

**REKABENTUK SISTEM PENGECAMAN PUNCAK ISYARAT
ELEKTROKARDIOGRAM MENGGUNAKAN RANGKAIAN HMLP
BERBILANG UNTUK MENDIAGNOSIS KECACATAN JANTUNG**

oleh

SYED SAHAL NAZLI ALHADY B. SYED HASSAN

**Tesis yang diserahkan untuk memenuhi keperluan bagi
Ijazah Kedoktoran**

Disember 2006

PENGHARGAAN

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Dengan nama Allah yang Maha Pengasih lagi Maha Penyayang. Segala puji bagi Allah s.w.t kerana dengan rahmat dan izinNya, saya berjaya menyiapkan penyelidikan dan tesis ini sebagai memenuhi keperluan pengijazahan peringkat kedoktoran.

Saya ingin mengucapkan jutaan terima kasih kepada Dr. Mohd Rizal Arshad selaku penyelia utama dan Prof. Madya Dr. Mohd Yusoff Mashor selaku penyelia bersama penyelidikan ini. Segala tunjuk ajar, nasihat dan dorongan yang telah diberikan kepada saya merupakan aset penting dalam menjayakan penyelidikan ini.

Saya juga ingin panjangkan ucapan terima kasih kepada Shahaida, kerana kesabaran dan keprihatinan. Nadira, punca aspirasi saya untuk menyempurnakan penyelidikan ini. Mama dan Abah, pendorong saya dalam apa juga keadaan sekalipun. Doa, nasihat dan semangat yang diberikan merupakan azimat kepada saya untuk berusaha gigih sehingga mencapai segala impian.

Ucapan terima kasih juga ditujukan kepada warga Hospital Universiti Sains Malaysia dan Pusat Pengajian Kejuruteraan Elektrik dan Elektronik yang telah membantu secara langsung atau tidak langsung. Segala budi dan pertolongan yang telah dihulurkan amat saya hargai.

SUSUNAN KANDUNGAN

	Muka surat
PENGHARGAAN	ii
JADUAL KANDUNGAN	iii
SENARAI JADUAL	vii
SENARAI RAJAH	ix
TERJEMAHAN ISTILAH	xvi
SINGKATAN ISTILAH	xxii
SENARAI PENERBITAN DAN SEMINAR	xxiv
ABSTRAK	xxv
ABSTRACT	xxvi
BAB SATU : PENGENALAN	1
1.0 Pengenalan	1
1.1 Kaedah Analisa Isyarat EKG	2
1.2 Sistem Analisa Isyarat EKG Dengan Rangkaian Neural	5
1.3 Objektif Dan Skop Penyelidikan	7
1.4 Susunatur Tesis	9
BAB DUA : KAJIAN ILMIAH	12
2.0 Pengenalan	12
2.1 Elektrokardiogram	13
2.1.1 Sejarah Elektrokardiogram	13
2.1.2 Jantung Dan Sistem Kardiovaskular	17
2.1.3 Asalan Isyarat EKG	21
2.1.4 Tatanama Isyarat EKG	23
2.1.5 Teknik Elektrogradiografi	24
2.1.6 <i>Lead</i> Isyarat EKG	27
2.2 Rangkaian Neural	33
2.2.1 Rangkaian Neural Biologi	35
2.2.2 Rangkaian Neural Buatan	36
2.2.2.1 Struktur Rangkaian Neural Buatan	39
2.2.2.2 Kaedah Pembelajaran	42
2.3 Teknik Pengecaman Isyarat EKG	43
2.3.1 Teknik Padan Pencontoh	44

2.3.2	Teknik Statistik	46
2.3.3	Teknik Bentuk Susunan Kata	49
2.3.4	Teknik Rangkaian Neural	52
2.4	Sistem Diagnostik Penyakit Jantung	53
2.5	Kaedah Analisa	54
2.5	Ringkasan	56
BAB TIGA : KAEDAH MEREKOD ISYARAT EKG DAN PENENTUAN PUNCAK SEBENAR		58
3.0	Pengenalan	58
3.1	Perkakasan	59
3.1.1	Penguat Bio	60
3.1.2	Penapis	62
3.1.2.1	Penapis Frekuensi Tinggi	63
3.1.2.2	Penapis Frekuensi Bekalan Kuasa	64
3.1.2.3	Penapis Hingar <i>Baseline Wander</i>	66
3.1.3	Penukar Analog Digit	67
3.2	Pengecaman Puncak Isyarat EKG	68
3.3	Ringkasan	74
BAB EMPAT : PERBANDINGAN RANGKAIAN NEURAL UNTUK PENGECAMAN PUNCAK P, Q, R, S DAN T MENGUNAKAN RANGKAIAN HMLP BERBILANG		75
4.0	Pengenalan	75
4.1	Penyarian Ciri	76
4.1.1	Amplitud	77
4.1.2	Jeda	79
4.1.3	Pra-Cerun Dan Pasca-Cerun	80
4.1.4	Polariti	81
4.1.5	Sudut	84
4.2	Perbandingan Prestasi Pengecaman Menggunakan Rangkaian MLP, HMLP, RBF dan HRBF	85
4.2.1	Rangkaian MLP dan HMLP	85
4.2.2	Senibina Rangkaian MLP dan HMLP	86
4.2.3	Rangkaian RBF dan HRBF	90
4.2.4	Senibina Rangkaian RBF dan HRBF	91

4.3	Pengecaman Puncak P, Q, R, S dan T Isyarat EKG menggunakan HMLP Berbilang	94
4.3.1	Struktur Dan Ciri-ciri HMLP Berbilang	95
4.3.2	Kaedah Pembelajaran HMLP Berbilang	96
4.4	Ringkasan	100
BAB LIMA : KEPUTUSAN DAN PERBINCANGAN		102
5.0	Pengenalan	102
5.1	Analisa Pengecaman Puncak Sebenar Isyarat EKG	103
5.2	Ulasan Analisa Pengecaman Puncak Sebenar Isyarat EKG	110
5.3	Perbandingan Dan Penentuan Kaedah Rangkaian Neural Terbaik	110
5.3.1	Analisa Perbandingan Kaedah Rangkaian Neural	112
5.3.2	Ulasan Perbandingan Dan Penentuan Kaedah Rangkaian Neural Terbaik	117
5.4	Pengecaman Puncak Isyarat EKG Oleh Rangkaian Neural HMLP Berbilang	117
5.4.1	Analisa Prestasi Rangkaian Neural HMLP Individu	118
5.4.1.1	Analisa Pemilihan Ciri Dan Bilangan Nod Tersembunyi	119
5.4.1.2	Analisa Fungsi Momentum	125
5.4.1.3	Analisa Kadar Pembelajaran	129
5.4.1.4	Analisa Prestasi Rangkaian HMLP Individu	134
5.4.2	Analisa Prestasi Rangkaian MHMLP	137
5.4.3	Ulasan Pengecaman Puncak Isyarat EKG Oleh Rangkaian Neural MHMLP	139
BAB ENAM : DIAGNOSIS HIPERTROPI VENTRIKEL KIRI		141
6.0	Pengenalan	141
6.1	Hipertropi Ventrikel Kiri	142
6.2	Rekabentuk HMLP Untuk Diagnosis LVH Pada Kanak-kanak	144
6.2.1	Analisa Bilangan Nod Tersembunyi	146
6.2.2	Analisa Momentum	147
6.2.3	Analisa Kadar Pembelajaran	148
6.2.4	Analisa Prestasi Rangkaian HMLP Untuk Diagnosis LVH pada Kanak-kanak	150

6.4	Ringkasan	154
BAB TUJUH : PENUTUP		156
7.0	Kesimpulan	156
7.1	Cadangan Lanjutan	159
SENARAI RUJUKAN		161
LAMPIRAN		173
Lampiran A	Parameter-parameter Rangkaian Neural dan Kaedah Pembelajaran yang digunakan Ketika Perbandingan Pengecaman Puncak P, Q, R, S dan T Isyarat EKG	173
Lampiran B	Graf Prestasi Pengecaman Puncak P, Q, R, S dan T Isyarat EKG oleh Rangkaian Neural	176
Lampiran C	Graf Prestasi Pengecaman Puncak P, Q, R, S dan T Isyarat EKG oleh HMLP Individu	186
Lampiran D	Graf Prestasi untuk Rekabentuk Rangkaian HMLP untuk Diagnosis LVH pada Kanak-kanak	208
Lampiran E	Litar Skematik	219

SENARAI JADUAL

	Muka surat
2.1 Nilai kebiasaan parameter isyarat EKG	28
4.1 Nilai ciri amplitud yang dipadankan kepada setiap puncak di dalam isyarat EKG	78
4.2 Nilai ciri jeda masa yang dipadankan kepada setiap puncak di dalam isyarat EKG	80
5.1 Jumlah puncak sebenar untuk setiap puncak pada isyarat EKG	103
5.2 Jumlah puncak hingar dan puncak sebenar untuk setiap nilai ambang ε_1	104
5.3 Jumlah peratus (%) puncak sebenar dan puncak hingar yang tersingkir pada setiap nilai ambang	104
5.4 Jumlah puncak hingar dan puncak sebenar untuk setiap nilai ambang ε_2	105
5.5 Jumlah peratus (%) puncak sebenar dan puncak hingar yang tersingkir pada setiap nilai ambang ε_2	107
5.6 Jumlah keseluruhan puncak dan puncak hingar untuk setiap nilai ambang ε_1 dan ε_2	108
5.7 Jumlah peratus (%) puncak hingar yang tersingkir pada setiap nilai ambang ε_1 dan ε_2	109
5.8 Rangkaian neural dan kaedah pembelajaran untuk analisa perbandingan prestasi pengecaman puncak isyarat EKG	111
5.9 Perbandingan rangkaian neural dan kaedah pembelajaran dengan bilangan nod tersembunyi	113
5.10 Perbandingan rangkaian neural dan kaedah pembelajaran ketika bilangan lelaran optimum dengan MSE (dB)	114

5.11	Perbandingan rangkaian neural dan kaedah pembelajaran dengan kejituan (%)	114
5.12	Perbandingan pemilihan ciri dengan MSE (dB) untuk setiap rangkaian neural HMLP	119
5.13	Pemilihan ciri yang mempunyai MSE (dB) terendah untuk setiap rangkaian neural	121
5.14	Bilangan nod tersembunyi yang optimum untuk setiap rangkaian neural	125
5.15	Momentum yang optimum ketika kadar pembelajaran ditetapkan untuk semua rangkaian neural	127
5.16	Kadar pembelajaran yang paling optimum ketika momentum tetap untuk semua rangkaian neural	130
5.17	Kejituan (%) rangkaian HMLP individu yang optimum pada fasa latihan dan ujian	134
5.18	Kepekaan (%) dan spesifisiti (%) rangkaian HMLP individu yang optimum pada fasa latihan dan fasa ujian	134
5.19	Parameter rangkaian HMLP individu bukan puncak	135
5.20	Parameter rangkaian HMLP individu puncak P	135
5.21	Parameter rangkaian HMLP individu puncak Q	136
5.22	Parameter rangkaian HMLP individu puncak R	136
5.23	Parameter rangkaian HMLP individu puncak S	137
5.24	Parameter rangkaian HMLP individu puncak T	137
6.1	Nilai minimum MSE (dB) untuk perubahan nilai momentum	147
6.2	Nilai minimum MSE (dB) untuk perubahan nilai kadar pembelajaran	149
6.3	Parameter rangkaian neural HMLP untuk diagnosis LVH	150
6.4	Salah negatif dan salah positif pada fasa latihan dan fasa ujian	151

6.5	Kepekaan dan spesifisiti pada fasa latihan dan fasa ujian	152
A1	Rangkaian neural MLP dengan kaedah pembelajaran MRPE	173
A2	Rangkaian neural MLP dengan kaedah pembelajaran LM	173
A3	Rangkaian neural MLP dengan kaedah pembelajaran GD	174
A4	Rangkaian neural MLP dengan kaedah pembelajaran VL	174
A5	Rangkaian neural HMLP dengan kaedah pembelajaran MRPE	174
A6	Rangkaian neural RBF dengan kaedah pembelajaran LSE dan MKM	175
A7	Rangkaian neural HRBF dengan kaedah pembelajaran LSE dan MKM	175

SENARAI RAJAH

	Muka surat
1.1 Blok proses keadah analisa isyarat EKG	4
2.1 Struktur jantung manusia	17
2.2 Sistem fisiologikal jantung	19
2.3 Skema sistem fisiologi jantung	20
2.4 Laluan elektrik pada jantung	21
2.5 Komponen unggul isyarat EKG, kitaran hakiki	24
2.6 Blok merekod isyarat EKG	25
2.7 Hingar yang terdapat dalam isyarat EKG	26
2.8 Tandaan normal pada isyarat EKG	27
2.9 Kedudukan normal elektrod EKG	29
2.10 12 <i>lead</i> piawai EKG	30
2.11 Segitiga Einthoven	31
2.12 Penandaan <i>lead</i> dada dan graf isyarat EKG yang diperolehi	33
2.13 Komponen neuron biologi	35
2.14 Sinaps	36
2.15 Model neuron rangkaian neural buatan	39
2.16 Rangkaian neural suap depan dengan satu lapisan neuron	39
2.17 Rangkaian neural suap depan berbilang lapisan dengan satu lapisan nod tersembunyi	40
2.18 Rangkaian neural perulangan	41
2.19 Rangkaian neural kekisi	41
3.1 Blok sistem perkakasan merekod isyarat EKG	60
3.2 Penguat peralatan dengan 3 penguat kendalian	61
3.3 Litar penapis frekuensi laluan rendah Butterworth	63

3.4	Gabungan dua jenis litar penapis frekuensi rendah dan tinggi. dan litar penambah untuk menghasilkan penapis takuk	65
3.5	Penapis suai untuk menghapus <i>baseline wander</i> dalam isyarat EKG	66
3.6	Blok mikropengawal dan penukar analog digit	67
3.7	Blok proses pengecaman puncak sebenar dalam isyarat EKG	70
3.8	Tandaan sampel data dan puncak di dalam isyarat EKG	71
3.9	Puncak hingar pada isyarat EKG	71
3.10	Nilai kriteria C1 dan C2 untuk penentuan puncak	73
4.1	Tandaan puncak sebenar dan nilai amplitud pada setiap puncak	78
4.2	Tandaan puncak sebenar dan nilai jeda masa pada setiap puncak	79
4.3	Tandaan puncak sebenar dan nilai pengiraan ciri pra-cerun dan pasca-cerun pada puncak tersebut	81
4.4	Tandaan puncak sebenar dan nilai ciri polariti yang positif pada puncak	83
4.5	Tandaan puncak sebenar dan nilai ciri polariti yang negatif pada puncak tersebut	83
4.6	Tandaan puncak sebenar dan nilai ciri sudut bagi puncak tersebut	84
4.7	Senibina rangkaian MLP	87
4.8	Senibina rangkaian HMLP	89
4.9	Senibina rangkaian RBF dan HRBF	93
4.10	Blok rangkaian MHMLP	95
5.1	Graf MSE (dB) melawan bilangan nod tersembunyi untuk rangkaian neural HMLP/MRPE	115

5.2	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural HMLP/MRPE	116
5.3	Graf kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural HMLP/MRPE	116
5.4	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran dengan pemilihan ciri untuk rangkaian HMLP individu	124
5.5	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran pada nilai momentum optimum untuk rangkaian HMLP individu	129
5.6	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran pada nilai kadar pembelajaran optimum untuk rangkaian HMLP individu	131
5.7	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian MHMLP	138
5.8	Graf kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian MHMLP	138
6.1	Graf MSE (dB) melawan bilangan nod tersembunyi	146
6.2	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran pada momentum 0.95	148
6.3	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran pada kadar momentum 0.25	150
6.4	Graf salah positif (%) dan salah negatif (%) melawan bilangan lelaran	151
6.5	Graf salah positif (%) dan salah negatif (%) melawan bilangan lelaran	153
6.6	Graf kejituan (%) melawan bilangan lelaran	157
B1	Graf MSE (dB) melawan bilangan nod tersembunyi untuk rangkaian neural MLP/RPE	176

B2	Graf MSE (dB) melawan bilangan nod tersembunyi untuk rangkaian neural MLP/LM	177
B3	Graf MSE (dB) melawan bilangan nod tersembunyi untuk rangkaian neural MLP/GD	177
B4	Graf MSE (dB) melawan bilangan nod tersembunyi untuk rangkaian neural MLP/VL	178
B5	Graf MSE (dB) melawan bilangan nod tersembunyi untuk rangkaian neural RBF/LSE dan MKM	178
B6	Graf MSE (dB) melawan bilangan nod tersembunyi untuk rangkaian neural HRBF/LSE	179
B7	Graf MSE melawan (dB) bilangan lelaran untuk rangkaian neural MLP/MRPE	179
B8	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural MLP/LM	180
B9	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural MLP/GD	180
B10	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural MLP/VL	181
B11	Graf MSE melawan (dB) bilangan lelaran untuk rangkaian neural RBF/LSE dan MKM	181
B12	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural HRBF/LSE dan MKM	182
B13	Graf kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural MLP/MRPE	182
B14	Graf kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural MLP/LM	183

B15	Graf kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural MLP/GD	183
B16	Graf kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural MLP/VL	184
B17	Graf kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural RBF/LSE dan MKM	184
B18	Graf kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian neural HRBF/LSE dan MKM	185
C1	Graf MSE (dB) melawan ciri-ciri untuk rangkaian neural HMLP bagi pengecaman puncak ECG	186
C2	Graf kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk rangkaian HMLP individu ketika analisa pemilihan ciri	189
C3	Graf MSE (dB) melawan bilangan nod tersembunyi untuk HMLP individu ketika analisa bilangan nod tersembunyi	192
C4	Graf Kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk HMLP individu ketika analisa momentum	195
C5	Graf Kejituan (%) melawan bilangan lelaran untuk HMLP individu	198
C6	Graf sensitiviti (%) dan spesifisiti (%) melawan bilangan lelaran untuk HMLP individu Bukan puncak	201
C7	Graf sensitiviti (%) dan spesifisiti (%) melawan bilangan lelaran untuk HMLP individu puncak P	202
C8	Graf sensitiviti (%) dan spesifisiti (%) melawan bilangan lelaran untuk HMLP individu puncak Q	203
C9	Graf sensitiviti (%) dan spesifisiti (%) melawan bilangan lelaran untuk HMLP individu puncak R	204

C10	Graf sensitiviti (%) dan spesifisiti (%) melawan bilangan lelaran untuk HMLP individu puncak S	205
C11	Graf sensitiviti (%) dan spesifisiti (%) melawan bilangan lelaran untuk HMLP individu puncak T	206
D1	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran pada perubahan nilai momentum	208
D2	Graf MSE (dB) melawan bilangan lelaran pada perubahan nilai kadar pembelajaran	214
E1	Litar skematik penapis takuk	219
E2	Litar skematik penapis frekuensi tinggi	219
E3	Litar skematik mikropengawal dan penukar analog digit	220
E4	Litar skematik penguat bio	221

TERJEMAHAN ISTILAH

Bahasa Inggeris

Action potential

Activation function

Actual output

Acute

Adaptation

Adaptive filter

Algorithm

Aorta

Aortic

Apex beat

Argumented

Arrhythmia

Artery

Artificial intelligent

Atrial depolarization

Atrioventricular Node

Autonomic nervous system

Back propagation

Bifurcation

Bigeminy

Biological Nervous Systems

Bradycardia

Cardiac catheterization

Cardiac cycle

Cardiology

Bahasa Melayu

Potensi aksi

Fungsi pengaktifan

Keluaran sebenar

Akut

Adaptasi

Penapis suai

Algoritma

Aorta

Aortik

Degup puncak

Terimbuh

Aritmia

Arteri

Kecerdikan buatan

Penyahkutuban atrium

Nodus arterioventrikel

Sistem saraf autonomik

Perambatan balik

Dwicabang

Begemini

Sistem saraf biologikal

Bradikardia

Pengkateteran jantung

Kitar jantung

Kardiologi

Cardiomyopathy	Kardiomiopati
Cascading	Dilata
Center vector	Pusat vektor
Central terminal	Terminal tengah
Classification	Pengkelasan
Clustering	Gugusan
Conduction	Konduksi
Connectionist system	Sistem penyambungan
Conventional	Lazim
Convergence	Penumpuan
Coronary care unit	Unit pemerhatian koronari
Correlation	Sekaitan
Cubic spline	Kiub gelugur
Data compression	Mampatan data
Depression	Penekanan
Descriptive power	Kuasa perihalan
Diastole	Diastole
Digital filtering	Penuras digital
Disorder	Kecacatan
Dynamic behaviour	Kelakuan dinamik
Ectopics	Etopik
Elevation	Pengangkatan
Embedded	Terbenam
Exploratory electrode	Elektrod penerokaan
Features extraction	Penyarian ciri-ciri
Feedback	Suap balikan
Feedforward	Suap hadapan

Fibrillation	Ketidakteragaman
Filtering	Penurasan
Flutter	Fluter
Forgetting factor	Faktor pelupa
Generalization	Pengittakan
Gradient matrix	Matriks kecerunan
Hard limiter	Penghad tetap
Hardware set-up	Susun atur perkakasan
Heart	Jantung
Heart block	Blok jantung
Hidden node	Nod tersembunyi
High order statistic	Statistik taraf tinggi
Hybrid multilayered perceptron	Perceptron berbilang lapisan hibrid
Hyperbolic tangent	Tangen hiperbola
Image processing	Pemprosesan imej
Indifferent electrode	Elektrod tak berbeza
Infarction	Infaksi
Intensity	Keamatan
Interface	Antara muka
Interpretation	Interpretasi
Interrupt	Gangguan
Irregular	Tak sekata
Iscaemia	Iskemia
Iteration / Epoch	Lelaran
K-mean	Purata-K
Knowledge base	Pangkalan ilmu
Lattice neural network	Rangkaian neural kekisi

Learning algorithm	Algoritma pembelajaran
Linguistic representation	Perwakilan ilmu bahasa
Localization of patterns	Penempatan corak
Microcontroller	Mikropengawal
Modified recursive prediction error	Ralat ramalan berulang terubahsuai
Morphology	Morpologi
Moving K-mean	Purata-K boleh gerak
Multilayered perceptron	Perceptron berbilang lapisan
Myocarditis	Miokarditis
Myocardium	Miokardium
Network structure	Struktur rangkaian
Neural network	Rangkaian neural
Noise	Hingar
Normalization of patterns	Pernormalan corak
Nutrient	Nutrien
Order	Tertib
Origin	Awalan
Original	Asal
Parasympathetic	Parasimpatetik
Partial fraction	Pecahan separa
Pattern	Corak
Pattern grammar	Tatabahasa corak
Performance	Prestasi
Peripheral vessel	Persisiran urat
Physiology	Fisiologi
Piecewise linear	Lelurus secebis
Post-gradient	Pasca-cerun

Training phase	Fasa latihan
Transformation	Penjelmaan
Tricuspid	Trikuspid
Ultrasound	Ultrabunyi
Unipolar chest lead	<i>Lead</i> ekakutub dada
User interface	Paparan pengguna
Valve	Injap
Vein	Vena
Ventricle	Ventrikel
Ventricular depolarization	Penyahkutuban ventrikel
Venule	Venul
Weight	Pemberat

SENARAI SINGKATAN ISTILAH

AOG	Arterio-Oscillo-Gram
ApEn	Approximate Entropy
ART	Adaptive Resonance Theory
AV	Atrioventrikel
BP	Back Propagation
ECG	Electrocardiogram
EKG	Elektrokardiogram
emf	Electromagnetic field
GD	Gradient Decent
GSR	Galvanic Skin Response
HMLP	Hybrid Multilayered Perceptron
HRBF	Hybrid Radial Basis Function
LADT	Linear-Approximation Distance-Thresholding
LM	Levenberg Marquadt
LSE	Least Square Error
L VH	Left Ventricle Hypertrophy
MART	Multichannel Adaptive Resonance Theory
MHMLP	Multiple Hybrid Multilayered Perceptron
MKM	Moving K-mean
MLP	Multilayered Perceptron
MRPE	Modified Recursive Prediction Error
MSE	Mean Square Error
M-SHT	Multiway Sequential Hypothesis
PCA	Principal Component Analysis
RBF	Radial Basis Function

RPE	Recursive Prediction Error
SA	Sinoatrium
VL	Variable Learning



SENARAI PENERBITAN & SEMINAR

Jurnal

1. Alhady, S. S. N., Arshad, M. R. and Mashor, M. Y. (2005). P, Q, R, S and T Peaks Recognition of ECG using MRBF with Selected Features. *WSEAS Trans. On System*.1(4). pp.136-139.

Seminar antarabangsa

1. Alhady, S. S. N., Arshad, M. R. and Mashor, M. Y. (2001). "A review of syntatctic and neural network method for ECG's recognition and parameter detection", *SCOReD 2001 (IEEE - Malaysia, Student Chapter)*. paper No. 177.
2. Alhady, S. S. N., Arshad, M. R. and Mashor, M. Y. (2002). "Design of a data acquisition module for ECG signal Acquisition", *BioMed2002*, pp 118-121.
3. Alhady, S. S. N., Arshad, M. R. and Mashor, M. Y. (2005). "Comparison of MMLP and MRBF networks approaches for P, Q, R, S and T Peaks Detection of ECG". *Int. Conf. On Robotics, Vision, Information and Signal Processing ROVISP 2005*. pp 707 - 711.
4. Alhady, S. S. N., Arshad, M. R. and Mashor, M. Y. (20025). "Suitable features selection for HMLP network to identify R-wave in the ECG signal". *Int. Conf. On Robotics, Vision, Information and Signal Processing ROVISP 2005*. pp 871 – 875.

REKABENTUK SISTEM PENGECAMAN PUNCAK ISYARAT ELEKTROKARDIOGRAM MENGGUNAKAN RANGKAIAN HMLP BERBILANG UNTUK MENDIAGNOSIS KECACATAN JANTUNG

ABSTRAK

EKG adalah satu sistem analisa yang digunakan oleh pakar kardiologi untuk mentafsir status jantung yang murah, efektif, mudah diimplementasi dan selamat digunakan. Perkakasan untuk mendapatkan isyarat EKG telah dibangunkan mengikut piawaian untuk mendapatkan isyarat EKG yang sesuai. Di dalam penyelidikan ini, nilai ambang yang sesuai ketika prapemprosesan isyarat telah ditentukan melalui dua peringkat (pengecaman puncak dan penyingkiran puncak hangar). Peringkat prapemprosesan ini berjaya menyisihkan 92.71% puncak hingar daripada isyarat EKG. Perbandingan dengan rangkaian neural yang sedia ada untuk pengecaman puncak telah dijalankan. Dengan menggunakan pendekatan ciri terpilih, prestasi optimum sistem pengecaman rangkaian neural telah ditentukan. Daripada implimentasi ini, nilai MSE rangkaian MHMLP untuk mengecam puncak isyarat EKG telah direkodkan sebanyak -27.92dB. Secara keseluruhannya, rangkaian neural MHMLP telah mencapai prestasi pengecaman sebanyak 83.78% dan 89% masing-masing ketika fasa ujian dan latihan. Ujian bagi mengesahkan pendekatan menggunakan rangkaian neural untuk mengecam puncak EKG dan mendiagnosis kewujudan kecacatan jantung dijalankan terhadap pesakit LVH pada kanak-kanak. Sebanyak 119 kes LVH dan 119 kes normal pada kanak-kanak telah digunakan. Enam ciri yang berasaskan parameter yang telah dicapai oleh proses pengecaman puncak (P, Q, R, S dan T) isyarat EKG digunakan sebagai masukan kepada rangkaian HMLP. Hasil analisa diagnosis menunjukkan salah positif adalah 5.08% dan salah negatif adalah 3.39% ketika fasa ujian. Kepekaan dan spesifisiti ketika fasa latihan adalah tepat (100%), manakala 96.55% dan 95% diperolehi ketika fasa ujian dijalankan. Prestasi rangkaian yang dibina adalah tepat (100%) ketika fasa latihan, manakala 95.76% kejituan diperolehi ketika fasa ujian.

DESIGN OF AN ELECTROCARDIORAM SIGNAL PEAK RECOGNITION SYSTEM USING MULTIPLE HMLP NETWORK FOR DIAGNOSIS OF HEART DISORDER

ABSTRACT

ECG is a heart status analysis system used by cardiologist to interprets which is cheap, effective, easy for implementation and safe to be used. The signal acquisition hardware has been developed according to the standard for ECG signals acquisition. In this research, suitable threshold for preprocessing of the signals was determined in two stages (recognition of peaks and elimination of noisy peaks). The preprocessing stage has successfully eliminated 92.71% of the noisy peaks from the ECG signals. MHMLP network has been proposed in this research, to increase the performance in identifying peaks (P, Q, R, S and T) of the ECG signals. By utilising the features selection approach, the optimum peaks identification performance of the neural networks system has been determined. From the implementation, the MSE of MHMLP network to identify peaks of ECG signals has been recorded at -27.92dB. As a whole, MHMLP network has achieved recognition performance of 83.78% and 89% during testing and training phase respectively. In order to test the validity of the neural network approach in identifying ECG peaks, and diagnosing the occurrence of heart disorder, an implementation on pediatric patient with LVH was conducted. A total of 119 cases of pediatric patient with LVH and 119 normal cases were used. Six features based on parameter achieved during peak recognition process of ECG signal (P, Q, R, S and T) were used as inputs to the HMLP network. The results of the diagnosis analysis show that false positive is 5.08% and false negative is 3.39% during the testing phase. Sensitivity and specificity during the training phase are perfect (100%), while 96.55% and 95% are acquired during testing phase respectively. The network performance is perfect (100%) during training phase, while the performance during testing phase is 95.76%.

BAB SATU PENGENALAN

1.0 Pengenalan

Tugas utama jantung adalah untuk mengepam darah ke seluruh tubuh. Sekiranya tugas tersebut dilakukan dengan sempurna, jantung telah berada dalam keadaan baik. Kecacatan pada jantung disebabkan penyakit jantung akan menyebabkan jantung tidak dapat berfungsi. Jantung yang tidak berfungsi dengan baik tidak dapat mengalirkan jumlah darah yang secukupnya pada seluruh tubuh badan. Ini merupakan keadaan yang seringkali dikaitkan dengan penyakit jantung yang boleh membawa maut.

Apabila seseorang mengalami keadaan yang berkaitan dengan jantung tidak dapat berfungsi dengan baik, pernafasannya akan menjadi pendek. Kemudian, pesakit tersebut mendapati susah untuk bernafas ketika tidur. Keadaan akan menjadi lebih serius apabila pesakit akan berpeluh dengan sendiri tanpa sebarang aktiviti yang dijalankan ketika itu. Keadaan ini juga boleh menyebabkan kematian sekiranya terjadi keadaan jantung tersekat. Ini merupakan keadaan apabila konduksi impuls elektrik yang dijanakan oleh nodus sinoatrium terganggu. Jantung tersekat ini boleh disebabkan oleh penyakit jantung seperti miokarditis, kardiomiopati dan penyakit injap. Secara amnya, kematian yang disebabkan penyakit jantung di Amerika Syarikat adalah yang tertinggi dengan 37.3% kematian telah direkodkan pada tahun 2003 (Thom *et al.*, 2006). Kerajaan Amerika Syarikat telah menganggarkan kos yang berkaitan secara langsung atau tidak langsung untuk menguruskan penyakit jantung sebanyak USD403.1 billion pada tahun 2006 (Thom *et al.*, 2006). Pada keseluruhannya, 30% kematian di seluruh dunia berpunca dari penyakit jantung.

Di Malaysia, penyakit jantung atau kardiovaskular sudah tidak asing lagi bagi masyarakat di sini. Ia kini telah disifatkan sebagai pembunuh senyap (*silent killer*). Penyakit ini telah menyumbang sebanyak 14.5% kepada statistik kematian di semua hospital kerajaan bagi tahun 2002 (Lembaga Penduduk dan Pembangunan Keluarga Negara, 2006). Berdasarkan statistik, penyakit jantung ini melibatkan golongan dalam usia produktif iaitu di antara 40 hingga 60 tahun, justeru menyebabkan kematian awal sebelum masa (*premature deaths*). Oleh itu, ia memberi impak yang signifikan kepada negara daripada segi ekonomi dan sosial.

Langkah kebiasaan yang digunakan pakar jantung untuk menentukan penyakit jantung adalah dengan pemerhatian terhadap gejala (*symptom*) yang jelas. Walaubagaimanapun, pada peringkat ini risiko penyakit jantung telah mencapai tahap yang serius dan perbelanjaan untuk mengubatnya adalah lebih besar. Pemantauan dan pemeriksaan awal untuk menentukan risiko penyakit jantung telah terbukti efektif (Cariata, 2001). Oleh yang demikian, keperluan yang tinggi untuk membina sistem diagnosis agar penyakit jantung pada seseorang boleh ditentukan dengan segera adalah penting. Sistem tersebut hendaklah dipastikan agar boleh digunapakai oleh semua golongan masyarakat. Ini adalah kerana penyakit jantung tidak mengenal status pengidapnya (miskin, kaya, tua atau muda).

1.1 Kaedah Analisa Isyarat EKG

Isyarat EKG memainkan peranan yang penting terhadap diagnosis status jantung. Ini kerana penggunaan EKG adalah efektif, mudah, tidak merbahaya dan murah untuk tujuan diagnosis. Pakar kardiologi dapat menentukan status jantung secara amnya dengan melihat perubahan (normal/tidak normal) pada isyarat EKG pesakit. Perubahan pada isyarat EKG ini adalah penting kerana ia memberi gambaran secara langsung terhadap status jantung. Oleh yang demikian, adalah penting untuk menyediakan kaedah yang dapat menganalisa corak isyarat EKG supaya boleh

mengecam corak tersebut, justeru memberi diagnosis terhadap penyakit jantung dengan tepat.

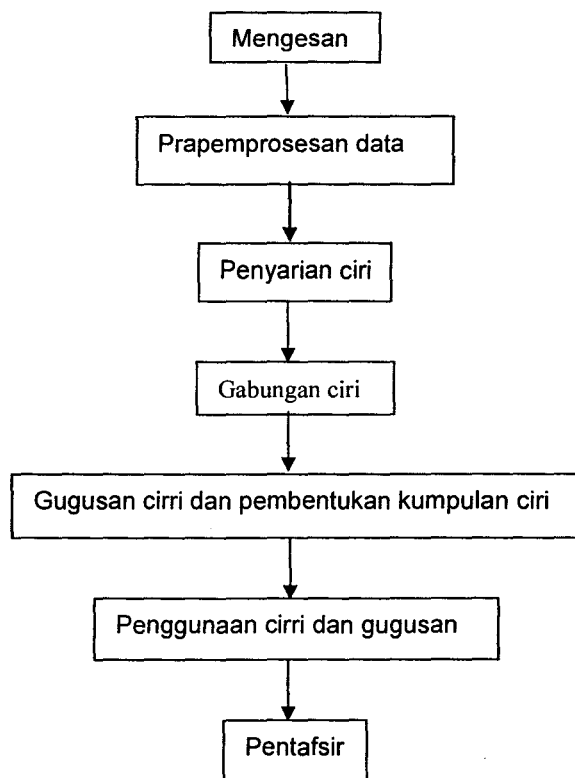
Teknik moden pengecaman corak telah mula dipraktikkan pada pertengahan tahun 1960an (Ciaccio *et al.*, 1993). Penggunaan komputer secara berleluasa telah menarik perhatian penyelidik untuk menangani masalah yang melibatkan pengendalian maklumat (Duda dan Hart, 1973). Kebanyakan teori dan teknik yang digunakan untuk menganalisa corak secara umumnya berasaskan matematik. Walaubagaimanapun, sumbangan untuk menganalisa corak, berasaskan kepada bidang-bidang yang lain seperti statistik, komunikasi, biologi, fisiologi dan bidang pengajian ilmu bahasa juga memberi cetusan idea kepada penyelidik sebagai batu loncatan. Ini kerana bidang-bidang tersebut mempunyai kelebihan masing-masing untuk diadaptasi ketika merekabentuk sistem analisa corak. Proses adaptasi ini adalah kelebihan bidang tersebut terhadap kelemahan tertentu oleh teknik yang lain.

Pada ketika ini, sistem yang dibina untuk menganalisa corak bergantung kepada kemampuan sistem tersebut untuk menerima persekitaran (samaada mempunyai hingar yang tinggi atau tidak) berbanding dengan ketidakupayaan sistem tersebut terhadap persekitaran yang sama. Secara praktiknya, kerumitan ini sentiasa wujud kerana isyarat yang tidak statik terhadap hingar dan kekurangan kefahaman terhadap hala tuju analisa yang perlu diambil kira ketika penyelidikan dijalankan. Permasalahan di atas telah dijadikan garis panduan untuk membaiki prestasi pengecaman corak di mana pembaikannya telah diadaptasikan menggunakan teknik seperti statistik, bentuk susunan kata dan kecerdikan buatan.

Proses kaedah analisa isyarat EKG secara amnya boleh diterangkan seperti berikut:

- Mengesan – mendapatkan isyarat daripada beberapa lokasi.

- Prapemrosesan data – menapis, pertukaran analog ke digit, penempatan corak (*localization of patterns*) dan pormalan corak (*normalization of patterns*).
- Penyarian ciri – struktur ciri, penjelmaan (*transformation*), gugusan (*clustering*), pengkelasan (*classification*) dan tafsiran.
- Gabungan ciri – dalam bentuk susunan yang logik untuk membentuk ciri (*properties*).
- Gugusan ciri dan pembentukan kumpulan ciri - berasaskan pengukuran yang terdapat persamaan ketika bersesuaian.
- Penggunaan ciri dan gugusan – membandingkan dengan data yang tersimpan atau menganggarkan parameter corak.
- Pentafsir – penerangan keputusan yang diperolehi daripada langkah sebelumnya untuk mengutarakan konsep dan idea yang penting.



Rajah 1.1: Blok proses kaedah analisa isyarat EKG

Penambahbaikan kaedah sedia ada untuk menganalisa isyarat EKG adalah penting, kerana ia secara langsung dapat meningkatkan prestasi diagnosis status jantung. Justeru itu, beberapa faktor telah diutarakan sebagai garis panduan kepada halatuju penyelidikan dan pembangunan terhadap kaedah analisa isyarat EKG. Faktor-faktor tersebut adalah seperti di bawah:

- Isyarat EKG yang seringkali menjadi keaburan terutama apabila analisa bagi menentukan iskemia miokardium (*myocardial ischaemia*) dan aritmia (*arrhythmia*) (Silipo dan Marchesi, 1998).
- Kemampuan menggunakan komputer yang berprestasi tinggi dengan kos yang rendah untuk menganalisa isyarat EKG secara automatik.
- Peningkatan kos penjagaan kesihatan boleh dikurangkan apabila kemasukan pesakit ke wad di hospital boleh ditentukan dengan rekabentuk alat yang mudah alih dan murah yang boleh diperolehi oleh orang perseorangan ataupun klinik-klinik kecil.

1.2 Sistem Analisa Isyarat EKG Dengan Rangkaian Neural

Dewasa ini, rangkaian neural telah berkembang sebagai alat utama yang mampu memberi keputusan prestasi yang memberangsangkan untuk aplikasi pengelasan corak dan statistik. Kaedah yang pernah diutarakan sebelum ini untuk aplikasi di atas adalah seperti kaedah padan pencontoh, statistik dan bentuk susunan kata. Secara amnya, kaedah tersebut didapati mempunyai kelemahan seperti mengalami tahap kepekaan yang tinggi terhadap hingar, di samping kurang kepekaan terhadap corak baru atau corak yang samar. Ini telah memberi peluang kepada penyelidik untuk menerokai kaedah rangkaian neural untuk aplikasi pengecaman corak atau pengelasan statistik. Di antara bidang yang telah menggunakan rangkaian neural sebagai alat pengelasan adalah sistem kawalan (Nabhani dan Shaw, 2002, Talebi *et al.*, 1998, Touzet, 1997, Dean *et al.*, 1991), kimia (Lozano *et al.*, 2006, Brezmes *et al.*, 2005, Lee *et al.*, 2005,) dan bio-perubatan (Ham dan Han, 1994 dan Dassen, 1990).

Terdapat beberapa jenis rangkaian neural yang digunakan untuk mengecam corak EKG. Rangkaian neural ART (*Adaptive Resonance Theory*) digunakan sebagai sistem rangkaian neural penganjuran-diri (Suzuki, 1995). Sistem ini mengandungi bahagian prapemproses, rangkaian ART2 dan pengenali. Prapemproses akan mengenalpasti titik P di dalam EKG dan membahagikan EKG kepada kitar kardiak. Masukan kepada rangkaian ART2 adalah satu kitar jantung di mana rangkaian ART2 ini akan menganggar lokasi puncak Q dan S. Oleh kerana rangkaian ART2 adalah daripada jenis rangkaian penganjuran-diri, tiada keluaran kepada data latihan diperlukan untuk pengecaman corak. Perbandingan gelombang Q yang dikesan oleh sistem ini dengan teknik tentuan cerun menunjukkan terdapat pembaikan oleh sistem rangkaian neural tersebut.

Rangkaian neural MART (*Multichannel Adaptive Resonance Theory*) telah diperkenalkan oleh Behrad dan Faez (2001) untuk mengecam gelombang QRS. Ia merupakan sistem yang telah diubah suai daripada sistem yang telah diperkenalkan oleh Suzuki (1995). Teknik tersebut menggunakan dua *lead* daripada EKG sebagai pengesanan. Cara ini digunakan supaya sistem yang dibina kurang sensitif terhadap hingar. Penilaian dilaksanakan dengan menguji sistem mereka terhadap isyarat EKG dengan hingar dan isyarat EKG tanpa hingar. Keputusan sistem tersebut telah diperbandingkan dengan sistem rangkaian neural ART2 dan didapati bahawa sistem mereka adalah lebih baik ketika proses pengecaman isyarat EKG dengan hingar.

Rangkaian neural yang digunakan untuk diagnosis aritmia telah diperkenalkan oleh Sivathanan et al. (2000). Penyelidikan tersebut telah menggunakan rangkaian neural suap depan dengan kaedah pembelajaran perambatan balik (*back propagation*) untuk tujuan diagnosis ini. Sistem ini direkabentuk untuk digunakan di dalam unit perhatian koronari (*coronary care unit*). Lima jenis penyakit jantung yang berkaitan

dengan aritmia telah digunakan dan setiap bagi jenis tersebut, beberapa sampel telah digunakan sebagai ciri ketika pembelajaran kepada rangkaian neural.

Beberapa pendekatan telah digunakan untuk mendapat rangkaian neural suap depan yang optimum ketika pengkelasan diagnosis isyarat EKG. Dua teknik telah digunakan, iaitu pertama, sub sampel rawak daripada gabungan data latihan telah digunakan untuk melatih rangkaian berbilang, dan kedua, pengurangan ciri yang menggunakan teknik *principal component analysis* (PCA) (de Chazal dan Celler, 1998). Teknik pertama yang digunakan telah menghasilkan struktur rangkaian neural yang paling optimum dengan kejituan 70.09%.

Rangkaian neural buatan juga telah diperkenalkan untuk mengenal pasti perubahan segmen ST-T di dalam EKG (Sillipo and Marchesi, 1998). Sistem ini menekankan perwakilan maklumat oleh PCA dan rangkaian neural buatan pada akhir pengkelasan. Di dalam sistem ini, PCA mewakili segmen ST-T. 3 lapisan suap depan rangkaian neural dengan menggunakan suap balikan sebagai proses pembelajaran digunakan untuk mengenalpasti perubahan tahap ST-T. Keluaran daripada sistem ini dapat menentukan penekanan ST (*ST depression*), pengangkatan ST (*ST elevation*) dan *artifact*.

1.3 Objektif Dan Skop Penyelidikan

EKG adalah isyarat bio yang diperolehi daripada badan manusia. Ia merupakan isyarat yang sensitif terhadap perubahan persekitaran. Perubahan ini (kehadiran hingar) berpunca daripada pesakit (disebabkan pergerakan) atau peralatan yang digunakan (disebabkan gangguan bekalan kuasa dan sebagainya). Rangkaian neural buatan telah dipilih di dalam penyelidikan ini untuk digunakan sebagai teknik analisa isyarat EKG dan diagnosis penyakit jantung. Teknik ini dipilih kerana kemampuannya

untuk mengadaptasi (mempunyai toleransi tinggi) terhadap perubahan persekitaran yang disebabkan hingar pada isyarat EKG.

Objektif utama penyelidikan ini adalah untuk membangunkan sistem yang dapat mengecam puncak pada isyarat EKG (P, Q, R, S dan T) dan mendiagnosis penyakit jantung menggunakan rangkaian neural buatan. Pada peringkat prapemprosesan, puncak pada isyarat EKG akan ditentukan. Ciri-ciri yang telah dipilih akan disari daripada puncak yang telah ditentukan pada peringkat prapemprosesan. Berikut adalah senarai objektif bagi penyelidikan ini:

- Mendapatkan isyarat EKG di dalam persekitaran komputer dengan pembinaan perkakasan yang sesuai.
- Mengecam puncak sebenar pada isyarat EKG
- Mengecam puncak isyarat EKG (P, Q, R, S dan T)
- Menentukan kewujudan penyakit LVH pada kanak-kanak

Skop penyelidikan boleh dibahagikan kepada beberapa bahagian. Ia merujuk kepada kemampuan dan had batasan terhadap penyelidikan yang telah dijalankan. Skop penyelidikan ini adalah seperti di bawah:

- Hingar tidak dapat dihapuskan sama sekali di dalam isyarat EKG. Oleh yang demikian kedudukan pesakit yang stabil dan kedudukan sistem perkakasan yang tidak terdedah kepada sebarang kemungkinan hingar perlu perhatian sewajarnya. Walaupun sistem yang dibina mempunyai penapis yang mampu mengurangkan hingar, namun sekiranya hingar adalah terlalu besar (berbanding dengan julat isyarat), isyarat EKG yang sebenar sukar diperolehi dan akan memberi impak negatif terhadap prestasi sistem pengecaman seterusnya.
- Nilai ambang ketika proses pengecaman puncak sebenar EKG dan penentuan parameter rangkaian neural ketika proses pengecaman puncak EKG (P, Q,R,S

dan T) adalah berasaskan data yang diperolehi menggunakan sistem perkakasan yang dibina. Sekiranya perkakasan yang berlainan digunakan untuk mendapatkan isyarat EKG dan sistem pengecaman di dalam penyelidikan ini digunakan, perubahan terhadap nilai ambang dan parameter rangkaian neural yang dibina diperlukan agar bersesuaian dengan data tersebut.

- Proses mendapatkan parameter untuk rangkaian neural HMLP berbilang dilaksanakan secara luar talian. Ia bukan model yang boleh digunakan untuk semua jenis data. Oleh yang demikian, rangkaian neural untuk aplikasi yang lain perlu kepada proses penentuan parameter rangkaian HMLP berbilang untuk tujuan aplikasi tersebut.
- Rangkaian neural HMLP berbilang direkabentuk untuk mengecam puncak isyarat EKG (P, Q, R, S dan T). Daripada hasil pengecaman ini, lokasi sebenar puncak tersebut ditentukan. Lokasi puncak yang ditentukan hanya memberi nilai untuk parameter amplitud puncak dan jeda masa antara dua puncak isyarat ECG. Oleh yang demikian, proses diagnosis yang dijalankan menggunakan parameter yang boleh dicapai oleh sistem rangkaian neural yang dibina.

1.4 Susunatur Tesis

Tesis ini menghuraikan secara keseluruhannya sistem analisa menggunakan rekabentuk rangkaian neural berbilang untuk mengecam parameter isyarat EKG. Parameter tersebut kemudiannya boleh digunakan untuk diagnosis status jantung. Bab Satu telah menghuraikan secara ringkas kaedah sistem analisa isyarat EKG. Perkembangan sistem yang telah dibina terdahulu untuk analisa isyarat EKG dan masalah yang telah dihadapi oleh penyelidik sebelumnya juga telah di muatkan di dalam bab ini. Huraian berhubung dengan objektif dan skop penyelidikan yang bincang di dalam bab ini telah memberi ringkasan kepada halatuju penyelidikan ini.

Isyarat EKG akan dibincangkan di dalam Bab Dua. Bab ini dibahagikan kepada tiga bahagian secara amnya. Pada permulaan bab ini, sejarah perkembangan sistem EKG dan penjelasan isyarat EKG daripada sudut teknikal telah diperincikan. Selanjutnya, struktur dan kaedah rangkaian neural biologi dan buatan secara teori telah disediakan. Penutup kepada bab ini menghuraikan sistem analisa isyarat EKG yang telah dilaksanakan oleh penyelidik terdahulu. Pemilihan rangkaian neural untuk penyelidikan ini mendapat motivasi sepenuhnya daripada kajian ilmiah pada bab ini apabila gambaran perbandingan di antara sistem analisa tersebut dilaksanakan. Kelebihan dan kekurangan pada sistem yang pernah digunakan oleh penyelidik dahulu memberi gambaran jelas berhubung pemilihan sistem yang sesuai digunakan di dalam penyelidikan yang bakal dijalankan.

Bab Tiga menerangkan secara terperinci berhubung sistem perkakasan yang digunakan untuk mendapatkan isyarat EKG. Sistem tersebut secara amnya diperlukan untuk mendapatkan isyarat EKG untuk digunakan di dalam persekitaran komputer. Sistem yang digunakan tersebut adalah sistem perkakasan mengikut piawaian yang telah ditetapkan. Bab ini juga telah menerangkan teori rekabentuk sistem pengecaman puncak sebenar isyarat EKG. Sistem tersebut berasaskan penghapusan puncak hingar di dalam isyarat EKG dengan menggunakan kaedah pemilihan ambang telah diterangkan secara terperinci.

Pada permulaan Bab Empat, penyarian ciri yang terpilih dibincangkan. Kaedah penyarian ciri tersebut telah dijelaskan secara teori. Terdapat empat jenis rangkaian neural yang telah diperincikan di dalam ini. Ia merupakan rangkaian neural yang sering digunakan oleh penyelidik, khasnya penggunaannya terhadap analisa isyarat EKG. Rangkaian neural HMLP berbilang telah diperkenalkan di dalam bab ini secara teori. Bab ini juga telah membincangkan kemampuan dan kelebihan rangkaian neural yang

direka untuk memenuhi kelemahan yang wujud pada rekabentuk rangkaian neural sebelumnya terhadap analisa isyarat EKG.

Keputusan dan perbincangan terhadap analisa yang dijalankan diberikan di dalam Bab Lima. Bab ini dimulakan dengan analisa terhadap pengecaman puncak sebenar isyarat EKG. Niai ambang untuk kedua-dua peringkat analisa telah dikenalpasti untuk digunakan ketika proses pengecaman puncak sebenar isyarat EKG. Pada bahagian seterusnya, keputusan perbandingan di antara rangkaian neural dan kaedah pembelajaran terpilih telah diperolehi. Bab ini diakhiri dengan keputusan analisa dan perbincangan lengkap terhadap rangkaian neural yang telah dilaksanakan.

Rangkaian neural telah dibuktikan sesuai digunakan untuk pengecaman puncak isyarat EKG. Di dalam Bab Enam, diagnosis terhadap status jantung telah dijalankan menggunakan rangkaian neural. Penyakit jantung terpilih untuk digunakan di dalam penyelidikan ini telah dibincangkan secara terperinci. Seterusnya, pemilihan ciri dan rangkaian neural terpilih diutarakan. Penutup bab ini adalah keputusan analisa diagnosis penyakit jantung yang menggunakan rangkaian neural.

Bab Tujuh merupakan bab terakhir di dalam tesis ini. Bab ini menyimpulkan segala keputusan dan perbincangan yang diperolehi oleh bab-bab terdahulu. Pada penutup bab ini, cadangan masa hadapan telah disediakan agar penyelidikan seterusnya boleh dilaksanakan, untuk memperbaiki sistem yang dibina.

BAB DUA KAJIAN ILMIAH

2.0 Pengenalan

Saban hari, manusia cuba untuk memperbaiki sistem kesihatan sejagat. Justeru itu, kini terdapat banyak peralatan perubatan canggih yang cuba direka oleh manusia agar ia mampu digunakan dengan lebih sistematik. Elektrokardiogram (EKG) merupakan salah satu rekaan manusia yang dapat merekodkan aksi perubahan elektrik pada jantung dengan analisis yang lebih tertib.

Pengkateteran jantung (*cardiac catheterization*) telah digunakan pada masa yang lepas untuk mendapat terus bacaan parameter daripada kebulut jantung sebelum EKG ditemui (Jacobson dan Webster, 1997). Pakar kardiologi ketika itu melaksanakan kaedah ini dengan memasukkan kateter (*catheter*) terus ke dalam persisiran urat (*peripheral vessel*). Walaubagaimanapun komplikasi yang serius akan berlaku sekiranya kaedah ini digunakan ketika ketidakseragaman rentak ventrikel (*ventricle fibrillation*) di mana rentak jantung akan terganggu lantas otot jantung gagal untuk berfungsi.

Kajian ilmiah yang telah dijalankan di dalam penyelidikan ini telah dibahagikan kepada tiga bahagian penting, iaitu isyarat EKG, rangkaian neural dan teknik pengecaman isyarat EKG. Pada bahagian pertama, fungsi jantung secara amnya telah diterangkan, di mana penekanan dari perspektif kejuruteraan diutarakan. Mekanisma fungsi jantung ini berkait terus dengan isyarat EKG yang diperolehi. Pada bahagian yang sama, perubahan teknologi yang telah digunakan selama melebihi 100 tahun lampau untuk mendapatkan isyarat EKG telah dibentangkan secara ringkas. Seterusnya, teknik yang digunakan ketika ini untuk mendapatkan isyarat EKG dibentangkan.

Rangkaian neural diterangkan pada bahagian kedua bab ini. Bermula daripada rangkaian neural biologi, kemudian rangkaian neural buatan yang telah dikaitkan secara terus dengan rangkaian neural biologi telah diperincikan. Teknik-teknik yang telah digunakan untuk mengecam puncak isyarat EKG telah disediakan sebagai panduan hala tuju penyelidikan ini. Bahagian terakhir kajian ilmiah membincangkan sistem diagnosis yang telah digunakan oleh penyelidik terdahulu untuk menentukan status jantung. Pemilihan teknik yang sesuai untuk penyelidikan ini juga telah ditentukan dengan alasan yang kukuh daripada pemerhatian kajian ilmiah ini.

2.1 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram pada asalnya merupakan singkatan yang diperkenalkan di dalam bahasa German sebagai 'EKG'. Ia merupakan rutin pemeriksaan jantung yang paling lama digunakan sehingga sekarang. Pada masa kini telah menjadi kelaziman singkatan ECG digunakan di dalam bahasa Inggeris (Healthyhearts, 2006). Isyarat EKG adalah rekod graf atau paparan voltan masa-berubah yang dihasilkan oleh miokardiogram (*myocardiogram*) ketika kitar kardiak (Farlex, 2006).

2.1.1 Sejarah Elektrokardiogram

Kaedah pemerhatian sistem jantung telah dibina lebih daripada 100 tahun yang lalu. Evolusi terhadap kaedah tersebut telah melalui banyak peringkat perubahan mengikut perkembangan semasa teknologi hingga ke hari ini. Sumbangan yang telah diberikan oleh penyelidik, jurutera, ahli fisiologi, juruteknik dan lain-lain memainkan peranan yang besar, hingga terhasilnya EKG sepertimana yang boleh diperolehi hari ini. Peranan dan perubahan awal terhadap perkembangan EKG telah diringkaskan di dalam perenggan seterusnya.

Pada 1878, ahli fisiologi British, John Burden Sanderson dan Frederic Page telah merekodkan arus elektrik jantung dengan menggunakan kapilari elektrometer.

Melalui eksperimen yang dijalankan, mereka telah berjaya menentukan dua fasa. Fasa yang telah ditentukan tersebut kemudiannya dikenali sebagai QRS dan T (Sanderson, 1878). Ini merupakan percubaan pertama terhadap perkembangan untuk menepukan status perubahan potensi elektrik pada jantung manusia.

Augustus D. Waller adalah seorang ahli fisiologi yang berkhidmat di St Mary's Medical School, London. Beliau merupakan manusia pertama yang telah menerbitkan rekod isyarat EKG yang boleh dijadikan rujukan pada tahun 1887. Isyarat EKG tersebut telah direkodkan bersama juruteknik, Thomas Goswell di makmal mereka (Waller, 1887). Tiga tahun kemudian, G. J. Burch dari University Oxford telah memperbaharui arithmetik tersebut untuk memerhatikan perubahan pada elektrometer yang dibangunkan oleh Augustus D. Waller. Isyarat EKG tersebut boleh diperhatikan setelah pengiraan dilakukan (Burch, 1890).

William Bayliss dan Edward Starling dari College University London merupakan ahli fisiologi British yang telah memperbaiki kapilari elektrometer pada tahun 1891 (Bayliss dan Starling, 1891). Mereka telah menyambung terminal kapilari elektrometer tersebut pada tangan sebelah kanan dan di atas kulit denyut apeks (*apex beat*) dan memaparkan perubahan '*triphasic*' yang mendahului setiap denyut jantung. Mereka juga telah membuktikan bahawa terdapat lengah masa sebanyak 0.13 saat antara stimulasi atrial (*atrial simulation*) dan penyahkutuban ventrikel (*ventricular depolarization*) yang kemudiannya dinamakan jeda PR. Ini merupakan satu piawaian yang penting ketika itu, kerana pakar jantung boleh menggunakannya untuk menghasilkan diagnosis.

Pada tahun 1906, Einthoven telah menerbitkan rekod isyarat EKG pertama yang dapat memaparkan status jantung yang normal dan mempunyai kecacatan. Beliau telah menggunakan meter galvanian bertali (*string galvanometer*) sebagai

kaedah tertib dan rekod isyarat yang lebih jelas boleh dipaparkan. Rekod isyarat EKG yang mempunyai kecacatan tersebut dapat dipaparkan dengan lengkap ketika itu dikenali sebagai hipertrofi (*hypertrophy*) ventrikular kanan dan kiri, bigemini (*bigeminy*) ventrikular, fluter (*flutter*) atrium dan blok jantung (*heart block*) (Einthoven, 1906).

Walter James dari University Colombia dan Horation Williams dari Medical College, University Cornell, New York adalah orang Amerika Syarikat yang pertama terlibat dengan penyelidikan berhubung analisa isyarat EKG. Mereka telah menerbitkan makalah pada tahun 1910 yang mengulas berkaitan dengan isyarat EKG. Makalah tersebut menerangkan status jantung yang mempunyai kecacatan seperti hipertrofi ventrikular, etopik (*ectopics*) atrium dan ventrikular, fibrilasi (*fibrillation*) atrium dan fribilasi ventrikular. Ia kemudian menjadi bahan rujukan kepada pakar jantung untuk menentukan keadaan kecacatan tersebut.

Pada tahun 1912, Einthoven telah memberi syarahan utama di Chelsea Clinical Society di London. Di dalam syarahan tersebut beliau menggambarkan segitiga sama yang boleh dibentuk dari gabungan *lead* piawai I, II dan III. Segitiga tersebut kemudiannya dinamakan 'Segitiga Einthoven' (Einthoven, 1912). Pada ketika itu rujukan pertama yang menggunakan ringkasan perkataan 'ECG' di dalam makalah berbahasa Inggeris telah digunakan.

Huvert Mann dari makmal Cardiographic, Mount Sinae Hospital, menerangkan maksud sebenar 'monokardiogram yang dikenali sebagai 'vektorkardiogram' pada tahun 1920 (Mann, 1920). Vektorkardiogram merupakan salah satu cara untuk melihat aktiviti elektrik pada jantung. Pada tahun yang sama juga, Harlod Pardee telah menerbitkan isyarat EKG pertama yang dapat memaparkan infaksi miokardium akut (*acute myocardium infarction*) pada manusia. Beliau juga menyatakan bahawa keadaan jantung pada ketika itu dikategorikan sebagai keadaan jantung yang cacat.

Kedadaan tersebut boleh dikenalpasti apabila amplitud gelombang T adalah tinggi dan bermula ketika penurunan gelombang R (Pardee, 1920).

Laporan yang disediakan oleh Ernstime dan Levine pada tahun 1928 bahawa tiub vakum boleh sebagai menguatkan isyarat EKG menggantikan penguat mekanikal yang telah digunakan oleh Einthoven (meter galvanian bertali). Mereka juga telah membuat perbandingan keputusan yang diperolehi dengan cara yang digunakan oleh Einthoven yang menggunakan metar galvanian sebagai penguat (Ernstine dan Levine, 1928). Perubahan tersebut merupakan cetusan kepada pembangunan EKG yang lebih cekap untuk digunakan pada hari ini.

Charles Wolferth dan Francis Wood telah menerangkan secara klinikal penggunaan *lead* dada (V1, V2, V3, V4, V5 dan V6) (Wolferth dan Wood, 1932). *Lead* ini merupakan tambahan kepada *lead* yang telah diperkenalkan oleh Einthoven. Oleh kerana penggunaan *lead* dada (di mana elektrod diletakkan paling hampir kepada posisi jantung), gambaran yang lebih jelas berhubung status jantung boleh diperolehi. Ini telah melengkapkan penggunaan 12 *lead* isyarat EKG untuk menghasilkan diagnosis terhadap jantung.

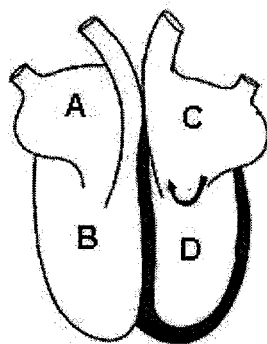
American Heart Association (AHA) dan Cardiac Society of Great Britain telah menetapkan piawaian sebenar EKG pada tahun 1938 (Barnes *et al.*, 1938). Piawaian ini menerangkan kedudukan elektrod dan sistem pendawaian EKG yang perlu dipatuhi. Piawaian ini juga telah digunakan hingga ke hari ini untuk sesiapa yang terlibat membangunkan sistem EKG.

2.1.2 Jantung Dan Sistem kardiovaskular

Jantung boleh digambarkan sebagai pam berdasarkan dua peringkat dari sudut pandangan mekanik. Sebelah kanan jantung dinamakan jantung kanan di mana ia

berfungsi dengan mengepam darah ke seluruh sistem badan. Laluan darah yang melalui paru-paru dinamakan Peredaran Pulmonari (*Pulmonary Circulation*). Peredaran darah yang membekalkan oksigen dan nutrien (*nutrient*) kepada sel badan dinamakan Peredaran Sistemik (*Systemic Circulation*).

Daripada sudut kejuruteraan elektrik, Peredaran Sistemik adalah litar berintang tinggi kerana terdapat tekanan yang tinggi di antara arteri (*artery*) dan vena (*vein*). Oleh yang demikian, pam yang terdapat pada jantung kiri boleh dianggap sebagai pam tekanan. Di dalam Sistem Peredaran Pulmonari, perbezaan tekanan di antara arteri dan vena adalah kecil, lantaran itu, jantung kanan boleh dianggap sebagai pam isipadu. Otot yang mengecut pada jantung kiri adalah lebih besar dan kuat berbanding otot jantung kanan kerana keperluan untuk Peredaran Sistemik. Jumlah isipadu darah yang melalui kedua-dua belah jantung dalam jangka masa panjang adalah sama. Struktur jantung manusia adalah seperti di dalam Rajah 2.1.

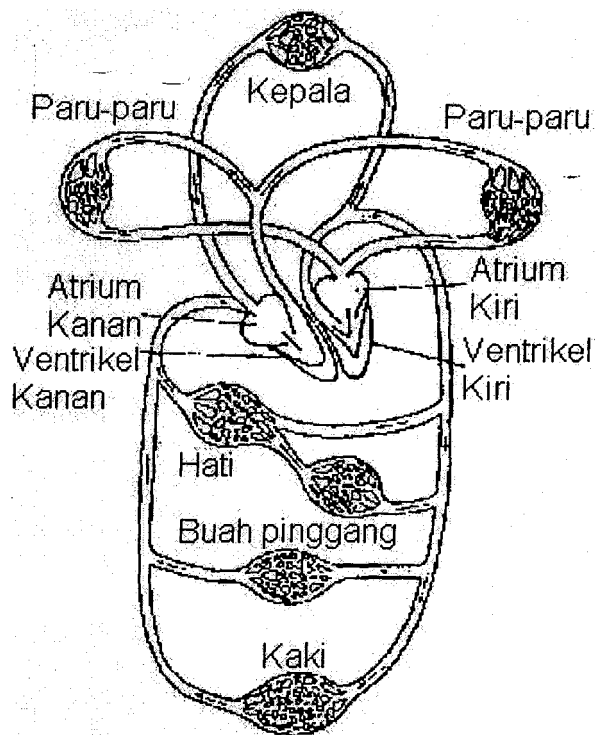


- A - Atrium Kanan
- B - Ventrikel Kanan
- C - Atrium Kiri
- D - Ventrikel Kiri

Rajah 2.1: Struktur jantung manusia (Cardiomyopathy Association, 2006).

Proses mengepam darah dalam jantung berlaku apabila otot jantung yang mengelilingi kebuk jantung mengecut. Otot-otot ini menerima darah daripada arteri koronari (*coronary*) yang mengelilingi jantung. Sistem arteri koronari merupakan salah satu cabang istimewa Peredaran Sistemik. Sistem fisiologi sebenar jantung adalah

seperti di dalam Rajah 2.2 dan Rajah 2.3. Rajah 2.3 tersebut menunjukkan persamaan sistem fisiologi daripada sudut kejuruteraan. Berdasarkan Rajah 2.3, operasi sistem peredaran darah bermula ketika darah memasuki ruang jantung dari sebelah kanan jantung melalui dua vena utama. Vena kava superior (*superior vena kava*) membawa darah daripada bahagian badan ke atas paras kedudukan jantung, manakala vena kava inferior (*inferior vena kava*) pula membawa darah dari bahagian paras jantung dan ke bawah. Darah tersebut akan memenuhi ruang atrium kanan. Sinus koronari (*coronary sinus*) pula akan membawa darah mengelilingi jantung.



Rajah 2.2: Sistem fisiologi jantung (The Circulatory System, 2006).

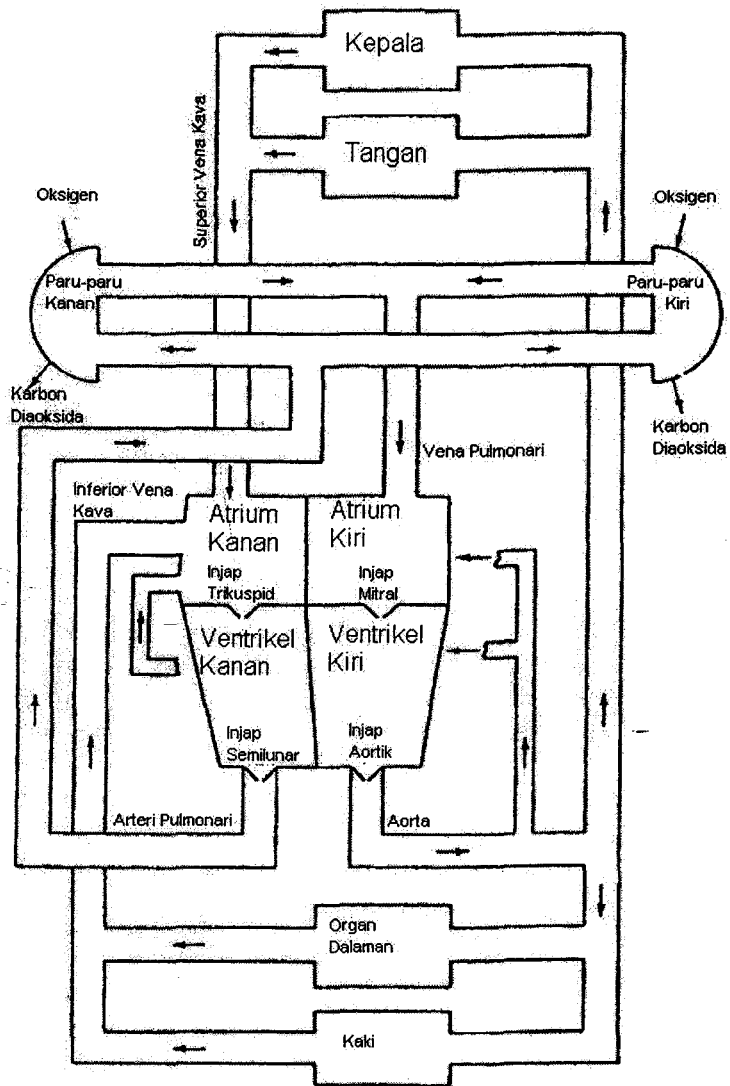
Apabila atrium kanan telah dipenuhi darah, ia akan mengecut dan memaksa darah melalui injap trikuspid (*tricuspid*) untuk memenuhi ventrikel kanan, yang kemudiannya akan mengecut dan mengempam darah untuk Sistem Peredaran Pulmonari. Apabila tekanan pada ventrikel kanan melebihi tekanan pada atrium kanan,

injap trikuspid akan tertutup dan tekanan dalam ventrikel kanan memaksa injap semilunar pulmonari (*semilunar pulmonary*) terbuka dan darah mengalir ke arteri pulmonari (*artery pulmonary*) yang membahagikan laluan darah tersebut ke dua-dua bahagian paru-paru.

Darah yang mengalir ke atrium kiri dari vena pulmonari (*pulmonary vein*) akan dipam melalui injap mitral ke dalam ventrikel kiri apabila otot atrium mengecut. Kemudiannya otot ventrikel kiri akan mengecut, tekanan yang dihasilkan tersebut menyebabkan injap mitral tertutup secara mekanikal. Tekanan yang dibina di dalam ventrikel kiri akan memaksa injap aortik (*aortic*) terbuka lantaran darah daripada ventrikel kiri mengalir ke aorta (*aorta*). Operasi ini berlaku secara segerak oleh ventrikel kiri dan ventrikel kanan.

Proses kitaran ketika mengepam darah pada jantung terbahagi kepada dua: Sistole (*systole*) dan diastole (*diastole*). Sistole ditakrifkan sebagai masa ketika otot jantung mengecut merujuk pada otot ventrikel, pada ketika darah dipam ke dalam arteri pulmonari dan aorta. Diastole pula adalah masa otot jantung berehat seketika dan darah akan memenuhi ruang jantung.

Ketika darah telah dipam ke dalam arteri, jantung akan berehat seketika dan tekanan di dalam ruang jantung tersebut akan menurun. Injap luaran akan tertutup dan dalam masa yang singkat selepas itu injap dalaman pula akan terbuka kembali untuk memulakan diastole dan kitar jantung yang baru akan bermula.



Rajah 2.3: Skema sistem fisiologi jantung (Murphy, 2006).

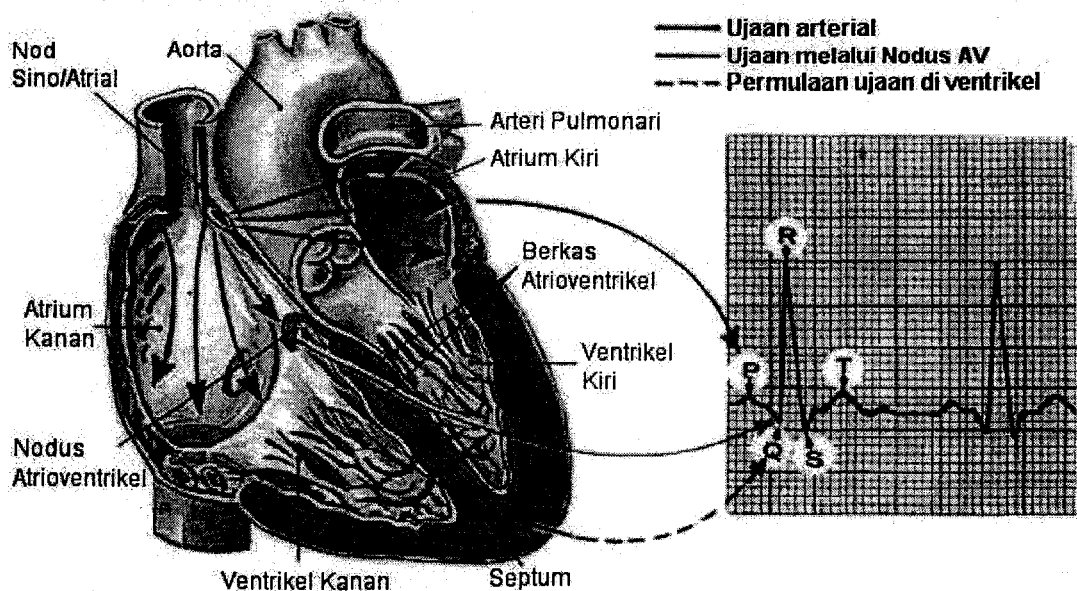
Selepas melalui banyak cabang (*bifurcation*) arteri, darah akan sampai ke organ-organ penting badan. Sistem peredaran darah di dalam arteri ini akan sampai ke arteriol (jenis arteri yang terkecil). Ia kemudian bersambung dengan kapilari di mana oksigen akan dibekalkan ke sel badan dan karbon dioksida akan diterima dari sel tersebut. Proses sebaliknya pula bermula apabila kapilari yang membawa darah dengan karbon dioksida bersambung ke venul (*venule*) yang kemudiannya bersambung dengan vena kecil dan pada akhirnya bersambung dengan vena kava

superior dan inferior. Darah yang dibekalkan ke jantung pula adalah dari aorta dengan melalui arteri koronari yang sama dengan sistem kapilari yang melalui vena.

Purata kadar denyut jantung adalah 75 denyut seminit untuk orang dewasa yang normal. Walaubagaimanapun nilai ini berubah bergantung kepada keadaan seseorang. Denyut jantung akan lebih tinggi apabila seseorang berdiri dan akan berkurangan apabila duduk atau tidur. Secara amnya, wanita mempunyai kadar denyut yang lebih tinggi dan akan berkurangan apabila usia meningkat. Kadar denyut jantung bagi bayi boleh mencapai sehingga 140 denyut seminit. Kadar denyut jantung juga boleh bertambah apabila terdedah kepada suhu melampau atau faktor fisiologi yang lain.

2.1.3 Asalan Isyarat EKG

Aksi mengepam darah oleh jantung berkait terus dengan potensi elektrik yang boleh dicapai pada permukaan badan dengan elektrod. Laluan rentak elektrik tersebut yang berkaitan dengan potensi ini lebih mudah difahami dengan merujuk Rajah 2.4.



Rajah 2.4: Laluan elektrik pada jantung (Jamaica Focus, 2002)

Pada dinding atrium kanan berdekatan dengan kedua-dua vena kava terdapat nodus sinoatrium (nodus SA). Nodus SA ini akan menghasilkan denyut pada kadar normal denyut jantung sebanyak 75 denyut seminit (kadar kebiasaan). Kadar denyut jantung ini digerakkan oleh sistem saraf autonomik (*autonomic nervous system*). Kadar ini juga akan meningkat ketika keadaan simpatetik (*sympathetic*) dan berkurang ketika keadaan parasimpatetik (*parasympathetic*).

Potensi aksi (*action potential*) akan mengecutkan otot atrium dan denyut akan bertaburan ke seluruh dinding atrium untuk jeda masa 0.4 saat. Denyutan ini kemudiannya sampai ke nodus aterioventrikel (nodus AV). Nodus ini terletak di bahagian bawah antara dua atrium. Nodus AV ini berperanan menghasilkan lengah untuk taburan ujaan tersebut selama 0.11 saat. Keperluan lengah ini adalah untuk memberi ruang masa yang secukupnya untuk darah yang dipam daripada atrium masuk memenuhi ruang ventrikel. Sistem konduksi tersebut kemudiannya akan membawa potensi aksi ke ventrikel seperti yang dipaparkan di dalam Rajah 2.4. Sistem konduksi yang mengandungi bahagian pendek tersebut dikongsi bersama oleh dua ventrikel. Sistem konduksi ini dinamakan berkas atrioventrikel (berkas AV) di mana terdapat dua berkas pada setiap bahagian septum.

Laluan elektrik di antara atrium dan ventrikel disambung melalui nodus AV dan sistem konduksi. Masa lengah yang disediakan oleh nodus AV memberi masa yang secukupnya untuk pengecutan atrium ketika darah memenuhi ruang ventrikel.

Nodus AV, sistem konduksi dan otot jantung sendiri mampu untuk memberikan ujaan permulaan, supaya hasilnya ventrikel akan mengecut. Keadaan ini boleh berlaku ketika keadaan patalogi di mana nodus SA tidak dapat melakukan ujaan permulaan. Walaubagaimanapun, kadar denyut yang dihasilkan oleh nodus AV berkurangan iaitu pada kadar 50 denyut seminit. Kadar ini akan semakin kurang apabila ujaan dihasilkan

oleh persisian yang lebih ke bawah. Sekiranya otot ventrikel sendiri yang memulakan ujaan, kadar denyut adalah cuma 20 denyut seminit. Apabila sistem konduksi normal terganggu, kadar denyut akan menjadi lebih rendah dan keadaan ini dinamakan blok jantung (*heart block*). Terdapat beberapa jenis blok jantung bergantung kepada kecacatan sistem konduksi dan kedudukan autonomik lesi (*lesion*).

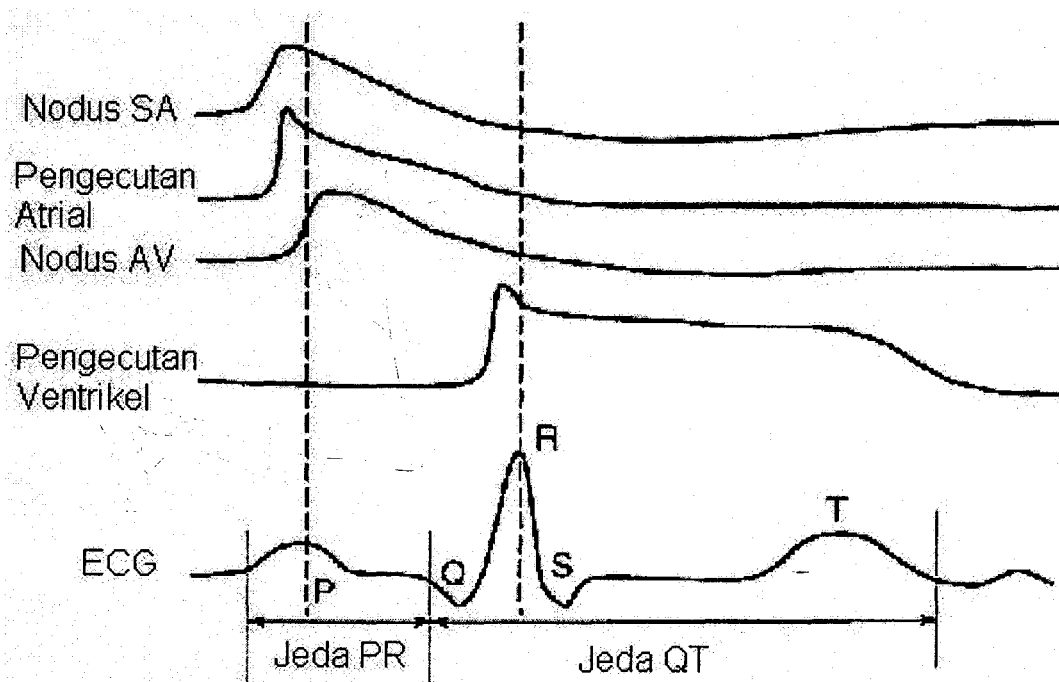
2.1.4 Tatanama Isyarat EKG

Aksi potensi elektrik yang dihasilkan oleh jantung boleh dicapai pada hampir keseluruhan permukaan badan. Rajah 2.5 memaparkan potensi permukaan yang berkaitan dengan setiap fasa di dalam kitar jantung (*cardiac cycle*). Bahagian yang paling bawah di dalam rajah tersebut adalah jumlah keseluruhan potensi, dan mewakili ukuran voltan yang berpadanan di mana ia boleh dicapai menggunakan elektrod. Komponen isyarat EKG ini dinamakan dengan huruf P hingga T.

Julat Isyarat EKG adalah dalam nilai milivolt. Isyarat yang terhasil daripada penyahkutuban atrium (*atrial depolarization*) dinamakan gelombang P. Isyarat seterusnya yang dihasilkan oleh ventrikel dinamakan QRS kompleks. Oleh kerana jisim otot ventrikel jauh lebih besar dari jisim otot atrium, amplitud pada gelombang QRS kompleks adalah lebih tinggi berbanding amplitud gelombang P. Pengutuban semula (*repolarization*) atrium tidak kelihatan pada permulaan isyarat EKG kerana fasa tersebut sebenarnya selari dengan fasa penyahkutuban ventrikel. Walaubagaimanapun pengutuban semula ventrikel boleh direkodkan dan dinamakan gelombang T (Chin, 1997).

Gelombang Q dan S sentiasa berpolariti negatif di mana lokasinya adalah masing masing sebelum dan selepas gelombang R. Gelombang R pula adalah sentiasa berpolariti positif, manakala gelombang P dan T boleh bernilai positif atau

negatif. Ia bergantung kepada kedudukan elektrod dan perubahan metabolik tubuh badan seseorang.



Rajah 2.5: Komponen unggul isyarat EKG, Kitaran hakiki (Joe, 1997).

Sehubungan dengan itu, jika terdapat kerosakan atau kecacatan pada sistem konduksi jantung, perubahan pada isyarat EKG akan jelas kelihatan. Pakar jantung boleh mengenalpasti kecacatan jantung dengan pemerhatian pada isyarat EKG. Perubahan amplitud dan jeda masa tertentu pada isyarat EKG akan memaparkan keadaan yang sepadan dengan kerosakan atau kecacatan pada bahagian sistem konduksi tersebut.

2.1.5 Teknik Elektrokardiografi

Aktiviti elektrik yang dijanakan oleh jantung boleh dimodelkan dalam bentuk sumber dwikutub, secara simboliknya ditunjukkan sebagai vektor jantung yang ditempatkan di dalam torak seperti yang dipaparkan di dalam Rajah 2.6. Sepasang