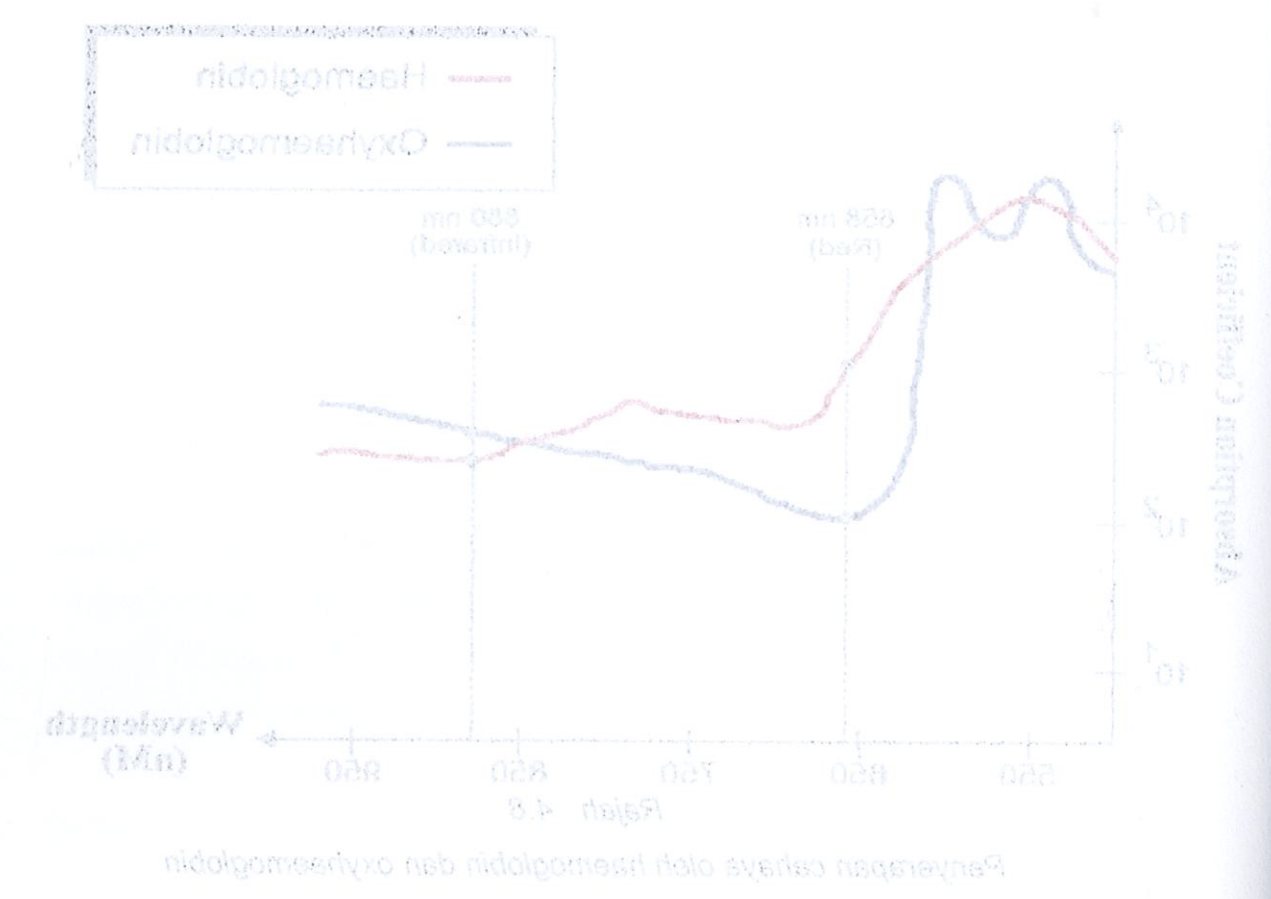
4.2 SENSOR

Pulse rate meter mengambil kesempatan iaitu, hemoglobin mempunyai karakter penyerapan cahaya yang berbeza pada jarak gelombang yang berbeza. 2 spektra interest pada jarak gelombang isoelectic of $\lambda = 805 \text{ nm}$, dimana penyerapan adalah bebas pada kandungan oksigen. Penyerapan yang diukur pada frekuensi ini digunakan sebagai bacaan rujukan. 2 spektra bergabung dengan baik pada $\lambda = 660 \text{ nm}$, yang digunakan sebagai point pengukuran. Unit yang lain biasanya menggunakan $\lambda = 660 \text{ nm}$ pengukuran dan $\lambda = 910 \text{ nm}$ sebagai rujukan kerana pilihan yang tepat.



Penyerapan cahaya oleh haemoglobin dan oxyhaemoglobin

4.2. SENSOR
Pulse rate meter mengambil kesempatan lair, hemoglobin mempunyai karakter
penyerapan cahaya yang berbeda pada jarak gelombang yang berbeda. 2 spektra interest
pada jarak gelombang isocetes of 800 nm, dimana penyerapan adalah bebas pada
kandungan oksigen. Penyerapan yang diukur pada frekuensi ini digunakan sebagai
pacaan rujukan. 2 spektra perbandingan dengan baik pada 800 nm yang digunakan
sebagai point pengukuran. Unit yang lain biasanya menggunakan 660nm pengukuran
dan 810nm sebagai rujukan karena pilihan yang tepat.



Penyerapan cahaya apabila ia melalui tisu boleh diukur dengan memancarkan cahaya pada tisu dan mengukur cahaya yang diterima dibelah bertentangan. Jika jarak gelombang diketahui, maka penyerapan boleh ditulis sebagai

$$\frac{I_R}{I_T} = e^{-acd}$$

dimana I_R adalah keamatan penerimaan cahaya,
 I_T adalah keamatan cahaya yang dihantar,
 a adalah kecekapan penyerapan,
 c adalah kepekatan molekul yang diserap (Hb or HbO_2),
 d adalah ketebalan tisu,
tempoh a.c.d adalah dikenali sebagai kepekatan optikal pada tisu dan ditulis sebagai

$$O.D. = \ln\left(\frac{I_T}{I_R}\right) = a.c.d$$

Dalam kes pulse rate meter, kepekatan optikal adalah ditentukan pada 2 jarak gelombang dan $Sa(O_2)$ adalah ditentukan dengan menggunakan;

$$Sa(O_2) = A - B \frac{O.D. \cdot 660nm}{O.D. \cdot 990nm}$$

Dimana angkali A dan B mestilah ditentukan secara eksperimen.

Penyerapan cahaya apabila ia melalui tisu boleh diukur dengan memancarkan cahaya pada tisu dan mengukur cahaya yang diterima dibelah berlawanan. Jika jarak gelombang diketahui, maka penyerapan boleh ditulis sebagai

$$\log \frac{I_0}{I} = \epsilon \cdot c \cdot d$$

dimana ϵ adalah keamatan penyerapan cahaya,
 I adalah keamatan cahaya yang diterima,
 I_0 adalah keamatan penyerapan,
 c adalah kepekatan molekul yang diserap (Hb or HbO_2),
 d adalah ketebalan tisu.

tempoh a.c.d adalah dikenali sebagai kepekatan optikal pada tisu dan ditulis sebagai

$$O.D. = \ln \left(\frac{I_0}{I} \right) = \epsilon \cdot c \cdot d$$

Dalam kes pulse rate meter, kepekatan optikal adalah ditentukan pada 2 jarak gelombang dari $2a(0.2)$ adalah ditentukan dengan menggunakan

$$2a(O_2) = A - B \frac{O.D. - 0.001}{O.D. - 0.001}$$

Dimana angka A dan B mestilah ditentukan secara eksperimen.

Sistem dibawah adalah dapat menentukan denyutan jantung dengan mengesan perubahan dalam volum darah mengikut sistolik. Apabila banyak darah mengalir masuk ke dalam tisu selepas setiap denyutan, karakter penyerapan pada perubahan tisu, yang mana memantul balik di $-R$.

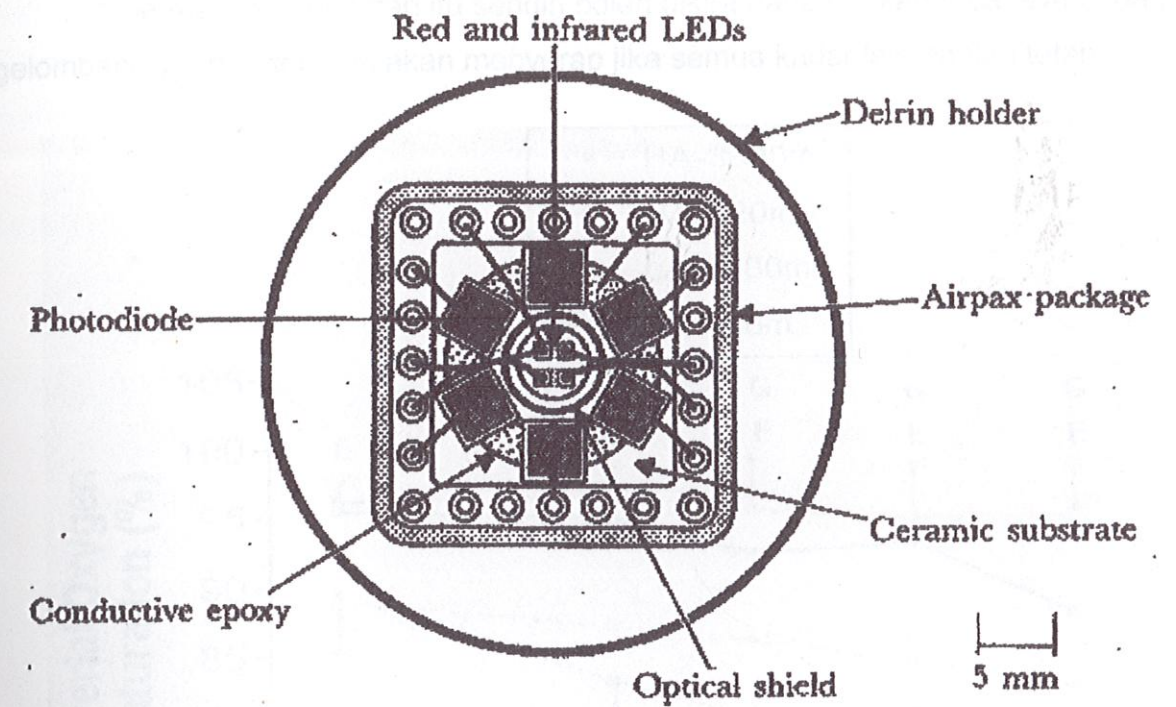
Gelombang nadi ini disebabkan oleh denyutan dengan tempoh pada volum darah arteri dan diukur dengan mengubah penyerapan optikal yang termasuk ini. Pengukuran sistem ini mengandungi sumber cahaya (infrared), satu detector (diletakkan pada penghantaran dan pemantulan balik) dan satu signal pulih, memproses dan display.

Cahaya infrared adalah dengan banyaknya digunakan sejak ia berhubung kait dengan penyerapan dalam darah dan kurang meresap dalam tisu ; volum darah berubah dan diperhatikan dengan contrast yang boleh digunakan. Memandangkan cahaya pembiasan pada tisu adalah tinggi, satu pengesan diletakkan pada permukaan kulit boleh mengukur pantulan balik dari jarak kedalaman dan pemantulan ini diserap bergantung kepada cahaya bertembung dengan lemah ataupun penyerapan tisu yang tinggi.

Sebagai contoh, jika cahaya infrared diletakkan pada permukaan kulit, ia akan menembus ke dalam tisu. Jika tisu tersebut mempunyai kandungan darah yang tinggi, maka penyerapan cahaya infrared akan lebih banyak. Ini akan menghasilkan pantulan balik yang lebih rendah. Sebaliknya, jika tisu tersebut mempunyai kandungan darah yang rendah, maka penyerapan cahaya infrared akan lebih sedikit. Ini akan menghasilkan pantulan balik yang lebih tinggi. Pantulan balik ini akan diukur oleh detector dan diproses untuk menghasilkan denyutan jantung.

Sistem dibawah adalah dapat menentukan denyutan jantung dengan mengesan perubahan dalam volum darah mengikut sistolik. Apabila banyak darah mengalir masuk ke dalam tisu selapas setiap denyutan, kerkotor penyerapan pada perubahan tisu, yang mana memantul balik di-R.

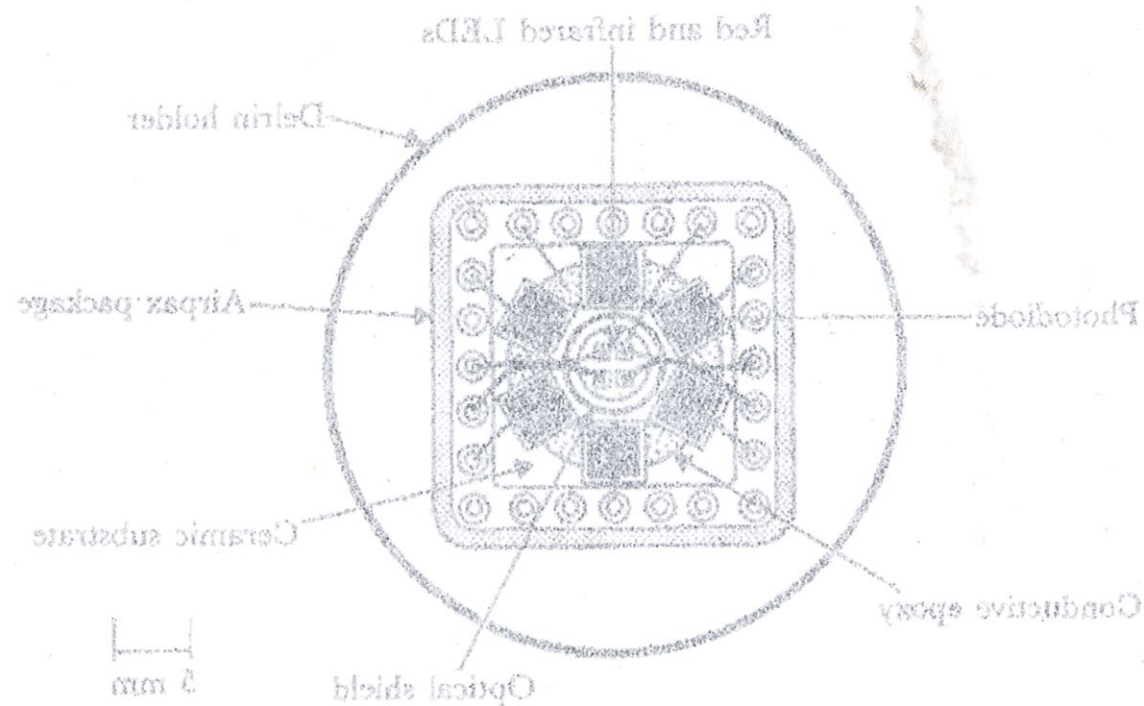
Gelombang nadi ini disebabkan oleh denyutan dengan tempo pada volum darah arteri dan diukur dengan mengubah penyerapan optikal yang termasuk ini. Pengukuran sistem ini mengandungi sumber cahaya (infrared), satu detector (diletakkan pada penghantaran dan pemantulan balik) dan satu signal pulsi, memproses dan display. Cahaya infrared adalah dengan banyaknya digunakan sejak ia berhubung kait dengan penyerapan dalam darah dan kurang meresap dalam tisu; volum darah berubah dan diperhatikan dengan contrast yang boleh digunakan. Memandangkan cahaya pemisahan pada tisu adalah tinggi, satu pengesan diletakkan pada permukaan kulit boleh mengukur pantulan balik dan jarak kedalaman dan pemantulan ini diserap bergantung kepada cahaya berhubung dengan tisu atau penyerapan tisu yang tinggi.



Rajah 4.9

Rajah penyerapan optikal

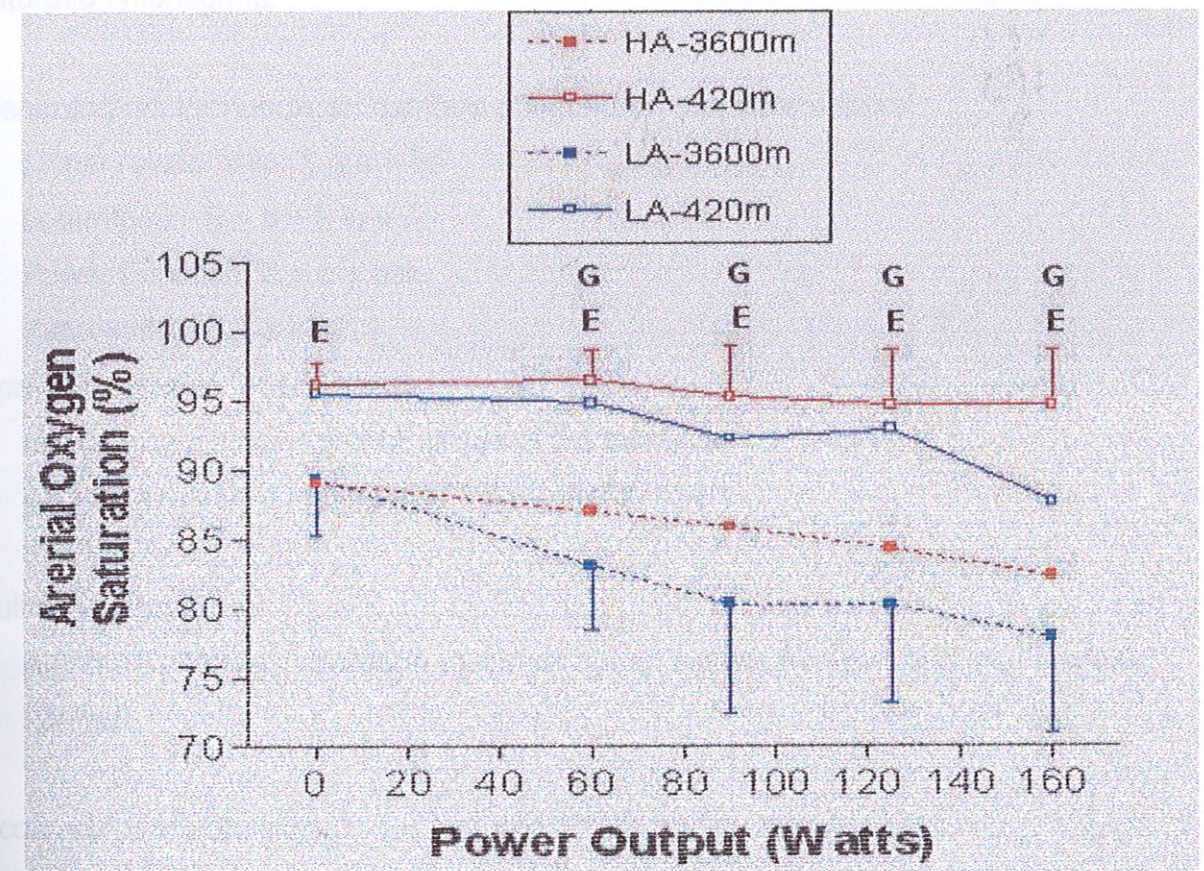
Sebarang perubahan dalam volum darah akan dikesan oleh pengesanan pada permukaan kulit menambah (atau mengurangkan) volum akan menyebabkan lebih (atau kurang) penyerapan. Kesannya akan ditentukan oleh vena dan arteri. Dalam kehilangan sebarang perubahan volum darah, tahap signal akan ditentukan oleh jenis tisu, peletakkan probe, kandungan volum darah yang static dan keadaan geometry dan sensitivity sensor itu sendiri. Kebanyakan factor ini tidak boleh ditentukan dengan pengukuran bebas dan akan membezakan diantara pembuat dan individu.



Rajah 4.9
Rajah penyerapan optikal

Sebarang perubahan dalam volum darah akan dikesan oleh pengesanan pada permukaan kulit manakala (atau mengurangkan) volum akan menyebabkan lebih (atau kurang) penyerapan. Kesannya akan ditentukan oleh vena dan arteri. Dalam kebanyakan kes, perubahan volum darah, terutamanya signal akan ditentukan oleh jenis tisu, pelepasan probe, kandungan volum darah yang static dan keadaan geometri dan sensitiviti sensor itu sendiri. Kebanyakan faktor ini tidak boleh ditentukan dengan pengesanan pada dan akan membezakan diantara pembuat dan individu.

Ia bermakna kepekatan itu sendiri boleh dikira daripada kadar cahaya pada jarak gelombang yang tertentu ia akan menyerap jika semua kadar lain adalah tetap.

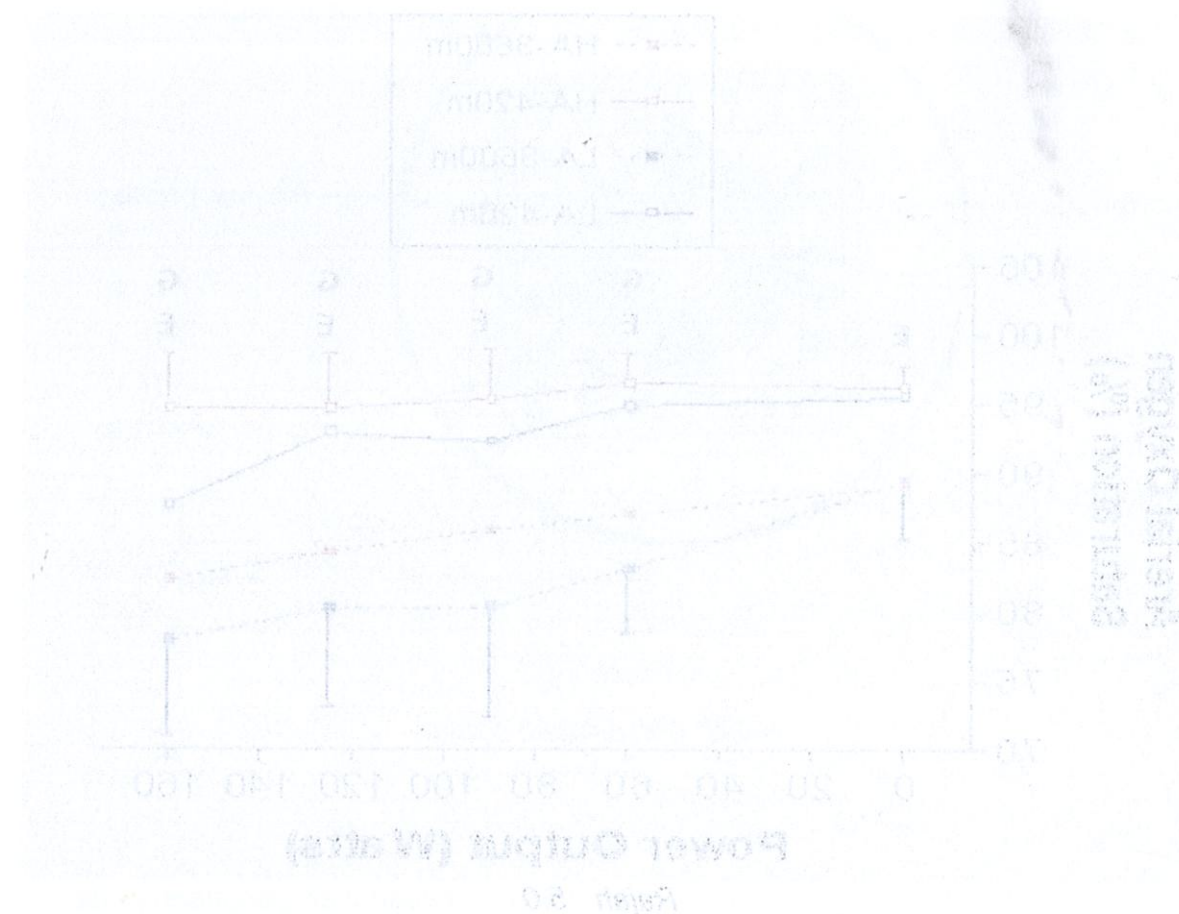


Rajah 5.0

Rajah pengiraan kandungan oksigen dengan penggunaan bekalan kuasa

Jika 2 keadaan sendiri menyerap spectra adalah dalam solution, kepekatan boleh ditentukan daripada purata penyerapan cahaya pada 2 jarak gelombang yang berbeza. Hb menyerap kurang cahaya jarak gelombang 940nm (infrared light) daripada O₂Hb, tetapi menyerap lebih cahaya jarak gelombang 660nm (red light)- dimana oxygenated (arteri) darah muncul redder daripada deoxygenated (vena) darah. Nyatanya, semua keempat-empat hemoglobin mempunyai spectra penyerapan yang mana berbeza daripada yang

la bentuk kepekatan ini sendiri boleh diukur dengan kadar cahaya satu jarak gelombang yang tertentu ia akan mempunyai jika suatu kadar lain adalah tetap



Light beam is used to measure the concentration of oxygen in the blood. The light beam is directed through the blood and the amount of light that is absorbed is measured. The amount of light absorbed is proportional to the concentration of oxygen in the blood. The light beam is directed through the blood and the amount of light that is absorbed is measured. The amount of light absorbed is proportional to the concentration of oxygen in the blood.

lain dengan menggunakan empat jarak gelombang cahaya yang berbeza dapat mengira kandungan oksigen dalam hemoglobin. Ini adalah cara yang digunakan bagi invasive saturation monitoring.

Menerangkan perhubungan diantara pengukuran dan sistem fizikal ;

Linear relationship: $S = a + bs$

Logarithmic: $S = a + b \ln s$

Power Function: $S = a + bsk$

Exponential: $S = a e^{ks}$

Span (or dynamic range):

Min and max measurement values of the stimulus.

Usually expressed in decibels: $1 \text{ dB} = 20 \log s_2/s_1$

Full Scale Output

Algebraic difference between electrical output signals with min and max stimulus applied.

Accuracy (or inaccuracy)

Difference between sensor reading and some "ideal" value (i.e. "gold standard").

Error could be due to numerous possibilities: transfer function approximations, material variations, manufacturing tolerances, design errors, etc.

Dynamic (vs. Static)

Calibration Error

Errors tolerated by manufacturer during calibration process.

Hysteresis

Deviation in sensor response to input signal when approached from opposite directions.

lain dengan menggunakan empat jarak gelombang cahaya yang berbeda dapat mengukur kandungan oksigen dalam hemoglobin. Ini adalah cara yang digunakan bagi invasive saturation monitoring.

Menerangkan hubungan diantara pengukuran dan sistem fisik:

Linear relationship: $S = a + bI$

Logarithmic: $S = a + b \ln I$

Power Function: $S = a + bI^k$

Exponential: $S = a e^{bI}$

Span (or dynamic range):

Min and max measurement values of the stimulus.

Usually expressed in decibels: $1 \text{ dB} = 20 \log (S_2/S_1)$

Full Scale Output

Algebraic difference between electrical output signal with min and max stimulus applied.

Accuracy (or inaccuracy):

Difference between sensor reading and some "ideal" value (i.e. "gold standard").

Error could be due to numerous possibilities: transfer function approximations, material

variations, manufacturing tolerances, design errors, etc.

Calibration Error

Errors tolerated by manufacturer during calibration process.

Hysteresis

Deviation in sensor response to input signal when approached from opposite

directions

Non-linearity

Deviations caused by assumption of linear response behavior.

Saturation

Operation limits of the sensor where it becomes unresponsive to the input stimulus.

Repeatability (or reproducibility)

Error caused by inability of the sensor to reproduce similar outputs under identical conditions.

Resolution

Smallest increments of stimulus detectable by sensor.

Signal Distortion

Output impedance, Z_{out} , of a sensor is important to prevent signal distortion by circuitry.

For voltage generating sensors, low Z_{out} is preferable with high Z_{in} for circuitry (usually buffer ccts used).

Dynamic (vs. Static) Characteristics

Dynamic Error: Time response of sensor to stimulus

Warm-up Time: Sensors usually have to go through a warm-up period before they can perform to specified accuracy.

Frequency Response: How fast a sensor can respond to a dynamic change in the input stimulus.

Time Constant (τ): Measure of sensor's "inertia"; time for sensor to reach 63% of final steady-state value. $2\tau = 86.5\%$; $3\tau = 95\%$.

Dynamic (vs. Static) Characteristics

Cutoff Frequency (upper & lower): related to response time of sensor to changing stimulus.

Phase Shift: At specified frequency, defines how the output signal lags the input signal (in degrees or radians).

Resonant (natural) Frequency: Frequency at which system reaches resonance.

Damping: Overdamped vs. Critically vs. Underdamped.

Sensor Performance: Other Factors

Environmental Conditions

Temperature

Humidity

Lighting

Reliability

Ability of sensor to perform to specifications under specified conditions for stated period.

Mean-time-between-failure (MTBF)

Pressure

Gravity

Others

Potentiometer: Resistive Sensor

Basic principle: $R = r \cdot L / A$ (1)

r = resistivity; A = cross sectional area; L = length

Time Constant (τ): Measure of sensor's "inertia", time for sensor to reach 63% of final steady-state value. $\tau = RC$ for RC; $\tau = L/R$ for RL; $\tau = 1/\omega_n$ for second order.

Dynamic (vs. Static) Characteristics
Cutoff Frequency (upper & lower): related to response time of sensor to changing stimulus.
Phase Shift: At specified frequency, defines how the output signal lags the input signal (in degrees or radians).
Resonant (natural) Frequency: Frequency at which system reaches resonance.
Damping: Overdamped vs. Critically vs. Underdamped.

Sensor Performance: Other Factors
Environmental Conditions

Temperature
Humidity
Lighting
Reliability

Ability of sensor to perform to specifications under specified conditions for stated period.

Mean-time-between-failure (MTBF)

Pressure
Gravity
Others

Potentiometer: Resistive Sensor

Basic principle: $R = \rho L / A$ (ρ)

Signal = I ; A = cross sectional area; L = length; ρ = resistivity

Other Sensors: Strain Gages

Strain Gages

Basic principle: $R = \rho L / A$

$dR = \rho(dL)/A - \rho L(dA)/A^2 + L(d\rho)/A$

$DR/R = DL/L - DA/A + D\rho/\rho$

Substituting Poisson Ratio:

Poisson Ratio (m): $DD/D = -m DL/L$ (D =diameter; L =length)

$DR/R = (1 + 2m) DL/L$ (dimensional) + $D\rho/\rho$ (piezoresistive)

Gage Factor:

$G = (DR/R) / (DL/L)$

$= (1 + 2m) + (D\rho/\rho) / (DL/L)$

Other circuits: Wheatstone Bridge

Ideal for measuring small changes in resistance (i.e. strain gage)

When balanced, $Dvo = 0$ when $R1/R2 = R4/R3$ (HW#2.1)

If $R1=R2=R3=R4=R0$, bridge is balanced;

If $R0 \ll Ri$ and $R1, R3$ increase by DR while $R2, R4$ decrease by DR , then

$Dvo = (DR vi) / R0$ (HW#2.2)

Rx : loading of circuit $\sim 10 \times R0$

$Ry \sim 25 \times R0$

Other Sensors: Inductive

Used to measure displacement by varying coil parameters

$L = n^2 Gm$ (2)

Ex. Linear variable differential transformer (LVDT)-measures displacement (fig c)

Self-inductance Mutual inductance Differential

n = # turns of coil

G = geometric form factor

m = effective permeability

Other Sensors: Capacitive

Principle: Capacitance between two parallel plates of area A separated by x is:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r A/x$$

ϵ_0 = dielectric const of free space

ϵ_r = dielectric constant of insulator

A = area of plates

x = distance separating 2 plates

Other Sensors: Piezoelectric

Piezoelectric materials (BaTi, polyvinylidene fluoride (PVDF)) generate electric potential when experiencing mechanical stress (& vice versa)

$$q (= \text{charge}) = k f \text{ where } k = \text{piezoelectric const} \ \& \ f = \text{force}$$

$$\text{Voltage: } V = q/C = kf / C$$

Cahaya beam yang melalui tisu kepada photodetector. Dalam masa melalui kepada tisu, sesetengah cahaya diserap oleh darah dan tisu lembut bergantung kepada kepekatan dan kandungan hemoglobin. Jumlah kadar penyerapan cahaya pada setiap frekuensi bergantung kepada tahap kandungan oksigen dalam hemoglobin diantara dan dalam tisu.

Mikroprosessor boleh memilih penyerapan pada pulsatile fraction dalam darah, contohnya yang mana kerana darah arterial, daripada penyerapan tetap kepada non pulsatile vena atau darah kapilari dan tisu lain. Kebanyakan mikroprosessor kini telah

Dengan cara ini, kesan gangguan disebabkan pergerakan atau gangguan electromagnetic boleh dihapuskan memandangkan ia bukanlah sama fasa dengan 2 signal LED semasa ia bergabung. Kandungan oksigen akan dikira dengan jumlah kitaran LED diantara signal nadi yang didapati dan purata yang keluar bersamaan dengan masa bergantung kepada monitor. Daripada nisbah penyerapan cahaya pada setiap frekuensi cahaya, mikroprosesor mengira nisbah kedua-dua itu.

45.

x = distance separating 2 plates
 A = area of plates
 ϵ = dielectric constant of insulator
 ϵ_0 = dielectric const of free space
 $C = \frac{Q}{V} = \frac{Q}{\frac{Q}{\epsilon A x}} = \epsilon \frac{A}{x}$

Other Sensors: Capacitive

BAB 5 LITAR PULSE RATE METER

Litar pulse oximeter ini terbahagi kepada 2 bahagian yang penting iaitu :-

- Analogue & Digital
- Sensor

5.1 ANALOG DAN DIGITAL

Seperti yang telah ditunjukkan dalam litar, pulse oximeter ini mengandungi bahagian pertama yang merangkumi bahagian analog dan digital. Ia jelas menunjukkan kedua-dua bahagian ini mempunyai IC yang berlainan. Bahagian analog mempunyai fungsi sebagai amplifier dan ia juga berfungsi sebagai pemproses signal yang datang dari sensor.

Bahagian digital pula berkaitan dengan pengiraan dan display.

Signal Distortion

Output impedance, Z_{out} , of a sensor is important to prevent signal distortion by circuitry.

For voltage generating sensors, low Z_{out} is preferable with high Z_{in} for circuitry (usually buffer ccts used).

Sensor Performance: Other Factors

Environmental Conditions

- Temperature
- Humidity
- Lighting

BAB 6 LITAR PULSE RATE METER

Litar pulse oximeter ini terbahagi kepada 2 bahagian yang penting iaitu:

- Analogue & Digital
- Sensor

6.1 ANALOG DAN DIGITAL

Sebelum yang telah ditunjukkan dalam litar, pulse oximeter ini menggunakan bahagian pertama yang merangkumi bahagian analog dan digital. Ia jelas menunjukkan kedua-dua bahagian ini mempunyai IC yang berbeza. Bahagian analog mempunyai fungsi sebagai amplifier dan ia juga berfungsi sebagai pemroses signal yang datang dari sensor. Bahagian digital pula berkaitan dengan pengiraan dan display.

Signal Distortion

Output impedance, Z_{out} , of a sensor is important to prevent signal

distortion by circuitry.

For voltage generating sensors, low Z_{out} is preferable with high Z_{in} for

circuitry (usually buffer cots used).

Sensor Performance: Other Factors

Environmental Conditions

Temperature

Humidity

Lighting

Reliability

Ability of sensor to perform to specifications under specified conditions for stated period.

Mean-time-between-failure (MTBF)

Pressure

Gravity

Others

Potentiometer: Resistive Sensor

Basic principle: $R = r \cdot L / A$ (1)

r = resistivity; A = cross sectional area; L = length

Other Sensors: Strain Gages

Strain Gages

Basic principle: $R = r \cdot L / A$

$dR = r(dL)/A - rL(dA)/A^2 + L(dr)/A$

$DR/R = DL/L - DA/A + D r/r$

Substituting Poisson Ratio:

Poisson Ratio (m): $DD/D = -m DL/L$ (D =diameter; L =length)

$DR/R = (1 + 2m) DL/L$ (dimensional) + $D r/r$ (piezoresistive)

Gage Factor:

$G = (DR/R) / (DL/L)$

$= (1 + 2m) + (D r/r) / (DL/L)$

Reliability
Ability of sensor to perform to specifications under specified conditions for stated period
Mean-time-between-failure (MTBF)
Pressure
Gravity
Others

Potentiometer Resistor Sensor

Basic principle: $R = \rho L / A$ (1)
 ρ = resistivity, A = cross sectional area, L = length

Other Sensors: Strain Gages

Strain Gages

Basic principle: $R = \rho L / A$
 $\Delta R = \rho \Delta L / A - L \rho \Delta A / A^2 + L \rho \Delta A / A$
 $\Delta R / R = \Delta L / L - \Delta A / A + \Delta A / A$
Substituting Poisson Ratio
Poisson Ratio (m): $\Delta A / A = -m \Delta L / L$ (D=diameter, L=length)
 $\Delta R / R = (1 + 2m) \Delta L / L$ (dimensional) + $\Delta \rho / \rho$ (piezoresistive)

Gage Factor:

$$G = (\Delta R / R) / (\Delta L / L)$$

$$= (1 + 2m) + (\Delta \rho / \rho) / (\Delta L / L)$$

Other Sensors: Inductive

Used to measure displacement by varying coil parameters

$$L = n^2 G \mu$$

Ex. Linear variable differential transformer (LVDT)-measures displacement (fig c)

Self- inductance Mutual inductance Differential

n = # turns of coil

G = geometric form factor

μ = effective permeability

Other Sensors: Piezoelectric

Piezoelectric materials (BaTi, polyvinylidene fluoride (PVDF)) generate electric potential when experiencing mechanical stress (& vice versa)

$$q (= \text{charge}) = k f \text{ where } k = \text{piezoelectric const} \ \& \ f = \text{force}$$

$$\text{Voltage: } V = q / C = k f / C$$

Sebarang perubahan dalam volum darah akan dikesan oleh pengesan pada permukaan kulit menambah (atau mengurangkan) volum akan menyebabkan lebih (atau kurang) penyerapan. Kesannya akan ditentukan oleh vena dan arteri. Dalam kehilangan sebarang perubahan volum darah, tahap signal akan ditentukan oleh jenis tisu, peletakkan probe, kandungan volum darah yang static dan keadaan geometry dan sensitivity sensor itu sendiri.

Kebanyakan factor ini tidak boleh ditentukan dengan pengukuran bebas dan akan membezakan diantara pembuat dan individu. Sistem dibawah adalah dapat menentukan denyutan jantung dengan mengesan perubahan dalam volum darah mengikut sistolik. Apabila banyak darah mengalir masuk ke dalam tisu selepas setiap denyutan, karakter penyerapan pada perubahan tisu, yang mana memantul balik di -R.

Gelombang nadi ini disebabkan oleh denyutan dengan tempoh pada volum darah arteri dan diukur dengan mengubah penyerapan optikal yang termasuk ini. Pengukuran sistem ini mengandungi sumber cahaya (infrared), satu detector (diletakkan pada penghantaran dan pemantulan balik) dan satu signal pulih, memproses dan display.

Cahaya infrared adalah dengan banyaknya digunakan sejak ia berhubung kait dengan penyerapan dalam darah dan kurang meresap dalam tisu; volum darah berubah dan diperhatikan dengan contrast yang boleh digunakan. Memandangkan cahaya pembiasan pada tisu adalah tinggi, satu pengesan diletakkan pada permukaan kulit boleh mengukur pantulan balik dari jarak kedalaman dan pemantulan ini diserap bergantung kepada cahaya bertembung dengan lemah ataupun penyerapan tisu yang tinggi.

Sebatang perubahan dalam volum darah akan dikenali oleh pengesanan pada permukaan kulit manakala (atau mengurangkan) volum akan menyebarkan lebih (atau kurang) penyerapan. Kesannya akan dikenali oleh vena dan arteri. Dalam kehilangan sebarang perubahan volum darah, isyarat akan ditentukan oleh jenis tisu, saiz, keadaan probe, kandungan volum darah yang statis dan keadaan geometri dan sensitivity sensor itu sendiri.

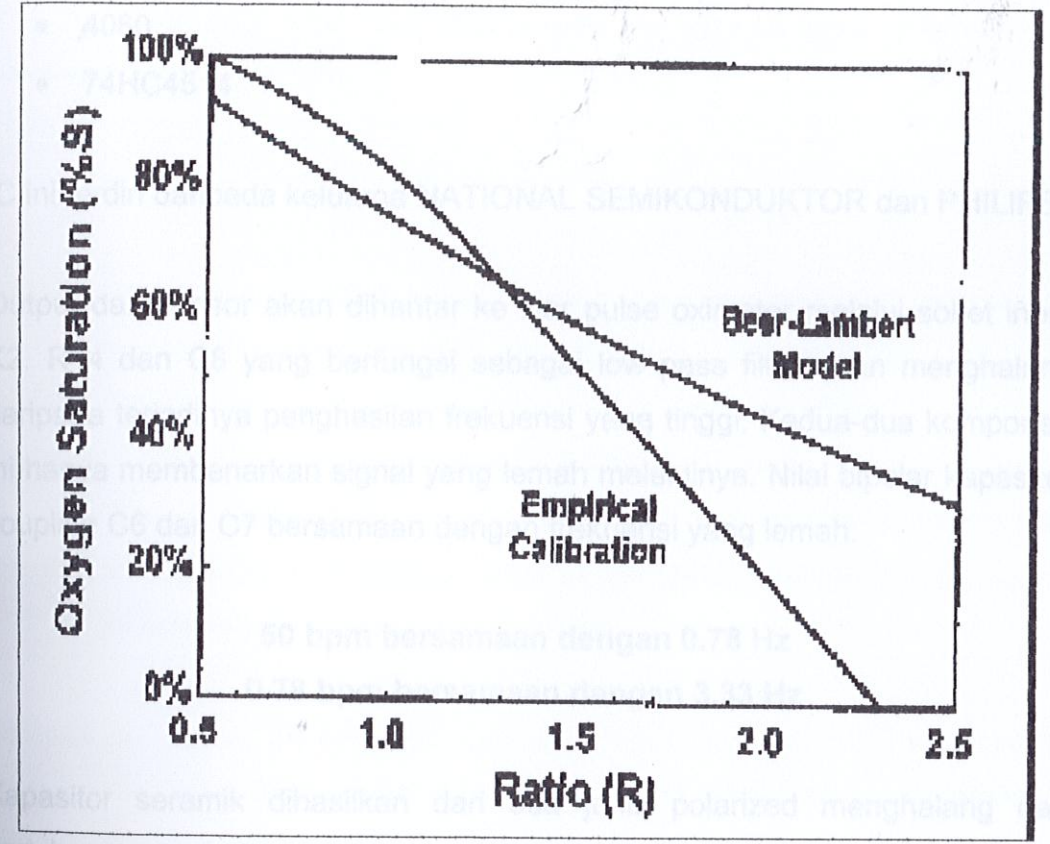
Kebanyakan factor ini tidak boleh ditentukan dengan pengesanan bebas dan akan membezakan diantara pemutus dan individu. Sistem di bawah adalah dapat menentukan denyutan jantung dengan mengesan perubahan dalam volum darah melalui statistik. Apabila banyak darah mengalir masuk ke dalam tisu selepas setiap denyutan, karakter penyerapan pada perubahan tisu, yang mana memantulkan balik di -R.

Gelombang nadi ini disebabkan oleh denyutan dengan tomboh pada volum darah arteri dan dikur dengan perubahan penyerapan optikal yang termasuk ini. Pengukuran sistem ini menggunakan sumber cahaya (infrared) satu detector (diletakkan pada penghantaran dan pemantulan balik) dan satu signal pulsi, memproses dan display.

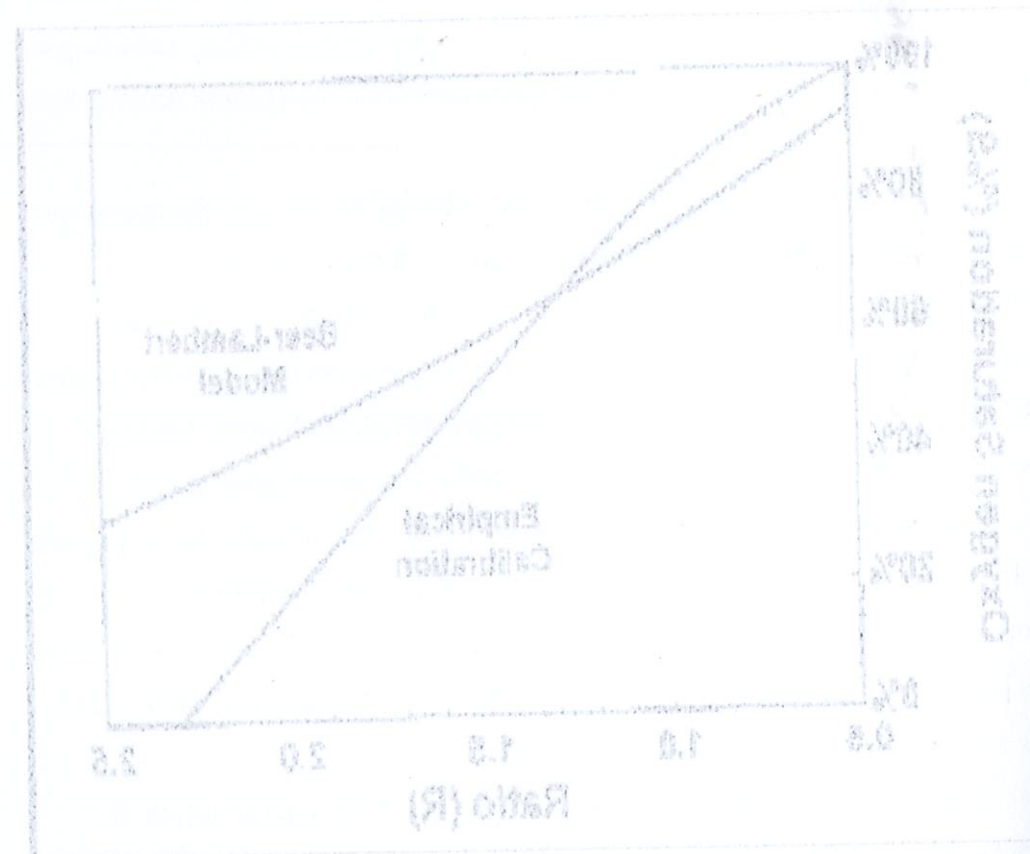
Cahaya infrared adalah dengan banyaknya digunakan sejak ia berhubung kait dengan penyerapan dalam darah dan kurang meresap dalam tisu. Volum darah berubah dan diperhatikan dengan contrast yang boleh digunakan. Membandingkan cahaya pemisahan pada tisu adalah tinggi, satu pengesanan diletakkan pada permukaan kulit boleh mengukur pantulan balik dan jarak kedalaman dan pemantulan ini diserap bergantung kepada cahaya berhubung dengan lemah ataupun penyerapan tisu yang tinggi.

Contoh 10: Untuk setiap perubahan dalam keadaan fisiologi, 10% perubahan

4538



RAJAH KANDUNGAN OKSIGEN MENGGUNAKAN BEER LAMBERT MODEL



Contoh IC yang digunakan dalam bahagian analog dan digital ini ialah:-

- LM324
- 4528
- 4060
- 74HC4514

IC ini terdiri daripada keluarga NATIONAL SEMIKONDUKTOR dan PHILIPS

Output dari sensor akan dihantar ke litar pulse oximeter melalui soket input K2. R14 dan C8 yang berfungsi sebagai low pass filter akan menghalang daripada terjadinya penghasilan frekuensi yang tinggi. Kedua-dua komponen ini hanya membenarkan signal yang lemah melaluinya. Nilai bipolar kapasitor coupling C6 dan C7 bersamaan dengan frekuensi yang lemah.

50 bpm bersamaan dengan 0.78 Hz

0.78 bpm bersamaan dengan 3.33 Hz

Kapasitor seramik dihasilkan dari dua jenis polarized menghalang dari berlakunya pengaliran arus terus. Dimana ia tidak bergantung samaada sensor telah disambungkan ataupun tidak. Ia juga mengesan spurious light atau gelombang palsu dari Ic 1a.

Ic 1a ialah yang bertindak sebagai op-amp (linear amplifier x 200). Rangkaian R11 dan C5 bergabung untuk low pass filter yang lebih rendah nilainya. (nilai cut-off frequency ialah 15 Hz).

Contoh IC yang digunakan dalam bahagian analog dan digital ini ialah:-

- LM324
- 4558
- 4060
- 74HC04

IC ini terdiri daripada keluarga NATIONAL SEMIKONDUKTOR dan PHILIPS

Output dari sensor akan dihanjurkan ke liter pulse oximeter melalui soket input K2. R14 dan C8 yang berfungsi sebagai low pass filter akan menghalang daripada terdapatnya penghasilan frekuensi yang tinggi. Kedua-dua komponen ini hanya membenarkan signal yang lemah melaluinya. Nilai bipolar kapasitor coupling C8 dan C7 bersamaan dengan frekuensi yang lemah.

60 bpm bersamaan dengan 0.78 Hz
0.78 bpm bersamaan dengan 0.013 Hz

Kapasitor seramik diresiskan dan dua jenis polarized menghalang baharunya pengaliran arus terus. Dimana ia tidak bergantung samada sensor telah disambungkan ataupun tidak ia juga mengesan spontaneous light atau gelombang palsu dari IC 1a.

IC 1a ialah yang bertindak sebagai op-amp (linear amplifier x 200). Rangkaian R11 dan C8 berfungsi untuk low pass filter yang lebih rendah nilainya (nilai cut-off frequency ialah 15 Hz).

Output bagi IC1a ialah signal yang mempunyai bentuk seperti gelombang sinus dalam bentuk pulsating atau sebenar dengan sedikit hinggar. Signal ini akan ditukarkan kepada signal sinus yang tiada hinggar dalam bentuk segiempat tepat. Ini dilakukan oleh IC1d yang bertindak sebagai comparator. Nilai threshold bagi level ini disetkan oleh P2 kepada level yang diantara amplitude gelombang sinus.

Setting oleh preset ini, tidak kritikal kerana input inverting oleh monostable multivibrator analog adalah positive dan mempunyai nilai negative kecil.

Walaupun begitu, output monostable ini adalah rendah dan C3 masih belum di cas. Dengan kemasukan signal, output bagi monostable akan menjadi tinggi di setiap input comparator. Ia akan berkekalan dalam bentuk output yang tinggi sehingga C3 dicaskan melalui R6.

Selepas itu, dalam 20 ms nilai potensi di input non-inverting bagi op-amp jatuh ke nilai yang lebih rendah daripada inverting input. Dimana monostable akan mengubah nilainya kepada output yang rendah.

Pulse yang mempunyai tempoh 20ms dapat dilihat oleh D14 iaitu LED yang berwarna hijau.

R3 dan R4 bertindak sebagai Potential Divider yang akan mengurangkan nilai 9v kepada nilai yang separuh daripadanya iaitu 4.5v. Supply ini (4.5v) akan dibuffered dan akan digunakan sebagai rujukan oleh monostable.

Disebabkan oleh pengurangan ini, voltan dari regulator akan jatuh sehingga mempunyai nilai 6v.

Berikutan dengan perubahan di bahagian analog, supply lini kepada bahagian digital akan di tetapkan kepada 4.5v. Walaupun Ic CMOS boleh berfungsi dengan voltan kemasukan 3-15v, frekuensi osilator yang ditentukan oleh R – C1- P1, bergantung kepada takat supply line.

Oleh itu, supply dapat distabilkan kepada 4.2-4.5v dengan kehadiran pressetable regulator IC5. IC ini digunakan kerana ia mempunyai harga yang rendah dan dapat berfungsi dengan voltan yang serendah 6V.

Pulse oximeter ini menggunakan arus dalam lingkungan 15mA. Ini membenarkan penggunaan bateri 9v jika menggunakan battery. Jika menggunakan battery, lebih baik untuk menggunakan bateri yang dapat dicaskan melalui 12V adaptor dimana ia akan dicaskan melalui R23.

Level voltage diantara output monostable dan IC2B mestilah dikurangkan daripada 6-9v kepada 3-5V dan ia akan terjadi disebabkan oleh pembahagi voltan R16 dan R17.

Setiap denyut emanating daripada monostable trigger dari bahagian analog iaitu IC2b, dimana outputnya digunakan sebagai strobe pulse yang akan dihantar kepada decoder IC4.

Strobe pulse ini akan kemudiannya triggers monostable IC2a buat kali kedua. Output pada tahap ini, $1\mu s$ denyut, digunakan untuk meresetkan counter IC3 kepada 0.

Oscillator dalam IC3 akan setkan masa counter kepada nilai yang hampir kepada 850 Hz. Lebih lama masa interval diantara dua degupan jantung, lebih tinggi counter state.

Frekuensi oscillator disetkan begitu supaya jarak degupan jantung yang paling rendah digunakan oleh counter (CT6-9) dan tidak overflow.

IC4 yang berfungsi sebagai decoder mempunyai 4 input yang akan menjadi transparent apabila strobe pulse capai pin 1.

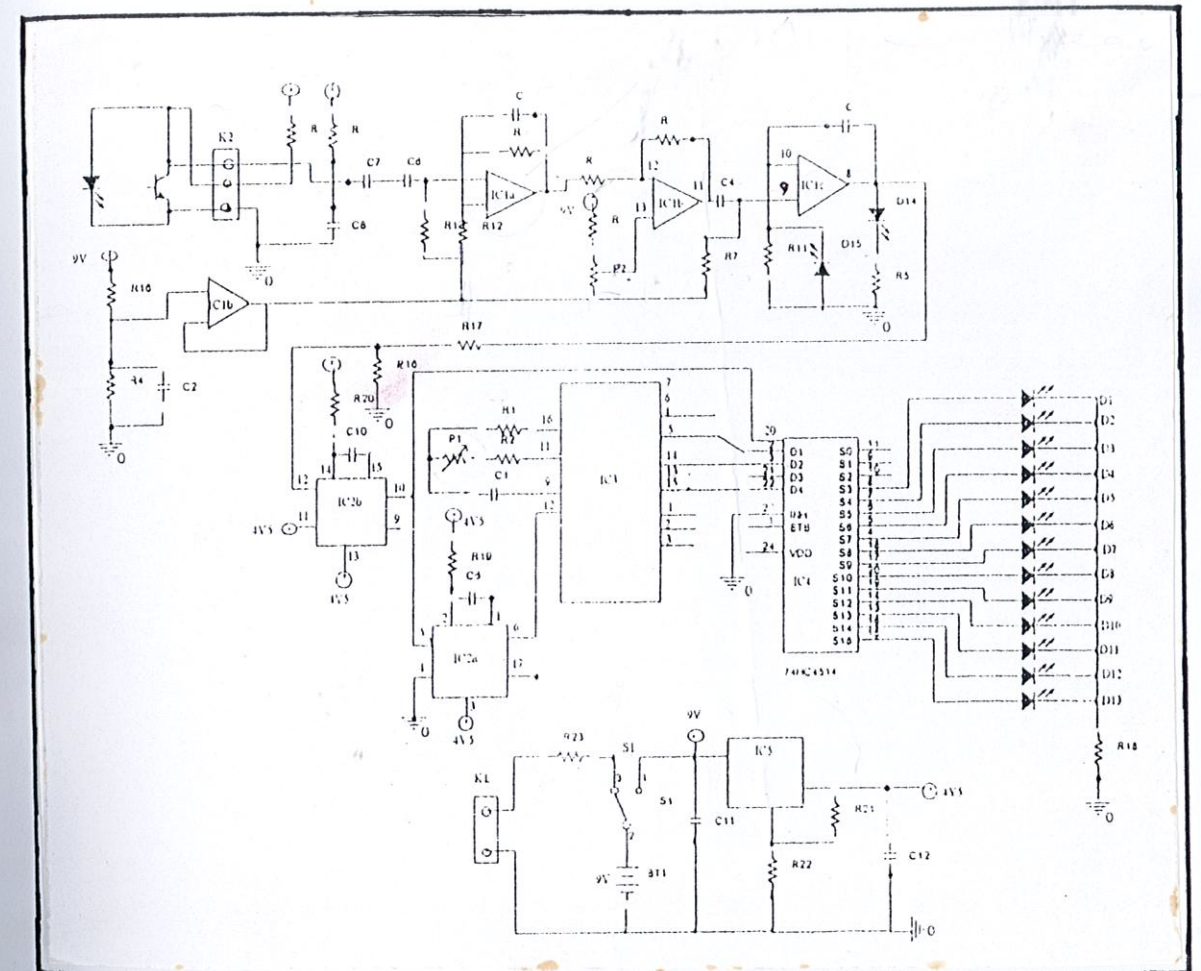
LEVI
GAMBARAN JAR PULSE OXIMETER

Strobe pulse ini akan kemudiannya trigger monostable IC2a pada kali kedua. Output pada tahap ini, ia s denyut, digunakan untuk menetapkan counter IC3 kepada 0.

Oscillator dalam IC3 akan setkan masa counter kepada nilai yang hampir kepada 850 Hz. Lebih lama masa interval diantara dua degupan jantung, lebih tinggi counter state.

Frekuenasi oscillator disetkan dengan supaya jarak degupan jantung yang paling rendah digunakan oleh counter (CT0-8) dan tidak overflow.

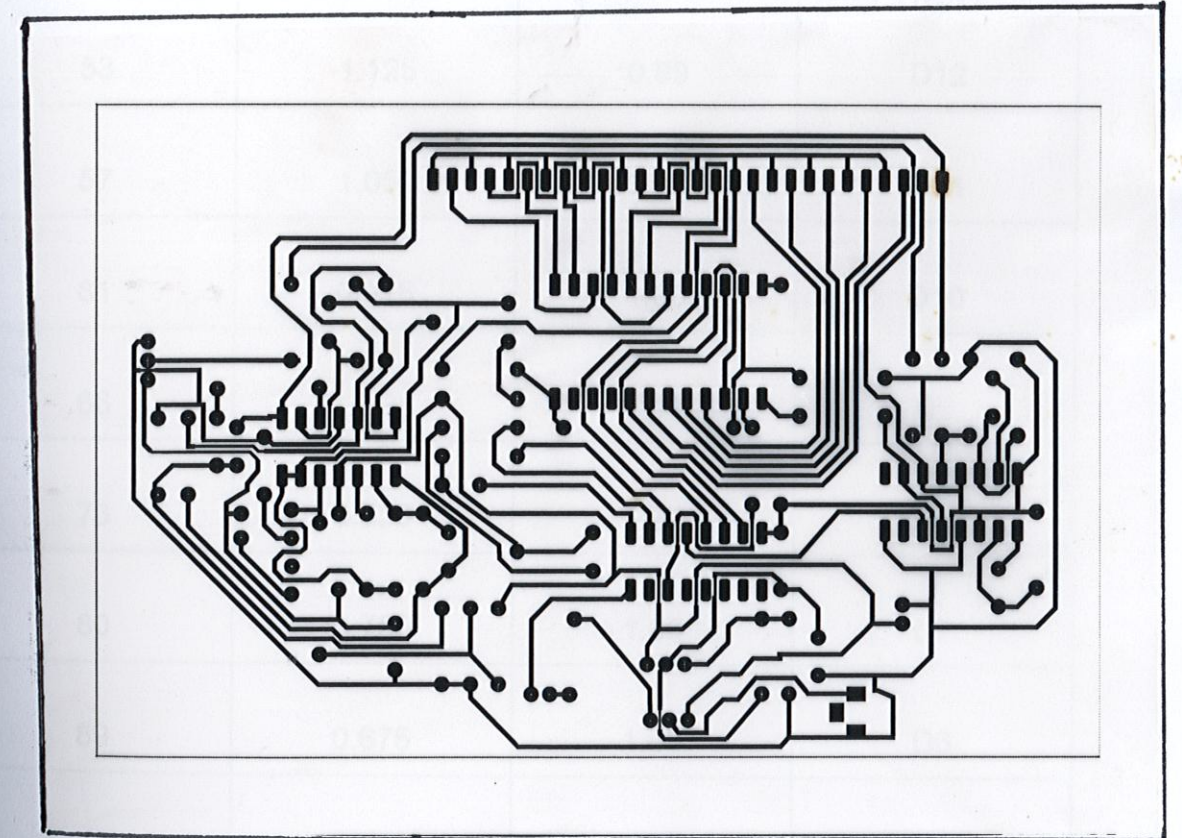
IC4 yang berfungsi sebagai decoder mempunyai 4 input yang akan menjadi transparent apabila strobe pulse capai pin 1.



Litar 1
GAMBARAJAH LITAR PULSE OXIMETER



Litar 1
GAMBARAJAH LITAR PULSE OXIMETER



Litar 2
GAMBARAJAH LITAR PCB PULSE OXIMETER



GAMBAR 3.1.1 RANGKAIAN LITAR PCB PULSE OXIMETER

KADAR PULSE RATE

bpm	Saat	Hz	LED
50	1.28	0.78	D13
53	1.125	0.89	D12
57	1.050	0.95	D11
61	0.975	1.03	D10
66	0.9	1.11	D9
73	0.825	1.21	D8
80	0.750	1.33	D7
89	0.675	1.48	D6
100	0.6	1.67	D5
124	0.525	1.91	D4
133	0.450	2.22	D3
160	0.375	2.67	D2
200	0.3	3.33	D1

KADAR PULSE RATE

LED	Hz	8000	bpm
D13	0.78	1.58	00
D12	0.88	1.128	88
D11	0.98	1.080	78
D10	1.08	0.818	68
D9	1.18	0.8	58
D8	1.28	0.858	48
D7	1.38	0.780	38
D6	1.48	0.878	28
D5	1.58	0.8	18
D4	1.68	0.858	8
D3	1.78	0.880	0
D2	1.88	0.878	0
D1	1.98	0.8	0

SIMBOL-SIMBOL YANG DIGUNAKAN

SIMBOL	KETERANGAN
mm	Millimeter
V	Voltage
Bpm	Beats per minute
IR	Infra red
VHF	Very High Frekuensi
ECG	Electrocardiogram
R	Resistor
C	Capasitor
D	Diode
P	Preset
K	Socket
S	Single pole change over switch
Hz	Frekuencies unit (hertz)
Nf	Capasitive unit (nano farad)
KΩ	Resistor unit (kilo ohm)
PCB	Printed circuit board
DVM	Digital volt meter
CNY70	Telefunken or phototransistor

SIMBOL-SIMBOL YANG DIGUNAKAN

KETERANGAN	SIMBOL
Millimeter	mm
Voltage	V
Beats per minute	Bpm
Infrared	IR
Very High Frequency	VHF
Electrocardiogram	ECG
Resistor	R
Capacitor	C
Diode	D
Pre-set	P
Socket	K
Single pole change over switch	S
Frequency unit (hertz)	Hz
Capacitive unit (nano farad)	nF
Resistor unit (kilo ohm)	K Ω
Printed circuit board	PCB
Digital volt meter	DVM
Phototransistor or photodiode	ONYTO

5.2 SENSOR

Pulse rate meter mengambil kesempatan yaitu, hemoglobin mempunyai karakter penyerapan cahaya yang berbeda pada jarak gelombang yang berbeda. 2 spektra interest pada jarak gelombang isobectis of $\lambda = 805 \text{ nm}$, dimana penyerapan adalah bebas pada kandungan oksigen. Penyerapan yang diukur pada frekuensi ini digunakan sebagai bacaan rujukan. 2 spektra bergabung dengan baik pada $\lambda = 660 \text{ nm}$, yang digunakan sebagai point pengukuran. Unit yang lain biasanya menggunakan $\lambda = 660 \text{ nm}$ pengukuran dan $\lambda = 910 \text{ nm}$ sebagai rujukan karena pilihan yang tepat.

Sensor terdiri daripada 2 LED yaitu satu LED biasa yang berwarna merah dan satu phototransistor yang berwarna hijau.

LED yang berwarna merah ini akan memancarkan cahaya dan LED yang berwarna hijau akan menerima cahaya dan menghantar kepada litar (IC1) dalam bentuk analog.

Untuk memastikan kefahaman sensor yang lebih senang, sensor yang ringkas telah dihasilkan tanpa menggunakan casing plastic.

Berikut adalah cara yang digunakan untuk menghasilkan sensor yang digunakan:-

- Sensor yang digunakan dalam pulsimeter ini tidak digunakan atau dijual dalam pasaran.
- Oleh itu sensor mestilah dibuat dengan sendiri.

5.2 SENSOR

Pada meter mengambil kesempatan jalur, homogenitas mempunyai faktor penyerapan cahaya yang berbeda pada jarak gelombang yang berbeda. 2 spektra intensitas pada jarak gelombang isobatis of $\lambda = 605 \text{ nm}$, dimana penyerapan adalah bebas pada kandungan oksigen. Penyerapan yang dikur pada frekuensi ini digunakan sebagai bacaan rujukan. 2 spektra gelombang dengan baik pada $\lambda = 660 \text{ nm}$, yang digunakan sebagai point pengukuran. Unit yang lain biasanya menggunakan $\lambda = 660 \text{ nm}$ pengukuran dan $\lambda = 910 \text{ nm}$ sebagai rujukan karena bilangan yang tepat.

Sensor terdiri dari dua LED yaitu satu LED biasa yang berwarna merah dan satu phototransistor yang berwarna hijau.

LED yang berwarna merah ini akan memancarkan cahaya dan LED yang berwarna hijau akan menerima cahaya dan menghantarkan kepada ICI (IC1) dalam bentuk analog.

Untuk memastikan ketepatan sensor yang lebih senang, sensor yang rusak telah dihasilkan tanpa menggunakan casing plastic.

Berikut adalah cara yang digunakan untuk menghasilkan sensor yang digunakan.

- Sensor yang digunakan dalam putimater ini tidak digunakan atau dijual dalam pasaran.

- Oleh itu sensor mestilah dibuat dengan sendiri.

- Cara yang paling senang ialah menghasilkan sensor dengan cepat dan tanpa menggunakan kos yang tinggi. Contohnya jika menggunakan pcb board.

- Drill dua lubang di kedua-dua hujung board. Masukkan IR diode ke dalam lubang pertama dan phototransistor dalam lubang kedua.

- Sambungkan kedua-dua wayar kepada K2 dengan menggunakan kable 2-core.

RESISTOR (PERANTARA)

R2, R4, R15	= 47K Ω
R5	= 680 Ω
R6, R7, R11	= 1M Ω
R8	= 220K Ω
R10, R19, R20	= 10K Ω
R12	= 4.7K Ω
R13, R14	= 56K Ω
R15	= 270 Ω
R17	= 39 K Ω
R18	= 1K Ω
R21	= 1.5K Ω
R22	= 3.3K Ω
R23	= 330K Ω
P1, P2	= 10K Ω

- Cara yang paling senang ialah menghasilkan sensor dengan cepat dan tanpa menggunakan kos yang tinggi. Contohnya jika menggunakan pcb board.
- Drill dua lubang di kedua-dua hujung board. Masukkan IR diode ke dalam lubang pertama dan phototransistor dalam lubang kedua.
- Sambungkan kedua-dua wayar kepada KS dengan menggunakan kable 3-core.

5.3 KOMPONEN-KOMPONEN

CAPASITOR	C1, C3 = 10nF
	C2 = 10uF, 16V
RESISTOR (PERINTANG)	C4 = 47nF
	R1 = 470KΩ
SEMIKONDUKTOR	R2, R4, R16 = 47KΩ
	R5 = 680Ω
	R6, R7, R11 = 1MΩ
	R8 = 220KΩ
	R10, R19, R20 = 10KΩ
	R12 = 4.7KΩ
	R13, R14 = 56KΩ
	R15 = 270Ω
	R17 = 39 KΩ
	R18 = 1KΩ
	R21 = 1.5KΩ
	R22 = 3.3KΩ
	R23 = 330KΩ
	P1, P2 = 10KΩ

R1	= 470KΩ
R2, R4, R16	= 47KΩ
R5	= 680Ω
R6, R7, R11	= 1MΩ
R8	= 220KΩ
R10, R19, R20	= 10KΩ
R12	= 4.7KΩ
R13, R14	= 28KΩ
R15	= 270Ω
R17	= 39KΩ
R18	= 1KΩ
R21	= 1.5KΩ
R22	= 3.3KΩ
R23	= 330KΩ
P1, P2	= 10KΩ

RESISTOR
(PERINTANG)

CAPASITOR

C1, C5 = 10nF
C2 = 1μF, 16V
C3 = 47nF
C4, C10 = 1nF
C6, C7 = 4.7μF, 16V
C9 = 100pF
C12 = 100nF

SEMIKONDUKTOR

D1-D13 = LED (red)
D14 = LED (green)
D15 = IN4148

C1, C2	= 10nF
C3	= 1µF, 16V
C4, C10	= 1nF
C5, C7	= 4.7µF, 16V
C6	= 100pF
C13	= 100nF

D1-D13 = LED (red)	
D14 = LED (green)	
D15 = IN4148	

IC

IC1= LM 324
 IC2=4528
 IC3=4060
 IC4=74HC4514
 IC5=CNY70 (telefunken or discrete
 IR Diode and IR phototransistor)
 IC6=LM317

MISCELLANEOUS

K2= 2 off soldering pin
 K2= 3 pin terminal
 S1= single pole switch
 IR diode= SFH 212 FA
 Phototransistor= SFH314

IC1=LM324	IC
IC2=4558	
IC3=4060	
IC4=74HC4214	
IC5=CMY70 (teletoken or discrete IR Diode and IR phototransistor)	MISCELLANEOUS
IC6=LM317	
IC7=3 pin terminal	
IC8=2 off soldering pin	
ST= single pole switch	
IR diode= SFH 212 FA	
Phototransistor= SFH314	

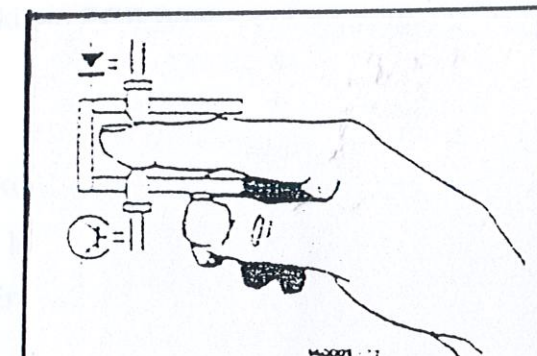
6.4 MEMBUAT UY BOARD

STEP 1

- Menyiapkan papan dengan menggunakan Microsim.
- Memeriksa apakah papan sudah siap.

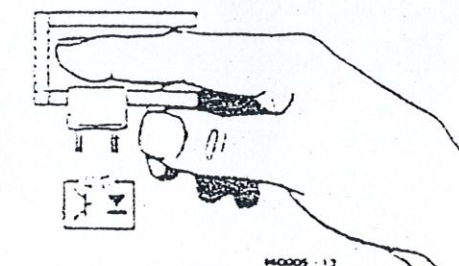
STEP 2

- Menyiapkan papan dengan menggunakan Microsim.
- Memeriksa apakah papan sudah siap.



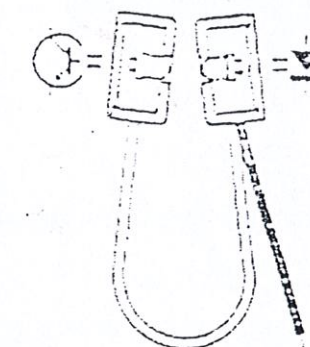
STEP 3

- Menyiapkan papan dengan menggunakan Microsim.
- Memeriksa apakah papan sudah siap.



STEP 4

- Menyiapkan papan dengan menggunakan Microsim.
- Memeriksa apakah papan sudah siap.



STEP 5

- Menyiapkan papan dengan menggunakan Microsim.
- Memeriksa apakah papan sudah siap.

RAJAH 6.0
GAMBARAJAH SENSOR



GAMBARAN SENSOR
0.8 HALAR

5.4 MENBUAT UV BOARD

STEP 1

- Membuat lukisan skematik dengan menggunakan Microsim.
- Membuat lukisan PCB board dan print atas kertas minyak.

STEP 2

- Memasang komponen pada lukisan PCB board diatas microfoam.
- Memastikan litar dan komponen dipasang dengan betul dibawah tunjuk ajar En.Safari.

STEP 3

- Menukar sedikit lukisan dan peletakan komponen berdasarkan kemahuan pensyarah.
- Dibenarkan membuat 'expose UV board'.

STEP 4

- Mendedahkan kepada cahaya UV dan membuat etching dengan menggunakan Ferric Chloride dan developer.

STEP 5

- Membuat lubang pada UV board dan memasang komponen.
- Memateri komponen dan membuat test.
- Memeriksa jika ada litar pintas atau loose connection.

5.4 MENBUAT UV BOARD

STEP 1

- Menyiapkan skema dengan menggunakan Microsim.
- Menyiapkan PCB board dan print area sesuai minyali.

STEP 2

- Menyiapkan komponen pada lukisan PCB board dalam microsim.
- Menyiapkan filter dan komponen dipasang dengan betul dibawah

STEP 3

- Menyiapkan sedikit lukisan dan peletakan komponen berdasarkan
- Diberikan membuat 'expose UV board'.

STEP 4

- Menyiapkan keada cahaya UV dan membuat etching dengan
- menggunakan Formic Chloride dan developer.

STEP 5

- Menyiapkan lubang pada UV board dan memasang komponen.
- Memeriksa komponen dan membuat test.
- Memeriksa jika ada litar pintas atau loose connection.

5.5 IC-IC YANG DIGUNAKAN DALAM PULSE OXIMETER

1. IC 1

LM 324 / LOW POWER QUAD OPERATIONAL AMPLIFIER

2. IC 2

4528 / HEF4528BMSI / DUAL MONOSTABLE MULTIVIBRATOR

3. IC 3

4060 / 74HC / HCT4060 / 14 – STAGE BINARY RIPPLE COUNT
WITH OSCILLATOR

4. IC 4

74HC4514 / 74HC/HCT4514 / 4 – to -16 LINE DECODER/
DEMULTIPLEXER WITH INPUT LATCHES

5. IC 5

CNY70 / REFLECTIVE OPTOSENSOR WITH TRANSISTOR
OUTPUT

6. IC 6

LM 317 / 3 – TERMINAL ADJUSTABLE REGULATOR

IC 1

LM 324 / LOW POWER QUAD OPERATIONAL AMPLIFIER

IC ini mengandung empat independent, gain yang tinggi, mempunyai compensated operational amplifier dalaman. Ia di cipta khas untuk mengoperasikan kemasukan single power supply bagi satu jarak voltage yang luas.

Pengoperasian dari pembahagian kuasa bekalan juga boleh dicapai dan bekalan yang rendah mengurangkan magnitude bagi voltan bekalan kuasa.

Pengaplikasian kawasan merangkumi amplifiers, DC gain dan semua litar conventional op-amp.

IC ini boleh dioperasikan dengan menggunakan bekalan kuasa +5V.

CIRI-CIRI IC

- Frekuensi compensated dalaman bagi gain
- Voltan DC yang mempunyai gain yang tinggi (100 dB)
- Bandwidth yang luas (unity gain) 1 MHz
- Linkungan bekalan kuasa yang luas
- Current drain yang sedikit. (700 μ A)
- Input offset voltan yang rendah 2mV dan arus offset 5nA
- Output voltan swing yang tinggi.

IC ini mempunyai empat independent gain yang tinggi mempunyai kompensasi operational amplifier dalam ia di cipta khas untuk mengoperasikan kemusnahan satu power supply bagi satu voltase yang

Pengoperasian dari bahagian kuasa bekalan juga boleh dicapai dan bekalan yang rendah menggunakan magnitude bagi voltan bekalan kuasa.

Pengaplikasian kawasan menggunakan amplifier, DC gain dan semua litar conventional op-amp

IC ini boleh dioperasikan dengan menggunakan bekalan kuasa +5V

CIRI-CIRI IC

- Frekuensi compensated dalam bagi gain
- Voltan DC yang mempunyai gain yang tinggi (100 dB)
- Bandwidth yang luas (unity gain) 1 MHz
- Linkungan bekalan kuasa yang luas
- Current drain yang sedikit (100 μ A)
- Input offset voltan yang rendah 2mV dan arus offset 5nA
- Output voltan swing yang tinggi

LM 324 / LOW POWER QUAD OPERATIONAL AMPLIFIER

IC ini digunakan dalam bahagian analog litar pulse oximeter ini. IC ini memainkan peranan yang amat penting dalam menjalankan litar ini. Tugas umumnya adalah bertindak sebagai amplifier tetapi ia juga melakukan fungsi-fungsi lain secara langsung dan tidak langsung.

IC ini terbahagi kepada beberapa bahagian logic, dan setiap bahagian tersebut memainkan peranan yang penting :-

IC1a

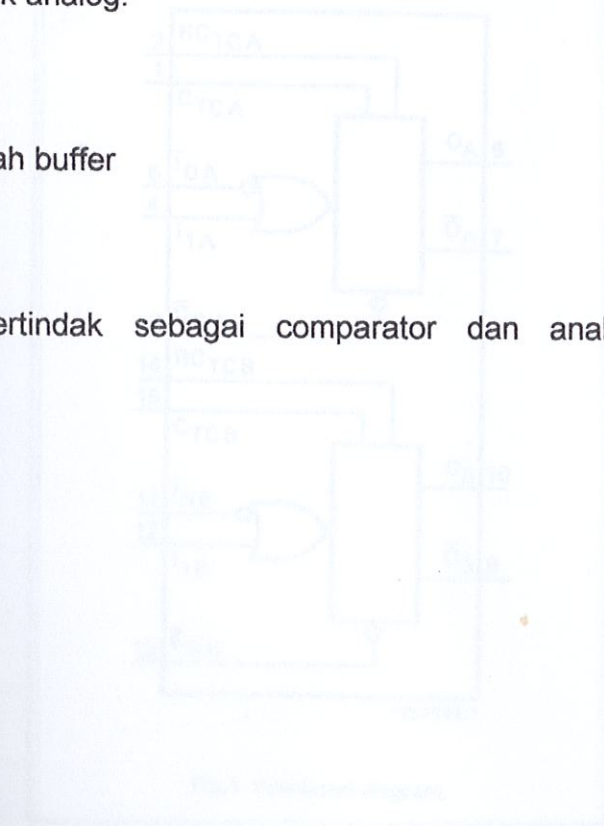
Bertindak sebagai op-amp linear x200 yang akan membesarkan signal yang diterimanya dalam bentuk analog dan outputnya juga adalah gelombang yang dalam bentuk analog.

IC1b

Bahagian ini adalah buffer

IC1d

Bahagian ini bertindak sebagai comparator dan analog monostable multivibrator.



LM 324 LOW POWER QUAD OPERATIONAL AMPLIFIER

IC ini digunakan dalam bahagian analog litar pulse oximeter ini. IC ini mempunyai beban yang amat penting dalam menjalankan litar ini. Tugas umumnya adalah berbanda sebagai amplifier tetapi ia juga melakukan fungsi-fungsi lain secara langsung dan tidak langsung.

IC ini terbahagi kepada beberapa bahagian logic dan setiap bahagian tersebut memainkan peranan yang penting :-

IC1a
Berindak sebagai op-amp linear x300 yang akan membesarkan signal yang diterimanya dalam bentuk analog dan outputnya juga adalah gelombang yang dalam bentuk analog.

IC1b
Bahagian ini adalah buffer

IC1d
Bahagian ini berindak sebagai comparator dan analog monostable multivibrator

IC 2

4528 / HEF4528BMSI / DUAL MONOSTABLE MULTIVIBRATOR

IC ini ialah satu logic yang mempunyai monostable multivibrator. Setiap multivibrator mempunyai satu input rendah yang aktif, input yang tinggi, low clear direct input, dan output biasa dan dua pin untuk menyambungkan komponen timing dalaman.

RAJAH 6.1
FUNCTIONAL DIAGRAM

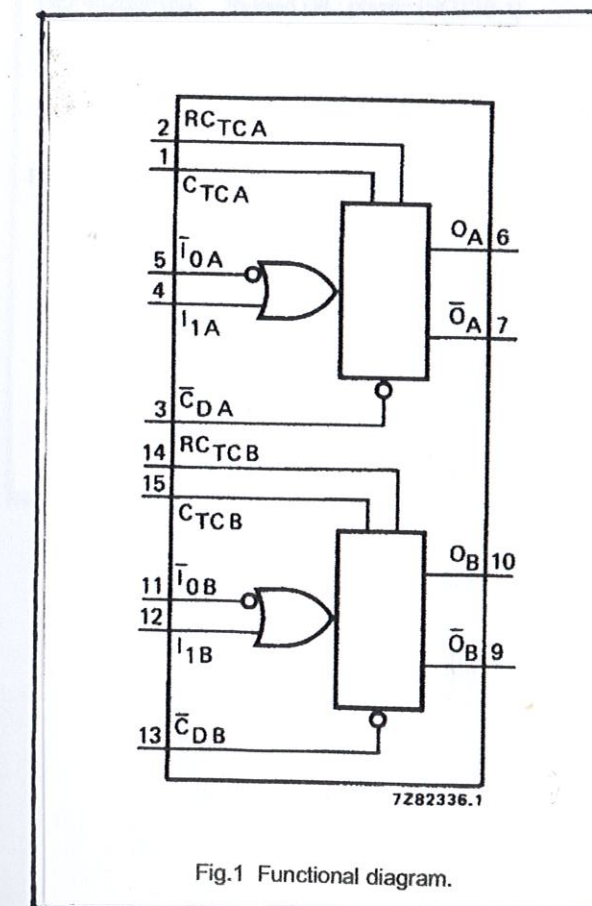
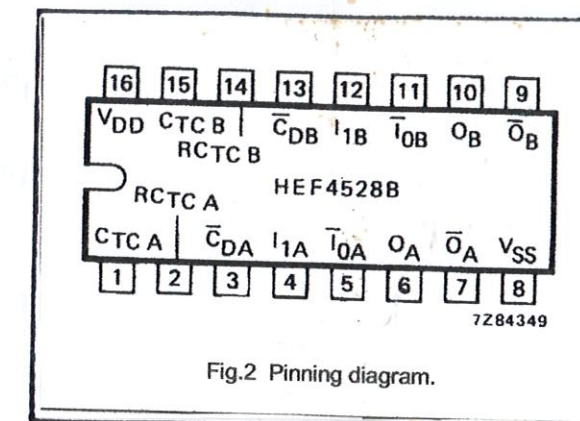
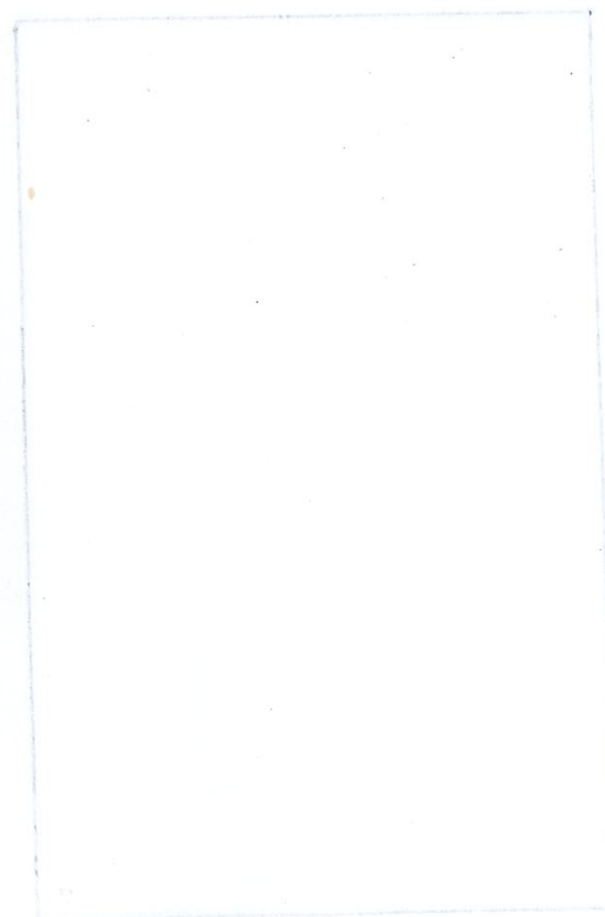


Fig.1 Functional diagram.

IC ini ialah satu logic yang mempunyai monostable multivibrator. Setiap multivibrator mempunyai satu input rendah yang aktif input yang tinggi. low clear direct input, dan output biasa dan dua pin untuk menyambungkan komponen timing dalam.

RAJAH 6.1
FUNCTIONAL DIAGRAM

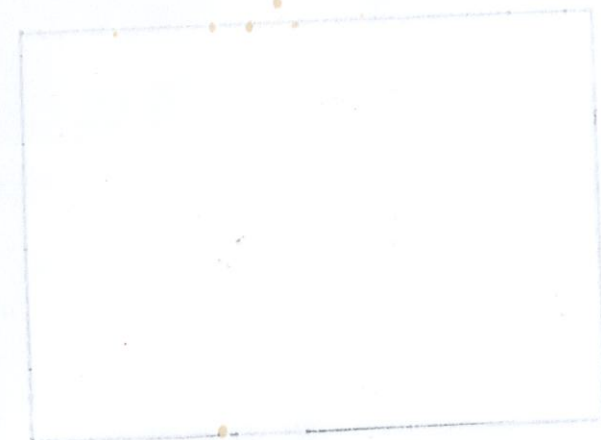


HEF4528BP(N): 16-lead DIL; plastic (SOT38-1)
HEF4528BD(F): 16-lead DIL; ceramic (cerdip) (SOT74)
HEF4528BT(D): 16-lead SO; plastic (SOT109-1)
(): Package Designator North America

PINNING

$\bar{I}_{0A}, \bar{I}_{0B}$	input (HIGH to LOW triggered)
I_{1A}, I_{1B}	input (LOW to HIGH triggered)
$\bar{C}_{DA}, \bar{C}_{DB}$	clear direct input (active LOW)
O_A, O_B	output
$\bar{O}_A, \bar{O}_B$	complementary output (active LOW)
C_{TCA}, C_{TCB}	external capacitor connections (1)
R_{CTCA}, R_{CTCB}	external capacitor/ resistor connections

RAJAH 6.2
PINNING DIAGRAM



RAJAH 6.3
LOGIC DIAGRAM

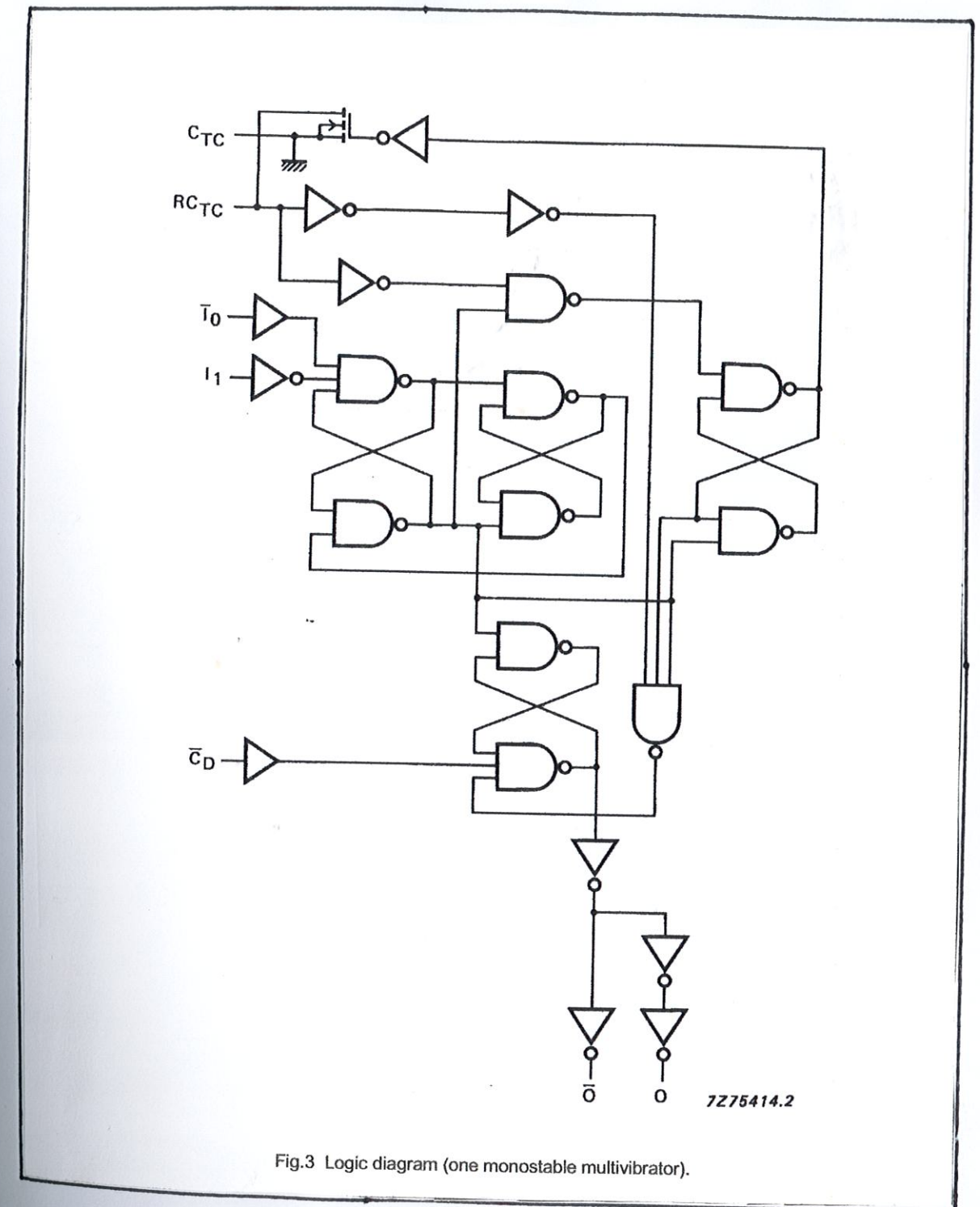


Fig.3 Logic diagram (one monostable multivibrator).

RAJAH 6.3
LOGIC DIAGRAM (SATU MONOSTABLE MULTIVIBRATOR)

IC 3

4060 / 74HC / HCT4060 / 14 – STAGE BINARY RIPPLE COUNT WITH OSCILLATOR

PENGENALAN UMUM

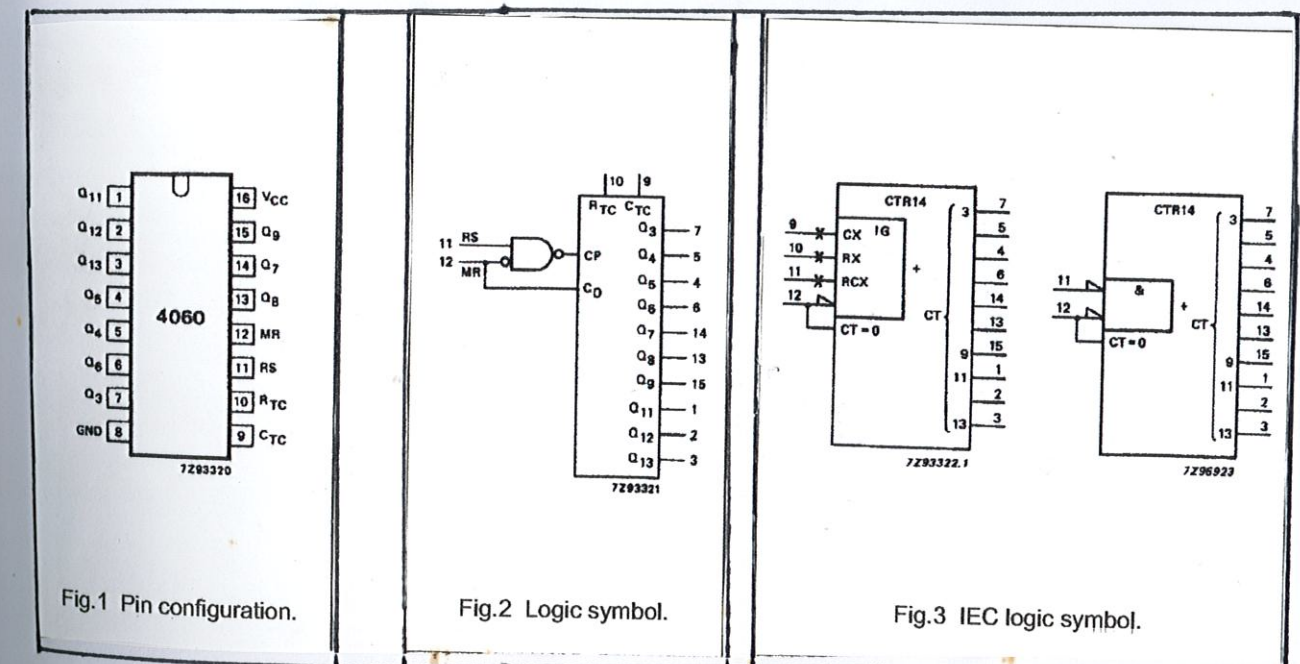
IC ini adalah IC Si-gate CMOS yang mempunyai halaju yang tinggi dan pinnya yang sesuai untuk kegunaan IC 4000B. IC ini mempunyai 14-stage ripple carry counter / pembahagi dan osilator dengan 3 terminal osilator, 10 output setelah di buffered dan satu reset master overriding asynchronous.

Konfigurasi osilator ini membenarkan penciptaan litar osilator kristal. osilator ini mungkin diganti dengan external oscillator clock signal.

CIRI-CIRI IC

- Semua komponen aktif dalam chip
- Mempunyai konfigurasi osilator kristal / RC
- Output capability
- Kategori Icc: MSI

PIN DESCRIPTION		
PIN NO.	SYMBOL	NAME AND FUNCTION
1, 2, 3	Q ₁₁ to Q ₁₃	counter outputs
7, 5, 4, 6, 14, 13, 15	Q ₃ to Q ₉	counter outputs
8	GND	ground (0 V)
9	C _{TC}	external capacitor connection
10	R _{TC}	external resistor connection
11	RS	clock input/oscillator pin
12	MR	master reset
16	V _{CC}	positive supply voltage



RAJAH 6.4
KONFIGURASI PIN, SYMBOL LOGIC, SYMBOL LOGIC IEC
PENERANGAN PIN

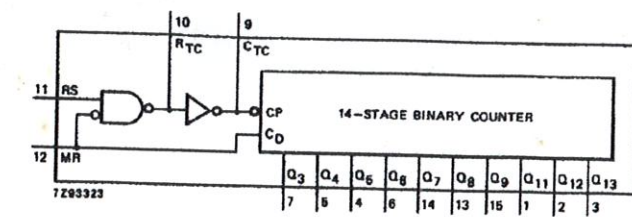


Fig.4 Functional diagram.

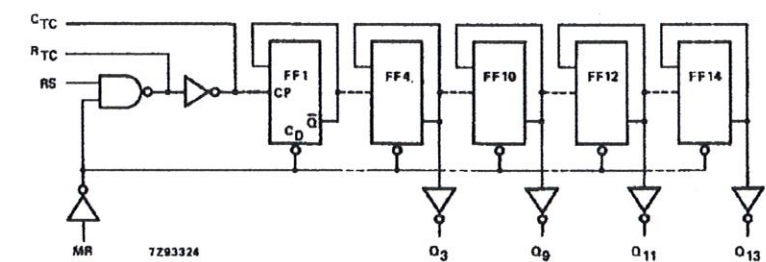


Fig.5 Logic diagram.

FUNGTIONAL & LOGIC DIAGRAM

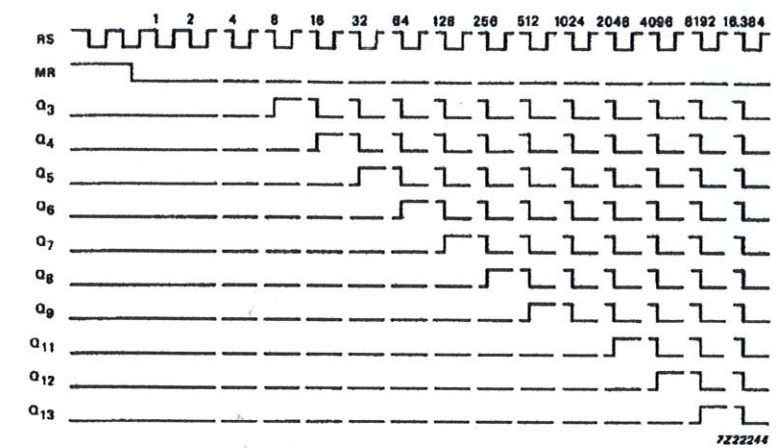


Fig.6 Timing diagram.

TIMING DIAGRAM



TIMING DIAGRAM

Penggunaan IC 4060 adalah sangat penting dalam litar pulse oximeter kerana ia tidak hanya melakukan satu fungsi sahaja malahan ia dapat menjalankan beberapa fungsi dalam satu masa.

Diantaranya ialah :-

- Ia bertindak sebagai decoder

- Mengawal counter

- Sebagai timer

- Pembahagi frekuensi

Apabila E adalah rendah, output yang akan dipilih oleh kandungan dalam latch adalah tinggi dan sebaliknya jika dalam keadaan E adalah tinggi, semua output yang terhasil adalah rendah.

Enable Input / E ialah memberikan apa-apa kesan kepada kedudukan latch.

IC ini memberikan :-

- Non inverting outputs

- Output capability

- Icc category (M3)

Penggunaan IC 4080 adalah sangat penting dalam litar pulsat oktimeter kerana ia tidak hanya melakukan satu fungsi sahaja malahan ia dapat menjalankan beberapa fungsi dalam satu masa.

Diantaranya ialah :-

- bertindak sebagai decoder

- Mengawal counter

- Sebagai timer

- Pembahagi frekuensi

IC 4

74HC4514 / 74HC/HCT4514 / 4 – to -16 LINE DECODER/ DEMULTIPLEXER WITH INPUT LATCHES

IC ini adalah IC Si-gate CMOS yang mempunyai halaju yang tinggi dan pinnya yang sesuai untuk kegunaan IC 4514. IC ini mempunyai 4 hingga 16 decoders / demultiplexers yang mempunyai empat binary input dengan latches, latch terdiri daripada enable input (LE) dan low enable input (E). 16 output adalah sangat aktif dan mempunyai nilai yang tinggi.

Apabila LE adalah tinggi, output terpilih akan ditentukan oleh data. Apabila LE menjadi rendah, data akan disimpan dalam latches dan output masih berada dalam keadaan stabil.

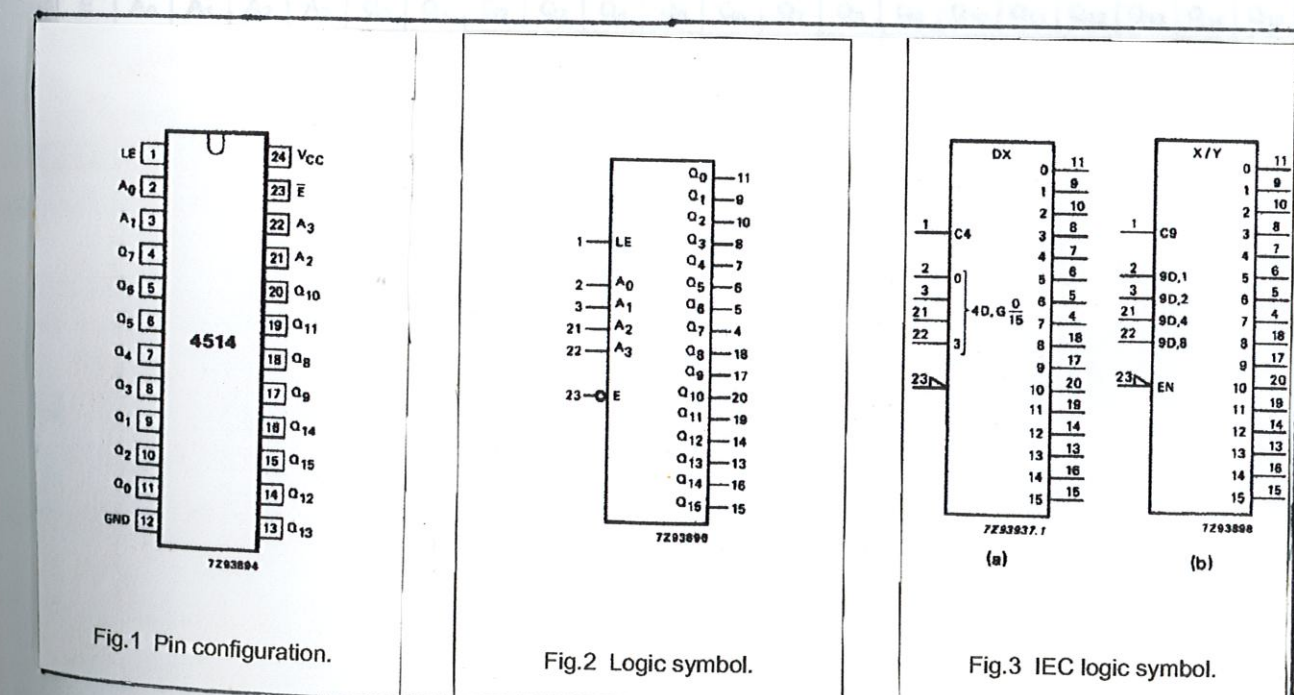
Apabila E adalah rendah, output yang akan dipilih oleh kandungan dalam latch adalah tinggi dan sebaliknya jika dalam keadaan E adalah tinggi, semua output yang terhasil adalah rendah.

Enable input / E tidak memberikan apa-apa kesan kepada kedudukan latch.

IC ini mencirikan :-

- Non inverting outputs
- Output capability
- Icc category:MSI

PIN NO.	SYMBOL	NAME AND FUNCTION
1	LE	latch enable input (active HIGH)
2, 3, 21, 22	A ₀ to A ₃	address inputs
11, 9, 10, 8, 7, 6, 5, 4, 18, 17, 20, 19, 14, 13, 16, 15	Q ₀ to Q ₁₅	multiplexer outputs (active HIGH)
12	GND	ground (0 V)
23	$\bar{E}$	enable input (active LOW)
24	V _{CC}	positive supply voltage



KONFIGURASI PIN, SIMBOL LOGIC, SIMBOL LOGIK IEC

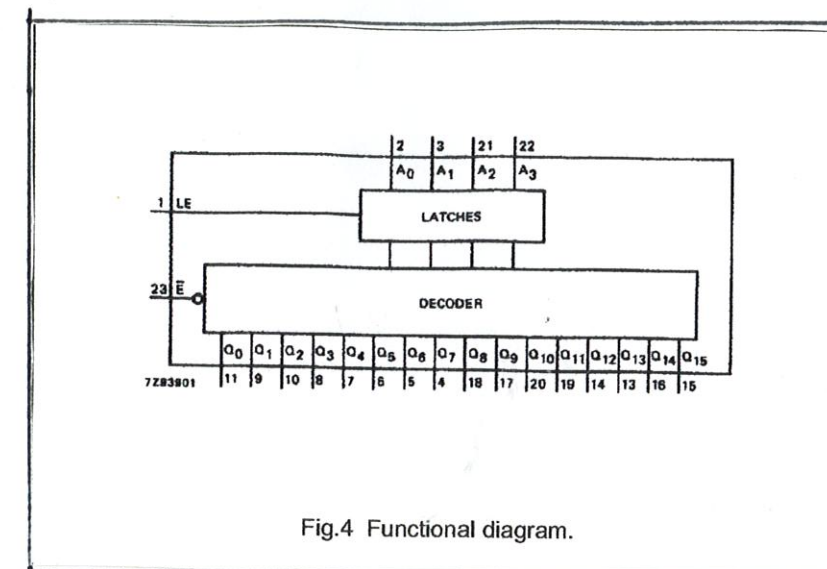
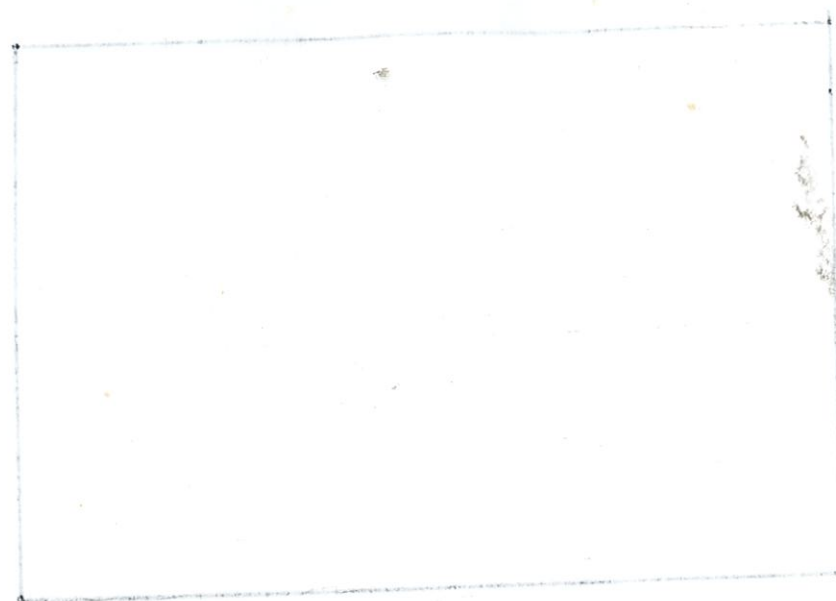


Fig.4 Functional diagram.

FUNCTION TABLE																				
INPUTS					OUTPUTS															
$\bar{E}$	A_0	A_1	A_2	A_3	Q_0	Q_1	Q_2	Q_3	Q_4	Q_5	Q_6	Q_7	Q_8	Q_9	Q_{10}	Q_{11}	Q_{12}	Q_{13}	Q_{14}	Q_{15}
H	X	X	X	X	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
L	L	L	L	L	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
L	H	L	L	L	L	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
L	L	H	L	L	L	L	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
L	H	H	L	L	L	L	L	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
L	L	L	H	L	L	L	L	L	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
L	H	L	H	L	L	L	L	L	L	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
L	L	H	H	L	L	L	L	L	L	L	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L
L	L	L	L	H	L	L	L	L	L	L	L	L	H	L	L	L	L	L	L	L
L	H	L	L	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	H	L	L	L	L	L	L
L	L	H	L	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	H	L	L	L	L
L	L	L	H	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	H	L	L	L
L	H	H	H	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	H	L	L
L	L	H	H	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	H	L
L	L	L	H	H	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	H

FUNCTIONAL DIAGRAM & FUNCTION TABLE



FUNCTIONAL DIAGRAM & FUNCTION TABLE

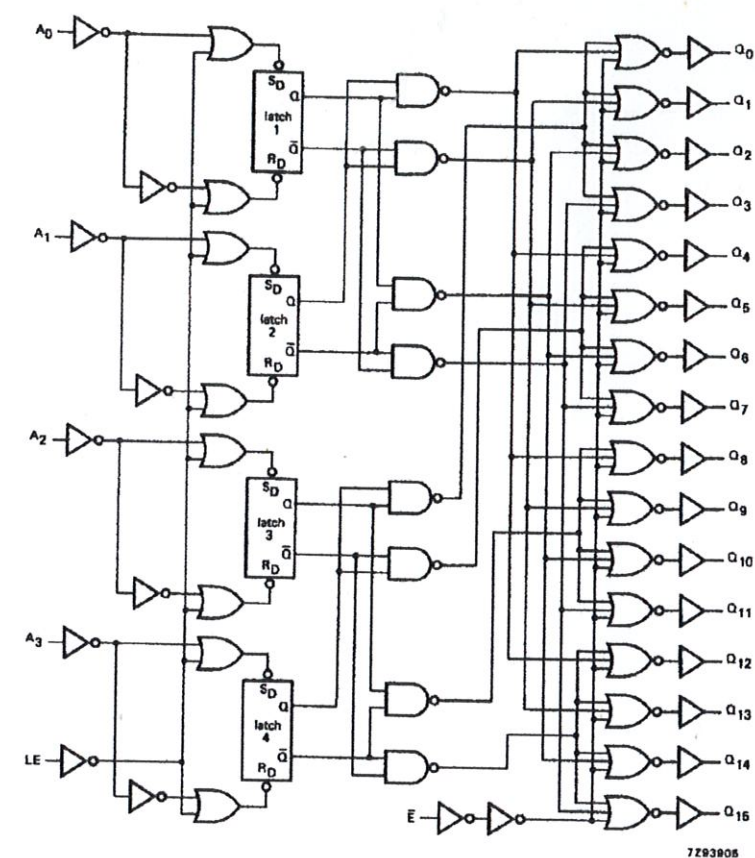


Fig.5 Logic diagram.

GAMBARAJAH LOGIK



GAMBARAN LOGIK

IC ini memainkan peranan yang amat penting sekali dalam litar ini. Penggunaan ic ini adalah untuk menukarkan maklumat yang terdapat dalam bentuk analog kepada digital.

Bukan itu sahaja ia juga merupakan IC yang terakhir sebelum ia ke display yang dalam bentuk LED.

Walaupun tidak banyak fungsi yang dapat dilaksanakan olehnya , diantaranya ialah :-

- Digital multiplexing
- Address decoding
- Hexadecimal to BCD decoding

Mengapa ia digunakan?

- penapisan data
- tidak perlu data
- signal yang tinggi
- suhu yang tinggi
- detector

IC ini merupakan bagian yang sangat penting sekali dalam sistem ini. Penggunaan IC ini adalah untuk melakukan konversi analog ke digital.

Bukan itu saja, IC ini juga merupakan IC yang terintegrasi dengan LED display yang ada dalam sistem.

Walaupun tidak banyak fungsi yang dapat dilaksanakan olehnya, diantaranya ialah :

- Digital multiplexing
- Address decoding
- Hexadecimal to BCD decoding

IC 5

CNY70 / REFLECTIVE OPTOSENSOR WITH TRANSISTOR OUTPUT

IC ini mempunyai satu pemrosesan yang padat dimana ia menghasilkan sumber cahaya dan detector atau pengesan disusun diarah yang sama untuk mengesan kehadiran objek dengan menggunakan IR beam yang terpantul dari objek.

Panjang gelombang atau wavelength yang digunakan adalah 950 nm dan detectornya terdiri daripada phototransistor.

PENGUNAAN

- Peranti Opto-elektronik scanning dan switching,

Mengapa ia digunakan ?

- pembuatan yang padat
- tidak perlu setting
- signal output yang tinggi
- suhu coefficient yang rendah
- detector dibekalkan dengan fiber optic

IC 5 LM 317 / 3 - REFLECTIVE OPTOSENSOR WITH TRANSISTOR OUTPUT

IC ini mempunyai satu pemalaran yang padat dimana ia menghasilkan sumber cahaya dan detector atau pengesan diarah yang sama untuk mengesan kehadiran objek dengan menggunakan IR beam yang terpantul dari objek.

Panjang gelombang atau wavelength yang digunakan adalah 950 nm dan detectornya terdiri daripada phototransistor.

PENGUNAAN

- Peranti Opto-elektronik scanning dan switching.

Mengapa ia digunakan ?

- pemalaran yang padat
- tidak perlu setting
- signal output yang tinggi
- suhu coefficient yang rendah
- detector dibekalkan dengan fiber optic

IC 6 LM 317 / 3 - TERMINAL ADJUSTABLE REGULATOR

IC ini berkebolehan untuk memberi supply 1.5A. Ia senang untuk digunakan dan hanya memerlukan 2 resistor luaran untuk set voltan output. Ia mempunyai Full Overload Protection dan safe area protection. IC ini juga digunakan untuk menggantikan regulator 3-terminal. Ia digunakan kerana :

- mempunyai output TOLERANCE 1%
- mempunyai maximum 0.01% line regulation
- output current 1.5A
- current limit constant with temperature
- 80dB ripple rejection
- outputnya adalah bebas daripada litar pintas kerana ia dilindungi

IC 8 LM 317V3 - TERMINAL ADJUSTABLE REGULATOR

IC ini boleh digunakan untuk memberi supply 1.5A. Ia senang untuk digunakan dan hanya memerlukan 2 resistor luaran untuk set voltan output. Ia mempunyai Full Overload Protection dan safe protection. IC ini juga digunakan untuk menggantikan regulator 3-terminal. Ia digunakan kerana :

- mempunyai output TOLERANCE 1%
- mempunyai maximum 0.01% line regulation
- output current 1.5A
- current limit constant with temperature
- 80dB ripple rejection
- outputnya adalah bebas daripada litar pintas kerana ia dilindungi

PENGUNAAN PERINTANG

R1

Sebagai penentu frekuensi osilator

R3 - R4

Bertindak sebagai low pass filter iaitu dengan merendahkan voltan masukan daripada 9V kepada nilai yang separuh daripada asalnya iaitu menjadi 4.5 V.

R11

Bertindak melanjutkan tindakan low pass filter (cut off frekuensi 15Hz) dan suppress any residual interference. ini berlaku di bahagian analog litar.

R14

Ia mengelakan frekuensi tinggi daripada diproses. Ia hanya membenarkan signal yang kecil.

R23

Jika menggunakan bateri sebagai punca bekalan bateri itu boleh di cas semula melaluinya.

Pengunaan capasitor

C8

- ia menghalang pengaliran masuk terus frekuensi yang tinggi bersama gabungan R14. ia juga membenarkan aliran signal yang rendah.

C6 dan C7

- kedua-dua kapasitor ini berfungsi sebagai coupling capasitor yang menghalang pengaliran arus terus.

C5

- ia adalah sebagai low pass filter yang kedua

C3

- menyebabkan output monostable tinggi

PENGUNAAN PERINTANG

Sebagai perintang frekuensi osilator

R3 - R4

Behindak sebagai low pass filter iaitu dengan menurunkan voltan masukan daripada 9V kepada nilai yang sepadan dengan asalnya iaitu menjadi 4.5 V.

R11

Behindak melanjutkan tindakan low pass filter (cut off frekuensi 15Hz) dan suppress any residual interference ini berlaku di bahagian analog filter.

R14

ia mengelakkan frekuensi tinggi daripada diproses. ia hanya membenarkan signal yang kecil.

R23

jika menggunakan bateri sebagai punca bekalan bateri itu boleh di cas semula selalunya

MASALAH

Penggunaan kapasitor

C8

- Ia menghalang pengaliran masuk terus frekuensi yang tinggi bersama gabungan R14. Ia juga membenarkan aliran signal yang rendah.

C6 dan C7

- Kedua-dua kapasitor ini berfungsi sebagai coupling capacitor yang menghalang pengaliran arus terus.

C5

- Ia adalah sebagai low pass filter yang kedua

C3

- menyebabkan output monostable tinggi

MASALAH

MASALAH

Masalah yang dihadapi oleh kami semasa membuat projek ini adalah banyak. Diantaranya adalah terpaksa membuat semula litar dengan menggunakan UV board. Kami juga terpaksa membuat lukisan skematik dan lukisan PCB board untuk expose pada board kami. Kami terpaksa menukar cara pemasangan LED dengan menggunakan wayar rainbow.

Projek kami tidak dapat berfungsi dengan sepenuhnya kerana masalah yang tidak dapat dikesan. Akhirnya kami dapat mengesan masalah kerana tidak dipateri dengan betul dan silap pemasangan kutub komponen. Setelah mengenalpasti masalah kami dapat membaikinya.

KESIMPULAN

caranya pemasangan LED dengan menggunakan wayer rainbow.

KESIMPULAN

KESIMPULAN

KESIMPULAN

Akhirnya siap juga projek kami. Projek kami adalah satu alat untuk mengesan kandungan oksigen dalam badan manusia. Pengukuran dibuat dengan menggunakan Hukum BEER dan teori pulse rate. Peletakan probe juga mempengaruhi keputusan yang akan didapati.

Signal output dari photodetector akan berubah magnitud mengikut rentak jantung. Pengukuran ketepuan hemoglobin melalui penggunaan pulse oximetry telah menjadi satu keperluan pada persekitaran perubatan, termasuk anesthesia, terapi pernafasan, rawatan rapi dan screening of cardiopulmonary compromised patients. Berbeza daripada jarak gelombang pelbagai dalam vitro oximeters the in vivo pengukuran ketepuan hemoglobin arterial adalah sepakat oleh dua masalah technical yang rendah.

Pertama, dua jarak gelombang yang dicipta oleh kebanyakan pulse oximetry mengesan hanya dua penyerapan hemoglobin fractions (O_2Hb dan HHb) tanpa pengiraan $MetHb$ dan $COHb$ yang sediada. Tambahan itu, setelah jumlah hemoglobin diketahui, computed fractional hemoglobin saturation SaO_2 hanya dapat menunjukkan perjalanan pengangkutan oksigen yang lemah dan perlahan.

Kedua, jika $MetHb$ atau $CoHb$ hadir, ia menyumbang kepada pulse tambahan penyerapan signal dan akan dikenali sebagai HHb , O_2Hb atau sesuatu dengan gabungan kedua-duanya sekali. Dengan ini, pesakit yang ada risiko markedly pertambahan level $CoHb$ atau $MetHb$ akan memerlukan vitro analisis dan jarak gelombang pulse oximetry.

Pulse oximeter adalah berdasarkan kepada perubahan bahagian dalam peredaran cahaya semasa arterial pulse pada 2 jarak gelombang yang berbeza. Dalam cara ini, perubahan bahagian didalam signal adalah kerana darah arterial itu sendiri, dan dengan itu complicated nonpulsatile dan karakter optical yang tinggi yang berubah-ubah pada tisu dihapuskan.

KESIMPULAN

Akhirnya siap juga projek kami. Projek kami adalah satu alat untuk mengukur kandungan oksigen dalam badan manusia. Pengukuran dibuat dengan menggunakan Hukum BEER dan teori pulse rate. Pelatikan probe juga mempengaruhi keputusan yang akan dibatasi.

Signal output dari photodetector akan berubah magnitud mengikut jarak jantung. Pengukuran ketebalan hemoglobin melalui penggunaan pulse oximetry telah menjadi satu keperluan pada persekitaran perubatan.

termasuk anestesia, terapi pembedahan, rawatan rati dan screening of cardiopulmonary compromised patients. Berbeza dengan jarak gelombang pelbagai dalam vitro oximeters the in vivo pengukuran ketebalan hemoglobin adalah sebakat oleh dua masalah technical yang rendah.

Pertama, dua jarak gelombang yang dicipta oleh kepayaakkan pulse oximetry mengesan hanya dua penyerapan hemoglobin fractions (O_2Hb dan Hb) tanpa pengiraan $MetHb$ dan $COHb$ yang sedia ada.

Tambahan itu, setelah jumlah hemoglobin diketahui, computed fractional hemoglobin saturation SpO_2 hanya dapat menunjukkan perjalanan pengangkutan oksigen yang lemah dan berbahaya.

Kedua, jika $MetHb$ atau $COHb$ hadir, ia menyumbang kepada pulse tambahan penyerapan signal dan akan dikenali sebagai Hb , O_2Hb atau sesuatu dengan gabungan kedua-duanya sekali. Dengan ini, pesakit yang ada risiko markedly pertambahan level $COHb$ atau $MetHb$ akan memerlukan

in vitro analisis dan jarak gelombang pulse oximetry. Pulse oximeter adalah berdasarkan kepada perubahan bahagian dalam peredaran cahaya semasa arterial pulse pada 2 jarak gelombang yang berbeza. Dalam cara ini, perubahan bahagian didalam signal adalah kerana

darah arterial itu sendiri, dan dengan itu complicated nonquasistatic dan korektor optical yang tinggi yang berubah-ubah pada tisu direbuskan.

Dalam tatarajah yang mudah, cahaya pada 2 jarak gelombang yang berbeza, memberi cahaya pada sebelah jari dan dikesan pada sebelah lagi, setelah melalui tisu vascular yang banyak halangan. Pancaran cahaya pada setiap jarak gelombang adalah berfungsi untuk ketebalan, warna, struktur kulit, tisu, tulang, darah dan lain-lain komposisi melalui dimana cahaya menembusnya.

Berdasarkan kepada Beer-Lambert law, penyerapan sampel pada jarak cahaya yang diberi dengan molar absorptivity (a) adalah berkadar terus kepada kedua-dua kepekatan (c) dan jarak gelombang perjalanan (L) pada sampel yang diserap : $A = aCL$.

Cahaya yang dapat atau tidak dapat dilihat melalui menembusi kira-kira 1cm dalam tisu (contoh jari) akan ditumpukan oleh satu atau dua perintah magnitud untuk satu typical emitter detector geometry, bersamaan dengan satu effective optical density (OD) of 1-200 (kepekaan cahaya yang dikesan adalah berkurangan oleh satu perintah magnitud untuk setiap OD unit).

Kandungan hemoglobin dalam tisu menunjukkan temporal fluctuations yang mana diperolehi dari segi fisiology dan aktiviti metabolisme. Contohnya, nadi arteri bergabung dengan pelbagai tekanan darah sistolik dan diastolic memperoleh kandungan hemoglobin pada kadar frekuensi denyutan jantung. Pergerakan ini adalah dikenali pasti oleh pulse rate meter untuk pengukuran kandungan oksigen dalam arteri

Bentuk gelombang nadi (bergantung pada pengaliran) ditunjukkan secara graph. Sesengah model secara automatik meningkatkan gain pada display semasa pengaliran berkurangan dan dalam ini display mungkin tidak betul dan tepat.

Dalam jaringan yang mudah, cahaya pada 2 jarak gelombang yang berbeda, menembus cahaya pada sebalah dan dikesan pada sebalah lagi, setelah melalui tisu vascular yang banyak jaringan. Pancaran cahaya pada setiap jarak gelombang adalah berfungsi untuk ketebalan, warna, struktur kulit, tisu, tulang, darah dan lain-lain komposisi melalui dimana cahaya menembusnya.

Berdasarkan Beer-Lambert law, penyerapan sampel pada jarak cahaya yang diberikan dengan molar absorptivity (a) adalah berkadar terus kepada kedua-dua kepekatan (c) dan jarak gelombang perjalanan (L) pada sampel yang diserap: $A = aCL$.

Cahaya yang dapat atau tidak dapat dilihat melalui membran kita kita tem dalam tisu (contoh jah) akan ditunjukkan oleh satu atau dua perintah magnitud untuk satu typical emitter detector geometry, bersamaan dengan satu effective optical density (OD) of 1-200 (kepekatan cahaya yang dikesan adalah bekurang oleh satu perintah magnitud untuk setiap OD unit).

Kandungan hemoglobin dalam tisu menunjukkan temporal fluctuations yang mana dipelajari dari segi fisiologi dan aktiviti metabolisme. Contohnya, nadi arteri bergabung dengan tekanan darah sistolik dan diastolic memperoleh kandungan hemoglobin pada kadar frekuensi denyutan jantung. Pergerakan ini adalah dikecualikan oleh pulse rate meter untuk pengukuran kandungan oksigen dalam arteri.

Bentuk gelombang nadi (bergantung pada pengaliran) ditunjukkan secara graph. Sesungguhnya model secara automatik meningkatkan gain pada display semasa pengaliran bekurang dan dalam ini display mungkin tidak betul dan tepat.

Alarm selalunya bertindakbalas pada kadar yang rendah atau tinggi ataupun jika kandungan oksigen kurang daripada 90 darjah. Pada tahap ini, ia adalah ditandakan sebagai pengurangan pada PaO_2 yang menunjukkan hypoxia.

Pulse rate meter mengambil kesempatan iaitu, hemoglobin mempunyai karakter penyerapan cahaya yang berbeza pada jarak gelombang yang berbeza. 2 spektra interest pada jarak gelombang isobectis of $\lambda = 805 \text{ nm}$, dimana penyerapan adalah bebas pada kandungan oksigen.

Gelombang nadi ini disebabkan oleh denyutan dengan tempoh pada volum darah arteri dan diukur dengan mengubah penyerapan optikal yang termasuk ini. Pengukuran sistem ini mengandungi sumber cahaya (infrared), satu detector (diletakkan pada penghantaran dan pemantulan balik) dan satu signal pulih, memproses dan display.

Alarm selanjutnya berkedip-kedip pada kadar yang rendah atau tinggi
 ataupun jika kandungan oksigen kurang dari 90 persen. Pada tahap ini
 ini adalah tindakan sebagai pengurangan pada PaO2 yang menunjukkan
 hypoxia.

Pulse rate meter mengambil kesempatan yaitu hemoglobin
 mempunyai katrol penyerapan cahaya yang berbeda pada jarak
 gelombang yang berbeda. 2 spektra interest pada jarak gelombang isoelectis
 of $\lambda = 805 \text{ nm}$, dimana penyerapan adalah bebas pada kandungan oksigen.

Gelombang nadi ini disebabkan oleh denyutan dengan tempo pada
 volume darah arteri dan diukur dengan mengubah penyerapan optikal yang
 termasuk ini. Pengukuran sistem ini mengandung sumber cahaya (infrared)
 satu detector (diletakkan pada pengantaran dan pemantulan balik) dan
 satu signal pulih, memproses dan display.

RUJUKAN

1. ...
2. ...
3. ...
4. ...
5. ...
6. ...
7. ...

RUJUKAN

RUJUKAN

1. Buku Richard Aston, Medical Instrumentation Application And Design, Second Edition
2. Fisiology Manusia, Edisi Kedua, Penerbit Fajar Bakti Sdn. Bhd.
3. Schematic Capture With Microsim And Pspice 3rd Edition, Marc E. Herniter.
4. www.pulseoximeter.theory.com
5. www.po.edu.com
6. www.imagepo.google.uk
7. www.mutiwavelength.edu.stu.uk

1. Buku Richard Aston, Medical Instrumentation Application And Design, Second Edition
2. Fisiologi Manusia, Edisi Kedua, Penerbit Fajar Bakti Sdn. Bhd.
3. Schematic Capture With Microsim And Pspice 3rd Edition, Marc E. Hentzer
4. www.pulseximister.theory.com
5. www.pu.edu.com
6. www.imagedo.google.uk
7. www.multiphysicslevelof.edu.stu.uk

RUJUKAN

LAMPIRAN

LAMPIRAN

TAJUK PROJEK : PULSE RATE METER (CARDUWANE)

Nama : PUSHPA KALIPPAN 008 DEU 00

NAVINDEN PALANISAMY 006 DEU 00

Pensyarah : EN. ZUNNUHARAH

Kelas : DEU 6A

No. Pend : 008 DEU 00

006 DEU 00

MINGGU	Tarikh	Cadangan Aktiviti	Tujuan/Objektif	Aktiviti Pelajar	Catatan/Tandatangan Pensyarah
1	10/06/02	Pengenalan kepada Projek	Taklimat tentang cadangan projek yang hendak dibuat	Memahami konsep dan cara kerja projek yang hendak dilakukan	
2	14/06/02	mencau sivar yang digunakan, red pinband - bagaimana kadar pengesanan - bagaimana ia menunjukkan Hertz rate - masalah dgn circuit dan m'baiknya			Mohd Safari Jaafar Pensyarah Jab. Kejuruteraan Elektrik Politeknik Shah Alam
3	21/06/02 26/06/02	- mendapatkan theory pulse rate meter. - Hatching & menyedak. Litar - membuat model pulse rate. - membuat casing		jumpa En. Safari dgn litar elektronik	ZUNNUHARAH MOHAMAD Pensyarah Jabatan Kejuruteraan Elektrik Politeknik Sultan Salahuddin Abdul Aziz Shah
4	28/06/02 01/07/02	- menyiapkan soldering komponen - menyiapkan casing			ABU BAKAR HAFIS B KAHAR Pensyarah Jabatan Kejuruteraan Elektrik Politeknik Sultan Salahuddin Abdul Aziz Shah
5	05/07/02 08/07/02	- menyiapkan sensor - pematuan btm habis - Pateuan komponen mengikut litar yg dibuat.			Hifa Isdala Kapur litar yg kapur
	12/07/02			Sila fujuk pecah litar	

42

22/7.

10

- membeli molex connector setali dgn
- membeli 11V board.

for 22/7. Rujide am 22/7.

- simple utf-8
- inherent component
- test.

- sedang menyiapkan lukisan PCB

19/07/02	22/07/02
----------	----------

7

1

CUTI PERTENGAHAN SEMESTER

bitar soap
- newspaper report.

Hantar report
Siapkan hardware.

23-8-02 - presentation.

23/08/02
26/08/02

26/08/02

30/08/02

14	06/09/02 09/09/02	Konsern Projek.			
15	13/09/02 16/09/02				
16	20/09/02 23/09/02	PEPERIKSAAN AKHIR SEMESTER			
	04/10/02				

- Cadangan Aktiviti dan Tujuan/Objektif perlu dirancang dan dinyatakan dari minggu pertama hingga minggu terakhir. Aktiviti ini perlu disiapkan sebelum minggu kedua
- Setiap kumpulan hanya perlu sediakan satu salinan.
- Segala kerja mingguan perlu ditunjuk dan disenak oleh Penyelidikan Projek berkenaan.
- Gerak-kerja ini digunakan sebagai garis panduan untuk mengukur prestasi pelajar dari masa ke semasa.
- Gerak-kerja ini hendaklah dilampirkan bersama *Laporan Projek* atau diserahkan kepada penyelia projek berkenaan.

Oximetry - Theory

EE Biomedical Engineering Handbook pgs 1349-1352

8.3 Typical pulse oximeter sensing configuration on a finger. Light at two different wavelengths is emitted by the source, diffusely through the finger, and detected on the opposite side by a photodetector.

oximetry is based on the fractional change in light transmission during an arterial pulse at two different wavelengths. In this method the fractional change in the signal is due only to the arterial blood itself, and therefore the nonpulsatile and highly variable optical characteristics of tissue are eliminated. In a typical configuration, two different wavelengths illuminating one side of a finger will be detected on the other side, after having passed through the intervening vascular tissues (Fig. 88.3). The transmission of light at each wavelength is a function of the color, and structure of the skin, tissue, bone, blood, and other material through which the light passes. The optical density of light by a sample is defined as the negative logarithm of the ratio of the light intensity in the presence of the sample (I) to that without (I_0): $A = -\log(I/I_0)$. According to the Beer-Lambert law, the absorbance of a sample at a wavelength with a molar absorptivity (a) is directly proportional to both the concentration (C) and pathlength (L) of the absorbing material: $A = aCL$. (In actuality, biologic tissue is highly scattering, and the Beer-Lambert law is only approximately correct; see the references for further elaboration.) Visible or near-infrared light passing through about 1 cm of tissue (e.g., a finger) will be attenuated by about one or two orders of magnitude for a typical emitter-detector geometry, corresponding to an effective optical density (OD) of 1-2 OD (the detected light intensity is reduced by one order of magnitude for each OD unit). Although hemoglobin in the blood is the single strongest absorbing molecule, most of the total attenuation is due to the scattering of light away from the detector by the highly heterogeneous tissue. Since human tissue contains about 7% blood, and since blood contains typically about 14 g/dL of hemoglobin, the effective hemoglobin concentration in tissue is about 1 g/dL (~150 μ M). At the wavelengths used for pulse oximetry (650 - 950 nm), the oxy- and deoxyhemoglobin molar absorptivities fall in the range of 100- 1000 M^{-1} cm⁻¹ and consequently hemoglobin accounts for less than 0.2 OD of the total observed optical density. Of this amount, only 10% is pulsatile, and consequently pulse signals of only about a few percent are ultimately measured, at best one-tenth of this.

A mathematical model for pulse oximetry begins by considering light at two wavelengths, λ_1 and λ_2 passing through a sample and being detected at a distant location as in Fig. 88.3. At each wavelength the total light attenuation is described by the sum of different component absorbances: oxyhemoglobin in the blood (concentration C_o , molar absorptivity a_o , and effective pathlength L_o), "reduced" deoxyhemoglobin in the blood (concentration C_r , molar absorptivity a_r , and effective pathlength L_r), specific variable absorbances that are not from the arterial blood (concentration C_x , molar absorptivity a_x , and effective pathlength L_x), and all other non-specific sources of optical attenuation, combined as A_y , which can include scattering, geometric factors, and characteristics of the emitter and detector elements. The total absorbance at the two wavelengths can then be written:

$$A_1 = a_o C_o L_o + a_r C_r L_r + a_x C_x L_x + A_y$$

$$A_2 = a_o C_o L_o + a_r C_r L_r + a_x C_x L_x + A_y \quad (88.2)$$

Blood volume change due to the arterial pulse results in a modulation of the measured absorbances. By taking the time rate of change of the absorbances, the two last terms in each equation are effectively zero, since the concentration of the absorbing material outside the arterial blood do not change during a pulse [$d(C_x L_x)/dt=0$], and the nonspecific effects on light attenuation are also effectively invariant on the time scale of a cardiac cycle ($dA_y/dt=0$). Since the extinction coefficients are constant, and the blood concentrations are constant on the time scale of a cardiac cycle, the time-dependent changes in the absorbances at the two wavelengths can be assigned entirely to the change in the blood pathlength (dL_o/dt and dL_r/dt). With the additional assumption that these two blood pathlength changes are proportional (or more generally, their ratio is a constant), the ratio R of the time rate of change of the absorbance at wavelength 1 to that at wavelength 2 reduces to the following:

$$\frac{dA_1/dt}{dA_2/dt} = \frac{-d \log(I_1/I_0)/dt}{-d \log(I_2/I_0)/dt} = \frac{\Delta I_1/I_1}{\Delta I_2/I_2} = \frac{a_o C_o + a_r C_r}{a_o C_o + a_r C_r} \quad (88.3)$$

www.nda-or.ac.uk

sensors - how principles

www.angesthesiologie.med.uni-erlangen.de/.../9-schmerz.htm

$$\frac{a_{r_1} - a_{r_2}R}{a_{o_1} - (a_{r_2} - a_{o_2})R} \quad (88.4)$$

By using the measurement of the ratio of the fractional change in signal intensity of the two LEDs is used along with empirically determined calibration equation to obtain a beat-by-beat measurement of the arterial oxygen saturation in the tissue - continuously, noninvasively, and to an accuracy of a few percent.

Immunometry is now routinely used in nearly all operating rooms and critical care areas in the United States and increasingly throughout the world. It has become so pervasive and useful that it is now being called the "fifth" vital sign. For an excellent review of practical aspects and clinical applications of the technology see Kelleher [1989]).

Fig. 8.4 Relationship between the measured ratio of fractional changes in light intensity at two wavelengths, R , and the oxygen saturation S . The Lambert model is from Eq. (88.4) with $a_{01} = 100$, $a_{02} = 300$, $a_{r1} = 800$, and $a_{r2} = 200$. Empirical calibration is based on %S = 100% $\times$ ($k_1 - k_2 R$) with $k_1 = 1000$, $k_2 = 550$, $k_3 = 900$, and $k_4 = 350$, with a linear extrapolation below 70%.

Reflectance sensors have also been developed based on the same principles and offer a wider choice for sensor materials, though they tend to be less accurate and prone to more types of interference.

Limitations of pulse oximetry include sensitivity to high levels of optical or electric interference, errors due to high concentrations of dysfunctional hemoglobins (methemoglobin or carboxyhemoglobin) or interference from physiologic dyes (such as methylene blue). Other important factors, such as total hemoglobin content, fetal hemoglobin, or sickle cell disease, have little or no effect on the measurement except under extreme conditions. Performance can also be compromised by poor signal quality, as may occur for poorly perfused tissues with weak pulse amplitudes or by motion.

Hardware and software advances continue to provide more sensitive signal detection and filtering capabilities, allowing pulse oximeters to work better on more ambulatory patients. Already some pulse oximeters incorporate ECG signal processing for improved signal processing. A pulse oximeter for use in labor and delivery is currently under active development by several research groups and companies. A likely implementation may include use of a reflectance sensor for the fetal head to monitor the adequacy of fetal oxygenation. This application is still in active development, and clinical utility remains to be demonstrated.

DUSHPK
KALIAPPAN

pushpa
salim

Products > Analog - Regulators > Linear Regulators - Standard/NPN > Positive
Voltage - Adjustable > LM317

LM317 Product Folder

3-Terminal Adjustable Regulator

See Also: [LM1117](#) - LOWER DROPOUT VOLTAGE/SMALLER PACKAGE

Generic P/N 317

[General Description](#)

[Features](#)

[Datasheet](#)

[Package & Models](#)

[Samples & Pricing](#)

[Design Tools](#)

[App Notes](#)

Parametric Table

Multiple Output Capability	No
On/Off Pin	No
Error Flag	No
Output Voltage, min (Volt)	4.20

Parametric Table

Input Voltage, max (Volt)	40, 37
Output Current, max	1000 mA, 1500 mA
Watchdog	No
Output Voltage, min (Volt)	1.20
Output Voltage, max (Volt)	37

Datasheet

Title	Size in Kbytes	Date	 View Online	 Download	 Receive Email
LM117 LM317A LM317 3-Terminal Adjustable Regulator	654 Kbytes	4-Sep-01	View Online	Download	Receive Email
LM117 LM317A LM317 3-Terminal Adjustable Regulator (JAPANESE) このサイトの日本語版データシートは最新版ではない場合があります。ご検討の際は、最新の英語版データシートを必ずご確認ください。	324 Kbytes		オンラインで見る	ダウンロード	Eメールで

If you have trouble printing or viewing PDF file(s), see [Printing Problems](#).

Package Availability, Models, Samples & Pricing

Part Number	Package		Status	Models		Samples & Electronic Orders	Budgetary Pricing		Std Pack Size	Part Marking
	Type	# pins		SPICE	IBIS		Qty	\$US each		
LM317EMP	SOT-223	4	Full production	N/A	N/A	Samples	1K+	\$0.3600	reel of 1000	¢ N

<http://www.national.com/pf/LM/LM317.html>

8/1/2002

[illegible]

M317H MWC	Wafer	Full production	N/A	N/A				jar of N/A
M317K MWC	Wafer	Full production	N/A	N/A				wafer jar of N/A

General Description

The LM117 series of adjustable 3-terminal positive voltage regulators is capable of supplying in excess of 1.5A over a 1.2V to 37V output range. They are exceptionally easy to use and require only two external resistors to set the output voltage. Further, both line and load regulation are better than standard fixed regulators. Also, the LM117 is packaged in standard transistor packages which are easily mounted and handled.

In addition to higher performance than fixed regulators, the LM117 series offers full overload protection available only in IC's. Included on the chip are current limit, thermal overload protection and safe area protection. All overload protection circuitry remains fully functional even if the adjustment terminal is disconnected.

Normally, no capacitors are needed unless the device is situated more than 6 inches from the input filter capacitors in which case an input bypass is needed. An optional output capacitor can be added to improve transient response. The adjustment terminal can be bypassed to achieve very high ripple rejection ratios which are difficult to achieve with standard 3-terminal regulators.

Besides replacing fixed regulators, the LM117 is useful in a wide variety of other applications. Since the regulator is "floating" and sees only the input-to-output differential voltage, supplies of several hundred volts can be regulated as long as the maximum input to output differential is not exceeded, i.e., avoid short-circuiting the output.

Also, it makes an especially simple adjustable switching regulator, a programmable output regulator, or by connecting a fixed resistor between the adjustment pin and output, the LM117 can be used as a precision current regulator. Supplies with electronic shutdown can be achieved by clamping the adjustment terminal to ground which programs the output to 1.2V where most loads draw little current.

For applications requiring greater output current, see LM150 series (3A) and LM138 series (5A) data sheets.
For the negative complement, see LM137 series data sheet.

Features

- Guaranteed 1% output voltage tolerance (LM317A)
- Guaranteed max. 0.01%/V line regulation (LM317A)
- Guaranteed max. 0.3% load regulation (LM117)
- Guaranteed 1.5A output current
- Adjustable output down to 1.2V
- Current limit constant with temperature
- P⁺ Product Enhancement tested
- 80 dB ripple rejection
- Output is short-circuit protected

Design Tools

Title	Size in Kbytes	Date	 View Online	 Download	Receive via Email
LM317MDT Qualification Package	803 Kbytes	19-Oct-1999	View Online	Download	Receive via Email

If you have trouble printing or viewing PDF file(s), see [Printing Problems](#).

Application Notes

Title	Size in Kbytes	Date	 View Online	 Download	 Receive via Email
AN-1148: Application Note 1148 Linear Regulators: Theory Of Operation and Compensation	143 Kbytes	24-May-00	View Online	Download	Receive via Email
AN-1164: Application Note 1164 LM3647 Reference Design User's Manual	197 Kbytes	9-Mar-01	View Online	Download	Receive via Email
AN-1165: Application Note 1165 Configuration Guide for LM3647 Reference Design	32 Kbytes	28-Sep-00	View Online	Download	Receive via Email
AN-178: Applications for an Adjustable IC Power Regulator	95 Kbytes	4-Nov-95	View Online	Download	Receive via Email
AN-181: Application Note 181 3-Terminal Regulator Is Adjustable	123 Kbytes	8-Nov-00	View Online	Download	Receive via Email
AN-182: Improving Power Supply Reliability with IC Power Regulators	76 Kbytes	4-Nov-95	View Online	Download	Receive via Email
AN-353: MM58167B Real-Time Clock Design Guide	263 Kbytes	4-Nov-95	View Online	Download	Receive via Email
LB-35: Adjustable 3-Terminal Regulator for Low-Cost Battery Charging Systems	80 Kbytes	28-Jun-96	View Online	Download	Receive via Email
LB-46: A New Production Technique for Trimming Voltage Regulators	91 Kbytes	28-Jun-96	View Online	Download	Receive via Email
LB-47: High Voltage Adjustable Power Supplies	69 Kbytes	28-Jun-96	View Online	Download	Receive via Email

If you have trouble printing or viewing PDF file(s), see [Printing Problems](#).

Information as of 1-Aug-2002]

Search

[Design](#) [Purchasing](#) [Quality](#) [Company](#)

[About Languages](#) . [Website Guide](#) . [About "Cookies"](#) . National is [QS 9000 Certified](#) . [Privacy/Security Statement](#) . [Contact Us](#) . [Site Terms & Conditions of Use](#) . Copyright 2002 © National Semiconductor Corporation . [My Preferences](#) . [Feedback](#)

<http://www.national.com/pf/LM/LM317.html>

8/1/2002

DATA SHEET

For a complete data sheet, please also download:

- The IC06 74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Family Specifications
- The IC06 74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Package Information
- The IC06 74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Package Outlines

74HC/HCT4514 4-to-16 line decoder/demultiplexer with input latches

Product specification
File under Integrated Circuits, IC06

September 1993

Philips
Semiconductors



PHILIPS

07,59
22,52,56,1

DATA SHEET

For a complete data sheet, please also download:

- The IC04 LOCMOS HE4000B Logic Family Specifications HEF, HEC
- The IC04 LOCMOS HE4000B Logic Package Outlines/Information HEF, HEC

HEF4528B

MSI

Dual monostable multivibrator

Product specification
File under Integrated Circuits, IC04

January 1995

Philips
Semiconductors

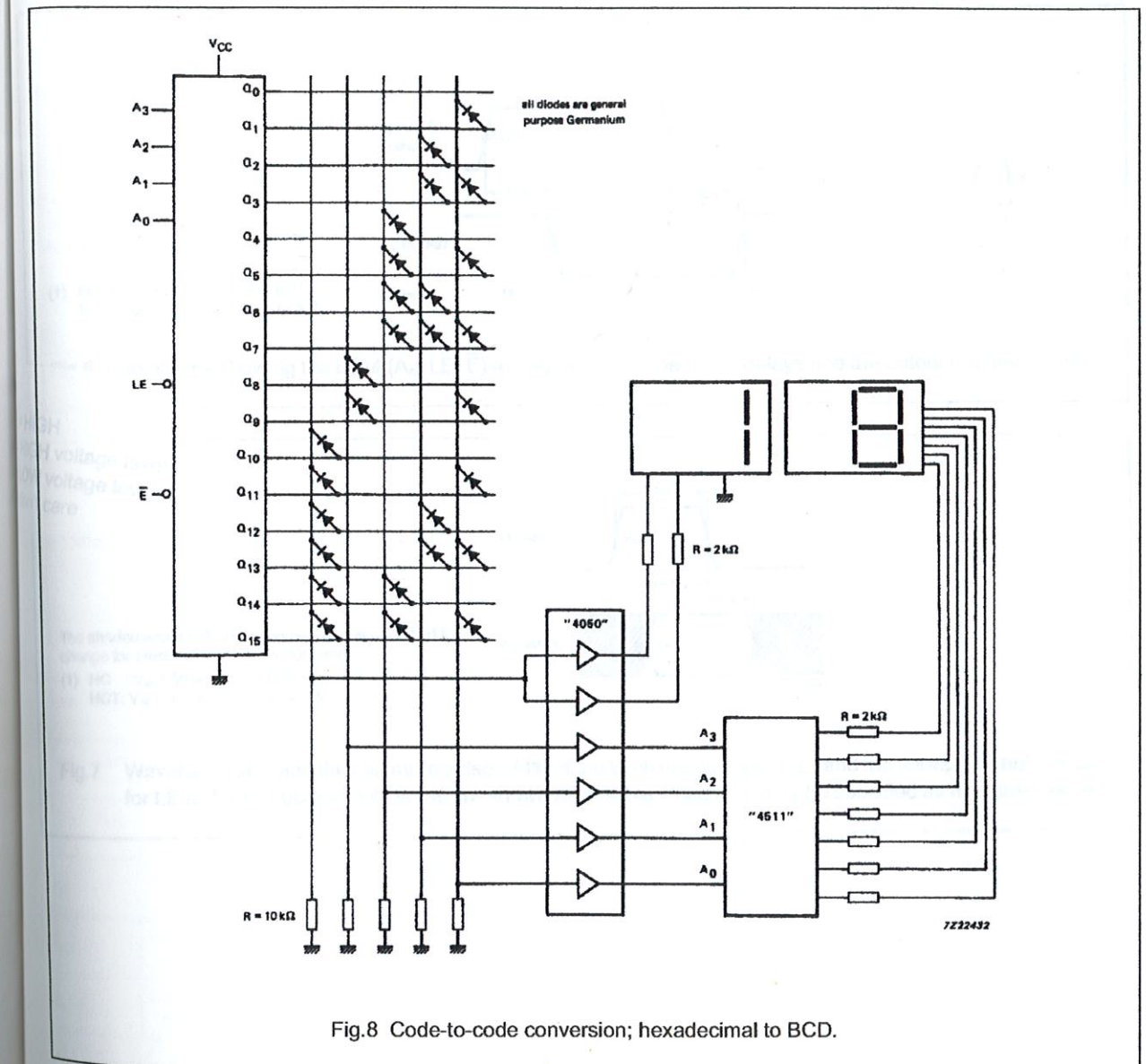


PHILIPS

4-to-16 line decoder/demultiplexer with input latches

74HC/HCT4514

APPLICATION INFORMATION



PACKAGE OUTLINES

See "74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Package Outlines".

September 1993

4-to-16 line decoder/demultiplexer with input latches

74HC/HCT4514

AC WAVEFORMS

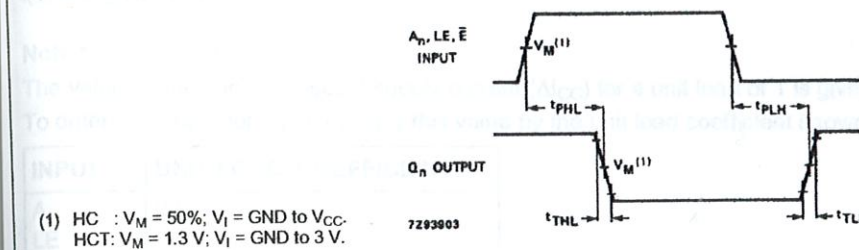


Fig.6 Waveforms showing the input (A_n , LE, $\bar{E}$) to output (Q_n) propagation delays and the output transition times.

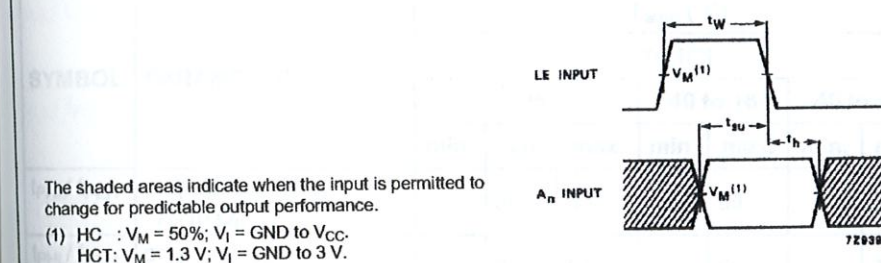


Fig.7 Waveforms showing the minimum pulse width of the latch enable input (LE) and the set-up and hold times for LE to A_n . Set-up and hold times are shown as positive values but may be specified as negative values.

4-to-16 line decoder/demultiplexer with input latches

74HC/HCT4514

DC CHARACTERISTICS FOR 74HCT

For the DC characteristics see "74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Family Specifications".

Output capability: standard

I_{CC} category: MSI

Note to HCT types

The value of additional quiescent supply current (ΔI_{CC}) for a unit load of 1 is given in the family specifications.

To determine ΔI_{CC} per input, multiply this value by the unit load coefficient shown in the table below.

INPUT	UNIT LOAD COEFFICIENT
A _n	0.65
LE	1.40
$\bar{E}$	1.00

AC CHARACTERISTICS FOR 74HCT

GND = 0 V; t_r = t_f = 6 ns; C_L = 50 pF

SYMBOL	PARAMETER	T _{amb} (°C)							UNIT	TEST CONDITIONS	
		74HCT								V _{CC} (V)	WAVEFORMS
		+25			-40 to +85		-40 to +125				
		min.	typ.	max.	min.	max.	min.	max.			
t _{PHL} / t _{PLH}	propagation delay A _n to Q _n		30	55		69		83	ns	4.5	Fig.6
t _{PHL} / t _{PLH}	propagation delay LE to Q _n		29	50		63		75	ns	4.5	Fig.6
t _{PHL} / t _{PLH}	propagation delay E to Q _n		17	40		50		60	ns	4.5	Fig.6
t _{THL} / t _{TLH}	output transition time		7	15		19		22	ns	4.5	Fig.6
t _w	latch enable pulse width HIGH	16	4		20		24		ns	4.5	Fig.7
t _{su}	set-up time A _n to LE	18	9		23		27		ns	4.5	Fig.7
t _h	hold time A _n to LE	3	-3		3		3		ns	4.5	Fig.7

4-to-16 line decoder/demultiplexer with
input latches

74HC/HCT4514

DC CHARACTERISTICS FOR 74HC

For the DC characteristics see "74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Family Specifications".

Output capability: standard

I_{CC} category: MSI

AC CHARACTERISTICS FOR 74HC

GND = 0 V; t_r = t_f = 6 ns; C_L = 50 pF

SYMBOL	PARAMETER	T _{amb} (°C)								UNIT	TEST CONDITIONS	
		74HC									V _{CC} (V)	WAVEFORMS
		+25			-40 to +85		-40 to +125					
		min.	typ.	max.	min.	max.	min.	max.				
t _{PHL} / t _{PLH}	propagation delay A _n to Q _n		74 27 22	230 46 39		290 58 49		345 69 59	ns	2.0 4.5 6.0	Fig.6	
t _{PHL} / t _{PLH}	propagation delay LE to Q _n		74 27 22	230 46 39		290 58 49		345 69 59	ns	2.0 4.5 6.0	Fig.6	
t _{PHL} / t _{PLH}	propagation delay E to Q _n		41 15 12	175 35 30		220 44 37		265 53 45	ns	2.0 4.5 6.0	Fig.6	
t _{THL} / t _{TLH}	output transition time		19 7 6	75 15 13		95 19 16		110 22 19	ns	2.0 4.5 6.0	Fig.6	
t _w	latch enable pulse width HIGH	80 16 14	14 5 4		100 20 17		120 24 20		ns	2.0 4.5 6.0	Fig.7	
t _{su}	set-up time A _n to LE	90 18 15	25 9 7		115 23 20		135 27 23		ns	2.0 4.5 6.0	Fig.7	
t _h	hold time A _n to LE	1 1 1	-11 -4 -3		1 1 1		1 1 1		ns	2.0 4.5 6.0	Fig.7	

ORDERING INFORMATION
See 74HC.

September 1993

4-to-16 line decoder/demultiplexer with input latches

74HC/HCT4514

FEATURES

- Non-inverting outputs
- Output capability: standard
- I_{CC} category: MSI

GENERAL DESCRIPTION

The 74HC/HCT4514 are high-speed Si-gate CMOS devices and are pin compatible with "4514" of the "4000B" series. They are specified in compliance with JEDEC standard no. 7A.

The 74HC/HCT4514 are 4-to-16 line decoders/demultiplexers having four binary weighted address inputs (A_0 to A_3), with latches, a latch enable input (LE), and an active LOW enable input ($\bar{E}$). The 16 outputs (Q_0 to Q_{15}) are mutually exclusive active HIGH. When LE is HIGH, the selected output is determined by the data on A_n . When LE goes LOW, the last data present at A_n are stored in the latches and the outputs remain stable. When $\bar{E}$ is LOW, the selected output, determined by the contents of the latch, is HIGH. At $\bar{E}$ HIGH, all outputs are LOW. The enable input ($\bar{E}$) does not affect the state of the latch.

When the "4514" is used as a demultiplexer, $\bar{E}$ is the data input and A_0 to A_3 are the address inputs.

QUICK REFERENCE DATA

GND = 0 V; $T_{amb} = 25^\circ\text{C}$; $t_r = t_f = 6\text{ ns}$

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	TYPICAL		UNIT
			HC	HCT	
t_{PHL}/t_{PLH}	propagation delay A_n to Q_n	$C_L = 15\text{ pF}$; $V_{CC} = 5\text{ V}$	23	26	ns
C_i	input capacitance		3.5	3.5	pF
C_{PD}	power dissipation capacitance per package	notes 1 and 2	44	45	pF

Notes

1. C_{PD} is used to determine the dynamic power dissipation (P_D in μW):

$$P_D = C_{PD} \times V_{CC}^2 \times f_i + \sum (C_L \times V_{CC}^2 \times f_o) \text{ where:}$$

f_i = input frequency in MHz

f_o = output frequency in MHz

$\sum (C_L \times V_{CC}^2 \times f_o)$ = sum of outputs

C_L = output load capacitance in pF

V_{CC} = supply voltage in V

2. For HC the condition is $V_i = \text{GND to } V_{CC}$
For HCT the condition is $V_i = \text{GND to } V_{CC} - 1.5\text{ V}$

ORDERING INFORMATION

See "74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Package Information".

Dual monostable multivibrator

HEF4528B
MSI

FUNCTION TABLE

INPUTS			OUTPUTS	
$\bar{I}_0$	I_1	$\bar{C}_D$	O	$\bar{O}$
	L	H		
H		H		
X	X	L	L	H

Notes

1. H = HIGH state (the more positive voltage)
2. L = LOW state (the less positive voltage)
3. X = state is immaterial
4. = positive-going transition
5. = negative-going transition
6. = positive or negative output pulse; width is determined by C_L and R_L

AC CHARACTERISTICS

 $V_{SS} = 0$ V; $T_{amb} = 25$ °C; $C_L = 50$ pF; input transition times ≤ 20 ns

	V_{DD} V	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	TYPICAL EXTRAPOLATION FORMULA
Propagation delays	5 10 15	$\bar{I}_0, I_1 \rightarrow \bar{O}$ HIGH to LOW t_{PHL}	140	280	ns	113 ns + (0,55 ns/pF) C_L
			50	100	ns	39 ns + (0,23 ns/pF) C_L
			35	70	ns	27 ns + (0,16 ns/pF) C_L
	5 10 15	$\bar{I}_0, I_1 \rightarrow O$ LOW to HIGH t_{PLH}	155	305	ns	128 ns + (0,55 ns/pF) C_L
			60	115	ns	49 ns + (0,23 ns/pF) C_L
			40	80	ns	32 ns + (0,16 ns/pF) C_L
	5 10 15	$\bar{C}_D \rightarrow O$ HIGH to LOW t_{PHL}	105	210	ns	78 ns + (0,55 ns/pF) C_L
			40	85	ns	29 ns + (0,23 ns/pF) C_L
			30	60	ns	22 ns + (0,16 ns/pF) C_L
Output transition times	5 10 15	$\bar{C}_D \rightarrow \bar{O}$ LOW to HIGH t_{PLH}	120	240	ns	93 ns + (0,55 ns/pF) C_L
			50	105	ns	39 ns + (0,23 ns/pF) C_L
			35	70	ns	27 ns + (0,16 ns/pF) C_L
	5 10 15	HIGH to LOW t_{THL}	60	120	ns	10 ns + (1,0 ns/pF) C_L
			30	60	ns	9 ns + (0,42 ns/pF) C_L
			20	40	ns	6 ns + (0,28 ns/pF) C_L
LOW to HIGH	5 10 15	t_{TLH}	60	120	ns	10 ns + (1,0 ns/pF) C_L
			30	60	ns	9 ns + (0,42 ns/pF) C_L
			20	40	ns	6 ns + (0,28 ns/pF) C_L

Dual monostable multivibrator

HEF4528B
MSI

AC CHARACTERISTICS

 $V_{SS} = 0\text{ V}$; $T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$; input transition times $\leq 20\text{ ns}$; $R_i = 5\text{ k}\Omega$; $C_L = 15\text{ pF}$

	V_{DD} V	TYPICAL FORMULA FOR P (μW)	
Dynamic power dissipation per package (P)	5 10 15	$4000 f_i + \sum (f_o C_L) \times V_{DD}^2$ $20\,000 f_i + \sum (f_o C_L) \times V_{DD}^2$ $59\,000 f_i + \sum (f_o C_L) \times V_{DD}^2$	where f_i = input freq. (MHz) f_o = output freq. (MHz) C_L = load capacitance (pF) $\sum (f_o C_L)$ = sum of outputs V_{DD} = supply voltage (V)

AC CHARACTERISTICS

 $V_{SS} = 0\text{ V}$; $T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$; $C_L = 50\text{ pF}$; input transition times $\leq 20\text{ ns}$; see also waveforms Fig.5.

	V_{DD} V	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	
Recovery time for $\bar{C}_D$	5 10 15	t_{RCD}	0	-75	ns	
Minimum $\bar{I}_0$ pulse width; LOW	5 10 15	t_{WI0L}	50	25	ns	
Minimum I_1 pulse width; HIGH	5 10 15	t_{WI1H}	50	25	ns	
Minimum $\bar{C}_D$ pulse width; LOW	5 10 15	t_{WCDL}	60	30	ns	
Set-up time $\bar{C}_D \rightarrow \bar{I}_0$ or I_1	5 10 15	t_{su}	0	-105	ns	to avoid change in output
Output O pulse width; HIGH	5 10 15	t_{WOH}	-	235	ns	note 1
Output O pulse width; HIGH	5 10 15	t_{WOH}	-	5,45	μs	note 2
Change in output O pulse width over temperature	5 10 15	Δt_{wo}	-	± 3	%	note 3
Change in output O pulse width over V_{DD}	5 10 15	Δt_{wo}	-	± 2	%	$V_{DD} \pm 5\%$

Dual monostable multivibrator

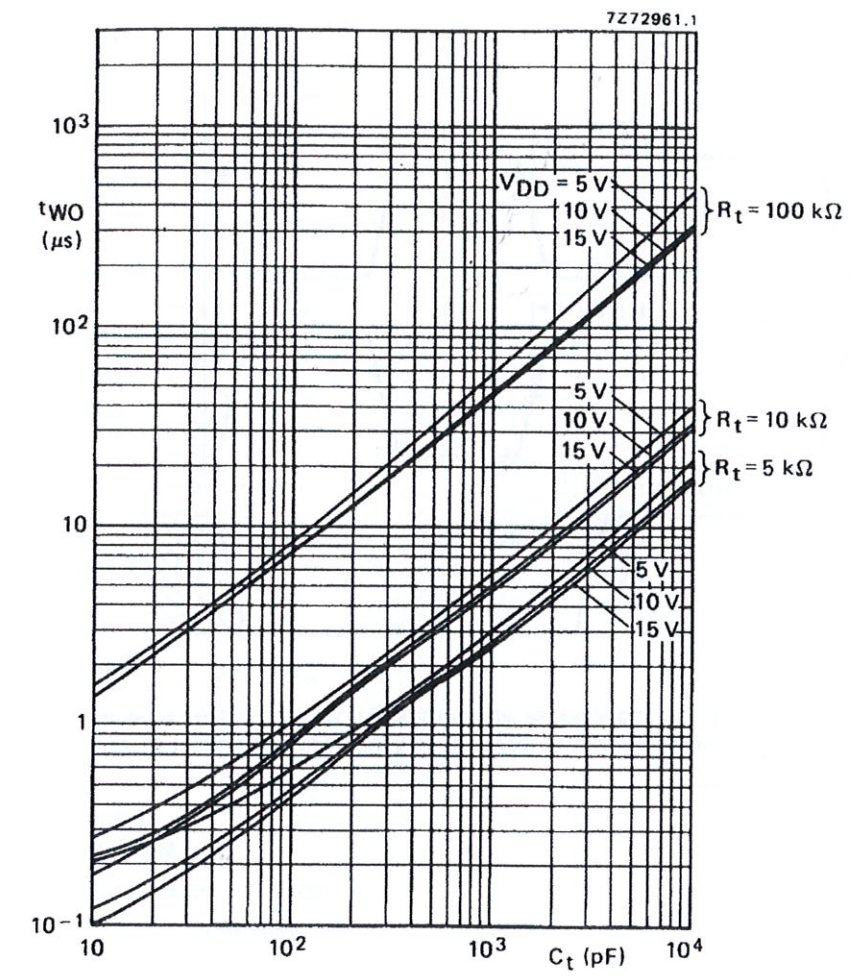
HEF4528B
MSI

	V _{DD} V	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	
External timing resistor	5	R _t	5	—	2000	kΩ
	10		5	—	2000	kΩ
	15		5	—	2000	kΩ
External timing capacitor	5	C _t	no limits			
	10		no limits			
	15		no limits			

Notes

- R_t = 5 kΩ; C_t = 15 pF; for other R_t, C_t combinations and C_t < 0,01 μF see graph Fig.4.
- R_t = 10 kΩ; C_t = 1000 pF; for other R_t, C_t combinations and C_t > 0,01 μF use formula $t_{WO} = K \cdot R_t \cdot C_t$, where: t_{WO} = output pulse width (s)
R_t = external timing resistor (Ω)
C_t = external timing capacitor (F)
K = 0,42 for V_{DD} = 5 V
K = 0,32 for V_{DD} = 10 V
K = 0,30 for V_{DD} = 15 V
- T_{amb} = -40 to +85 °C; Δt_{WO} is referenced to t_{WO} at T_{amb} = 25 °C.

Dual monostable multivibrator

HEF4528B
MSIFig.4 Output pulse width (t_{WO}) as a function of external timing capacitor (C_t).

Dual monostable multivibrator

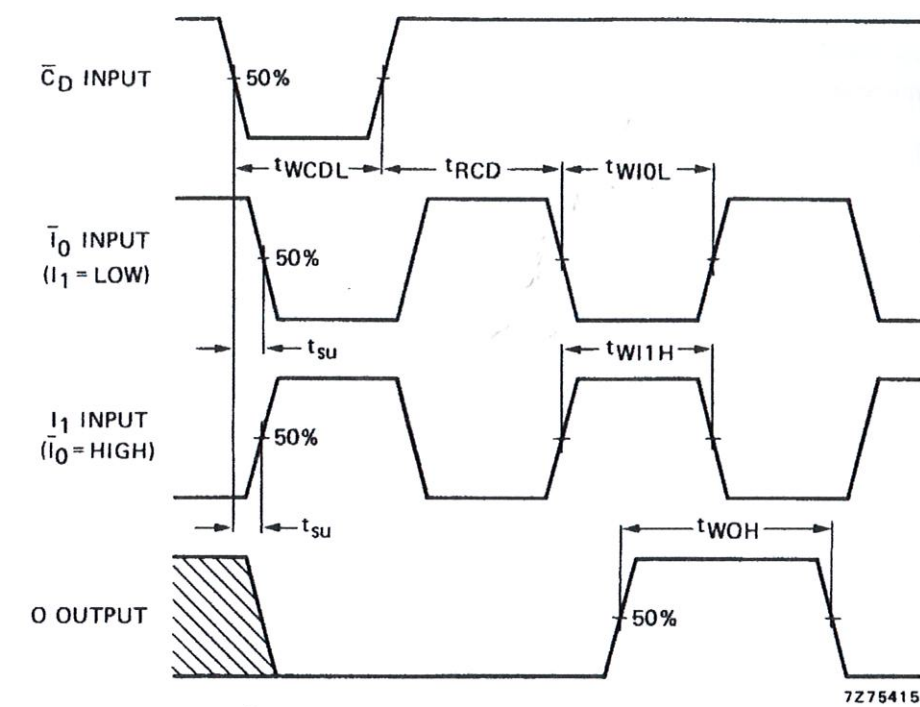
HEF4528B
MSI

Fig.5 Waveforms showing minimum $\bar{I}_0$, I_1 and O pulse widths, set-up and recovery times. Set-up and recovery times are shown as positive values but may be specified as negative values.

APPLICATION INFORMATION

An example of an application for the HEF4528B is:

- Non-retriggerable monostable multivibrator

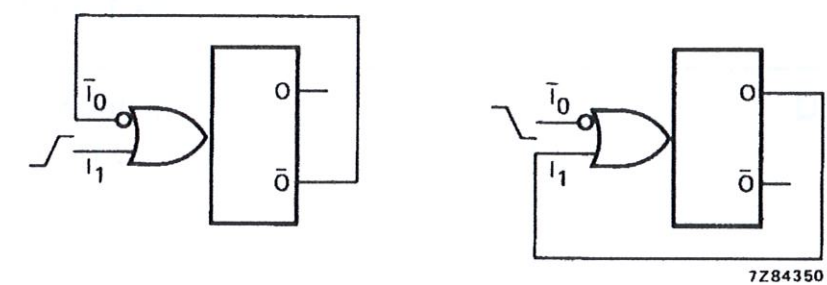


Fig.6 Two examples for a non-retriggerable monostable multivibrator using half of HEF4528B (LOW to HIGH and HIGH to LOW triggered).

DATA SHEET

For a complete data sheet, please also download:

- The IC06 74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Family Specifications
- The IC06 74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Package Information
- The IC06 74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Package Outlines

74HC/HCT4060

14-stage binary ripple counter with oscillator

Product specification
File under Integrated Circuits, IC06

December 1990

Philips
Semiconductors



PHILIPS

14-stage binary ripple counter with oscillator

74HC/HCT4060

FEATURES

- All active components on chip
- RC or crystal oscillator configuration
- Output capability: standard (except for R_{TC} and C_{TC})
- I_{CC} category: MSI

GENERAL DESCRIPTION

The 74HC/HCT4060 are high-speed Si-gate CMOS devices and are pin compatible with "4060" of the "4000B" series. They are specified in compliance with JEDEC standard no. 7A.

The 74HC/HCT4060 are 14-stage ripple-carry counter/dividers and oscillators with three oscillator

terminals (RS, R_{TC} and C_{TC}), ten buffered outputs (Q₃ to Q₉ and Q₁₁ to Q₁₃) and an overriding asynchronous master reset (MR).

The oscillator configuration allows design of either RC or crystal oscillator circuits. The oscillator may be replaced by an external clock signal at input RS. In this case keep the other oscillator pins (R_{TC} and C_{TC}) floating.

The counter advances on the negative-going transition of RS. A HIGH level on MR resets the counter (Q₃ to Q₉ and Q₁₁ to Q₁₃ = LOW), independent of other input conditions.

In the HCT version, the MR input is TTL compatible, but the RS input has CMOS input switching levels and can be driven by a TTL output by using a pull-up resistor to V_{CC}.

QUICK REFERENCE DATA

GND = 0 V; T_{amb} = 25 °C; t_r = t_f = 6 ns

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	TYPICAL		UNIT
			HC	HCT	
t _{PHL} / t _{PLH}	propagation delay	C _L = 15 pF; V _{CC} = 5 V			
	RS to Q ₃		31	31	ns
	Q _n to Q _{n+1}		6	6	ns
	MR to Q _n		17	18	ns
t _{PHL}			87	88	MHz
f _{max}	maximum clock frequency				
C _I	input capacitance		3.5	3.5	pF
C _{PD}	power dissipation capacitance per package	notes 1, 2 and 3	40	40	pF

Notes

1. C_{PD} is used to determine the dynamic power dissipation (P_D in μW):
 $P_D = C_{PD} \times V_{CC}^2 \times f_i + \sum (C_L \times V_{CC}^2 \times f_o)$ where:
f_i = input frequency in MHz
f_o = output frequency in MHz
 $\sum (C_L \times V_{CC}^2 \times f_o)$ = sum of outputs
C_L = output load capacitance in pF
V_{CC} = supply voltage in V
2. For HC the condition is V_I = GND to V_{CC}
For HCT the condition is V_I = GND to V_{CC} - 1.5 V
3. For formula on dynamic power dissipation see next pages.

ORDERING INFORMATION

See "74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Package Information".

14-stage binary ripple counter with oscillator

74HC/HCT4060

DC CHARACTERISTICS FOR 74HC

Output capability: standard (except for R_{TC} and C_{TC}) I_{CC} category: MSI

Voltages are referenced to GND (ground = 0 V)

SYM-BOL	PARAMETER	T _{amb} (°C)							UNIT	TEST CONDITIONS		
		74HC								V _{CC} (V)	V _I	OTHER
		+25			-40 to +85		-40 to +125					
		min.	typ.	max.	min.	max.	min.	max.				
V _{IH}	HIGH level input voltage MR input	1.5 3.15 4.2	1.3 2.4 3.1		1.5 3.15 4.2		1.5 3.15 4.2		V	2.0 4.5 6.0		
V _{IL}	LOW level input voltage MR input		0.8 2.1 2.8	0.5 1.35 1.8		0.5 1.35 1.8		0.5 1.35 1.8	V	2.0 4.5 6.0		
V _{IH}	HIGH level input voltage RS input	1.7 3.6 4.8			1.7 3.6 4.8		1.7 3.6 4.8		V	2.0 4.5 6.0		
V _{IL}	LOW level input voltage RS input			0.3 0.9 1.2		0.3 0.9 1.2		0.3 0.9 1.2	V	2.0 4.5 6.0		
V _{OH}	HIGH level output voltage R _{TC} output	3.98 5.48			3.84 5.34		3.7 5.2		V	4.5 6.0	RS=GND and MR=GND	-I _O = 2.6 mA -I _O = 3.3 mA
		3.98 5.48			3.84 5.34		3.7 5.2		V	4.5 6.0	RS=V _{CC} and MR=V _{CC}	-I _O = 0.65 mA -I _O = 0.85 mA
		1.9 4.4 5.9	2.0 4.5 6.0		1.9 4.4 5.9		1.9 4.4 5.9		V	2.0 4.5 6.0	RS=GND and MR=GND	-I _O = 20 μA -I _O = 20 μA -I _O = 20 μA
		1.9 4.4 5.9	2.0 4.5 6.0		1.9 4.4 5.9		1.9 4.4 5.9		V	2.0 4.5 6.0	RS=V _{CC} and MR=V _{CC}	-I _O = 20 μA -I _O = 20 μA -I _O = 20 μA
V _{OH}	HIGH level output voltage C _{TC} output	3.98 5.48			3.84 5.34		3.7 5.2		V	4.5 6.0	RS=V _{IH} and MR=V _{IL}	-I _O = 3.2 mA -I _O = 4.2 mA
V _{OH}	HIGH level output voltage except R _{TC} output	1.9 4.4 5.9	2.0 4.5 6.0		1.9 4.4 5.9		1.9 4.4 5.9		V	2.0 4.5 6.0	V _{IH} or V _{IL}	-I _O = 20 μA -I _O = 20 μA -I _O = 20 μA
V _{OH}	HIGH level output voltage except R _{TC} and C _{TC} outputs	3.98 5.48			3.84 5.34		3.7 5.2		V	4.5 6.0	V _{IH} or V _{IL}	-I _O = 4.0 mA -I _O = 5.2 mA
V _{OL}	LOW level output voltage R _{TC} output			0.26 0.26		0.33 0.33		0.4 0.4		4.5 6.0	RS=V _{CC} and MR=GND	I _O = 2.6 mA I _O = 3.3 mA
			0 0 0	0.1 0.1 0.1		0.1 0.1 0.1		0.1 0.1 0.1	V	2.0 4.5 6.0	RS=V _{CC} and MR=GND	I _O = 20 μA I _O = 20 μA I _O = 20 μA

14-stage binary ripple counter with oscillator

74HC/HCT4060

SYM-BOL	PARAMETER	T _{amb} (°C)							UNIT	TEST CONDITIONS		
		74HC								V _{CC} (V)	V _I	OTHER
		+25			-40 to +85		-40 to +125					
		min.	typ.	max.	min.	max.	min.	max.				
V _{OL}	LOW level output voltage C _{TC} output			0.26 0.26		0.33 0.33		0.4 0.4	V	4.5 6.0	RS=V _{IL} and MR=V _{IH}	I _O = 3.2 mA I _O = 4.2 mA
V _{OL}	LOW level output voltage except R _{TC} output		0 0 0	0.1 0.1 0.1		0.1 0.1 0.1		0.1 0.1 0.1	V	2.0 4.5 6.0	V _{IH} or V _{IL}	I _O = 20 μA I _O = 20 μA I _O = 20 μA
V _{OL}	LOW level output voltage except R _{TC} and C _{TC} outputs			0.26 0.26		0.33 0.33		0.4 0.4	V	4.5 6.0	V _{IH} or V _{IL}	I _O = 4.0 mA I _O = 5.2 mA
±I _I	input leakage current			0.1		1.0		1.0	μA	6.0	V _{CC} or GND	
I _{CC}	quiescent supply current			8.0		80.0		160.0	μA	6.0	V _{CC} or GND	I _O = 0

14-stage binary ripple counter with oscillator

74HC/HCT4060

AC CHARACTERISTICS FOR 74HC

GND = 0 V; $t_r = t_f = 6$ ns; $C_L = 50$ pF

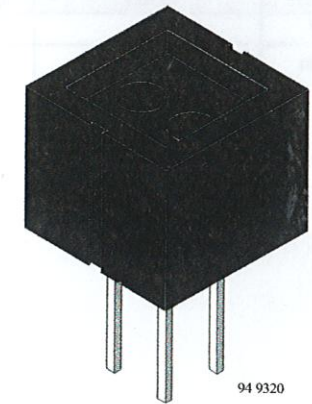
SYMBOL	PARAMETER	T _{amb} (°C)						UNIT	TEST CONDITIONS		
		74HC							V _{CC} (V)	WAVEFORMS	
		+25			-40 to +85		-40 to +125				
		min.	typ.	max.	min.	max.	min.				max.
t _{PHL} / t _{PLH}	propagation delay RS to Q ₃		99 36 29	300 60 51		375 75 64		450 90 77	ns	2.0 4.5 6.0	Fig.12
t _{PHL} / t _{PLH}	propagation delay Q _n to Q _{n+1}		22 8 6	80 16 14		100 20 17		120 24 20	ns	2.0 4.5 6.0	Fig.14
t _{PHL}	propagation delay MR to Q _n		55 20 16	175 35 30		220 44 37		265 53 45	ns	2.0 4.5 6.0	Fig.13
t _{THL} / t _{TLH}	output transition time		19 7 6	75 15 13		95 19 16		110 22 19	ns	2.0 4.5 6.0	Fig.12
t _W	clock pulse width RS; HIGH or LOW	80 16 14	17 6 5		100 20 17		120 24 20		ns	2.0 4.5 6.0	Fig.12
t _W	master reset pulse width MR; HIGH	80 16 14	25 9 7		100 20 17		120 24 20		ns	2.0 4.5 6.0	Fig.13
t _{rem}	removal time MR to RS	100 20 17	28 10 8		125 25 21		150 30 26		ns	2.0 4.5 6.0	Fig.13
f _{max}	maximum clock pulse frequency	6.0 30 35	26 80 95		4.8 24 28		4.0 20 24		MHz	2.0 4.5 6.0	Fig.12

Reflective Optosensor with Transistor Output

Description

The CNY70 has a compact construction where the emitting light source and the detector are arranged in the same direction to sense the presence of an object by using the reflective IR beam from the object.

The operating wavelength is 950 nm. The detector consists of a phototransistor.



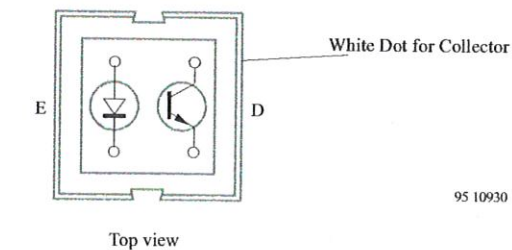
Applications

- Opto-electronic scanning and switching devices i.e., index sensing, coded disk scanning etc. (opto-electronic encoder assemblies for transmission sensing).

Features

- Compact construction in center-to-center spacing of 0.1"
- No setting required
- High signal output
- Low temperature coefficient
- Detector provided with optical filter

Pin Connection



Absolute Maximum Ratings

Input (Emitter)

Parameters	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Reverse voltage		V_R	5	V
Forward current		I_F	50	mA
Forward surge current	$t_p \leq 10 \mu s$			

Beer-Lambert Law

Introduction

The Beer-Lambert law (also called the Beer-Lambert-Bouguer law or simply Beer's law) is the linear relationship between absorbance and concentration of an absorber of electromagnetic radiation. The general Beer-Lambert law is usually written as:

$$A = a_{\lambda} \times b \times c$$

where A is the measured absorbance, a_{λ} is a wavelength-dependent absorptivity coefficient, b is the path length, and c is the analyte concentration. When working in concentration units of molarity, the Beer-Lambert law is written as:

$$A = \epsilon_{\lambda} \times b \times c$$

where ϵ_{λ} is the wavelength-dependent molar absorptivity coefficient with units of $\text{M}^{-1} \text{cm}^{-1}$. The λ subscript is often dropped with the understanding that a value for ϵ is for a specific wavelength. If multiple species that absorb light at a given wavelength are present in a sample, the total absorbance at that wavelength is the sum due to all absorbers:

$$A = (\epsilon_1 \times b \times c_1) + (\epsilon_2 \times b \times c_2) + \dots$$

where the subscripts refer to the molar absorptivity and concentration of the different absorbing species that are present.

Theory

Experimental measurements are usually made in terms of transmittance (T), which is defined as:

$$T = \frac{P}{P_0}$$

Beer-Lambert Law

Introduction

The Beer-Lambert Law is a mathematical equation that relates the absorbance of a sample to the concentration of the absorbing species and the path length of the sample. It is expressed as:

$$A = \epsilon \cdot c \cdot d$$

where A is the absorbance, ϵ is the molar absorptivity, c is the concentration of the absorbing species, and d is the path length. The Beer-Lambert Law is a fundamental principle in analytical chemistry and is used to determine the concentration of a sample by measuring its absorbance.

$$A = \epsilon \cdot c \cdot d$$

where A is the absorbance, ϵ is the molar absorptivity, c is the concentration of the absorbing species, and d is the path length. The Beer-Lambert Law is a fundamental principle in analytical chemistry and is used to determine the concentration of a sample by measuring its absorbance.

$$A = (\epsilon_1 \cdot c_1 \cdot d_1) + (\epsilon_2 \cdot c_2 \cdot d_2) + \dots$$

where A is the absorbance, ϵ is the molar absorptivity, c is the concentration of the absorbing species, and d is the path length. The Beer-Lambert Law is a fundamental principle in analytical chemistry and is used to determine the concentration of a sample by measuring its absorbance.

Theory

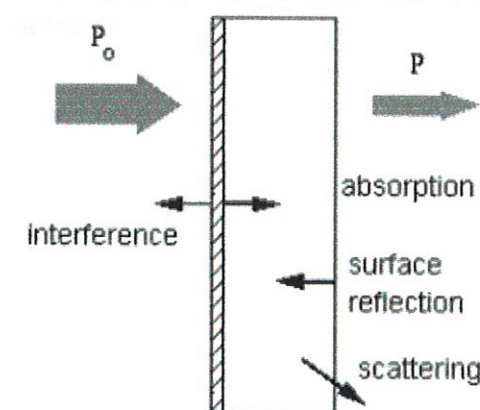
Experimental measurement of absorbance is a common technique in analytical chemistry. It involves measuring the intensity of light before and after it passes through a sample. The difference in intensity is used to calculate the absorbance of the sample.

$$T = \frac{P}{P_0}$$

where P is the power of light after it passes through the sample and P_0 is the initial light power. The relation between A and T is:

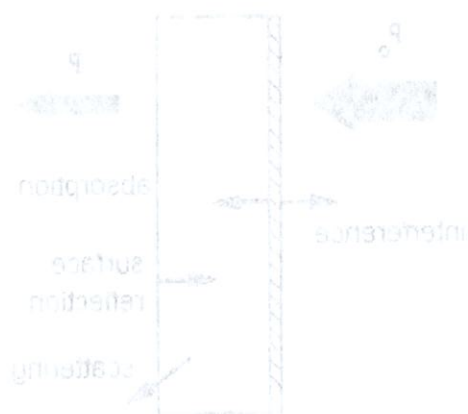
$$A = -\log(T) = -\log\left(\frac{P}{P_0}\right)$$

The figure shows the case of absorption of light through an optical filter and includes other processes that decrease the transmittance such as surface reflectance and scattering.



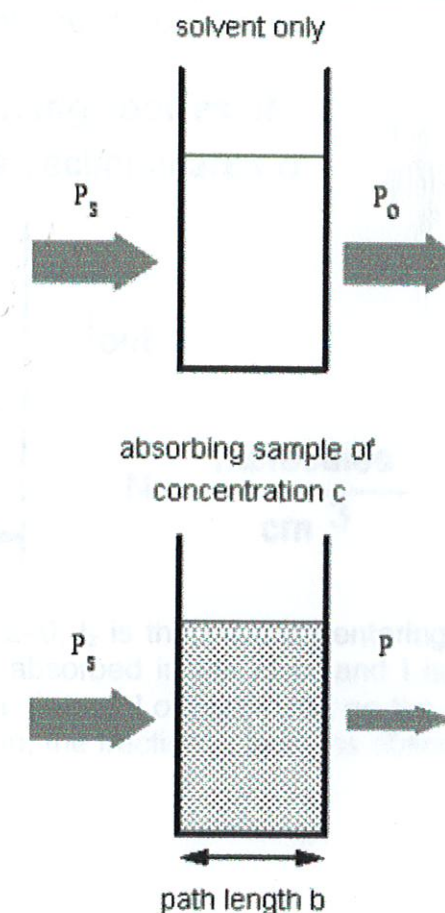
In analytical applications we often want to measure the concentration of an analyte independent of the effects of reflection, solvent absorption, or other interferences. The figure to the right shows the two transmittance measurements that are necessary to use absorption to determine the concentration of an analyte in solution. The top diagram is for solvent only and the bottom is for an absorbing sample in the same solvent. In this example, P_s is the source light power that is incident on a sample, P is the measured light power after passing through the analyte, solvent, and sample holder,

$$\left(\frac{P}{P_0}\right) = 10^{-\log(T)}$$



and P_0 is the measured light power after passing through only the solvent and sample holder. The measured transmittance in this case is attributed to only the analyte.

Depending on the type of instrument, the reference measurement (top diagram) might be made simultaneously with the sample measurement (bottom diagram) or a reference measurement might be saved on computer to generate the full spectrum.



Modern absorption instruments can usually display the data as either transmittance, %-transmittance, or absorbance. An unknown concentration of an analyte can be determined by measuring the amount of light that a sample absorbs and applying Beer's law. If the absorptivity coefficient is not known, the unknown concentration can be determined using a [working curve](#) of absorbance versus concentration derived from [standards](#).

Derivation of the Beer-Lambert law

The Beer-Lambert law can be derived from an approximation for the absorption coefficient for a molecule by approximating the molecule by an opaque disk whose cross-sectional area, σ , represents the effective area seen by a photon of frequency ω . If the frequency of the light is far from

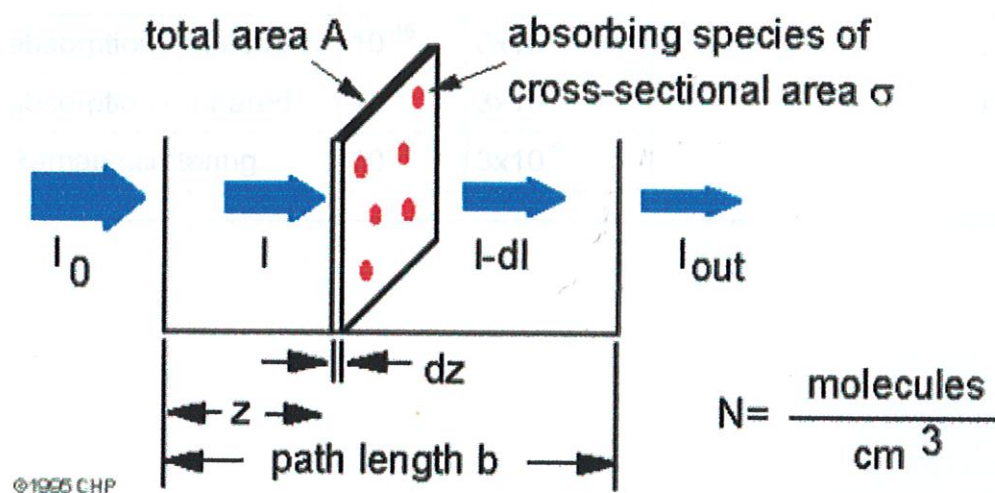


Modern absorption spectrometry can usually display the ratio of transmitted to incident light, I/I_0 , as a function of wavelength. An unknown concentration of an absorbing substance can be determined by comparing the ratio of light that it transmits to that of a standard solution of known concentration. The standard solution is one of known concentration and its absorbance is determined using a working curve of absorbance versus concentration derived from standards.

Derivation of the Beer-Lambert law

The Beer-Lambert law can be derived from an examination of the absorption coefficient. Let a molecule be represented by a disk of area σ (opaque disk) which absorbs all the light that falls on it. The effect is seen by a photon of frequency ν with the frequency of the light ν is in resonance with the frequency of the light ν .

resonance, the area is approximately 0, and if w is close to resonance the area is a maximum. Taking an infinitesimal slab, dz , of sample:



I_0 is the intensity entering the sample at $z=0$, I_z is the intensity entering the infinitesimal slab at z , dl is the intensity absorbed in the slab, and I is the intensity of light leaving the sample. Then, the total opaque area on the slab due to the absorbers is $\sigma \cdot N \cdot A \cdot dz$. Then, the fraction of photons absorbed will be $\sigma \cdot N \cdot A \cdot dz / A$ so,

$$dl / I_z = - \sigma \cdot N \cdot dz$$

Integrating this equation from $z = 0$ to $z = b$ gives:

$$\ln(I) - \ln(I_0) = - \sigma \cdot N \cdot b$$

$$\text{or } - \ln(I / I_0) = \sigma \cdot N \cdot b.$$

$$\text{Since } N (\text{molecules/cm}^3) \cdot (1 \text{ mole} / 6.023 \times 10^{23} \text{ molecules}) \cdot 1000 \text{ cm}^3 / \text{liter} = c (\text{moles/liter})$$

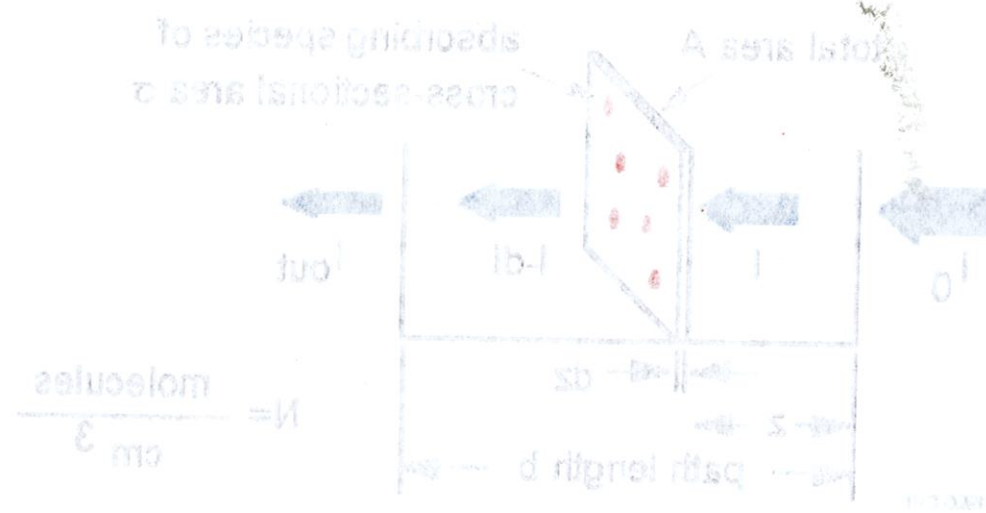
$$\text{and } 2.303 \cdot \log(x) = \ln(x)$$

$$\text{then } - \log(I / I_0) = \sigma \cdot (6.023 \times 10^{20} / 2.303) \cdot c \cdot b$$

$$\text{or } - \log(I / I_0) = A = \epsilon \cdot b \cdot c$$

$$\text{where } \epsilon = \sigma \cdot (6.023 \times 10^{20} / 2.303) = \sigma \cdot 2.61 \times 10^{20}$$

Typical cross-sections and molar absorptivities are:



	$\sigma(\text{cm}^2)$	$\epsilon(\text{M}^{-1} \text{cm}^{-1})$
absorption - atoms	10^{-12}	3×10^8
absorption - molecules	10^{-16}	3×10^4
absorption - infrared	10^{-19}	3×10
Raman scattering	10^{-29}	3×10^{-9}

Limitations of the Beer-Lambert law

The linearity of the Beer-Lambert law is limited by chemical and instrumental factors. Causes of nonlinearity include:

- deviations in absorptivity coefficients at high concentrations ($>0.01\text{M}$) due to electrostatic interactions between molecules in close proximity
- scattering of light due to particulates in the sample
- fluorescence or phosphorescence of the sample
- changes in refractive index at high analyte concentration
- shifts in chemical equilibria as a function of concentration
- non-monochromatic radiation, deviations can be minimized by using a relatively flat part of the absorption spectrum such as the maximum of an absorption band
- stray light

1N/FDLL 914/A/B / 916/A/B / 4148 / 4448



DO-35



LL-34

THE PLACEMENT OF THE EXPANSION GAP
HAS NO RELATIONSHIP TO THE LOCATION
OF THE CATHODE TERMINAL

COLOR BAND MARKING		
DEVICE	1ST BAND	2ND BAND
FDLL914	BLACK	BROWN
FDLL914A	BLACK	GRAY
FDLL914B	BROWN	BLACK
FDLL916	BLACK	RED
FDLL916A	BLACK	WHITE
FDLL916B	BROWN	BROWN
FDLL4148	BLACK	BROWN
FDLL4448	BROWN	BLACK

Small Signal Diode

Absolute Maximum Ratings* T_A = 25°C unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Value	Units
V _{RRM}	Maximum Repetitive Reverse Voltage	100	V
I _{F(AV)}	Average Rectified Forward Current	200	mA
I _{FSM}	Non-repetitive Peak Forward Surge Current		
	Pulse Width = 1.0 second	1.0	A
	Pulse Width = 1.0 microsecond	4.0	A
T _{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +200	°C
T _J	Operating Junction Temperature	175	°C

*These ratings are limiting values above which the serviceability of any semiconductor device may be impaired.

NOTES:

- 1) These ratings are based on a maximum junction temperature of 200 degrees C.
- 2) These are steady state limits. The factory should be consulted on applications involving pulsed or low duty cycle operations.

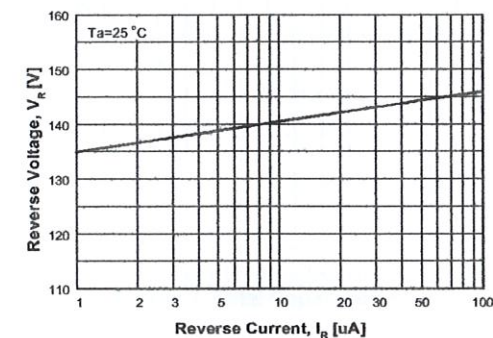
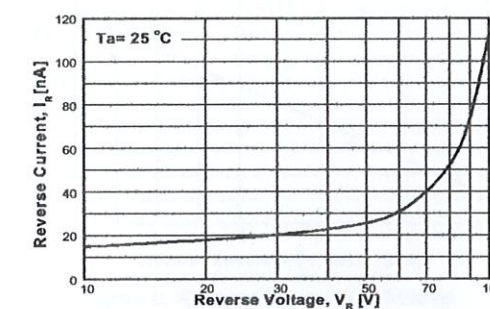
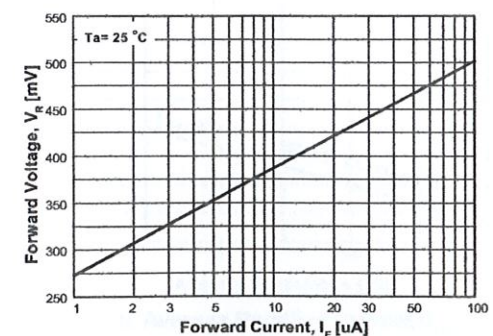
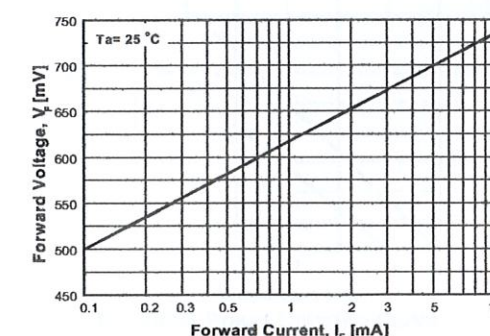
Thermal Characteristics

Symbol	Characteristic	Max	Units
		1N/FDLL 914/A/B / 4148 / 4448	
P _D	Power Dissipation	500	mW
R _{θJA}	Thermal Resistance, Junction to Ambient	300	°C/W

Small Signal Diode
(continued)Electrical Characteristics $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min	Max	Units
V_R	Breakdown Voltage	$I_R = 100\ \mu\text{A}$ $I_R = 5.0\ \mu\text{A}$	100 75		V V
V_F	Forward Voltage	1N914B/4448 $I_F = 5.0\ \text{mA}$ 1N916B $I_F = 5.0\ \text{mA}$ 1N914/916/4148 $I_F = 10\ \text{mA}$ 1N914A/916A $I_F = 20\ \text{mA}$ 1N916B $I_F = 20\ \text{mA}$ 1N914B/4448 $I_F = 100\ \text{mA}$	620 630	720 730 1.0 1.0 1.0 1.0	mV mV V V V V
I_R	Reverse Current	$V_R = 20\ \text{V}$ $V_R = 20\ \text{V}, T_A = 150^\circ\text{C}$ $V_R = 75\ \text{V}$		25 50 5.0	nA μA μA
C_T	Total Capacitance	1N916A/B/4448 $V_R = 0, f = 1.0\ \text{MHz}$ 1N914A/B/4148 $V_R = 0, f = 1.0\ \text{MHz}$		2.0 4.0	pF pF
t_r	Reverse Recovery Time	$I_F = 10\ \text{mA}, V_R = 6.0\ \text{V} (60\text{mA}),$ $I_R = 1.0\ \text{mA}, R_f = 100\Omega$		4.0	ns

Typical Characteristics

Figure 1. Reverse Voltage vs Reverse Current
BV - 1.0 to 100 μA Figure 2. Reverse Current vs Reverse Voltage
IR - 10 to 100 V
GENERAL RULE: The Reverse Current of a diode will approximately double for every ten (10) Degree C increase in TemperatureFigure 3. Forward Voltage vs Forward Current
VF - 1 to 100 μA Figure 4. Forward Voltage vs Forward Current
VF - 0.1 to 10 mA

Small Signal Diode
(continued)

Typical Characteristics (continued)

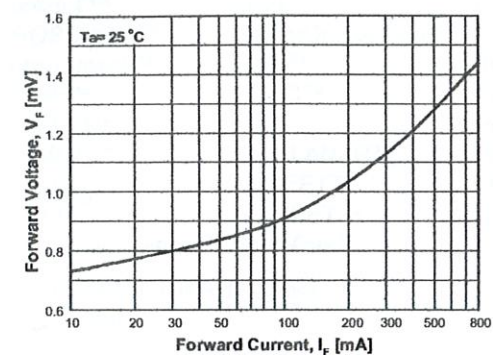
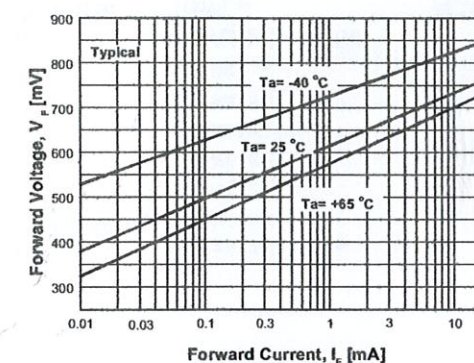
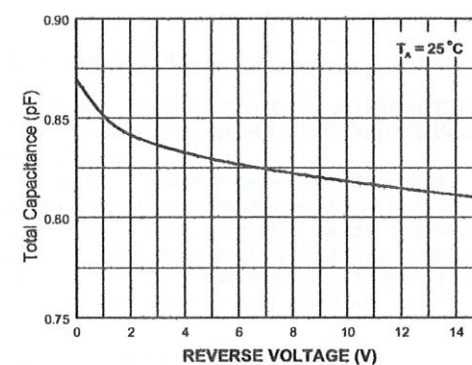
Figure 5. Forward Voltage vs Forward Current
VF - 10 to 800 mAFigure 6. Forward Voltage
vs Ambient Temperature
VF - 0.01 - 20 mA (-40 to +65 Deg C)

Figure 7. Total Capacitance

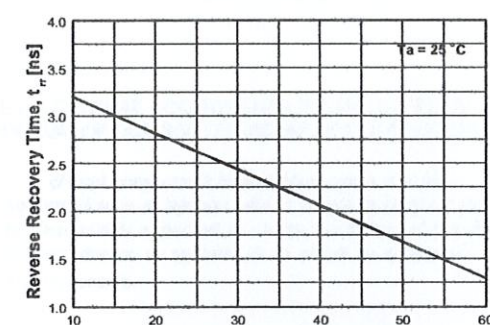
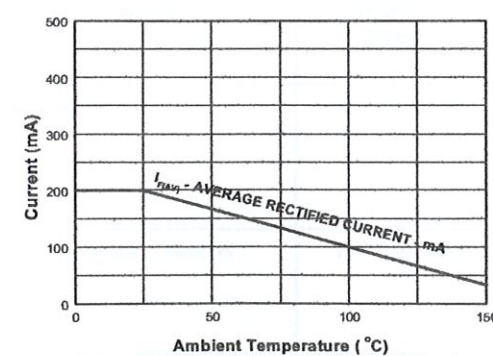
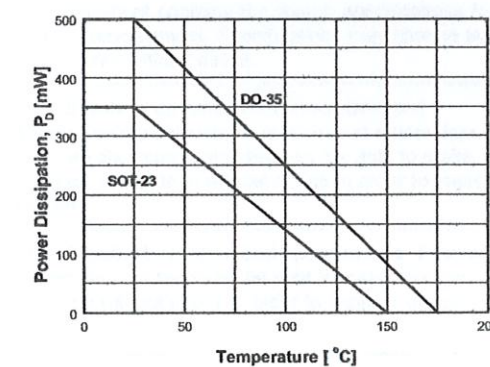
Figure 8. Reverse Recovery Time vs
Reverse Recovery CurrentFigure 9. Average Rectified Current ($I_{F(AV)}$)
versus Ambient Temperature (T_A)

Figure 10. Power Derating Curve

TRADEMARKS

The following are registered and unregistered trademarks Fairchild Semiconductor owns or is authorized to use and is not intended to be an exhaustive list of all such trademarks.

ACE [™]	FAST [®]	MICROWIRE [™]	SILENT SWITCHER [®]	UHC [™]
Bottomless [™]	FAST [™]	OPTOLOGIC [®]	SMART START [™]	UltraFET [®]
CoolFET [™]	FRFET [™]	OPTOPLANAR [™]	SPM [™]	VCX [™]
CROSSVOLT [™]	GlobalOptoisolator [™]	PACMAN [™]	STAR*POWER [™]	
DenseTrench [™]	GTO [™]	POP [™]	Stealth [™]	
DOMET [™]	HiSeC [™]	Power247 [™]	SuperSOT [™] -3	
EcoSPARK [™]	I ² C [™]	PowerTrench [®]	SuperSOT [™] -6	
E ² CMOS [™]	ISOPPLANAR [™]	QFET [™]	SuperSOT [™] -8	
EnSigna [™]	LittleFET [™]	QS [™]	SyncFET [™]	
FACT [™]	MicroFET [™]	QT Optoelectronics [™]	TinyLogic [™]	
FACT Quiet Series [™]	MicroPak [™]	Quiet Series [™]	TruTranslation [™]	

STAR*POWER is used under license

DISCLAIMER

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR RESERVES THE RIGHT TO MAKE CHANGES WITHOUT FURTHER NOTICE TO ANY PRODUCTS HEREIN TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN. FAIRCHILD DOES NOT ASSUME ANY LIABILITY ARISING OUT OF THE APPLICATION OR USE OF ANY PRODUCT OR CIRCUIT DESCRIBED HEREIN; NEITHER DOES IT CONVEY ANY LICENSE UNDER ITS PATENT RIGHTS, NOR THE RIGHTS OF OTHERS.

LIFE SUPPORT POLICY

FAIRCHILD'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF FAIRCHILD SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, or (c) whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in significant injury to the user.

2. A critical component is any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.

PRODUCT STATUS DEFINITIONS

Definition of Terms

Datasheet Identification	Product Status	Definition
Advance Information	Formative or In Design	This datasheet contains the design specifications for product development. Specifications may change in any manner without notice.
Preliminary	First Production	This datasheet contains preliminary data, and supplementary data will be published at a later date. Fairchild Semiconductor reserves the right to make changes at any time without notice in order to improve design.
No Identification Needed	Full Production	This datasheet contains final specifications. Fairchild Semiconductor reserves the right to make changes at any time without notice in order to improve design.
Obsolete	Not In Production	This datasheet contains specifications on a product that has been discontinued by Fairchild semiconductor. The datasheet is printed for reference information only.

LM324 Product Folder

Low Power Quad Operational Amplifier

See Also: [LMV324](#) - lower voltage
[LM358](#) - dual version
[LM321](#) - single version in SOT-23

Generic P/N 324

[General Description](#) [Features](#) [Datasheet](#) [Package & Models](#) [Samples & Pricing](#) [Design Tools](#) [Appl](#)

Parametric Table

Channels (Channels)	4
Input Output Type	Vcm to V-, Not R-R Out
Bandwidth, typ (MHz)	1
Slew Rate, typ (Volts/usec)	.50
Supply Current per Channel, typ (mA)	.18
Minimum Supply Voltage (Volt)	3

Parametric Table

Maximum Supply Voltage (Volt)	3
Offset Voltage, Max (mV)	3
Input Bias Current, Temp Max (nA)	2
Output Current, typ (mA)	2
Voltage Noise, typ (nV/Hz)	4
Shut down	1
Special Features	-

Datasheet

Title	Size in Kbytes	Date	 View Online	 Download	 Receive Email
LM124 LM224 LM324 LM2902 Low Power Quad Operational Amplifiers	466 Kbytes	29-Aug-00	View Online	Download	Receive Email
LM124 LM224 LM324 LM2902 Low Power Quad Operational Amplifiers (JAPANESE) 本サイトの日本語版データシートは最新版ではない場合があります。ご検討およびご採用にあたっては、最新の英語版データシートを必ずご確認下さい。	526 Kbytes		オンラインで見る	ダウンロード	Eメールで

If you have trouble printing or viewing PDF file(s), see [Printing Problems](#).

Package Availability, Models, Samples & Pricing

Part Number	Package		Status	Models		Samples & Electronic Orders	Budgetary Pricing		Std Pack Size
	Type	# pins		SPICE	IBIS		Qty	\$US each	

<http://www.national.com/pf/LM/LM324.html>

8/1/2002

Part Number	Package	Features	Description	General	Design	Tools	Design	Tools	Design	Tools
LM324	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1200	rail of 55	[1]
LM324M	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1000	rail of 55	[1]
LM324MX	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1200	reel of 2500	[1]
LM324MX	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1000	reel of 2500	[1]
LM324MT	TSSOP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Samples	1K+	\$0.2700	rail of 94	[1]
LM324MTX	TSSOP	14	Full production	LM324.MOD	N/A		1K+	\$0.2700	reel of 2500	[1]
LM324AN	MDIP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1500	rail of 25	[1]
LM324N	MDIP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.0880	rail of 25	[1]
LM324J	Cerdip	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.8000	rail of 25	[1]
LM324 MDA	Die		Full production	LM324.MOD	N/A	Samples			tray of N/A	
LM324 MWA	Wafer		Full production	LM324.MOD	N/A				wafer jar of N/A	

Part Number	Package	Features	Description	General	Design	Tools	Design	Tools	Design	Tools
LM324	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1200	rail of 55	[1]
LM324M	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1000	rail of 55	[1]
LM324MX	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1200	reel of 2500	[1]
LM324MX	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1000	reel of 2500	[1]
LM324MT	TSSOP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Samples	1K+	\$0.2700	rail of 94	[1]
LM324MTX	TSSOP	14	Full production	LM324.MOD	N/A		1K+	\$0.2700	reel of 2500	[1]
LM324AN	MDIP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1500	rail of 25	[1]
LM324N	MDIP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.0880	rail of 25	[1]
LM324J	Cerdip	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.8000	rail of 25	[1]
LM324 MDA	Die		Full production	LM324.MOD	N/A	Samples			tray of N/A	
LM324 MWA	Wafer		Full production	LM324.MOD	N/A				wafer jar of N/A	

Part Number	Package	Features	Description	General	Design	Tools	Design	Tools	Design	Tools
LM324	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1200	rail of 55	[1]
LM324M	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1000	rail of 55	[1]
LM324MX	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1200	reel of 2500	[1]
LM324MX	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1000	reel of 2500	[1]
LM324MT	TSSOP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Samples	1K+	\$0.2700	rail of 94	[1]
LM324MTX	TSSOP	14	Full production	LM324.MOD	N/A		1K+	\$0.2700	reel of 2500	[1]
LM324AN	MDIP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1500	rail of 25	[1]
LM324N	MDIP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.0880	rail of 25	[1]
LM324J	Cerdip	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.8000	rail of 25	[1]
LM324 MDA	Die		Full production	LM324.MOD	N/A	Samples			tray of N/A	
LM324 MWA	Wafer		Full production	LM324.MOD	N/A				wafer jar of N/A	

Part Number	Package	Features	Description	General	Design	Tools	Design	Tools	Design	Tools
LM324	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1200	rail of 55	[1]
LM324M	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1000	rail of 55	[1]
LM324MX	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1200	reel of 2500	[1]
LM324MX	SOIC	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1000	reel of 2500	[1]
LM324MT	TSSOP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Samples	1K+	\$0.2700	rail of 94	[1]
LM324MTX	TSSOP	14	Full production	LM324.MOD	N/A		1K+	\$0.2700	reel of 2500	[1]
LM324AN	MDIP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1500	rail of 25	[1]
LM324N	MDIP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.0880	rail of 25	[1]
LM324J	Cerdip	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.8000	rail of 25	[1]
LM324 MDA	Die		Full production	LM324.MOD	N/A	Samples			tray of N/A	
LM324 MWA	Wafer		Full production	LM324.MOD	N/A				wafer jar of N/A	

Part Number	Package	Features	Description	General	Design	Tools	Design	Tools	Design	Tools
LM324AM	SOIC NARROW	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1200	rail of 55	[1]
LM324M	SOIC NARROW	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1000	rail of 55	[1]
LM324AMX	SOIC NARROW	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1200	reel of 2500	[1]
LM324MX	SOIC NARROW	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1000	reel of 2500	[1]
LM324MT	TSSOP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Samples	1K+	\$0.2700	rail of 94	[1]
LM324MTX	TSSOP	14	Full production	LM324.MOD	N/A		1K+	\$0.2700	reel of 2500	[1]
LM324AN	MDIP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.1500	rail of 25	[1]
LM324N	MDIP	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.0880	rail of 25	[1]
LM324J	Cerdip	14	Full production	LM324.MOD	N/A	Buy Now	1K+	\$0.8000	rail of 25	[1]
LM324 MDA	Die		Full production	LM324.MOD	N/A	Samples			tray of N/A	
LM324 MWA	Wafer		Full production	LM324.MOD	N/A				wafer jar of N/A	

General Description

The LM124 series consists of four independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, DC gain blocks and all the conventional op amp circuits now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM124 series can be directly operated off of the standard +5V power supply voltage which is used in digital systems and will easily provide the required interface electronics without requiring the additional $\pm 15V$ power supplies.

Features

- Internally frequency compensated for unity gain
- Large DC voltage gain 100 dB
- Wide bandwidth (unity gain) 1 MHz (temperature compensated)

<http://www.national.com/pf/LM/LM324.html>

- Wide power supply range: Single supply 3V to 32V or dual supplies $\pm 1.5V$ to $\pm 16V$
- Very low supply current drain (700 μA)-essentially independent of supply voltage
- Low input biasing current 45 nA (temperature compensated)
- Low input offset voltage 2 mV and offset current: 5 nA
- Input common-mode voltage range includes ground
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage swing 0V to $V^+ - 1.5V$

Design Tools

Title	Size in Kbytes	Date	 View Online	 Download	 Receive via Email
Amplifiers Selection Guide software for Windows	7 Kbytes	12-Jun-2002	View		

If you have trouble printing or viewing PDF file(s), see [Printing Problems](#).

Application Notes

Title	Size in Kbytes	Date	 View Online	 Download	 Receive via Email
AN-103: LM340 Series Three Terminal Positive Regulators	234 Kbytes	4-Nov-95	View Online	Download	Receive via Email
AN-116: Use the LM158/LM258/LM358 Dual, Single Supply Op Amp	101 Kbytes	4-Nov-95	View Online	Download	Receive via Email
AN-210: New Phase-Locked-Loops Have Advantages as Frequency to Voltage Converters (and more)	183 Kbytes	4-Nov-95	View Online	Download	Receive via Email
AN-274: CMOS A/D Converter Interfaces Easily with Many Microprocessors	99 Kbytes	4-Nov-95	View Online	Download	Receive via Email
AN-286: Applications of the LM392 Comparator Op Amp IC	135 Kbytes	4-Nov-95	View Online	Download	Receive via Email
AN-666: DTMF Generation with 3.58 MHz Crystal	761 Kbytes	5-Aug-95	View Online	Download	Receive via Email
AN-88: Application Note 88 CMOS Linear Applications	87 Kbytes	24-Feb-99	View Online	Download	Receive via Email
AN-C: V/F Converter ICs Handle Frequency-to-Voltage Needs	145 Kbytes	4-Nov-95	View Online	Download	Receive via Email
AN-D: Versatile Monolithic V/Fs Can Compute as Well as Convert with High Accuracy	169 Kbytes	4-Nov-95	View Online	Download	Receive via Email
LB-44: Get More Power Out of Dual or Quad Op-Amps	71 Kbytes	28-Jun-96	View Online	Download	Receive via Email

If you have trouble printing or viewing PDF file(s), see [Printing Problems](#).

Information as of 1-Aug-2002]

<http://www.national.com/pf/LM/LM324.html>

8/1/2002

Search

Design

Purchasing

Quality

Company

[About Languages](#) . [Website Guide](#) . [About "Cookies"](#) . National is [QS 9000 Certified](#) . [Privacy/Security Statement](#) . [Contact Us](#) . [Site Terms & Conditions of Use](#) . Copyright 2002 © National Semiconductor Corporation . [My Preferences](#) . [Feedback](#)

<http://www.national.com/pf/LM/LM324.html>

8/1/2002

