

**KLASIFIKASI KONDISI DETAK JANTUNG BERDASARKAN
HASIL ELEKTROKARDIOGRAM (EKG) MENGGUNAKAN
METODE *FUZZY K-NEAREST NEIGHBOR (FK-NN)***

SKRIPSI

Untuk memenuhi sebagian persyaratan
memperoleh gelar Sarjana Komputer

Disusun oleh:

Lintang Resita Mayangsari

NIM: 125150201111090



PROGRAM STUDI TEKNIK INFORMATIKA
JURUSAN TEKNIK INFORMATIKA
FAKULTAS ILMU KOMPUTER
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG
2016

PENGESAHAN

KLASIFIKASI KONDISI DETAK JANTUNG BERDASARKAN HASIL
ELEKTROKARDIOGRAM (EKG) MENGGUNAKAN METODE FUZZY K-NEAREST
NEIGHBOR (FK-NN)

SKRIPSI

Diajukan untuk memenuhi sebagian persyaratan
memperoleh gelar Sarjana Komputer

Disusun Oleh :
Lintang Resita Mayangsari
NIM: 125150201111090

Skripsi ini telah diuji dan dinyatakan lulus pada
18 Agustus 2016
Telah diperiksa dan disetujui oleh:

Dosen Pembimbing I

Dosen Pembimbing II

Imam Cholissodin, S.Si, M.Kom
NIK: 201201 850719 1 001

Rizal Setya Perdana, S.Kom, M.Kom
NIK: 201603 910118 1 001

Mengetahui
Ketua Jurusan Teknik Informatika

Tri Astoto Kurniawan, S.T, M.T, Ph.D
NIK: 19710518 200312 1 001

PERNYATAAN ORISINALITAS

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa sepanjang pengetahuan saya, di dalam naskah skripsi ini tidak terdapat karya ilmiah yang pernah diajukan oleh orang lain untuk memperoleh gelar akademik di suatu perguruan tinggi, dan tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis disitasi dalam naskah ini dan disebutkan dalam daftar pustaka.

Apabila ternyata didalam naskah skripsi ini dapat dibuktikan terdapat unsur-unsur plagiasi, saya bersedia skripsi ini digugurkan dan gelar akademik yang telah saya peroleh (sarjana) dibatalkan, serta diproses sesuai dengan peraturan perundang-undangan yang berlaku (UU No. 20 Tahun 2003, Pasal 25 ayat 2 dan Pasal 70).

Malang, 24 Juni 2016



Lintang Resita Mayangsari

NIM: 125150201111090

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT atas anugerah serta kasih sayang-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi dengan judul: "Klasifikasi Kondisi Detak Jantung Berdasarkan Hasil *Elektrokardiogram (EKG)* Menggunakan Metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)*" ini dengan baik. Skripsi ini disusun sebagai syarat memperoleh gelar sarjana pada Program Studi Teknik Informatika, Fakultas Ilmu Komputer Universitas Brawijaya.

Dalam proses penyelesaian skripsi ini penulis mendapatkan banyak bantuan, baik bantuan moral maupun materiil dari berbagai pihak. Oleh karena itu, penulis mengucapkan banyak terimakasih kepada:

1. Imam Cholissodin, S.Si, M.Kom selaku Pembimbing I yang telah memberikan bimbingan, arahan, ilmu, dan masukan dalam penyelesaian skripsi ini.
2. Rizal Setya Perdana, S.Kom, selaku Pembimbing II yang juga telah memberikan bimbingan, arahan, ilmu, dan masukan dalam penyelesaian skripsi ini.
3. dr. Cholid Tri Tjahjono, M.Kes, SpJp selaku pakar yang telah memvalidasi data sinyal elektrokardiogram serta memberikan penjelasan terkait kelainan irama detak jantung.
4. Eko Sakti Pramukantoro, S.Kom, M.Kom selaku Dosen Pembimbing Akademik yang telah memberi dukungan moril maupun masukan selama masa perkuliahan.
5. Tri Astoto Kurniawan, S.T, M.T, Ph, D selaku Ketua Jurusan Teknik Informatika beserta jajarannya.
6. Bapak dan Ibu dosen yang telah mendidik dan memberikan ilmu selama Penulis menempuh pendidikan di Fakultas Ilmu Komputer Universitas Brawijaya.
7. Segenap karyawan di Fakultas Ilmu Komputer Universitas Brawijaya yang membantu Penulis dalam pelaksanaan skripsi ini.
8. Ayah tercinta Taridjo yang selalu mendukung, menyemangati dan memberikan segenap kasih sayang serta perhatian kepada penulis.
9. Ibu tercinta Nesti Rahayu yang selalu mendoakan, memberikan dukungan, kasih sayang semata-mata untuk keberhasilan penulis.
10. Kakak tersayang Win Anggita Cinantiasari dan Wisnu Puspa Handita serta adik tersayang Rizki Brama Sakti yang senantiasa memberikan semangat dan dukungan yang tidak ternilai untuk penulis.
11. Teman-teman Program Studi Informatika/Illmu Komputer yang selalu memberikan semangat, dukungan, dan kebersamaan selama Penulis menempuh pendidikan di Fakultas Ilmu Komputer Universitas Brawijaya.
12. Andhica Pratama, Andro Wibowo, Elsa Nuramilus Shofia, Nurul Wahidatul Fitriyah, Yunika Tria Melati dan Wulan Sari Simarmata yang telah membantu memberikan semangat persahabatan, dan bantuan-bantuan yang tidak akan pernah terlupakan dari semester 1 sampai sekarang.

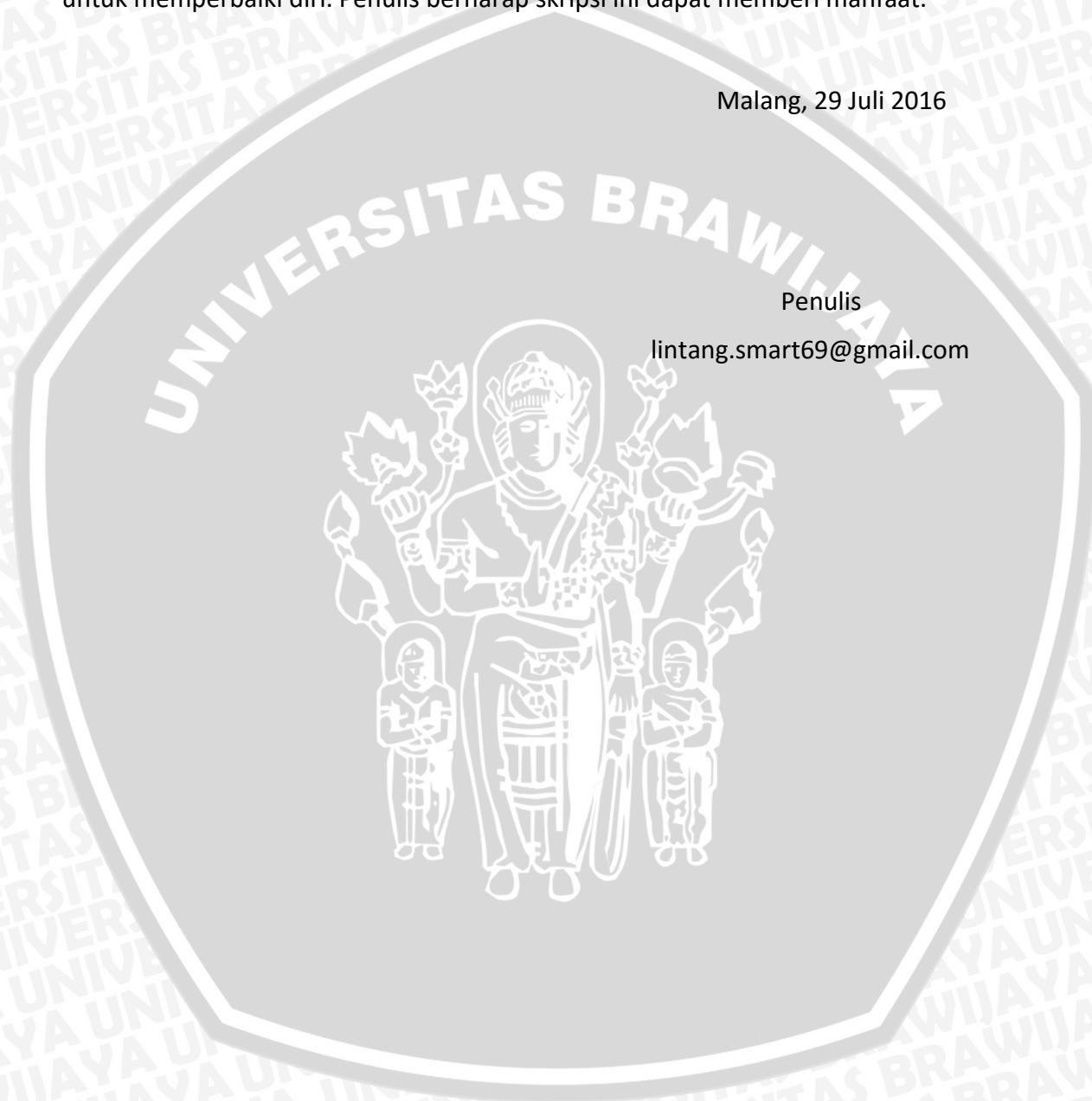
13. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu per satu, yang telah membantu dan terlibat baik secara langsung maupun tidak langsung dalam penulisan skripsi ini.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini tidak lepas dari kesalahan dan kekurangan. Oleh karena itu, Penulis bersedia menerima kritik dan saran yang membangun untuk memperbaiki diri. Penulis berharap skripsi ini dapat memberi manfaat.

Malang, 29 Juli 2016

Penulis

lintang.smart69@gmail.com



ABSTRAK

Jantung merupakan salah satu organ penting manusia yang berfungsi memompa darah ke seluruh tubuh. Jika jantung mengalami gangguan, maka penyaluran darah ke organ-organ penting lainnya juga akan mengalami gangguan. Kematian di tanah air mencapai 7,6 juta per tahun disebabkan oleh penyakit jantung koroner, dimana sebanyak 325 kasus diantaranya meninggal dunia sebelum tiba di rumah sakit. Diperlukan pemeriksaan EKG untuk mengetahui adanya kelainan irama detak jantung. Saat ini tidak semua tenaga medis bisa melakukan pembacaan hasil rekaman elektrokardiogram. Oleh karena itu, dibutuhkan sistem yang dapat mendeteksi kondisi detak jantung berdasarkan hasil rekaman EKG. Sistem yang dibangun bertujuan untuk membantu tenaga medis dalam melakukan klasifikasi kelainan pada irama detak jantung, sehingga penanganan secara dini terhadap kelainan irama detak jantung dapat segera dilakukan. Penelitian ini menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* yang merupakan salah satu metode dalam klasifikasi. Terdapat 3 proses utama yang dilakukan, yaitu proses normalisasi atribut untuk menyetarakan nilai range data, proses *K-Nearest Neighbor* untuk menentukan ketetanggaan dan proses *fuzzy* yang digunakan untuk memberikan nilai derajat keanggotaan. Proses *fuzzy* inilah yang digunakan untuk menjadi penentu kelas target yang baru. Data yang digunakan dalam penelitian ini sebanyak 140 data yang diambil dari *MIT-BIH Arrhythmia Database* yang kemudian data tersebut divalidasi kebenarannya oleh pakar. Terdapat 4 kategori klasifikasi kelainan irama detak jantung yaitu normal, *atrial fibrillation*, *pvc bigeminy* dan *ventricular tachycardia*. Hasil klasifikasi yang dihasilkan memiliki akurasi sebesar 81.25% menggunakan jarak *Manhattan* dengan nilai $k = 45$ dan nilai $m=2$.

Kata kunci: *Fuzzy K-Nearest Neighbor*, *FK-NN* Klasifikasi, Detak Jantung, Elektrokardiogram

ABSTRACT

Heart is one of the vital human organs which serves to pump blood throughout the body. If the heart is impaired, then the distribution of blood to the vital organs of the others will also be disturbed. Death in the country reached 7.6 million per year are caused by coronary heart disease, where as many as 325 cases of them died before arriving at hospital. ECG examination is required to determine abnormalities in heart rhythms. Result of electrocardiogram examination can detect abnormalities in heart rhythms. Nowadays not all medical personnel could do the reading electrocardiogram recordings. Therefore, it needs a system that can detect the condition of the heart rate based on the results of the ECG recording. The purpose of making this system to help medical personnel within the classification of abnormalities in heart rhythms, so that early treatment of the abnormal heartbeat can be done immediately. This study using Fuzzy K-Nearest Neighbor method, which is one method of classification. There are three main processes which is conducted, they are the attributes normalization process to equalize the value of the data range, the K-Nearest Neighbor to determine adjacency and fuzzy process that is used to provide the value of the degree of membership. Fuzzy process is used to be the determinant of the new target class. The data used in this study were 140 data obtained from the MIT-BIH database arrhythmias that then the data is validated for accuracy by experts. There are four categories of classification of defects, namely normal heart rhythms, atrial fibrillation, ventricular tachycardia and pvc bigeminy. The classification results obtained have an accuracy of 81.25% using the Manhattan distance with the value of $k = 45$ and $m=2$.

Keywords: Fuzzy K-Nearest Neighbor, FK-NN, Classification, Heart Rate, Electrocardiogram

DAFTAR ISI

PENGESAHAN	ii
PERNYATAAN ORISINALITAS	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
ABSTRAK.....	vi
ABSTRACT	vii
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR GAMBAR.....	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xvi
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar belakang.....	1
1.2 Rumusan masalah.....	3
1.3 Tujuan	3
1.4 Manfaat.....	3
1.5 Batasan masalah	3
1.6 Sistematika pembahasan.....	4
BAB 2 LANDASAN KEPUSTAKAAN	5
2.1 Kajian Pustaka	5
2.2 Jantung.....	9
2.3 Elektrokardiogram (EKG)	10
2.4 Kondisi Jantung dan Aritmia.....	11
2.4.1 Normal.....	11
2.4.2 <i>Ventricular Tachycardia</i>	12
2.4.3 <i>PVC Bigeminy</i>	13
2.4.4 <i>Atrial Fibrillation</i>	13
2.5 Logika Fuzzy	14
2.5.1 Pengertian Logika Fuzzy.....	14
2.6 Data Mining.....	14
2.6.1 Pengertian Data Mining	14
2.6.2 Klasifikasi.....	15

2.7 K-Nearest Neighbor (K-NN).....	16
2.7.1 Pengertian K-NN.....	16
2.7.2 Proses K-NN.....	16
2.8 Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN).....	17
2.8.1 Pengertian Fuzzy K-NN.....	17
2.8.2 Proses Fuzzy K-NN.....	17
2.9 Pengukuran Jarak.....	18
2.9.1 Jarak Euclidean.....	18
2.9.2 Jarak Manhattan.....	18
2.9.3 Jarak Minkowski.....	19
BAB 3 METODOLOGI.....	20
3.1 Studi Literatur.....	21
3.2 Pengumpulan Data.....	21
3.3 Analisis Kebutuhan Sistem.....	22
3.4 Perancangan Sistem.....	23
3.5 Implementasi Sistem.....	23
3.6 Pengujian dan Analisis Sistem.....	23
3.7 Pengambilan Kesimpulan dan Saran.....	23
BAB 4 PERANCANGAN.....	24
4.1 Formulasi Permasalahan.....	24
4.2 Siklus Algoritma Fuzzy K-Nearest Neighbor.....	26
4.2.1 Proses Normalisasi Data.....	26
4.2.2 Proses K-Nearest Neighbor (K-NN).....	29
4.2.3 Proses Euclidean Distance.....	31
4.2.4 Proses Sorting.....	32
4.2.5 Proses Pemilihan Jumlah Ketetanggaan K.....	33
4.2.6 Proses Fuzzy.....	34
4.2.7 Proses Hitung Nilai Keanggotaan.....	35
4.2.8 Proses Pemilihan Nilai Keanggotaan Terbesar.....	36
4.3 Perhitungan Manual <i>Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)</i>	37
4.3.1 Perhitungan Manual.....	37
4.4 Perancangan Antarmuka.....	43

4.4.1 Antarmuka Tampilan Beranda	44
4.4.2 Antarmuka Tampilan Data	44
4.4.3 Antarmuka Tampilan Klasifikasi dan Akurasi	45
4.5 Perancangan Pengujian	45
4.5.1 Pengujian Variasi Fitur	45
4.5.2 Pengujian Jumlah Data Latih	46
4.5.3 Pengujian Sebaran Kelas	46
4.5.4 Pengujian Jarak	46
4.5.5 Pengujian Variasi Nilai K	47
BAB 5 IMPLEMENTASI	48
5.1 Implementasi Algoritma	48
5.1.1 Implementasi Algoritma Baca Csv	48
5.1.2 Implementasi Algoritma K-Nearest Neighbor (K-NN)	49
5.1.3 Implementasi Algoritma Fuzzyfikasi	52
5.2 Implementasi Antarmuka	53
5.2.1 Implementasi Antarmuka Beranda	53
5.2.2 Implementasi Antarmuka Data	54
5.2.3 Implementasi Antarmuka Klasifikasi dan Akurasi	55
BAB 6 PENGUJIAN DAN ANALISIS	56
6.1 Pengujian	56
6.1.1 Pengujian Variasi Fitur	57
6.1.2 Pengujian Jumlah Data Latih	57
6.1.3 Pengujian Sebaran Kelas	58
6.1.4 Pengujian Jarak	58
6.1.5 Pengujian Nilai K	59
6.2 Analisa	60
6.2.1 Analisa Pengujian Variasi Fitur	61
6.2.2 Analisa Pengujian Jumlah Data Latih	62
6.2.3 Analisa Pengujian Sebaran Kelas	63
6.2.4 Analisa Pengujian Jarak	63
6.2.5 Analisa Pengujian Nilai K	65
BAB 7 Penutup	66

7.1 Kesimpulan.....	66
7.2 Saran	67
DAFTAR PUSTAKA.....	68
LAMPIRAN A SURAT PERMOHONAN UNTUK PAKAR.....	71
LAMPIRAN B DATA REKAMAN ELEKTROKARDIOGRAM (EKG).....	72



DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Kajian Pustaka	7
Tabel 3.1 Pengumpulan Data	21
Tabel 4.1 Data Training	25
Tabel 4.2 Data Latih	37
Tabel 4.3 Data Testing.....	38
Tabel 4.4 Nilai Maksimal dan Minimal MLII	38
Tabel 4.5 Nilai Maksimal dan Minimal V1.....	38
Tabel 4.6 Normalisasi Data Latih EKG	39
Tabel 4.7 Normalisasi Data Uji EKG.....	39
Tabel 4.8 Hasil perhitungan jarak data uji terhadap data latih	40
Tabel 4.9 Hasil pengurutan jarak data uji terhadap data latih	40
Tabel 4.10 Data sebanyak k(10)	41
Tabel 4.11 Nilai Keanggotaan Kelas Normal	42
Tabel 4.12 Nilai Keanggotaan Kelas Atrial Fibrillation	42
Tabel 4.13 Nilai Keanggotaan Kelas PVC Bigeminy	43
Tabel 4.14 Nilai Keanggotaan Kelas Ventricular Tachycardia	43
Tabel 4.15 Pengujian Variasi Fitur.....	45
Tabel 4.16 Pengujian Jumlah Data	46
Tabel 4.17 Pengujian jumlah sebaran kelas.....	46
Tabel 4.18 Pengujian Variasi Jarak.....	47
Tabel 4.19 Pengujian variasi nilai k	47
Tabel 6.1 Pengujian Variasi Fitur.....	57
Tabel 6.2 Pengujian Jumlah Data Latih	57
Tabel 6.3 Pengujian Jumlah Sebaran Kelas	58
Tabel 6.4 Pengujian Jarak.....	59
Tabel 6.5 Pengujian Nilai K.....	59

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Jantung	9
Gambar 2.2 Ukuran dan Skala Kertas Rekaman EKG	10
Gambar 2.3 Normal	12
Gambar 2.4 <i>Ventricular Tachycardia</i>	12
Gambar 2.5 <i>PVC Bigeminy</i>	13
Gambar 2.6 <i>Atrial Fibrillation</i>	14
Gambar 3.1 Tahapan Metodologi Penelitian	20
Gambar 4.1 Diagram Alir Sistem Klasifikasi Detak Jantung metode Fuzzy K-NN .	26
Gambar 4.2 Diagram Alir Proses Normalisasi Data	27
Gambar 4.3 Diagram Alir Proses hitungMin	28
Gambar 4.4 Diagram Alir Proses HitungMax	29
Gambar 4.5 Diagram Alir Proses K-Nearest Neighbor	30
Gambar 4.6 Diagram Alir Proses Euclidean Distance	31
Gambar 4.7 Diagram Alir Proses Sorting	32
Gambar 4.8 Diagram Alir Proses Pemilihan Jumlah Ketetanggan K	33
Gambar 4.9 Diagram Alir Proses Fuzzy	34
Gambar 4.10 Diagram Alir Proses Hitung Nilai Keanggotaan	35
Gambar 4.11 Diagram Alir Proses Pemilihan Nilai Keanggotaan Terbesar	36
Gambar 4.12 Antarmuka Tampilan Beranda	44
Gambar 4.13 Antarmuka Tampilan Load Data	44
Gambar 4.14 Antarmuka Tampilan Klasifikasi dan Akurasi	45
Gambar 5.1 Antarmuka Home	53
Gambar 5.2 Antarmuka Data Elektrokardiogram	54
Gambar 5.3 Antarmuka Data Elektrokardiogram Ternormalisasi	54
Gambar 5.4 Antarmuka Klasifikasi	55
Gambar 6.1 Grafik Akurasi Hasil Pengujian Variasi Fitur	61
Gambar 6.2 Grafik Rata-Rata Akurasi Hasil Pengujian Variasi Fitur	61
Gambar 6.3 Grafik Hasil Pengujian Jumlah Data Latih	62
Gambar 6.4 Grafik Hasil Pengujian Sebaran Kelas	63
Gambar 6.5 Grafik Hasil Pengujian Jarak	64

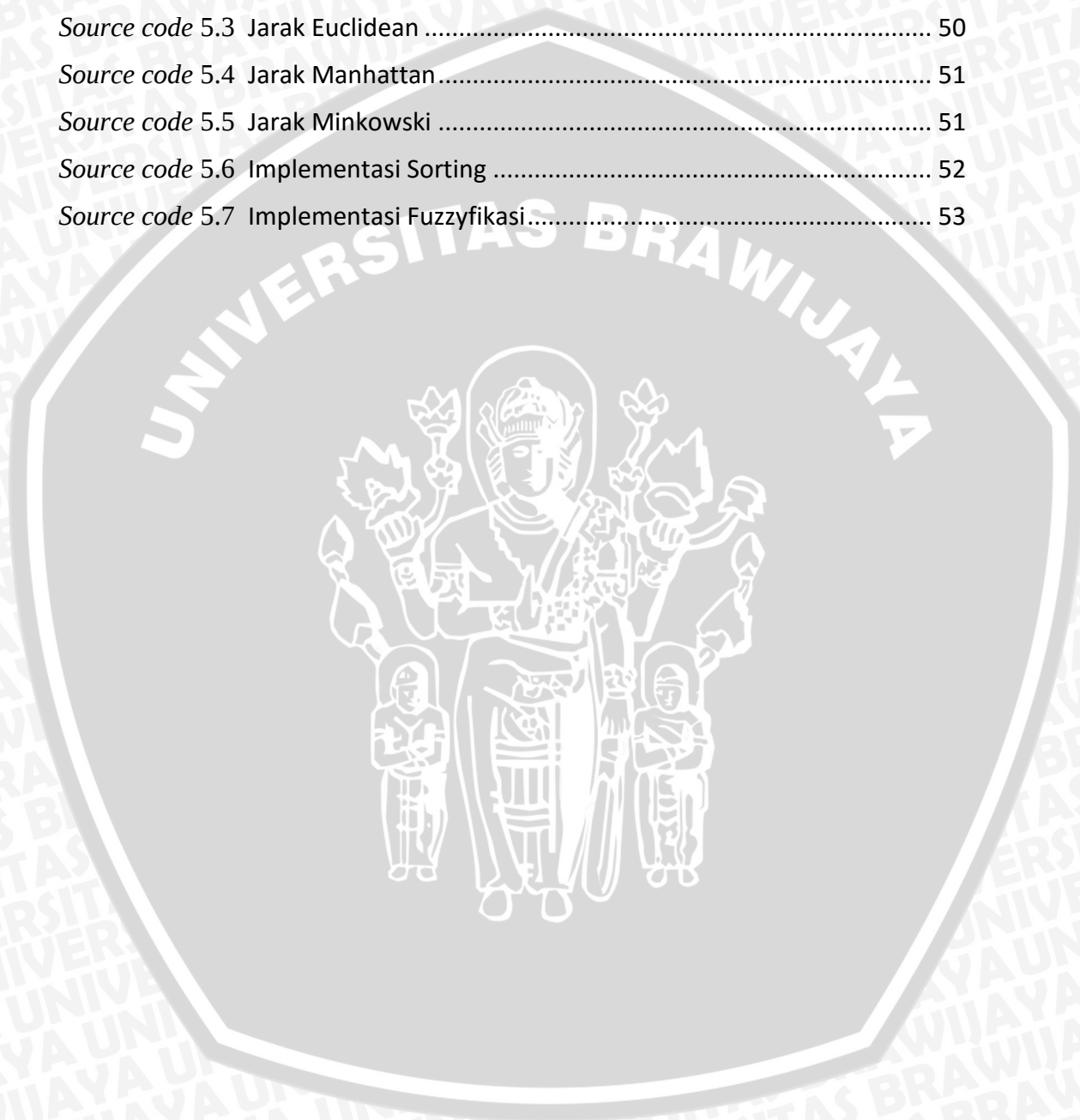
Gambar 6.6 Grafik Rata-Rata Akurasi Hasil Pengujian Jarak 64

Gambar 6.7 Grafik Rata-Rata Akurasi Hasil Pengujian Nilai K 65



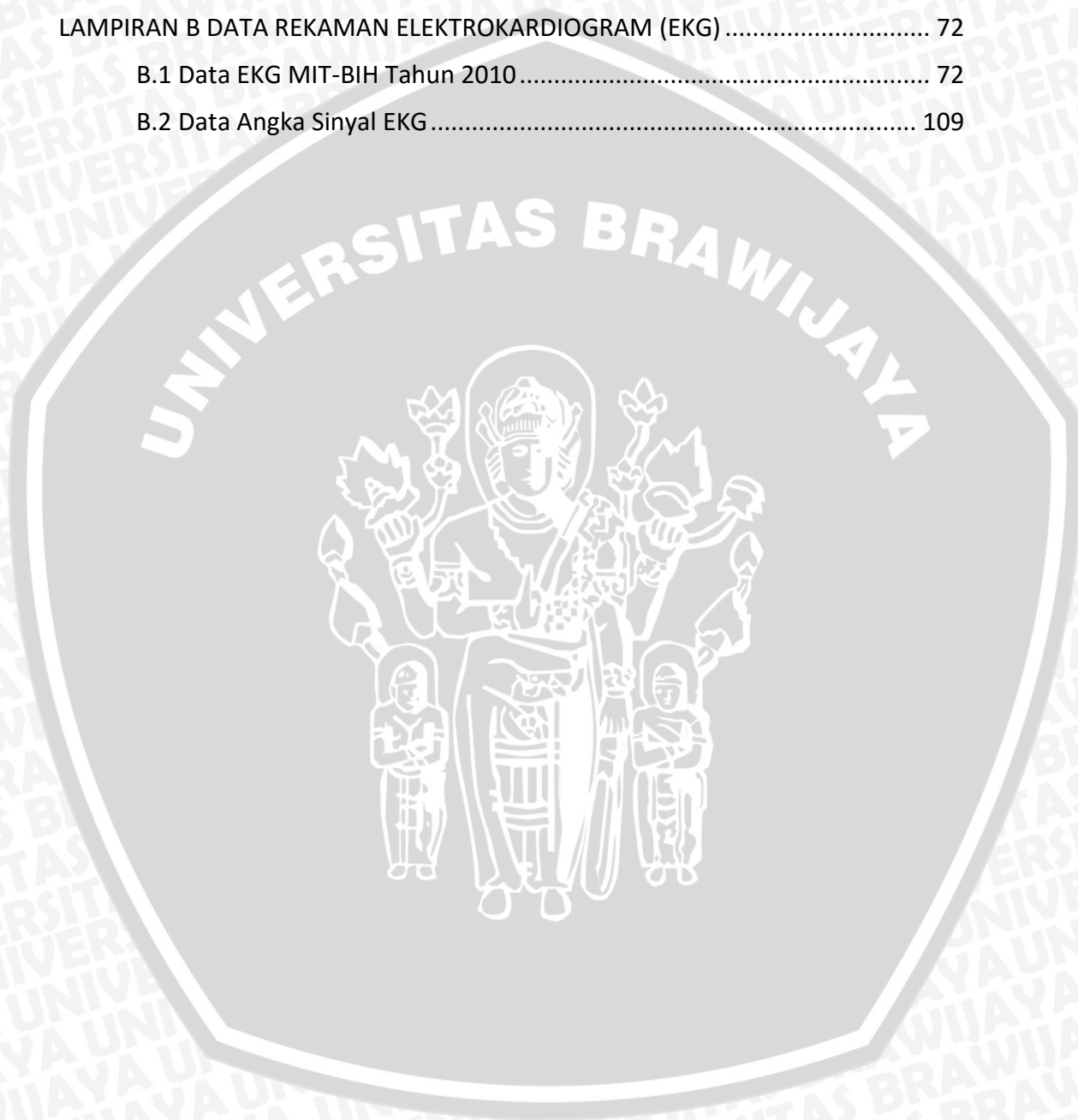
DAFTAR SOURCE CODE

Source code 5.1 Baca dan Simpan CSV	49
Source code 5.2 Implementasi Normalisasi Data	50
Source code 5.3 Jarak Euclidean	50
Source code 5.4 Jarak Manhattan	51
Source code 5.5 Jarak Minkowski	51
Source code 5.6 Implementasi Sorting	52
Source code 5.7 Implementasi Fuzzyfikasi.....	53



DAFTAR LAMPIRAN

LAMPIRAN A SURAT PERMOHONAN UNTUK PAKAR	71
A.1 Surat Pengantar Pakar	71
LAMPIRAN B DATA REKAMAN ELEKTROKARDIOGRAM (EKG)	72
B.1 Data EKG MIT-BIH Tahun 2010	72
B.2 Data Angka Sinyal EKG	109



BAB 1 PENDAHULUAN

1.1 Latar belakang

Jantung merupakan organ penting di dalam tubuh manusia yang berfungsi memompa darah ke seluruh bagian tubuh. Jika terjadi gangguan pada organ tersebut, maka akan fatal akibatnya, seperti darah tidak bisa dialirkan secara baik sehingga fungsi organ-organ tubuh lainnya ikut terganggu. Menurut dr. Rifnaldi SpJp, beliau adalah dokter ahli penyakit jantung pada Rumah Sakit Siloam Sriwijaya Palembang, disebabkan oleh penyakit jantung koroner, kematian di tanah air mencapai 7,6 juta orang setiap tahunnya. Berdasarkan keterangan beliau, sebagian besar dari masyarakat yang terkena serangan jantung tersebut meninggal dunia sebelum tiba di rumah sakit yaitu sebanyak 325 ribu kasus (Dewi, 2013). Menurut Badan Organisasi Kesehatan Dunia (WHO), di tahun 2005 saja ada sekitar 30% kematian yang disebabkan oleh penyakit jantung. Angka ini, diperoleh dari 58 juta kematian yang mana 17,5 juta-nya meninggal akibat penyakit jantung dan pembuluh darah. Masih menurut WHO, pada tahun 2014, kasus kematian terbanyak di Indonesia disebabkan salah satunya juga disebabkan oleh penyakit jantung (Indra, 2015).

Untuk melakukan pencegahan secara dini terhadap penyakit jantung, kita harus mengatur pola hidup dan rutin melakukan *check up* jantung ke rumah sakit. Salah satu metode *check up* jantung adalah dengan melakukan pemeriksaan EKG. Pemeriksaan EKG merupakan salah satu cara pemeriksaan kesehatan terhadap aktivitas listrik dari jantung yang akan digunakan untuk membuat grafik rekaman dari aktivitas listrik jantung yang ditangkap oleh elektroda ketika mencapai kulit pasien. Grafik hasil rekaman pemeriksaan EKG tersebut dapat digunakan sebagai acuan dalam mendeteksi penyebab terjadinya nyeri dada yang mungkin disebabkan oleh serangan jantung mendadak, membantu mendeteksi gangguan irama detak jantung, sumbatan atau penyempitan pada pembuluh darah jantung, serangan jantung termasuk menentukan letak serta luas terjadinya serangan jantung (Starry, 2014). Namun, hanya sedikit tenaga medis yang mampu membaca hasil rekaman *elektrokardiogram*, termasuk perawat yang masih belum dapat menginterpretasikan hasil rekaman EKG (Suaramerdeka, 2015). Tenaga medis kesulitan menginterpretasikan hasil rekaman EKG dikarenakan terdapat banyak keberagaman pola/sinyal pada masing-masing kelainan irama detak jantung.

Penelitian yang pernah dilakukan terkait dengan kondisi detak jantung dengan judul "*Klasifikasi Kondisi Jantung menggunakan JST berdasarkan Pemodelan Sinyal Electrocardiography*" dilakukan oleh Edwin, M. Jimmy Hasugian dan E. Merry Sartika membahas mengenai klasifikasi kondisi fisiologis jantung manusia normal dan *arrhythmia* dengan *jaringan syaraf tiruan*. Data yang digunakan adalah data dari database MIT-BIH berupa data sinyal EKG yang dilakukan pencuplikan kolom yang tepat pada matriks data dengan durasi 3 detik. Data yang telah dicuplik kemudian disimpan dalam file .mat. Dalam penelitian ini file .mat tersebut dipilih secara acak untuk diuji menggunakan kecocokan (*fitness*) dan *Akaike Information*

Criteria (AIC). Jaringan Syaraf Tiruan melakukan klasifikasi yang cukup tepat pada sebagian data uji namun tidak pada sebagian data lainnya, sehingga mempengaruhi akurasi sistem. Akurasi yang dihasilkan untuk masing-masing kelas Berdasarkan penelitian tersebut akan dihasilkan klasifikasi 4 kelas yaitu *normal*, *ventricular bigeminy*, *ventricular tachycardia* dan *atrial fibrillation*. Akurasi yang dihasilkan dari penelitian tersebut untuk masing-masing kelas yaitu sebesar 66,67% untuk kelas *atrial fibrillation*, 75% untuk kelas *ventricular tachycardia*, 40% untuk *pvc bigeminy* dan 30% untuk kelas *normal* (Edwin, 2011).

Pada penelitian sebelumnya, pengklasifikasian menggunakan metode *Jaringan Syaraf Tiruan* menghasilkan akurasi yang kurang baik. Maka, penulis membuat penelitian dengan objek yang sama, namun dengan nilai masukan dan metode klasifikasi yang berbeda, yaitu *input* menggunakan data sinyal EKG yang sudah direpresentasikan ke dalam bentuk angka serta penggunaan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor*. *Fuzzy K-Nearest Neighbor* memiliki dua keunggulan dibandingkan dengan *K-Nearest Neighbor* yaitu algoritma ini mampu mempertimbangkan sifat ambigu dari tetangga jika ada dan sebuah *instance* akan memiliki derajat nilai keanggotaan pada setiap kelas sehingga akan lebih memberikan kekuatan atau kepercayaan suatu *instance* berada pada suatu kelas.

Penelitian yang pernah dilakukan terkait metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* dengan judul "*Penerapan Metode Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN) untuk Menentukan Kualitas Hasil Rendemen Tanaman Tebu*" yang dilakukan oleh Rahmi Amiratus Shofia, Lailil Muflikhah dan Achmad Ridok. Penelitian ini membahas mengenai penerapan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* untuk menentukan kualitas hasil rendemen tanaman tebu. Parameter yang digunakan berupa panjang tebu (m), diameter tebu (cm), banyak ruas per tebu, berat per meter (kg), persentase (%) brix, harkat kemurnian (HK) dan nira. Terdapat tiga kategori atau kelas hasil klasifikasi yaitu buruk, baik dan sangat baik. Akurasi yang dihasilkan dengan metode FK-NN ini sebesar 98% (paling tinggi) pada pengujian yang menggunakan data latih sebanyak 175 dan 80 data uji serta nilai $k=70$. Jumlah nilai k sangat berpengaruh pada tingkat akurasi yang dihasilkan, dimana semakin banyak nilai k maka semakin memperkecil nilai *noise* yang ada sehingga nilai akurasi yang didapat semakin stabil (Shofia, 2013).

Berdasarkan penelitian sebelumnya dapat diketahui bahwa kondisi fisiologis dari jantung manusia dapat diketahui/dideteksi dari sinyal yang dihasilkan pada saat melakukan pemeriksaan EKG. Sinyal EKG tersebut dapat digunakan untuk membuat klasifikasi kondisi detak jantung manusia. Dari pemaparan-pemaparan di atas, penulis ingin membuat penelitian mengenai klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil *elektrokardiogram* (EKG) menggunakan metode klasifikasi yaitu *Fuzzy K-Nearest Neighbor* untuk membantu tenaga medis dalam menganalisis sinyal EKG. Diharapkan dengan adanya penelitian ini dapat dilakukan pencegahan dan penanganan secara dini terhadap kelainan irama detak jantung yang dapat memicu penyakit jantung, sehingga dapat menurunkan risiko kematian akibat penyakit jantung di berbagai wilayah.

1.2 Rumusan masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan di atas, maka dapat disimpulkan rumusan masalahnya meliputi:

1. Bagaimana mengimplementasikan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* untuk Klasifikasi Kondisi Detak Jantung berdasarkan Hasil Elektrokardiogram?
2. Berapa tingkat akurasi metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* untuk Klasifikasi Kondisi Detak Jantung berdasarkan Hasil Elektrokardiogram?

1.3 Tujuan

Tujuan yang ingin dicapai dalam penelitian ini adalah:

1. Mengimplementasikan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* untuk Klasifikasi Kondisi Detak Jantung berdasarkan Hasil Elektrokardiogram.
2. Mengetahui tingkat akurasi metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* untuk Klasifikasi Kondisi Detak Jantung berdasarkan Hasil Elektrokardiogram.

1.4 Manfaat

Manfaat yang dapat diperoleh dari penelitian ini yaitu:

1. Bagi Mahasiswa
 - Mengaplikasikan ilmu yang telah didapatkan mahasiswa selama bangku perkuliahan.
 - Mengasah kemampuan membangun sistem klasifikasi yang berhubungan dengan dunia kesehatan.
2. Bagi Tenaga Medis
 - Membantu tenaga medis untuk memberikan gambaran kondisi detak jantung secara cepat dan dapat digunakan sebagai masukan lebih lanjut untuk mendiagnosis dan mendeteksi penyakit jantung berdasarkan hasil pemeriksaan irama detak jantung menggunakan EKG.
3. Bagi Masyarakat
 - Masyarakat mendapatkan penanganan lebih cepat jika mengalami kelainan irama detak jantung.

1.5 Batasan masalah

Batasan masalah dibutuhkan agar pembahasan penelitian tidak menyimpang dari apa yang telah penulis rumuskan sebelumnya. Batasan-batasan dalam penelitian ini antara lain:

1. Parameter data detak jantung yang digunakan berupa data rekam *elektrokardiogram* (EKG) jantung berdasarkan dua sadapan, yaitu sadapan MLII dan sadapan V1 (data pada MIT-BIH Arrhythmia sebagian besar didapatkan dari sadapan MLII dan V1).
2. Data yang digunakan dalam penelitian ini berasal dari database MIT BIH Arrhythmia.
3. *Output* klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil rekaman *elektrokardiogram* (EKG) hanya terbatas pada 4 kategori irama detak

jantung yaitu Normal, *Ventricular Tachycardia*, *PVC Bigeminy* dan *Atrial Fibrillation*.

4. Dalam penelitian ini terdapat 4 kelas/kategori klasifikasi, dimana masing-masing kelas terdapat 35 data yang akan digunakan sebagai data latih maupun data uji. Sehingga, total data yang akan digunakan digunakan pada penelitian ini sebesar 140 data.

1.6 Sistematika pembahasan

Bagian ini berisi struktur skripsi ini mulai Bab Pendahuluan sampai Bab Penutup dan deskripsi singkat dari masing-masing bab. Diharapkan bagian ini dapat membantu pembaca dalam memahami sistematika pembahasan isi dalam skripsi ini.

BAB I

Pendahuluan

Memuat latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, sistematika penulisan dan jadwal penelitian.

BAB II

Landasan Kepustakaan

Menguraikan kajian pustaka dan dasar teori yang berkaitan dengan klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil Elektrokardiogram menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* (FK-NN).

BAB III

Metodologi

Membahas metodologi yang akan digunakan dalam penelitian yang terdiri dari studi literatur, pengumpulan data, analisis kebutuhan, perancangan sistem, implementasi sistem, pengujian sistem dan analisa hasil penelitian, serta pengambilan kesimpulan.

BAB IV

Perancangan

Membahas tentang perancangan sistem klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil Elektrokardiogram menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* (FK-NN).

BAB V

Implementasi

Membahas tentang implementasi sistem klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil Elektrokardiogram menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* (FK-NN).

BAB VI

Pengujian dan Analisis

Membahas tingkat akurasi sistem klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil Elektrokardiogram menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* (FK-NN).

BAB VII

Penutup

Berisi kesimpulan berdasarkan hasil penelitian yang telah dibangun serta memberikan saran yang berguna untuk pengembangan sistem di masa depan.

BAB 2 LANDASAN KEPUSTAKAAN

Pada bab ini akan membahas teori-teori yang terkait dengan penelitian yang terdiri dari Kajian Pustaka dan Dasar Teori. Kajian teori berisi tentang penelitian-penelitian yang sudah pernah dilakukan sebelumnya. Dasar teori yang akan digunakan dalam penelitian ini antara lain adalah Kelainan Irama Detak Jantung, Elektrokardiogram (EKG), Logika Fuzzy, Data Mining, Klasifikasi, *K-Nearest Neighbor (K-NN)*, Fuzzy *K-Nearest Neighbor (FK-NN)*.

2.1 Kajian Pustaka

Pada bagian kajian pustaka ini membahas mengenai beberapa penelitian sebelumnya yang dijadikan referensi untuk penelitian penulis. Penelitian pertama berjudul "*Support Vector Machine Based Arrhythmia Classification Using Reduced Feature*" dilakukan oleh Mi Hye Song, Jeon Lee, Sung Pil Cho, Kyoung Joung Lee dan Sun Kook Yoo. Penelitian tersebut membahas mengenai penggunaan data EKG untuk klasifikasi aritmia dengan metode *Support Vector Machine (SVM)* dan pengurangan fitur menggunakan *Linear Discriminant Analysis (LDA)*. Awalnya terdapat 17 masukan dalam sistem ini, kemudian dilakukan upaya pengurangan fitur menghasilkan keluaran 4 fitur dengan menggunakan LDA. Pengurangan fitur membuat data pembelajaran lebih sedikit, ketika data pembelajaran lebih kecil, kinerja SVM lebih optimal. Tingkat akurasi klasifikasi untuk masing-masing kelas meningkat setelah dilakukan pengurangan fitur, misalnya pada tingkat akurasi *normal sinus rhythm (NSR)* adalah 99,307%, *arterial premature contraction (APC)* adalah 99.274%, *supraventricular tachycardia (SVT)* adalah 99.854%, *premature ventricular contraction (PVC)* adalah 98.344%, *ventricular tachycardia (VT)* adalah 99.441% dan *ventricular fibrillation (VF)* adalah 99.883% (Mi Hye Song, 2005).

Penelitian kedua yang berjudul "*A Novel Approach to Arrhythmia Classification Using RR Interval and Teager Energy*" dilakukan oleh Chandrakar Kamath. Penelitian ini membahas mengenai pendekatan Novel untuk mengekstrak fitur dari komponen non-linear dari sinyal interval RR menggunakan *Teager Energy Operator (TEO)*. Dalam penelitian tersebut, penulis menggunakan rekam EKG dari database MIT-BIH, meliputi 6 rekam EKG dari database *normal sinus rhythm* dan 6 rekam EKG dari database aritmia. Dikarenakan *Teager Energy* dapat melacak perubahan yang cepat dalam energi, amplitudo dan frekuensi sinyal sesaat, terdapat ruang untuk deskriptor baru yang dapat menangkap dinamika nonlinear. Hal ini dapat meningkatkan indikator diagnosa dan prognostik dari permasalahan kardiovaskular. Klasifikasi yang dievaluasi pada database MIT-BIH dengan interval RR dan rata-rata *Teager Energy* dihitung dengan mempertimbangkan interval RR sebagai fitur, menghasilkan akurasi rata-rata melebihi 99,79% (Chandrakar, 2012).

Penelitian ketiga berjudul "*Cardiac Arrhythmia Classification Using Fuzzy Classifiers*" dilakukan oleh Mrs. B. Anuradha dan V.C.Veera Reddy. Penelitian tersebut membahas mengenai diskriminasi sinyal EKG menggunakan parameter dinamika non linier yang sangat penting dalam terapi penyakit jantung dan mengontrol jika ada keanehan defibrilasi aritmia pada sistem jantung. Data EKG

yang digunakan adalah data set dari MIT-BIH. Terdapat empat parameter yang dipertimbangkan untuk klasifikasi aritmia jantung, yaitu *spectral entropy*, *poincare plot geometry*, *largest lyapunov exponent* dan *detrended fluctuation analysis*. Output dari penelitian ini akan menghasilkan klasifikasi ke dalam 8 kategori atau kelas, yaitu *Left bundle branch block* (LBBB), *Normal sinus rhythm* (NSR), *Pre-ventricular contraction* (PVC), *Atrial fibrillation* (AF), *Ventricular fibrillation* (VF), *Complete heart block* (CHB), *Ischemic Dilated Cardiomyopathy* dan *Sick Sinus Syndrome* (SSS). Hasil yang baik telah dicapai menggunakan metode fuzzy dengan akurasi sebesar 93,13% (Anuradha, 2005-2008).

Penelitian selanjutnya dengan judul "*Perbandingan K-Nearest Neighbor dan Fuzzy K-Nearest Neighbor pada Diagnosis Penyakit Diabetes Melitus*" oleh Yanita Selly Meristika, Achmad Ridhok dan Lailil Muflikhah membahas mengenai perbandingan metode KNN dan FK-NN untuk mendeteksi diabetes melitus. Dataset DM diambil dari repositori UCI diabetes Indian Pima yang terdiri dari data klinis pasien terdeteksi positif dan negatif dengan 8 atribut. Nilai akurasi maksimum yang diperoleh FK-NN mencapai 98% pada $k=15$ sedangkan KNN hanya mencapai 96% pada $k=11$. Ini membuktikan FK-NN lebih unggul dibandingkan KNN. Nilai bobot yang paling optimal pada perhitungan FK-NN adalah 2. Semakin tinggi nilai m yang digunakan, maka semakin rendah nilai keanggotaan yang didapat sehingga berpengaruh pada penentuan hasil kelas prediksi (Yanita, 2013).

Penelitian selanjutnya dengan judul "*Penerapan Metode Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN) untuk Pengklasifikasian Spam Email*" yang dilakukan oleh Ardhya Wisdario, Achmad Ridok dan Muh. Arif Rahman. Penelitian ini menggunakan metode *Fuzzy K-NN* yang merupakan gabungan dari logika *Fuzzy* dan KNN. Proses klasifikasi akan dilakukan dengan memilih nilai keanggotaan kelas tertinggi pada email dokumen uji tersebut. Pada penelitian ini dilakukan pengujian 50 email uji terhadap penggunaan 50, 75, 100, 125, 150, 175, hingga 200 data latih dan didapatkan hasil nilai f -measure paling baik yaitu 0,8979 pada penggunaan data latih 175 data latih untuk penggunaan nilai $k=10$ dan $k=15$. Dapat diketahui bahwa ketika jumlah data latih yang digunakan semakin bertambah maka kemungkinan nilai f -measure yang dihasilkan juga akan semakin baik. Nilai k yang terlalu kecil atau terlalu besar akan memberikan nilai akurasi yang kurang baik pada proses klasifikasi. Nilai k yang terlalu kecil akan mengakibatkan data terdekat hanya terfokus pada kelas tertentu, dan jumlah k yang terlalu besar akan menyebabkan dokumen dengan tingkat relevansi yang rendah ikut terambil (Wisdario, 2014).

Penelitian selanjutnya dengan judul "*Design of Classifier for Detection of Diabetes using Neural Network and Fuzzy K-Nearest Neighbor Algorithm*". Pada penelitian ini membahas mengenai klasifikasi pasien menderita penyakit diabetes mellitus atau tidak. Atribut yang digunakan pada penelitian tersebut antara lain adalah *No of times pregnant*, *Plasma Glucose concentration a 2 hrs oral glucose tolerance test*, *Diastolic Blood Pressure (mmHg)*, *Triceps Skin fold thickness (mm)*, *Hour serum insulin*, *Body Mass Index*, *Diabetes Pedigree Function* dan usia. Percobaan pertama menggunakan 768 records data yang berasal dari Pima Indian Diabetes (PID) menghasilkan akurasi sebesar 73.0469%, percobaan yang kedua menggunakan

768 records data PID dan menghilangkan 4 atribut penting dan menghasilkan akurasi sebesar 73.8281%, percobaan ketiga dengan menggunakan 392 records data PID (dengan menghapus records data dengan missing value) yang menghasilkan akurasi sebesar 74.2347%, percobaan yang terakhir menggunakan 392 records data PID dan menghilangkan 4 atribut penting yang menghasilkan akurasi sebesar 72.9592% (Pradhan, dkk, 2012). Semua hal yang telah dipaparkan di atas, agar lebih mudah untuk memahaminya, maka penulis meringkasnya ke dalam bentuk tabel kajian pustaka seperti yang ditunjukkan pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Kajian Pustaka

No.	Judul	Obyek (<i>Input</i>)	Metode	Hasil (<i>Output</i>)
1	Support Vector Machine (SVM) Based Arrhythmia Classification Using Reduced Feature	Obyek : Aritmia Jantung <i>Input</i> : Sinyal EKG	SVM dan LDA	Hasil : Kelas klasifikasi dan akurasinya. - Normal sinus rhythm (NSR) = 99,307% - Arterial premature contraction (APC) = 99.274% - Supraventricular tachycardia (SVT) = 99.854% - Premature ventricular contraction (PVC) = 98.344% - Ventricular tachycardia (VT) = 99.441% - Ventricular fibrillation (VF) = 99.883%
2	<i>A Novel Approach to Arrhythmia Classification Using RR Interval and Teager Energy</i>	Obyek: Aritmia Jantung <i>Input</i> : Interval RR (rekam EKG dari database MIT-BIH Arrhythmia)	Novel Approach	Hasil : Kelas klasifikasi dan akurasinya - Detak normal dan detak aritmia - Akurasi rata-rata melebihi 99,79%
3	<i>Cardiac Arrhythmia Classification Using Fuzzy Classifiers</i>	Obyek : Aritmia Jantung <i>Input</i> : spectral entropy, poincare plot	Logika Fuzzy	Hasil : Kelas klasifikasi dan akurasi Kelas klasifikasi : - Left bundle branch block (LBBB)

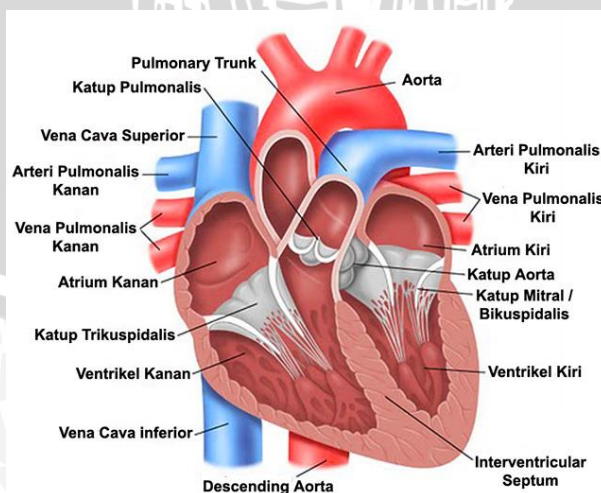
		geometry, largest lyapunov exponent dan detrended fluctuation analysis		- Normal sinus rhythm (NSR) - Pre-ventricular contraction (PVC) - Atrial fibrillation (AF) - Ventricular fibrillation (VF) - Complete heart block (CHB) - Ischemic dilated Cardiomyopathy - Sick sinus syndrome (SSS). Akurasi sebesar 93,13%
4	<i>Perbandingan K-Nearest Neighbor dan Fuzzy K-Nearest Neighbor pada Diagnosis Penyakit Diabetes Melitus</i>	Obyek: Diabetes Melitus Input: Hamil, OGTT, Diastolik, TSFT, INS, IMB, DFF, Usia	KNN dan Fuzzy K-Nearest Neighbor	Hasil: Perbandingan nilai akurasi maksimum yang diperoleh FK-NN mencapai 98% pada k=15 sedangkan KNN hanya mencapai 96% pada k=11
5	<i>Penerapan Metode Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN) untuk Pengklasifikasian Spam Email</i>	Obyek : Spam Email Input : Data email	Fuzzy K-Nearest Neighbor	Hasil : Kelas Email : Spam atau Bukan Spam. Nilai f-measure tertinggi sebesar 0.897959 pada penggunaan jumlah data latih 175 data dengan nilai k (jumlah tetangga terdekat)=10 dan k=15
6	<i>Design of Classifier for Detection of Diabetes using Neural Network and Fuzzy K-Nearest Neighbor Algorithm</i>	Obyek: Diabetes Input: No of times pregnant, Plasma Glucose concentration a 2 hrs oral glucose tolerance test, Diastolic Blood Presure (mmHg), Triceps Skin fold thickness (mm), Hour serum insulin, Body Mass Index,	Neural Network dan Fuzzy K-Nearest Neighbor Algorithm	Hasil: Penggunaan 768 records data dari Pima Indian Diabetes (PID) menghasilkan akurasi sebesar 73.0469%

		Diabetes Pedigree Function dan usia		
7	<i>Klasifikasi Kondisi Detak Jantung Berdasarkan Hasil Elektrokardiogram (EKG) Menggunakan Metode Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)</i>	Obyek: Jantung Input: Data angka sinyal hasil rekam EKG	Fuzzy K-Nearest Neighbor	Hasil: Terdapat 4 kategori klasifikasi kelainan irama detak jantung yaitu normal, <i>atrial fibrillation</i> , <i>pvc bigeminy</i> dan <i>ventricular tachycardia</i> . Akurasi sebesar 81.25% menggunakan jarak Manhattan nilai $k = 120$ dan $m=2$.

Sumber: (Song, dkk, 2005) (Chandrakar, 2012) (Anuradha, 2005-2008) (Meristika, dkk, 2013) (Wisdarianto, dkk, 2014) (Pradhan, dkk, 2012)

2.2 Jantung

Jantung adalah organ manusia yang paling penting karena organ ini bertanggung jawab memompa darah ke seluruh tubuh. Jantung terletak di dalam rongga dada agak sebelah kiri, di antara paru-paru kiri dan paru-paru kanan. Jantung orang dewasa beratnya berkisar antara 300-350 gram pada laki-laki dan sekitar 250-300 gram pada wanita. Panjang jantung sekitar 6 inci dan lebarnya sekitar 4 inci. Cara kerja jantung menyerupai otot polos yaitu bekerja di luar kesadaran manusia. Jantung manusia rata-rata berdenyut/berdetak sebanyak 72 kali per menit, jantung tersebut dapat memompa 4-5 liter darah per-menit saat manusia dalam keadaan istirahat (Yanti, 2015). Bagian-bagian jantung manusia ditunjukkan pada Gambar 2.1.

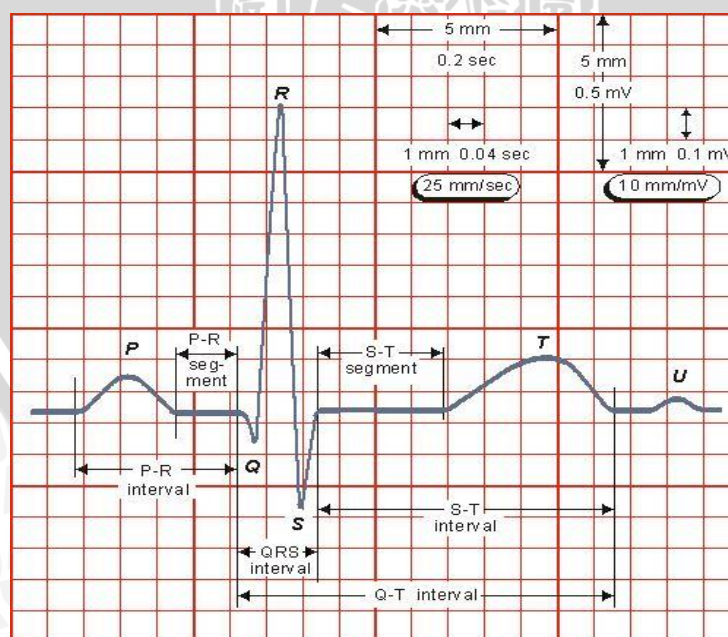


Gambar 2.1 Jantung
Sumber : (Rahman, 2015)

Jantung pada manusia mempunyai empat ruangan utama, yaitu serambi kanan, serambi kiri, bilik kanan dan bilik kiri. Serambi jantung adalah ruangan jantung bagian atas dan memiliki dinding yang tipis, serambi disebut juga atrium. Sedangkan bilik jantung atau disebut juga dengan ventrikel adalah ruangan jantung bagian bawah dan memiliki dinding yang lebih tebal jika dibandingkan dengan dinding atrium, dikarenakan ventrikel memiliki tanggung jawab memompa darah ke seluruh bagian tubuh. Jantung dilengkapi dengan katup, yang disebut dengan valvula. Katup ini terletak di antara serambi kanan dan bilik kanan. Sedangkan, pada bagian serambi kiri dan bilik kiri katupnya disebut dengan valvula bikuspidalis. Katup-katup jantung ini berfungsi untuk menjaga darah dalam jantung sehingga tidak kembali lagi ke tempat semula. Katup jantung juga ditemukan pada bagian aorta, disebut valvula semilunaris (Zakapedia, 2013).

2.3 Elektrokardiogram (EKG)

Elektrokardiogram adalah representasi hasil rekaman aktivitas listrik pada jantung. Sinyal Elektrokardiogram (EKG) direkam menggunakan perangkat elektrokardiograf. Tindakan pemeriksaan irama detak jantung/elektrokardiogram disebut dengan elektrokardiografi. Representasi pemeriksaan EKG membantu dokter mengetahui jika ada kelainan pada kondisi jantung manusia, misalnya irama atau detak jantung terlalu lambah atau bahkan terlalu cepat. Denyut jantung manusia dinilai dalam keadaan normal jika ritme detak/denyut jantung beraturan, biasanya antara 60 - 100 detakan/denyutan per menit. Denyut jantung dinilai tidak normal (abnormal) jika detak/denyut jantung terlalu cepat (lebih dari 100 denyut per menit), lebih lambat (kurang dari 60 denyut per menit) serta ritme dari denyut jantung tersebut tidak beraturan (Olvista, 2012). Berikut ini adalah Gambar 2.2 yang menunjukkan ukuran dan skala kertas pada rekaman EKG.



Gambar 2.2 Ukuran dan Skala Kertas Rekaman EKG

Sumber : (Ponco, 2012)

Dalam pemeriksaan EKG, untuk mendapatkan hasil pemeriksaan yang lebih akurat dibutuhkan 12 sadapan hasil rekam EKG. Sadapan-sadapan itu antara lain adalah MLI, MLII, MLIII, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 dan V6. Alasan utama memakai 12 sadapan untuk pemeriksaan EKG adalah untuk meningkatkan pengenalan pola sehingga dapat memberikan hasil yang lebih akurat dengan membandingkan hasil vektor dari sudut yang berbeda (Malmivuo, J., Plonsey, R., 1995).

2.4 Kondisi Jantung dan Aritmia

Aritmia adalah gangguan detak jantung dimana detak jantung tidak sesuai dengan irama normal jantung normal. Saat beristirahat, jantung manusia dalam keadaan normal berdetak/berdenyut sebanyak 60 sampai 100 kali per menit. Aritmia menyebabkan detak jantung berjalan tidak normal (abnormal) atau tidak teratur dimana irama denyut jantung bisa lebih cepat atau lebih lambat. Aritmia dapat terjadi karena sinyal-sinyal listrik yang bertanggung jawab mengontrol denyut/detak jantung mengalami hambatan atau tertunda. Hal ini disebabkan oleh sel-sel syaraf khusus yang seharusnya membawa muatan listrik tidak bekerja dengan benar. Selain itu, aritmia juga bisa terjadi apabila pada salah satu bagian jantung dapat menghasilkan sinyal listrik, padahal hal itu adalah tugas dari sel-sel syaraf khusus yang terdapat pada jantung. Sinyal listrik yang seharusnya tidak dihasilkan oleh salah satu bagian jantung tersebut membuat sinyal listrik dari sel-sel syaraf mengalami penambahan jumlah sehingga hal tersebut dapat mempengaruhi irama detak jantung kita. (Edwin, 2011).

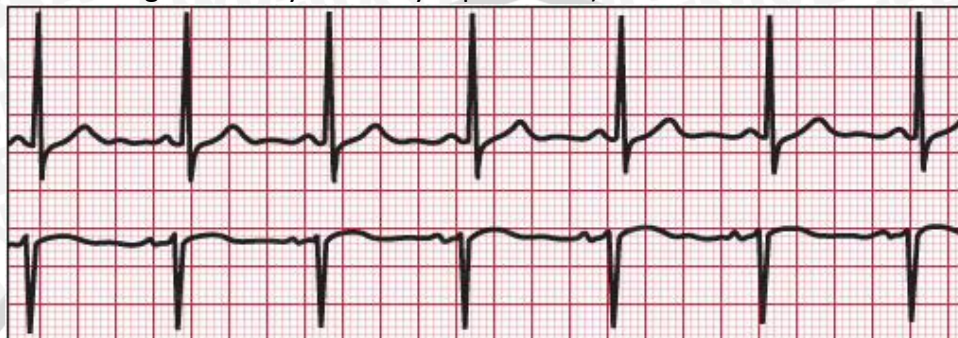
Pada sebagian kasus, tidak setiap aritmia memiliki gejala yang terlihat, sehingga menyebabkan penderita tidak mengetahui bahwa dirinya ternyata memiliki gangguan irama detak jantung. Akan tetapi pada sebagian kasus yang lain, gejala aritmia dapat terlihat antara lain, detak jantung tidak teratur, ada jeda antara detak jantung, mengalami percepatan detak jantung serta palpitasi. Selain itu, pada aritmia yang lebih parah akan menimbulkan beberapa gejala antara lain sesak napas, nyeri dada, berkeringat, tubuh lemah, pingsan dan sering merasa gelisah (ReferensiSehat, 2015).

2.4.1 Normal

Setiap individu memiliki jumlah detak jantung per menit yang berbeda-beda dipengaruhi oleh umur, ukuran tubuh, kondisi jantung, aktivitas konsumsi obat bahkan emosi serta suhu udara. Frekuensi dari denyut nadi akan sama persis dengan detak/denyut jantung, tekanannya juga dapat menggambarkan tingkat kontraksi jantung seseorang, karena kontraksi jantung ini menyebabkan peningkatan tekanan darah dan denyut nadi pada arteri. Gambar 2.3 menunjukkan sinyal normal pada hasil rekam EKG. Berikut ini jumlah detak jantung normal permenit saat istirahat:

- Usia 1 bulan: 70-190
- Usia 1 – 11 bulan: 80-160
- Usia 1 – 2 tahun: 80-130

- Usia 3 – 4 tahun: 80-120
- Usia 5 – 6 tahun: 75-115
- Usia 7 – 9 tahun: 70-110
- Dewasa (di atas 10 tahun): 60 – 100 detak jantung per menit.
- Bagi atlet yang telah melakukan banyak olah raga mungkin detak/denyut jantungnya saat istirahat bisa lebih sedikit dari 60 kali per menit, kemungkinan hanya 40 denyut per menit).

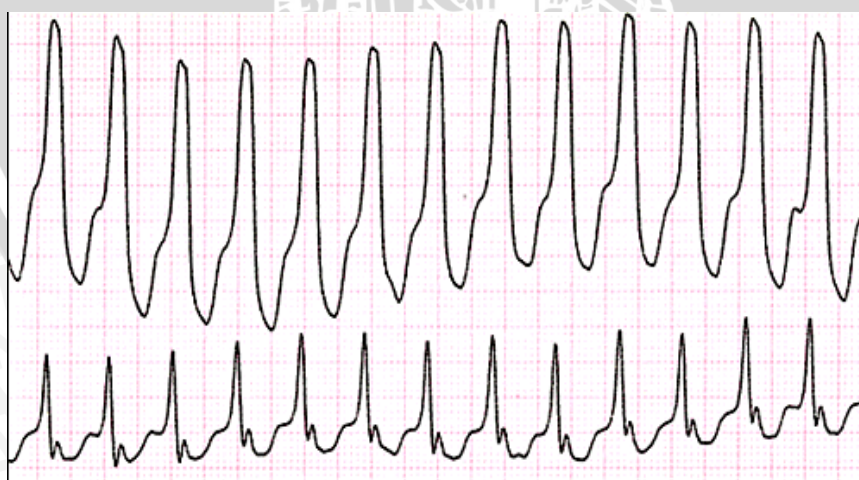


Gambar 2.3 Normal

Sumber: (Donna, 2015)

2.4.2 Ventricular Tachycardia

Ventricular tachycardia adalah irama detak/denyut jantung yang cepat yang berasal dari sinyal listrik jantung yang tidak normal pada bagian ventrikel jantung. Denyut jantung yang cepat ini menyebabkan ventrikel tidak mampu mengisi dan berkontraksi secara efisien untuk memompa darah yang cukup untuk tubuh. *Ventricular tachycardia* seringkali merupakan keadaan darurat dunia kesehatan yang fatal yaitu bisa menyebabkan kematian (Mayoclinic, 2015). Gambar 2.4 menunjukkan sinyal *ventricular tachycardia* pada hasil rekam EKG.



Gambar 2.4 Ventricular Tachycardia

Sumber: (DoctorTipster, 2011)

The ECG recording displays three leads: MLII (top), atrial activity (middle), and V1 (bottom). The MLII lead shows a regular rhythm with prominent T waves. The atrial activity trace shows P waves corresponding to each QRS complex. The V1 lead shows a small R wave followed by a deep S wave. Vertical blue lines mark specific time points across all three traces.

13



Gambar 2.6 Atrial Fibrillation

Sumber: (Donna, 2015)

2.5 Logika Fuzzy

2.5.1 Pengertian Logika Fuzzy

Logika fuzzy dicetuskan oleh seorang profesor yang berasal dari Universitas California USA, yaitu Prof. Lotfi A. Zadeh pada tahun 1965. *Logika fuzzy* itu sendiri merupakan pengelompokan sesuatu berdasarkan variabel bahasa (*linguistic variable*) yang direpresentasikan dalam suatu fungsi keanggotaan (*membership function*). *Logika fuzzy* memiliki nilai kekaburan atau kesamaran antara benar dan salah, oleh sebab itu sesuatu dapat dikatakan sebagian benar dan sebagian salah pada waktu yang sama pada teori *logika fuzzy* tersebut. *Logika fuzzy* memiliki nilai derajat keanggotaan pada rentang 0 hingga 1 (Bhakti dkk, 2013).

Logika fuzzy dapat dianggap sebagai kotak hitam yang berhubungan antara ruang *input* menuju ruang *output*. Kotak hitam tersebut berisi cara atau metode yang dapat digunakan untuk mengolah data *input* menjadi *output* dalam bentuk informasi yang baik. Penalaran *Logika Fuzzy* menyediakan cara untuk memahami kinerja sistem dengan cara menilai *input* dan *output* sistem dari hasil pengamatan. *Logika Fuzzy* menyediakan cara untuk menggambarkan kesimpulan pasti dari informasi yang samar-samar, ambigu dan tidak tepat.

2.6 Data Mining

2.6.1 Pengertian Data Mining

Data mining adalah sebuah proses penemuan pola, informasi atau pengetahuan baru yang dapat digunakan dalam suatu data yang berukuran besar (Sari, 2016). *Data mining* juga dapat diartikan sebagai suatu proses teknik pembelajaran komputer yang bermanfaat untuk mengekstrak dan menganalisis pengetahuan secara otomatis untuk menggali nilai tambah dari suatu kumpulan data berupa pengetahuan yang belum kita ketahui secara manual (Sijabat, 2015). *Data mining* dibagi menjadi beberapa kelompok berdasarkan tugas yang dapat dilakukan, yaitu (Tampubolon, dkk, 2013):

1. Deskripsi
Menggambarkan sekumpulan data secara sederhana dan lebih ringkas dengan cara mencari data untuk menggambarkan pola dan kecenderungan yang terdapat dalam data jumlah besar.
2. Estimasi
Memperkirakan suatu hal dari sejumlah sampel yang belum kita ketahui sebelumnya. Estimasi hamper sama dengan klasifikasi, kecuali variabel targetnya. Estimasi lebih ke arah numerik dari pada kategori.
3. Prediksi
Prediksi hampir sama dengan klasifikasi dan estimasi, kecuali bahwa dalam prediksi nilai dari hasil akan ada di masa mendatang (memperkirakan suatu hal yang belum terjadi).
4. Klasifikasi
Klasifikasi termasuk supervised learning, terdapat target variabel kategori dan juga atribut prediktor.
5. Pengklusteran (*Clustering*)
Pengklusteran merupakan pengelompokan *record*, pengamatan atau memperhatikan dan membentuk kelas objek-objek yang memiliki kemiripan. Pengklusteran berbeda dengan klasifikasi yaitu tidak adanya variabel target dalam pengklusteran. Pengklusteran digunakan pada saat banyak kasus dan tidak memiliki pengelompokan secara alami.
6. Asosiasi
Tugas asosiasi dalam data mining adalah menemukan atribut yang muncul dalam satu waktu. Dalam dunia bisnis lebih umum disebut analisis keranjang belanja.

2.6.2 Klasifikasi

Klasifikasi adalah teknik data mining *supervised learning*, dimana klasifikasi membutuhkan data latih yang sudah diberi label dari mana classifier dapat membangun kelas. Klasifikasi dilakukan dengan melihat pada kelakuan dan atribut dari kelompok yang telah didefinisikan. Ketika ada atribut target yang masuk, maka atribut target akan dikelompokkan berdasarkan kelompok atau kelas yang sudah didefinisikan pada data latih sebelumnya. Teknik ini dapat memberikan klasifikasi pada data baru dengan memanipulasi data yang ada yang telah diklasifikasi dan dengan menggunakan hasilnya untuk memberikan sejumlah aturan (Ronsen, 2012). Metode- Metode-metode dalam klasifikasi ada banyak, antara lain (Dian, 2014):

1. *Naive Bayes*
Kecepatan komputasi yang sangat tinggi, mampu menangani masalah data dataset yang berdimensi besar dan dataset yang bersifat *Class Imbalance*.
2. *Fuzzy Logic*
Hingga kini belum ada pengetahuan sistematis yang baku dan seragam tentang metodologi pemecahan problema kendali menggunakan pengendali *Fuzzy*. *Fuzzy* tidak bekerja dengan baik karena banyak data yang tidak terklasifikasi.

3. *Artificial Neural Network*

Kelemahannya *Artificial Neural Network (ANN)* hanya dapat menangani pola statis dan waktu komputasi yang lama.

4. *K-Nearest Neighbor*

Membutuhkan waktu yang cepat dalam training, dapat menjaga keamanan data yang besar.

5. *Support Vector Machine*

Support Vector Machine (SVM) memiliki kekurangan yaitu membutuhkan waktu komputasi yang lama dalam menangani dataset yang besar (record dan parameter yang besar).

6. *Case Based-Reasoning*

Case Based Reasoning (CBR) adalah suatu paradigma pemecahan masalah diselesaikan dengan membandingkan dengan kasus-kasus dimasa lalu yang serupa dan menggunakannya kembali kasus-kasus yang ada untuk menyelesaikan suatu masalah sekarang.

2.7 K-Nearest Neighbor (K-NN)

2.7.1 Pengertian K-NN

K-Nearest Neighbor (K-NN) adalah suatu metode klasifikasi yang masuk dalam supervised learning. Perbedaan antara supervised learning dengan unsupervised learning adalah pada supervised learning bertujuan untuk menemukan pola baru dalam data dengan menghubungkan pola data yang sudah ada dengan data yang baru. Sedangkan pada unsupervised learning, data belum memiliki pola apapun, dan tujuan unsupervised learning untuk menemukan pola dalam sebuah data. Dengan menggunakan metode KNN, maka data uji akan diklasifikasikan berdasarkan K terdekat dengan titik uji dengan pembelajaran data yang sudah diklasifikasikan sebelumnya (data latih). Dekat atau jauhnya tetangga biasanya dihitung berdasarkan jarak Euclidian. Klasifikasi menggunakan voting terbanyak diantara klasifikasi dari k obyek tetangga terdekat. Metode KNN memiliki beberapa kelebihan yaitu (Cged, 2012):

1. Tangguh terhadap training data yang memiliki banyak noise
2. Efektif apabila data latih nya besar

2.7.2 Proses K-NN

Tahapan atau proses yang dilakukan pada metode K-Nearest Neighbor, yaitu (Raviq, 2014)(Faris, 2015):

1. Melakukan normalisasi data EKG, dimana nilai-nilai atribut yang terdapat pada keseluruhan data (data latih dan data uji) diskalakan menjadi lebih sempit ruang lingkupnya yaitu antara 0 sampai dengan 1. Metode normalisasi data yang digunakan pada penelitian ini adalah *Min-Max normalization*. Perhitungan untuk menghitung nilai range ditunjukkan pada Persamaan 2.2 *Min-Max normalization* ditunjukkan pada Persamaan 2.1.

$$V' = \frac{(V(x) - \min(x))}{\text{Range}(x)} \quad (2.1)$$

Keterangan :

V' = Hasil normalisasi yang nilainya berkisar antara 0 dan 1

$V(x)$ = Nilai atribut yang akan dinormalisasikan

$Max(x)$ = Nilai maksimum dari suatu atribut / parameter

$Min(x)$ = Nilai minimum dari suatu atribut / parameter

$Range(x)$ = Nilai dari $(\max(x) - \min(x))$ (2.2)

2. Menentukan masukan/parameter K (jumlah tetangga terdekat)
3. Menghitung jarak kedekatan antara data yang diuji dengan semua data latih menggunakan fungsi jarak (Euclidean Distance) yang ditunjukkan pada Persamaan 2.3
4. Urutkan jarak (sorting dari nilai jarak terkecil ke terbesar)

$$d_{ij} = \left(\sum (\hat{x}_i - \hat{x}_j)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (2.3)$$

Keterangan :

d_{ij} = Jarak kedekatan

x_i = Data uji

x_j = Data latih

5. Tentukan jarak terdekat sampai urutan K
6. Klasifikasi Nearest Neighbor berdasarkan nilai K
7. Dengan menggunakan kategori nearest neighbor yang paling mayoritas maka dapat diprediksikan kategori/kelas dari data uji tersebut

2.8 Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)

2.8.1 Pengertian Fuzzy K-NN

FK-NN merupakan metode gabungan dari metode *Logika Fuzzy* dengan *K-Nearest Neighbor classifier*. Algoritma *Fuzzy K-Nearest Neighbor* memberikan nilai keanggotaan kelas pada vector sampel dan bukan menempatkan vector pada kelas (Ardhy, 2014). *Fuzzy K-Nearest Neighbor* memiliki dua keunggulan utama daripada algoritma *K-Nearest Neighbor*. Pertama, algoritma ini mampu mempertimbangkan sifat ambigu dari tetangga jika ada. Algoritma ini telah dirancang sedemikian rupa agar tetangga yang ambigu tidak memainkan peranan penting dalam klasifikasi saat ini. Keunggulan kedua yaitu sebuah instance akan memiliki derajat nilai keanggotaan pada setiap kelas sehingga akan lebih memberikan kekuatan atau kepercayaan suatu instance berada pada suatu kelas (Jowik, 2013).

2.8.2 Proses Fuzzy K-NN

Tahapan *Fuzzy K-NN* adalah sebagai berikut (Prasetyo, 2012):

1. Normalisasi data dengan menggunakan nilai terbesar dan terkecil di setiap fitur.
2. Untuk data uji x dicari K tetangga terdekat menggunakan Persamaan 2.4.

$$d(x_i, x_j) = \left(\sum_{l=1}^N |x_{il} - x_{jl}|^p \right)^{\frac{1}{p}} \quad (2.4)$$

Keterangan:

N = jumlah fitur data

p = penentu jarak

jika $p = 1$ jarak yang digunakan adalah *Manhattan*

jika $p = 2$ jarak yang digunakan adalah *Euclidean*

jika $p = \infty$ jarak yang digunakan adalah *Chebyshev*

3. Menghitung nilai keanggotaan dengan Persamaan 2.5 untuk setiap i , dimana $1 \leq i \leq C$.

$$u(x, c_i) = \frac{\sum_{k=1}^K u(x_k, c_i) * d(x, x_k)^{-\frac{2}{m-1}}}{\sum_{k=1}^K d(x, x_k)^{-\frac{2}{m-1}}} \quad (2.5)$$

Keterangan:

$u(x, c_i)$ = nilai keanggotaan data x ke kelas c_i

K = jumlah tetangga terdekat

$u(x_k, c_i)$ = nilai keanggotaan data tetangga dalam K tetangga pada kelas c_i

$d(x, x_k)$ = jarak dari data x ke data x_k dalam K tetangga terdekat

m = bobot pangkat, yang besarnya: $m > 1$

4. Mengambil nilai terbesar dari nilai keanggotaan untuk semua $1 \leq i \leq C$.
5. Memberi label kelas c ke data uji x .

2.9 Pengukuran Jarak

2.9.1 Jarak Euclidean

Jarak Euclidean adalah jarak yang sering digunakan pada penelitian-penelitian yang dilakukan sebelumnya. Jarak *euclidean* menghitung akar dari perbedaan kuadrat koordinat antara dua objek. Rumus jarak *Euclidean* ditunjukkan pada Persamaan 2.6 sebagai berikut (Kousher, 2013).

$$d_{ij} = \left(\sum (\hat{X}_i - \hat{X}_j)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (2.6)$$

Keterangan :

d_{ij} = Jarak kedekatan

x_i = Koordinat titik 1

x_j = Koordinat titik 2

2.9.2 Jarak Manhattan

Jarak Manhattan atau *City Block* merepresentasikan jarak antara dua titik di sebuah jalan kota. Jarak Manhattan dihitung berdasarkan nilai absolut antara dua koordinat dari dua objek. Rumus jarak *Manhattan* ditunjukkan pada Persamaan 2.7 sebagai berikut (Kousher, 2013).

$$D_{ij} = \sum_{k=1}^m |x_{ik} - x_{jk}| \quad (2.7)$$

Keterangan :

d_{ij} = Jarak kedekatan

x_{ik} = Koordinat titik 1

x_{jk} = Koordinat titik 2

2.9.3 Jarak Minkowski

Jarak *Minkowski* merupakan jarak yang didasarkan pada akar dari jumlah perbedaan absolut dengan kekuatan antara nilai-nilai untuk item. Rumus jarak *Minkowski* ditunjukkan pada Persamaan 2.8 sebagai berikut (Kousher, 2013).

$$D_{ij} = \left(\sum_{k=1}^d |x_{ik} - x_{jk}|^{1/p} \right)^p \quad (2.8)$$

Keterangan :

d_{ij} = Jarak kedekatan

p = Penentu jarak

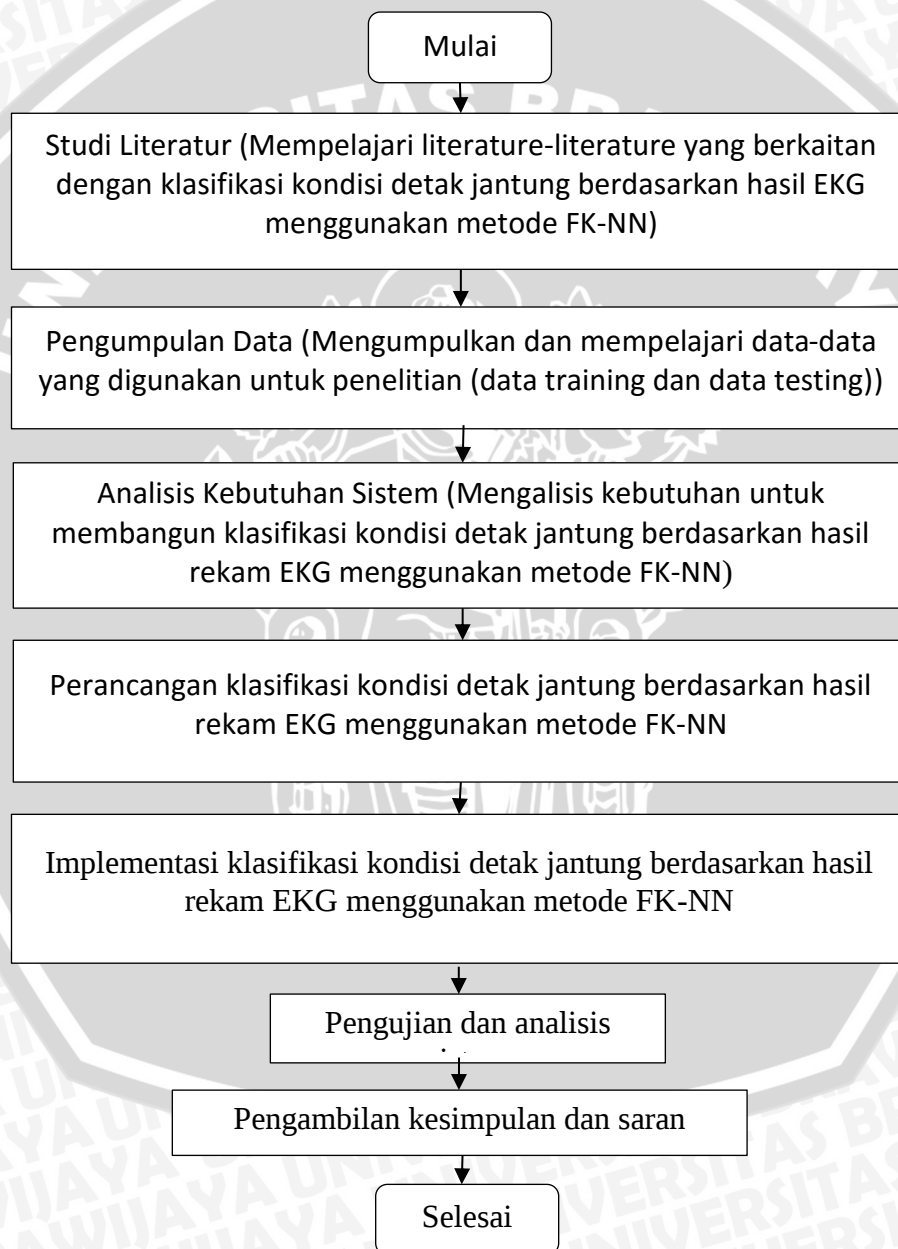
x_{ik} = Koordinat titik 1

x_{jk} = Koordinat titik 2



BAB 3 METODOLOGI

Pada bab ini akan membahas mengenai metodologi penelitian pada klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil EKG menggunakan metode FK-NN. dilakukan meliputi studi literatur, pengumpulan data, analisis kebutuhan, perancangan sistem, implementasi sistem, pengujian dan analisis serta pengambilan kesimpulan dan saran. Untuk memudahkan dalam memahami metodologi pada penelitian ini, maka diberikan diagram alir yang ditunjukkan pada Gambar 3.1 di bawah ini.



Gambar 3.1 Tahapan Metodologi Penelitian

3.1 Studi Literatur

Studi literatur yang digunakan pada penelitian ini yaitu dengan cara mencari dan mempelajari literatur-literatur yang berkaitan dengan klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil rekam *elektrokardiogram (EKG)* menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)*. Sumber dari studi literatur ini dapat berasal dari pakar, buku penunjang, e-book, jurnal, karya tulis ilmiah, internet, dosen pembimbing dan penelitian terkait yang sebelumnya sudah pernah dilakukan. Teori-teori yang dipelajari dalam penelitian ini antara lain:

1. Pengetahuan mengenai bidang kesehatan misalnya tentang jantung, *elektrokardiogram (EKG)*, kondisi pasien berdasarkan aritmia detak jantung.
2. Pengetahuan mengenai data mining, klasifikasi dan tahapan-tahapan pengimplementasian metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)*.
3. Pengetahuan mengenai pemrograman dengan menggunakan bahasa java.
4. Pengetahuan mengenai proses pengujian sistem.

3.2 Pengumpulan Data

Pengumpulan data dapat dilakukan dengan dua cara, yaitu pengumpulan data primer dan data sekunder. Data primer merupakan data yang didapatkan secara langsung dari sumber penelitian. Data sekunder merupakan data yang telah dikumpulkan oleh orang lain sebelumnya, namun tidak dipersiapkan untuk melakukan penelitian secara khusus, akan tetapi data tersebut dapat digunakan sebagai data penelitian oleh orang lain. Pengumpulan data untuk kebutuhan pada penelitian ini ditunjukkan pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1 Pengumpulan Data

No	Kebutuhan Data	Sumber Data	Metode	Kegunaan Data
1.	Data gambar sinyal EKG (MLII dan V1)	Internet : http://www.physionet.org/lightwave/	Observasi	Memberikan gambaran nyata hasil rekam EKG sebagai bahan validasi gangguan jantung kepada pakar
2.	Data pengambilan atribut atau parameter <i>input</i>	Internet: http://www.physionet.org/physiobank/database/hml/mitdbdir/records.htm	Observasi	Menentukan kelas/aritmia pada setiap data rekam EKG (MLII dan V1)
3.	Data nilai-nilai masing-masing	Internet:	Observasi	Menentukan kondisi detak

	parameter/atribut input	http://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM		jantung berdasarkan hasil rekam EKG
4.	Data validasi hasil rekam EKG	Dr. Cholid Tri Tjahjono, M.Kes, SpJp (Spesialis Jantung & Pembuluh Darah)	Wawancara	Mencocokkan hasil diagnosa hasil data rekam EKG dari MIT-BIH Arrhythmia Database kepada pakar untuk mendapatkan hasil yang akurat

Sumber: [Rencana Kegiatan]

3.3 Analisis Kebutuhan Sistem

Pada tahap ini membahas mengenai kebutuhan yang diperlukan dalam membuat sistem klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil rekam EKG menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor (F-KNN)*, antara lain:

1. Kebutuhan perangkat keras, meliputi:
Laptop dengan Intel Inside™ Core™ i3 CPU @2.0GHz.
2. Kebutuhan perangkat lunak, meliputi:
 - Sistem Operasi Windows 10
 - Netbean versi 7.4
 - Microsoft Excell 2013
3. Kebutuhan data, meliputi:
 - Data tentang aritmia detak jantung (data latih dan data uji)
 - Data pencocokan hasil elektrokardiogram
4. Kebutuhan fungsional
 - Sistem mampu menampilkan proses *input* setiap atribut pada data EKG yang digunakan untuk proses pengklasifikasian.
 - Sistem mampu menampilkan hasil klasifikasi kondisi detak jantung pasien berdasarkan masukan yang diberikan.
 - Sistem mampu menampilkan proses perhitungan proses pengklasifikasi menggunakan algoritma *Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)*.
5. Kebutuhan non-fungsional
 - Sistem dapat diimplementasikan dengan menggunakan bahasa pemrograman Java.
 - Sistem memiliki *user interface* yang baik sehingga mudah dalam pemaikannya.

3.4 Perancangan Sistem

Perancangan sistem disusun berdasarkan hasil analisis yang telah dilakukan pada tahap sebelumnya. Perancangan sistem akan membahas beberapa hal meliputi, proses perhitungan manual, bagaimana alur sistem bekerja secara keseluruhan serta pengujian apa saja yang dapat dilakukan untuk menunjukkan ketepatan klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil rekam EKG menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* (FK-NN).

3.5 Implementasi Sistem

Implementasi sistem klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil EKG menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* (FK-NN) ini menggunakan bahasa pemrograman Java sebagai platform pengembangan serta beberapa tool pendukung lainnya. Implementasi yang akan dilakukan meliputi, implementasi algoritma dan *user interface*. *Output* yang dihasilkan dari sistem ini yaitu berupa klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil EKG (kelas normal, kelas *ventricular tachycardia*, kelas *pvc bigeminy* dan kelas *atrial fibrillation*) serta hasil akurasi dari proses pengujian beberapa data latih terhadap data uji.

3.6 Pengujian dan Analisis Sistem

Pengujian sistem dilakukan untuk mengetahui suatu sistem yang dibangun berjalan dengan baik dan sesuai dengan spesifikasi kebutuhan yang ditetapkan atau tidak. Proses pengujian dilakukan dengan menguji untuk membandingkan ketepatan hasil klasifikasi pakar dengan hasil klasifikasi sistem yaitu dengan menggunakan pengujian akurasi. Pengujian akurasi dapat dilakukan dengan melakukan pengujian parameter *input* maupun pengujian data. Setelah pengujian telah dilakukan, maka akan dilakukan analisis terhadap masing-masing pengujian.

3.7 Pengambilan Kesimpulan dan Saran

Kesimpulan dapat diambil dari semua tahapan yang telah dilakukan serta saran yang berkenaan dengan hasil penelitian. Kesimpulan didapatkan dari tahap perancangan hingga tahap pengujian sistem. Saran memiliki manfaat untuk memperbaiki dan mengembangkan sistem agar dapat dilakukan penelitian lebih baik di masa mendatang.

BAB 4 PERANCANGAN

Bab ini menjelaskan mengenai formulasi permasalahan, langkah-langkah penyelesaian klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil EKG menggunakan metode Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN), perhitungan manual dan perancangan antarmuka.

4.1 Formulasi Permasalahan

Permasalahan yang diselesaikan adalah klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil Elektrokardiogram (EKG) dengan memfokuskan pada dua pemeriksaan sadapan jantung, yaitu pada kanal MLII dan V1. Masukan sistem antara lain adalah data hasil EKG dalam format .csv dengan nilai masukan pada penelitian ini berupa hasil pemeriksaan EKG dengan durasi 10 detik pada masing-masing kanal MLII dan V1 serta durasi 20 detik yang merupakan gabungan detik kanal MLII dan V1 yang akan menjadi fitur dari penelitian ini, serta penentuan nilai k . Pengguna sistem menentukan masukan k dan memilih jumlah data latih serta data uji untuk mengetahui kualitas hasil klasifikasi. Nilai kualitas hasil klasifikasi tersebut mengindikasikan berapa nilai ketepatan pengelompokan jika data dikelompokkan sebanyak k serta menggunakan data latih dan data uji dengan jumlah yang berbeda-beda. Keluaran dari sistem menghasilkan klasifikasi kondisi detak jantung yang terdiri dari 4 kelas, yaitu normal, *ventricular tachycardia*, *pvc bigeminy* dan *atrial fibrillation*. Keluaran sistem adalah hasil klasifikasi beserta hasil akurasi sistem.

Solusi penyelesaian dari hasil klasifikasi adalah k optimum diperoleh berdasarkan nilai k terpilih dari jarak antara *instance* satu dengan yang lainnya, pada jumlah data latih maupun data uji tertentu. Nilai k pada penelitian ini bertujuan untuk mengetahui jarak antara tetangga satu dengan yang lainnya, sehingga semakin kecil nilai jarak tersebut, maka peluang klasifikasi pada kelas tertentu ditetapkan sebagai solusi penyelesaian akan semakin besar pada tahap *K-Nearest Neighbor*. Pada tahap selanjutnya dilakukan perhitungan derajat keanggotaan dengan menggunakan *Logika Fuzzy*. Hasil pengklasifikasian dengan cara menentukan nilai derajat keanggotaan terbesar dari masing-masing kelas.

Adapun sampel data kondisi detak jantung berdasarkan hasil rekaman *Elektrokardiogram (EKG)* yang digunakan pada penelitian ini berjumlah 12 *record* sebagai berikut.

Tabel 4.1 Data Training

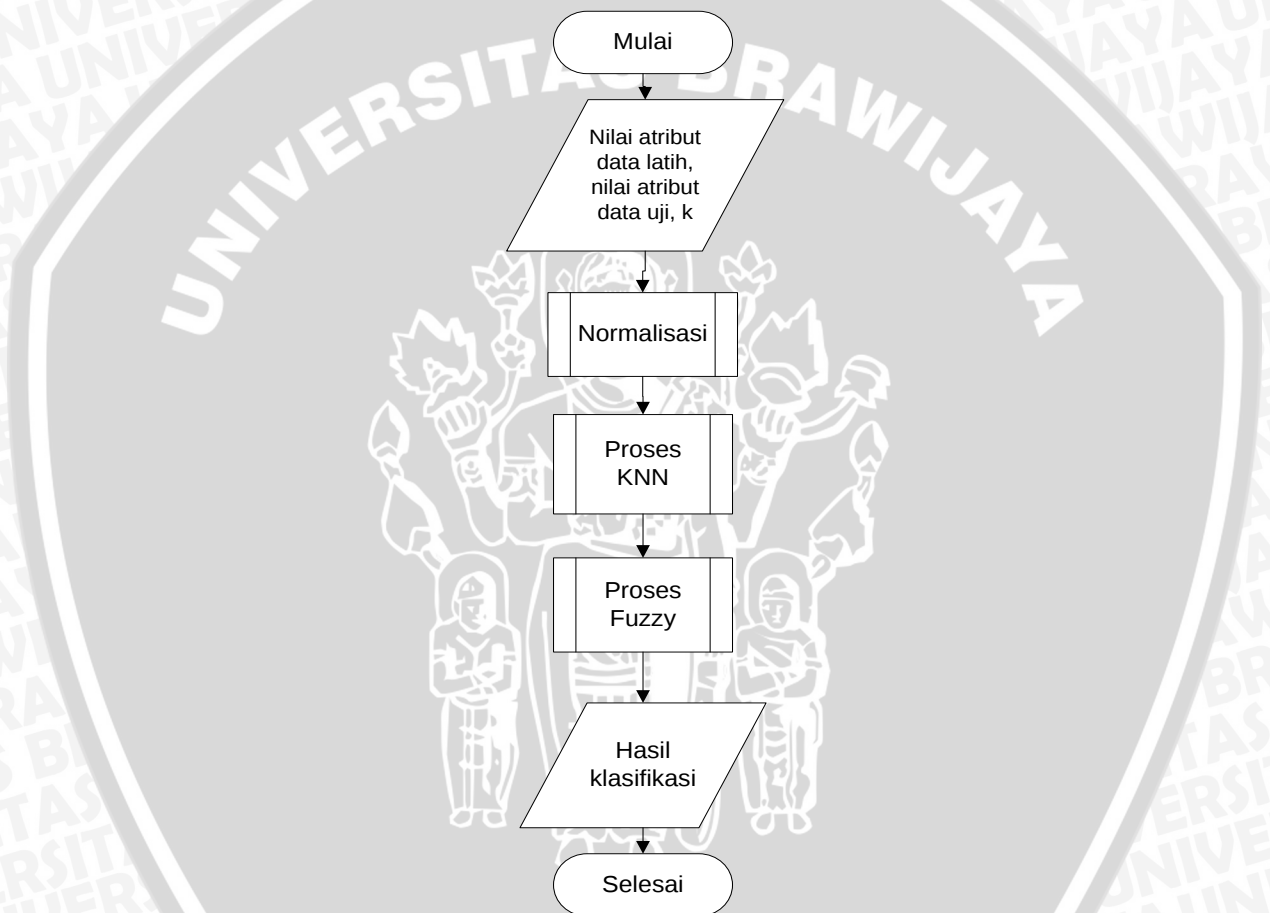
Data ke-	MLII					VI					Kelas
1	-0.39	-0.375	-0.365	-0.37	-0.365	-0.085	-0.07	-0.05	-0.06	-0.065	1
2	-0.21	-0.215	-0.2	-0.2	-0.175	0.01	0	0.025	0.02	0.02	1
3	-0.045	0.01	0.05	-0.075	0.075	0.01	-0.01	-0.015	-0.015	-0.01	1
4	-0.26	-0.26	-0.26	-0.26	-0.26	-0.21	-0.21	-0.21	-0.21	-0.21	2
5	-0.22	-0.22	-0.21	-0.205	-0.2	-0.21	-0.215	-0.2	-0.19	-0.205	2
6	0.11	0.125	0.115	0.115	0.135	0.1	0.1	0.095	0.09	0.095	2
7	-0.5	-0.51	-0.51	-0.48	-0.48	0.355	0.38	0.415	0.42	0.38	3
8	-0.315	-0.32	-0.32	-0.315	-0.32	-0.15	-0.15	-0.135	-0.09	-0.075	3
9	-0.215	-0.215	-0.215	-0.215	-0.215	0.095	0.095	0.095	0.095	0.095	3
10	-0.3	-0.305	-0.295	-0.27	-0.27	-0.215	-0.175	-0.155	-0.15	-0.16	4
11	-0.455	-0.45	-0.435	-0.415	-0.405	-0.21	-0.195	-0.2	-0.205	-0.235	4
12	-0.565	-0.59	-0.58	-0.58	-0.59	0.675	0.705	0.735	0.745	0.735	4

Keterangan setiap atribut data pada Tabel 4.1 adalah sebagai berikut:

1. MLII : menerangkan nilai sadapan MLII (double)
2. VI : menerangkan nilai sadapan V1 (double)
3. Kelas 1 : menerangkan kelas klasifikasi normal (integer)
4. Kelas 2 : menerangkan kelas klasifikasi atrial fibrillation (Integer)
5. Kelas 3 : menerangkan kelas klasifikasi pvc bigeminy (Integer)
6. Kelas 4 : menerangkan kelas klasifikasi ventricular tachycardia (Integer)

4.2 Siklus Algoritma Fuzzy K-Nearest Neighbor

Siklus algoritma *Fuzzy K-Nearest Neighbor* secara umum untuk memudahkan pemahaman tentang alur penyelesaian klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil rekam EKG sebelum diimplementasikan ke dalam kode program. Terdapat 3 proses utama yang dilakukan, yaitu proses normalisasi atribut untuk menyetarakan nilai range data, proses *K-Nearest Neighbor* untuk menentukan ketetanggaan dan proses *fuzzy* yang digunakan untuk memberikan nilai derajat keanggotaan. Proses *fuzzy* inilah yang digunakan untuk menjadi penentu kelas target yang baru. Diagram alir proses sistem klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil elektrokardiogram (EKG) secara keseluruhan ditunjukkan pada Gambar 4.1 sebagai berikut.

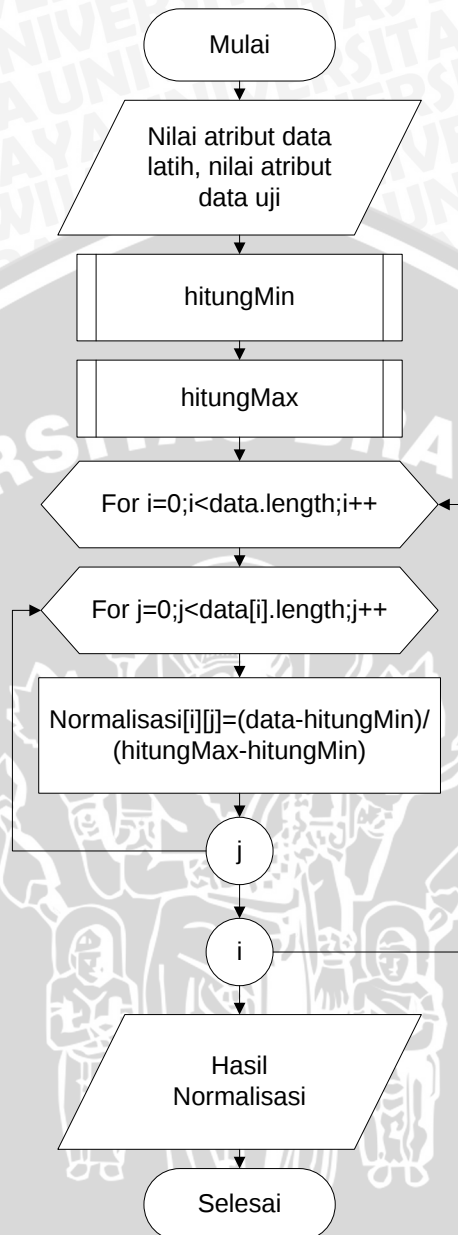


Gambar 4.1 Diagram Alir Sistem Klasifikasi Detak Jantung metode Fuzzy K-NN

4.2.1 Proses Normalisasi Data

Pada proses ini dilakukan transformasi data, dimana nilai-nilai atribut yang terdapat pada keseluruhan data baik data uji maupun data latih akan diskalakan menjadi lebih sempit ruang lingkupnya, yaitu antara rentang 0 sampai dengan 1. Hal ini bertujuan untuk memberikan nilai selisih yang tidak jauh pada masing-masing nilai atribut, sehingga nantinya sistem akan lebih cepat melakukan komputasi dan menghasilkan klasifikasi yang baik.

Normalisasi

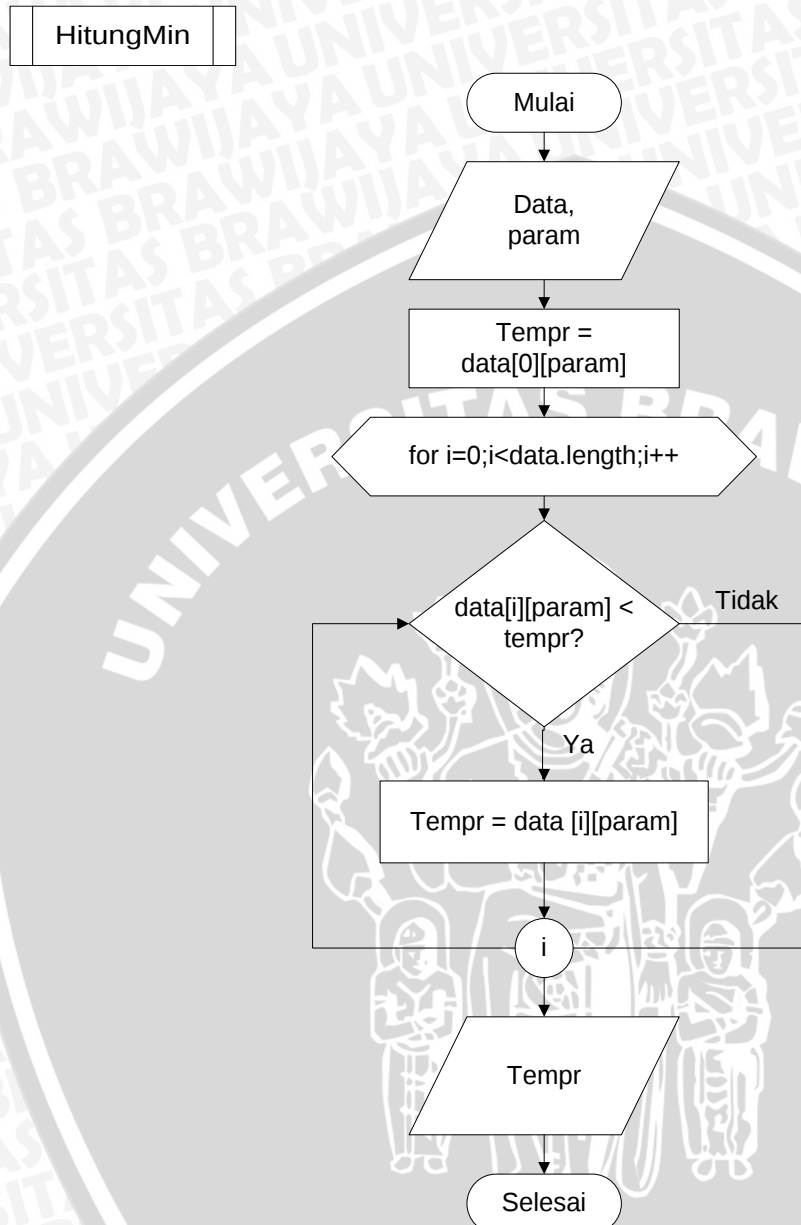


Gambar 4.2 Diagram Alir Proses Normalisasi Data

Langkah-langkah normalisasi data berdasarkan Gambar 4.2 adalah sebagai berikut:

1. Sistem menerima masukan berupa data EKG (elektrokardiogram)
2. Mencari nilai maksimal dari data latih dan data uji
3. Mencari nilai minimal dari data latih dan data uji
4. Menghitung nilai normalisasi menggunakan Persamaan 2.1 untuk setiap atribut/fitur pada data latih maupun data uji
5. Keluaran sistem adalah data EKG yang telah ternormalisasi

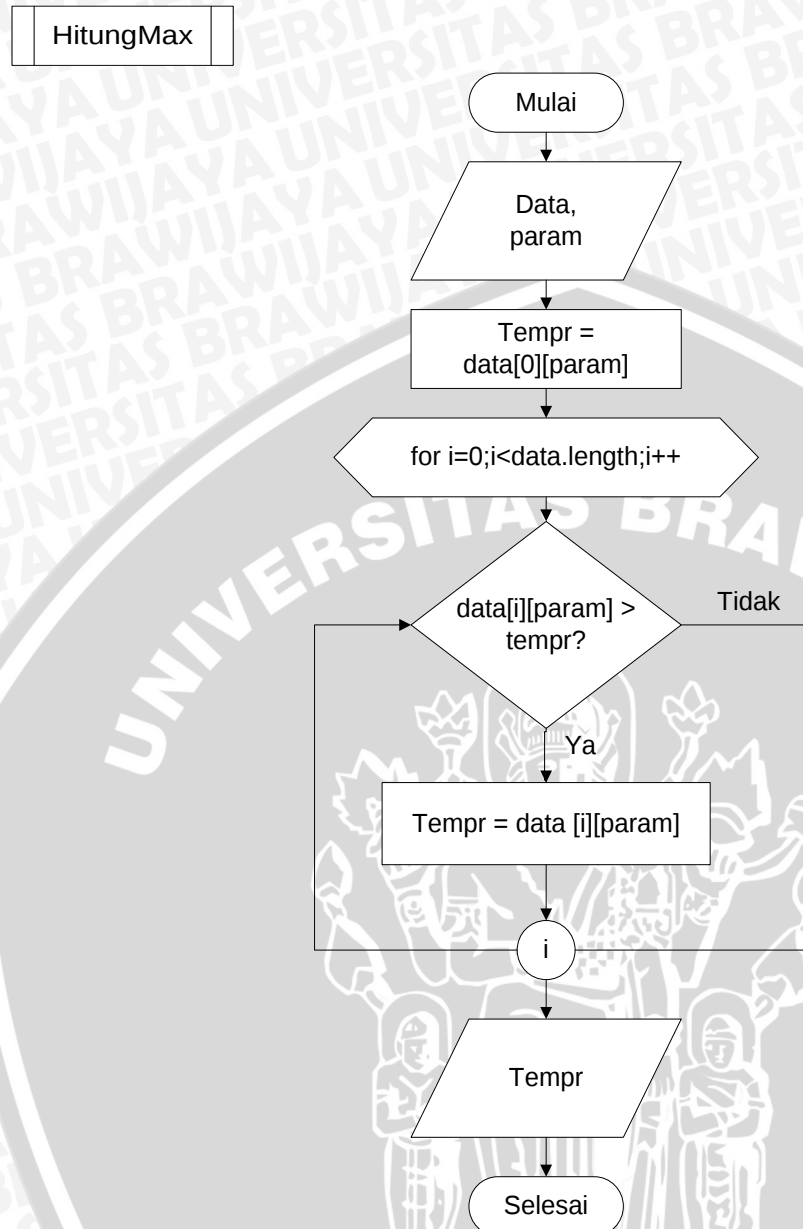
Berikut ini adalah gambar diagram alir proses *hitungMin* dan *hitungMax* ditunjukkan pada Gambar 4.3 dan Gambar 4.4.



Gambar 4.3 Diagram Alir Proses *hitungMin*

Langkah-langkah diagram alir *hitungMin* berdasarkan Gambar 4.3 adalah sebagai berikut:

1. Sistem menerima masukan berupa data (data latih serta data uji) dan nilai param (parameter)
2. Setiap nilai kolom data dan parameter disimpan ke dalam tempr
3. Dilakukan perulangan sesuai panjangnya data untuk memperoleh nilai minimal pada setiap parameter/atribut
4. Keluaran sistem berupa hasil nilai minimal dari setiap parameter/atribut



Gambar 4.4 Diagram Alir Proses HitungMax

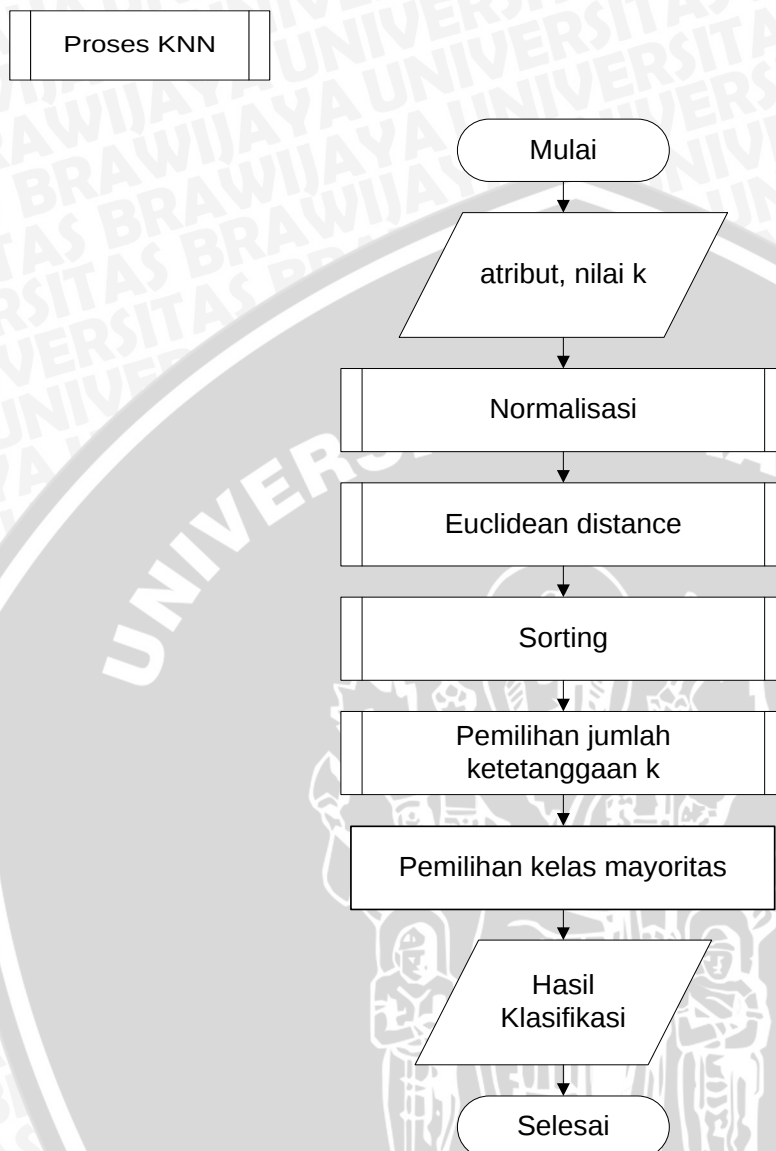
Langkah-langkah diagram alir hitungMax berdasarkan Gambar 4.4 adalah sebagai berikut:

1. Sistem menerima masukan berupa data (data latih serta data uji) dan nilai param (parameter)
2. Setiap nilai kolom data dan parameter disimpan ke dalam tempr
3. Dilakukan perulangan sesuai panjangnya data untuk memperoleh nilai maksimal setiap parameter/atribut
4. Keluaran sistem berupa hasil nilai maksimal dari setiap parameter/atribut

4.2.2 Proses K-Nearest Neighbor (K-NN)

Proses ini mengklasifikasikan dataset ke dalam 4 kelas sesuai data latih berdasarkan tetangga terdekat/pemilihan data berdasarkan kelas mayoritas dari data

sejumlah k. Diagram alir proses K-Nearest Neighbor ditunjukkan pada Gambar 4.5 sebagai berikut:



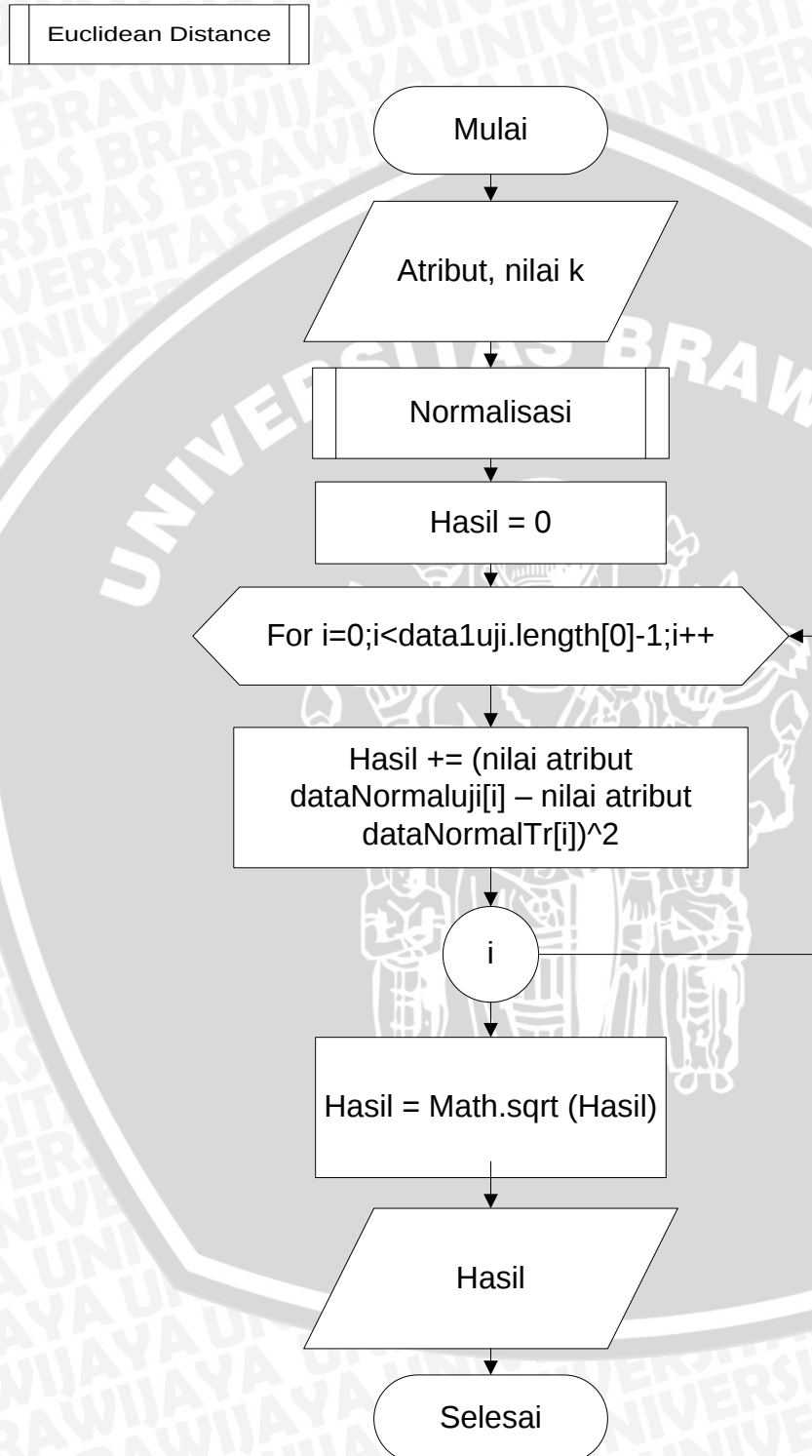
Gambar 4.5 Diagram Alir Proses K-Nearest Neighbor

Langkah-langkah proses K-Nearest Neighbor berdasarkan Gambar 4.5 adalah sebagai berikut:

1. Normalisasi data EKG, baik data latih maupun data uji
2. Menghitung Euclidean Distance menggunakan Persamaan 2.3 untuk menghitung jarak antara record data uji dengan record data latih
3. Sorting/mengurutkan hasil jarak Euclidean distance dari nilai terkecil sampai dengan yang terbesar
4. Menentukan jumlah ketetanggaan k yang akan dipilih
5. Memilih data berdasarkan dari hasil jarak terkecil sebanyak k
6. Pemilihan kelas mayoritas dari data sebanyak k
7. Keluaran sistem adalah data EKG yang telah diklasifikasikan berdasarkan k tertentu

4.2.3 Proses Euclidean Distance

Euclidean distance digunakan untuk menghitung jarak antara data uji dengan data latih. Diagram alir proses Euclidean Distance ditunjukkan pada Gambar 4.6.



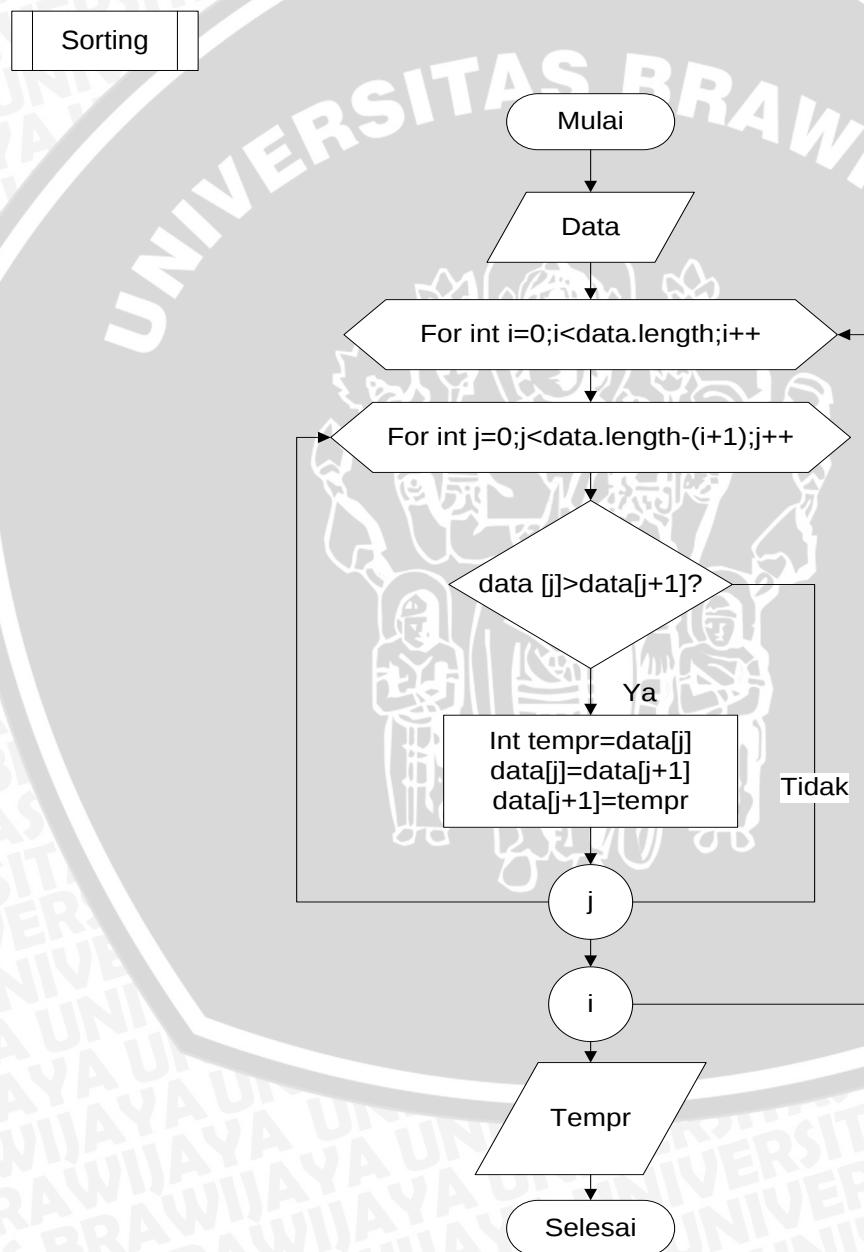
Gambar 4.6 Diagram Alir Proses Euclidean Distance

Langkah-langkah proses Euclidean Distance berdasarkan Gambar 4.6 adalah sebagai berikut:

1. Normalisasi data EKG, baik data latih maupun data uji
2. Menghitung jarak antara record data uji dengan record data latih yang sudah ternormalisasi menggunakan Persamaan 2.3
3. Keluaran sistem adalah jarak setiap record data uji dengan data latih

4.2.4 Proses Sorting

Proses sorting digunakan untuk mengurutkan hasil perhitungan Euclidean distance dari nilai terkecil ke terbesar. Diagram alir proses sorting ditunjukkan pada Gambar 4.7.



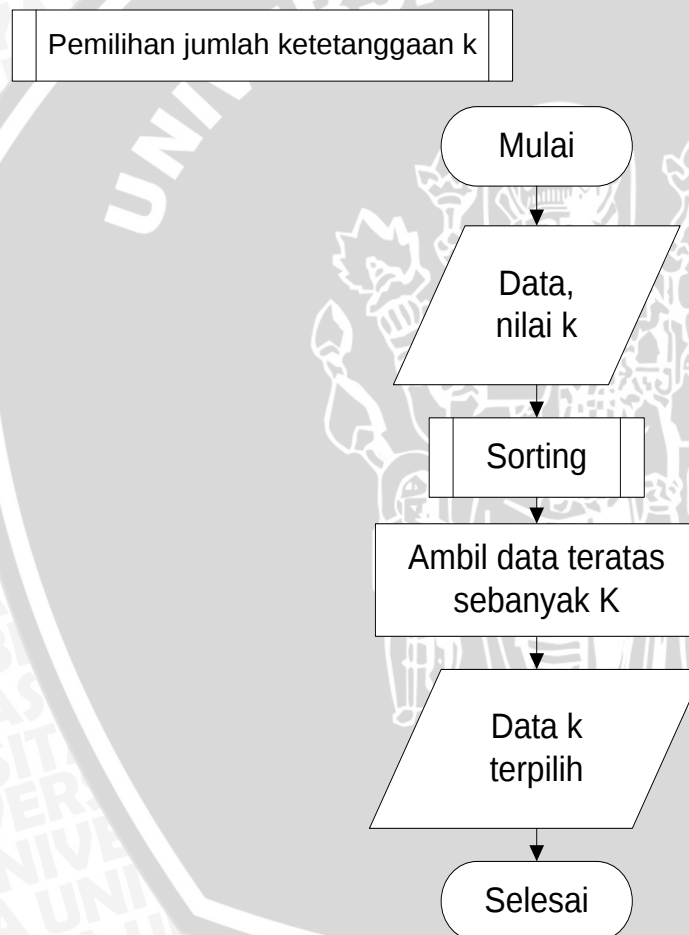
Gambar 4.7 Diagram Alir Proses Sorting

Langkah-langkah proses Sorting berdasarkan Gambar 4.7 adalah sebagai berikut:

1. Sistem menerima masukan berupa data
2. Sistem membandingkan data ke- j dengan data ke $(j+1)$. Jika data ke- j lebih besar dari data ke- $(j+1)$, maka tukar data ke- j =data ke- $(j+1)$ dan data ke- $(j+1)$ =data ke- j
3. Membandingkan data ke- $(i+1)$ dengan data ke- $(i+2)$. Demikian seterusnya melakukan perbandingan ini sampai data terakhir, yaitu jika tidak terjadi pertukaran dalam suatu iterasi.
4. Keluaran sistem berupa hasil pengurutan data/*sorting*

4.2.5 Proses Pemilihan Jumlah Ketetanggaan K

Proses ini digunakan untuk menentukan jumlah ketetanggaan/nilai k yang diinginkan. Diagram alir proses pemilihan jumlah ketetanggaan k ditunjukkan pada Gambar 4.8.



Gambar 4.8 Diagram Alir Proses Pemilihan Jumlah Ketetanggaan K

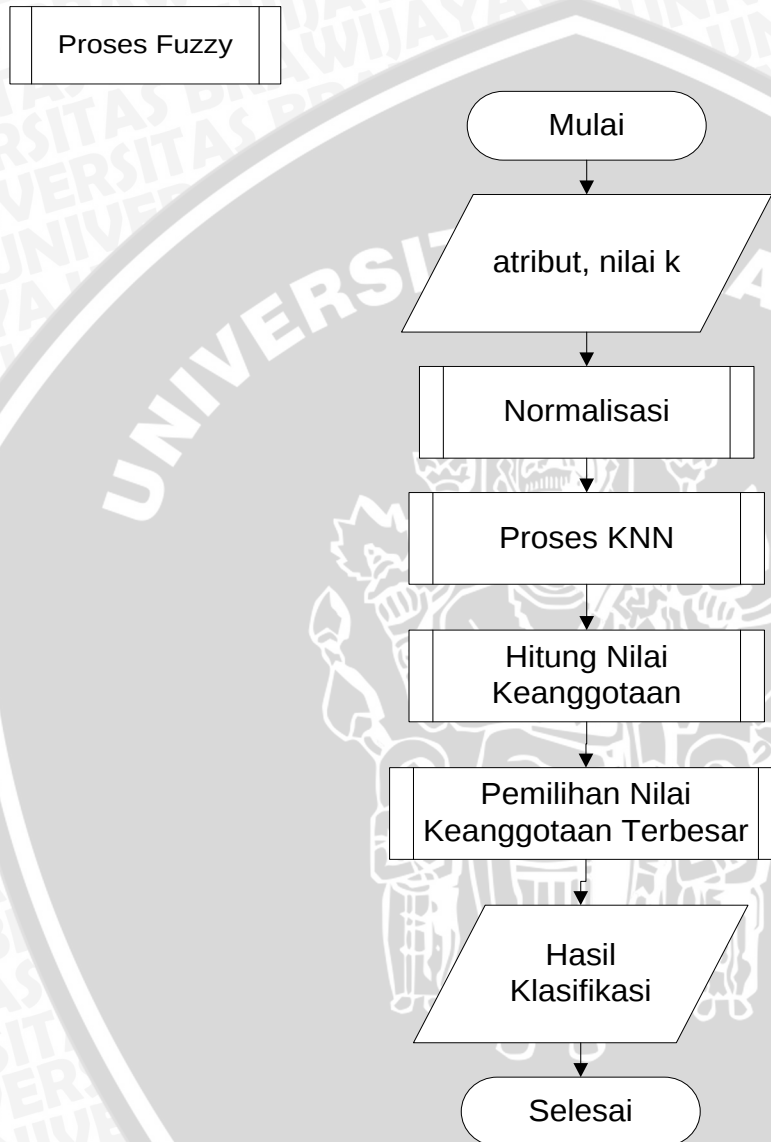
Langkah-langkah proses pemilihan jumlah ketetanggaan k berdasarkan Gambar 4.8 adalah sebagai berikut:

1. Sistem menerima masukan berupa data hasil jarak Euclidean dan nilai k
2. Sistem melakukan proses sorting
3. Sistem melakukan perulangan sebanyak nilai k yang dipilih

4. Keluaran sistem berupa hasil data sorting sebanyak nilai k yang telah dipilih

4.2.6 Proses Fuzzy

Pada proses ini, hasil dari perhitungan *K-Nearest Neighbor* pada tiap atribut akan diubah menjadi derajat keanggotaan *fuzzy*. Diagram alir proses *Fuzzy* ditunjukkan pada Gambar 4.9 sebagai berikut.



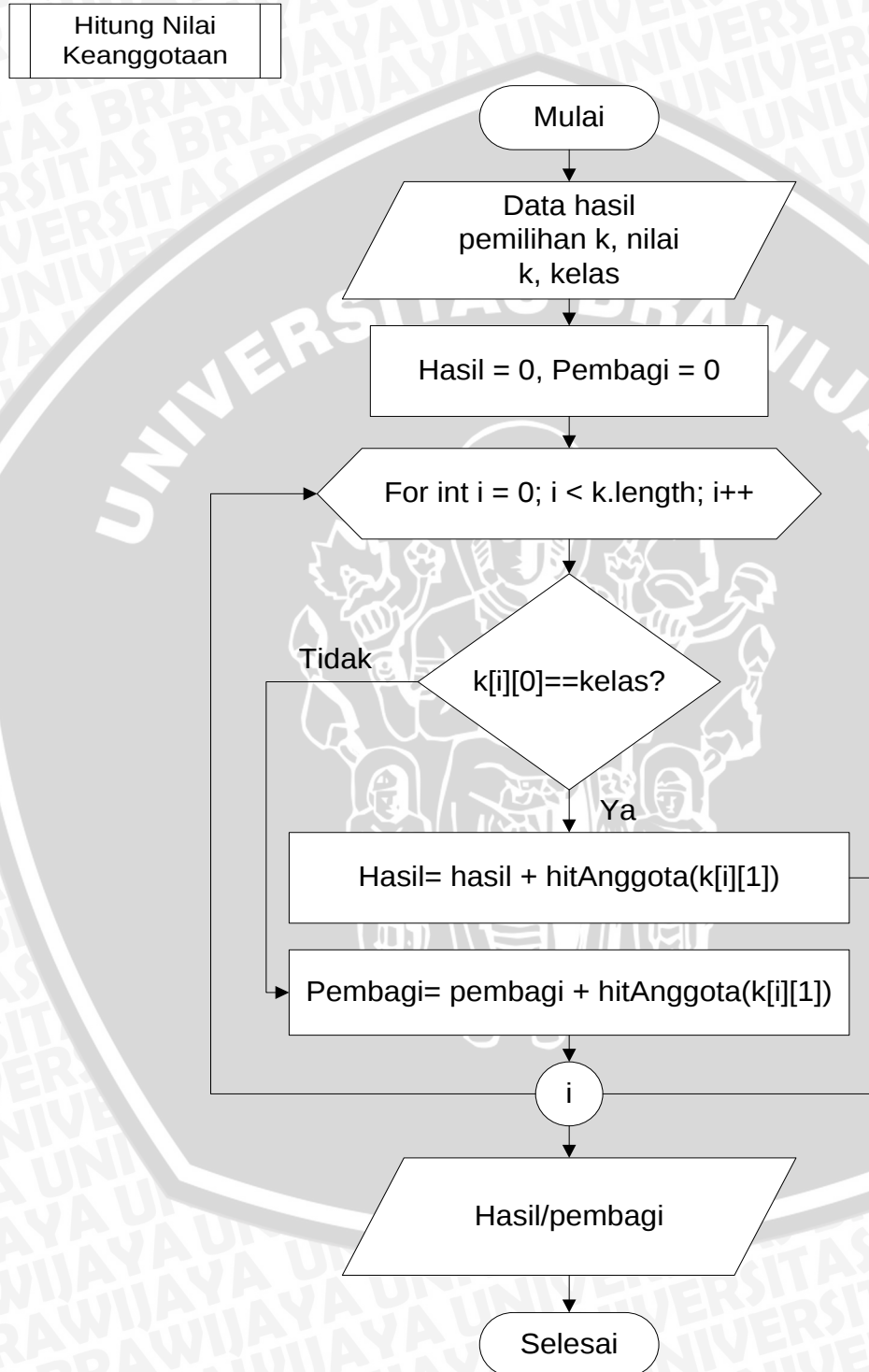
Gambar 4.9 Diagram Alir Proses Fuzzy

Langkah-langkah *proses Fuzzy* berdasarkan Gambar 4.9 adalah sebagai berikut:

1. Sistem menerima masukan nilai atribut dan nilai k
2. Normalisasi data EKG, baik data latih maupun data uji
3. Dilakukan proses KNN
4. Menghitung nilai keanggotaan masing-masing kelas
5. Menentukan nilai keanggotaan terbesar
6. Keluaran sistem adalah hasil kelas klasifikasi

4.2.7 Proses Hitung Nilai Keanggotaan

Pada proses ini dilakukan perhitungan nilai keanggotaan untuk tiap-tiap kelas. Diagram alir proses hitung nilai keanggotaan ditunjukkan pada Gambar 4.10 sebagai berikut.



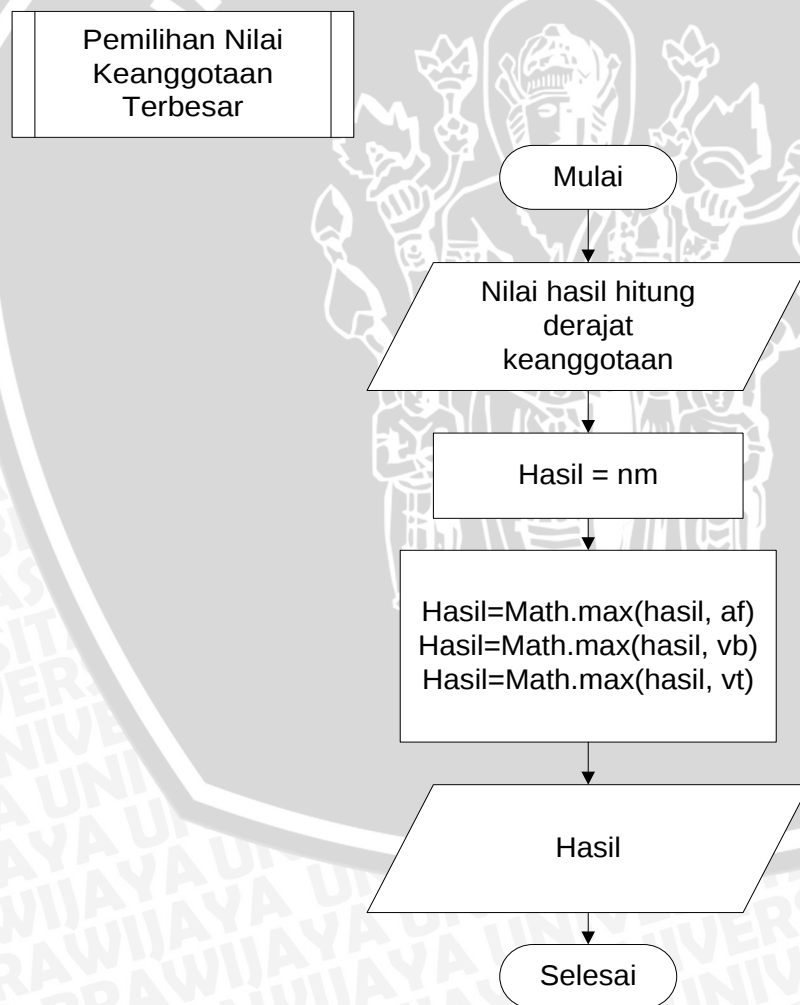
Gambar 4.10 Diagram Alir Proses Hitung Nilai Keanggotaan

Langkah-langkah proses hitung nilai keanggotaan berdasarkan Gambar 4.10 adalah sebagai berikut:

1. Sistem menerima masukan berupa nilai k , hasil perhitungan pemilihan k tetangga dan kelas
2. Dilakukan perulangan sebanyak $k.length$
3. Jika nilai hasil perhitungan pemilihan tetangga kelas tertentu sama dengan nilai kelas target, maka dilakukan perhitungan nilai hasil, jika tidak dilakukan perhitungan pembagi
4. Keluaran sistem adalah hasil akhir yang didapatkan dari perhitungan nilai hasil dibagi pembagi, dimana nilai hasil akhir merupakan nilai keanggotaan kelas

4.2.8 Proses Pemilihan Nilai Keanggotaan Terbesar

Pada proses ini, hasil dari nilai keanggotaan masing-masing kelas akan dicari nilai yang paling besar yang akan digunakan sebagai hasil klasifikasi sistem. Diagram alir proses pemilihan nilai keanggotaan terbesar ditunjukkan pada Gambar 4.11 sebagai berikut.



Gambar 4.11 Diagram Alir Proses Pemilihan Nilai Keanggotaan Terbesar

Langkah-langkah proses pemilihan nilai keanggotaan terbesar berdasarkan Gambar 4.11 adalah sebagai berikut:

1. Sistem menerima masukan nilai hasil hitung derajat keanggotaan
2. Dilakukan perulangan sepanjang data uji untuk menentukan nilai keanggotaan terbesar
3. Keluaran sistem adalah hasil kelas klasifikasi yang didapatkan dari nilai keanggotaan terbesar

4.3 Perhitungan Manual *Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)*

Diagram alir *Fuzzy K-Nearest Neighbor* yang telah diuraikan pada Sub bab 4.2 selanjutnya disederhanakan menjadi perhitungan manual untuk memudahkan pemahaman tentang penyelesaian klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil rekam EKG sebelum diimplementasikan ke dalam kode program.

4.3.1 Perhitungan Manual

Perhitungan manual merupakan gambaran secara umum mengenai perhitungan metode yang diterapkan pada sistem. Perhitungan manual pada penelitian ini menggunakan sampel data hasil rekam *Elektrokardiogram (EKG)* sebanyak 12 *record* untuk data latih dan 4 *record* untuk data uji. Sehingga terdapat 16 total data sampel yang digunakan untuk perhitungan manual. Data latih dan data uji yang digunakan pada perhitungan manual diambil berdasarkan 5 fitur awal dari durasi atau waktu setiap sadapan pemeriksaan EKG, sehingga terdapat 10 fitur untuk dua pemeriksaan kanal jantung (sadapan MLI dan sadapan V1). Dalam perhitungan manual berikut merupakan perhitungan untuk mengetahui klasifikasi pada data uji pertama. Data latih rekam *Elektrokardiogram (EKG)* ditunjukkan pada Tabel 4.2 dan data uji rekam *Elektrokardiogram (EKG)* ditunjukkan pada Tabel 4.3.

Tabel 4.2 Data Latih

Data ke-	MLI1	MLI2	MLI3	MLI4	MLI5	V1A	V1B	V1C	V1D	V1E	Kelas
1	-0.39	-0.37	-0.36	-0.37	-0.36	-0.08	-0.07	-0.05	-0.06	-0.06	1
2	-0.21	-0.21	-0.2	-0.2	-0.17	0.01	0	0.02	0.02	0.02	1
3	-0.04	0.01	0.05	-0.07	0.07	0.01	-0.01	-0.01	-0.01	-0.01	1
4	-0.26	-0.26	-0.26	-0.26	-0.26	-0.21	-0.21	-0.21	-0.21	-0.21	2
5	-0.22	-0.22	-0.21	-0.20	-0.2	-0.21	-0.21	-0.2	-0.19	-0.20	2
6	0.11	0.125	0.11	0.11	0.13	0.1	0.1	0.09	0.09	0.09	2
7	-0.5	-0.51	-0.51	-0.48	-0.48	0.35	0.38	0.41	0.42	0.38	3
8	-0.31	-0.32	-0.32	-0.31	-0.32	-0.15	-0.15	-0.13	-0.09	-0.07	3
9	-0.21	-0.21	-0.21	-0.21	-0.21	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	3
10	-0.3	-0.30	-0.29	-0.27	-0.27	-0.21	-0.17	-0.15	-0.15	-0.16	4
11	-0.45	-0.45	-0.43	-0.41	-0.40	-0.21	-0.19	-0.2	-0.20	-0.23	4
12	-0.56	-0.59	-0.58	-0.58	-0.59	0.67	0.705	0.73	0.745	0.73	4

Tabel 4.3 Data Testing

Data ke-	MLII1	MLII2	MLII3	MLII4	MLII5	V1A	V1B	V1C	V1D	V1E	Target
1	-0.27	-0.28	-0.25	-0.20	-0.16	0.13	0.12	0.14	0.14	0.13	2

Langkah dalam perhitungan manual yang pertama adalah melakukan normalisasi setiap atribut data latih maupu data uji. Normalisasi data dapat dilakukan dengan menggunakan metode *Min Max Normalization* yang dihitung berdasarkan persamaan 2.1. Nilai masing-masing atribut yang terdapat pada keseluruhan data (data latih dan data uji) diskalakan menjadi lebih sempit ruang lingkupnya yaitu antara 0 sampai dengan 1.

Langkah 1: Menghitung nilai maksimal dan minimal setiap atribut. Nilai maksimal dan minimal setiap atribut data EKG ditunjukkan pada Tabel 4.4 dan 4.5 sebagai berikut:

Tabel 4.4 Nilai Maksimal dan Minimal MLII

	MLII1	MLII2	MLII3	MLII4	MLII5
Max	0.11	0.125	0.135	0.115	0.135
Min	-0.565	-0.59	-0.58	-0.58	-0.59

Tabel 4.5 Nilai Maksimal dan Minimal V1

	V1A	V1B	V1C	V1D	V1E
Max	0.675	0.705	0.735	0.745	0.735
Min	-0.215	-0.215	-0.21	-0.21	-0.235

Langkah 2: Menghitung nilai normalisasi data menggunakan metode *Min Max Normalization*. Sebagai contoh menghitung nilai normalisasi data ke-1 untuk semua atribut data.

$$V' = \frac{(V(x) - \text{Min}(x))}{\text{Max}(x) - \text{Min}(x)}$$

$$V(x) = -0.39$$

$$\text{Min}(x) = -0.565$$

$$\text{Max}(x) = -0.11$$

$$V' = \frac{-0.39 - (-0.565)}{0.11 - (-0.565)} = 0.26$$

Dari perhitungan di atas didapatkan nilai hasil normalisasi pada data latih pertama, dimana proses yang sama juga dapat dilakukan di setiap data pada semua atribut. Hasil perhitungan normalisasi untuk setiap atribut secara keseluruhan ditunjukkan pada Tabel 4.6 untuk normalisasi data latih dan 4.7 untuk normalisasi data uji sebagai berikut.

Tabel 4.6 Normalisasi Data Latih EKG

Data ke-	MLII1	MLII2	MLII3	MLII4	MLII5	V1A	V1B	V1C	V1D	V1E	Kelas
1	0.26	0.30	0.31	0.30	0.31	0.15	0.16	0.17	0.16	0.18	1
2	0.53	0.52	0.55	0.55	0.57	0.25	0.23	0.25	0.24	0.26	1
3	0.77	0.84	0.91	0.94	0.92	0.25	0.22	0.21	0.20	0.23	1
4	0.45	0.46	0.46	0.46	0.46	0.01	0.01	0.00	0.00	0.03	2
5	0.51	0.52	0.53	0.54	0.54	0.01	0.00	0.01	0.02	0.03	2
6	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.35	0.34	0.32	0.31	0.34	2
7	0.10	0.11	0.10	0.14	0.15	0.64	0.65	0.66	0.66	0.63	3
8	0.37	0.38	0.36	0.38	0.37	0.07	0.07	0.08	0.13	0.16	3
9	0.52	0.52	0.53	0.53	0.52	0.35	0.34	0.32	0.32	0.34	3
10	0.39	0.40	0.41	0.45	0.44	0.00	0.04	0.06	0.06	0.08	4
11	0.16	0.20	0.21	0.24	0.26	0.01	0.02	0.01	0.01	0.00	4
12	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	4

Tabel 4.7 Normalisasi Data Uji EKG

Data ke-	MLII1	MLII2	MLII3	MLII4	MLII5	V1A	V1B	V1C	V1D	V1E	Kelas
1	0.60	0.60	0.60	0.60	0.59	0.04	0.22	0.06	0.06	0.08	1

Setelah melakukan perhitungan normalisasi data, maka selanjutnya masuk ke proses K-Nearest Neighbor. Perhitungan K-Nearest Neighbor dimulai dengan mengetahui jarak data uji yang telah dinormalisasi yang ditunjukkan pada Tabel 4.7 di setiap record data latih yang telah dinormalisasi yang ditunjukkan pada Tabel 4.6 menggunakan rumus Euclidean Distance berdasarkan persamaan 2.3.

Langkah 3: Menghitung jarak data uji dengan data latih pertama menggunakan rumus Euclidean Distance.

$$\begin{aligned}
 d(x_i, x_{i'}) &= \sqrt{(0.60 - 0.26)^2 + (0.60 - 0.30)^2 + (0.60 - 0.31)^2 + (0.60 - 0.30)^2 +} \\
 &\quad (0.59 - 0.31)^2 + (0.04 - 0.15)^2 + (0.22 - 0.16)^2 + (0.06 - 0.17)^2 + \\
 &\quad (+ (0.06 - 0.16)^2 + (0.08 - 0.18)^2} \\
 &= 0.712
 \end{aligned}$$

Proses perhitungan jarak dilakukan antara data uji pertama ke semua *record* data latih. Setelah itu hasil perhitungan jarak diurutkan dari nilai jarak yang terkecil menuju nilai jarak terbesar. Hasil perhitungan jarak data uji terhadap data latih ditunjukkan pada Tabel 4.8 dan jarak data uji terhadap data latih yang telah diurutkan dari yang terkecil menuju jarak terbesar ditunjukkan pada Tabel 4.9 sebagai berikut.

Tabel 4.8 Hasil perhitungan jarak data uji terhadap data latih

Data ke-	Kelas	Euclidean Distance
1	1	0.711565503
2	1	0.407974981
3	1	0.715693352
4	2	0.393998126
5	2	0.283533643
6	2	1.05855043
7	3	1.650811763
8	3	0.541000551
9	3	0.587354993
10	4	0.446091083
11	4	0.897979277
12	4	2.439470059

Tabel 4.9 Hasil pengurutan jarak data uji terhadap data latih

Data ke-	Kelas	Euclidean Distance
5	2	0.283533643
4	2	0.393998126
2	1	0.407974981
10	4	0.446091083
8	3	0.541000551
9	3	0.587354993
1	1	0.711565503
3	1	0.715693352
11	4	0.897979277
6	2	1.05855043
7	3	1.650811763
12	4	2.439470059

Langkah 4: Menentukan jumlah ketetanggaan dengan memasukkan nilai k tertentu. Jarak yang sudah diurutkan pada Tabel 4.9 diambil ketetanggaan terdekatnya sejumlah k yang telah ditentukan (nilai k yang digunakan pada perhitungan manual ini yaitu $k=10$). Hasil k ketetanggaan terpilih ditunjukkan pada Tabel 4.10 sebagai berikut.

Tabel 4.10 Data sebanyak k(10)

Data ke-	Kelas	Euclidean Distance
k1	2	0.284
k2	2	0.394
k3	1	0.408
k4	4	0.446
k5	3	0.541
k6	3	0.587
k7	1	0.712
k8	1	0.716
k9	4	0.898
k10	2	1.059

Langkah 5: Setelah diketahui k record terdekat, langkah selanjutnya masuk pada proses *Fuzzyfikasi* dengan cara menghitung hasil jarak data uji dengan data latih k terdekat (k=10) dengan persamaan 2.5. Contoh berikut adalah cara menghitung nilai derajat keanggotaan kelas Normal.

$$\begin{aligned}
 \mu_{\text{normal}} = & \frac{\left(0 \left(0.284^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(0 \left(0.394^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(1 \left(0.408^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \\
 & \left(0 \left(0.446^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(0 \left(0.541^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(0 \left(0.587^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \\
 & \left(1 \left(0.712^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(1 \left(0.716^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(0 \left(0.898^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \\
 & \left(0 \left(1.059^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right)}{\left(\left(0.284^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(\left(0.394^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(\left(0.408^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \\
 & \left(\left(0.446^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(\left(0.541^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(\left(0.587^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \\
 & \left(\left(0.712^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(\left(0.716^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \left(\left(0.898^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right) + \\
 & \left(\left(1.059^{\frac{-2}{(2-1)}}\right)\right)} \\
 = & 0.325
 \end{aligned}$$

Berikut ini adalah nilai keanggotaan dari masing-masing kelas ditunjukkan pada Tabel 4.11 untuk kelas normal.

Tabel 4.11 Nilai Keanggotaan Kelas Normal

Kelas Normal		
$\mu(k1,normal)$	0	$\mu(normal)$ 0.325
$\mu(k2,normal)$	0	
$\mu(k3,normal)$	1	
$\mu(k4,normal)$	0	
$\mu(k5,normal)$	0	
$\mu(k6,normal)$	0	
$\mu(k7,normal)$	1	
$\mu(k8,normal)$	1	
$\mu(k9,normal)$	0	
$\mu(k10,normal)$	0	

Tabel 4.12 Nilai Keanggotaan Kelas Atrial Fibrillation

Kelas Atrial Fibrillation		
$\mu(k1,atrial\ fibrillation)$	1	$\mu(atrial\ fibrillation)$ 0.468
$\mu(k2, atrial\ fibrillation)$	1	
$\mu(k3, atrial\ fibrillation)$	0	
$\mu(k4, atrial\ fibrillation)$	0	
$\mu(k5, atrial\ fibrillation)$	0	
$\mu(k6, atrial\ fibrillation)$	0	
$\mu(k7, atrial\ fibrillation)$	0	
$\mu(k8, atrial\ fibrillation)$	0	
$\mu(k9, atrial\ fibrillation)$	0	
$\mu(k10, atrial\ fibrillation)$	1	

Tabel 4.13 Nilai Keanggotaan Kelas PVC Bigeminy

Kelas PVC Bigeminy		
$\mu(k1, \text{pvc bigeminy})$	0	$\mu(\text{pvc bigeminy})$ 0.149
$\mu(k2, \text{pvc bigeminy})$	0	
$\mu(k3, \text{pvc bigeminy})$	0	
$\mu(k4, \text{pvc bigeminy})$	0	
$\mu(k5, \text{pvc bigeminy})$	1	
$\mu(k6, \text{pvc bigeminy})$	1	
$\mu(k7, \text{pvc bigeminy})$	0	
$\mu(k8, \text{pvc bigeminy})$	0	
$\mu(k9, \text{pvc bigeminy})$	0	
$\mu(k10, \text{pvc bigeminy})$	0	

Tabel 4.14 Nilai Keanggotaan Kelas Ventricular Tachycardia

Kelas Ventricular Tachycardia		
$\mu(k1, \text{ventricular tachycardia})$	0	$\mu(\text{ventricular tachycardia})$ 0.148
$\mu(k2, \text{ventricular tachycardia})$	0	
$\mu(k3, \text{ventricular tachycardia})$	0	
$\mu(k4, \text{ventricular tachycardia})$	1	
$\mu(k5, \text{ventricular tachycardia})$	0	
$\mu(k6, \text{ventricular tachycardia})$	0	
$\mu(k7, \text{ventricular tachycardia})$	0	
$\mu(k8, \text{ventricular tachycardia})$	0	
$\mu(k9, \text{ventricular tachycardia})$	1	
$\mu(k10, \text{ventricular tachycardia})$	0	

Berdasarkan perhitungan manual diatas, data uji diklasifikasikan pada kelas ke 2 yaitu pada kelas *Atrial Fibrillation* dengan nilai derajat keanggotaan terbesar yaitu 0.468.

4.4 Perancangan Antarmuka

Perancangan antarmuka memiliki tujuan untuk memberikan gambaran keadaan sebenarnya dari implementasi sistem klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil rekaman *elektrokardiogram (EKG)* yang akan dibuat. Perancangan antar muka pada sistem ini terdiri dari 3 halaman utama yaitu halaman beranda, data serta klasifikasi dan akurasi.

4.4.1 Antarmuka Tampilan Beranda

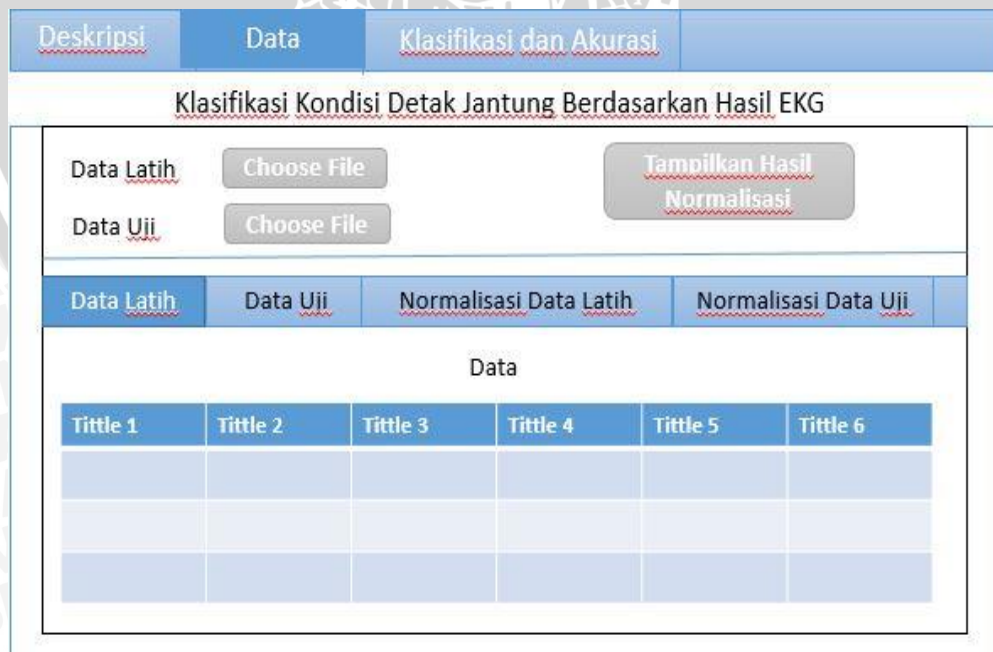
Pada antarmuka halaman deskripsi berisi uraian singkat mengenai jantung dan elektrokardiogram beserta gambar jantung. Antarmuka tampilan deskripsi ditunjukkan pada Gambar 4.12.



Gambar 4.12 Antarmuka Tampilan Beranda

4.4.2 Antarmuka Tampilan Data

Pada antarmuka halaman data disediakan pilihan untuk memilih data latih beserta data uji yang akan digunakan oleh sistem. Setelah memilih data latih dan data uji, maka selanjutnya user dapat menampilkan data latih dan data uji serta data hasil normalisasi dalam bentuk tabel. Antarmuka tampilan data ditunjukkan pada Gambar 4.13.



Gambar 4.13 Antarmuka Tampilan Load Data

4.4.3 Antarmuka Tampilan Klasifikasi dan Akurasi

Pada halaman klasifikasi dan akurasi pengguna dapat memasukkan nilai k . Setelah itu, sistem akan menampilkan tabel hasil klasifikasi dan perhitungan beserta akurasi sistem. Antarmuka tampilan klasifikasi dan akurasi ditunjukkan pada Gambar 4.14.

Gambar 4.14 Antarmuka Tampilan Klasifikasi dan Akurasi

4.5 Perancangan Pengujian

Pada tahap ini dilakukan perancangan pengujian terhadap sistem yang telah dibangun. Proses pengujian pada sistem ini yaitu sebagai berikut:

1. Pengujian variasi fitur.
2. Pengujian jumlah data latih.
3. Pengujian sebaran kelas.
4. Pengujian jarak.
5. Pengujian nilai K .

4.5.1 Pengujian Variasi Fitur

Skenario pengujian variasi fitur bertujuan untuk mendapatkan fitur terbaik dari 3 jenis fitur, yaitu fitur MLII dan V1 (7202), fitur MLII (3601) dan fitur V1 (3601). Pengujian variasi fitur ditunjukkan pada Tabel 4.15.

Tabel 4.15 Pengujian Variasi Fitur

Jenis Fitur	Rata-Rata Akurasi (%)
MLII dan V1	(%)
MLII	(%)
V1	(%)

4.5.2 Pengujian Jumlah Data Latih

Skenario pengujian jumlah data dilakukan untuk mengetahui pengaruh nilai jumlah data latih terhadap akurasi sistem. Keseluruhan data yang digunakan sebanyak 140 data. Pengujian variasi jumlah data ditunjukkan pada Tabel 4.16.

Tabel 4.16 Pengujian Jumlah Data

Data Latih	Data Uji	Akurasi (%)
16	16	(%)
28	16	(%)
40	16	(%)
56	16	(%)
68	16	(%)
84	16	(%)
100	16	(%)
112	16	(%)
124	16	(%)

4.5.3 Pengujian Sebaran Kelas

Skenario pengujian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh perbandingan sebaran kelas seimbang dan tidak seimbang terhadap akurasi berdasarkan 5 skenario pengujian. Skenario tersebut adalah perbandingan jumlah data latih dan data uji. Perbandingan data latih dan data uji antara lain 90:10, 80:20, 70:30, 60:40 serta 50:50. Pengujian jumlah sebaran kelas ditunjukkan Tabel 4.17.

Tabel 4.17 Pengujian jumlah sebaran kelas

Skenario (data latih:datauji)	Sebaran Kelas Seimbang	Sebaran Kelas Tidak Seimbang	Rata-Rata Akurasi (%)
90:10	(%)	(%)	(%)
80:20	(%)	(%)	(%)
70:30	(%)	(%)	(%)
60:40	(%)	(%)	(%)
50:50	(%)	(%)	(%)

4.5.4 Pengujian Jarak

Skenario pengujian variasi jarak dilakukan untuk mengetahui penggunaan jarak terbaik untuk menghasilkan nilai akurasi optimal. Jarak yang digunakan untuk penelitian ini ada 3, yaitu jarak *Euclidean*, jarak *Manhattan* dan jarak *Minkowski*. Pengujian variasi jarak ditunjukkan pada Tabel 4.18.

Tabel 4.18 Pengujian Variasi Jarak

No.	Jenis-Jenis Jarak	Percobaan ke- <i>i</i>					Rata-rata Akurasi (%)
		1	2	3	4	5	
1	<i>Euclidean Distance</i>	%	%	%	%	%	%
2	<i>Minkowski Distance</i>	%	%	%	%	%	%
3	<i>Manhattan Distance</i>	%	%	%	%	%	%

4.5.5 Pengujian Variasi Nilai *K*

Skenario pengujian variasi nilai *k* dilakukan untuk mengetahui pengaruh nilai *k* ketetangaan terhadap nilai akurasi. Pengujian variasi nilai *k* ditunjukkan pada Tabel 4.19.

Tabel 4.19 Pengujian variasi nilai *k*

Nilai <i>K</i>	Akurasi (%)
1	(%)
2	(%)
3	(%)
4	(%)
5	(%)
6	(%)
7	(%)
.....	(%)
123	(%)
124	(%)
Rata-rata	(%)

BAB 5 IMPLEMENTASI

Bab ini membahas tentang implementasi sistem berdasarkan analisis kebutuhan dan proses perancangan sistem yang telah dibuat sebelumnya. Pembahasan yang akan dilakukan antara lain pembahasan mengenai algoritma dan antarmuka.

5.1 Implementasi Algoritma

Pembahasan yang akan dilakukan antara lain yaitu pembahasan implementasi algoritma baca dan simpan csv ke array, algoritma *K-Nearest Neighbor* dan algoritma *Fuzzyfikasi* untuk klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil elektrokardiogram (EKG).

5.1.1 Implementasi Algoritma Baca Csv

Implementasi algoritma baca file merupakan algoritma yang berfungsi membaca dan menyimpan file data berupa csv ke dalam array yang akan digunakan sebagai data latih dan data uji. Algoritma membaca file ditunjukkan pada *source code* 5.1.

```

1 public static double[][] SetUpMyCSVArray(String nama, int
2   jmlKolom) {
3     Scanner scanIn = null;
4     int row = 0;
5     int col = 0;
6     String InputLine = "";
7     double xnum = 0;
8
9     String xfileLocation = System.getProperty("user.home") +
10    "\\Documents\\data\\";
11
12     xfileLocation = xfileLocation + nama;
13     File ekg = new File(xfileLocation);
14
15     try {
16       BufferedReader CSVFile = new BufferedReader(new
17       FileReader(ekg));
18       String dataRow = CSVFile.readLine();
19       int i = 0;
20       while (dataRow != null) {
21         i++;
22         dataRow = CSVFile.readLine();
23       }
24       CSVFile.close();
25
26       myArray = new double[i][jmlKolom];
27
28       scanIn = new Scanner(new BufferedReader(new
29       FileReader(ekg)));
30       while (scanIn.hasNextLine()) {
31         InputLine = scanIn.nextLine();
32         String[] InArray = InputLine.split(",");
33

```

```

34     for (int x = 0; x < InArray.length; x++) {
35         myArray[row][x] = Double.parseDouble(InArray[x]);
36     }
37     row++;
38 }
39 } catch (Exception e) {
40     System.out.println(e);
41 }
42 return myArray;
43 }

```

Source code 5.1 Baca dan Simpan CSV

Berikut penjelasan dari *Souce code* 5.1:

1. Baris ke-9 dan ke-10 merupakan definisi untuk menyimpan lokasi file yang akan digunakan oleh sistem.
2. Baris ke-16 sampai baris ke-24 merupakan fungsi untuk membaca file csv pada *path* yang sudah dipilih.
3. Baris ke-26 sampai baris ke-38 merupakan fungsi untuk menyimpan file csv ke dalam array.

5.1.2 Implementasi Algoritma K-Nearest Neighbor (K-NN)

Implementasi algoritma K-Nearest Neighbor (K-NN) berfungsi sebagai proses utama klasifikasi. Implementasi algoritma K-Nearest Neighbor (K-NN) memiliki beberapa tahapan yaitu algoritma proses normalisasi data, algoritma proses menentukan jarak (Euclidean, Manhattan, Minkowski) dan algoritma proses sorting (hasil jarak) dari nilai terkecil menuju nilai terbesar.

Pertama, implementasi normalisasi data, merupakan proses awal yang dilakukan sebelum proses utama yaitu proses klasifikasi dilakukan. Algoritma normalisasi data ditunjukkan pada *source code* 5.2.

```

1 public static double hitungMin(double[][] data, int
2 param) {
3
4     double tempr = data[0][param];
5     for (int i = 0; i < data.length; i++) {
6         if (data[i][param] < tempr) {
7             tempr = data[i][param];
8         }
9     }
10    return tempr;
11 }
12
13 public static double hitungMax(double[][] data, int
14 param) {
15
16     double tempr = data[0][param];
17     for (int i = 0; i < data.length; i++) {
18         if (data[i][param] > tempr) {

```

```

19         tempr = data[i][param];
20     }
21 }
22     return tempr;
23 }
24
25 public static double Normalisasi(int baris, int kolom,
26 double[][] b) {
27
28     double tempr =
29     ((b[baris][kolom] - hitungMin(b, kolom)) /
30     (hitungMax(b, kolom) - hitungMin(b, kolom)));
31     return tempr;
32 }

```

Source code 5.2 Implementasi Normalisasi Data

Berikut penjelasan dari Source code 5.2:

1. Baris ke-1 sampai ke-11 merupakan fungsi untuk mencari nilai minimal setiap atribut pada data latih dan data uji.
2. Baris ke-13 sampai baris ke-23 merupakan fungsi untuk mencari nilai maksimal setiap atribut pada data latih dan data uji.
3. Baris ke-25 sampai baris ke-32 merupakan fungsi min-max normalization untuk menormalisasi setiap nilai atribut pada range 0 hingga 1.

Implementasi jarak berfungsi untuk menghitung jarak kedekatan antara data uji dengan data latih. Implementasi jarak Euclidean, jarak Manhattan dan jarak Minkowski ditunjukkan pada source code 5.3, source code 5.4 dan source code 5.5.

```

1 public static double hitungEuclidean(double[] uji,
2 double[] tr) {
3
4     double tempr = 0;
5
6     for (int i = 0; i < datauji[0].length - 1; i++) {
7         tempr += Math.pow(uji[i] - tr[i], 2);
8     }
9     tempr = Math.sqrt(tempr);
10    System.out.println(tempr);
11    return tempr;
12 }

```

Source code 5.3 Jarak Euclidean

Berikut penjelasan dari Source code 5.3:

1. Baris ke-4 untuk inisialisasi nilai tempr yang digunakan untuk menyimpan hasil nilai jarak yang didapatkan.
2. Baris ke-6 sampai baris ke-12 merupakan fungsi untuk mencari nilai jarak Euclidean.

```

1 public static double hitungManhattan(double[] uji,
2 double[] tr) {
3
4     double tempr = 0;
5
6     for (int i = 0; i < datauji[0].length - 1; i++) {
7         tempr += Math.abs(uji[i] - tr[i]);
8     }
9     System.out.println(tempr);
10    return tempr;
11 }

```

Source code 5.4 Jarak Manhattan

Berikut penjelasan dari *Source code 5.4*:

1. Baris ke-4 untuk inisialiasi nilai tempr yang digunakan untuk menyimpan hasil nilai jarak yang didapatkan.
2. Baris ke-6 sampai baris ke-12 merupakan fungsi untuk mencari nilai jarak Manhattan.

```

1 public static double hitungMinkowski(double[] uji,
2 double[] tr) {
3
4     double tempr = 0;
5
6     for (int i = 0; i < datauji[0].length - 1; i++) {
7         tempr += Math.pow(uji[i] - tr[i], 3);
8     }
9     tempr = Math.cbrt(tempr);
10    System.out.println(tempr);
11    return tempr;
12 }

```

Source code 5.5 Jarak Minkowski

Berikut penjelasan dari *Source code 5.5*:

1. Baris ke-4 untuk inisialiasi nilai tempr yang digunakan untuk menyimpan hasil nilai jarak yang didapatkan.
2. Baris ke-6 sampai baris ke-12 merupakan fungsi untuk mencari nilai jarak Minkowski.

Implementasi sorting berfungsi untuk mengurutkan nilai jarak yang diperoleh dari proses perhitungan jarak Euclidean sebelumnya, diurutkan dari nilai terkecil sampai nilai terbesar. Implementasi sorting ditunjukkan pada *source code 5.6*.

```

1 double[][] data, ka;
2 int k=10;
3
4 public void isik() {
5     System.arraycopy(data, 0, ka, 0, k);
6 }
7
8 public void Sorting() {

```

```

9      java.util.Arrays.sort(data,new
10      java.util.Comparator<double[]>() {
11          public int compare(double[] a, double[] b) {
12              return Double.compare(a[1], b[1]);
13          }
14      }
15 );
16      isik();
17  }
```

Source code 5.6 Implementasi Sorting

Berikut penjelasan dari *Source code 5.6*:

1. Baris ke-1 dan ke-2 digunakan untuk inisialisasi data, k dan menentukan ketetangaan yang diinginkan.
2. Baris ke-4 untuk menyalin array yang disimpan pada fungsi isik().
3. Baris ke-8 sampai baris ke-17 merupakan fungsi untuk sorting data dari terkecil menuju nilai terbesar berdasarkan k tertentu.

5.1.3 Implementasi Algoritma Fuzzyfikasi

Implementasi algoritma fuzzyfikasi berfungsi untuk mendapatkan nilai fuzzy sebagai hasil akhir klasifikasi. Implementasi algoritma fuzzyfikasi ditunjukkan pada *source code 5.7*.

```

1  double[][] k;
2
3  public double hitAnggota(double anggota){
4      return (Math.pow(anggota,-2));
5  }
6  }
7
8  public double getNilaiAnggota(double kelas){
9      double hasil=0;
10     double pembagi=0;
11
12     for (int i = 0; i < k.length; i++){
13         if (k[i][0]==kelas)
14             hasil= hasil + hitAnggota(k[i][1]);
15             pembagi= pembagi + hitAnggota(k[i][1]);
16     }
17     return hasil/pembagi;
18 }
19
20 public double getKlasifikasi(){
21
22     double nm=getNilaiAnggota(1.0);
23     double af=getNilaiAnggota(2.0);
24     double vb=getNilaiAnggota(3.0);
25     double vt=getNilaiAnggota(4.0);
26
27     double hasil=nm;
28     hasil=Math.max(hasil, af);
```

29	hasil=Math.max(hasil, vb);
30	hasil=Math.max(hasil, vt);
31	
32	return hasil;
33	}

Source code 5.7 Implementasi Fuzzyfikasi

Berikut penjelasan dari *Souce code 5.6*:

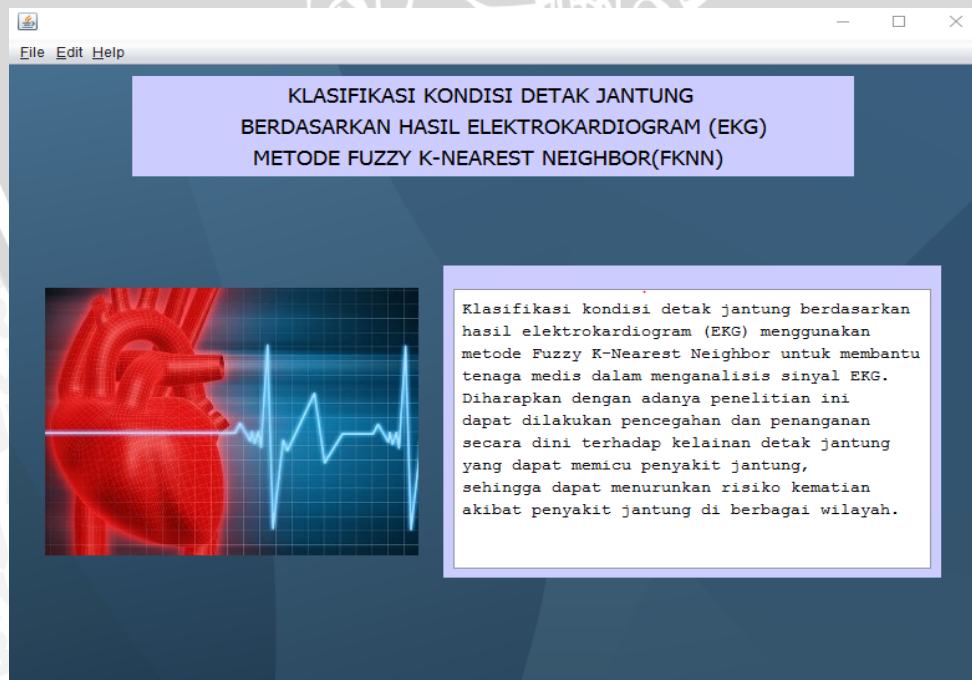
1. Baris ke-1 untuk inialisasi nilai k .
2. Baris ke-3 sampai baris ke-6 digunakan untuk menentukan nilai pangkat m yang digunakan.
3. Baris ke-12 sampai baris ke-18 merupakan fungsi untuk mendapatkan nilai derajat keanggotaan pada setiap instance.
4. Baris ke-20 sampai baris ke-33 merupakan fungsi untuk mendapatkan nilai derajat keanggotaan tertinggi sebagai kelas hasil klasifikasi.

5.2 Implementasi Antarmuka

Implementasi antarmuka merupakan penghubung dengan pengguna secara langsung. Antarmuka dari implementasi klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil elektrokardiogram (EKG) menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor* terdiri dari 3 halaman utama yaitu, halaman beranda, data, serta klasifikasi dan akurasi.

5.2.1 Implementasi Antarmuka Beranda

Halaman antarmuka beranda menampilkan judul sistem, deskripsi singkat dan gambar jantung. Gambar antarmuka beranda ditunjukkan pada Gambar 5.1.



Gambar 5.1 Antarmuka Home

5.2.2 Implementasi Antarmuka Data

Halaman ini untuk menampilkan data yang akan digunakan dalam proses perhitungan menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)*, baik data latih maupun data uji. Halaman data memiliki 2 tab, yaitu tab tampilan data load dari csv dan tampilan data load dari csv yang sudah dinormalisasi. Gambar antarmuka kedua tab tersebut ditunjukkan pada Gambar 5.1 dan 5.2 sebagai berikut.

The screenshot shows the 'DATA LATIH' tab. The table contains 21 columns labeled X1 through X21. The data consists of various numerical values, some positive and some negative, representing the features of the training data.

Gambar 5.2 Antarmuka Data Elektrokardiogram

The screenshot shows the 'NORMALISASI DATA LATIH' tab. The table contains 7 columns labeled X1 through X7. The data consists of normalized numerical values, all falling within a range of approximately -0.2 to 0.3, representing the normalized features of the training data.

Gambar 5.3 Antarmuka Data Elektrokardiogram Ternormalisasi

5.2.3 Implementasi Antarmuka Klasifikasi dan Akurasi

Implementasi antarmuka klasifikasi dan akurasi ditunjukkan pada Gambar 5.4 sebagai berikut.

KLASIFIKASI

Masukkan nilai K: Akurasi: 80.0 %

Euclidean Distance

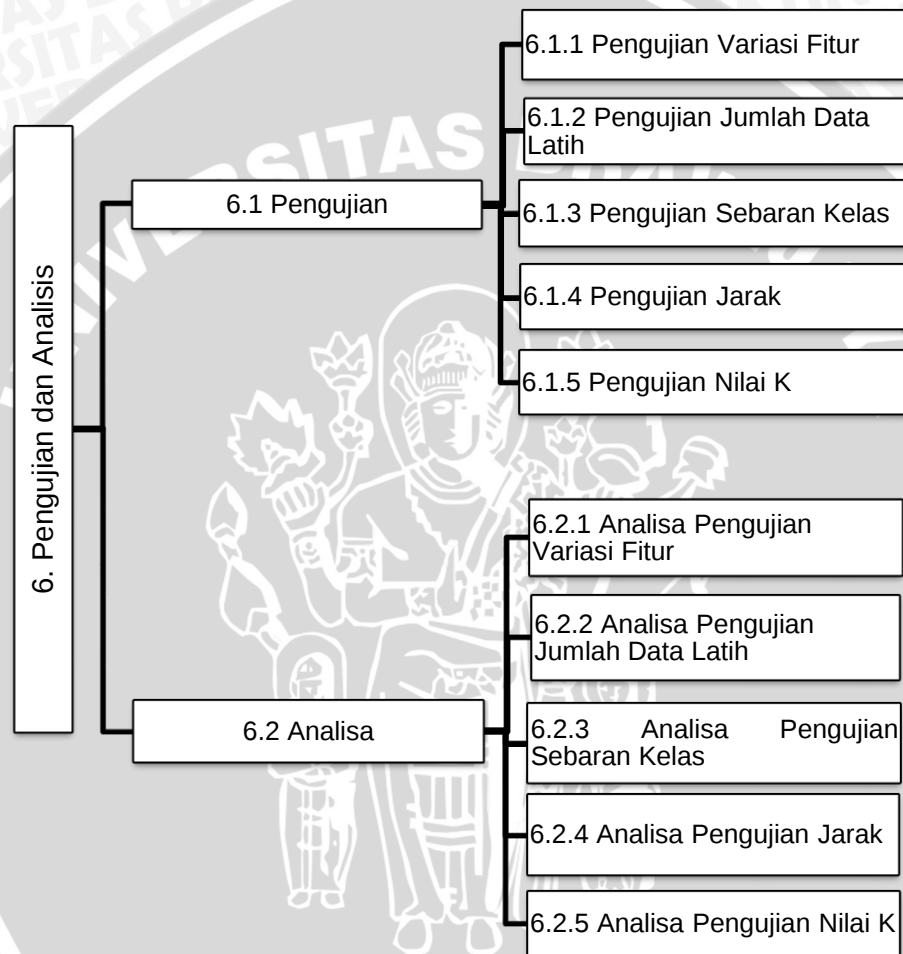
Data Ke	Klasifikasi Sistem	Klasifikasi Pakar
1	1.0	1.0
2	1.0	1.0
3	1.0	1.0
4	1.0	1.0
5	2.0	2.0
6	2.0	2.0
7	2.0	2.0
8	2.0	2.0
9	3.0	3.0
10	3.0	3.0
11	1.0	3.0
12	3.0	3.0
13	3.0	3.0
14	3.0	4.0
15	3.0	4.0

Data Ke	Normal	AF	VB	VT
1	0.321363...	0.274177...	0.304108...	0.100350...
2	0.359688...	0.285832...	0.275372...	0.079106...
3	0.355229...	0.278303...	0.276451...	0.090015...
4	0.422515...	0.284587...	0.260381...	0.032516...
5	0.298586...	0.332375...	0.275415...	0.093622...
6	0.296135...	0.335808...	0.281282...	0.086774...
7	0.285396...	0.351518...	0.282274...	0.080810...
8	0.288650...	0.350994...	0.279390...	0.080965...
9	0.297497...	0.268283...	0.316580...	0.117638...
10	0.307549...	0.272245...	0.321831...	0.098373...
11	0.343370...	0.326083...	0.293103...	0.037441...
12	0.305254...	0.297923...	0.306596...	0.090224...
13	0.308141...	0.275080...	0.315035...	0.101743...
14	0.283590...	0.276623...	0.332618...	0.107167...
15	0.309544...	0.266805...	0.314093...	0.109555...

Gambar 5.4 Antarmuka Klasifikasi

BAB 6 PENGUJIAN DAN ANALISIS

Pada bab ini membahas mengenai proses pengujian sistem klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil elektrokardiogram (EKG) menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)*. Terdapat lima pengujian yang akan dilakukan yaitu pengujian variasi fitur, pengujian jumlah data latih, pengujian sebaran kelas, pengujian jarak dan pengujian nilai K. Selain itu, akan dilakukan analisis untuk setiap jenis pengujian. Bagan pengujian dan analisis ditunjukkan pada Gambar 6.1.



Gambar 6. 1 Pohon Pengujian dan Analisis

6.1 Pengujian

Pada subbab ini membahas tentang pengujian yang dilakukan dalam sistem klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil elektrokardiogram (EKG) menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)*. Pengujian tersebut meliputi pengujian variasi fitur, pengujian jumlah data latih, pengujian sebaran kelas seimbang dan sebaran kelas tidak seimbang, pengujian jarak dan pengujian nilai K.

6.1.1 Pengujian Variasi Fitur

Pada pengujian ini akan menggunakan 3 jenis fitur, yaitu fitur MLII dan V1 (7202), fitur MLII (3601) dan fitur V1 (3601). Perbedaan dari ketiga fitur di atas adalah bahwa fitur MLII dan V1 merupakan fitur yang didapatkan melalui sadapan jantung pada bagian kanal MLII dan V1 dengan total durasi waktu 20 detik yaitu sebanyak 7202 fitur. Sedangkan, fitur MLII dan fitur V1 merupakan fitur MLII dan V1 yang dilakukan pengurangan durasinya, masing-masing menjadi 10 detik yaitu sebanyak 3601 fitur untuk setiap kanalnya. Tujuan dari pengujian variasi fitur adalah untuk mendapatkan fitur terbaik yang akan digunakan untuk penelitian dan pengujian selanjutnya. Dilakukan 5 percobaan untuk masing-masing jenis fitur, menggunakan nilai $k=124$, nilai $m=2$, 124 data latih dan 16 data uji untuk mendapatkan hasil fitur terbaik yang akan digunakan untuk pengujian selanjutnya.

Tabel 6.1 Pengujian Variasi Fitur

Percobaan ke-	MLII, V1	MLII	V1
1	50%	81.25%	50%
2	50%	81.25%	37.5%
3	37.5%	81.25%	43.75%
4	37.5%	81.25%	50%
5	50%	75%	25%
Rata Rata Akurasi (%)	45%	80%	41.25%

Berdasarkan hasil 5 percobaan di atas, dapat dilihat pada Tabel 6.1, bahwa hasil rata-rata akurasi tertinggi berada pada fitur MLII (3601) sebesar 80%.

6.1.2 Pengujian Jumlah Data Latih

Pada pengujian ini akan menggunakan jumlah data latih yang berbeda beda. Jumlah data latih yang digunakan antara lain 16, 28, 40, 56, 68, 84, 100, 112 dan 124. Sedangkan jumlah data uji yang digunakan 16 data dengan isi data yang tetap. Tujuan dari pengujian ini adalah untuk mengetahui pengaruh jumlah data latih terhadap akurasi sistem.

Tabel 6.2 Pengujian Jumlah Data Latih

Percobaan ke-	Data Latih	Data Uji	Akurasi
1	16	16	12.5%
2	28	16	31.25%
3	40	16	31.25%
4	56	16	31.25%
5	68	16	31.25%
6	84	16	50%

7	100	16	56.25%
8	112	16	56.25%
9	124	16	81.25%

Berdasarkan Tabel 6.2 didapatkan hasil akurasi yang berbeda-beda dimana akurasi tertinggi pada percobaan ke-9 dengan jumlah data latih sebanyak 124 data latih dan 16 data uji, sehingga menghasilkan nilai akurasi sebesar 81.25%.

6.1.3 Pengujian Sebaran Kelas

Pada pengujian jumlah sebaran kelas terdapat dua jenis sebaran yaitu sebaran data seimbang dan sebaran data tidak seimbang. Pada sebaran data seimbang, jumlah kelas seimbang setiap masing-masing kelas, sedangkan pada sebaran data tidak seimbang, jumlah kelas tidak seimbang. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh jumlah sebaran kelas terhadap akurasi sistem. Pada pengujian jumlah sebaran kelas digunakan 5 skenario, yaitu skenario 90%:10%, 80%:20%, 70%:30%, 60%:40% dan 50%:50%. Pada masing-masing skenario dilakukan 3 kali percobaan.

Tabel 6.3 Pengujian Jumlah Sebaran Kelas

Jenis Sebaran Kelas	Skenario	Percobaan			Rata- Rata Akurasi (%)
		1	2	3	
Sebaran Seimbang	90%:10%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%
	80%:20%	50%	42.86%	39.29%	45.12%
	70%:30%	40%	42.5%	45%	42.167%
	60%:40%	37%	44%	33%	38%
	50%:50%	30%	26%	30%	28.667%
Tidak Seimbang	90%:10%	25%	25%	25%	25%
	80%:20%	25%	17.86%	42%	28.453%
	70%:30%	20%	20%	7.5%	15.833%
	60%:40%	26.78%	17.86%	7.1%	17.247%
	50%:50%	13.24%	14.71%	13.24%	13.73%

Berdasarkan Tabel 6.3 didapatkan hasil akurasi yang berbeda-beda pada setiap percobaan pengujian. Dapat dilihat pada tabel di atas bahwa rata-rata akurasi sebaran kelas seimbang lebih tinggi daripada sebaran kelas tidak seimbang. Nilai rata-rata akurasi tertinggi berada pada kelas sebaran seimbang, skenario data latih dan data uji 90%:10%, yaitu sebesar 81.25%.

6.1.4 Pengujian Jarak

Pada pengujian jarak digunakan 3 variasi atau jenis jarak yaitu jarak Euclidean, jarak Manhattan dan jarak Minkowski. Pengujian jarak dilakukan untuk mengetahui

penggunaan jarak terbaik pada klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil elektrokardiogram (EKG) menggunakan metode Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN). Pada pengujian ini digunakan 124 data latih, 16 data uji, nilai $k=120$ dan nilai $m=2$.

Tabel 6.4 Pengujian Jarak

Percobaan ke-	Euclidean	Manhattan	Minkowski
1	68.75%	75%	62.5%
2	68.75%	75%	43.75%
3	68.75%	75%	56.25%
4	68.75%	75%	50%
5	68.75%	75%	62.5%
6	62.5%	68.75%	62.5%
7	50%	56.25%	62.5%
8	56.25%	62.5%	56.25%
9	56.25%	62.5%	43.75%
Rata-Rata Akurasi (%)	63.194%	70.138%	55.556%

Berdasarkan Tabel 6.4 didapatkan hasil rata-rata akurasi tertinggi pada penggunaan jarak *Manhattan* yaitu sebesar 70.138%.

6.1.5 Pengujian Nilai K

Pada pengujian nilai K , data yang digunakan adalah data dengan ratio data latih dan data uji serta jarak terbaik pada kelas sebaran seimbang, yaitu ratio data latih 90%:10% sebanyak 124 data latih dan 16 data uji dan jarak yang digunakan adalah jarak *Manhattan*. Nilai k yang dimasukkan adalah nilai k mulai dari nilai $k=1$ sampai dengan $k=124$ dengan nilai $m=2$.

Tabel 6.5 Pengujian Nilai K

K=1	K=2	K=3	K=4	K=5	K=6	K=7
62.5%	62.5%	62.5%	62.5%	62.5%	68.75%	75%
K=8	K=9	K=10	K=11	K=12	K=13	K=14
81.25%	75%	75%	81.25%	75%	75%	75%
K=15	K=16	K=17	K=18	K=19	K=20	K=21
75%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%
K=22	K=23	K=24	K=25	K=26	K=27	K=28
81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%
K=29	K=30	K=31	K=32	K=33	K=34	K=35
81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%

K=36	K=37	K=38	K=39	K=40	K=41	K=42
81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%
K=43	K=44	K=45	K=46	K=47	K=48	K=49
81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%	81.25%
K=50	K=51	K=52	K=53	K=54	K=55	K=56
81.25%	75%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%
K=57	K=58	K=59	K=60	K=61	K=62	K=63
68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%
K=64	K=65	K=66	K=67	K=68	K=69	K=70
68.75%	62.5%	62.5%	62.5%	68.75%	68.75%	68.75%
K=71	K=72	K=73	K=74	K=75	K=76	K=77
68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%
K=78	K=79	K=80	K=81	K=82	K=83	K=84
68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	62.5%	68.75%	68.75%
K=85	K=86	K=87	K=88	K=89	K=90	K=91
68.75%	62.5%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%
K=92	K=93	K=94	K=95	K=96	K=97	K=98
68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	62.5%	62.5%	62.5%
K=99	K=100	K=101	K=102	K=103	K=104	K=105
62.5%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	68.75%	75%
K=106	K=107	K=108	K=109	K=110	K=111	K=112
75%	75%	75%	75%	75%	75%	75%
K=113	K=114	K=115	K=116	K=117	K=118	K=119
75%	75%	75%	75%	75%	75%	75%
K=120	K=121	K=122	K=123	K=124		
75%	75%	75%	75%	75%		

Berdasarkan Tabel 6.5 di atas, didapatkan akurasi tertinggi yaitu 81.25% pada nilai $k = 8, 11, \text{ dan } 16$ sampai dengan 50.

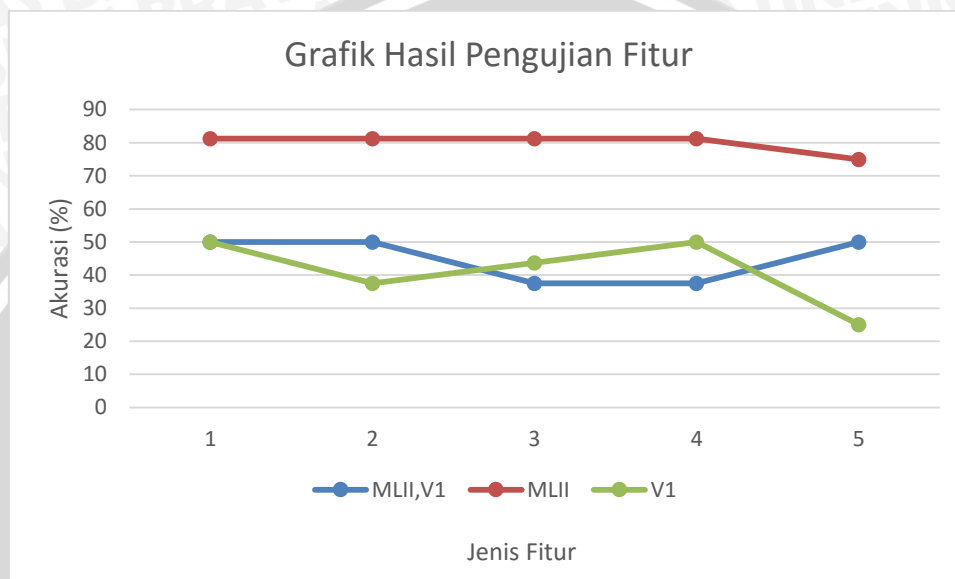
6.2 Analisa

Subbab ini membahas tentang analisis hasil pengujian pada klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil elektrokardiogram (EKG) menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor*. Analisis tersebut meliputi analisis pengujian variasi fitur (fitur MLII dan V1, fitur MLII dan fitur V1), analisis pengujian jumlah data latih, analisis pengujian

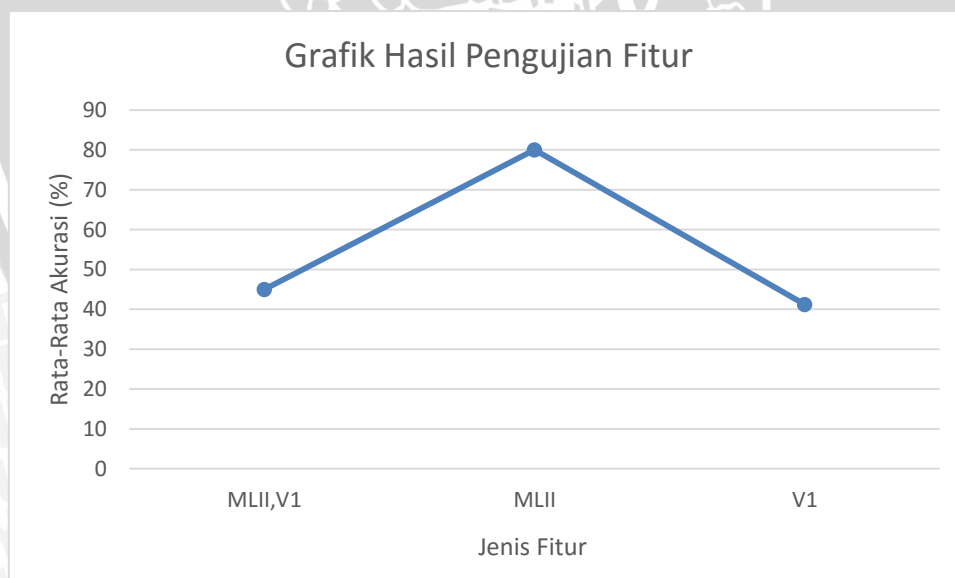
sebaran kelas (sebaran kelas seimbang dan sebaran kelas tidak seimbang), analisis pengujian jarak (*Euclidean*, *Manhattan* dan *Minkowski*) serta analisis pengujian nilai k .

6.2.1 Analisa Pengujian Variasi Fitur

Pada pengujian ini digunakan 3 jenis fitur, yaitu fitur MLII dan V1 sebanyak 7202 fitur, fitur MLII sebesar 3601 fitur dan fitur V1 sebesar 3601 fitur. Berikut grafik hasil pengujian akurasi variasi fitur ditunjukkan pada Gambar 6.1 dan grafik hasil rata-rata akurasi variasi fitur ditunjukkan pada Gambar 6.2.



Gambar 6.1 Grafik Akurasi Hasil Pengujian Variasi Fitur



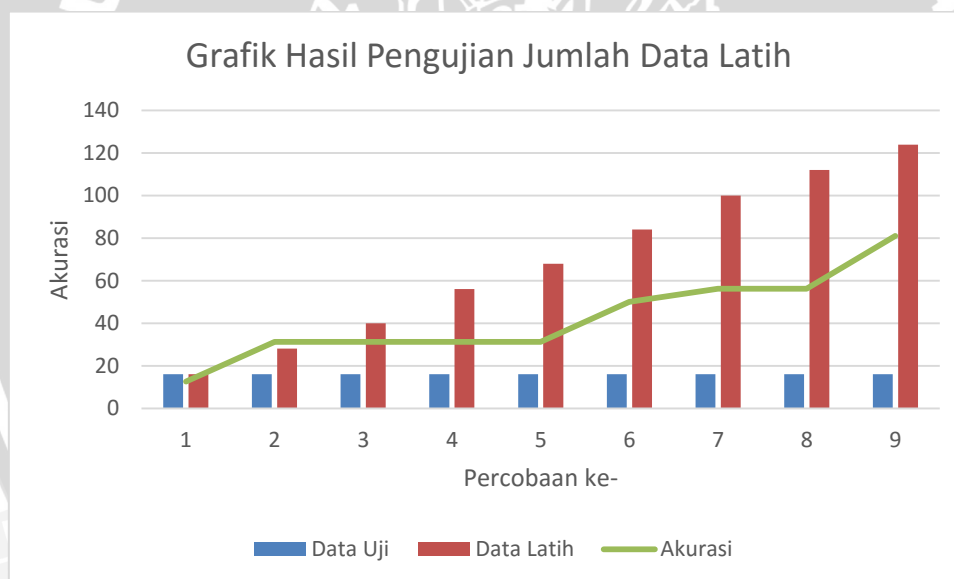
Gambar 6.2 Grafik Rata-Rata Akurasi Hasil Pengujian Variasi Fitur

Berdasarkan grafik hasil pengujian fitur dapat kita analisis atau simpulkan bahwa variasi fitur dapat mempengaruhi tingkat akurasi suatu sistem. Fitur MLII dan V1 sebesar 7202 fitur memiliki akurasi yang rendah dikarenakan dalam sadapan MLII dan V1, total waktu/durasi yang digunakan untuk pengujian sepanjang 20 detik, padahal

kelainan irama detak jantung hanya berlangsung selama beberapa detik saja. Maka, ada beberapa detik yang bukan merupakan pola unik kelainan irama detak jantung, namun masuk ke dalam fitur pengujian, sehingga menyebabkan pengklasifikasian tidak optimal yang kemudian membuat akurasi menjadi rendah. Sedangkan fitur V1 sebesar 3601 fitur (durasi 10 detik) memiliki akurasi yang rendah dikarenakan pada sadapan V1 hanya sedikit sekali pola unik kelainan irama detak jantung yang dapat ditemukan, sehingga data pembelajaran yang digunakan untuk pengujian tidak optimal dan menyebabkan pengklasifikasian tidak optimal. Berdasarkan grafik hasil pengujian variasi fitur, akurasi terbesar dimiliki oleh fitur MLII sebesar 3601 fitur (durasi 10 detik) dikarenakan fitur MLII diambil dari sadapan MLII sebesar 10 detik, dimana pola unik kelainan irama detak jantung pada data penelitian sebagian besar terdapat pada sadapan MLII. Rata-rata akurasi tertinggi pada pengujian fitur berada pada fitur MLII yaitu sebesar 80%.

6.2.2 Analisa Pengujian Jumlah Data Latih

Pada pengujian ini akan menggunakan jumlah data latih yang berbeda beda. Jumlah data latih yang digunakan antara lain 16, 28, 40, 56, 68, 84, 100, 112 dan 124. Sedangkan jumlah data uji yang digunakan adalah 16 data uji dengan isi data yang tetap. Berikut hasil grafik pengujian jumlah data latih ditunjukkan pada Gambar 6.3.



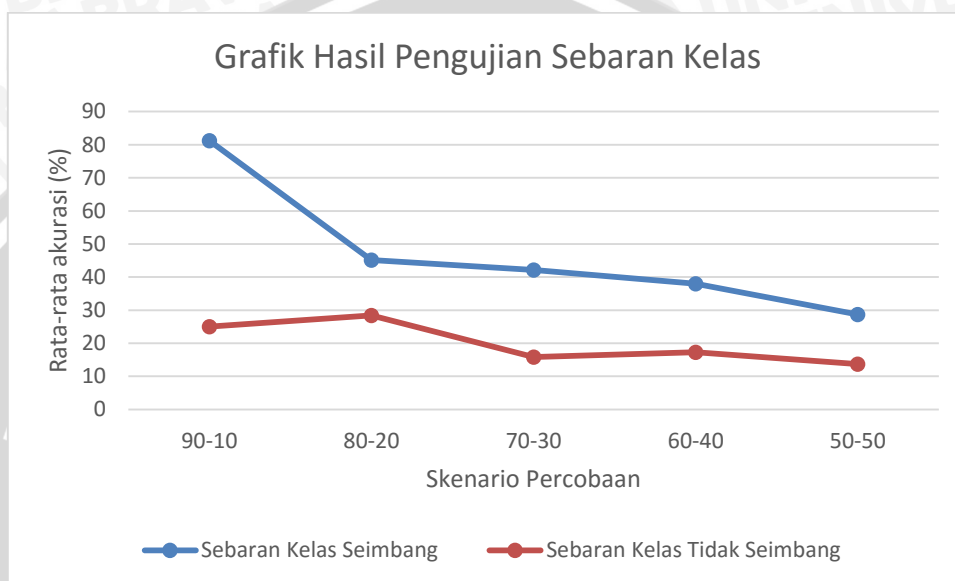
Gambar 6.3 Grafik Hasil Pengujian Jumlah Data Latih

Berdasarkan grafik hasil pengujian jumlah data latih dapat kita analisis atau simpulkan bahwa variasi/jumlah data latih dapat mempengaruhi tingkat akurasi suatu sistem. Dimana, semakin besar jumlah data latih yang digunakan, maka akan menghasilkan akurasi yang semakin tinggi pula. Begitu juga sebaliknya, semakin sedikit data latih yang digunakan, maka akan menghasilkan nilai akurasi yang semakin rendah juga. Hal ini disebabkan karena proses pembelajaran sistem menjadi lebih banyak/lebih beragam dalam menemukan pola kelainan irama detak jantung tertentu. Berdasarkan grafik hasil pengujian jumlah data latih, akurasi terbesar ditunjukkan pada

saat jumlah data latih sebanyak 124 dan 16 yaitu menghasilkan akurasi sebesar 81.25%.

6.2.3 Analisa Pengujian Sebaran Kelas

Pada pengujian jumlah sebaran kelas digunakan 5 skenario, yaitu skenario ratio data latih : data uji antara lain skenario 90%:10%, 80%:20%, 70%:30%, 60%:40% dan 50%:50%. Pada masing-masing skenario dilakukan 3 kali percobaan. Berikut hasil grafik pengujian sebaran kelas ditunjukkan pada Gambar 6.4.



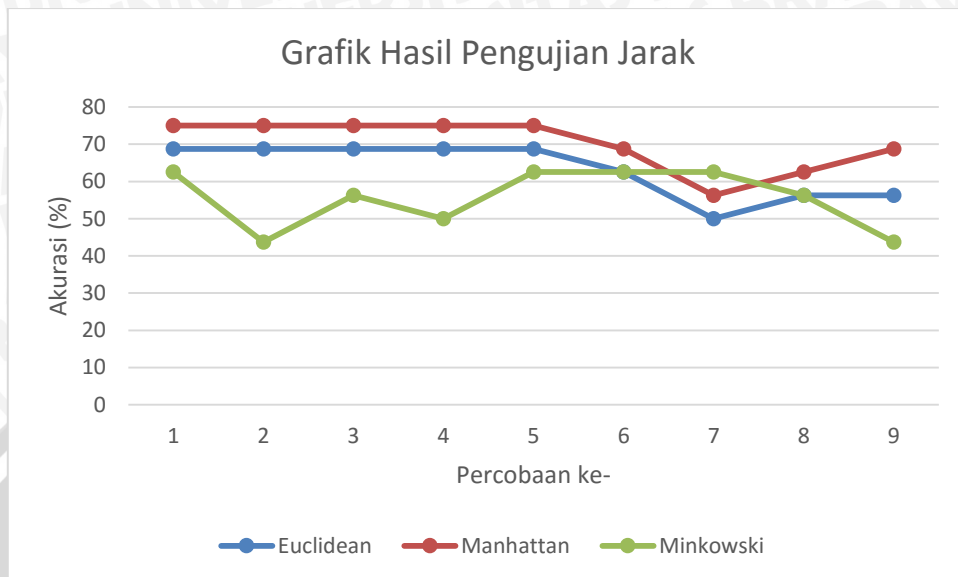
Gambar 6.4 Grafik Hasil Pengujian Sebaran Kelas

Berdasarkan grafik hasil pengujian sebaran jumlah kelas seimbang dan tidak seimbang dapat dilihat hasilnya bahwa sebaran jumlah kelas seimbang memiliki rata-rata akurasi lebih tinggi dibandingkan sebaran jumlah kelas tidak seimbang. Hal ini disebabkan pada data sebaran jumlah kelas tidak seimbang, jumlah kelas acak/random, dimana ada kelas tertentu yang mendominasi suatu data latih maupun data uji sehingga menghasilkan hasil klasifikasi tidak tepat yang mempengaruhi nilai akurasi menjadi rendah juga. Ratio data latih 90%:10% pada kelas sebaran seimbang menghasilkan akurasi terbaik dikarenakan jumlah data latih sebesar 124 dan data uji 16, dimana perbandingan ratio data latih yang lebih banyak dibandingkan data uji, membuat proses pembelajaran sistem menjadi lebih banyak/lebih beragam dalam menemukan pola kelainan irama detak jantung tertentu mempengaruhi nilai akurasi sistem. Rata-rata akurasi tertinggi berada pada kelas sebaran seimbang, skenario data latih dan data uji 90%:10% (124 data latih dan 16 data uji) yaitu sebesar 81.25%.

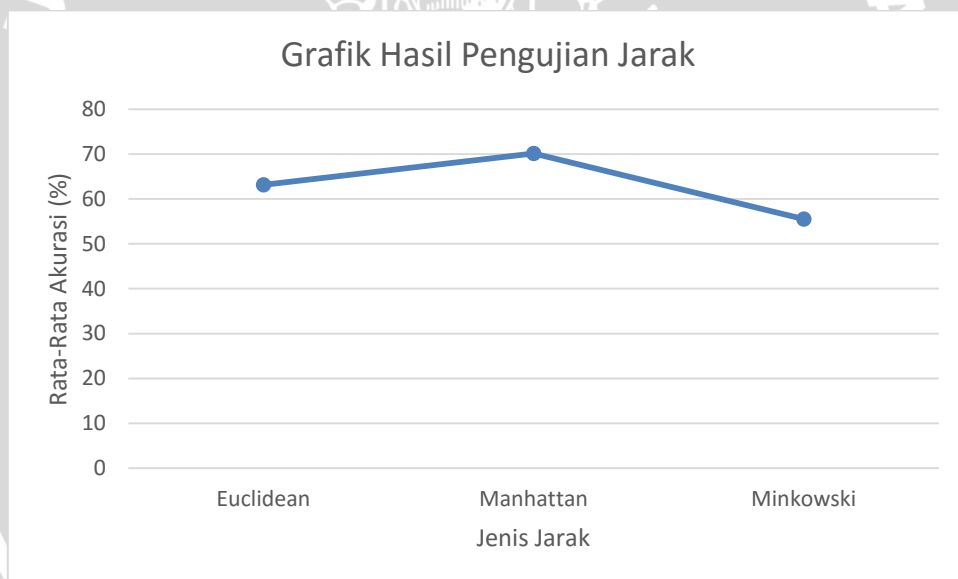
6.2.4 Analisa Pengujian Jarak

Pengujian ini menggunakan 3 variasi jarak, yaitu jarak *Euclidean*, jarak *Manhattan* dan jarak *Minkowski*. Data yang digunakan untuk pengujian jarak sebesar 124 data latih dan 16 data uji (ratio data latih dan data uji terbaik yang didapatkan dari pengujian sebelumnya). Nilai k dan nilai m yang digunakan untuk pengujian adalah $k=120$ dan

nilai $m=2$. Berikut adalah grafik hasil akurasi pengujian jarak ditunjukkan pada Gambar 6.5 dan grafik hasil rata-rata akurasi pengujian jarak pada Gambar 6.6.



Gambar 6.5 Grafik Hasil Pengujian Jarak



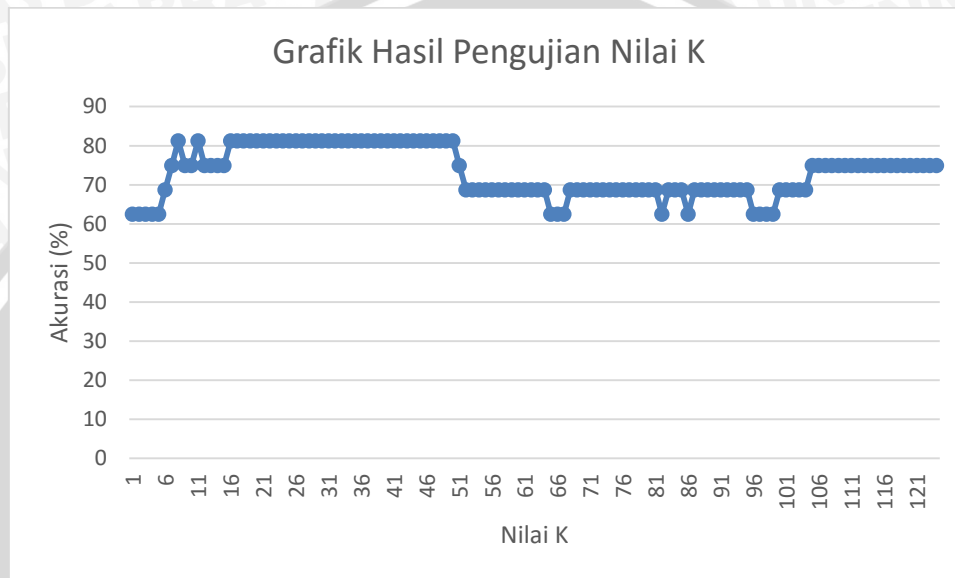
Gambar 6.6 Grafik Rata-Rata Akurasi Hasil Pengujian Jarak

Berdasarkan hasil grafik di atas persentase akurasi penggunaan jarak *Manhattan* lebih tinggi dibandingkan jarak *Euclidean* maupun *Minkowski*, hal ini disebabkan dikarenakan dataset yang digunakan memiliki dimensi yang besar yaitu 3601. Jarak *Euclidean* menghitung jarak antara data uji dengan data latih dengan cara menarik garis diagonal antara titik pada data uji dan data latih, sedangkan jarak *Manhattan* menarik garis antara data uji dan data latih dari sumbu pusatnya (0,0). Dimana, jika jarak ditarik dengan menggunakan garis diagonal secara langsung akan terjadi kemiripan hasil jarak data satu dengan data lainnya. Jarak *Manhattan* lebih tepat dan optimal saat digunakan pada data berdimensi besar menghasilkan rata-rata tertinggi

yaitu sebesar 70.138% dibandingkan jarak *Euclidean* sebesar 63.194% dan jarak *Minkowski* sebesar 55.556%.

6.2.5 Analisa Pengujian Nilai K

Berdasarkan hasil pengujian pada Tabel 6.5 dapat dilihat perubahan akurasi sistem sesuai nilai k yang digunakan. Berikut hasil grafik pengujian nilai k berdasarkan ratio 90:10 (data latih:data uji) yaitu 124 data latih dan 16 data uji serta menggunakan jarak terbaik (*manhattan distance*) ditunjukkan pada Gambar 6.7.



Gambar 6.7 Grafik Rata-Rata Akurasi Hasil Pengujian Nilai K

Berdasarkan hasil grafik di atas disimpulkan bahwa semakin bertambahnya nilai k maka akan menghasilkan nilai akurasi yang semakin tinggi tetapi akurasi akan mengalami naik turun pada nilai k tertentu, namun naik turun nilai akurasi tidak stabil. Akurasi nilai k tidak stabil dipengaruhi oleh sebaran data pada suatu kelas yang tidak beraturan (sebaran data tetangga pada suatu kelas yang sama dapat tersebar secara jauh maupun dekat), sehingga pemilihan nilai k yang diambil akan mempengaruhi jumlah tetangga beserta sebaran dekat atau jauhnya suatu data uji terhadap data latih. Berdasarkan grafik di atas, akurasi tertinggi didapatkan dengan menggunakan 124 data latih dan 16 data uji, serta penggunaan jarak manhattan, nilai $m=2$, nilai k optimal berada pada nilai $k=8$, $k=11$, $k=16$ sampai 50 yaitu sebesar 81.25%.

BAB 7 PENUTUP

7.1 Kesimpulan

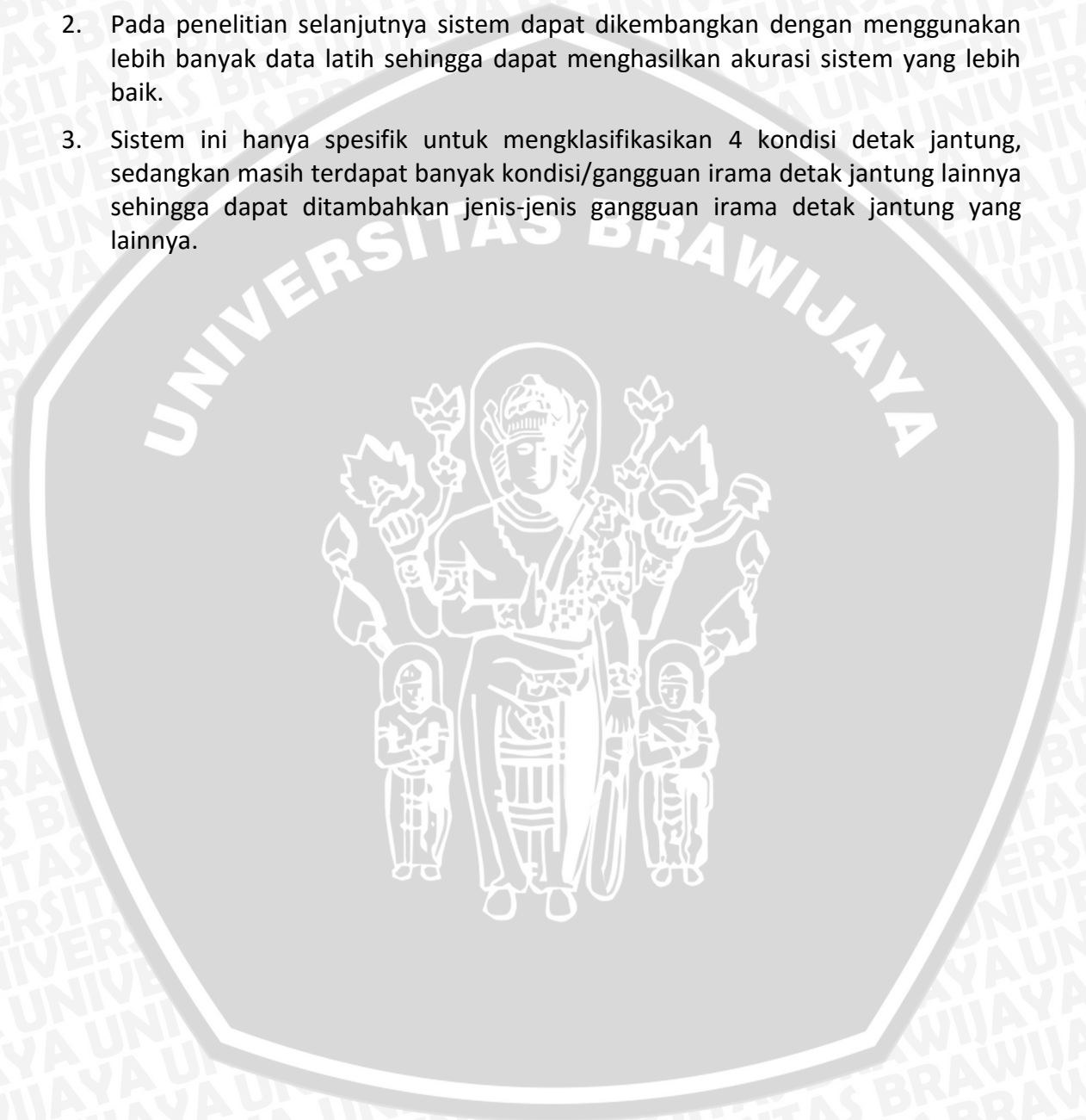
Berdasarkan hasil penelitian tentang klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil elektrokardiogram menggunakan metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor*, maka dapat diambil kesimpulan bahwa:

1. Metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)* dapat diimplementasikan pada klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil elektrokardiogram (EKG). Terdapat 3 proses utama yang dilakukan, yaitu proses normalisasi atribut untuk menyetarakan nilai range data, proses *K-Nearest Neighbor* untuk menentukan ketetanggaan dan proses *fuzzy* yang digunakan untuk memberikan nilai derajat keanggotaan. Proses *fuzzy* inilah yang digunakan untuk menjadi penentu kelas target yang baru.
2. Metode *Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN)* menghasilkan tingkat akurasi yang cukup stabil dalam klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil elektrokardiogram (EKG), dimana pada beberapa mekanisme pengujian menghasilkan tingkat akurasi sebagai berikut:
 - a. Fitur terbaik adalah fitur pada sadapan MLII (durasi 10 detik) yaitu sebanyak 3601 fitur, dikarenakan pola unik kondisi detak jantung dan kelainan irama detak jantung pada data penelitian sebagian besar terdapat pada sadapan MLII, akurasi tertinggi yang dihasilkan adalah 80%.
 - b. Semakin besar jumlah data latih yang digunakan, maka akan menghasilkan akurasi yang semakin tinggi pula. Begitu juga sebaliknya, semakin sedikit data latih yang digunakan, maka akan menghasilkan nilai akurasi yang semakin rendah juga. Hal tersebut dikarenakan pada data latih yang semakin besar membuat pembelajaran sistem lebih beragam, sehingga pengenalan pola terhadap kelas tertentu jadi lebih baik. Berdasarkan pengujian jumlah data latih didapatkan akurasi terbaik yaitu sebesar 81.25%.
 - c. Sebaran kelas seimbang lebih baik digunakan daripada sebaran kelas tidak seimbang, dikarenakan pada sebaran kelas tidak seimbang terdapat kelas yang mendominasi. Rata-rata akurasi tertinggi berada pada kelas sebaran seimbang, skenario data latih dan data uji 90%:10%, yaitu sebesar 81.25%.
 - d. Penggunaan jarak Manhattan lebih unggul dibandingkan jarak Euclidean maupun Minkowski dikarenakan jarak Manhattan memiliki kelebihan saat digunakan pada data berdimensi besar (data pada penelitian ini memiliki dimensi sebesar 3601). Berdasarkan pengujian jarak diperoleh akurasi tertinggi pada jarak Manhattan sebesar 70.138%.
 - e. Nilai k menentukan banyaknya tetangga terdekat yang akan dipilih dan berpengaruh terhadap tingkat akurasi. Nilai k optimal berada pada nilai $k = 8$, $k = 11$, $k = 16$ sampai 50 pada penggunaan 124 data latih dan 16 data uji serta penggunaan jarak *Manhattan* yaitu sebesar 81.25%.

7.2 Saran

Klasifikasi ini masih memiliki beberapa kekurangan. Saran yang dapat diberikan untuk pengembangan sistem klasifikasi ini yaitu:

1. Mengoptimalkan proses ekstraksi fitur dengan penggunaan algoritma optimasi fitur.
2. Pada penelitian selanjutnya sistem dapat dikembangkan dengan menggunakan lebih banyak data latih sehingga dapat menghasilkan akurasi sistem yang lebih baik.
3. Sistem ini hanya spesifik untuk mengklasifikasikan 4 kondisi detak jantung, sedangkan masih terdapat banyak kondisi/gangguan irama detak jantung lainnya sehingga dapat ditambahkan jenis-jenis gangguan irama detak jantung yang lainnya.



DAFTAR PUSTAKA

- Anuradha, B dan Reddy, V.C.Veera. 2005-2008. *Cardiac Arrhythmia Classification Using Fuzzy Classifiers*. S.V.U. College of Engineering. Journal of Theoretical and Applied Information Technology.
- Bhakti, dkk. 2013. *Pengaruh Perubahan Set Point pada Pengendali Fuzzy Logic untuk Pengendalian Suhu Mini Boiler*. Universitas Sriwijaya. Jurnal Rekayasa Elektrika. Vol. 10, No. 4.
- Doctortipster. 2011. *Ventricular Tachycardia – Causes, Diagnosis And Treatment*. [ONLINE] Tersedia di <<http://www.doctortipster.com/3748-ventricular-tachycardia-causes-diagnosis-and-treatment.html>> [Diakses pada 11 Februari 2016]
- Edwin, dkk. 2011. *Klasifikasi Kondisi Jantung menggunakan JST berdasarkan Pemodelan Sinyal Electrocardiography*. Universitas Kristen Maranatha. Electrical Engineering Journal. Vol. 2, No. 1, pp. 1-12.
- Fitrianto, Faris, dkk. 2015. *Implementasi Algoritma Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN) Pada Deteksi Potensi Bencana Alam Tsunami*. S1. Universitas Brawijaya Malang.
- G. Lahadi, Raviq. 2014. *Algoritma KNN (K-Nearest Neighbor)*. [ONLINE] Tersedia di: <<https://prezi.com/d1zjqptxf5fh/algoritma-knn-k-nearest-neighbor/>> [Diakses pada 5 Februari 2016]
- H. Rampengan, dr.Starry, SpJP(K). 2014. *Pentingnya Medical Cek Up Jantung*. [ONLINE] Tersedia di: <<http://manadopostonline.com/read/2014/11/03/Pentingnya-Medical-Cek-Up-Jantung/6918>> [Diakses pada 5 Februari 2016]
- HealthCentral. 2016. *What is "Bigeminy" and how is it treated?*. [ONLINE] Tersedia di <<http://www.healthcentral.com/heart-disease/ask-doctor-44706-70.html>> [Diakses pada 11 Februari 2016]
- Jowik, A. 2013. *A Learning scheme for A Fuzzy K-NN Rule*. Pattern Recognition Letters, vol 1, pp. 287-289
- Kamath, Chandrakar. 2012. *A Novel Approach To Arrhythmia Classification Using RR Interval And Teager Energy*. Taylor's University. Journal of Engineering Science and Technology. Vol. 6, No. 7, pp. 744-755.
- Kouser, Kahkashan dan Sunita. 2013. *A Comparative Study of K Means Algorithm by Different Distance Measures*. International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering. ISSN. Vol. 1, Issue 9.
- Kristy, Yanti. 2015. *Struktur Jantung Manusia*. [ONLINE] Tersedia di: <<http://www.sridianti.com/struktur-jantung-manusia.html>> [Diakses 31 Januari 2016]
- Lesmana, Indra. 2015. *Indonesia & Penyakit Jantung*. [ONLINE] Tersedia di: <<http://www.blog-netizen.com/indonesia-penyakit-jantung/>> [Diakses pada 5 Februari 2016]

- Malmivuo, J., Plonsey, R., 1995. Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, [e-book] Tersedia di: <<http://www.bem.fi/book/>> [Diakses 16 Maret 2016]
- Mardian, Dewi. 2013. *Angka Kematian Penderita Jantung Masih Tinggi*. [ONLINE] Tersedia di: <<http://www.republika.co.id/berita/nasional/umum/13/09/25/mto65h-angka-kematian-penderita-jantung-masih-tinggi>> [Diakses pada 5 Februari 2016]
- MayoClinic. 2015. *Atrial Fibrillation*. [ONLINE] Tersedia di: <<http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/atrial-fibrillation/home/ovc-20164923>> [Diakses pada 11 Februari 2016]
- MayoClinic. 2015. *Ventricular Tachycardia*. [ONLINE] Tersedia di: <<http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/ventricular-tachycardia/basics/definition/con-20036846>> [Diakses pada 11 Februari 2016]
- Meristika, Yanita Selly, dkk. 2013. *Perbandingan K-Nearest Neighbor dan Fuzzy K-Nearest Neighbor pada Diagnosis Penyakit Diabetes Melitus*. S1. Universitas Brawijaya Malang.
- MIT-BIH, 2010. *MIT-BIH Lightwave*. [program komputer] MIT-BIH. Tersedia di: <<http://www.physionet.org/lightwave/>> [Diakses 10 Februari 2016].
- Nuswantoro, Dian. 2014. *Prediksi KNN*. [ONLINE] Tersedia di: <https://www.academia.edu/12005322/Prediksi_KNN> [Diakses 4 Februari 2016]
- Olvista, Tim. 2012. *Apa Itu Pemeriksaan EKG (Elektrokardiogram)?*. [ONLINE] Tersedia di: <<http://olvista.com/kesehatan/apa-itu-pemeriksaan-ekg-elektrokardiogram/>> [Diakses 31 Januari 2016]
- Pradhan, M. dkk. 2012. *Design of Classifier for Detection of Diabetes using Neural Network and Fuzzy k-Nearest Neighbor Algorithm*. Department of Computer Engineering, College of Engineering, Pune, Maharashtra. International Journal Of Computational Engineering Research. Vol. 2. ISSUE. 5.
- Prasetyo, Eko. 2012. *Fuzzy K-Nearest Neighbor In Every Class Untuk Klasifikasi Data*. Universitas Pembangunan Nasional. Seminar Nasional Teknik Informatika Veteran Jawa Timur.
- Purba, Ronsen. 2012. *Data Mining: Masa Lalu, Sekarang dan Masa Mendatang*. STMIK Mikroskil. Vol. 13, No. 1.
- Rahman, Abd. 2015. Sistem Peredaran Darah pada Manusia dan Hewan. [ONLINE] Tersedia di: <<http://biomedisiana.com/sistem-peredaran-darah-pada-manusia-dan-hewan/>> [Diakses pada 11 Februari 2016]
- Sari, Cipta Riang. 2016. *Teknik Data Mining Menggunakan Classification Dalam Sistem Pendukung Keputusan Peminatan SMA Negeri 1 Polewali*. Universitas Al Asyariah Mandar. Indonesian Journal on Networking and Security. Vol. 5, No. 1.

- Shofia, Rahmi Amiratus, dkk. 2013. *Penerapan Metode Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN) untuk Menentukan Kualitas Hasil Rendemen Tanaman Tebu*. S1. Universitas Brawijaya Malang.
- Sijabat, Alimancon. 2015. *Penerapan Data Mining Untuk Pengolahan Data Siswa Dengan Menggunakan Metode Decision Tree (Studi Kasus: Yayasan Perguruan Kristen Andreas)*. STMIK Budi Darma. Majalah Ilmiah, Vol. V.
- Siwindarto, Ponco. 2012. Electrocardiograph (ECG / EKG). [ONLINE] Tersedia di: <<http://instrumentasi.lecture.ub.ac.id/electrocardiograph/>> [Diakses pada 11 Februari 2016]
- Song, Mi Hye dkk. 2005. *Support Vector Machine Based Arrhythmia Classification Using Reduced Feature*. International Journal of Control, Automation and Systems. Vol. 3, No. 4, pp. 571-579
- Suaramerdeka. 2015. *Perawat Dituntut Bisa Membaca Hasil Rekam EKG*. [ONLINE] Tersedia di <<http://berita.suaramerdeka.com/smcetak/perawat-dituntut-bisa-membaca-hasil-rekam-ekg/>> [Diakses pada 31 Januari 2016]
- Tampubolon, Kennedi, dkk. 2013. *Implementasi Data Mining Algoritma Apriori Pada Sistem Persediaan Alat-Alat Kesehatan*. STMIK Budi Darma. Informasi dan Teknologi Ilmiah. Vol. I, No. I.
- Thomas, Donna. 2015. *ECG Interpretation*. [ONLINE] Tersedia di <<https://ceufast.com/course/ecg-interpretation>> [Diakses pada 11 Februari 2016]
- Wisdarianto, Ardhy. 2014. *Penerapan Metode Fuzzy K-Nearest Neighbor (FK-NN) untuk Pengklasifikasian Spam Email*. S1. Universitas Brawijaya Malang.
- Zakapedia. 2013. Belajar Bagian-Bagian Jantung. [ONLINE] Tersedia di: <<http://www.zakapedia.com/2013/01/belajar-bagian-bagian-jantung.html>> [Diakses 2 Agustus 2016]

LAMPIRAN A SURAT PERMOHONAN UNTUK PAKAR

A.1 Surat Pengantar Pakar



KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI, DAN PENDIDIKAN TINGGI
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
FAKULTAS ILMU KOMPUTER
 Gedung A FILKOM Lt. 1, Jl. Veteran No.8, Malang, 65145, Indonesia
 Telp. : +62-341-577911; Fax : +62-341-577911
 http://filkom.ub.ac.id E-mail : filkom@ub.ac.id

Nomor : 4094 / UN10.36/AK/2016 02 AUG 2016
 Perihal : *Permohonan menjadi pakar untuk kebutuhan skripsi*

Yth. Dr. Cholid Tri Tjahjono, M.Kes, SpJp
Dokter Spesialis Jantung dan Pembuluh Darah
RS. Saiful Anwar Malang

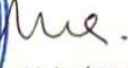
Untuk mendukung penyusunan skripsi mahasiswa berikut :

Nama	: Lintang Resita Mayangsari
NIM	: 125150201111090
Dosen Pembimbing I	: Imam Cholissodin, S.Si., M.Kom
Dosen Pembimbing II	: Rizal Setya Perdana, S.Kom., M.Kom.
Prodi	: Teknik Informatika
Waktu	: 01 Maret 2016 – 01 Agustus 2016

Mohon kesediaan Saudara untuk menjadi pakar mengenai klasifikasi kondisi detak jantung berdasarkan hasil rekam elektrokardiografi.

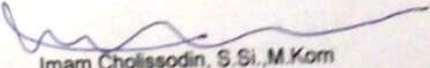
Atas perhatian dan kerjasamanya kami ucapkan terima kasih.

a.n. Ketua Program
Kepala Tata Usaha,



Dra. Endang Budha Mahadyawati, M.AP.
NIP. 19581213 19820 2 2001

Dosen Pembimbing Skripsi



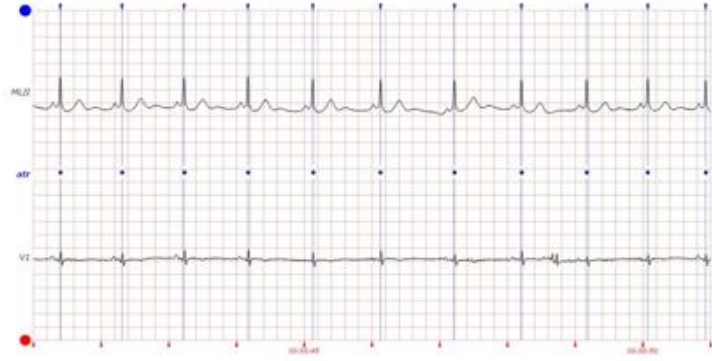
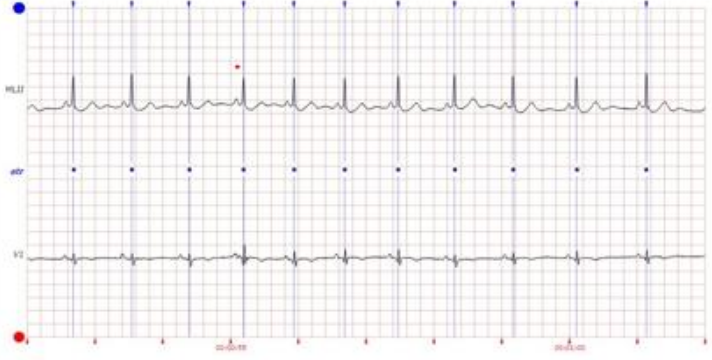
Imam Cholissodin, S.Si., M.Kom
NIP 201201 850719 1 001

Tembusan Kepada Yth:

1. Ketua Program Studi Teknik Informatika
2. Mahasiswa yang bersangkutan

LAMPIRAN B DATA REKAMAN ELEKTROKARDIOGRAM (EKG)

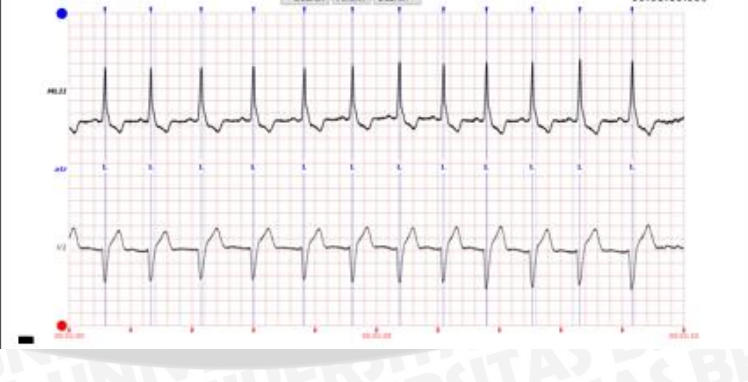
B.1 Data EKG MIT-BIH Tahun 2010

No	Records	Kelas	Gambar EKG
1	106	Normal	
2	106	Normal	
3	106	Normal	
4	106	Normal	

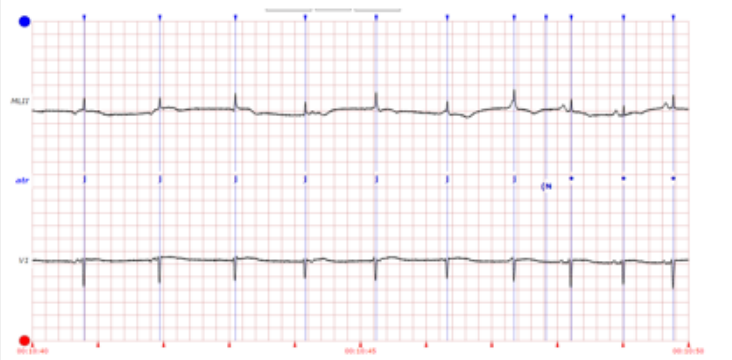
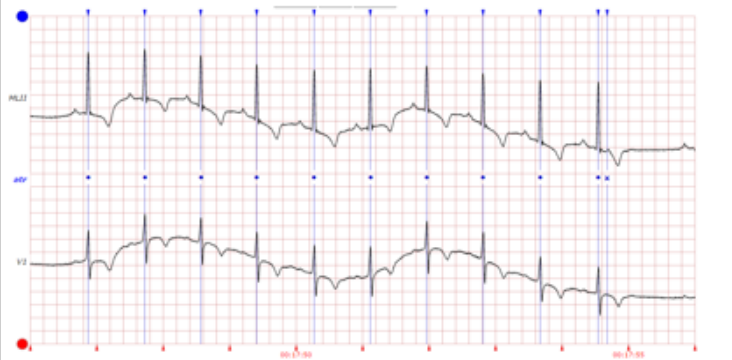
4	106	Normal	
5	119	Normal	
6	119	Normal	

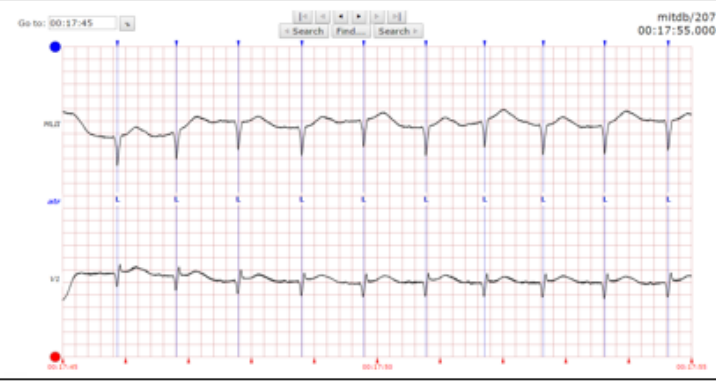
7	119	Normal	
8	119	Normal	
9	119	Normal	
10	119	Normal	

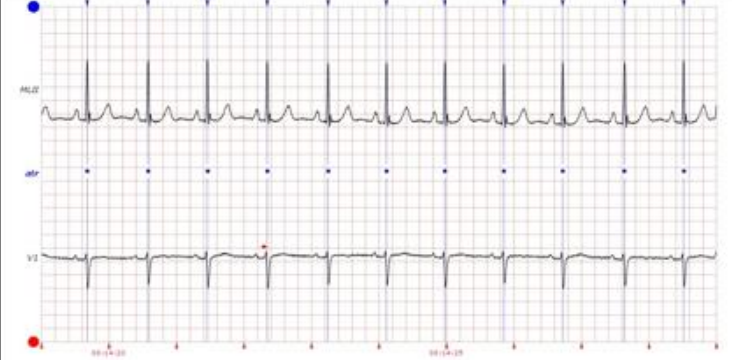
11	201	Normal	
12	201	Normal	
13	202	Normal	
14		Normal	

15	207	Normal	
16	207	Normal	
17	214	Normal	
18	214	Normal	

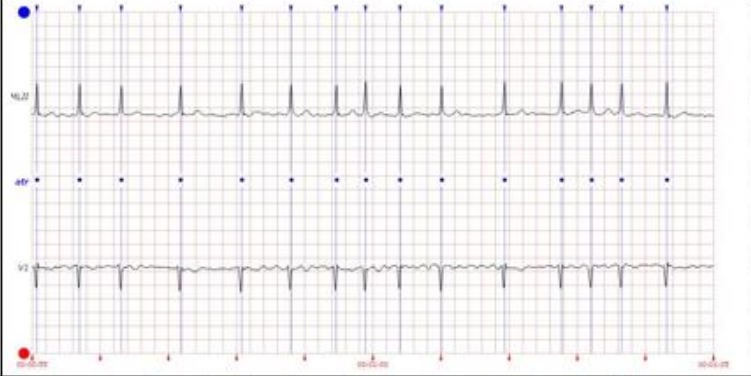
19	222	Normal	
20	230	Normal	
21	231	Normal	
22	222	Normal	

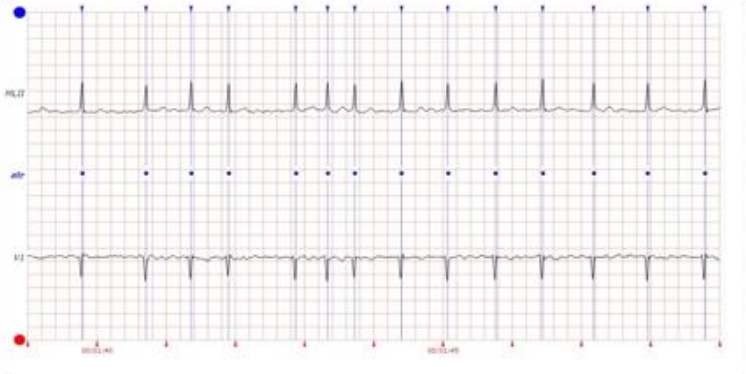
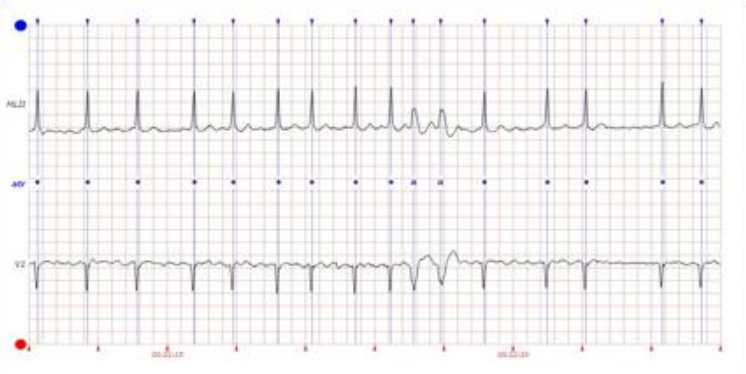
23	222	Normal	
24	222	Normal	
25	222	Normal	
26	219	Normal	

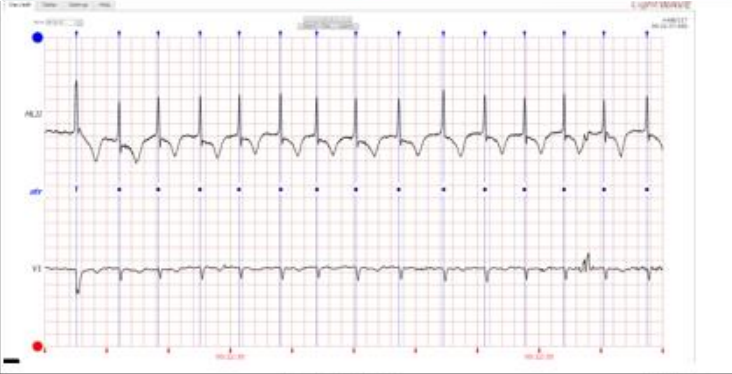
27	234	Normal	
28	207	Normal	
29	207	Normal	
30	207	Normal	

31	207	Normal	
32	119	Normal	
33	119	Normal	
34	119	Normal	

35	119	Normal	
36	201	Atrial fibrillation	
37	201	Atrial fibrillation	
38	201	Atrial fibrillation	

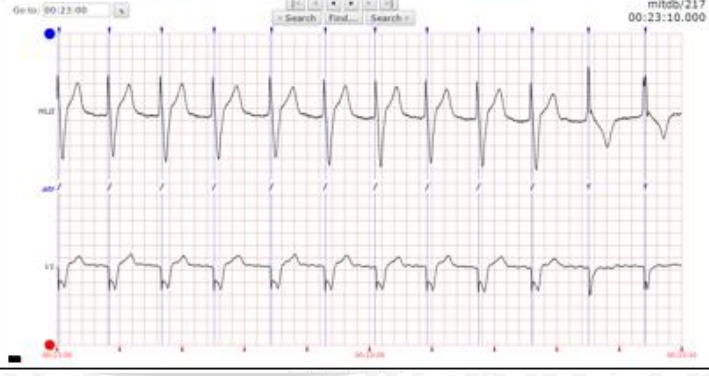
39	201	Atrial fibrillation	
40	201	Atrial fibrillation	
41	201	Atrial fibrillation	
42	201	Atrial fibrillation	

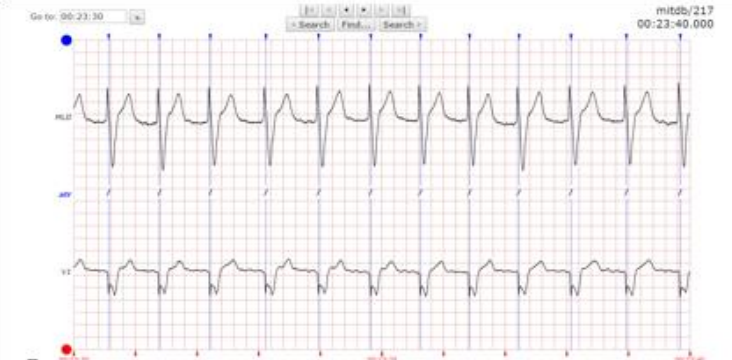
43	201	Atrial fibrillation	
44	201	Atrial fibrillation	
45	201	Atrial fibrillation	
46	202	Atrial fibrillation	

47	202	Atrial fibrillation	
48	202	Atrial fibrillation	
49	217	Atrial fibrillation	
50	217	Atrial fibrillation	

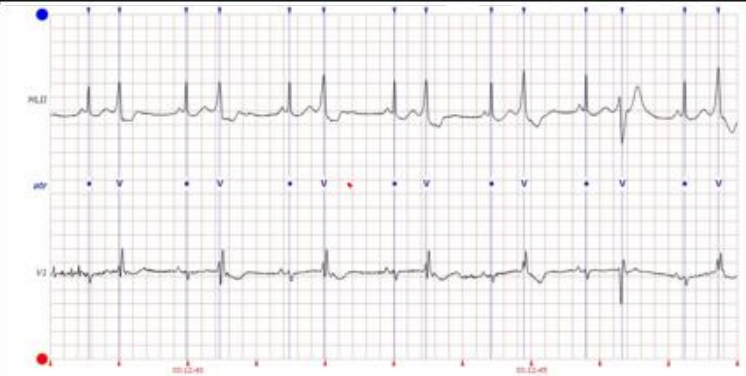
51	217	Atrial fibrillation	
52	217	Atrial fibrillation	
53	219	Atrial fibrillation	
54	222	Atrial fibrillation	

55	219	Atrial fibrillation	
56	219	Atrial fibrillation	
57	222	Atrial fibrillation	
58	222	Atrial fibrillation	

59	219	Atrial fibrillation	
60	219	Atrial fibrillation	
61	219	Atrial fibrillation	
62	217	Atrial Fibrillation	

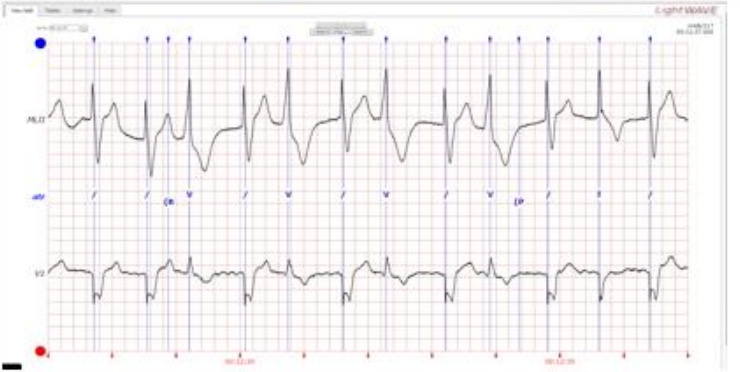
63	217	Atrial Fibrillation	
64	217	Atrial Fibrillation	
65	217	Atrial Fibrillation	
66	219	Atrial Fibrillation	

67	210	Atrial Fibrillation	
68	219	Atrial Fibrillation	
69	222	Atrial Fibrillation	
70	222	Atrial Fibrillation	

71	106	PVC Bigeminy	
72	106	PVC Bigeminy	
73	106	PVC Bigeminy	
74	106	PVC Bigeminy	

75	106	PVC Bigeminy	
76	106	PVC Bigeminy	
77	106	PVC Bigeminy	
78	106	PVC Bigeminy	

79	106	PVC Bigeminy	
80	106	PVC Bigeminy	
81	106	PVC Bigeminy	
82	106	PVC Bigeminy	

83	119	PVC Bigeminy	
84	207	PVC Bigeminy	
85	207	PVC Bigeminy	
86	217	PVC Bigeminy	

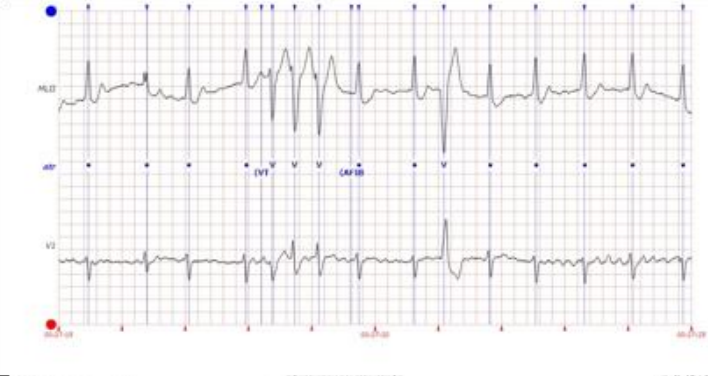
87	207	PVC Bigeminy	
88	207	PVC Bigeminy	
89	207	PVC Bigeminy	
90	207	PVC Bigeminy	

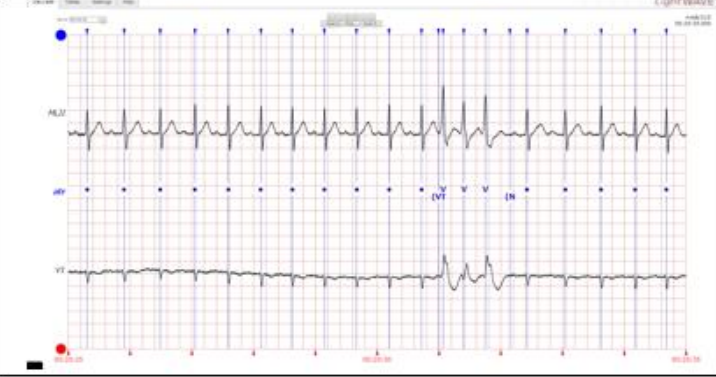
91	207	PVC Bigeminy	
92	207	PVC Bigeminy	
93	223	PVC Bigeminy	
94	223	PVC Bigeminy	

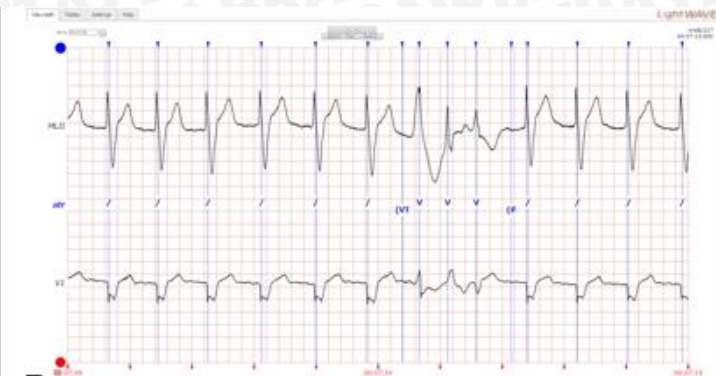
95	223	PVC Bigeminy	
96	223	PVC Bigeminy	
97	223	PVC Bigeminy	
98	223	PVC Bigeminy	

99	223	PVC Bigeminy	
100	228	PVC Bigeminy	
101	228	PVC Bigeminy	
102	228	PVC Bigeminy	

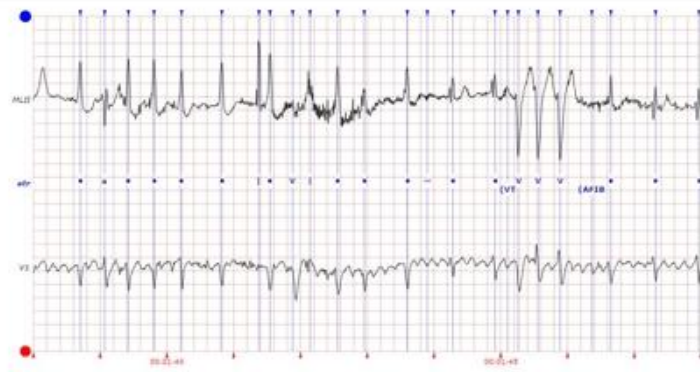
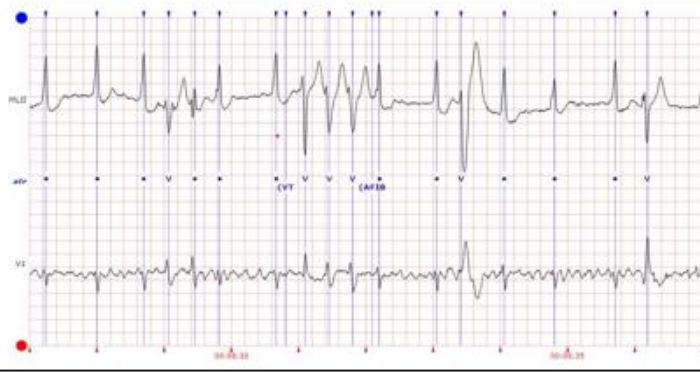
103	228	PVC Bigeminy	
104	228	PVC Bigeminy	
105	228	PVC Bigeminy	
106	205	Ventricular Tachycardia	

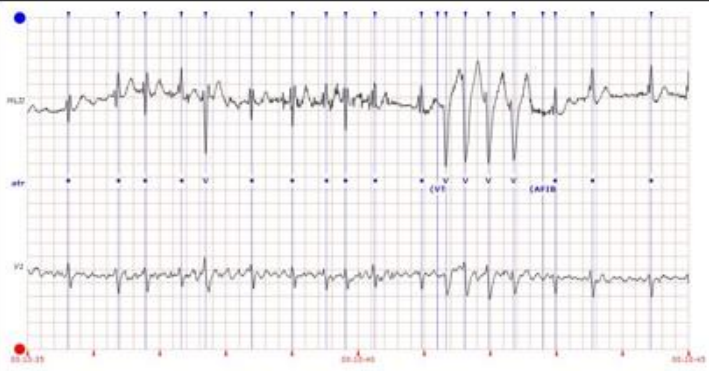
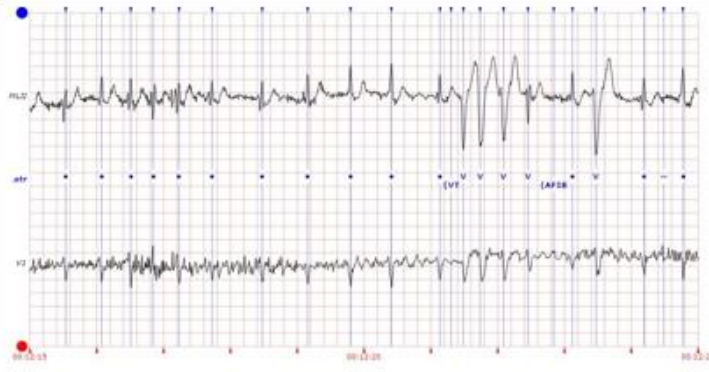
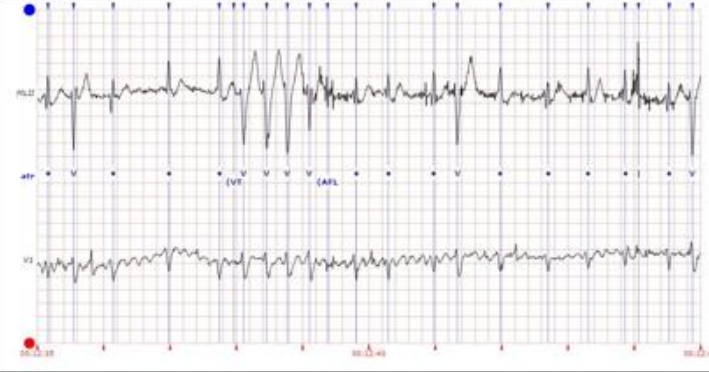
107	203	Ventricular Tachycardia	
108	203	Ventricular Tachycardia	
109	203	Ventricular Tachycardia	
110	210	Ventricular Tachycardia	

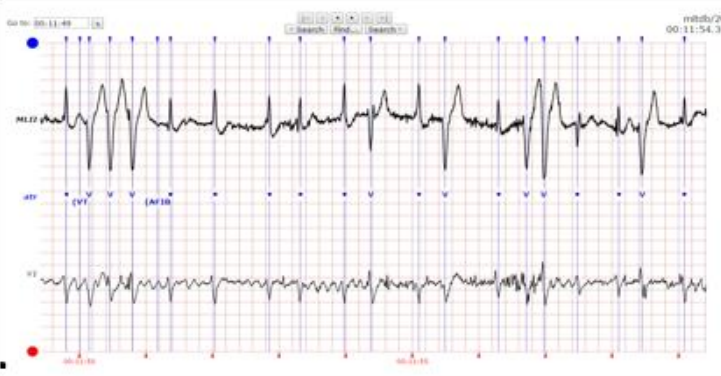
111	205	Ventricular Tachycardia	
112	213	Ventricular Tachycardia	
113	214	Ventricular Tachycardia	
114	215	Ventricular Tachycardia	

115	217	Ventricular Tachycardia	
116	233	Ventricular Tachycardia	
117	207	Ventricular Tachycardia	
118	207	Ventricular Tachycardia	

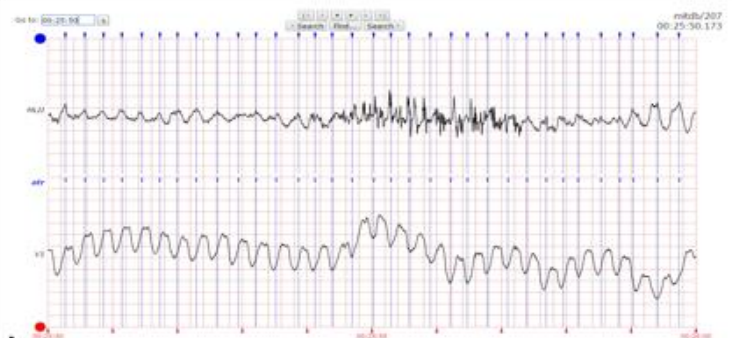
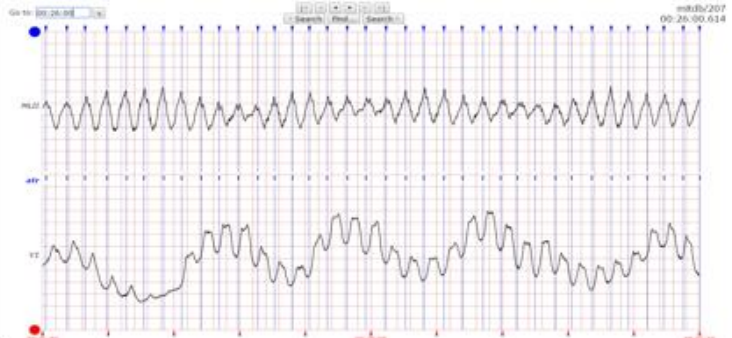
119	207	Ventricular Tachycardia	
120	207	Ventricular Tachycardia	
121	207	Ventricular Tachycardia	
122	207	Ventricular Tachycardia	

123	203	Ventricular Tachycardia	
124	203	Ventricular Tachycardia	
125	203	Ventricular Tachycardia	
126	203	Ventricular Tachycardia	

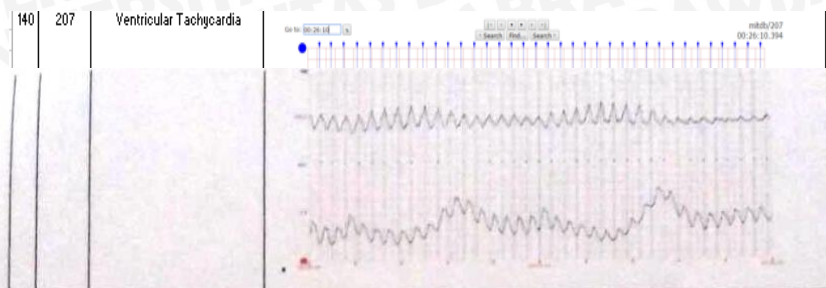
127	203	Ventricular Tachycardia	
128	203	Ventricular Tachycardia	
129	203	Ventricular Tachycardia	
130	203	Ventricular Tachycardia	

131	203	Ventricular Tachycardia	
132	203	Ventricular Tachycardia	
133	203	Ventricular Tachycardia	

134	205	Ventricular Tachycardia	
135	207	Ventricular Tachycardia	
136	205	Ventricular Tachycardia	

137	207	Ventricular Tachycardia	
138	207	Ventricular Tachycardia	
139	207	Ventricular Tachycardia	





Malang, 2 Agustus 2016

Menyetujui,

Dokter Spesialis Jantung dan Pembuluh Darah

Malang


 dr. Sholid Tri Juhjono, M. Kes, SpJp

B.2 Data Angka Sinyal EKG

No	Record	Kelas	Sadapan MLI (10 detik, 3601 fitur)					Sadapan V1 (10 detik, 3601 fitur)				
			S1	S2	...	S3600	S3601	S3602	S3603	...	S7201	S7202
1	106	Normal	-0.045	0.01	...	-0.28	-0.295	0.01	-0.01	...	-0.16	-0.135
2	106	Normal	-0.39	-0.375	...	-0.165	-0.175	-0.085	-0.07	...	-0.01	-0.02
3	106	Normal	-0.115	-0.12	...	-0.32	-0.35	-0.01	0	...	0.02	0
4	106	Normal	-0.21	-0.215	...	-0.12	-0.115	0.01	0	...	0.14	0.15
5	119	Normal	-1.09	-1.08	...	-0.86	-0.875	-0.625	-0.61	...	-0.615	-0.61
6	119	Normal	-0.985	-0.955	...	0.235	-0.355	-0.58	-0.595	...	-1.68	-1.61
7	119	Normal	-0.77	-0.765	...	-1.005	-1.03	-0.555	-0.56	...	-0.505	-0.51
8	119	Normal	-0.905	-0.9	...	-0.945	-0.93	-0.65	-0.665	...	-0.56	-0.565
9	119	Normal	-0.955	-0.945	...	-0.945	-0.955	-0.615	-0.6	...	-0.525	-0.545
10	119	Normal	-0.955	-1.015	...	-0.59	-0.57	-0.645	-0.625	...	-0.395	-0.395
11	201	Normal	-0.22	-0.215	...	-0.17	-0.19	-0.075	-0.07	...	-0.095	-0.1
12	201	Normal	-0.19	-0.21	...	-0.225	-0.225	-0.1	-0.1	...	-0.07	-0.075
13	202	Normal	-0.22	-0.205	...	-0.15	-0.14	0.145	0.145	...	0.135	0.14
14	202	Normal	-0.205	-0.175	...	-0.25	-0.225	0.075	0.085	...	0.12	0.12
15	207	Normal	-0.25	-0.245	...	0.23	0.23	-0.06	-0.06	...	-0.72	-0.72
16	207	Normal	-0.165	-0.175	...	-0.13	-0.14	-0.01	-0.025	...	-0.155	-0.15
17	214	Normal	-0.31	-0.28	...	-0.245	-0.235	0.125	0.145	...	0.56	0.555

18	214	Normal	-0.55	-0.545	...	-0.135	-0.145	0.445	0.475	...	0	0.005
19	222	Normal	-0.285	-0.29	...	-0.22	-0.24	0.135	0.045	...	0.105	0.085
20	230	Normal	0.155	0.14	...	0.22	0.23	0.615	0.615	...	0.43	0.44
21	231	Normal	-0.17	-0.175	...	-0.135	-0.13	0.095	0.115	...	0.255	0.265
22	222	Normal	-0.14	-0.14	...	-0.015	-0.015	-0.375	-0.375	...	-0.12	-0.12
23	222	Normal	-0.215	-0.195	...	-0.045	-0.045	-0.055	-0.035	...	0.135	0.135
24	222	Normal	-0.085	-0.105	...	-0.05	-0.05	0.13	0.13	...	0.145	0.145
25	222	Normal	-0.135	-0.105	...	-0.165	-0.165	0.14	0.15	...	0.23	0.23
26	219	Normal	-0.305	-0.295	...	-1.2	-1.205	0.13	0.14	...	-1.285	-1.285
27	234	Normal	-0.15	-0.145	...	-0.045	-0.07	0.06	0.07	...	0.105	0.13
28	207	Normal	0.23	0.22	...	0.09	0.075	-0.72	-0.7	...	0.245	0.245
29	207	Normal	-0.31	-0.295	...	-0.235	-0.26	-0.005	-0.025	...	0.02	-0.005
30	207	Normal	-0.26	-0.265	...	0.035	0.035	-0.005	-0.04	...	0.125	0.11
31	207	Normal	-0.08	-0.08	...	0.37	0.375	0.36	0.36	...	0.17	0.17
32	119	Normal	-1.02	-1.01	...	-1.1	-1.11	-0.415	-0.4	...	-0.475	-0.465
33	119	Normal	-0.775	-0.76	...	-0.45	-0.275	-0.46	-0.47	...	-0.365	-0.445
34	119	Normal	-0.990	-0.990	...	-0.550	-0.580	-0.410	-0.390	...	-0.410	-0.400
35	119	Normal	-1.055	-1.04	...	-0.745	-0.775	-0.565	-0.56	...	-0.495	-0.5
36	201	A. Fibrillation	-0.26	-0.26	...	-0.245	-0.26	-0.21	-0.21	...	-0.26	-0.265
37	201	A. Fibrillation	-0.22	-0.22	...	-0.25	-0.245	-0.21	-0.215	...	-0.25	-0.255

38	201	A. Fibrillation	-0.16	-0.16	...	-0.265	-0.265	-0.18	-0.17	...	-0.215	-0.21
39	201	A. Fibrillation	-0.21	-0.19	...	-0.09	-0.11	-0.255	-0.245	...	-0.255	-0.215
40	201	A. Fibrillation	-0.165	-0.16	...	-0.24	-0.24	-0.225	-0.225	...	-0.13	-0.12
41	201	A. Fibrillation	-0.24	-0.235	...	-0.32	-0.31	-0.205	-0.205	...	-0.12	-0.125
42	201	A. Fibrillation	-0.19	-0.2	...	-0.205	-0.215	-0.16	-0.165	...	-0.12	-0.13
43	201	A. Fibrillation	-0.305	-0.305	...	-0.155	-0.17	-0.155	-0.17	...	-0.13	-0.13
44	201	A. Fibrillation	-0.2	-0.195	...	-0.2	-0.2	-0.11	-0.11	...	-0.165	-0.165
45	201	A. Fibrillation	-0.255	-0.27	...	-0.08	-0.08	-0.13	-0.145	...	-0.24	-0.24
46	202	A. Fibrillation	-0.255	-0.27	...	-0.1	-0.12	0.07	0.08	...	0.095	0.09
47	202	A. Fibrillation	-0.350	-0.310	...	-0.240	-0.250	0.100	0.115	...	0.090	0.075
48	202	A. Fibrillation	-0.205	-0.185	...	-0.325	-0.320	0.075	0.085	...	0.080	0.090
49	217	A. Fibrillation	0.11	0.125	...	-0.58	-0.59	0.1	0.1	...	0.055	0.08
50	217	A. Fibrillation	-0.59	-0.605	...	-0.135	-0.155	0.08	0.07	...	0.365	0.36
51	217	A. Fibrillation	-0.155	-0.185	...	1.135	1.16	0.36	0.34	...	0.44	0.45
52	217	A. Fibrillation	-0.185	-0.175	...	0.725	0.37	-0.01	-0.005	...	-0.085	-0.13
53	219	A. Fibrillation	-0.485	-0.46	...	-0.33	-0.335	-0.72	-0.715	...	-0.125	-0.11
54	222	A. Fibrillation	-0.39	-0.38	...	-0.485	-0.48	0.145	0.12	...	-0.035	-0.065
55	219	A. Fibrillation	1.05	1.38	...	-0.185	-0.18	-0.155	-0.07	...	-1.46	-1.465
56	219	A. Fibrillation	-0.635	-0.655	...	-0.395	-0.41	-0.425	-0.42	...	-0.535	-0.535
57	222	A. Fibrillation	-0.35	-0.355	...	-0.605	-0.61	1.56	1.565	...	-0.115	-0.115

58	222	A. Fibrillation	-0.33	-0.34	...	-0.125	-0.11	0.065	0.065	...	0.15	0.11
59	219	A. Fibrillation	0.405	0.675	...	-1.185	-1.2	-0.175	-0.09	...	-0.635	-0.625
60	219	A. Fibrillation	-1.065	-1.08	...	-0.08	0.145	-0.855	-0.86	...	-0.28	-0.2
61	219	A. Fibrillation	-0.885	-0.89	...	-0.255	-0.25	-0.885	-0.875	...	-0.18	-0.19
62	217	A. Fibrillation	0.425	0.92	...	-0.165	-0.155	0.045	0.05	...	0.125	0.135
63	217	A. Fibrillation	-0.155	-0.155	...	-0.575	-0.58	0.135	0.13	...	0.14	0.105
64	217	A. Fibrillation	0.105	0.125	...	-0.17	-0.135	0.26	0.255	...	0.065	0.07
65	217	A. Fibrillation	-0.135	-0.145	...	0.29	0.31	0.07	0.07	...	0.175	0.19
66	219	A. Fibrillation	-0.85	-0.85	...	-0.575	-0.58	-0.35	-0.35	...	-0.405	-0.415
67	210	A. Fibrillation	-0.215	-0.225	...	-0.29	-0.27	0.14	0.13	...	0.115	0.125
68	219	A. Fibrillation	-0.47	-0.485	...	-0.45	-0.455	-0.085	-0.095	...	-0.3	-0.285
69	222	A. Fibrillation	-0.39	-0.38	...	-0.485	-0.48	0.145	0.12	...	-0.035	-0.065
70	222	A. Fibrillation	-0.48	-0.495	...	-0.36	-0.375	-0.065	-0.08	...	0.015	0.01
71	106	PVC Bigeminy	-0.500	-0.510	...	-0.315	-0.325	0.355	0.380	...	0.035	0.010
72	106	PVC Bigeminy	-0.315	-0.320	...	-0.590	-0.575	-0.150	-0.150	...	-0.155	-0.150
73	106	PVC Bigeminy	0.020	-0.020	...	-0.555	-0.600	0.175	0.160	...	0.080	0.075
74	106	PVC Bigeminy	-0.270	-0.280	...	-0.255	-0.245	0.130	0.125	...	0.050	0.065
75	106	PVC Bigeminy	-0.105	-0.110	...	-0.640	-0.635	-0.060	-0.005	...	0.110	0.125
76	106	PVC Bigeminy	-0.265	-0.285	...	-0.205	-0.190	-0.045	-0.060	...	0.250	0.250
77	106	PVC Bigeminy	-0.225	-0.230	...	-0.530	-0.490	-0.125	-0.130	...	-0.170	-0.160

78	106	PVC Bigeminy	0.015	0.005	...	-0.825	-0.835	-0.015	-0.010	...	-0.140	-0.130
79	106	PVC Bigeminy	-0.360	-0.300	...	-0.425	-0.405	-0.060	-0.060	...	0.040	0.050
80	106	PVC Bigeminy	-0.265	-0.265	...	-0.430	-0.405	0.030	0.025	...	-0.080	-0.065
81	106	PVC Bigeminy	0.895	1.005	...	-0.060	-0.010	0.195	0.235	...	0.290	0.280
82	106	PVC Bigeminy	-0.365	-0.365	...	-0.440	-0.450	-0.105	-0.105	...	-0.075	-0.070
83	119	PVC Bigeminy	-1.120	-1.125	...	0.525	0.885	-0.595	-0.590	...	-0.775	-0.995
84	207	PVC Bigeminy	-0.215	-0.215	...	-0.12	-0.105	0.095	0.095	...	-0.055	-0.065
85	207	PVC Bigeminy	0.285	0.295	...	0.275	0.275	-0.11	-0.09	...	0.57	0.57
86	217	PVC Bigeminy	0.175	0.18	...	0.035	0.03	0.065	0.105	...	0.295	0.29
87	207	PVC Bigeminy	-0.105	-0.095	...	-0.595	-0.54	-0.065	-0.055	...	0.075	0.11
88	207	PVC Bigeminy	-0.54	-0.515	...	0.14	0.135	0.11	0.095	...	0.455	0.455
89	207	PVC Bigeminy	-0.29	-0.295	...	-0.3	-0.3	0.42	0.4	...	0.095	0.09
90	207	PVC Bigeminy	-0.3	-0.3	...	-0.205	-0.2	0.09	0.095	...	-0.06	-0.055
91	207	PVC Bigeminy	-0.2	-0.185	...	-0.22	-0.21	-0.055	-0.05	...	0.01	0.015
92	207	PVC Bigeminy	-0.21	-0.215	...	-0.225	-0.235	0.015	0.015	...	0.085	0.065
93	223	PVC Bigeminy	-0.625	-0.62	...	-0.895	-0.885	-0.17	-0.185	...	0.125	0.07
94	223	PVC Bigeminy	-0.065	-0.105	...	-0.64	-0.65	-1.115	-1.16	...	0.015	0.02
95	223	PVC Bigeminy	-0.895	-0.915	...	-1.32	-1.24	-0.25	-0.26	...	0.28	0.175
96	223	PVC Bigeminy	-0.315	-0.33	...	0.01	-0.005	-0.22	-0.23	...	-0.055	-0.08
97	223	PVC Bigeminy	-0.525	-0.53	...	-0.315	-0.25	-0.19	-0.195	...	-0.24	-0.235

98	223	PVC Bigeminy	-0.575	-0.575	...	-0.385	-0.355	-0.21	-0.2	...	0.265	0.27
99	223	PVC Bigeminy	-0.41	-0.42	...	-0.475	-0.475	-0.18	-0.195	...	-0.195	-0.19
100	228	PVC Bigeminy	-0.065	-0.085	...	0.035	0.035	0.165	0.17	...	0.145	0.12
101	228	PVC Bigeminy	-0.47	-0.465	...	-0.29	-0.28	0	0.005	...	-0.25	-0.24
102	228	PVC Bigeminy	0.095	0.095	...	-0.335	-0.345	-0.265	-0.285	...	-0.015	-0.01
103	228	PVC Bigeminy	-0.235	-0.235	...	-0.185	-0.17	-0.04	-0.025	...	0.095	0.09
104	228	PVC Bigeminy	1.495	1.22	...	-0.11	-0.105	0.525	0.41	...	0.375	0.355
105	228	PVC Bigeminy	-0.235	-0.255	...	-0.175	-0.175	0.035	0.035	...	-0.015	-0.015
106	205	V.Tachycardia	-0.755	-0.73	...	-0.29	-0.29	-0.055	-0.075	...	-0.51	-0.505
107	203	V.Tachycardia	-0.455	-0.450	...	-0.410	-0.405	-0.210	-0.195	...	-0.080	-0.050
108	203	V.Tachycardia	-0.300	-0.305	...	-0.345	-0.340	-0.215	-0.175	...	0.175	0.175
109	203	V.Tachycardia	-1.055	-1.040	...	-1.090	-1.075	0.150	0.125	...	0.140	0.090
110	210	V.Tachycardia	-0.235	-0.26	...	-0.325	-0.325	0.095	0.095	...	0.08	0.075
111	205	V.Tachycardia	-0.25	-0.14	...	-0.885	-1.055	-0.4	-0.42	...	-0.315	-0.27
112	213	V.Tachycardia	0.05	0.125	...	-1.485	-1.445	0.695	0.655	...	1.425	1.37
113	214	V.Tachycardia	-0.565	-0.59	...	-0.5	-0.495	0.675	0.705	...	0.545	0.59
114	215	V.Tachycardia	-0.08	-0.09	...	-0.2	-0.205	0.3	0.295	...	0.16	0.165
115	217	V.Tachycardia	0.13	0.12	...	-1.195	-1.085	0.26	0.265	...	-0.55	-0.555
116	233	V.Tachycardia	-0.15	-0.135	...	-0.48	-0.48	0.05	0.05	...	0.45	0.45
117	207	V.Tachycardia	-0.205	-0.215	...	-0.59	-0.575	0.21	0.21	...	-0.67	-0.65

118	207	V.Tachycardia	0.02	0.03	...	-0.255	-0.25	0.925	0.955	...	0.13	0.145
119	207	V.Tachycardia	0.08	0.05	...	-0.68	-0.69	0.025	0.015	...	0.31	0.31
120	207	V.Tachycardia	0.21	0.125	...	-0.295	-0.315	-0.52	-0.5	...	0.59	0.64
121	207	V.Tachycardia	0.28	0.285	...	0.285	0.27	-0.165	-0.175	...	0.13	0.12
122	207	V.Tachycardia	0.27	0.265	...	0	-0.005	0.12	0.12	...	-0.03	-0.035
123	203	V.Tachycardia	0.1	0.07	...	0.115	0.065	0.165	0.155	...	0.21	0.3
124	203	V.Tachycardia	-0.16	-0.115	...	-0.475	-0.445	-0.2	-0.185	...	-0.095	-0.06
125	203	V.Tachycardia	-0.26	-0.275	...	-0.455	-0.48	0.185	0.175	...	0.055	0.05
126	203	V.Tachycardia	-0.455	-0.45	...	0.44	0.51	0.08	0.075	...	0.18	0.11
127	203	V.Tachycardia	-0.615	-0.605	...	0.94	0.975	0.33	0.315	...	-0.22	-0.295
128	203	V.Tachycardia	-0.6	-0.595	...	-0.22	-0.225	0.245	0.235	...	0.085	0.105
129	203	V.Tachycardia	-0.675	-0.675	...	-0.015	-0.13	-0.275	-0.23	...	0.14	0.125
130	203	V.Tachycardia	-0.35	-0.33	...	0.515	0.58	-0.205	-0.19	...	0.265	0.325
131	203	V.Tachycardia	-0.48	-0.475	...	-0.61	-0.65	0.27	0.275	...	-0.165	-0.135
132	203	V.Tachycardia	0.125	0.165	...	0.36	0.365	0.12	0.12	...	0.025	0.05
133	203	V.Tachycardia	-0.22	-0.215	...	-0.365	-0.395	0.045	0.04	...	-0.03	-0.045
134	205	V.Tachycardia	-0.755	-0.73	...	-0.29	-0.29	-0.055	-0.075	...	-0.51	-0.505
135	207	V.Tachycardia	0.145	0.155	...	0.005	0.02	0.53	0.555	...	0.88	0.925
136	205	V.Tachycardia	0.02	0.04	...	0.295	0.21	-0.145	-0.15	...	-0.535	-0.52
137	207	V.Tachycardia	0.14	0.12	...	-0.125	-0.18	0.43	0.44	...	0.155	0.13

138	207	V.Tachycardia	-0.18	-0.18	...	-0.005	0.02	0.13	0.12	...	-0.16	-0.145
139	207	V.Tachycardia	0.02	0.04	...	0.295	0.21	-0.145	-0.15	...	-0.535	-0.52
140	207	V.Tachycardia	0.21	0.125	...	-0.295	-0.315	-0.52	-0.5	...	0.59	0.64

Keterangan:

PVC: Premature Ventricular Contraction

A.Fibrillation: Atrial Fibrillation

V.Tachycardia: Ventricular

Data di atas diambil dari MIT-BIH Arrhythmia Database (<http://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>)