

**IMPLEMENTASI METODE K-NEAREST NEIGHBORS  
PADA SISTEM PENDETEKSI SLEEP APNEA**

**SKRIPSI**

**KEMINATAN TEKNIK KOMPUTER**

Untuk memenuhi sebagian persyaratan  
memperoleh gelar Sarjana Komputer

Disusun oleh:  
Dony Satrio Wibowo  
NIM: 135150300111048

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



**PROGRAM STUDI TEKNIK INFORMATIKA  
JURUSAN TEKNIK INFORMATIKA  
FAKULTAS ILMU KOMPUTER  
UNIVERSITAS BRAWIJAYA**

**MALANG**

**2020**

**PENGESAHAN**

IMPLEMENTASI METODE K-NEAREST NEIGHBORS PADA SISTEM PENDETEKSI SLEEP APNEA

SKRIPSI

Kemintaan Teknik Komputer

Diajukan untuk memenuhi sebagian persyaratan memperoleh gelar Sarjana Komputer

Disusun Oleh :  
Dony Satrio Wibowo  
NIM: 135150300111048

Telah diperiksa dan disetujui oleh:

Dosen Pembimbing I

Dosen Pembimbing II

Rizal Maulana, S.T., M.T., M.Sc.  
NIK. 201607 891009 1 001

Dr. Eng. Fitri Utamingrum, S.T., M.T.  
NIP. 19820710 200812 2 001

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Informatika



Tri Astoto Kurniawan, S.T., M.T., Ph.D.  
NIP. 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, 18 Desember 2019



Dony Satrio Wibowo  
NIM: 135150300111048



## KATA PENGANTAR

Segala puji dan Syukur dihadirat Tuhan Yang Maha Esa yang telah melimpahkan rahmat dan berkatnya, sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir Skripsi dengan judul “Implementasi Metode K-Nearest Neighbors Pada Sistem Pendeteksi Sleep Apnea” dapat diselesaikan dengan baik, tuntasnya penulisan laporan skripsi ini tidak terlepas dari dukungan berbagai pihak, untuk itu penulis ingin mengucapkan terimakasih kepada:

1. Bapak Drs. Andy Sulistiono, Ibu Dra. Sulastri dan Rendy Febriant Pratama,S.ST. selaku orang tua dan kakak kandung penulis atas segenap doa, kesabaran, nasihat dan dukungan yang tiada henti diberikan.
2. Dosen pembimbing 1 Bapak Rizal Maulana, S.T., M.T., M.Sc. yang terus memotivasi, dan membimbing saya sehingga skripsi ini dapat diselesaikan .
3. Dosen pembimbing 2 Ibu Dr. Eng.Fitri Utamingrum, S.T., M.T. yang selalu memberikan dukungan sehingga laporan skripsi ini dapat diselesaikan dengan baik.
4. Bapak Wayan Firdaus Mahmudy, S.Si, M.T., Ph.D. selaku Dekan Fakultas Ilmu Komputer Universitas Brawijaya.
5. Bapak Tri Astoto Kurniawan, S.T, M.T, Ph.D selaku Ketua Jurusan Teknik Infomatika.
6. Chintya Ekowati Amd.Keb selaku istri penulis atas dukungan dan doa yang senantiasa diberikan.
7. Teman-teman Fakultas penulis : Dimas Dwi Saputra, Dedi Siswanto, Doni Arya Kusuma, Dede Satriawan, Wawan Mandala, Rian Ari, Haikal, Thohir, Rahmanda dan Firstian Satya yang telah memberi segala hal baik materi maupun non materi yang sangat berharga bagi penulis.
8. Seluruh teman-teman grup “OTW, S.kom” yang telah berjuang bersama-sama dan saling mendukung dalam pengerjaan skripsi ini.
9. Teman kampung penulis : Yayang habibi, Cahya Sukma dan Dimas Ainun yang menyemangati penulis dari jauh.
10. Serta segenap pihak yang turut membantu dalam seluruh proses penyelesaian skripsi ini.

Penulis menyadari bahwa dalam penulisan laporan skripsi ini masih banyak terdapat kekurangan. Untuk itu penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun agar kedepannya penulis dapat lebih baik lagi . Penulis berharap skripsi ini dapat bermanfaat bagi seluruh pihak.

Malang, 18 Desember 2019

Penulis  
donys.friant@gmail.com

**ABSTRAK**

*Sleep apnea* merupakan masalah medis yang mempunyai dampak berkelanjutan dan memiliki angka kematian yang banyak sehingga menjadi beban dalam pelayanan kesehatan masyarakat. Terdapat dua jenis utama dari *sleep apnea*, yaitu apnea tidur sentral dan apnea tidur obstruktif. Pada penelitian ini saya membuat sistem yang berkaitan dengan apnea obstruktif karena merupakan bentuk apnea yang paling umum terjadi. Untuk membantu petugas medis maupun seseorang yang terindikasi *sleep apnea* dalam memonitoring penyakit ini diperlukan sistem yang dapat dipergunakan sebagai deteksi dini. Sistem ini menggunakan metode K-Nearest Neighbor sebagai algoritma penentuan jenis sinyal. Perolehan sinyal ECG oleh sensor AD8232 yang nantinya akan mengakuisisi data R-peak Dan R-interval yang digunakan sebagai parameter penentuan *sleep apnea*. Sistem ini menggunakan arduino uno sebagai mikrokontroler, AD8232 sebagai input dan Buzzer sebagai output. Sensor AD8232 memiliki tingkat akurasi sebesar 94,56%, tingkat keakuratan metode K-Nearest Neighbor yang dilakukan sebanyak 15 kali percobaan adalah 86,6%. Dan nilai rata-rata waktu komputasi sistem yang didapat setelah hasil perhitungan K-Nearest Neighbor sebesar 1281,1 ms.

**Kata kunci** : Apnea, Sinyal ECG, Arduino uno, Sensor Ad8232, metode *K-Nearest Neighbor*



**ABSTRACT**

*Sleep apnea is a medical problem that has a sustained impact and has a high mortality rate, which is a burden on public health services. There are two main types of sleep apnea, that is central sleep apnea and obstructive sleep apnea. In this study I developed a system related to obstructive apnea because it is the most common form of apnea. To help medical staff or someone who has indicated sleep apnea to monitoring this disease, we need a system that can be used as an early detection is. This system uses the K-Nearest Neighbor method as the signal type determination algorithm. The acquisition of ECG signals by AD8232 sensor will acquire R-peak and R-interval data that used as parameters for determining sleep apnea. This system uses Arduino Uno as a microcontroller, AD8232 as an input and Buzzer as an output. The AD8232 sensor has an accuracy rate of 94.56%, the accuracy rate of the K-Nearest Neighbor method which is carried out as many as 15 experiments is 86.6%. And the average value of system computing time obtained after the calculation of K-Nearest Neighbor is 1281.1 ms.*

**keywords :** *Apnea, ECG Signals, Arduino uno, Ad8232 Sensor, K-Nearest Neighbor method*



**DAFTAR ISI**

PENGESAHAN.....	vii
PERNYATAAN ORISINALITAS.....	viii
KATA PENGANTAR.....	viiv
ABSTRAK.....	v
DAFTAR ISI.....	vii
DAFTAR TABEL.....	x
DAFTAR GAMBAR.....	xi
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Tujuan.....	2
1.4 Manfaat.....	2
1.5 Batasan Masalah.....	3
1.6 Sistematika Pembahasan.....	3
BAB 2 METODE.....	4
2.1 Tinjauan Pustaka.....	4
2.2 DASAR TEORI.....	5
2.2.1 Obstructive Sleep Apnea.....	5
2.2.2 Elektrokardiograf (EKG).....	6
2.2.3 K-Nearest Neighbors.....	7
BAB 3 METODOLOGI.....	9
3.1 Tipe penelitian.....	9
3.2 Strategi dan Rancangan Penelitian.....	9
3.2.1 Studi literatur.....	10
3.2.2 Analisis Kebutuhan.....	10
3.2.2.1 Analisis Kebutuhan Perangkat Keras.....	10
3.2.2.2 Analisis Kebutuhan Perangkat Lunak.....	10
3.2.2.3 Kebutuhan Fungsional.....	10
3.2.3 Perancangan Sistem.....	11



3.2.4 Pengujian Sistem.....	11
3.2.5 Penarikan Kesimpulan dan saran.....	11
3.2.6 Subjek penelitian.....	11
3.2.7 Lokasi penelitian.....	11
3.2.8 Metode Pengumpulan data penelitian.....	11
3.2.9 Metode Analisis Data.....	12
3.2.10 Peralatan pendukung.....	12
<b>BAB 4 REKAYASA KEBUTUHAN.....</b>	<b>13</b>
4.1 Deksripsi Umum.....	13
4.1.1 Perspektif Sistem.....	13
4.1.2 Karakteristik Pengguna.....	13
4.1.3 Hipotesis dan Ketergantungan.....	13
4.2 Analisa Kebutuhan Sistem.....	14
4.2.1 Kebutuhan Antarmuka Pengguna.....	14
4.2.2 Kebutuhan Fungsional.....	14
4.2.2.1 Sistem harus dapat mengambil nilai HRV secara akurat.....	14
4.2.2.2 Sistem harus secara tepat dalam menghitung metode K-NN.....	14
4.2.2.3 Sistem harus dapat membuat output berupa buzzer.....	14
4.2.3 Kebutuhan Perangkat Keras.....	15
4.2.3.1 Elektroda.....	15
4.2.3.2 Sensor AD8232.....	16
4.2.3.3 Arduino uno.....	17
4.2.3.4 Buzzer.....	18
4.2.3.5 Elektroda pad.....	18
4.2.3.6 kabel jumper.....	19
4.2.4 Kebutuhan perangkat Lunak.....	20
4.2.4.1 IDE Arduino 1.8.9.....	20
4.2.4.2 windows 7.....	21
<b>BAB 5 PERANCANGAN DAN IMPLEMENTASI SISTEM.....</b>	<b>22</b>
5.1 Perancangan Sistem.....	22



5.1.1 Perancangan Hardware.....	22
5.1.2 Perancangan Skematik Diagram Hardware .....	23
5.1.3 Perancangan Perangkat Lunak.....	25
5.1.3.1 Perancangan Pengambilan Data Sensor flowchart.....	27
5.1.3.2 Perancangan Klasifikasi KNN.....	29
5.1.4 Implementasi Perangkat Keras .....	34
5.1.5 Implementasi Perangkat lunak .....	36
5.1.5.1 implementasi code program pengambilan data sensor .....	36
5.1.5.2 Code Program Penentuan Variabel R-Peak Dan R-Interval .....	38
5.1.5.3 Code Program K-nearest neighbor .....	40
<b>BAB 6 PENGUJIAN DAN ANALISIS.....</b>	<b>45</b>
6.1 Pengujian Sensor ECG .....	45
6.1.1 Hasil dan Analisis Pengujian Sensor ECG .....	46
6.2 Pengujian Akurasi Metode Klasifikasi KNN .....	47
6.3 Pengujian Komputasi Pemrosesan Sistem.....	48
<b>BAB 7 KESIMPULAN DAN SARAN .....</b>	<b>50</b>
7.1 Kesimpulan.....	50
7.2 Saran .....	50
<b>DAFTAR REFERENSI .....</b>	<b>51</b>

**DAFTAR TABEL**

Tabel 5.1 Keterangan Koneksi Pin Ad8232 dan Buzzer Dengan Arduino Uno..... 25

Tabel 5.2 Keterangan Parameter Sensor Ad8232..... 27

Tabel 5.3 Sample Data Latih..... 28

Tabel 5.4 Nilai Euclidean Distance ..... 31

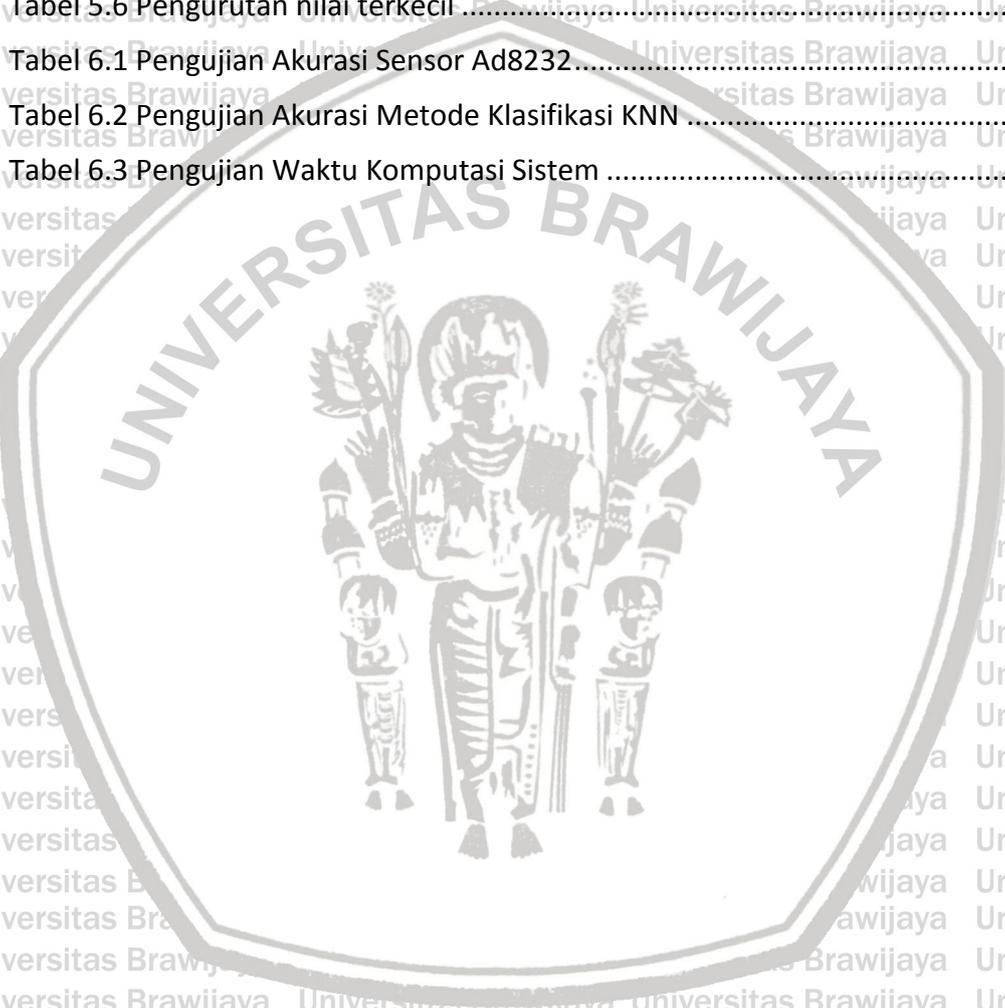
Tabel 5.5 Pengurutan nilai euclidean distance ..... 33

Tabel 5.6 Pengurutan nilai terkecil ..... 34

Tabel 6.1 Pengujian Akurasi Sensor Ad8232..... 46

Tabel 6.2 Pengujian Akurasi Metode Klasifikasi KNN ..... 47

Tabel 6.3 Pengujian Waktu Komputasi Sistem ..... 48



## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 sinyal EKG .....	6
Gambar 2.2 perbedaan sinyal normal dan apnea.....	7
Gambar 4.1 Elektroda .....	15
Gambar 4.2 Sensor AD8232 .....	16
Gambar 4.3 Arduino uno.....	17
Gambar 4.4 Buzzer.....	18
Gambar 4.5 Elektroda Pad .....	19
Gambar 4.6 Kabel Jumper .....	20
Gambar 4.7 IDE Arduino 1.8.9 .....	21
Gambar 4.8 O.S Windows 7 .....	21
Gambar 5.1 Desain Prototype.....	22
Gambar 5.2 Rangkaian sistem.....	23
Gambar 5.3 Skematik diagram sistem .....	24
Gambar 5.4 Flowchart Perancangan Perangkat Lunak.....	26
Gambar 5.5 Flowchart Pengambilan Data Sensor .....	27
Gambar 5.6 Flowchart Klasifikasi KNN.....	30
Gambar 5.7 Penerapan Rangkaian Sensor, Arduino Uno Dan Buzzer .....	35
Gambar 5.8 Implementasi sistem terhadap partisipan .....	36
Gambar 5.9 Data Hasil Sensor AD8232.....	38
Gambar 5.10 Plot Data hasil code penentuan 2 variabel .....	39
Gambar 5.11 Serial Monitor Data Hasil Code Penentuan 2 Variabel .....	40
Gambar 6.1 Tampilan Akhir dan Waktu komputasi Serial Monitor.....	49

## BAB 1 PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

*Sleep apnea* adalah bentuk dari *sleep-disordered breathing* yang dikenal umum dengan sebutan gangguan tidur. Gangguan ini bisa berdampak dengan rasa sakit yang berkelanjutan dan banyaknya jumlah angka kematian dan sudah menjadi beban untuk pelayanan kesehatan khalayak ramai. Gejala lain yang dialami pasien beragam, seperti nyeri pada bagian kepala disiang hari, kesegaran tubuh menurun saat bangun tidur, perubahan tindakan perilaku, menurunnya konsentrasi, merasa cemas, depresi, bahkan penurunan libido dan impotensi. Segala bentuk dari gejala ini bisa menurunkan kehidupan dari pasien.

Terdapat dua jenis utama dari *sleep apnea*, yaitu apnea tidur sentral dan apnea tidur obstruktif. Apnea tidur sentral merupakan bentuk yang relatif jarang terjadi yaitu ketika otak gagal untuk mengirim sinyal ke otot untuk mengambil napas dan terdapat periode dimana tidak ada usaha otot untuk bernapas. Apnea tidur obstruktif (*Obstructive Sleep Apnea*), bentuk yang lebih umum, dimana otak mengirimkan sinyal ke otot-otot dan otot-otot yang melakukan upaya untuk mengambil napas tetapi mereka tidak dapat melakukannya secara efektif dikarenakan jalan nafas terhambat sehingga mencegah aliran udara yang masuk. Episode Apnea dapat berlangsung dalam beberapa detik hingga menit ( $\pm 10$  detik, baik untuk obstruktif ataupun apnea tidur sentral) dan itu semua dapat terjadi dimana saja dari 5 hingga 30 kali atau lebih per jam. Karna hilangnya kemampuan otot yang terkait dengan *REM-Sleep*, yaitu waktu yang paling umum penderita mengalami apnea (Mastin Luk, 2018).

Pada umumnya untuk mendeteksi penyakit OSA bisa dengan menggunakan PSG atau yang disebut dengan test polisomnografi. PSG sendiri adalah alat untuk merekam fungsi tubuh selama tertidur, bisa berupa gerak bola mata, gelombang yang ada pada otak, relaksasi otot, aliran udara saat bernapas, detak jantung, dan jumlah oksigen. Untuk mendeteksi OSA membutuhkan cukup banyak sensor yang akan di pasang pada pasien, oleh karena itu penggunaan PSG akan membuat pasien sangat tidak nyaman saat melakukan test (Almazaydeh dkk, 2012).

Dari penelitian yang pernah dilakukan membuktikan hubungan yang kuat antara OSA dan penyakit kardiovaskuler. Hal ini terbukti dengan membaiknya kondisi pasien saat diterapi menggunakan *Continous Positive Airway Pressure (CPAP)*. CPAP sendiri adalah terapi utama yang dikembangkan untuk pengidap OSA (Floras, 2014). Dari hubungan tersebut maka dikembangkan sebuah metode pendeteksi OSA dengan membaca rekaman dari elektrokardiogram atau yang sering disebut dengan EKG supaya pasien bisa lebih nyaman saat di test. EKG merupakan rekam aktivitas listrik yang dikeluarkan jantung. Aktifitas listrik jantung terdiri atas fase penyebaran impuls listrik (depolarisasi) dan fase istirahat (repolarisasi). Yang dievaluasi dari sinyal EKG adalah sinyal yang dihasilkan amplitudo, durasi dari gelombang, morfologi,

interval beserta segmen yang dapat direkam disatu tampilan (Seisdedos dkk, 2011).

Pada penelitian ini akan menerapkan metode KNN(K-NEAREST NEIGHBOR). Metode ini memakai algoritma *learning*/pembelajaran yang mana hasil untuk klasifikasi didapat dari data masukan pasien yang akan dibandingkan dengan data pelatihan yang sudah dimasukkan sebelumnya (Teknomo, 2006). KNN memiliki klasifikasi yang sederhana dalam prosesnya dan tangguh terhadap training data yang noisy. *Sleep apnea* yang memiliki karakteristk sinyal tertentu yang berbeda dari sinyal normal pada umumnya. Metode KNN dapat mengklasifikasikan sinyal yang didapat dari pasien kedalam salah satu jenis sinyal tersebut.

Dari pemaparan masalah diatas, penulis membuat sebuah sistem untuk pendeteksi obstructive *sleep apnea* dengan arduino menggunakan metode KNN.

## 1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah pada latar belakang diatas adalah berikut ini :

1. Bagaimana hasil rata-rata akurasi sensor ad8232 terhadap jumlah detak jantung per menit?
2. Bagaimana rata-rata akurasi metode KNN pada sistem pendeteksi apnea tidur?
3. Bagaimana waktu proses dari sistem pendeteksi apnea tidur memakai metode KNN?

## 1.3 Tujuan

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Mengetahui rata-rata nilai akurasi sensor ad8232 terhadap jumlah detak jantung per menit.
2. Mengetahui rata-rata akurasi metode KNN pada sistem pendeteksi apnea tidur.
3. Mengetahui waktu proses dari sistem pendeteksi apnea tidur memakai metode KNN.

## 1.4 Manfaat

Manfaat pada riset ini adalah untuk membuahkan sistem yang bisa menolong para penderita apnea tidur dalam mendeteksi frekuensi apnea ketika dalam keadaan tidur. Selain penderita apnea, sistem juga dapat digunakan pada seseorang dengan gejala apnea tidur untuk mendeteksi seseorang tersebut menderita apnea atau tidak.

## 1.5 Batasan Masalah

Berikut ini merupakan Batas-batasan permasalahan :

1. Data uji yang digunakan merupakan sinyal EKG dari pulse sensor AD8232.
2. Hasil klasifikasi menghasilkan deteksi ada tidaknya apnea tidur obstruktif pada seseorang.

## 1.6 Sistematika Pembahasan

Dibawah ini merupakan bahasan singkat mengenai tiap-tiap bab yang terdapat pada riset ini :

### BAB 1 Pendahuluan

Ini merupakan bagian yang memiliki isi tentang latar belakang, rumusan masalah, Tujuan, Manfaat, Batasan Masalah, Sistematika Pembahasan Dan Jadwal Pelaksanaan Dari Penelitian Ini.

### Bab 2 Metode

Ini merupakan bagian yang memiliki isi tentang teori-teori yang terkait dengan penelitian ini serta penelitian-penelitian yang ada sebelumnya.

### BAB 3 Metodologi Penelitian

Ini merupakan bagian yang memiliki isi tentang langkah-langkah kerja yang dilakukan pada penelitian ini, seperti studi literatur, analisis kebutuhan, perancangan sistem dan implementasi sistem.

### BAB 4 Rekayasa Kebutuhan

Bab ini menjelaskan tentang deskripsi umum sistem, kebutuhan perangkat keras dan lunak serta kebutuhan fungsional sistem.

### BAB 5 Perancangan Dan Implementasi Sistem

Bab ini menjelaskan tentang deskripsi umum sistem, kebutuhan perangkat keras dan lunak serta kebutuhan fungsional sistem.

### BAB 6 Pengujian Dan Analisis

Bab ini menjelaskan tentang langkah kerja dalam melaksanakan pengujian sistem dan analisis pengujian yang dilakukan.

### BAB 7 Kesimpulan Dan Saran

Bab ini menjelaskan tentang kesimpulan dan saran yang didapat dari hasil hasil pengujian dan analisis.

## BAB 2 METODE

Dalam penelitian dilakukan tinjauan terhadap dasar teori dan penelitian yang berhubungan tentang materi perangkat keras dan perangkat lunak yang dipakai oleh penulis ada untuk memperlancar jalannya penelitian ini.

### 2.1 Tinjauan Pustaka

Dalam kinerja organ tubuh manusia jantung berperan penting dalam menyangga keadaan organ tubuh pada manusia. Melalui aktivitas kelistrikan jantung yang dikenal sebagai Elektrokardiogram, dapat dideteksi berbagai macam penyakit atau gangguan pada organ tubuh manusia, salah satunya gangguan pada tidur, yaitu *Sleep Apnea*. Gangguan pernafasan yang terjadi berulang kali pada saat tidur hingga mengakibatkan kematian terhadap penderita disebut *sleep apnea*.

Penelitian sebelumnya dilakukan oleh dengan judul merancang sistem deteksi penyakit apnea tidur obstruktif menggunakan fast fourier transform pada elektrokardiogram (Silminur Latifah, 2017). Pada penelitian ini dilakukan pendeteksian apnea tidur obstruktif menggunakan EKG dengan menggunakan parameter interval RR. Data EKG didapat dari *database* dengan *website* [www.physionet.org](http://www.physionet.org). Basis data yang digunakan yaitu data *Apnea-ECG Database* (*apnea-ecg*). Pada penelitian ini telah dibuat sebuah rancangan sistem untuk mendeteksi OSA yang diimplementasikan pada perangkat lunak MATLAB. Fitur yang digunakan dalam sistem deteksi ini adalah fitur interval RR yang telah ditransformasikan menggunakan operasi Fast Fourier Transform (FFT). Memiliki kekurangan yaitu tingkat akurasi yang rendah dalam pendeteksian atau pengenalan sinyal terhadap *sleep apnea*.

Penelitian lain yang menjadi dasar penelitian ini adalah penelitian yang berjudul *detection of obstructive sleep apnea through ECG signal features* oleh Laiali Almazaydeh pada 2012 yang berisi tentang pendeteksian *sleep apnea* menggunakan EKG. Data EKG didapatkan dari sinyal sampel apnea dari *physionet* yang kemudian data tersebut diklasifikasikan secara otomatis menggunakan SVM (support vector machines) dalam penentuan *obstruktif sleep apnea*. Hasil dari penelitian ini adalah metode SVM memiliki tingkat akurasi yang baik dalam mendeteksi *sleep apnea*. Tetapi memiliki kekurangan dalam kecepatan sistem.

Perkembangan ilmu pengolahan sinyal dengan bantuan komputer pada saat ini memungkinkan untuk mendeteksi gangguan tidur, *Sleep Apnea*. Elektrokardiografi (EKG) merupakan salah satu teknikanya. Penggunaan Elektrokardiograf telah lama dikenal sebagai suatu alat dalam bidang kedokteran yang membantu menemukan gangguan elektrolit dan berguna untuk mendeteksi penyakit bukan jantung (Mieghem, 2004). Teknik ini dapat membantu dokter saraf dalam menganalisa gangguan tidur pada pasien namun tetap tidak dapat menghilangkan dugaan (*suspect*). Penentuan jenis penyakit melalui sinyal EKG

bergantung pada pengetahuan dan pengalaman dokter syaraf serta hasil analisis spesialis jantung.

Dari tinjauan pustaka yang dipakai oleh penulis di atas, pada penelitian ini akan diimplementasikan sistem pendeteksi obstructive *sleep apnea* dengan arduino menggunakan metode KNN. Sensor AD8232 pada penelitian ini akan mengakuisisi data dari pasien sehingga memiliki data uji yang nyata. Metode KNN akan meningkatkan performansi yang pada penelitian sebelumnya memiliki performa yang kurang baik. Karena pada KNN memiliki algoritma yang tidak banyak menggunakan memori.

## 2.2 DASAR TEORI

### 2.2.1 Obstructive Sleep Apnea

Pada saat tertidur dinding tenggorokan menyempit dan mengendur mengakibatkan terganggunya pernafasan saat tertidur disebut *sleep apnea*. Pada kondisi normal umumnya ketika orang tertidur otot pada tenggorokan akan mengendur dan lemas. Penderita *sleep apnea* saat tertidur otot pada tenggorokan akan menjadi terlalu lemas sehingga mengakibatkan penyempitan saluran udara di tenggorokan yang menyebabkan pernafasan terganggu.

Dalam mengukur tingkat keparahan penderita *sleep apnea* biasanya menggunakan indek *apnea-hipoponea*. indek *apnea-hipoponea* ini mengukur tingkat kekerapan pernafasan terganggu saat tertidur dalam kurun waktu 1 jam. Pada tingkatan ringan penderita mengalami 5-14 kali gangguan pernafasan saat tertidur selama kurun waktu 1 jam. Untuk tingkatan ringan terjadinya gangguan pernafasan sebanyak 15 sampai 30 kali sedangkan yang mengalami ganggu *sleep apnea* kategori parah mengalami lebih dari 30 kali gangguan pernafasan dalam kurun waktu 1 jam (dr. Marianti, 2017).

Untuk mendiagnosis *sleep apnea* diawali dengan menanyakan gejala yang dialami, dilakukan pemeriksaan fisik, tekanan darah, mengukur berat badan, tinggi badan, leher, dan darah pada penderita. Untuk khusus penderita *sleep apnea* yang penyebabnya belum jelas diketahui dilakukan observasi polisomnografi. Dalam observasi polisomnografi ini dokter melakukan tes terhadap pasien yang tertidur malam hari. Pasien yang tertidur dimonitor oksigen dalam tubuh, pola pernafasan, dan detak jantung pasien. Dalam polisomnografi ada beberapa tes yang dilakukan, yaitu:

- Merekam dan melakukan pemeriksaan terhadap aktivitas sinyal otot. *Elektromiografi* (EMG)
- Mengamati gelombang pada otak pasien. *Elektroensefalografi* (EEG)
- Mengamati jantung pada pasien. *Elektrokardiografi* (EKG)
- Merekaman gerakan otot dada dan perut.
- Merekaman aliran udara melalui mulut dan hidung.
- Merekam detak jantung dan kadar oksigen pada darah pasien (*pulse oximetry*).
- Merekaman suara dan video.

Observasi terhadap pasien tidak hanya bisa dilakukan di klinik saja. Menggunakan alat perekam, observasi dapat dilakukan di rumah dengan mengamati tidur pasien. Pada alat perekam tersebut dapat merekam aktivitas detak jantung, kadar oksigen dalam darah, aliran udara, dan pola pernafasan. Saat dilakukan tes tidur biasanya kadar oksigen penderita *sleep apnea* tergolong rendah, akan tetapi kadar oksigen akan kembali meningkat saat pasien bangun.

### 2.2.2 Elektrokardiograf (EKG)

Aksi serabut otot pada jantung dapat disebut aktifitas listrik jantung. Pada pemeriksaan di klinik ataupun rumah sakit tidak dapat memasang mikroelektroda dalam sel dan meletakkan elektroda ekstraseluler pada dinding permukaan jantung. Elektroda dapat diletakkan pada permukaan dada karena aksi yang ditimbulkan oleh jantung cukup besar dimana aksi yang ditimbulkan jantung tersebut dihantarkan sampai permukaan dada (FK UNS, 2016 ). Sinyal fisiologis yang dikeluarkan oleh aktivitas listrik jantung adalah elektrokardiograf (EKG). Sinyal yang di keluarkan oleh sinyal EKG berbentuk gelombang PQRST. Sinyal yang dikeluarkan oleh EKG dapat menjadi patokan dalam menentukan jantung yang normal dan tidak normal.



Gambar 2.1 sinyal EKG

Sumber : lakes high school(2017)

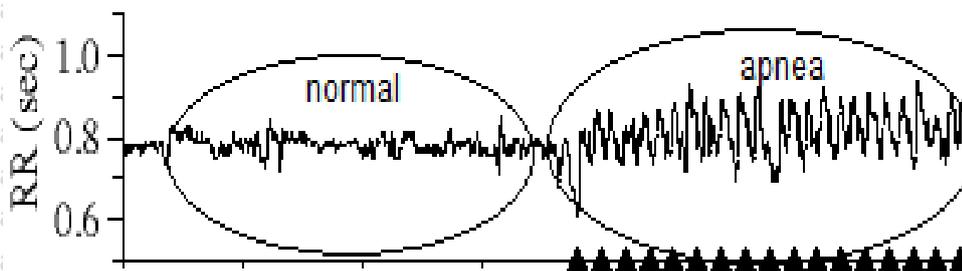
Keterangan :

P : aktivitas kelistrikan pada atrioventrikular

QRS : rekaman depolarisasi di ventrikel

T : ventrikel mengalami repolarisasi

Di dalam sinyal EKG terdapat berbagai variabel antara lain frekuensi, amplitudo dan periode. Frekuensi merupakan jumlah gelombang per detik. Amplitudo adalah nilai tertinggi dari gelombang dan periode merupakan jangka waktu untuk menempuh satu gelombang. Terdapat perbedaan antara sinyal orang normal dengan yang menderita apnea, sinyal tersebut dapat dilihat pada gambar dibawah ini :



Gambar 2.2 perbedaan sinyal normal dan apnea

Dapat dilihat pada gambar 2.2 bahwa sinyal apnea memiliki perbedaan yang cukup mencolok terhadap sinyal normal. Sinyal memiliki amplitudo dan interval R yang cukup besar dibandingkan sinyal normal.

### 2.2.3 K-Nearest Neighbors

Algoritma yang menentukan hasil klasifikasi dengan melakukan pembelajaran terhadap data yang sudah ada adalah algoritma metode KNN (Ndaumanu, Kusri, & Arief, 2014). Dalam algoritma ini dilakukan pencarian nilai *euclidean distance* dari K objek pada data yang sudah ada dengan nilai terkecil. Metode KNN ini termasuk dalam algoritma *supervised learning* (Mustakim & F, 2016). Dalam melakukan pengkelasan algoritma ini memerlukan data training (SM Team, 2017). Metode KNN ini merupakan metode pengkelasan objek baru berdasarkan nilai dari mayoritas tetangga terdekat. Dalam pencarian nilai jarak tetangga terdekat dapat menggunakan persamaan 2.1 berikut.

$$D_{xy} = \sqrt{\sum_{i=0}^n (X_i - Y_i)^2} \quad (2.1)$$

Keterangan :

$D$  : jarak tetangga terdekat

$x$  : data training

$y$  : data uji

$n$  : jumlah fitur antara 1 s.d. n

$i$  = fitur antara 1 sampai dengan n

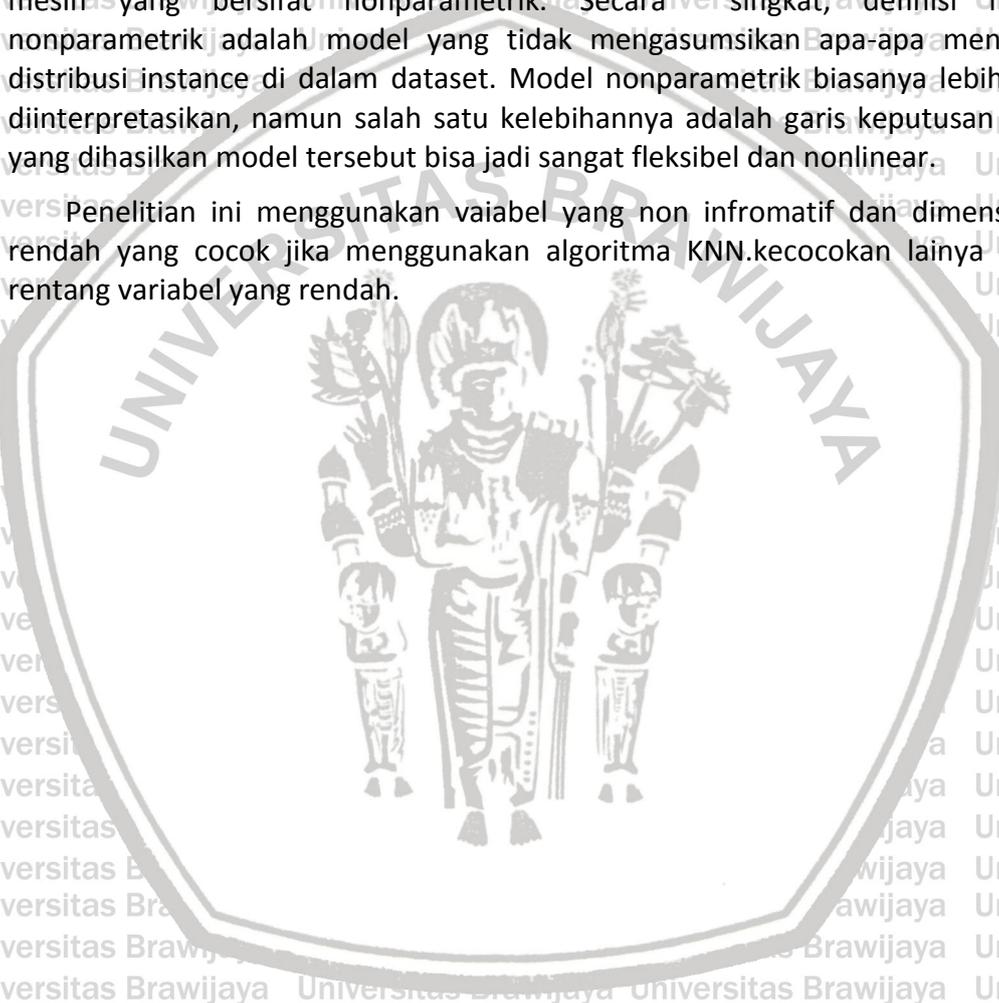
Berikut ini alur perhitungan metode KNN :

1. Menentukan nilai K (jumlah tetangga paling dekat) yang akan digunakan.

2. melakukan perhitungan jarak tetangga terdekat terhadap data training menggunakan persamaan 2.1.
3. selanjutnya hasil tersebut diurutkan dari yang mempunyai nilai terkecil.
4. Mengambil nilai terkecil sebanyak K.
5. Melihat mayoritas kelas dari nilai terkecil maka didapatkan hasil dari klasifikasi.

Selain mudah dipahami, Alasan penulis menggunakan KNN adalah karena algoritma ini merupakan jenis non linier yaitu algoritma (model) pembelajaran mesin yang bersifat nonparametrik. Secara singkat, definisi model nonparametrik adalah model yang tidak mengasumsikan apa-apa mengenai distribusi instance di dalam dataset. Model nonparametrik biasanya lebih sulit diinterpretasikan, namun salah satu kelebihanannya adalah garis keputusan kelas yang dihasilkan model tersebut bisa jadi sangat fleksibel dan nonlinear.

Penelitian ini menggunakan variabel yang non informatif dan dimensional rendah yang cocok jika menggunakan algoritma KNN. Kecocokan lainnya adalah rentang variabel yang rendah.



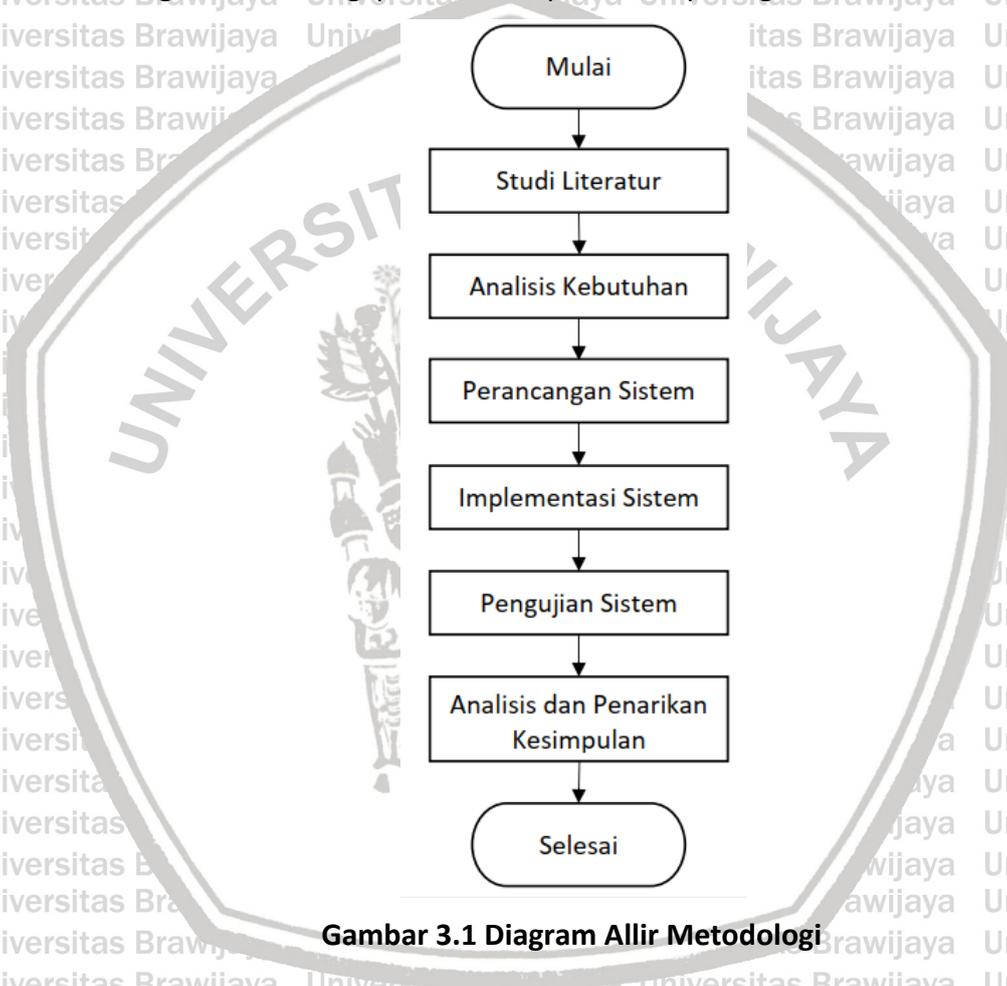
## BAB 3 METODOLOGI

### 3.1 Tipe penelitian

Tipe penelitian skripsi ini adalah implementatif konstruksi. Hal ini dikarenakan kegiatan penelitian bertujuan mengimplementasikan rancangan atau teori yang sudah ada menjadi sebuah sistem utuh.

### 3.2 Strategi dan Rancangan Penelitian

Rancangan dan strategi penelitian dapat dilihat pada gambar 3.1.



Gambar 3.1 Diagram Allir Metodologi

#### 3.2.1 Studi literatur

Studi literatur untuk menjabarkan terkait dasar teori yang digunakan dalam menyelesaikan masalah pada perancangan dan implementasi sistem. Literatur didapat dari buku, jurnal, website maupun penelitian yang pernah ada sebelumnya. Berikut hal-hal yang menjadi studi literatur:

1. *Obstructive Sleep Apnea*
2. Elektrokardiograf (EKG)
3. Elektroda
4. Sensor AD8232
5. Arduino uno
6. K-Nearest Neighbors

### 3.2.2 Analisis Kebutuhan

Untuk mendapatkan deksripsi umum pada sistem dibutuhkan sebuah penganalisaan terhadap kebutuhan sistem. tahap analisis ini meliputi analisis terhadap komponen piranti keras, piranti lunak serta penganalisisan terhadap kebutuhan fungsional pada sistem. untuk lebih jelasnya berikut merupakan kebutuhan apa saja yang dibutuhkan pada sistem pendeteksi *sleep apnea*:

#### 3.2.2.1 Analisis Kebutuhan Perangkat Keras

Proses penganalisisan terhadap kebutuhan perangkat keras merupakan sasar satu hal primer yang harus dilakukan agar sistem ini dapat secara nyata diterapkan. adapun seluruh kebutuhan piranti keras ini terdiri dari mikrokontroller Arduino Uno serta sensor yang digunakan sebagai input untuk melakukan pengakuisisian data yaitu sensor AD8232 serta elektroda. untuk secara lengkap kebutuhan piranti lunak akan dijelaskan pada bab berikutnya

#### 3.2.2.2 Analisis Kebutuhan Perangkat Lunak

Proses penganalisaan terhadap kebutuhan piranti lunak bertujuan agar seluruh tahap dalam perancangan kode program dapat di kerjakan, oleh karena hal itu sistem ini membutuhkan aplikasi Arduino IDE untuk pembuatan/perancangan source code dan aplikasi pengolah serta pemfilter sinyal dalam hal ini adalah Matlab. untuk penjelasan secara rinci akan dijelaskan pada bab selanjutnya.

#### 3.2.2.3 Kebutuhan Fungsional

Untuk dapat mengetahui fungsi apa yang harus tercapai dalam sistem ini maka perlu dilakukan analisis terhadap kebutuhan fungsional. salah satu poin yang dibutuhkan dalam fungsionalitas sistem ini adalah sistem harus dapat menerima sinyal EKG secara akurat agar proses perhitungan metode dalam mikrokontroller mendapatkan hasil yang tepat. kebutuhan fungsional ini akan dijelaskan secara jauh pada bab berikutnya.

### 3.2.3 Perancangan Sistem

Pada bagian ini adalah tahap untuk melakukan proses merancang sistem guna didapatkan deksripsi sistem secara umum.

### 3.2.4 Pengujian Sistem

Setelah dilakukan seluruh tahap pengimplementasian sistem, langkah selanjutnya adalah melakukan pengujian seluruh komponen dari sistem dimulai dari pengujian terhadap komponen piranti keras. Yaitu keakuratan sensor EKG dalam membaca sinyal yang didapat hingga pengujian keakuratan sistem ketika melakukan komputasi metode K-NN. Setelah dilakukan seluruh tahap pengimplementasian sistem, langkah selanjutnya adalah melakukan pengujian seluruh komponen dari sistem. Dimulai dari pengujian terhadap komponen piranti keras yaitu keakuratan sensor EKG dalam membaca sinyal yang didapat hingga pengujian keakuratan sistem ketika melakukan komputasi metode K-NN.

### 3.2.5 Penarikan Kesimpulan dan saran

Setelah seluruh tahap penelitian ini telah dikerjakan maka penarikan kesimpulan dapat dilakukan agar dapat menjabarkan kekekuran dan kelebihan pada sistem. dari penjabaran kesimpulan tersebut dapat ditarik sebuah saran untuk pengembangan sistem ini pada penelitian berikutnya

### 3.2.6 Subjek penelitian

Subjek penelitian pada skripsi ini adalah partisipan yang normal maupun memiliki penyakit gangguan tidur. Partisipan normal dibutuhkan datanya sebagai data latih sinyal ECG normal. Partisipan yang memiliki kelainan tidur akan dijadikan sebagai pengujian.

### 3.2.7 Lokasi penelitian

Pada pengumpulan data latih sinyal normal, lokasi penelitian berada pada tempat tinggal partisipan karena bersifat private. Observasi dan Pengumpulan data latih sinyal apnea berlokasi di gedung F.4.2 FILKOM Universitas Brawijaya menggunakan database apnea dari physiobank.

### 3.2.8 Metode Pengumpulan data penelitian

Pengumpulan data latih sinyal normal menggunakan Metode observasi pada sensor yang sudah terhubung pada partisipan. Pengumpulan data latih sinyal apnea menggunakan Metode studi dokumen database sinyal apnea dari physionet yang bekerja sama dengan "St. Vincent's University Hospital" dan "University College Dublin".

### 3.2.9 Metode Analisis Data

Data-data yang sudah terkumpul akan di analisis menggunakan Metode *K-Nearest Neighbors(K-NN)*. Data akan dikelompokan menjadi 2 yaitu data dari sinyal normal dan sinyal apnea. Masing-masing kelompok memiliki 2 variabel antara lain R-Interval dan Amplitudo R yang nantinya akan digunakan untuk menentukan klasifikasi data.

### 3.2.10 Peralatan pendukung

Berikut merupakan alat-alat yang mendukung penelitian :

1. Elektroda
  2. Elektroda pad
  3. Sensor AD8232
  4. Arduino uno
  5. Buzzer
  6. Kabel jumper
- IDE Arduino 1.8.9



## BAB 4 REKAYASA KEBUTUHAN

### 4.1 Deskripsi Umum

Tujuan utama dari seluruh pekerjaan ini adalah merampungkan pendeteksi detak jantung seseorang yang terindikasi Obstruktif *Sleep Apnea*. Secara umum dalam merampungkan pengkajian materi ini memfungsikan 1 piranti barang sensor EKG AD8232. Sensor ini berfungsi untuk mengakuisi data heart rate variability (HRV). selanjutnya penerimaan data yang telah ditangkap oleh sensor tersebut akan diklasifikasi pada mikrokontroler dengan mengenakan metode KNN. Buzzer merupakan output pada hasil akhir pengkalkulasian oleh KNN jika hasil pendeteksian positif obstruktif *sleep apnea*.

KNN adalah penerapan pada riset studi ini yang berjenis jarak euclidean. Pada inti proses adalah mengkomparasikan data latih dengan uji. Cara memperoleh kedua data dengan jalan menempelkan sensor pada pasien. Sedangkan cara kerja KNN dengan memproses hasil komparasi kedua data dimana data uji dikelompokkan ke keluarga terdekat.

#### 4.1.1 Perspektif Sistem

Rencana penerapan aplikasi ini bertujuan memudahkan masyarakat dan tenaga medis buat memonitoring maupun mendeteksi jantung yang terindikasi memiliki Obstruktif *Sleep Apnea*. Rencana penerapan aplikasi ini disebut berhasil apabila secara tepat informasi yang diperoleh sensor adalah akurat, adapun sensor EKG AD8232 adalah satu-satunya piranti yang bertujuan untuk mengambil nilai HRV, pemerolehan informasi dari kedua sensor itu akan ditransfer menuju mikrokontroler untuk dikerjakan prosedur klasifikasi menggunakan mekanisme KNN

#### 4.1.2 Karakteristik Pemakai (User)

Karakteristik dari Rencana penerapan aplikasi adalah ditujukan untuk warga umum dengan gangguan tidur khususnya Obstruktif *Sleep Apnea* sehingga secara dini dapat mendeteksinya. warga umum dan tenaga medis dapat dengan mudah memakai penerapan aplikasi ini, pemakai aplikasi piranti cuma menempelkan 3 elektroda di dada maka secara impulsif perangkat akan memperoleh informasi HRV, setelah nilai yang didapat muncul maka pengguna hanya tinggal menekan push button untuk memulai proses pendeteksian tersebut.

#### 4.1.3 Hiipotesis dan Ketergantungan

Perkiraan dependensi yang terdapat system ini antara lain:

1. Mikrokontroler yang dipakai pada alat ini adalah arduino.
2. Tegangan sebanyak 3.3 V dibutuhkan bagi Mikrokontroler untuk menyalakan piranti.
3. Penempatan elektroda harus sesuai dengan petunjuk yang penggunaan.

## 4.2 Analisa Kebutuhan Sistem

Bagian ini merupakan analisa yang dibutuhkan oleh penerapan aplikasi agar sistem ini bisa berjalan seperti yang diharapkan, analisa keperluan ini dibagi kedalam 2 segmen yaitu analisa kebutuhan pemakai dan kebutuhan sistem, dalam kebutuhan sistem ini akan terdapat bagian yang menjelaskan kebutuhan fungsional dengan sub bab yang telah dibagi sebelumnya untuk menjelaskan kebutuhan unit alat, kebutuhan unit software dan limit yang ada pada penerapan aplikasi ini yang hendak dijabarkan dibawah ini :

### 4.2.1 Kebutuhan Antarmuka Pengguna

Pada bagian ini adalah keperluan yang berguna untuk menghubungkan user dengan sistem itu sendiri, didalam penerapan aplikasi ini menggunakan perangkat tombol yang dipakai oleh pemakai untuk melakukan start prosedur pendeteksian. cara kerjanya ketika Elektroda sudah ditempatkan pada titik yang sesuai dan sensor telah mengambil data dari pengguna tersebut maka langkah selanjutnya pengguna menekan push button untuk memulai pendeteksian tersebut dan sebagai outputnya buzzer akan berbunyi.

### 4.2.2 Kebutuhan Fungsional

Supaya penerapan aplikasi ini dapat berjalan semestinya, maka penerapan aplikasi ini harus dapat berjalan sesuai kebutuhan fungsional. penerapan aplikasi ini bisa dikatakan tidak berhasil jika satu saja kebutuhan fungsional tidak terpenuhi. Berikut adalah kebutuhan fungsional pada penerapan aplikasi:

#### 4.2.2.1 Sistem harus dapat mengambil nilai HRV secara akurat

Pada bagian ini skema aplikasi wajib mendapat atau mengakuisisi nilai HRV dengan cermat. Sensor EKG AD8232 digunakan pada proses sensing untuk penentuan nilai HRV pasien yang nantinya hasil nilai HRV selanjutnya digunakan sebagai titik rujukan untuk prosedur kalkulasi klasifikasi memakai metode KNN.

#### 4.2.2.2 Sistem harus secara tepat dalam menghitung metode K-NN

Sesudah menerima informasi sensing oleh AD8232 maka proses selanjutnya adalah data nilai R-peak dan R-interval dikirim ke mikrokontroller. Selanjutnya dilakukan klasifikasi memakai metode KNN, dalam penerapannya sistem ini menggunakan metode KNN dengan memproses hasil komparasi kedua data dimana data uji dikelompokkan ke keluarga terdekat.

#### 4.2.2.3 Sistem harus dapat membuat output berupa buzzer

Prosedur yang paling akhir adalah sistem wajib bisa membunyikan buzzer, bersama fungsi tersebut mengakibatkan pemakai dapat mengetahui ada tidaknya *Obstruktif Sleep Apnea* dan dapat sekaligus membangunkan pengguna jika dalam keadaan tertidur terdeteksi *Obstruktif Sleep Apnea*.

### 4.2.3 Kebutuhan Perangkat Keras

Kebutuhan piranti keras yaitu kebutuhan yang dipakai untuk merancang/membangun rangkaian aplikasi ini yang tersusun dari beberapa bagian seperti dibawah ini :

#### 4.2.3.1 Elektroda

Fungsi utama elektroda adalah mendeteksi sinyal listrik jantung yang merambat melalui bagian tubuh. Tujuannya yaitu mengkonversi informasi biologis menjadisinyal elektrik yang dapat terukur (Dian Permana, 2015)

Bagian tubuh yang akan ditempel elektroda antara lain diatas dada, kaki dan tangan. Biasanya untuk mengurangi noise pada elektroda EKG dokter menyuruh untuk mencukur bulu lebih dahulu pada dada dan juga sering juga menggunakan gel untuk menambah keakuratan sensor. Cara kerja EKG adalah mendeteksi arus listrik yang dihasilkan denyut jantung kemudian satuan tersebut dijadikan sinyal yang dicatat pada mesin.



Gambar 4.1 Elektroda

Sumber : EVA Electronics (2018)

#### 4.2.3.2 Sensor AD8232

Sensor AD8232 merupakan perangkat analog yang ditujukan sebagai pengukur aktivitas listrik di jantung. Aktivitas kelistrikan ini dapat digambarkan secara EKG. AD8232 memiliki kelebihan dalam segi biaya dan minimnya jumlah noise, sehingga sinyal dari interval PQRST didapatkan dengan jelas.

Spesifikasi sensor AD8232 :

- Tegangan operasional = 3.3V
- Hasil Keluaran analog
- Deteksi fruktasi arus
- Pin untuk mematikan
- Indikator LED
- Lubang colokan untuk kabel elektroda sebesar 3.5mm

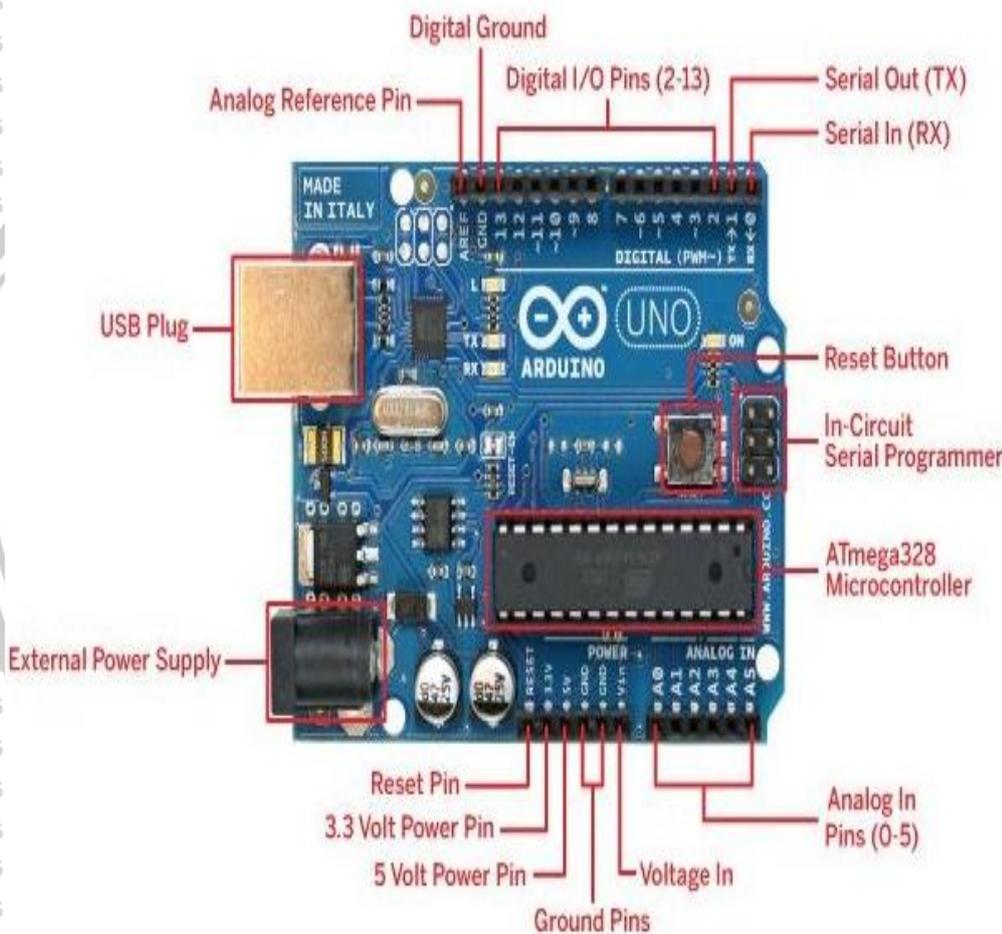


Gambar 4.2 Sensor AD8232  
Sumber : stevensarns (2019 )

### 4.2.3.3 Arduino uno

Arduino uno adalah suatu mikrokontroler multifungsi yang banyak digunakan pada riset atau percobaan dalam membuat rancangan suatu alat. Arduino sendiri memiliki banyak pin antara lain tombol reset, icsp header, 6 pin analog, colokan power, 14 pin masukan/keluaran dan port usb (Arduino, 2016).

Perangkat ini adalah open source board tunggal. Dirancang untuk memudahkan. perangkat lunak memakai bahasa pemrograman sendiri dan hardwarenya memiliki prosesor Atmel AVR. Jenis yang ini adalah yang paling banyak digunakan. Ukurannya cukup kecil bisa digenggam tangan, namun kemampuannya luar biasa



Gambar 4.3 Arduino uno

Sumber :AWS (2018)

**4.2.3.4 Buzzer**

Buzzer merupakan komponen yang mengubah tegangan menjadi suatu bunyi yang oleh telinga manusia dapat didengar frekuensinya. Buzzer memiliki 2 pin yaitu VCC dan Ground. Memiliki tegangan operasional antara 3 V sampai 5 V.



**Gambar 4.4 Buzzer**

Sumber : Dickson Kho (2019)

**4.2.3.5 Elektroda pad**

Merupakan perangkat yang ditempelkan pada kulit pasien atau seseorang yang akan diambil data sinyalnya berupa EKG. Perangkat ini memungkinkan mengakuisisi data tegangan pada permukaan kulit yang disebabkan oleh detak jantung. Elektroda pad merupakan penghubung antara elektroda dengan pasien.



Gambar 4.5 Elektroda Pad

Sumber : Onemed (2019)

#### 4.2.3.6 kabel jumper

Kabel jumper adalah penghubung setiap komponen tanpa adanya proses solder sehingga memudahkan dalam pemasangan ataupun pembongkaran. Setiap pin sensor maupun buzzer dihubungkan arduino dengan kabel jumper sehingga meminimalkan waktu perakitan.



**Gambar 4.6 Kabel Jumper**

Sumber : Belajar IoT (2018)

#### **4.2.4 Kebutuhan perangkat Lunak**

Supaya rekayasa aplikasi berjalan dengan baik terdapat beberapa penunjang software yang sangat diperlukan antara lain:

##### **4.2.4.1 IDE Arduino 1.8.9**

Untuk melakukan plot sinyal, membuat code, compile dan transfer kode program supaya bisa disave dan aktif pada mikrokontroler riset ini menggunakan arduino IDE versi 1.8.9. IDE versi ini sangat berguna digunakan untuk rekayasa aplikasi ini karena pada versi sebelumnya tidak ada serial ploter yang berguna untuk menampilkan sinyal. Ploter sinyal sangat berguna untuk memperoleh visualisasi sinyal sehingga mudah untuk melakukan proses pemantauan data.



Gambar 4.7 IDE Arduino 1.8.9

#### 4.2.4.2 windows 7

Windows 7 merupakan suatu Operating system yang terdapat pada komputer atau laptop sehingga memungkinkan untuk menjalankan aplikasi IDE Arduino 1.8.9. Alasan penulis menggunakan windows 7 karena versi ini lebih ringan dan stabil ketika digunakan untuk berbagai macam microprosesor

Windows 7 Ultimate

Copyright © 2009 Microsoft Corporation. All rights reserved.

Service Pack 1



Gambar 4.8 O.S Windows 7

## BAB 5 PERANCANGAN DAN IMPLEMENTASI SISTEM

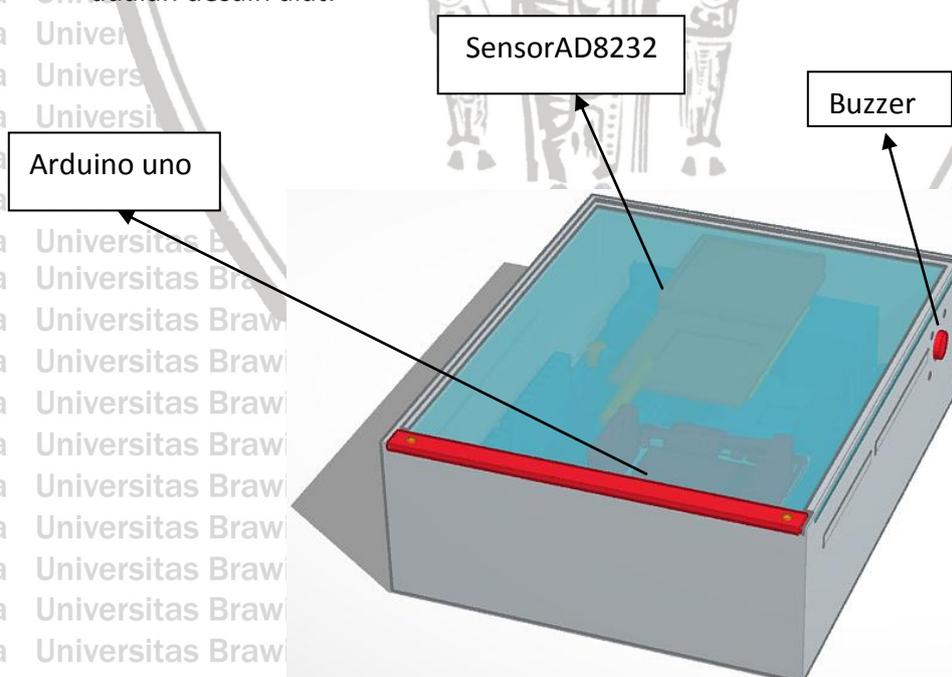
Dalam sub bagian ini penulis akan menjabarkan terkait perencanaan dan implementasi rekayasa aplikasi pendeteksi *sleep apnea* memakai sistem klasifikasi KNN. Pada perencanaan rekayasa aplikasi dijelaskan tata cara dalam pembuatan dan implementasi sistem pendeteksi *sleep apnea* memakai metode klasifikasi KNN. Di dalam implementasi hendak dijabarkan kode program pada sensor ECG dan kode program *k-nearest neighbor*.

### 5.1 Perancangan Sistem

Pada jenjang ini melukiskan jenjang perencanaan yang akan dibagi kedalam 2 bagian yaitu perancangan *Hardware* dan perencanaan *Software*. Pada tahap perencanaan *hardware* merupakan penerapan dari sensor dan media output yang meliputi sensor EKG AD8232. Perancangan perangkat lunak dalam hal ini berfokus pada perancangan algoritma klasifikasi yang menggunakan pendekatan metode K-NN.

#### 5.1.1 Perancangan Hardware

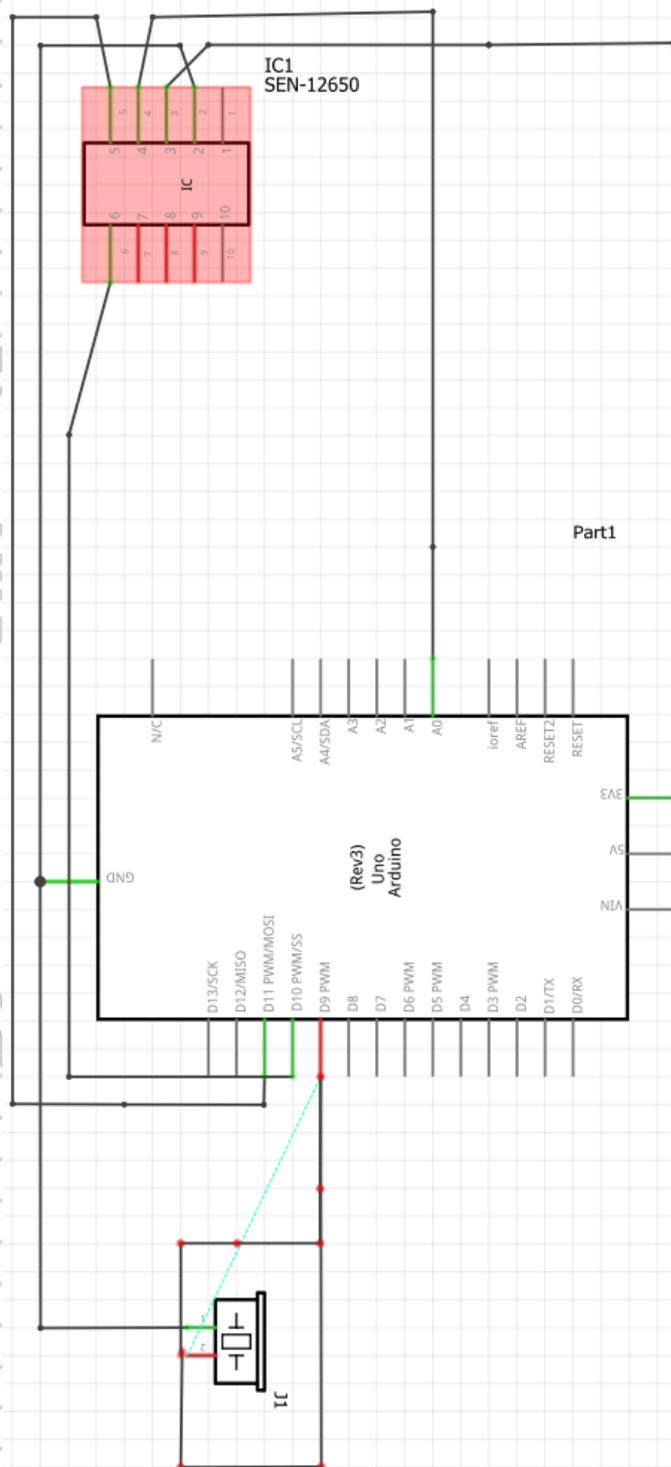
Pada jenjang ini melukiskan jenjang perencanaan desain sistem untuk tempat peletakkan komponen-komponen hardware yang digunakan. Dalam merancang desain skripsi ini akan menggunakan software CorrelDraw untuk menggambarkan desain purwarupa alat yaitu berbentuk kotak kubus yang mempunyai dimensi lebar 15 cm, panjang 15 cm serta tinggi 5 cm, berikut adalah desain alat:



Gambar 5.1 Desain Prototype



desain diagram **gambar 5.2** memroyeksikan rangkaian yang menghubungkan pin-pin sensor ke pin yang terdapat pada arduino uno, berikut ini akan dijelaskan dengan seksama rangkaian skematik pada rekayasa piranti keras yaitu arduino, AD8232 dan buzzer.



Gambar 5.3 Skematik diagram sistem

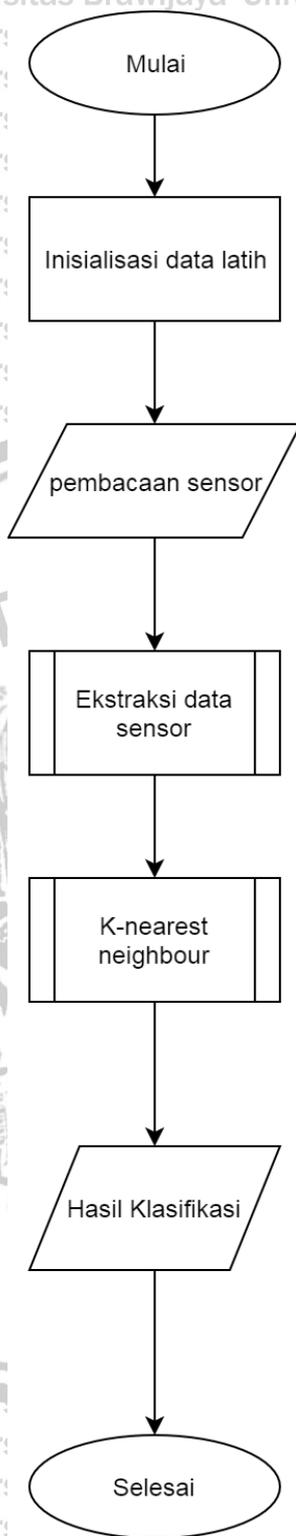
**Tabel 5.1 Keterangan Koneksi Pin Ad8232 dan Buzzer Dengan Arduino Uno**

Sensor Ad8232	Mikrokontroler (arduino Uno)
L0-	11
L0+	10
sdn	
Output	A0
3.3 V	3.3 V
Gnd	Gnd
Buzzer	Mikrokontroler (arduino Uno)
Gnd	Gnd
VCC	9

Tabel 5.1 merupakan rincian sambungan pin yang digunakan sensor ECG AD8232 ke pin arduino Uno, modul sensor ECG AD8232 sendiri memiliki lima buah pin yaitu L0-,L0+,1,Sdn,3.3 v, output dan Gnd. Dalam pengerjaan pada moudul sensor ECG AD8232 akan menggunakan 2 pin input dan 1 buah pin output yang akan disambungkan ke pin A0 arduino yang akan menghasilkan nilai HRV.

### 5.1.3 Perancangan Perangkat Lunak

pada bagian ini adalah bagian dalam perncanaan piranti pada sistem dalam prancangannya nanti dipecah jadi dua tahap. Tahap pertama adalah perancangan perangkat lunak dalam sensor agar sensor dapat aktif dan dapat sensing objek secara akurat setelah perancangan perangkat lunak sudah dpat dikatakan sukses maka tahap selanjutnya adalah perancangan algoritma untuk melakukan klasifikasi menggunakan algoritma KNN.



Gambar 5.4 Flowchart Perancangan Perangkat Lunak

### 5.1.3.1 Perancangan Pengambilan Data Sensor

Yang harus diperhatikan sebelum klasifikasi diberlakukan ada beberapa hal antara lain penentuan parameter, banyak kelas yang digunakan pada KNN dan data uji maupun latih yang dikomparasikan secara rinci akan dijelaskan seperti berikut ini :

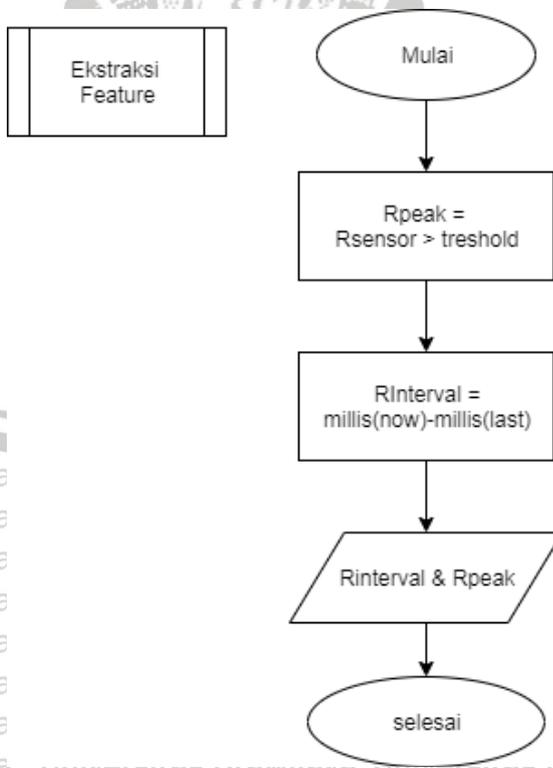
#### 1. Penentuan parameter pada sensor:

Sebelum data dapat diproses oleh metode K-NN maka terlebih dahulu harus ditentukan nilai parameter sensor yang digunakan dan pada sistem klasifikasi ini nantinya akan menggunakan empat parameter dengan mengambil parameter komposisi nilai R-peak dan R-interval yang didapatkan oleh sensor ECG AD8232.

**Tabel 5.2 Keterangan Parameter Sensor Ad8232**

Sensor AD8232	Sensor AD8232
R-interval	R-Peak

**Tabel 5.2** menunjukan parameter terkait oleh sistem yaitu nilai yang diperoleh odari sensor ECG AD8232 bewujud R-interval dan satu nilai R-Peak yang didapatkan oleh sensor. Treshhold adalah batas bawah minimal dari Rpeak.



**Gambar 5.5 Flowchart Pengambilan Data Sensor**

2. Jumlah Kelas Klasifikasi

Jumlah klasifikasi diperuntukan menentukan spesifikasi kelas suatu objek dalam hal ini adalah sinyal jantung normal dengan sinyal yang terindikasi apnea. Untuk penentuan kelas klasifikasi hanya ada 2 kategori saja.

3. Data Latih

Data latih dipakai oleh sistem untuk mengkomparasikan nilai antara data latih dengan data uji yang nantinya akan digunakan untuk meletakkan kelas atau kategori sinyal yang dihitung dengan memakai algoritma KNN sehingga bakso yang diuji akan dapat dikategorikan menurut kelas yang telah ditentukan sebelumnya. Untuk data latihnya sistem ini menyediakan sebanyak total 30 sample berikut ini adalah gambaran / *overview* data latih dari database web yang berupa apnea dan data normal yang telah diambil sebelumnya dari partisipan.

Tabel 5.3 Sample Data Latih

No	R-Peak	Interval R	Kelas
1	394	580	Normal
2	387	648	Normal
3	384	659	Normal
4	382	660	Normal
5	383	660	Normal
6	397	661	Normal
7	422	661	Normal
8	442	672	Normal
9	397	683	Normal
10	430	683	Normal
11	406	684	Normal
12	410	684	Normal
13	434	684	Normal
14	427	706	Normal
15	404	729	Normal

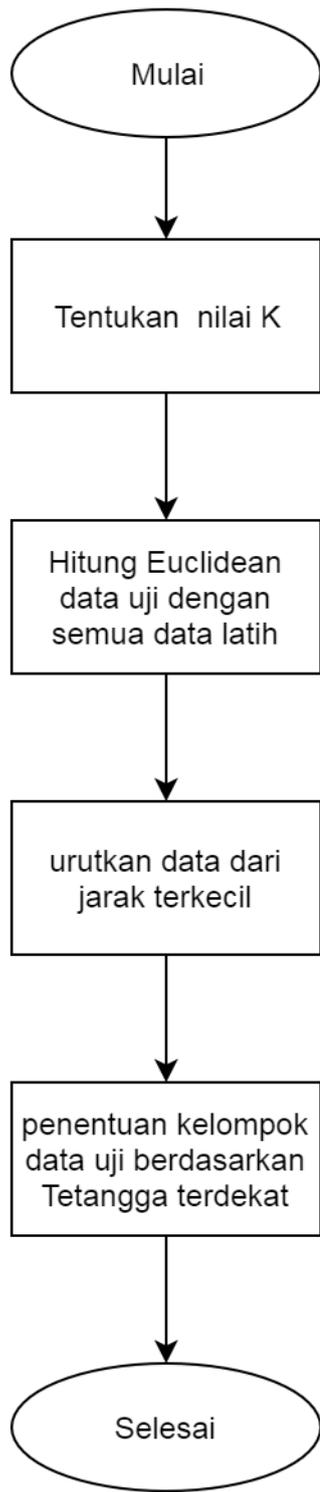


16	566	912	Apnea
17	575	924	Apnea
18	594	935	Apnea
19	598	935	Apnea
20	586	957	Apnea
21	592	959	Apnea
22	584	969	Apnea
23	515	970	Apnea
24	565	993	Apnea
25	500	1004	Apnea
26	517	1004	Apnea
27	542	1004	Apnea
28	613	1038	Apnea
29	544	1061	Apnea
30	502	1107	Apnea

### 5.1.3.2 Perancangan Klasifikasi KNN

Yang perlu diutamakan dalam bagian ini (bagian pengklasifikasi metode KNN) yaitu jumlah nilai K yang harus ditentukan, jarak *eclidean distance*, sorting data dari yang terkecil ke terbesar, penentuan kategori dari data uji. Jika semua tahapan data sudah terpenuhi selanjutnya akan dilakukan proses di bagian ini.

K-nearest neighbor



Gambar 5.6 Flowchart Klasifikasi KNN



1. Menentukan nilai K

Nilai K yang hendak dipakai oleh sistem berjumlah 5 karena bertujuan untuk menghindari kemungkinan penggunaan memory yang besar karena apabila nilai K yang diberikan semakin besar maka penggunaan memory juga akan meningkat dikarenakan program akan melakukan perulangan secara terus menerus melakukan pencarian tetangga terdekat dengan jumlah yang banyak.

2. Menghitung nilai euclidean distance

Untuk penentuan nilai euclidean dikerjakan dengan menghitung hasil perolehan data dari setiap output sensor yang dipakai yaitu sensor ECG AD8232. Untuk data R-peak nilai data yang digunakan merupakan mV tegangan sedangkan nilai data R-interval merupakan jarak antar R yaitu dengan satuan millisecond. sebagai contohnya berikut yaitu data sudah yang didapatkan dari hasil uji yang telah dilakukan saat yang lalu yaitu nilai RPeak=2.690 mV dan R-interval=836 millisccond. Dalam menghitung nilai Euclidean distance menggunakan rumus.

$$D_n = \sqrt{(A_{latih} - A_{uji})^2 + (B_{latih} - B_{uji})^2} \quad (5.1)$$

Pada rumus di atas A merupakan nilai RPeak dan B nilai dari R-interval. Sebagi contoh jika nilai data uji yang didapatkan adalah RPeak = 555 dan R-interval = 850 maka perhitungan Euclidian distance pada data uji sebagai berikut.

$$D_n = \sqrt{(RPeak_{latih} - RPeak_{uji})^2 + (RInterval_{latih} - RInterval_{uji})^2}$$

$$D_1 = \sqrt{(25921) + (72900)}$$

$$D_1 = \sqrt{98821}$$

$$D_1 = 314.3581$$

Tabel 5.4 Nilai Euclidean Distance

No	Euclidean Distance	Jenis Class
1.	314,3581	Sehat
2.	262,7318	Sehat
3.	256,363	Sehat
4.	256,9611	Sehat
5.	256,2889	Sehat



6.	246,3433	Sehat
7.	231,106	Sehat
8.	210,8388	Sehat
9.	229,8978	Sehat
10.	208,6001	Sehat
11.	223,0628	Sehat
12.	220,411	Sehat
13.	205,4191	Sehat
14.	192,6655	Sehat
15.	193,4994	Sehat
16.	62,96825	Apnea
17.	76,65507	Apnea
18.	93,52005	Apnea
19.	95,25755	Apnea
20.	111,4002	Apnea
21.	115,1086	Apnea
22.	122,4827	Apnea
23.	126,4911	Apnea
24.	143,3492	Apnea
25.	163,5268	Apnea
26.	158,619	Apnea
27.	154,5477	Apnea
28.	196,7435	Apnea
29.	211,2865	Apnea
30.	262,4081	Apnea

3. Mengurutkan nilai euclidean distance

Teletah dilakun perhitungan nilai Euclidean distance pada setiap data uji makan nilai Euclidean diatance diurutkan dari nilai terkeci hingga nilai terbesar. Pengurutan ini untuk memudahkan dalam pengambilai nilai tetangga terdekup sebanyak nilai K. Hasil pengurutan nilai K seperti ini.



Tabel 5.5 Pengurutan nilai euclidean distance

No	Euclidean Distance	Jenis Class
1	62,96825	Apnea
2	76,65507	Apnea
3	93,52005	Apnea
4	95,25755	Apnea
5	111,4002	Apnea
6	115,1086	Apnea
7	122,4827	Apnea
8	126,4911	Apnea
9	143,3492	Apnea
10	154,5477	Apnea
11	158,619	Apnea
12	163,5268	Apnea
13	192,6655	Normal
14	193,4994	Normal
15	196,7435	Apnea
16	205,4191	Normal
17	208,6001	Normal
18	210,8388	Normal
19	211,2865	Apnea
20	220,411	Normal
21	223,0628	Normal
22	229,8978	Normal
23	231,106	Normal
24	246,3433	Normal
25	256,2889	Normal

26	256,363	Normal
27	256,9611	Normal
28	262,4081	Apnea
29	262,7318	Normal
30	314,3581	Normal

4. Mengambil Nilai terkecil Sebanyak nilai K  
 Selanjutnya dilakukan pengambilan nilai terkecil sebanyak nilai K. Pada sistem ini nilai K yang digunakan adalah 5.

**Tabel 5.6 Pengurutan nilai terkecil**

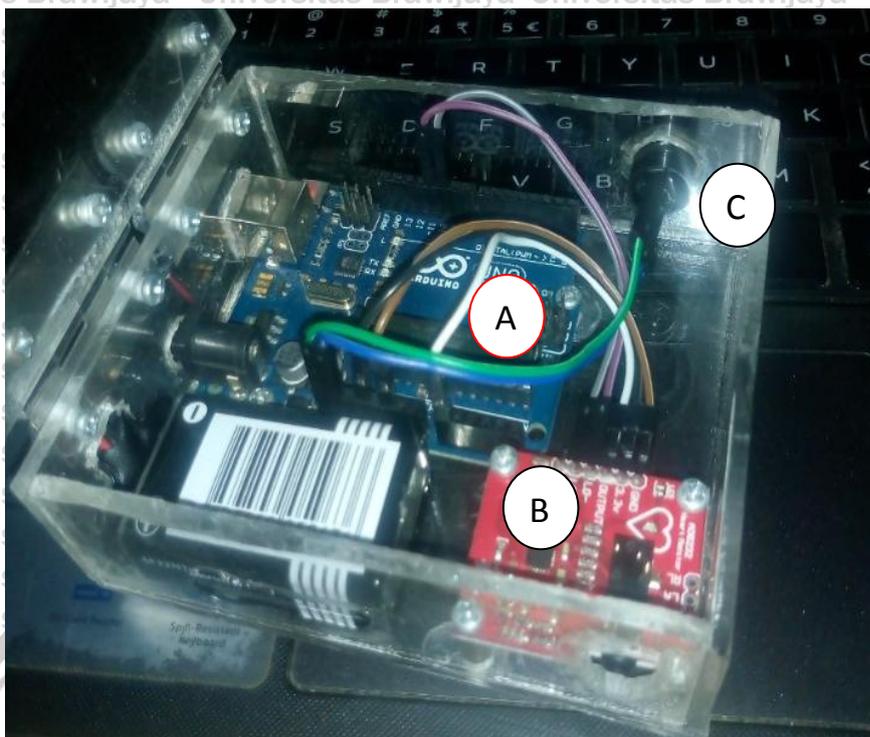
No	Euclidean Distance	Jenis Class
1	62,96825	Apnea
2	76,65507	Apnea
3	93,52005	Apnea
4	95,25755	Apnea
5	111,4002	Apnea

Kemudian nilai distance yang diambil dibandingkan lebih banyak kelas dengan penyakit apnea atau lebih banyak kelas normal. Jika lebih banyak kelas apnea maka data uji termasuk pada kelas apnea begitupun sebaliknya jika lebih banyak kelas normal maka data uji masuk ke kelas normal.

### 5.1.4 Implementasi Perangkat Keras

pada sub bab ini berisi penerapan dari sistem berupa arduino uno, sensor AD8232 dan Buzzer yang dirangkai menjadi satu sesuai pada sub bab perancangan.





**Gambar 5.7 Penerapan Rangkaian Sensor, Arduino Uno Dan Buzzer**

Pada gambar 5.7 ditunjukkan peletakan semua hardware pada kotak prototype. Seperti pada sub bab perancangan, arduino uno dan sensor AD8232 berada pada sisi bawah kotak case sedangkan Buzzer terletak pada dinding samping kotak case. Semua piranti terhubung menggunakan jumper male-female. A adalah Arduino uno rev 3, B adalah modul sensor AD8232 dan C adalah Buzzer.



**Gambar 5.8 Implementasi sistem terhadap partisipan**

Pada gambar diatas adalah seluruh rangkaian sistem yang berada pada kotak chase dihubungkan ke partisipan menggunakan elektroda dan elektroda pad. Pemasangan elektroda pad harus sesuai dengan peletakan pada datasheet sensor AD8232. Peletakan elektroda berdasarkan pada datasheet dari sensor AD8232.

### 5.1.5 Implementasi Perangkat lunak

Di dalam penerapan software terdapat source code untuk pengambilan data sensor beserta program pengklasifikasian KNN. Supaya dapat menampilkan proses agar mudah dilihat dapat menggunakan serial ploter ataupun serial monitor pada arduino.

### 5.1.5.1 implementasi code program pengambilan data sensor

Disaat system berjalan, perangkat input detak jantung AD8232 yang digunakan oleh pengguna akan mengeluarkan *output* dari data detak jantung pasien. Saat sensor mengeluarkan *output* diperlukan sebuah mekanisme supaya modul Arduino UNO bisa menangkap data oleh *output* sensor. Berikut *pseudocode* pada module Arduino dalam melakukan sensing data :

No	Source Code
1	void setup() {
2	pinMode(11, INPUT);
	Serial.begin(9600);
3	pinMode(10, INPUT);
4	
5	}
6	void loop() {
7	if((digitalRead(10) == 0)    (digitalRead(11) == 0)) {
8	Serial.println(analogRead(A0));
9	}
10	else{
11	
12	Serial.println('!');
13	}
14	delay(10);
15	}

Keterangan :

Baris 1 merupakan fungsi setup yang berfungsi sebagai fungsi inisialisasi.

Baris 2 merupakan nilai baudrate program yaitu 9600.

Baris 3 dan 4 merupakan letak pin dari sensor.

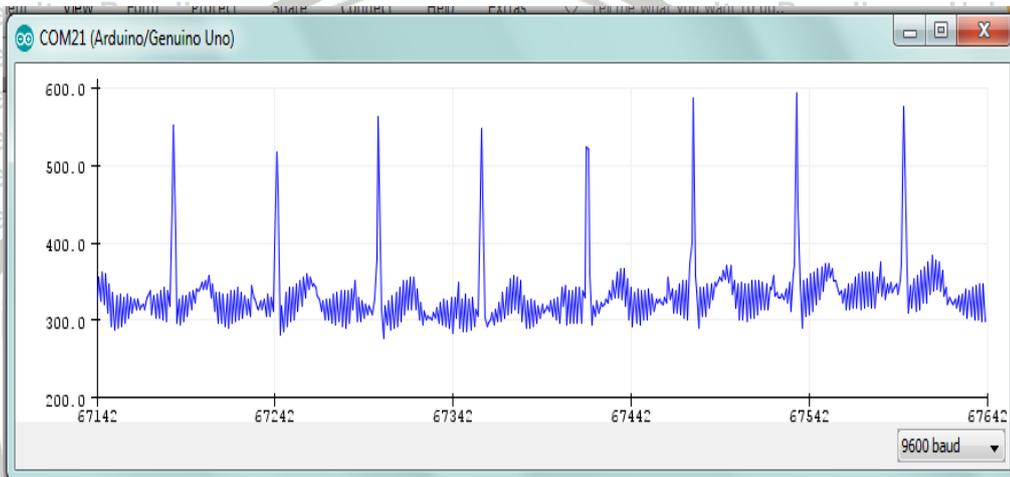
Baris 6 adalah fungsi loop untuk menjalankan proses

Baris 7 sampai 12 merupakan code untuk menampilkan hasil sensor.

Baris 14 berisi delay.

Program diatas digunakan untuk memperoleh data berupa sinyal. Pada void setup berisi baudrate sebesar 9600 kemudian inialisasi pin 10 dan 11 sebagai input. Pada bagian loop berisi pembacaan keluaran sinyal pada pin analog A0.

Berikut merupakan keluaran dari sensor AD 8232 pada uji coba:



Gambar 5.9 Data Hasil Sensor AD8232

### 5.1.5.2 Code Program Penentuan Variabel R-Peak Dan R-Interval

Output data masih dalam bentuk sinyal ECG murni yang belum diketahui nilai R dan intervalnya. Maka, akan dilakukan code program untuk mengakuisisi kedua nilai data variabel pada sinyal tersebut. Berikut ini merupakan *pseudocode* :

No	Source Code
1	void loop() { Int UpperThreshold = 380;
2	reading = analogRead(A0);
3	if(reading>UpperThreshold){
4	r=reading;
5	}
6	if(reading > UpperThreshold && IgnoreReading ==
7	false){
8	if (FirstPulseDetected == false){
9	FirstPulseTime = millis();
	FirstPulseDetected = true;



```

10 }
11 else{
12     SecondPulseTime = millis();
13     PulseInterval = SecondPulseTime - FirstPulseTime;
14     FirstPulseTime = SecondPulseTime;
15 }
    
```

Keterangan :

Baris 1 adalah fungsi loop.

Baris 2 berfungsi membaca nilai sensor dari pin analog A0.

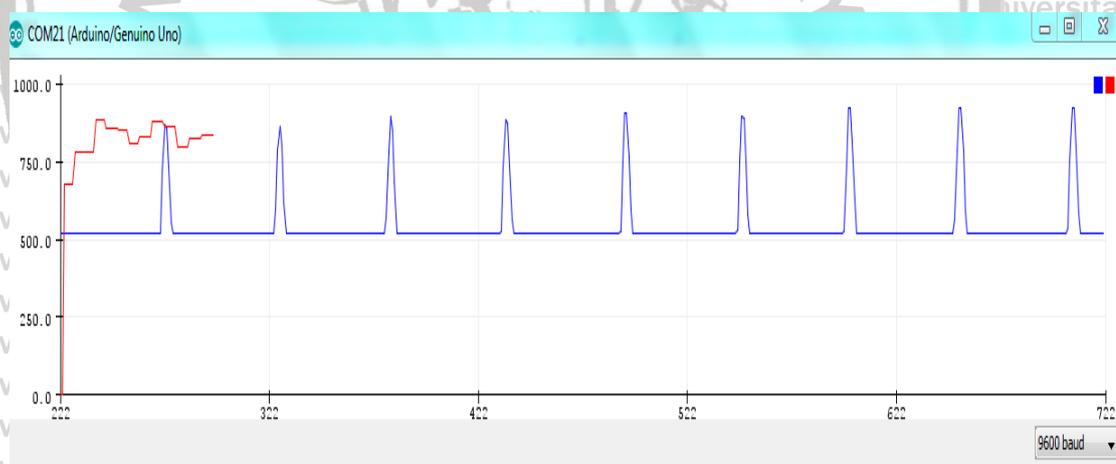
Baris 3 dan 4 berfungsi memberi nilai treshold.

Baris 6 memberi kondisi nilai R.

Baris 7 sampai 9 berfungsi menginisialisasi waktu pada R.

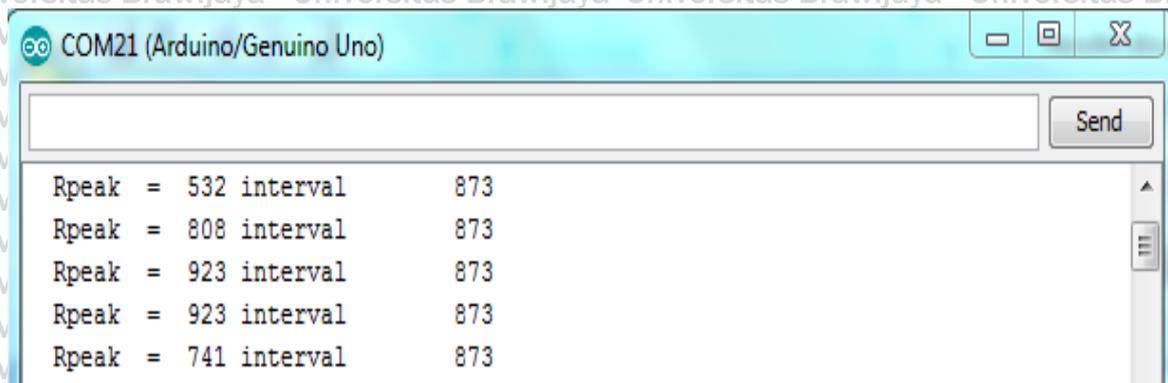
Baris 12 sampai 14 berfungsi mengakuisisi data R-interval.

Berikut ini merupakan tampilan plot hasil sourcecode penentuan R-peak dan R-interval :



Gambar 5.10 Plot Data hasil code penentuan 2 variabel

Code tersebut memperoleh data Rpeak dan interval R dengan treshold untuk membuang noise sinyal sehingga dihasilkan nilai Rpeak yang akurat.



**Gambar 5.11 Serial Monitor Data Hasil Code Penentuan 2 Variabel**

Gambar 5.11 adalah hasil code program dari sensor pada partisipan. Rpeak dan intervalnya telah diketahui sehingga dapat dilakukan proses pengklasifikasian data.

### 5.1.5.3 Code Program K-nearest neighbor

Tahap awal dalam implementasi kode program k-nearest neighbor dilakukan inisialisa variabel yang digunakan. Variabel yang digunakan pada program k-nearest neighbor sebagai berikut.

No	Source Code
1	<code>int h;</code>
2	<code>double data_baru_Pulse;</code>
3	<code>double data_baru_Pulse_Interval;</code>
4	<code>int Jumlah_KNN = 5;</code>
5	<code>double t, Hasil_Distance[30];</code>
6	<code>int qwe[30];</code>
7	<code>int jumlah_data = 30;</code>

Keterangan :

Baris 5 adalah variabel t dan hasil distance berupa array berjumlah 30.

Baris 1 variabel h.

Baris 2 data\_baru\_Pulse.

Baris 3 l data\_baru\_Pulse\_interval.

Baris 6 berisi inialisasi antrian array yang berjumlah 30.

Baris 7 berisi inialisasi jumlah data latihan yang berjumlah 30.

Baris 4 berisi inialisasi nilai K yang berjumlah 5.

Program diatas menginisialisasi variable data baru dan jumlah data berjumlah 30 yang akan digunakan untuk proses eksekusi knn.

Setelah variabel yang digunakan sudah di inialisai maka langkah selanjutnya memasukkan kode program data latihan beserta data latihan yang

digunakan pada sistem. kode program data latih beserta data latih pada sistem sebagai berikut.

baris	Code Program
1.	double data_latih[] =
2.	{
3.	394, 580, 0,
4.	387, 648, 0,
5.	384, 659, 0,
6.	382, 660, 0,
7.	383, 660, 0,
8.	397, 661, 0,
9.	422, 661, 0,
10.	442, 672, 0,
11.	397, 683, 0,
12.	430, 683, 0,
13.	406, 684, 0,
14.	410, 684, 0,
15.	434, 684, 0,
16.	427, 706, 0,
17.	404, 729, 0,
18.	566, 912, 1,
18.	575, 924, 1,
20.	594, 935, 1,
21.	598, 935, 1,
22.	586, 957, 1,
23.	592, 959, 1,
24.	584, 969, 1,
25.	515, 970, 1,
26.	565, 993, 1,
27.	500, 1004, 1,
28.	517, 1004, 1,
29.	542, 1004, 1,
30.	613, 1038, 1,
31.	544, 1061, 1,
32.	502, 1107, 1,
33.	};

Keterangan :

Baris 1 pembuatan variabel data latih yang berupa array.

Baris 3 sampai 32 merupakan nilai data uji.

Source code diatas berisi data latih sejumlah 30 yaitu data apnea berjumlah 15 dan data normal berjumlah 15. Data tersebut berupa array yang didalamnya terdapat nilai R-peak, R-interval dan flag normal-apnea. Nilai 0 merupakan flag normal sedangkan flag 1 merupakan apnea.

Dibawah ini merupakan potongan code dari KNN yang bertujuan mencari nilai euclidean distance pada sistem.

No	Source Code
1	void clasify()
2	{
3	for (int cnt = 0; cnt < jumlah_data; cnt++)
4	{
5	Hasil_Distance[cnt] = sqrt(pow((data_latih[0] + (cnt
6	* 3)] - data_baru_Pulse), 2.0)+ pow((data_latih[1] + (cnt
7	* 3)] - data_baru_Pulse_Interval), 2.0));
8	qwe[cnt] = cnt;
9	Serial.println(Hasil_Distance[cnt]);
10	
11	}
12	}

Keterangan :

Baris 1 merupakan fungsi classify.

Baris 3 berisi pengulangan untuk proses mencari euclidean.

Baris 5 dan 6 adalah rumus untuk mencari euclidean

Baris 7 sampai 10 berfungsi menampilkan nilai distance pada serial monitor

Di bawah ini merupakan code sorting dari algoritma KNN :

No	Source Code
1	void sort(double data_latih[], int b[], long int Size)
2	{
3	for (int i = 0; i < (Size - 1); i++)
4	{
5	for (int o = 0; o < (Size - (i + 1)); o++)
6	{
7	if (data_latih[o] > data_latih[o + 1])
8	{
9	t = data_latih[o];

```

10 data_latih[o] = data_latih[o + 1];
11 data_latih[o + 1] = t;
12 int s = b[o];
13 b[o] = b[o + 1];
14 b[o + 1] = s;
15 }
16 }
17 }
18 }

```

Code diatas bertujuan untuk mengurutkan hasil dari perhitungan nilai euclidean distance. kemudian diurutkan dari terkecil menuju terbesar dan disimpan dala bentuk array.

Serial

Code penentuan hasil klasifikasi :

No	Source Code
1	void hasil_KNN()
2	{
3	int Menentukan_Kelas_Knn=0, Knn_Positif=0,
4	Knn_Negatif=0;
5	for (int knn = 0; knn < Jumlah_KNN; knn++)
6	{
7	Serial.print(Hasil_Distance[knn]);
8	Serial.print(" == ");
9	Serial.print (qwe[knn]);
10	Menentukan_Kelas_Knn = ((qwe[knn] + 1) * 3) - 1;
11	Serial.print ("\tArray[a] ");
12	Serial.print (Menentukan_Kelas_Knn);
13	Serial.print ("\t == ");
14	Serial.println(data_latih[Menentukan_Kelas_Knn]);
15	if (data_latih[Menentukan_Kelas_Knn] == 1)
16	{
17	Knn_Positif++;
18	}
19	if (data_latih[Menentukan_Kelas_Knn] == 0)
20	{
21	Knn_Negatif++;
22	}



```
23 Serial.println();
24 Serial.print ("tetangga terdekat dengan nilai
positif:");
25 Serial.println(Knn_Positif);
26 Serial.print ("tetangga terdekat dengan nilai
negatif:");
27 Serial.print (Knn_Negatif);
28 Serial.print ();
29 if (Knn_Positif >= Knn_Negatif)
30 {
31 Serial.print ("Terdeteksi Apnea");
32 Knn_Positif = 0;
33 Knn_Negatif = 0;
34 h = 1;
35 loopstop=0;
36 }
37 Else
38 {
39 Serial.println("Normal");
40 }
41 }
42 }
```

Program diatas bertujuan mentukan hasil klasifikasi data. Voting yang sudah dikerjakan untuk menjadikan kelas terdekat yang tersering muncul.

## BAB 6 PENGUJIAN DAN ANALISIS

Didalam subbab analisa dan pengkajian menjabarkan tentang tahapan pengujian pada sensor ECG dan pengujian akurasi yang didapatkan oleh klasifikasi metode KNN. Dalam pengujian sensor ECG dikerjakan bersama hasil pembacaan sensor BPM dibanding dengan pengukuran BPM secara manual. Selanjutnya pengujian akurasi dilakukan pada metode klasifikasi KNN dengan cara mengguna 15 data uji dimana dari 15 data terdapat 10 data dengan kondisi normal dan 5 dengan kondisi terdeteksi apnea.

### 6.1 Pengujian Hasil Akurasi Sensor

Di bagian ini akan dijabarkan pengujian sensor ECG untuk melihat tingkat akurasi pada pembacaan sensor ECG. Pengujian ini juga bertujuan untuk melihat sensor ECG sudah sesesuai dengan spesifikasinya. Dalam pengujian ada tatacara yang perlu dilakukan. Tatacara dalam pengujian sensor ECG sebagai berikut.

1. Mengalakan laptop yang telah ada perangkat lunak arduino IDE.
2. Menyambungkan mikrokontroler arduino uno ke laptop.
3. Menyambungkan setiap pin pada sensor dengan mikrokontrller arduino uno
4. Mengupload kode program sensor ECG pada Mikrtokontrller arduino uno.
5. Menganalisis dan menghitung jumlah BPM yang didapatkan oleh sesnsor ECG.
6. Menghitung secara manual BPM padas pergelangan tangan.
7. Membandingan jumlah BPM yang dihasilkan oleh sensor akurasi sensor dengan jumlah BPM secara manual.

Rumus akurasi sensor :

$$Akurasi = \frac{BPM\ manual - Selisih}{BPM\ manual} \times 100\% \quad (6.1)$$

### 6.1.1 Hasil dan Analisis Pengujian Sensor ECG

Setelah melakukan tahapan untuk melakukan pengujian sensor ECG seperti subbab di atas selanjutnya dilakukan analisis dari hasil pengengujian. Hasilnya bisa dilihat di bawah ini.

**Tabel 6.1 Pengujian Akurasi Sensor Ad8232**

Pengujian Oleh User Ke-N	Jumlah Detak Jantung Aktual (Menit)	Jumlah Detak Jantung Terbaca Sistem (Menit)	Akurasi Sistem (%)
1	70	67	95,7
2	68	65	95,5
3	72	66	91,6
4	67	65	97
5	68	64	94,1
6	70	65	92,8
7	71	66	92,9
8	69	67	97,1
9	72	68	94,4
10	73	69	94,5
rata-rata	70	66,2	94,56

$$Akurasi = \frac{\sum(BPM manual - Selisih)}{\sum BPM manual} \times 100\%$$

$$Akurasi = 94.56\%$$

Dari Hasil Perhitungan akurasi sensor ECG mendapat tingkat akurasi 91.42%. dengan hasil tersebut sensor ECG miliki tingkat akurasi yang sangat baik dan sensor ECG berfungsi sesuai dengan spesifikasinya.

## 6.2 Pengujian Akurasi Metode Klasifikasi KNN

Pada subbab pengujian akurasi metode klasifikasi KNN bertujuan melihat tingkat akurasi dalam perhitungan metode klasifikasi KNN. Pada pengujian ini dilakukan dengan menguji 6 partisipan menggunakan sistem yang sudah terimplementasikan metode klasifikasi KNN. 5 partisipan merupakan normal dan satu adalah terindikasi apnea. Hasil dari pengujian dibandingkan dengan kondisi partisipan. Untuk menghitung akurasi menggunakan persamaan sebagai berikut.

**Tabel 6.2 Pengujian Akurasi Metode Klasifikasi KNN**

user ke -n	Sensor ECG		Kondisi Partisipan	Hasil Komputasi Knn	Hasil Deteksi
	R-Peak	R-Interval			
1	475	800	Normal	Normal	Benar
2	439	815	Normal	Normal	Benar
3	424	775	Normal	Normal	Benar
4	431	775	Normal	Normal	Benar
5	456	707	Normal	Normal	Benar
6	477	734	Normal	Normal	Benar
7	507	902	Normal	Apnea	Salah
8	443	734	Normal	Normal	Benar
9	467	748	Normal	Normal	Benar
10	448	802	Normal	Normal	Benar
11	570	998	Apnea	Apnea	Benar
12	489	856	Apnea	Normal	Salah
13	600	980	Apnea	Apnea	Benar
14	570	936	Apnea	Apnea	Benar
15	620	1005	Apnea	Apnea	Benar

$$Akurasi = \frac{\text{jumlah data uji} - \text{kesalahan pengujian}}{\text{jumlah data uji}} \times 100$$

$$Akurasi = \frac{15 - 2}{15} \times 100$$

$$Akurasi = 86.6\%$$

### 6.3 Pengujian Komputasi Pemrosesan Sistem

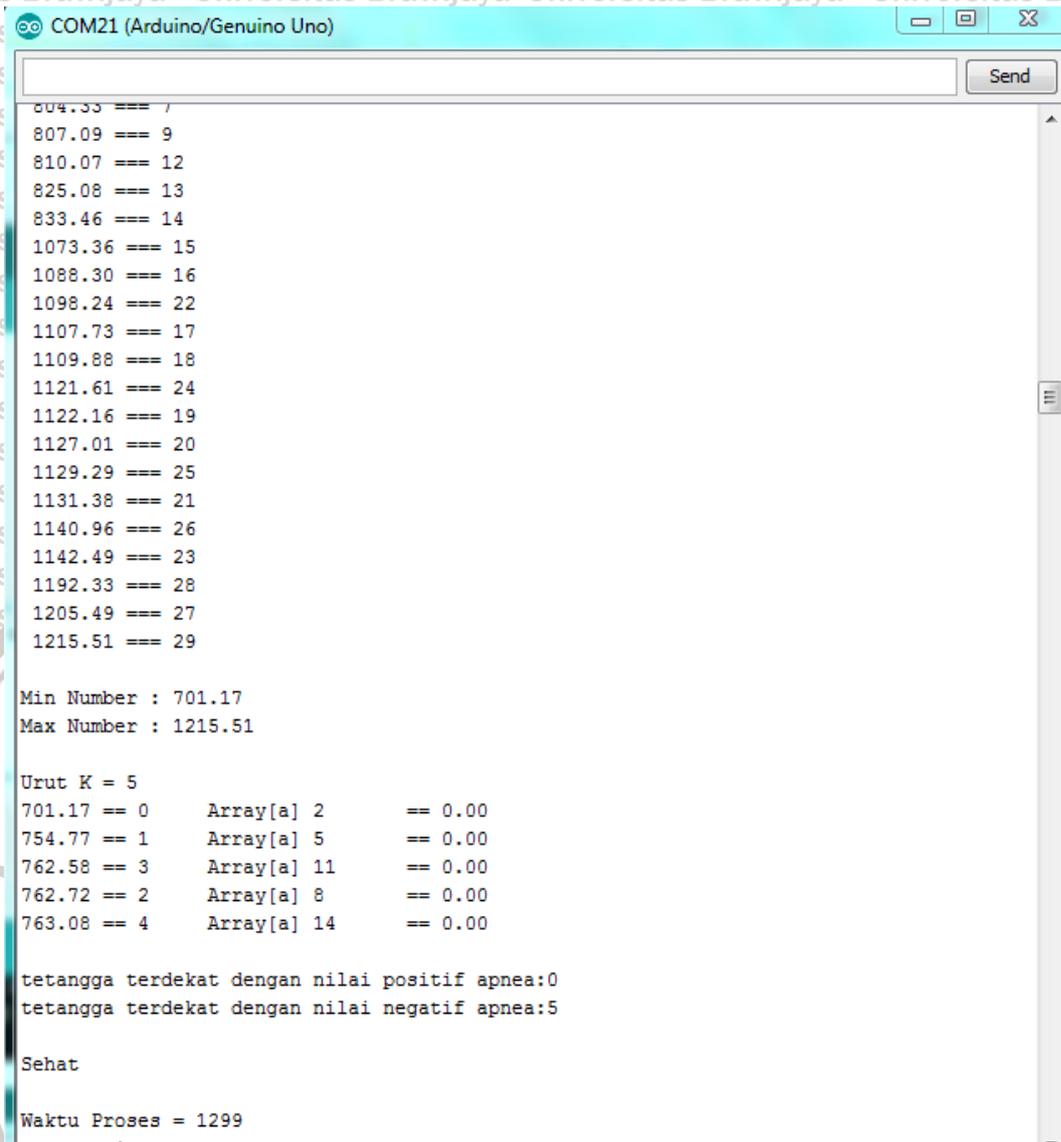
Pengujian ini dilakukan untuk memberitahu berapa sekian detik jangka waktu satu kali proses KNN dilakukan. Sehingga dapat dinyatakan tingkat kecepatan sistem dalam melakukan proses. Tatacara dalam pengujian waktu proses sebagai berikut.

1. Menyalakan laptop yang telah ada perangkat lunak arduino IDE.
2. Menyambungkan mikrokontroler arduino uno ke laptop.
3. Menyambungkan setiap pin pada sensor dengan mikrokontroler arduino uno
4. Mengupload kode program sensor ECG pada Mikrokontroler arduino uno.
5. Melihat pada serial monitor berapa millis yang tertera.
6. Perhitungan waktu proses dimulai dari dijalankannya sistem sampai perhitungan KNN selesai

**Tabel 6.3 Pengujian Waktu Komputasi Sistem**

Pengujian Data Ke -N	Nama Pengujian	Waktu Komputasi (Ms)
(1.)	Pengetesan Uji A	1299
(2.)	Pengetesan Uji B	1301
(3.)	Pengetesan Uji C	1280
(4.)	Pengetesan Uji D	1270
(5.)	Pengetesan Uji E	1288
(6.)	Pengetesan Uji F	1320
(7.)	Pengetesan Uji G	1230
(8.)	Pengetesan Uji H	1260
(9.)	Pengetesan Uji I	1277
(10.)	Pengetesan Uji J	1288
Rata-rata		1281,3

Berdasarkan **tabel 6.3** diatas dari hasil 10 kali pengujian diketahui bahwa rata-rata waktu proses berkisar 1281,3 ms atau setikar 1,28 detik. Dibawah ini adalah sampel tampilan waktu komputasi dari serial monitor.



Gambar 6.1 Tampilan Akhir dan Waktu komputasi Serial Monitor

## BAB 7 KESIMPULAN DAN SARAN

### 7.1 Kesimpulan

Setelah mengerjakan semua tahapan uji dan analisa akhirnya saya sebagai penulis dapat menyimpulkan beberapa hal. Yang pertama yaitu berdasarkan hasil pengujian sensor AD8232, tingkat akurasi sensor adalah 94.56% dan nilai errornya adalah 5,44%. Oleh karena itu bisa dikatakan bahwa sensornya mempunyai akurasi yang cukup tinggi. Yang kedua adalah tingkat keakuratan metode KNN yang dapat dilihat pada bab 6 adalah 86,6% yang mana merupakan hasil dari 15 kali pengujian. Dari informasi tersebut bisa dikatakan bahwa metode tersebut dapat berjalan dengan mulus. Kesimpulan terakhir adalah waktu yang diperlukan sistem dalam satu kali siklus sebesar 1281,1 ms. Merupakan waktu yang cukup banyak untuk satu kali siklus proses sistem berjalan.

### 7.2 Saran

Berikut ini adalah saran bagi pembaca yang hendak melakukan pengembangan dari penelitian ini supaya menjadi sistem yang lebih baik.

1. Memperbanyak sensor seperti sensor kadar oksigen dalam darah yang berguna sebagai parameter tambahan sehingga pengolahan klasifikasi lebih baik.
2. Mengganti metode KNN dengan metode lain sehingga mengurangi waktu komputasi dan meningkatkan akurasi.
3. Mengganti mikrokontroler dengan mikrokontroler yang memiliki prosesor lebih cepat sehingga mengurangi waktu proses sistem.

Memperbanyak jumlah pengujian sehingga meningkatkan keakuratan sistem.

## DAFTAR REFERENSI

Almazaydeh, L., Elleith, K., Faezipour, M., 2012. Detection of Obstructive Sleep Apnea Through ECG Signal Features. Department of Computer and Engineering Bridgeport, 978(2):12.

Arduino. 2017. Retrieved 01 12, 2019, from arduino.cc: <https://store.arduino.cc>

dr. Marianti., 2017. Sleep Apnea. Retrieved from <https://www.alodokter.com/sleep-apnea>

AWS . 2018. Arduino rev 3. Retrieved from <https://aws.robu.in/wp-content/uploads/2016/04/Captureas.jpg>

Belajar-IoT. 2018. Berbagai Macam Kabel Jumper Yang Harus Anda Ketahui. Retrieved from <https://belajariot.com/berbagai-macam-kabel-jumper/>

Electronics, EVA .2018. ECG MODULE AD8232 ECG MEASUREMENT PULSE HEART ECG MONITORING SENSOR MODULE KIT. Retrieved from <https://www.evakw.com>

FK, UNS., 2016. Keterampilan Diagnostik Pemeriksaan Elektrokardiografi (Ekg). Fakultas Kedokteran Universitas Sebelas Maret.

Floras, J. S., 2014. Sleep Apnea and Cardiovascular Risk. Journal of Cardiology Elsevier, 63(2014):3-8.

Kho, Dickson. 2019. Pengertian Piezoelectric Buzzer dan Cara Kerjanya. Retrieved from <https://teknikelektronika.com/pengertian-piezoelectric-buzzer-cara-kerja-buzzer/>

Laili, Almazaydeh., 2012. Detection of obstructive sleep apnea through ECG signal features. Department of Computer Science and Engineering University of Bridgeport

Lakes Community High School(2017). EKG Screening for Lakes Students. Retrieved from <https://www.chsd117.org/lchs/read/ekg-screening-for-lakes-students>

Latifah, Silminur., 2017. merancang sistem deteksi penyakit apnea tidur obstruktif menggunakan fast fourier transform pada elektrokardiogram. SKRIPSI, Jurusan Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Sebelas Maret

Mastin, Luk., 2018. [http://www.lukemastin.com/sleep/disorders\\_apnea.html](http://www.lukemastin.com/sleep/disorders_apnea.html) (Terakhir diakses pada 29 Januari 2019)

Mieghem, Carlos & Sabbe, Marc & Knockaert, Daniel., 2004. The clinical value of the ECG in noncardiac conditions. American College of Chest.

Ndaumanu, R. I., Kusriani, & Arief, M. R. 2014. Analisis Prediksi Tingkat Pengunduran Diri Mahasiswa dengan Metode K-Nearest Neighbor. *Jatis*.

OneMed. 2019. Onemed Ecg Elektroda. Retrieved from <http://onemedhealthcare.com/>

Permana, Dian., 2015. Desain Dan Implementasi Perancangan Elektrokardiograf (Ekg) Berbasis Bluetooth. Universitas Islam Negeri Sunan Gunung Djati Bandung

Seiseddos, V. C. R., Neto, J. E., Reyes, E. J. M., Klautau, A., & de Oliveira, R. C.L., 2011. New approach for T-wave end detection on electrocardiogram: Performance in noisy conditions. Biomedical Engineering Online, 10(1):1-11.

SM Team. 2017. *Cari Tahu Apa Bedanya Supervised vs Unsupervised Learning*. Retrieved 01 12, 2019, from [www.jagoanhosting.com](http://www.jagoanhosting.com): <https://www.jagoanhosting.com/blog/cari-tahu-apa-bedanya-supervised-vs-unsupervised-learning/>

Stevensarns. 2019. *Heart Rate Monitor AD8232, Arduino, Processing*. Retrieved from [www.instructables.com](http://www.instructables.com)

Teknomo, K. (2006). *What is K Nearest Neighbors Algorithm ?* Retrieved Januari 18, 2019, from <http://people.revoledu.com/kardi/tutorial/KNN/What-is-K-Nearest-Neighbor-Algorithm.html>

