



TUGAS AKHIR - EB184803

RANCANG BANGUN *ELECTROCARDIOGRAPHY*, *GALVANIC SKIN RESPONSE* DAN *SKIN TEMPERATURE* UNTUK MENDETEKSI STRES PADA MANUSIA

**Bangkit Nata Satria M
0731154000029**

**DOSEN PEMBIMBING:
Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T.
Fauzan Arrofiqi, S.T., M.T.**

**PROGRAM SARJANA
DEPARTEMEN TEKNIK BIOMEDIK
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020**



TUGAS AKHIR - EB184803

**DESIGN OF ELECTROCARDIOGRAPHY, GALVANIC SKIN
RESPONSE AND SKIN TEMPERATURE TO DETECT STRES IN
HUMAN**

**Bangkit Nata Satria M
0731154000029**

**DOSEN PEMBIMBING:
Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T.
Fauzan Arrofiqi, S.T., M.T.**

**UNDERGRADUATE PROGRAM
BIOMEDICAL ENGINEERING DEPARTMENT
FACULTY OF INTELLIGENT ELECTRICAL AND INFORMATICS
TECHNOLOGY
SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY
SURABAYA
2020**

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa sebagian maupun keseluruhan isi tugas akhir saya yang berjudul "**Rancang Bangun *Electrocardiography, Galvanic Skin Response Dan Skin Temperature* Untuk Mendeteksi Stres Pada Manusia**" Merupakan hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diizinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya mandiri. Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apa bila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Januari 2020



Bangkit Nata Satria M
NRP. 0731154000029

**Tugas Akhir disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Sarjana Teknik (ST)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

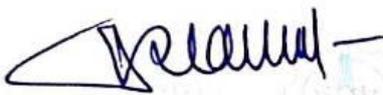
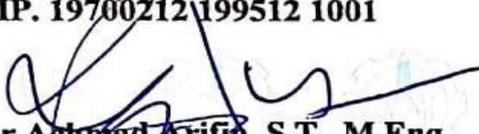
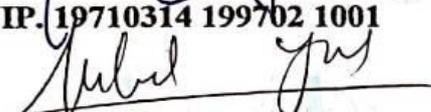
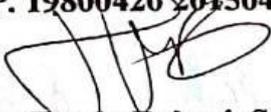
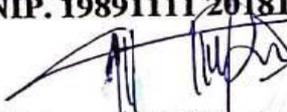
**Oleh
Bangkit Nata Satria M
NRP. 0731154000029**

**Tanggal Ujian : 6 Januari 2020
Periode Wisuda : Maret 2020**

Disetujui oleh :

Dosen Penguji :

Dosen Pembimbing :

- 
- 1. Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
NIP. 19700212199512 1001**
 - **2. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.
NIP. 19710314 199702 1001**
 - **3. Muhammad Yazid, B.Eng., M.Eng.
NIP. 19800420 201504 1001**
 - **4. Atar Fuady Babgei, S.T., M.Sc.
NIP. 19891111 201812 1001**
 - **5. Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T.
NIP. 19910325 201504 1001**

- 
- 1. Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T.
NIP. 19690529 199512 1001**
 - 2. Fauzan Arrofiqi, S.T., M.T.
NIP.**

**Ketua Departemen Teknik Biomedik,
Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.
NIP. 19710314 199702 1001**

**RANCANG BANGUN *ELECTROCARDIOGRAPHY, GALVANIC*
SKIN RESPONSE DAN *SKIN TEMPERATURE* UNTUK
MENDETEKSI STRES PADA MANUSIA**

Nama : Bangkit Nata Satria M

NRP : 073115400029

Dosen Pembimbing : 1. Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T.

2. Fauzan Arrofiqi, S.T.,M.T.

ABSTRAK

Stres merupakan masalah umum yang terjadi dalam kehidupan umat manusia yang disebabkan oleh banyak hal seperti kekhawatiran keuangan, pekerjaan, bahkan lingkungan sosial. Menurut saintis Hans Selye – *the father of stress research* – stres adalah pangkal dari banyak penyakit. Dalam dunia kesehatan, stres sangat berdampak besar dalam cikal-bakal penyakit yang jauh lebih berbahaya seperti meningkatkan kemungkinan terkena jantung koroner, tekanan darah, dan meningkatkan kemungkinan *infark miokard*. Dalam lingkungan akademik, stres merupakan pengalaman yang paling sering dialami oleh para siswa, baik yang sedang belajar di tingkat sekolah ataupun di perguruan tinggi. Hal tersebut dikarenakan banyaknya tuntutan akademik yang harus dihadapi, seperti ujian, tugas-tugas, dan lain sebagainya. Sejumlah peneliti telah menemukan bahwa siswa yang mengalami stres akan cenderung menunjukkan kemampuan akademik yang menurun, kesehatan yang memburuk, depresi, dan gangguan tidur. Maka dari itu dibuatlah alat instrumentasi *Electrocardiography* (ECG), *Galvanic Skin Response* (GSR), *Skin Temperature* (ST) dengan menggunakan metode *Fuzzy Logic Controller* (FLC) sebagai *decision maker*. Dari pengambilan data 10 subjek dilakukan pengujian menggunakan metode *Stroop Test*, hasilnya variable ECG dan GSR memiliki korelasi yang tinggi sekitar 80% dan 90% yang berarti nilai ECG dan GSR mengalami kenaikan sesuai dengan kenaikan stres. Sedangkan untuk ST korelasinya hanya 40%. Namun secara keseluruhan berdasarkan hasil *fuzzy* didapati bahwa 100% subjek mengalami peningkatan stres pada saat pengujian metode *Stroop Test*. Selain itu, hasil deteksi stres dari alat yang telah dibuat dibandingkan dengan hasil survey psikologis untuk memvalidasi hasil akhir, didapati akurasi 90% dengan satu hasil salah dan sembilan hasil deteksi benar. Ini menunjukkan bahwa sistem yang diciptakan sudah berjalan dengan baik.

Keywords: Stres, *Electrocardiography*, *Galvanic Skin Response*, *Skin Temperature*, *Fuzzy Logic Controller*.

**DESIGN OF ELECTROCARDIOGRAPHY, GALVANIC SKIN
RESPONSE AND SKIN TEMPERATURE TO DETECT
STRESS IN HUMAN**

Name : Bangkit Nata Satria M
NRP : 073115400029
Lecturer : 1. Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T.
2. Fauzan Arrofiqi, S.T.,M.T.

ABSTRACT

Stress is a common problem that occurs in the life of mankind caused by many things such as financial worries, work, and even the social environment. According to scientist Hans Selye - the father of stress research - stress is the root of many diseases. In the world of health, stress has a profound effect on the origin of far more dangerous diseases such as increasing the likelihood of coronary heart disease, blood pressure, and increasing the likelihood of myocardial infarction. In an academic environment, stress is the experience most often experienced by students, both who are studying at the school level or in college. That is because of the many academic demands that must be faced, such as examinations, assignments, and so forth. A number of researchers have found that students who experience stress will tend to show decreased academic ability, deteriorating health, depression, and sleep disorders. Therefore the instrumentation instrument was made of Electrocardiography (ECG), Galvanic Skin Response (GSR), Skin Temperature (ST) using the Fuzzy Logic Controller (FLC) method as a decision maker. From the data collection 10 subjects were tested using the Stroop Test method, the results were that the ECG and GSR variables had a high correlation of around 80% and 90%, which meant that the ECG and GSR values increased according to the increase in stress. Whereas for ST the correlation is only 40%. But overall based on fuzzy results found that 100% of subjects experienced an increase in stress when testing the Stroop Test method. In addition, the results of stress detection from tools that have been made are compared with the results of psychological surveys to validate the final results, found to be 90% accuracy with one wrong result and nine correct detection results. This shows that the system created was running well.

Keywords: Stress, Electrocardiography, Galvanic Skin Response, Skin Temperature, Fuzzy Logic Controller.

KATA PENGANTAR

Penulis mengucapkan puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa karena hanya atas kasih sayang-Nya penulis mampu menyelesaikan Tugas Akhir ini dengan lancar dan dapat selesai tepat pada waktunya. Penulis juga mengucapkan terima kasih atas bantuan dari berbagai pihak, maka penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Orang tua serta keluarga penulis yang selalu memberi doa dan dukungan penuh dalam hal apapun.
2. Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T. dan Fauzan Arrofiqi, S.T., M.T. selaku dosen pembimbing yang senantiasa membimbing, mengarahkan, dan menginspirasi penulis selama pengerjaan penelitian ini.
3. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng. selaku kepala departemen yang telah memberi inspirasi, motivasi, serta bimbingan selama pengerjaan Tugas Akhir terlebih selama perkuliahan di ITS.
4. Rekan-rekan Teknik Biomedik angkatan 2015 yang sangat saya sayangi.
5. Bapak Ibu dosen pengajar Teknik Biomedik ITS.
6. Serta seluruh pihak yang tidak dapat disebutkan satu per satu yang telah membantu penulis hingga Tugas Akhir ini bisa diselesaikan dengan semaksimal mungkin.

Terlepas dari semua itu, penulis sadar bahwa masih terdapat kekurangan pada berbagai aspek dan masih banyak hal yang perlu diperbaiki. Oleh karena itu, penulis dengan terbuka menerima kritik dan saran dari pembaca agar dapat memperbaiki Tugas Akhir ini. Semoga penelitian ini dapat memberikan manfaat untuk banyak orang dan dapat dikembangkan lebih baik lagi pada penelitian selanjutnya.

Surabaya, Januari 2020

Penulis

DAFTAR ISI

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR.....	iii
PENGESAHAN	iv
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vi
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL.....	xiii
BAB 1.....	1
PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	2
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
1.6 Kontribusi	3
BAB 2.....	4
KAJIAN PUSTAKA.....	4
2.1 Stres	4
2.2 Kulit Manusia	6
2.2.1 Kulit Sebagai Pengatur Suhu Tubuh	6
2.2.2 Kulit Sebagai Media Sekresi	7
2.2.3 Pengaruh Stres Terhadap Kulit	8
2.3 Jantung Manusia.....	8
2.3.1 Pengaruh Stres Terhadap Jantung	12
2.4 <i>Electrocardiography</i> (ECG).....	12
2.5 <i>Galvanic Skin Response</i> (GSR).....	14
2.6 <i>Skin Temperature</i> (ST)	15
2.7 Instrumentasi ECG	15
2.8 Instrumentasi ST.....	16
2.9 Instrumentasi GSR.....	16

2.10	Pengolahan Sinyal ECG, GSR, ST	17
2.10.1	<i>Fuzzy Logic Controller</i>	18
BAB 3	22
PERANCANGAN SISTEM		22
3.1	Studi Literatur.....	22
3.2	Perancangan <i>Hardware</i>	22
3.2.1	Perancangan <i>Hardware</i> ECG.....	22
3.2.2	Perancangan <i>Hardware</i> ST	27
3.2.3	Perancangan <i>Hardware</i> GSR	28
3.3	Perancangan <i>Software</i>	31
3.3.1	<i>Software</i> ADC	31
3.3.2	<i>Software</i> Pan-Tomkins	32
3.3.1	<i>Fuzzy Logic Controller</i>	34
3.4	Metode Validasi.....	39
BAB 4	40
PENGUJIAN SISTEM.....		40
4.1	Pengujian Rangkaian ECG	40
4.1.1	Pengujian Rangkaian HPF	40
4.1.2	Pengujian Rangkaian Instrumentasi Amplifier	41
4.1.3	Pengujian Rangkaian LPF.....	42
4.1.4	Pengujian <i>Output</i>	44
4.2	Pengujian Rangkaian ST	44
4.3	Pengujian Rangkaian GSR	46
4.4	Pengujian <i>Software</i>	46
4.4.1	<i>Software</i> ADC.....	46
4.4.2	<i>Software</i> Pan-Tomkins.....	47
4.4.3	<i>Software Fuzzy</i>	51
4.5	Hasil Metode Validasi	53
BAB 5	56
PEMBAHASAN		56
5.1	Pembahasan Rangkaian ECG	56
5.1.1	Pembahasan Rangkaian HPF	56
5.1.2	Pembahasan Rangkaian Instrumentasi Amplifier.....	56
5.1.3	Pembahasan Rangkaian LPF	56

5.1.4	Pembahasan <i>Output</i>	57
5.2	Pembahasan Rangkaian ST	57
5.3	Pembahasan Rangkaian GSR	58
5.4	Pembahasan <i>Software</i>	58
5.4.1	Pemabahasan <i>Software</i> ADC	58
5.4.2	Pemabahasan <i>Software</i> Pan-Tomkins	58
5.4.3	Pemabahasan <i>Software</i> <i>Fuzzy</i>	59
5.5	Pembahasan Metode Pengujian	60
BAB 6	62
KESIMPULAN DAN SARAN		62
6.1	Kesimpulan	62
6.2	Saran	62
DAFTAR PUSTAKA		63
BIODATA PENULIS		65

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Otonomi Kulit [13]	7
Gambar 2.3	Anatomi Jantung [12]	9
Gambar 2.2	Proses Kontraksi Jantung Manusia [12]	9
Gambar 2.4	Fase Depolarization dan Repolarization Jantung [12]	10
Gambar 2.5	Morfologi Sinyal ECG [12]	11
Gambar 2.6	Sistem listrik jantung [4]	11
Gambar 2.7	Morfologi ECG [4]	13
Gambar 2.8	Area respon elektrodermal pada tangan [6]	14
Gambar 2.9	Sensor DS18B20 [9]	17
Gambar 2.10	Diagram blok <i>fuzzy logic controller</i> [16]	20
Gambar 2.11	Fishbone diagram	21
Gambar 3.1	Diagram blok rencana sistem	22
Gambar 3.2	Rancangan <i>hardware</i> ECG	23
Gambar 3.3	Instrumentasi rancangan ECG	23
Gambar 3.4	Rangkaian <i>power supply</i>	24
Gambar 3.5	Rangkaian tegangan referensi	24
Gambar 3.6	Rangkaian HPF	25
Gambar 3.7	Skematik AD620 [15]	25
Gambar 3.8	Rangkaian LPF	26
Gambar 3.9	Rangkaian DRL	26
Gambar 3.10	Koneksi DS18B20 dan <i>pull-up</i> resistor [9]	27
Gambar 3.11	Arduino pro mini	27
Gambar 3.12	Skema rangkaian pendeteksi konduktivitas kulit.	28
Gambar 3.13	Cara pembuatan sensor GSR	29
Gambar 3.14	Sensor GSR	30
Gambar 3.15	Modul GSR	31
Gambar 3.16	<i>Interface software</i> ADC	32
Gambar 3.17	<i>Interface software</i> Pan-Tomkins	33
Gambar 3.18	<i>Membership function</i> heart beat	34
Gambar 3.19	<i>Membership function</i> suhu tubuh	34
Gambar 3.20	<i>Membership function</i> resistansi kulit	35
Gambar 3.21	<i>Interface</i> proses <i>fuzzy</i>	39
Gambar 4.1	Pengujian HPF rangkaian ECG	40
Gambar 4.2	Hasil pengujian HPF	40
Gambar 4.3	Pengujian IA rangkaian ECG	42
Gambar 4.4	Hasil pengujian IA dengan <i>input</i> 0.001 V	42
Gambar 4.5	Hasil pengujian instrumentasi amplifier dengan <i>input</i> 0.002 V ...	42
Gambar 4.6	Pengujian LPF rangkaian ECG	43
Gambar 4.7	Hasil pengujian LPF	44
Gambar 4.8	Hasil pengujian <i>output</i> ECG	44
Gambar 4.9	Pengujian rangkaian ST	44
Gambar 4.10	Pengujian sensor suhu	45
Gambar 4.11	Hasil suhu menggunakan termometer dan dan ST	45

Gambar 4.12 Pengujian sensor GSR	46
Gambar 4.13 Grafik hasil pengujian.....	47
Gambar 4.14 Sinyal pengiriman ADC di komputer	47
Gambar 4.15 Grafik perubahan suhu.....	48
Gambar 4.16 Nilai akhir suhu ST	48
Gambar 4.17 Grafik perubahan konduktansi.....	48
Gambar 4.18 Nilai akhir konduktansi GSR.....	48
Gambar 4.19 Hasil filter BPF	49
Gambar 4.20 Hasil <i>derivative</i>	49
Gambar 4.21 Hasil <i>squaring</i>	49
Gambar 4.22 Hasil window	49
Gambar 4.23 Hasil <i>thresholding</i>	50
Gambar 4.24 Hasil <i>sign</i>	50
Gambar 4.25 Nilai BPM dengan metode Pan-Tomkins	50
Gambar 4.26 Hasil fuzzifikasi miu <i>heart rate</i>	51
Gambar 4.27 Hasil miu <i>heart rate</i> disetiap membership funciton	51
Gambar 4.28 Hasil fuzzifikasi miu resistansi	51
Gambar 4.29 Hasil miu resistansi disetiap membership funciton	52
Gambar 4.30 Hasil fuzzifikasi miu temperatur	52
Gambar 4.31 Hasil miu temperatur disetiap membership function.....	52
Gambar 4.32 Hasil agregasi dan COG dari 3 <i>input</i>	52
Gambar 4.33 Hasil pendeteksi stres	53
Gambar 4.34 Hasil grafik COG sebelum dan sesudah <i>stroop test</i>	54
Gambar 4.35 Hasil grafik ECG sebelum dan sesudah <i>stroop test</i>	54
Gambar 4.36 Hasil grafik GSR sebelum dan sesudah <i>stroop test</i>	54
Gambar 4.37 Hasil grafik ST sebelum dan sesudah <i>stroop test</i>	54

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1 Threshold 3 variabel [17]	34
Tabel 3.2 <i>Rules heartbeat</i> rendah.....	35
Tabel 3.3 <i>Rules heartbeat</i> sedang.....	35
Tabel 3.4 <i>Rules heartbeat</i> cukup.....	35
Tabel 3.5 <i>Rules heartbeat</i> tinggi	35
Tabel 3.6 Total <i>rules</i> yang dihasilkan	36
Tabel 4.1 Hasil pengujian HPF	41
Tabel 4.2 Hasil pengujian LPF.....	43
Tabel 4.3 Hasil pengujian ST	45
Tabel 4.4 Hasil pengujian GSR	46
Tabel 4.5 Perbandingan HB	47
Tabel 4.6 Hasil pengambilan data sebelum <i>stroop test</i>	53
Tabel 4.7 Hasil pengambilan data sesudah <i>stroop test</i>	53
Tabel 4.8 Hasil pengambilan data menggunakan survey	55
Tabel 4.9 Hasil pengambilan data menggunakan sistem.....	55

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Stres merupakan masalah umum yang terjadi dalam kehidupan umat manusia dan dewasa ini stres merupakan sebuah atribut kehidupan modern. Hal ini dikarenakan stres sudah menjadi bagian hidup yang tidak bisa terelakkan baik di lingkungan sekolah, kerja, keluarga, atau dimanapun, stres bisa dialami oleh seseorang [1]. Stres adalah tekanan internal maupun eksternal serta kondisi bermasalah lainnya dalam kehidupan (*an internal and eksternal pressure and other troublesome condition in life*). Dalam definisi lain stres juga merupakan suatu keadaan tertekan baik itu secara fisik maupun psikologis.

Secara keilmuan stres dapat dibagi menjadi dua macam, yaitu : *distres* dan *eustres*. *Distres* merupakan jenis stres negatif yang sifatnya mengganggu individu yang mengalaminya, sedangkan *eustres* adalah jenis stres yang sifatnya positif atau membangun. Individu yang mengalami stres memiliki beberapa gejala atau gambaran yang dapat diamati secara subjektif maupun objektif. Beberapa ciri individu yang terindikasi mengalami stres adalah sebagai berikut : pertama gejala fisik, gejala stres yang berkaitan dengan kondisi dan fungsi fisik atau tubuh dari seseorang. Kedua gejala emosional, gejala stres yang berkaitan dengan keadaan psikis dan mental seseorang. Ketiga gejala intelektual, gejala stres yang berkaitan dengan pola pikir seseorang. Keempat gejala interpersonal, gejala stres yang mempengaruhi hubungan dengan orang lain, baik di dalam maupun di luar rumah.

Selain itu, stres terjadi melalui beberapa fase atau tahap yang memiliki efek samping yang berbeda-beda. Tahap pertama stres justru dapat membuat seseorang lebih bersemangat, penglihatan lebih tajam, peningkatan energi, rasa puas dan senang, muncul rasa gugup tapi mudah diatasi. Tahap kedua menunjukkan kelelahan, otot tegang, gangguan pencernaan. Tahap ketiga mulai terasa gejala seperti tegang, sulit tidur, badan terasa lesu dan lemas. Tahap keempat dan kelima seseorang akan tidak mampu menanggapi situasi dan konsentrasi menurun dan mengalami insomnia. Tahap keenam yaitu tahap terakhir gejala yang muncul detak jantung meningkat, gemetar sehingga dapat pula mengakibatkan pingsan. Berdasarkan uraian diatas dapat disimpulkan tahapan stres terbagi menjadi 6 tahapan yang tingkatan gejalanya berbeda-beda di setiap tahapan.

Dalam dunia kesehatan, stres sangat berdampak besar dalam cikal-bakal penyakit yang berbahaya seperti meningkatkan kemungkinan terkena jantung koroner, tekanan darah, dan meningkatkan kemungkinan infark miokard. Bahkan dalam jangka waktu yang lebih lama, stres dapat menyerang tubuh manusia dalam hal penekanan sistem kekebalan tubuh, penghambatan respon inflamasi, infertilitas dan penyakit diabetes [2]. Menurut saintis Hans Selye – *the father of stress research* – yang memperkenalkan teori bahwa stres adalah pangkal dari banyak penyakit [3].

Dalam lingkungan akademik, stres merupakan pengalaman yang paling sering dialami oleh para siswa, baik yang sedang belajar di tingkat sekolah ataupun di perguruan tinggi. Hal tersebut dikarenakan banyaknya tuntutan akademik yang harus dihadapi, misalnya ujian, tugas-tugas, dan lain sebagainya. Sejumlah peneliti telah menemukan bahwa siswa yang mengalami stres akan cenderung menunjukkan kemampuan akademik yang menurun, kesehatan yang memburuk, depresi, dan gangguan tidur [1].

Dengan keberadaan stres yang tidak bisa terelakan oleh setiap orang maka dari itu, dirasa perlu untuk menciptakan suatu alat yang dapat mengidentifikasi tingkatan stres. Dewasa ini mengidentifikasi permasalahan stres melalui metode psikologi sudah banyak digunakan. Namun dirasa perlu untuk mengidentifikasi dan mengukur tingkat stres secara fisiologi menggunakan sinyal tubuh seperti *Galvanic Skin Response (GSR)*, *Electrocardiography (ECG)*, dan *Skin Temperature (ST)*. Instrumentasi tersebut merupakan beberapa prediktor yang dianggap mampu untuk mendeteksi tingkat stres seseorang dengan gabungan metode *fuzzy* yang akan mengklasifikasikan tingkat stres untuk beberapa tingkatan.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, dapat dirumuskan beberapa permasalahan dalam tugas akhir ini antara lain: Bagaimana menciptakan sebuah alat yang dapat mendeteksi stres sehingga dapat dilakukan penanganan preventif agar stres tidak berlanjut ke tahap yang lebih berbahaya. Bagaimana cara menggolongkan stres menjadi 4 tingkatan. Menggunakan *fuzzy* sebagai metode untuk *decision maker*.

1.3 Batasan Masalah

Berdasarkan rumusan masalah dan latar belakang yang telah dijelaskan, dapat dirumuskan batasan masalah antara lain: Pertama, parameter perhitungan akan menggunakan 3 *input* antara lain: karakteristik sinyal jantung dalam domain waktu, resistansi kulit atau timbal balik dan konduktansi kulit yang diukur oleh GSR dan keadaan suhu tubuh yang diukur oleh ST. Kedua, tingkatan stres akan digolongkan menjadi 4 parameter yaitu: stres rendah, stres sedang, stres cukup dan stres tinggi. Ketiga, data yang digunakan adalah data primer yang didapat dari subjek secara langsung dengan banyak subjek 10 orang.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari tugas akhir ini adalah untuk menganalisis sinyal jantung yang nantinya dapat mengidentifikasi tingkatan stres pada manusia. Selain itu juga, akan dianalisis hasil pengambilan sinyal dari konduktifitas kulit (kulit jari) serta perbedaan suhu tubuh untuk setiap keadaannya yang nantinya juga akan digolongkan menjadi beberapa tingkatan stres tertentu.

Sebelum menganalisis sinyal dari jantung, konduktifitas kulit, dan suhu tubuh akan terlebih dahulu membuat alat instrumentasi yaitu ECG, GSR, ST. Pembuatan

alat ini juga menjadi tujuan dari tugas akhir. Dan tujuan terakhir adalah mengetahui instrumentasi dan penggunaan *fuzzy* sebagai *decision maker*.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat yang dapat diperoleh dari penelitian ini termasuk manfaat teoritis dan manfaat praktis. Manfaat teoritis yang didapat adalah menjadi suatu pengembangan untuk memperkaya pengetahuan dan *hardskill* dalam bidang biomedik. Pengembangan ini diharapkan dapat menghasilkan *paper* yang berguna dalam bidang penelitian maupun pendidikan.

Manfaat praktis yang diperoleh yaitu terciptanya suatu sistem alat yang dapat mendeteksi tingkatan stres pada subjek manusia sehingga kita dapat melakukan langkah-langkah penganggulan agar tidak terjadi stres berlanjut.

1.6 Kontribusi

Kontribusi dari penelitian ini meliputi kontribusi ilmiah dan kontribusi praktis. Kontribusi ilmiah yang diharapkan dalam penelitian ini dapat memperkaya pengetahuan mengenai pengembangan instrumentasi dan metode pendeteksi stres pada manusia serta menjadi referensi atau sumber baru bagi penelitian berikutnya.

Kontribusi praktis yang diharapkan dalam penelitian ini meliputi sektor pemerintah, sektor swasta, dan sektor publik (masyarakat). Kontribusi praktis yang bagi pemerintah adalah dapat mendukung program pemerintah untuk meningkatkan kualitas hidup masyarakat, khususnya pada bidang kesehatan. Kontribusi praktis bagi pihak swasta adalah dapat memberikan peluang pengembangan teknologi instrumentasi klinis, khususnya teknologi yang berkaitan dengan pendeteksi stres dini. Kontribusi praktis bagi masyarakat adalah dapat membantu pencegahan dampak stres berlebih sehingga dapat meningkatkan kualitas hidup masyarakat.

BAB 2

KAJIAN PUSTAKA

2.1 Stres

Stres merupakan masalah umum yang terjadi dalam kehidupan umat manusia dan dewasa ini merupakan sebuah atribut kehidupan modern. Hal ini dikarenakan stres sudah menjadi bagian hidup yang tidak bisa terelakkan baik di lingkungan sekolah, kerja, keluarga, atau dimanapun, stres bisa dialami oleh seseorang [1]. Stres adalah tekanan internal maupun eksternal serta kondisi bermasalah lainnya dalam kehidupan (*an internal and eksternal pressure and other troublesome condition in life*). Dalam definisi lain stres juga merupakan suatu keadaan tertekan baik itu secara fisik maupun psikologis.

Secara keilmuan stres dapat dibagi menjadi dua macam, yaitu : *distres* dan *eustres*. *Distres* merupakan jenis stres negatif yang sifatnya mengganggu dan berpengaruh langsung terhadap reaksi fisik sang penderita. Sedangkan reaksi secara kejiwaan terhadap stressor biasa disebut dengan depresi. *Eustres* adalah jenis stres yang sifatnya positif atau membangun.

Individu yang mengalami stres memiliki beberapa gejala yang dapat diamati secara subjektif dan objektif. Beberapa ciri individu yang terindikasi mengalami stres adalah sebagai berikut : pertama gejala fisik, gejala stres yang berkaitan dengan kondisi dan fungsi fisik atau tubuh dari seseorang. Kedua gejala emosional, gejala stres yang berkaitan dengan keadaan psikis dan mental seseorang. Ketiga gejala intelektual, gejala stres yang berkaitan dengan pola pikir seseorang. Keempat gejala interpersonal, gejala stres yang mempengaruhi hubungan dengan orang lain, baik di dalam maupun di luar rumah.

Pada saat seseorang mengalami stres ada dua aspek utama dari dampak yang ditimbulkan akibat stres yang terjadi, yaitu aspek fisik dan aspek psikologis : aspek fisik merupakan aspek yang berdampak pada menurunnya kondisi seseorang pada saat stres sehingga orang tersebut mengalami sakit pada organ tubuhnya, seperti sakit kepala, gangguan pencernaan. Aspek psikologis merupakan aspek yang terdiri dari gejala kognisi, gejala emosi, dan gejala tingkah laku. Masing-masing gejala tersebut mempengaruhi kondisi psikologis seseorang dan membuat kondisi psikologisnya menjadi negatif, seperti menurunnya daya ingat, merasa sedih dan menunda pekerjaan. Hal ini dipengaruhi oleh berat atau ringannya stres. Berat atau ringannya stres yang dialami seseorang dapat dilihat dari dalam dan luar diri mereka yang menjalani kegiatan akademik di kampus.

Setiap teori yang berbeda memiliki konsepsi atau sudut pandang yang berbeda dalam melihat penyebab dari berbagai gangguan fisik yang berkaitan dengan stres. Secara sudut pandang, ada beberapa jenis cara untuk melihat stres dengan sudut pandang yang berbeda antara lain: Pertama, sudut pandang psikodinamik mendasarkan diri mereka pada asumsi bahwa gangguan tersebut muncul sebagai

akibat dari emosi yang direpres. Hal-hal yang direpres akan menentukan organ tubuh mana yang terkena penyakit. Sebagai contoh, apabila seseorang merepres kemarahan, maka berdasarkan pandangan ini kondisi tersebut dapat memunculkan *essential hypertension*. Kedua, sudut pandang biologis salah satu sudut pandang biologis adalah *somatic weakness model*. Model ini memiliki asumsi bahwa hubungan antara stres dan gangguan psikofisiologis terkait dengan lemahnya organ tubuh individu. Faktor biologis seperti misalnya genetik ataupun penyakit yang sebelumnya pernah diderita membuat suatu organ tertentu menjadi lebih lemah daripada organ lainnya, hingga akhirnya rentan dan mudah mengalami kerusakan ketika individu tersebut dalam kondisi tertekan dan tidak fit. Ketiga, sudut pandang kognitif dan perilaku menekankan pada bagaimana individu mempersepsi dan bereaksi terhadap ancaman dari luar. Seluruh persepsi individu dapat menstimulasi aktivitas sistem simpatetik dan pengeluaran hormon stres. Munculnya emosi yang negatif seperti perasaan cemas, kecewa dan sebagainya dapat membuat sistem ini tidak berjalan dengan berjalan lancar dan pada suatu titik tertentu akhirnya memunculkan penyakit. Berdasarkan penelitian diketahui bahwa bagaimana seseorang mengatasi kemarahannya ternyata berhubungan dengan penyakit tekanan darah tinggi.

Masing-masing individu memiliki ketahanan yang berbeda-beda dalam menghadapi suatu permasalahan. Sehingga tidak bisa disamakan batas awal seorang mengalami stres berdasarkan berat masalahnya. Kemampuan individu dalam bertahan stres sehingga tidak membuat kepribadiannya “berantakan” disebut dengan tingkat toleransi terhadap stres. Individu dengan kepribadian yang lemah bila dihadapkan pada stres yang kecil sekalipun akan menimbulkan perilaku abnormal. Berbeda dengan individu yang berkepribadian kuat, meskipun dihadapkan pada stres yang ego involved kemungkinan besar akan mampu mengatasi kondisinya.

Karena beban atau beratnya masalah tidak dapat menjadi tolak ukur stres maka didapatkan cara lain yaitu dengan melihat reaksi individu dalam menghadapi suatu permasalahan yang selanjutnya dapat dipetakan dalam tahapan stres. Pertama, stres dapat membuat seseorang lebih bersemangat, penglihatan lebih tajam, peningkatan energi, rasa puas dan senang, muncul rasa gugup tapi mudah diatasi. Pada tahap awal ini stres memiliki dampak positif terhadap psikologis manusia atau yang disebut *eustress*. Tahap kedua menunjukkan kelelahan, otot tegang, gangguan pencernaan. Pada tahap kedua sudah mulai menimbulkan dampak ke organ tubuh individu. Tahap ketiga mulai terasa gejala seperti tegang, sulit tidur, badan terasa lesu dan lemas. Pada tahap ketiga biasanya gejala ini terjadi berulang-ulang dan tidak bergairah, padahal jika dilihat dari kegiatan yang dikerjakan individu mungkin tidak banyak melakukan aktifitas berat. Tahap keempat dan kelima seseorang akan tidak mampu menanggapi situasi dan konsentrasi menurun dan mengalami insomnia. Tahap keenam yaitu tahap terakhir gejala yang muncul detak jantung meningkat, gemetar sehingga dapat pula mengakibatkan pingsan. Berdasarkan

uraian diatas dapat disimpulkan tahapan stres terbagi menjadi 6 tahapan yang tingkatan gejalanya berbeda-beda di setiap tahapan.

2.2 Kulit Manusia

Kulit merupakan organ yang *essential*, sangat kompleks, elastis, *sensitive*, vital Kulit merupakan pembungkus yang elastik yang melindungi tubuh dari pengaruh lingkungan, serta merupakan cerminan kesehatan dan kehidupan. Bervariasi pada keadaan iklim, umur, sex, ras, dan juga bergantung pada lokasi tubuh. Merupakan alat tubuh yang terberat dan terluas ukurannya, yaitu 15 persen dari berat tubuh dan luasnya 1,50-1,75m². Rata-rata tebal kulit 1-2 mm. Paling tebal (6mm) terdapat di telapak tangan dan kaki dan yang paling tipis (0,5 mm) terdapat di penis.

Kulit diciptakan sedemikian rupa sehingga mempunyai fungsi bermacam-macam untuk menyesuaikan tubuh dengan lingkungan. Beberapa fungsi yang menjadi fokus dalam tugas akhir kali ini adalah kulit sebagai pengatur suhu tubuh dan sebagai media sekresi yaitu keringat yang akan mempengaruhi resistansi dan konduktansi kulit

2.2.1 Kulit Sebagai Pengatur Suhu Tubuh

Suhu tubuh didefinisikan sebagai salah satu tanda vital yang menggambarkan status kesehatan sehingga dapat menggambarkan beberapa penyakit salah satunya adalah stres. Dibandingkan dengan primata lainnya, manusia mempunyai kemampuan yang lebih besar untuk mentolerir suhu tinggi oleh karena banyaknya kelenjar keringat, dan kulitnya hanya ditumbuhi oleh rambut halus. Di dalam tubuh energi panas dihasilkan oleh jaringan aktif terutama dalam otot, kemudian juga dalam alat keringat, lemak, tulang, jaringan ikat, serta saraf. Energi panas yang dihasilkan didistribusikan ke seluruh tubuh melalui sirkulasi darah, namun suhu bagian-bagian tubuh tidak merata. Suhu tubuh dapat digolongkan menjadi 2 bagian yaitu: suhu inti dan suhu kulit. Dari kedua jenis ini ada perbedaan yang cukup signifikan terhadap suhu sehingga perlu dipahami lebih jauh begitu pula terkait dengan cara pengukuran suhunya dengan pengambilan tempat yang berbeda-beda.

Sebagian besar panas yang diproduksi di dalam tubuh merupakan hasil oksidasi, maka sumber utama panas adalah jaringan yang paling aktif, yaitu hati, kelenjar sekresi, dan otot. Ketiganya merupakan lebih dari separuh tubuh, begitulah maka suhu masing-masing jaringan dapat berbeda tergantung pada derajat metabolismenya, kecepatan darah yang mengalir ke dalamnya, dan perbedaan suhunya dengan jaringan disekitarnya.

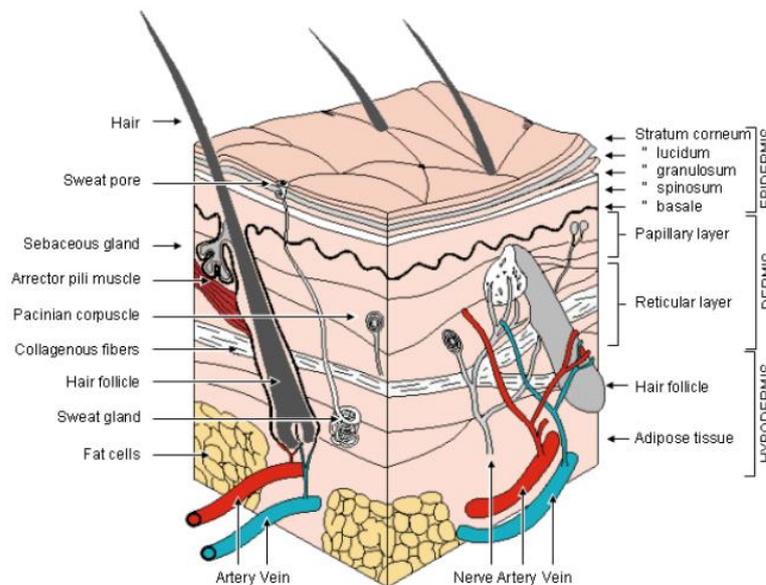
Suhu yang diukur serentak di mulut, ketiak, dan pelepasan (rektum) biasanya berbeda meskipun tidak lebih dari 1°C. Hasil pengukuran pelepasan suhu biasanya yang tertinggi, sehingga suhu ini dianggap sebagai petunjuk yang terbaik bagi suhu inti tubuh. Karena suhu rektal dapat mencapai 0,3°C lebih tinggi dari suhu aorta, maka panas di dalam rektum itu diduga merupakan hasil kerja bakteri. Sebaliknya, mungkin saja dijumpai suhu pelepasan yang lebih rendah dan suhu aorta bila kaki dingin. Suhu ketiak dapat dikata selalu lebih rendah (biasanya 0,6°C)

dari suhu mulut apalagi pengukurannya cukup sulit untuk mendapatkan hasil yang teliti.

Di daerah yang beriklim dingin, suhu tubuh hampir selalu lebih tinggi dibanding suhu lingkungan dan selalu saja terjadi kehilangan panas lewat kulit, sehingga suhu kulit dapat mencapai 17°C bila suhu udara cukup dingin. Oleh karenanya terdapat perbedaan suhu yang sangat besar antara tubuh bagian dalam, lemak kulit maupun kulit itu sendiri, misalnya bagian dalam $37,2^{\circ}\text{C}$, otot $36,2^{\circ}\text{C}$, lemak kulit $33,6^{\circ}\text{C}$, kulit $33,0^{\circ}\text{C}$ dalam ruangan yang bersuhu $18,5^{\circ}\text{C}$. Suhu kulit seseorang juga dapat berbeda pada satu dan lain tempat. Di dalam ruangan yang bersuhu 18°C jelas bahwa suhu kulit lengan atas jauh lebih tinggi dibanding suhu ujung jari. Tentu saja gambaran hasil pengukuran suhu tidak selalu demikian, sebab adanya vasodilatasi maupun aktivitas otot dapat mempengaruhinya. Suhu kulit yang sangat bervariasi dari 20°C sampai 40°C dimana dalam keadaan suhu lingkungan yang terlalu dingin, suhunya dapat turun lagi mencapai 18°C dan naik sampai 45°C bila panas.

2.2.2 Kulit Sebagai Media Sekresi

Kulit berfungsi sebagai alat ekskresi karena adanya kelenjar keringat apokrin dan ekrin. Mereka mengeluarkan zat mereka langsung keluar ke permukaan tubuh, bukan ke dalam aliran darah. Meskipun mereka berdua digulung, kelenjar tubular, ada beberapa perbedaan antara keduanya. Salah satu dampak stres adalah terpicunya kelenjar-kelenjar apokrin berada di ketiak telapak tangan dan selangkangan untuk memproduksi keringat yang menyebabkan ketiak basah dan bau. Tubuh kita bereaksi ketika kita mengalami emosi jiwa yang kuat semisal stres. Hal ini bisa terjadi pada momen-momen yang menegangkan, misalnya ketika menghadapi wawancara kerja atau presentasi di depan orang banyak. Dalam situasi yang menuntut kepercayaan diri dan ketenangan seperti ini, keringat di wajah,



Gambar 2.1 Otonomi Kulit [13]

keringat di kepala, di telapak tangan dan di ketiak basah justru muncul sebagai gejala depresi atau stres. Situasi yang membuat stres juga menyebabkan jantung kita berdetak lebih kencang, mendorong hormon-hormon dan adrenalin bekerja di seluruh bagian tubuh, sehingga memicu produksi lebih banyak keringat oleh kelenjar-kelenjar ektrin. Selain ketiak basah, keringat berlebihan di kepala semakin memperburuk situasi.

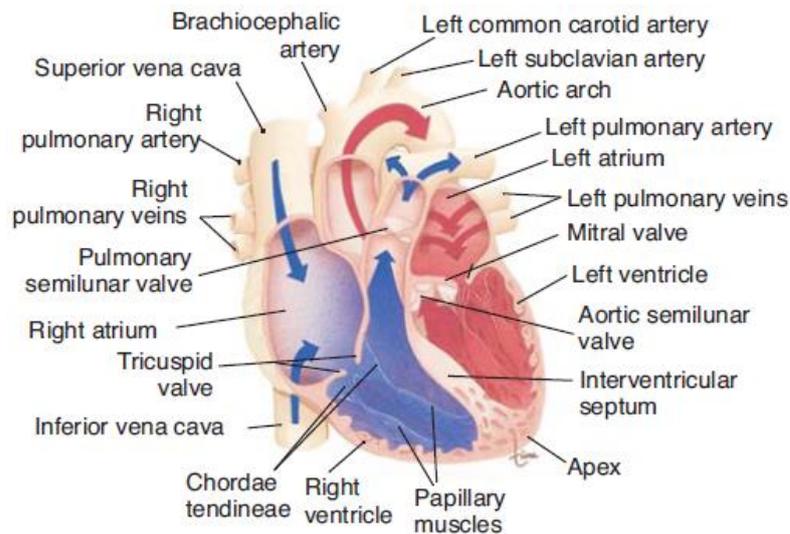
2.2.3 Pengaruh Stres Terhadap Kulit

Stres merupakan kondisi yang didalamnya terdapat permintaan yang melebihi kemampuan untuk memenuhinya. Stres digambarkan keadaan organisme di bawah pengaruh kekuatan internal dan eksternal yang dapat mengancam untuk mengubah keseimbangan dinamis (homeostatis). Respon hormonal terhadap stres dianggap sebagai mekanisme pertahanan untuk menjaga kehidupan selama terjadi stres, yang mengancam kehidupan. HPA axis memiliki peran dalam menjaga kehidupan. Tsigos & Chrousos menjelaskan bahwa secara fisiologi stres mengaktifkan HPA axis dan system saraf simpatis, *corticotrophin-releasing hormone – corticotrophin-releasing factor* (CRHCRF) dan *arginine vasopressin* (AVP). Hal tersebut menyebabkan peningkatan produksi ACTH dari kelenjar posterior dan mengaktifkan neuron andrenergik dari *locus caeruleas/norepinephrine* (LC/NE).

Sistem LC/NE bertanggungjawab untuk merespon langsung terhadap stresor dengan “melawan atau lari/*fight or flight*), yang didorong oleh epinefrin dan norepinefrin, sedangkan ACTH merangsang disekresinya kortisol dari kortek adrenal. Peningkatan sekresi kortisol memiliki efek metabolik dengan meningkatkan glukoneogenesis, meningkatkan memobilisasi lemak dan protein, serta menurunkan sensitifitas insulin, hormon pertumbuhan (GH-T3) dan menurunkan respon peradangan. Respon stres terhadap tubuh menurut Carrasco & Van de Kar dapat menyebabkan beberapa perubahan fisiologis salah satunya adalah perubahan suhu tubuh [19], telapak kaki dan tangan terasa dingin hingga keluar keringat pada telapak tangan [20]

2.3 Jantung Manusia

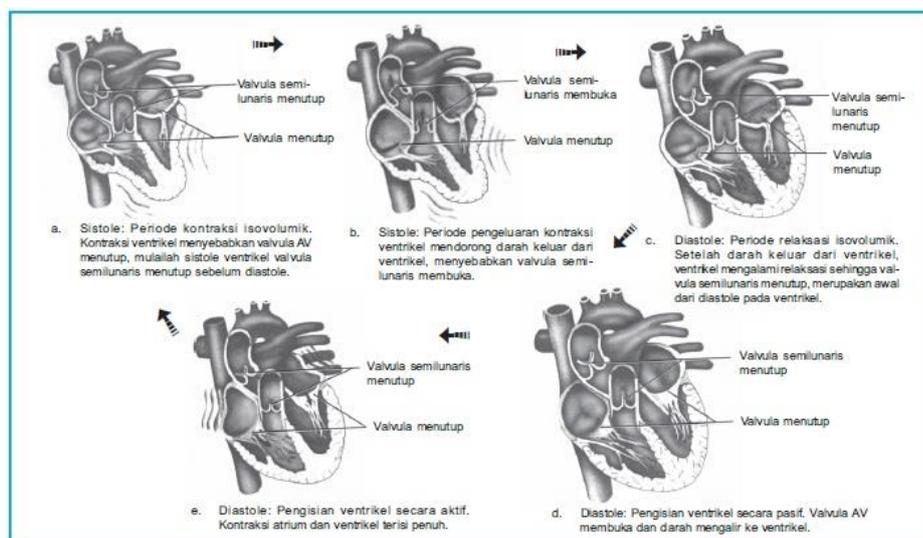
Jantung terletak di dalam rongga dada. Ukuran jantung sebesar genggam tangan manusia dengan berat sekitar 300 gram. Jantung dalam sistem sirkulasi berfungsi sebagai alat pemompa darah. Organ jantung tersusun atas otot jantung (*miokardium*) dan lapisan luar jantung dilapisi oleh selaput jantung yang disebut perikardium. Perikardium terdiri dari dua buah lapisan yaitu lapisan luar yang disebut lamina panistalis dan lapisan dalam yang menempel pada dinding jantung yang disebut lamina viseralis. Di antara kedua lapisan tersebut terdapat ruangan kavum perikardii yang berisi cairan perkardi. Cairan ini berfungsi untuk menahan gesekan yang terjadi pada jantung. Bagian dalam jantung dilapisi oleh endokardium. Anatomi jantung terlihat seperti **Gambar 2.2.**



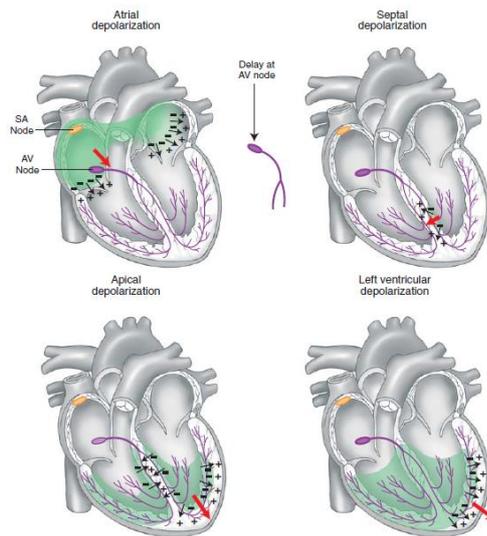
Gambar 2.2 Anatomi Jantung [12]

Jantung mempunyai empat buah ruangan, yaitu *left atrium* (serambi kiri), *right atrium* (serambi kanan), *left ventricle* (bilik kiri), dan *right ventricle* (bilik kanan). Antara sisi kiri dan kanan jantung dipisahkan oleh *septum* (sekat) yang tersusun dari otot yang padat dan disebut *interventricular septum*.

Serambi merupakan ruangan jantung yang merupakan tempat masuknya darah dari pembuluh balik (*vena*). Antara serambi kiri dan bilik kiri terdapat katup *valvula bikuspidalis* (katup dua gelambir). Katup ini berfungsi untuk mencegah darah dalam bilik kiri agar tidak mengalir kembali ke serambi kiri pada saat jantung berkontraksi. Bagian bilik jantung memiliki otot lebih tebal daripada serambi, keadaan ini disebabkan karena bilik jantung berfungsi memompa darah ke luar jantung. Antara serambi kanan dengan bilik kanan terdapat katup *valvula trikuspidalis* (katup tiga gelambir). Katup ini berfungsi untuk mencegah darah



Gambar 2.3 Proses Kontraksi Jantung Manusia [12]



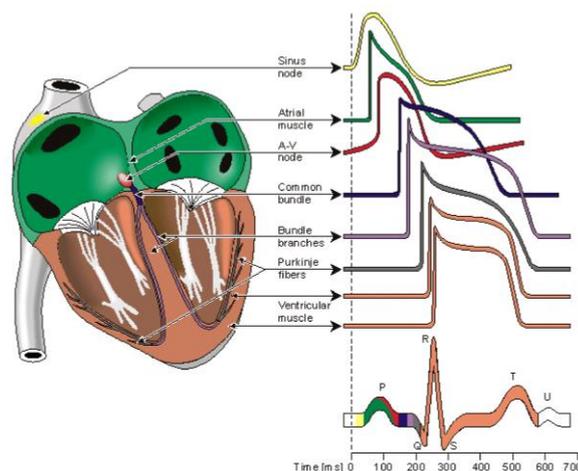
Gambar 2.4 Fase Depolarization dan Repolarization Jantung [12]

dalam bilik kanan agar tidak mengalir kembali ke serambi saat jantung berkontraksi.

Saat berkontraksi, serambi dan bilik jantung mengembang dan menguncup secara bergantian. Bila serambi mengembang, darah dari seluruh tubuh akan dipompa masuk ke dalam jantung melalui pembuluh balik (vena). Darah dari seluruh tubuh akan masuk ke dalam serambi kanan dan darah dari vena pulmonalis yang kaya akan oksigen masuk ke dalam serambi kiri. Bila serambi menguncup maka bilik jantung akan mengembang dan darah mengalir dari serambi ke bilik. Bilik merupakan bagian jantung yang berfungsi memompa darah ke seluruh tubuh.

Gambar 2.3 menunjukkan proses kontraksi jantung pada manusia. Saat bilik menguncup, darah yang kaya oksigen pada bilik kiri dipompa ke seluruh bagian tubuh, sedangkan darah yang kaya akan $[CO_2]$ pada bilik kanan akan dipompa ke paru-paru. Setelah darah terpompa ke luar jantung, otot ventricle mengendur dan mengalami relaksasi maksimal sehingga tekanan jantung sangat rendah. Peristiwa ini disebut sebagai diastole.

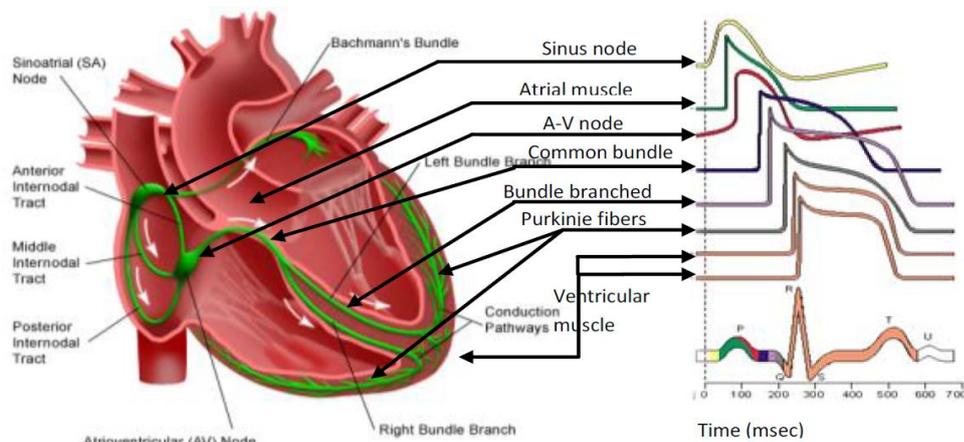
Saat darah masuk ke dalam bilik, rangsang melalui berkas His terputus dalam waktu kurang dari sepersepuluh detik. Keadaan ini digunakan oleh otot jantung untuk beristirahat. Setelah itu, otot bilik menguncup dan darah dalam jumlah banyak dipompa dari bilik ke pembuluh arteri pulmonalis serta aorta, keadaan ini membuat tekanan pada ruangan jantung menjadi maksimal. Peristiwa ini disebut sistole. Saat terjadinya kontraksi pada jantung, sebenarnya terjadi fase *depolarization* dan *repolarization* pada otot-otot jantung. Fase *depolarization* merupakan keadaan dimana terjadi proses penyebaran impuls atau rangsangan pada jantung. Sedangkan fase *repolarization* merupakan kondisi dimana otot-otot jantung tidak melakukan aktifitas atau istirahat. Proses *depolarization* dan *repolarization* ditunjukkan oleh **Gambar 2.4**.



Gambar 2.5 Morfologi Sinyal ECG [12]

Sinyal kelistrikan jantung yang menunjukkan terjadinya fase *depolarization* dan *repolarization* dapat digambarkan sebagai gelombang PQRSTU. Sinyal pertama yang disebut sebagai P merupakan *atrial depolarization*. Sinyal berikutnya yang muncul setelah sinyal P yaitu sinyal QRS merupakan *ventricle activity*. Sinyal T merupakan aktivitas repolarisasi ventrikel pada jantung. Interval dari awal sinyal kompleks QRS ke puncak sinyal T disebut sebagai periode refraksi absolut dan separuh terakhir sinyal T disebut sebagai periode refraksi relatif. Sinyal U tidak selalu terlihat karena mempunyai amplitudo yang sangat kecil. Sinyal ini menggambarkan repolarisasi otot *papilaris* atau serabut *purkinje*. Morfologi sinyal ECG yang berkaitan dengan aktivitas fisiologis pada tiap-tiap ruang jantung dapat dijelaskan oleh **Gambar 2.5**.

Sinyal yang memiliki amplitudo tertinggi dalam perekaman aktivitas jantung adalah sinyal kompleks QRS dimana di dalam sinyal tersebut dapat dihitung *RR interval* dan *heart rate*. Sinyal kompleks QRS juga dapat digunakan untuk mendiagnosis aritmia jantung, abnormalitas konduksi, hipertrofi bilik, infark otot jantung, gangguan elektrolit, dan penyakit lain.



Gambar 2.6 Sistem listrik jantung [4]

Jantung merupakan organ yang mampu memproduksi muatan listrik. Tubuh adalah konduktor yang baik, maka impuls yang dihasilkan jantung dapat menjalar ke seluruh tubuh, sehingga potensial aksi yang dipancarkan oleh jantung dapat diukur dengan galvanometer melalui elektroda-elektroda yang diletakkan pada berbagai posisi di permukaan tubuh. Hal ini pertama kali dipublikasikan oleh Einhoven. Metode untuk melihat aktivitas jantung yang dinamakan elektrokardiogram.

2.3.1 Pengaruh Stres Terhadap Jantung

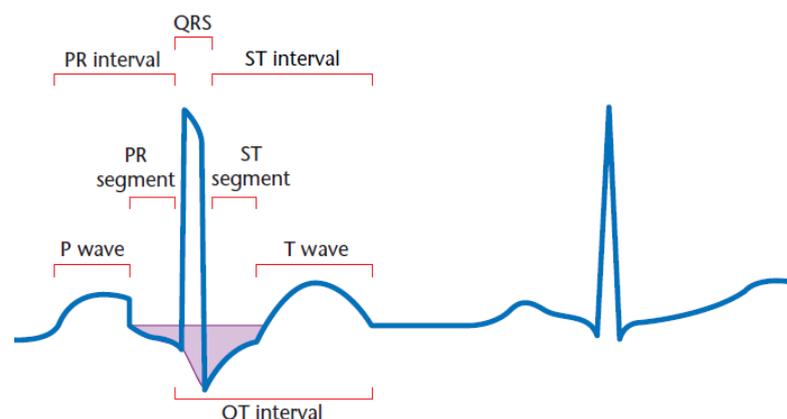
Hubungan antara stres dan jantung diawali dengan mekanisme respon tubuh terhadap stres diawali dengan adanya rangsang yang berasal dari luar maupun dari dalam tubuh individu sendiri yang akan diteruskan pada sistem limbik sebagai pusat pengatur adaptasi. Sistem limbik meliputi thalamus, hipotalamus, amygdala, hippocampus dan septum. Hipotalamus memiliki efek yang sangat kuat pada hampir seluruh sistem visceral tubuh kita dikarenakan hampir semua bagian dari otak mempunyai hubungan dengannya. Maka hipotalamus dapat merespon rangsang psikologis dan emosional. Peran hipotalamus terhadap stres meliputi empat fungsi spesifik. Fungsi tersebut adalah; 1) menginisiasi aktivitas sistem saraf otonom, 2) merangsang hipofise anterior memproduksi hormon ACTH, 3) memproduksi ADH atau vasopressin, 4) merangsang kelenjar tiroid untuk memproduksi hormone tiroksin. Maka, situasi stres ini mengaktifasi hipotalamus yang selanjutnya mengendalikan dua sistem neuroendokrin, yaitu sistem simpatik dan sistem korteks adrenal. Sistem saraf simpatik berespons terhadap impuls saraf dari hipotalamus yaitu dengan mengaktifasi berbagai organ dan otot polos yang berada di bawah pengendaliannya, sebagai contohnya, ia meningkatkan kecepatan denyut jantung dan mendilatasi pupil [21]. Kecepatan denyut jantung yang nantinya dapat dihitung dengan menggunakan metode dan instrumentasi yang akan dijalankan.

2.4 *Electrocardiography* (ECG)

Electrocardiography (ECG) adalah sebuah alat pencatat aktivitas jantung yang banyak digunakan untuk diagnosis penyakit jantung [4]. ECG mengungkapkan informasi diagnostik yang paling berguna tentang keadaan jantung karena dapat merepresentasikan dalam bentuk gelombang sinyal jantung. ECG digunakan dalam penelitian sebagai salah satu alat monitoring kondisi jantung dan variable pendukung dianosis. Dari sinyal jantung didapatkan morfologi yang akan diterjemahkan sebagai informasi *heart rate* dan interval QRS dengan menggunakan metode Pan-Tomkins sebagai parameter hasil ekstraksi fitur ECG. Tidak selamanya sinyal ECG yang dihasilkan sesuai dengan apa yang diharapkan, beberapa keadaan dapat mengubah bentuk morfologi sinyal yang seringkali berakibat fatal saat pemrosesan sinyal selanjutnya. Beberapa faktornya antara lain: Pertama, *noise power* 50 Hz atau yang biasa disebut sebagai jala-jala listrik adalah gangguan frekuensi luar sistem yang menyebabkan morfologi sinyal inti berubah dan

penambahan frekuensi 50 Hz. Ini biasanya disebabkan karena tidak maksimalnya *grounding* sistem. Kedua, potensi dari aktivitas pergerakan otot menyebabkan impuls-impuls terjadi dan mengubah morfologi. Ketiga, respirasi. Keempat, perubahan posisi elektroda yang merupakan sensor yang menangkap sinyal jantung. Apabila sensor ini tidak terpasang ditempat yang tepat atau kurang baik dalam pemasangan kemungkinan data yang didapatkan tidak sesuai. Terakhir, gangguan dari perangkat elektronik terdekat lainnya. Oleh karena itu, sinyal harus dilakukan *preprocessing*.

Tahap *preprocessing* dilakukan dengan tujuan agar sinyal yang didapatkan bisasemaksimal mungkin tanpa penambahan *noise*. Cara yang dilakukan adalah dengan menggunakan filter untuk mereduksi frekuensi-frekuensi tertentu sebelum menurunkan data yang diperlukan dari bentuk gelombang agar tidak diproses dan disalahartikan. Sistem konduksi jantung dimulai melalui sel otot khusus yang disebut nodus sinus (nodus Sinoatrial atau SA) terletak di atrium kanan pada vena kava superior seperti pada **Gambar 2.7**. Node SA adalah alat pacu jantung alami yang menghasilkan atau memadamkan potensi listrik secara berkala sekitar 70 per menit. Dari nodus sinus, potensi ini menyebar ke seluruh atria, dan di sisi lain, ia menyebar ke ventrikel melalui sistem konduksi khusus, yang disebut bundel. Sinyal ECG dianggap sebagai refleksi listrik dari aktivitas manusia. Di setiap denyut jantung, ada beberapa gelombang dan bagian antar-gelombang. Mereka mencirikan aktivitas listrik jantung dan penyakit kardiovaskular. Gelombang dasar dalam ECG biasa dilambangkan dengan P, Q, R, S, T seperti pada **Gambar 2.7**. Gelombang P adalah gelombang yang timbul karena depolarisasi atrium dari nodus sinoatrial ke nodus atrioventrikular. Bagian pertama dan kedua gelombang P adalah aktivasi atrium kanan, juga masing-masing atrial septum dan atrium kiri. Gelombang Q adalah defleksi negatif pertama sesudah gelombang P dan yang mendahului defleksi R, dibangkitkan oleh depolarisasi permulaan ventrikel. Gelombang R adalah defleksi positif pertama sesudah gelombang P dan yang ditimbulkan oleh depolarisasi utama ventrikel. Gelombang S adalah defleksi negatif sesudah defleksi



Gambar 2.7 Morfologi ECG [4]

R. Keseluruhan depolarisasi ventrikel ini membangkitkan gelombang QRS kompleks. QRS Kompleks adalah kombinasi hasil dari repolarisasi atrium dan depolarisasi ventrikel. Gelombang T mewakili ventrikel repolarisasi dan kadang-kadang diikuti oleh gelombang U.

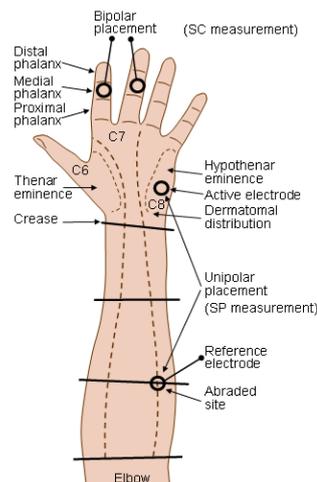
2.5 Galvanic Skin Response (GSR)

Konduktansi kulit sering digunakan sebagai sebuah metode psikologis yang mudah digunakan dan tidak mengganggu kenyamanan pengguna. GSR dapat menilai aktivitas “fight-or-flight response” yang dikendalikan oleh sistem saraf simpatik pada kulit. Fight-or-flight response diaktifkan sebagai respon dari terhadap rangsangan emosional. Sejauh mana respon ini diaktifkan dapat diukur dengan jumlah sekresi keringat, semakin banyak jumlah keringat yang dihasilkan maka berbanding lurus dengan semakin lama aktivasi respon. Tangan memiliki kelenjar keringat dengan sensitifitas kepadatan yang tinggi terhadap perubahan eksternal.

GSR dikaitkan dengan stres, kegembiraan, keterlibatan, frustrasi, kemarahan dan berkorelasi dengan keadaan diri sendiri. *Attention-grabbing stimuli* dan *attention-demanding tasks* menaikkan frekuensi dan besaran magnitudo GSR. GSR sering digunakan dalam *decision making* dan penilitan emosional.

GSR terdiri dari aktivitas tonik dan fasik. Perubahan tonik dalam gairah terjadi secara perlahan dan diukur selama periode waktu yang lama. Aktifitas fasik, bagaimanapun terjadi dari sekresi cepat kelenjar keringat sebagai respon terhadap stimulus diskrit. Sementara perubahan tingkat tonik gairah diukur dari waktu ke waktu, aktivitas fasik terjadi dengan cepat sebagai respons terhadap rangsangan yang mengejutkan, mengejutkan, lucu, atau menjijikkan. Para peneliti tertarik untuk mengukur aktivitas tonik dan fasik pada objek, tetapi pengukuran yang akurat bisa jadi permasalahan. Sedangkan data GSR berguna, analisis dinamis dari aktivitas tonik dan fasik kompleks dan membutuhkan pelatihan ahli.

Ketika arus listrik lemah terus diterapkan antara dua elektroda ditempatkan sekitar satu inci terpisah di telapak tangan, resistensi listrik yang tercatat di antara



Gambar 2.8 Area respon elektrodermal pada tangan [6]

mereka, disebut sebagai resistensi kulit GSR, bervariasi sesuai dengan keadaan emosional dari subyek. Dasar fisiologis dari respons kulit galvanik adalah perubahan nada otonom, sebagian besar simpatik, terjadi pada kulit dan jaringan subkutan sebagai respons terhadap perubahan keadaan afektif subjek. Perubahan nada otonom perifer mengubah berkeringat dan aliran darah kulit, yang pada gilirannya mengubah GSR. Seperti dalam kasus rangsang sensorik somatik (misal rasa sakit, tekanan, sentuhan), perubahan emosi menimbulkan perubahan dalam nada otonom perifer dan karenanya respons kulit galvanik. Contoh umum adalah vasodilatasi pembuluh darah kulit wajah (memerah) dan peningkatan keringat yang sering terjadi dalam keadaan emosional karena malu. GSR digunakan untuk mengukur daya tahan kulit, konduktansi dan tingkat stres dalam tubuh. Elektroda merasakan resistensi kulit dari tubuh dan memberikan *output* pada op-amp. Resistensi kulit berbanding terbalik dengan konduktansi kulit.

2.6 *Skin Temperature (ST)*

Suhu tubuh adalah perbedaan antara jumlah panas yang diproduksi oleh proses tubuh dan jumlah panas yang hilang ke lingkungan luar. Di dalam tubuh terdapat 2 macam suhu, yaitu suhu inti dan suhu kulit. Suhu inti adalah suhu dari tubuh bagian dalam dan besarnya selalu dipertahankan konstan, sekitar $\pm 1^{\circ}\text{F}$ ($\pm 0,6^{\circ}\text{C}$) dari hari ke hari, kecuali bila seseorang mengalami demam. Sedangkan suhu kulit berbeda dengan suhu inti, dapat naik dan turun sesuai dengan suhu lingkungan. Bila dibentuk panas yang berlebihan di dalam tubuh, suhu kulit akan meningkat. Sebaliknya, apabila tubuh mengalami kehilangan panas yang besar maka suhu kulit akan menurun. Temperatur tubuh manusia yang dapat dibagi beberapa standar penilaian temperatur, antara lain: normal ($36,5\text{-}37,5^{\circ}\text{C}$), *hipertermi* ($38\text{-}39^{\circ}\text{C}$) dan *hipotermi* ($33\text{-}36^{\circ}\text{C}$). Biasanya *hipertermi* dialami oleh seseorang yang sedang sakit, misalnya demam dan sakit ringan lainnya. *Hipotermi* sering dialami seseorang yang tinggal di daerah kutub yang udaranya lebih dingin. Tubuh manusia mempunyai temperatur yang konstan yaitu antara $36,5^{\circ}$ sampai $37,5^{\circ}\text{C}$. Tempat yang biasa digunakan untuk mengukur temperatur tubuh manusia biasanya adalah di mulut, ketiak dan anus. Temperatur normal pada ketiak sekitar 37°C . Pada pagi hari suhu akan mendekati $35,5^{\circ}\text{C}$, sedangkan pada malam hari mendekati $37,7^{\circ}\text{C}$. Pengukuran suhu di rektum juga akan lebih tinggi $0,5^{\circ}\text{-}1^{\circ}\text{C}$, dibandingkan suhu mulut dan suhu mulut $0,5^{\circ}\text{C}$ lebih tinggi dibandingkan suhu aksila. Dalam instrumentasi ST ini, untuk mengukur temperatur tubuh menggunakan *sensor* temperatur DS18B20 yang ditempelkan di ketiak, dengan suhu normal sekitar 37°C .

2.7 Instrumentasi ECG

Instrumentasi ECG terdiri dari rangkaian *High Pass Filter* (HPF), rangkaian penguat instrumentasi, rangkaian *Low Pass Filter* (LPF), rangkaian *Driven Right Leg* (DRL) dan rangkaian *Virtual Referensi*.

Rangkaian LPF merupakan rangkaian yang berfungsi untuk meredam sinyal pada daerah frekuensi diatas *Frequency Cut-off* (f_c) seperti yang berasal dari interderensi gelombang *Radio Frequency* (RF) dan melewati sinyal pada daerah frekuensi dibawah *frequency cut-off*. *frequency cut-off* merupakan batas frekuensi antara frekuensi yang akan dihilangkan dan frekuensi yang akan dilewatkan. Rangkaian instrumentasi amplifier berfungsi untuk menguatkan sinyal dengan penguatan sebesar 989 kali, sehingga untuk sinyal ECG dari yang mempunyai amplitudo sekitar 1 mV didapatkan sinyal dalam orde Volt. Rangkaian HPF merupakan rangkaian yang memiliki fungsi berkebalikan dengan rangkaian LPF. Rangkaian ini berfungsi untuk meredam sinyal pada daerah frekuensi dibawah *frequency cut-off* seperti yang yang berasal dari interferensi sinyal gerakan otot dan sinyal DC *drift*, serta melewati sinyal pada daerah frekuensi diatas *frequency cut-off*.

2.8 Instrumentasi ST

Instrumentasi ST terdiri dari sensor suhu DS18B20 yang dihubungkan dengan mikrokontroler arduino pro mini yang berperan sebagai pembaca data digital yang *output*-nya adalah suhu dalam satuan *celsius*. Sensor DS18B20 ini adalah sensor suhu *one wire* yang menggunakan satu jalur data, satu vcc dan satu *ground*. Jenis *output* data hasil dari sensor ini berupa data digital sehingga dalam pemrosesannya satu jalur data dari DS18B20 dihubungkan dengan pin digital yang ada di mikrokontroler.

Dalam penerapannya DS18B20 digunakan bersama dengan resistor 4K7 ohm yang berperan sebagai *pull-up*. *Pull-up* digunakan ketika suatu data digital yang menjadi *input* mikrokontroler tidak terbaca atau *floating state*. Sehingga dibutuhkan suatu resistor yang berfungsi mengatasi masalah tersebut sehingga nilai dapat terdefinisi menjadi *high* atau satu.

Arduino pro mini adalah mikrokontroler seperti Arduino pada umumnya yang lebih kecil sehingga cocok untuk digunakan pada rangkaian ini. Pada tugas akhir kali ini arduino pro mini berperan sebagai pembaca dan pengolah data digital yang berasal dari DS18B20 sehingga didapatkan *output* suhu yang sesuai. Arduino dipilih karena memiliki *library* yang lengkap serta memudahkan dalam pemrosesannya. Setelah data suhu didapatkan lalu akan dikirim ke mikrokontroler STM32 menggunakan komunikasi serial, disinilah pemrosesan data sesungguhnya diolah.

2.9 Instrumentasi GSR

Pada instrumentasi GSR rangkain yang dibutuhkan adalah jembatan *wheatstone*, instrumentasi amplifier lalu hasil pengukuran dikirimkan ke mikrokontroler yang dalam hal ini adalah STM32.

Jembatan *wheatstone* merupakan suatu susunan rangkaian listrik untuk mengukur suatu tahanan yang tidak diketahui harganya (besarannya). Kegunaan

dari jembatan *wheatstone* adalah untuk mengukur nilai suatu hambatan dengan cara arus yang mengalir pada galvanometer sama dengan nol (karena potensial ujung-ujungnya sama besar).

Instrumetasi amplifier adalah suatu penguat untai tertutup (*closed loop*) dengan masukan diferensial dan penguatannya dapat diatur tanpa mempengaruhi perbandingan penolakan modus bersama (*Common Mode Rejection Ratio*). Instrumetasi amplifier berguna sebagai penguat tegangan yang didapatkan dari sensor yang ditempatkan di jari subjek untuk mendapat data yang diinginkan.

2.10 Pengolahan Sinyal ECG, GSR, ST

Pada pengolahan sinyal ini bertujuan untuk mendapatkan nilai variabel bersih yang akan digunakan untuk mendeteksi tingkatan stres. Untuk GSR dan ST nilai yang didapatkan dari instrumentasi alat sudah berupa nilai bersih sehingga tidak perlu diolah kembali. Sedangkan untuk ECG harus dilakukan proses pengolahan sinyal sehingga didapatkan nilai *Beat Per Minute* (BPM).

Untuk mendapatkan nilai BPM sinyal ECG diolah menggunakan metode Pan-Tomkins. Metode Pan-Tomkins memiliki beberapa tahap yaitu: *Filtering* yang bertujuan untuk *noise* yang terjadi selama pengambilan data. Filter yang digunakan adalah filter *Band Pass Filter*. Setelah itu dilakukan proses *derivative* yang berfungsi untuk memperjelas morfologi sinyal sehingga dapat membedakan *slope* satu dengan yang lain. Lalu tahap selanjutnya *squaring function* yaitu metode yang membuat seluruh sinyal *output* dari tahap *derivative* bernilai positif dengan cara memangkatkannya. Selanjutnya, *moving window integration* merupakan metode yang bertujuan untuk mendapatkan bentuk yang memiliki informasi dan membantu dalam menganalisis *slope* pada R. Tahap terakhir *thresholding*, merupakan metode yang digunakan untuk melakukan seleksi terhadap R *wave* yang akan diambil untuk melakukan perhitungan *heart beat*. Selain itu *thresholding*



Gambar 2.9 Sensor DS18B20 [9]

bertujuan menghitung interval setiap grafik yang melewati batas yang telah ditentukan dan mengambil rata-ratanya sehingga mendapatkan *heart beat* yang diinginkan. Setelah semua variable didapatkan, akan dilakukan metode *fuzzy* untuk mengetahui kecenderungan dari setiap *inputan* yang diterima.

2.10.1 Fuzzy Logic Controller

Fuzzy logic controller pertama kali dikembangkan oleh Lotfi A. Zadeh pada tahun 1965. Metode ini banyak diterapkan dalam berbagai bidang, antara lain karena dapat representasi pikiran manusia kedalam suatu sistem. *Fuzzy logic controller* merupakan pengembangan dari logika klasik yang lebih dikenal dengan logika *boolean*. Dalam konsep logika klasik setiap individu dalam semesta dibagi menjadi 2 kelompok yaitu yang masuk dalam himpunan dan yang berada di luar himpunan. Contohnya 5, 10, 15, 20 merupakan sebuah himpunan kelipatan 5 dan 3, 6, 9, 12 bukan merupakan anggota himpunan kelipatan 5.

Namun dalam penerapannya tidak semua permasalahan dapat diselesaikan menggunakan metode logika klasik khususnya terhadap kasus yang batas antara satu keadaan dengan keadaan lain tidak jelas.

Sebagai contoh untuk mengelompokkan antara suhu dingin dan suhu panas tidak bisa menggunakan batasan yang jelas. Jika dipaksakan hal tersebut tidak akan sesuai untuk diterapkan. Maka dari itu digunakan *fuzzy logic controller* untuk mengkalkulasikan permasalahan yang batas antara satu keadaan dengan keadaan lainnya tidak jelas atau samar.

Dalam *fuzzy logic controller* dikenal istilah derajat kepercayaan, yaitu nilai yang merepresentasikan seberapa besar individu dapat dikelompokkan ke dalam suatu himpunan tertentu. Himpunan *fuzzy* H dalam semesta S dapat dinyatakan sebagai himpunan pasangan elemen x dengan derajat keanggotaannya yaitu :

$$H = \{(x, \mu_H(x)) \mid x \in S\} \quad (2.1)$$

Jika S merupakan himpunan kontinu maka H biasanya ditulis sebagai

$$H = \int \frac{\mu_H(x)}{x} \quad (2.2)$$

dengan tanda “integral” menyatakan kumpulan dari semua titik $x \in S$ dengan fungsi keanggotaan $\mu_H(x)$. Akan tetapi jika U adalah himpunan farik (*discrete*) maka representasi dari himpunan H menjadi

$$H = \sum_H \frac{\mu_H(x)}{x} \quad (2.3)$$

dengan tanda “jumlah” tidak menyatakan penjumlahan aritmatika tetapi menyatakan kumpulan dari titik-titik $x \in S$ dengan fungsi keanggotaannya $\mu_H(x)$. Berikut ini adalah contoh penggunaan *fuzzy* dalam pengelompokan usia.

$$A = \{x \in S | x \text{ merupakan kelompok usia tua}\}$$

atau

$$\mu_A(x) = 1 \text{ jika } x \text{ merupakan kelompok usia tua (usia} \geq 25 \text{ tahun)}$$

$$\mu_A(x) = m, \text{ dengan } 0 < m < 1, \text{ jika } x \text{ berada antara kelompok usia tua dan tidak}$$

$$\text{(usia } \geq 15 \text{ tahun dan usia } < 25 \text{ tahun)}$$

$$\mu_A(x) = 0 \text{ jika } x \text{ bukan merupakan kelompok usia tua (usia } < 15 \text{ tahun)}$$

Secara garis besar ada beberapa tahap cara kerja *fuzzy logic* antara lain :

1. Fuzzifikasi
2. *Inference Engine*
3. *Fuzzy Rule*
4. Defuzzifikasi

Blok diagram kontrol logika *fuzzy* ditunjukkan pada **Gambar 2.11**.

Fuzzifikasi adalah suatu proses untuk mengubah suatu masukan dari bentuk tegas (*crisp*) menjadi *fuzzy* (variabel linguistik) yang biasanya disajikan dalam bentuk himpunan-himpunan *fuzzy* dengan suatu fungsi keanggotaannya masing-masing.

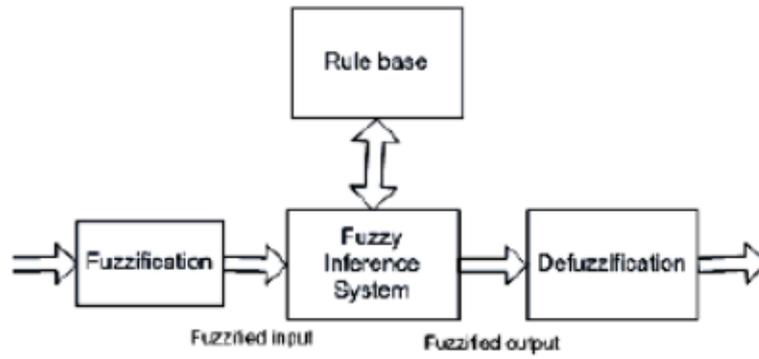
Rule base pada *fuzzy logic controller* merupakan suatu bentuk aturan sebab/akibat “Jika-Maka” atau :If-Then”. Contoh penggunaan sebab-akibat pada pengendalian suhu ruangan dengan pengaturan kecepatan kipas angin melalui frekuensi variable adalah sebagai berikut:

1. “JIKA” suhu panas dan
2. “JIKA” kecepatan kipas sangat lambat
3. “MAKA” sumber frekuensi dinaikkan sangat tinggi agar kecepatan kipas tinggi.

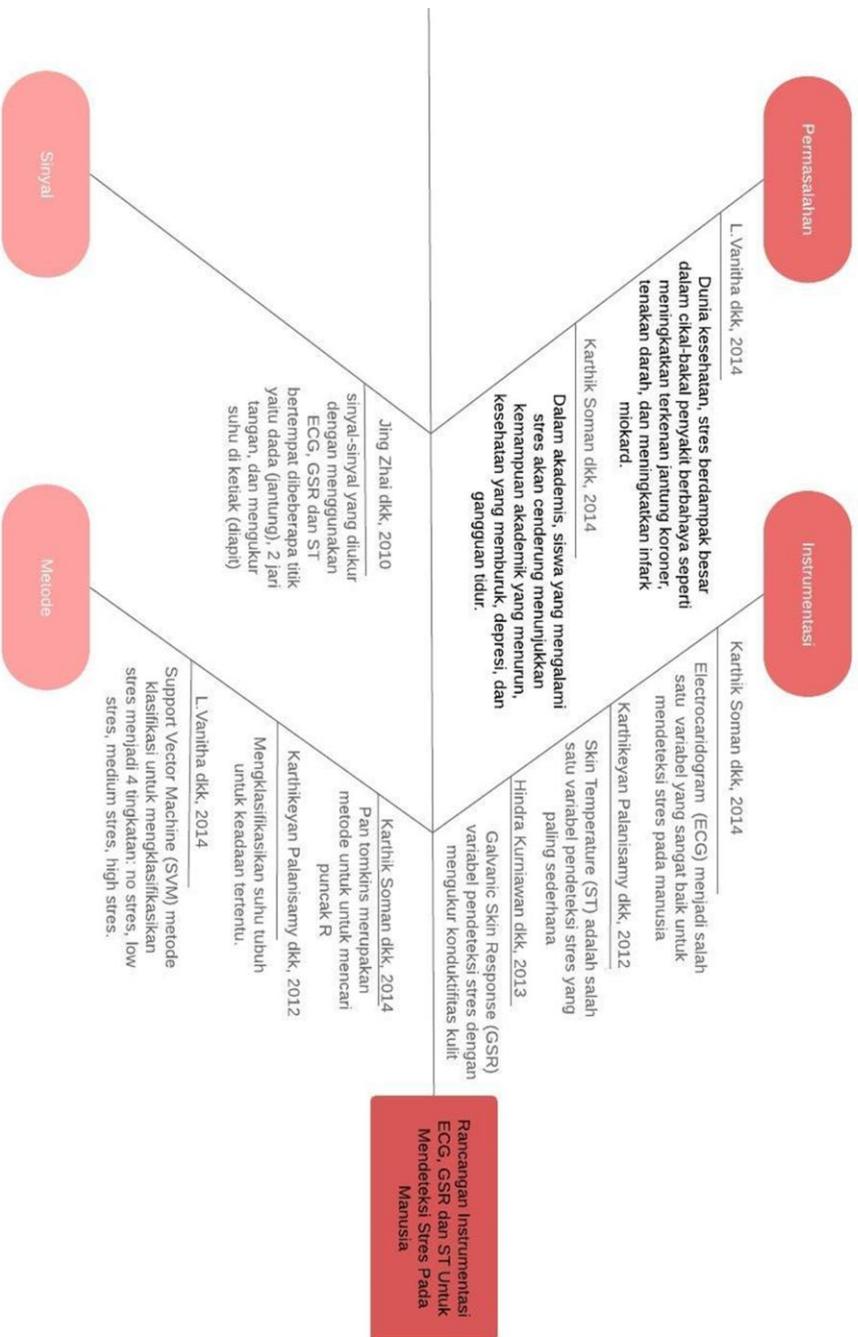
Inference engine adalah proses implikasi penilaian untuk menentukan nilai *output* yang akan menjadi pengambil keputusan. Salah satu metode penilaian yang digunakan adalah max-min. Dalam penalaran max-min proses pertama yang dilakukan adalah melakukan operasi operasi min sinyal keluaran lapisan fuzzifikasi, yang diteruskan dengan operasi max untuk mencari nilai keluaran yang selanjutnya akan difuzzifikasikan sebagai bentuk keluaran pengontrol.

Defuzzifikasi merupakan proses pemetaan himpunan *fuzzy* kemampuan tegas (*crisp*) proses ini merupakan kebalikan dari proses fuzzifikasi. Beberapa metode yang digunakan dalam defuzzifikasi juga lumayan banyak, namun pada tugas akhir kali ini yang digunakan adalah *Center of Gravity* (COG). Berikut rumus untuk mendapatkan COG

$$z^* = \frac{\int \mu_C(z)zdz}{\int \mu_C(z)dz} \quad (2.3)$$



Gambar 2.10 Diagram blok *fuzzy logic controller* [16]



Gambar 2.11 Fishbone diagram

BAB 3

PERANCANGAN SISTEM

Pada bab metode penelitian akan dipaparkan mengenai desain keseluruhan sistem. Pada perancangannya dapat dibagi menjadi dua, yakni perancangan perangkat keras dan perancangan perangkat lunak. Diagram blok sistem secara keseluruhan dapat dilihat pada **Gambar 3.1**.

3.1 Studi Literatur

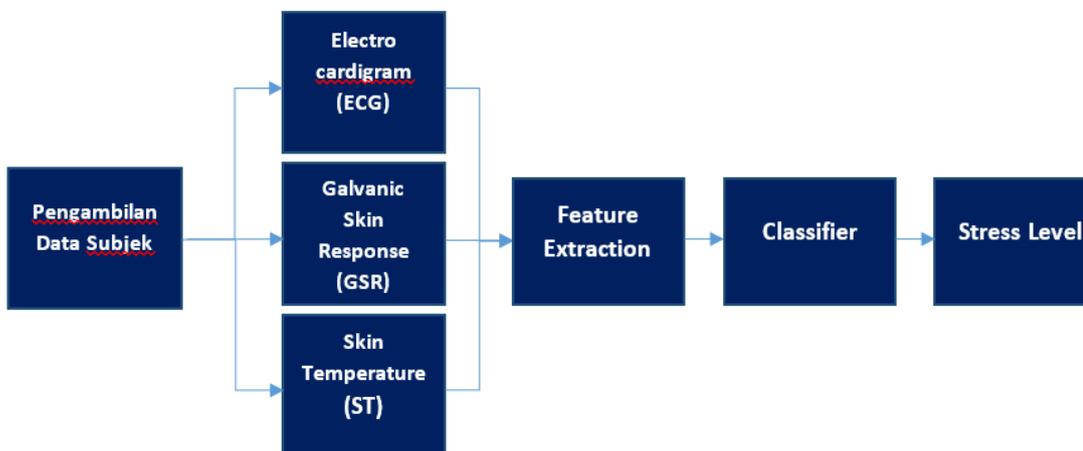
Pada tahap ini dilakukan pengumpulan referensi-referensi yang berkaitan dalam penulisan tugas akhir. Referensi dapat diambil dari buku-buku, jurnal dan artikel-artikel dari internet. Adapun topik yang mendukung penelitian antara lain hubungan emosional dengan keadaan fisik manusia.

3.2 Perancangan *Hardware*

Perangkat keras pada tugas akhir kali ini dibagi menjadi 3 bagian, yakni ECG, ST dan GSR. Ketiga alat tersebut nantinya digunakan sebagai media pengambilan data terkait rekam aktivitas jantung, keadaan suhu tubuh, dan tingkat konduktivitas kulit manusia. Untuk GSR dan ST data yang didapatkan langsung dalam satuan konduktansi dan celcius sehingga bisa langsung diproses, sedangkan untuk data sinyal ECG perlu melalui *feature extraction* untuk mendapatkan BPM yang nantinya digunakan dalam menentukan tingkatan stres bersama 2 variabel lainnya. Dalam *feature extraction* metode yang digunakan adalah metode Pan-Tomkins dan untuk *classifier* metode yang digunakan adalah *fuzzy*.

3.2.1 Perancangan *Hardware* ECG

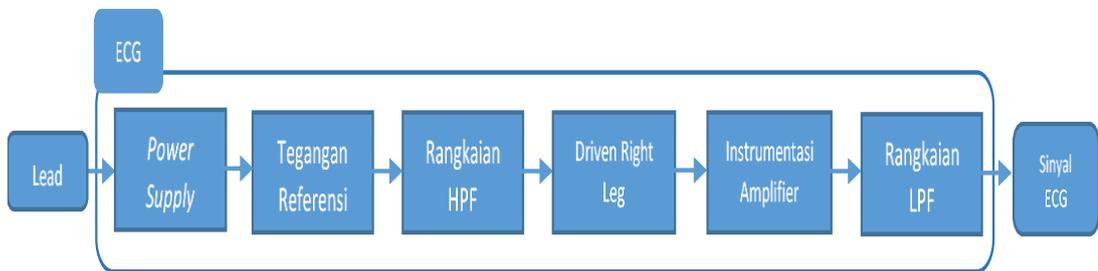
Instrumentasi ECG terdiri dari rangkaian tegangan referensi, rangkaian *High Pass Filter* (HPF), rangkaian instrumentasi amplifier, rangkaian *Low Pass Filter*



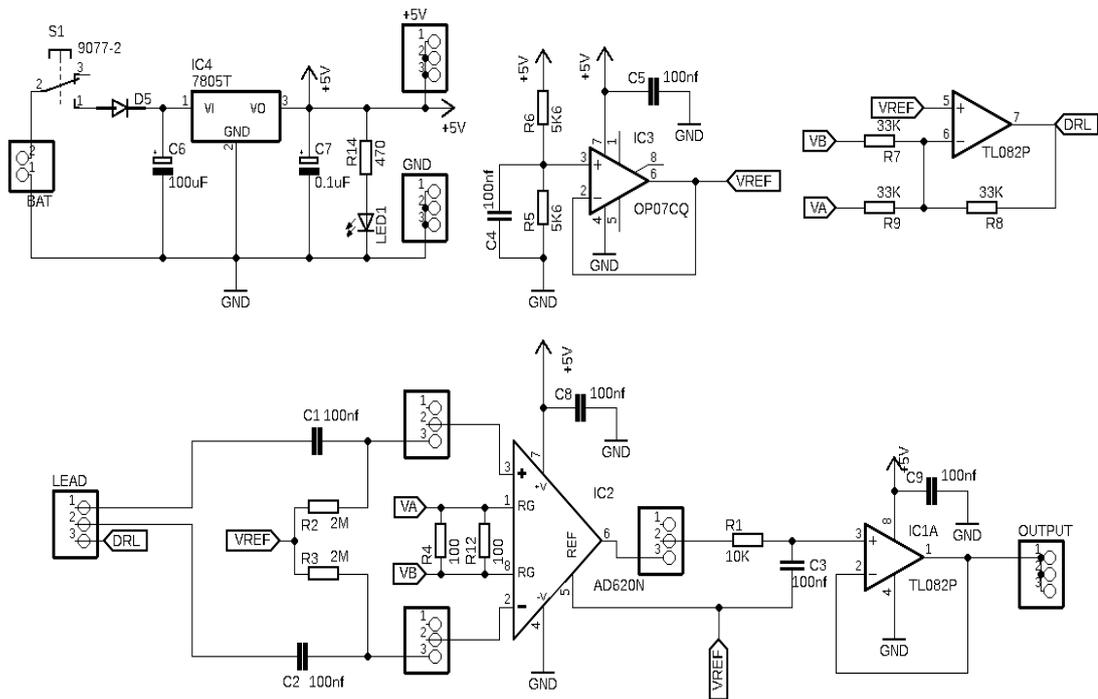
Gambar 3.1 Diagram blok rencana sistem

(LPF), rangkaian *Driven Right Leg* (DRL). *Input* dari instrumentasi ECG adalah *raw signal* yang didapatkan dari tubuh manusia melalui *lead*. Dari *lead* sinyal melewati beberapa tahap sesuai dari diagram blok pada **Gambar 3.2**.

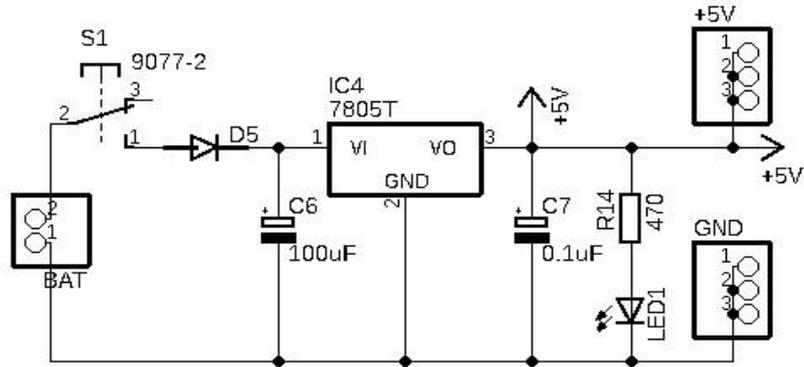
Rangkaian paling awal adalah *power supply*, rangkaian ini merupakan rangkaian yang dapat menstabilkan tegangan *input* untuk seluruh instrumentasi ECG terkhusus IC yang memiliki *inputan* 5 V. Sumber tegangan yang didapat dari batre bernilai kurang lebih 8 V sedangkan kebutuhan rangkain hanya 5 V. maka dari itu dibutuhkan rangkaian *power supply* sebagai alat yang dapat menstabilkan tegangan. Pada rangkaian ini, digunakan regulator tegangan IC7805CV yang berjumlah 1 cukup untuk mestabilkan tegangan 5 V dalam jangka waktu yang lama. Selain itu terdapat *push button* yang berfungsi sebagai *on/off* untuk menyala-matikan rangkaian, juga terdapat lampu LED sebagai indicator nyala-matinya rangkaian. *Input* yang digunakan pada rangkaian ini, adalah 2 baterai 4.2 V yang dipasang seri, sehingga *input* masukan 8.4 V, yang dikonversi menjadi 5 V untuk *input* pada rangkaian selanjutnya. Desain rangkaian dapat dilihat pada **Gambar 3.4**.



Gambar 3.2 Rancangan *hardware* ECG



Gambar 3.3 Instrumentasi rancangan ECG



Gambar 3.4 Rangkaian *power supply*

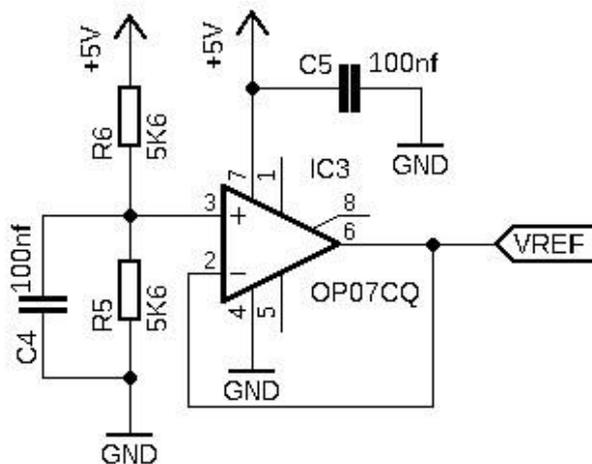
Rangkaian tegangan referensi bertujuan untuk memberikan *inputan* tegangan pada setiap blok rangkaian dengan besar tegangan 2.5 V. Tegangan disalurkan kepada seluruh blok rangkaian yang ditandai dengan tag bertuliskan “VREF” seperti pada **Gambar 3.3** dan **Gambar 3.5**.

Selanjutnya *raw signal* memasuki rangkaian HPF, filter HPF ini berjumlah 2 rangkain yang masing-masing bertempat tepat setelah lead LA dan RA. Rangkaian filter HPF bertujuan untuk mereduksi sinyal pada daerah frekuensi dibawah *frequency cut-off* (f_c) seperti yang yang berasal dari interferensi sinyal gerakan otot dan sinyal DC drift. Nilai f_c untuk HPF ini adalah 0.796 Hz. f_c sendiri merupakan batas frekuensi antara frekuensi yang akan dihilangkan dan frekuensi yang akan dilewatkan. Contoh rangkaian HPF ditunjukkan pada **Gambar 3.6**. f_c dapat dihitung menggunakan Persamaan (3.1) dan (3.2),

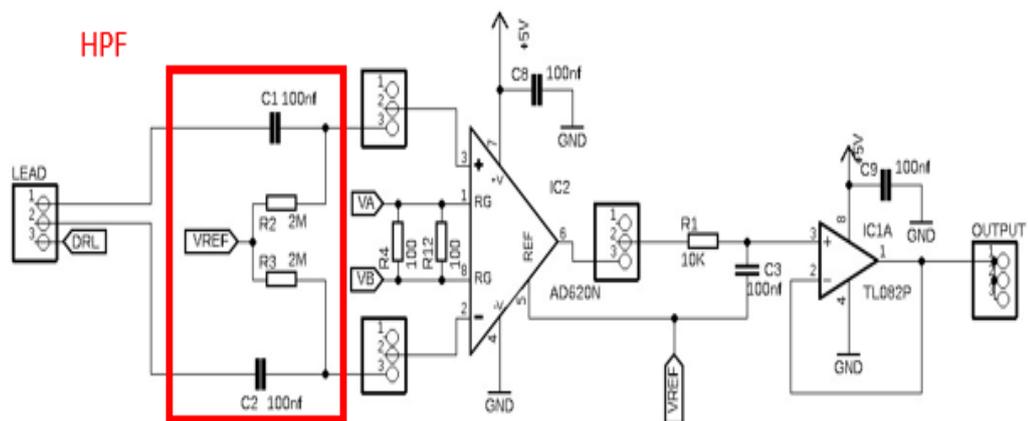
$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (3.1)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (3.2)$$

Setelah sinyal melalui filter HPF dengan menghilangkan frekuensi rendah yang tidak diinginkan lalu sinyal hasilnya masuk ke tahap penguatan oleh instrumentasi amplifier.



Gambar 3.5 Rangkaian tegangan referensi

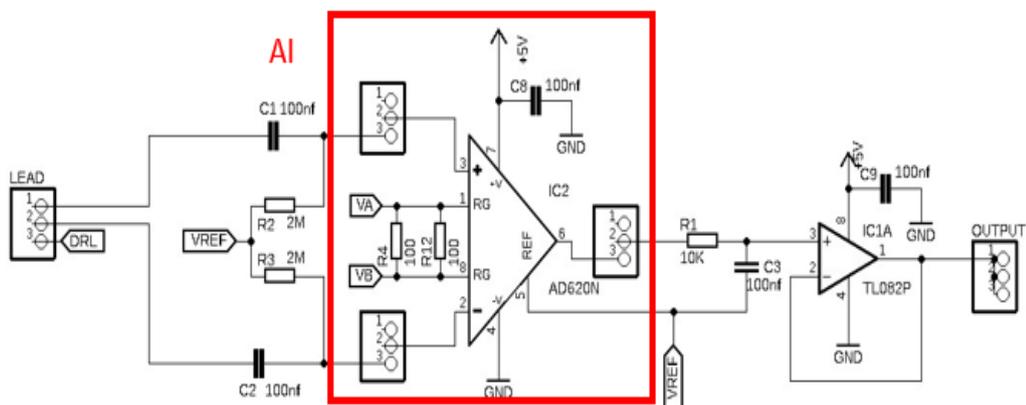


Gambar 3.6 Rangkaian HPF

Instrumentasi amplifier dibentuk dari dua *non-inverting amplifier* dan satu *differential amplifier*, merupakan penguat diferensial yang memiliki impedansi masukan tinggi dan keluaran berakhir tunggal. Penguatan sinyal dimaksudkan untuk mempermudah pengolahan sinyal lebih lanjut. IC AD620 adalah salah satu penguat instrumentasi yang telah dikemas dalam bentuk IC (Integrated Circuit), yang mana memiliki keakuratan yang sangat tinggi serta mudah digunakan karena hanya membutuhkan satu resistor eksternal yang dapat diatur-aturl untuk mendapatkan penguatan yang diinginkan. Biasanya resistor eksternal tersebut dapat diatur untuk mendapatkan penguatan dalam range 1 hingga 1000 kali. Selain dapat diatur menggunakan resistor eksternal IC AD620 ini cocok digunakan untuk rangkaian atau alat yang menggunakan supply dari baterai karena IC AD620 ini fisiknya kecil dan membutuhkan konsumsi daya yang rendah. Skematik dari AD620 ditunjukkan pada **Gambar 3.7**. Penguatan pada IC AD620 dapat dihitung dengan Persamaan (3.3).

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (3.3)$$

Ketetapan nilai 49.4kΩ pada Persamaan (3.1) diperoleh dari nilai tahanan internal yaitu R1 dan R2 telah ditetapkan sebesar 24.7 kΩ, sedangkan tahanan eksternal yaitu RG diatur sesuai dengan besarnya penguatan yang diinginkan.



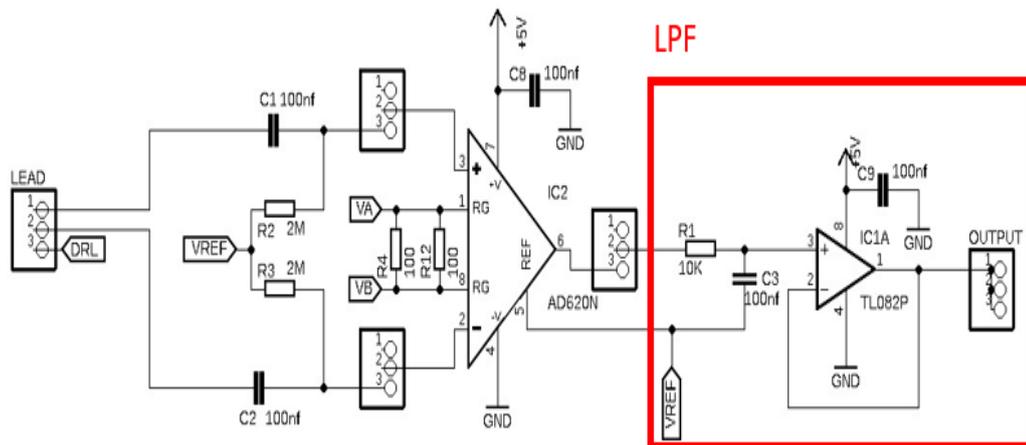
Gambar 3.7 Skematik AD620 [15]

Tahap selanjutnya yaitu dilakukan filter kembali menggunakan filter LPF yang berkebalikan dengan filter HPF sebelumnya. Fungsi filter LPF untuk meredam sinyal pada daerah frekuensi diatas *frequency cut-off* (f_c) dan melewatkan sinyal pada daerah frekuensi dibawah f_c . Nilai f_c untuk LPF ini adalah 159.24 Hz. Contoh rangkaian LPF ditunjukkan pada Gambar 3.8. f_c dapat dihitung menggunakan Persamaan (3.4) dan (3.5),

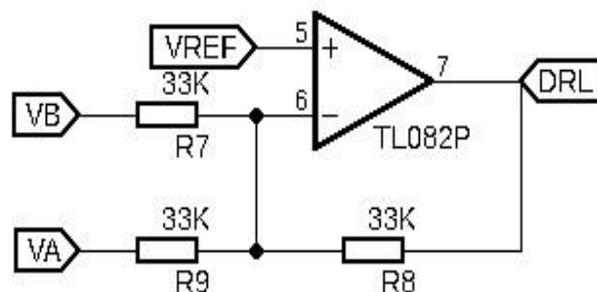
$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (3.4)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (3.5)$$

Salah satu instrumen yang tidak kalah penting adalah *Driven Right Leg* (DRL). DRL adalah suatu rangkaian yang berfungsi sebagai memperbesar faktor *feedback* sehingga memperkecil penguatan *common mode*. Dasarnya sinyal dari tubuh kita terdiri dari sinyal differensial dan *common mode*. Sinyal *common mode* adalah sinyal yang tidak diinginkan akibat tidak akuratnya CMRR *differential amplifier* yang digunakan. Maka dari itu untuk memaksimalkan CMRR dibutuhkan rangkaian tambahan berupa DRL. Dalam penggunaannya, DRL diberikan *input* dari lead kaki kanan yang dihubungkan dengan *outputan* Om-Amp DRL. Arus pergeseran di dalam tubuh tidak mengalir ke *ground* tetapi ke rangkaian keluaran *op-amp* untuk



Gambar 3.8 Rangkaian LPF



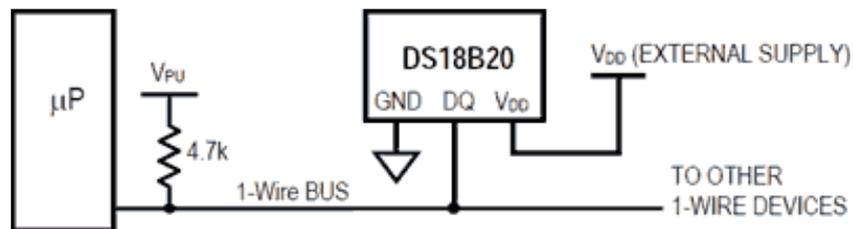
Gambar 3.9 Rangkaian DRL

memperkecil tegangan mode bersama. Contoh rangkaian LPF ditunjukkan pada **Gambar 3.9**.

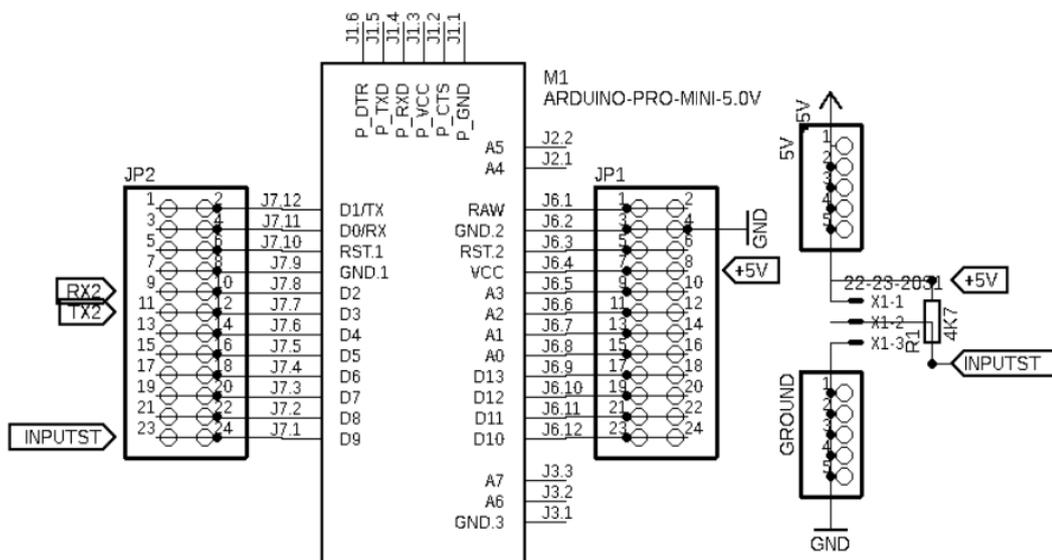
3.2.2 Perancangan *Hardware* ST

Suhu tubuh atau temperatur tubuh adalah perbedaan antara jumlah panas yang diproduksi oleh proses tubuh dan jumlah panas yang hilang ke lingkungan luar. Temperatur tubuh manusia dapat diukur dengan menggunakan termometer. Pada perancangan *hardware* ini akan digunakan sensor temperatur DS18B20 yang ditempelkan di ketiak manusia. Pemilihan sensor suhu DS18B20 didasari oleh keunggulan yang dimilikinya, antara lain sebagai berikut: Unik *1-Wire interface* hanya memerlukan satu pin port untuk komunikasi secara *1-Wire*, setiap perangkat memiliki kode serial 64-bit yang disimpan dalam sebuah ROM *onboard*, tidak memerlukan ada komponen tambahan, bekerja pada kisaran tegangan 3 sampai 5,5V, dapat mengukur suhu pada kisaran -55 sampai 125 °C, Akurasi $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ akurasi dari suhu -10 sampai 85 °C, resolusi dapat dipilih oleh pengguna antara 9 sampai 12 bit (0.5°C, 0.25°C, 0.125°C, dan 0.0625°C), kecepatan mengkonversi suhu maksimal 750 ms [9].

Seperti pada **Gambar3.8** dapat dilihat terdapat penggunaan resistor 4K7 ohm yang berfungsi sebagai *pull-up* resistor untuk memudahkan dalam pembacaan data



Gambar 3.10 Koneksi DS18B20 dan *pull-up* resistor [9]



Gambar 3.11 Arduino pro mini

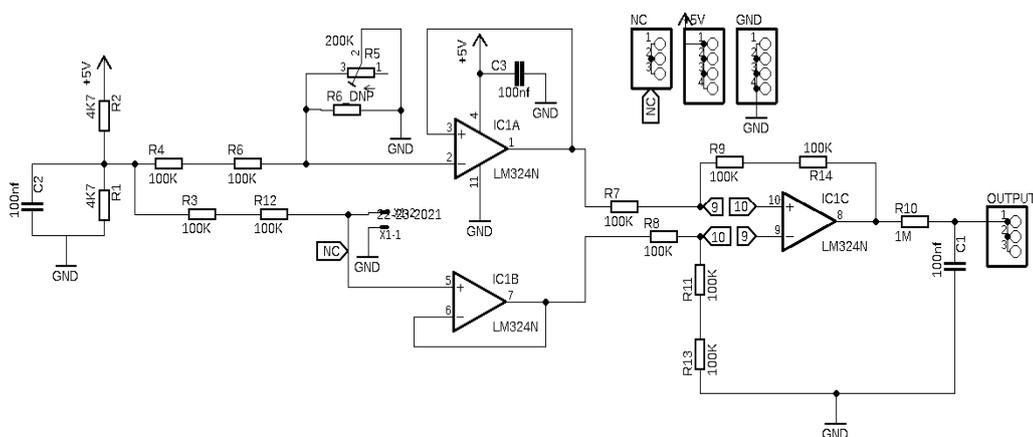
digital 1 dan 0. Selain itu pada penerapannya digunakan juga mikrokontroler tambahan untuk memudahkan pembacaan data sensor yaitu dengan menggunakan arduino pro mini. Mikrokontroler ini nantinya yang membantu perhitungan atau pemrosesan data dari *hardware* DS18B20 hingga didapatkan nilai suhu dalam satuan *celsius*.

Setelah didapatkan nilai suhu dalam satuan celcius kemudian data dikirim dari arduino pro mini menuju STM32 dengan menggunakan konsep komunikasi serial. Komunikasi serial merupakan komunikasi yang pengiriman datanya dalam bentuk per bit secara berurutan dan bergantian.

3.2.3 Perancangan *Hardware* GSR

Galvanic Skin Response (GSR) adalah salah satu dari beberapa tanggapan *electrodermal* (EDRs). EDRs adalah perubahan sifat listrik dari kulit seseorang yang disebabkan oleh interaksi antara lingkungan peristiwa dan keadaan psikologis individu. Kulit manusia adalah konduktor listrik yang baik dan ketika arus listrik lemah dikirimkan ke kulit, perubahan konduksi kulit sinyal yang dapat diukur. Variabel yang diukur adalah baik resistensi kulit atau timbal balik, konduktansi kulitnya. Sebuah penguat GSR, seperti yang akan digunakan dalam percobaan ini, berlaku tegangan konstan pada kulit melalui elektroda. Tegangan ini sangat kecil sehingga tidak dapat dirasakan oleh individu. Namun, arus yang mengalir melalui kulit, seperti tegangan diterapkan, dapat dideteksi dan ditampilkan. Karena tegangan konstan diterapkan pada kulit dikenal dan arus dapat diukur, konduktansi kulit dapat ditentukan oleh amplifier GSR. *Output* dari GSR amplifier adalah konduktansi kulit dinyatakan dalam satuan yang disebut *microSiemens* (mikrodetik).

Prinsip kerja skema rangkaian pendeteksi konduktivitas kulit dengan menggunakan sensor GSR yaitu dibutuhkan 3 Op Amps LM324. LM324 adalah *Quad Operational Amplifiers* dengan masukan diferensial. IC ini memiliki beberapa kelebihan salah satunya yang disebutkan sebelumnya *Quad Operational*



Gambar 3.12 Skema rangkaian pendeteksi konduktivitas kulit.

Amplifiers yang berarti memiliki 4 *op-amps* yang dapat beroperasi pada tegangan operasional yang rentangnya lebar antara 3V – 32V. Rentang masukan pada mode yang umum sudah termasuk catu daya *negative* yang menghilangkan keharusan menggunakan komponen pembias eksternal pada banyak aplikasi. IC LM324 dikemas dalam PDIP-14 packaging berukuran *pitch* standar industri 2.54 mm. Keunggulan yang lainnya adalah sebagai berikut: keluaran terlindungi dari hubungan singkat, *true differential input stage*, catu daya tunggal 3V – 32V, *Quad Operational Amplifiers*.

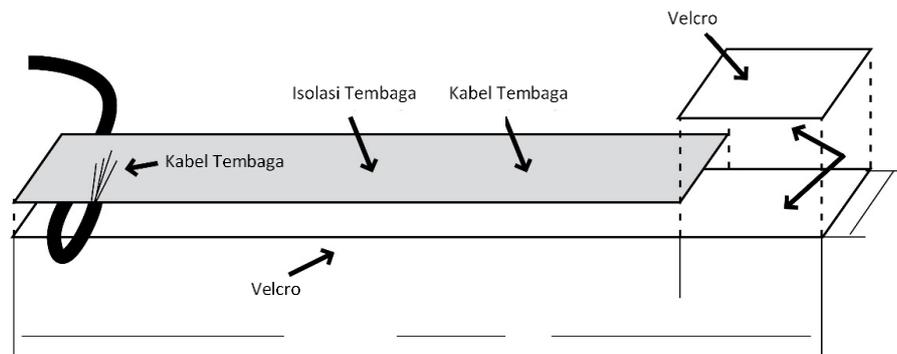
Rangkaian ini terdiri dari rangkaian pembagi tegangan yang berfungsi membagi tegangan *input* 5V menjadi 2.5V pada resistor 4K7 ohm. Lalu masuk ketahap selanjutnya yaitu rangkaian *voltage follower* adalah rangkaian *op-amp* yang tegangan keluarannya langsung mengikuti tegangan *input*. Yaitu tegangan *output* setara dengan tegangan *input*. Sirkuit *op-amp* tidak memberikan penguatan apa pun. Dengan demikian, kenaikan tegangan sama dengan 1, mirip dengan pengikut emitor diskrit. Nama-nama lain *voltage follower* adalah *isolation amplifier*, *buffer amplifier*, dan *unity-gain amplifier*. Pengikut tegangan tidak memberikan redaman atau tidak ada amplifikasi tetapi hanya *buffering*. Sirkuit ini memiliki karakteristik menguntungkan dari impedansi masukan yang sangat tinggi.

Impedansi masukan yang tinggi dari pengikut tegangan ini adalah alasan mengapa digunakan di beberapa rangkaian. Pengikut tegangan memberikan isolasi *output* yang efisien dari sinyal *input*.

Differential amplifier atau *op-amp subtractor* adalah rangkaian penguat berbasis *op-amp* yang dirancang khusus, yang menguatkan perbedaan antara dua sinyal *input* dan menolak sinyal apa pun yang umum untuk kedua *input*. Nilai penguatan yang digunakan adalah sebesar 2x.

Resistensi kulit dapat sangat bervariasi, tergantung pada perbedaan individu, cuaca, kondisi mental, dan lain sebagainya., Sehingga sirkuit kita perlu dikalibrasi ke *baseline* yang stabil.

Sensor yang digunakan adalah sensor GSR yang dibuat sendiri menggunakan isolasi tembaga, kabel, dan *velcro*. Isolasi tembaga direkatkan dengan *velcro* yang sebelumnya sudah diselipkan dengan kabel yang sudah dipotong dan dikeluarkan



Gambar 3.13 Cara pembuatan sensor GSR



Gambar 3.14 Sensor GSR

tembaganya sebagian. Kabel tembaga kemudian ditebuk ke dalam lalu disolder bersamaan dengan isolasi tembaga. Ilustrasi dan hasil sensornya dapat dilihat pada **Gambar 3.13** dan **Gambar 3.14**.

Dari **Gambar 3.12** dapat kita hitung nilai konduktansi yang akan menjadi *input* untuk mendeteksi stres. Nilai konduktansi kulit dapat ditemukan dengan menggunakan persamaan (3.6).

$$G = \frac{1}{R} \quad (3.6)$$

Sebelumnya, untuk mendapatkan nilai R pada persamaan di atas terlebih dahulu nilai *output* tegangan dari rangkaian GSR. persamaan untuk mendapatkannya dapat dilihat pada persamaan (3.7) – persamaan (3.8).

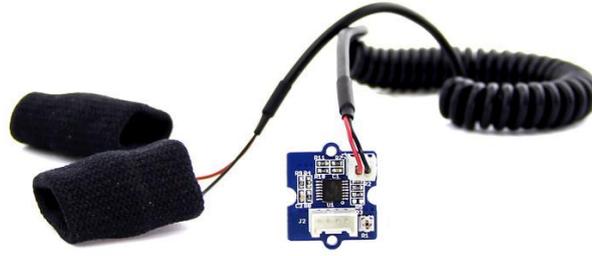
$$V_{out} = \frac{R9 + R14}{R7} (V6 - V2) \quad (3.7)$$

$$V_{out} = 2 \left(\frac{V_{cc}}{2} \frac{R_{gsr}}{R9 + R14 + R_{gsr}} - \frac{V_{cc}}{4} \right) \quad (3.8)$$

$$V_{out} = V_{cc} \left(\frac{R_{gsr}}{R9 + R14 + R_{gsr}} - \frac{1}{2} \right) \quad (3.9)$$

Setelah nilai *output* sistem ditemukan selanjutnya kita akan mencari nilai R_{gsr} atau nilai resistansi kulitnya. Karena ADC yang digunakan 12-bit maka nilai maksimumnya adalah 4096. Persamaan dapat dilihat pada persamaan (3.10) – persamaan (3.14).

$$\frac{V_{out}}{V_{cc}} = \frac{(serial_port_reading)}{4096} \quad (3.10)$$



Gambar 3.15 Modul GSR

$$V_{out} = V_{cc} \frac{(serial_port_reading)}{4096} \quad (3.11)$$

$$\frac{(serial_port_reading)}{4096} = \left(\frac{R_{gsr}}{R9 + R14 + R_{gsr}} - \frac{1}{2} \right) \quad (3.12)$$

$$R_{gsr} = (R9 + R14) \frac{2(serial_port_reading) + 4096}{4096 - 2serial_port_reading} \quad (3.13)$$

$$R_{gsr} = 100000 \frac{2(serial_port_reading) + 4096}{2048 - serial_port_reading} \quad (3.14)$$

Untuk memudahkan pengambilan data dan mencegah hal-hal yang tidak diinginkan maka dapat menggunakan modul GSR. Skematik pada **Gambar 3.12** juga sudah sesuai dengan modul GSR sehingga baik *output* rangkaian dari skematik GSR ataupun modul akan memiliki nilai yang sama. Begitu pula penurunan rumus yang digunakan.

3.3 Perancangan *Software*

Software dirancang sesuai blok diagram pada **Gambar 3.1** dengan menggunakan 3 *input* yang didapat dari ECG, GSR dan ST. Dari setiap *input* akan diproses menggunakan microcontroller STM32 yang berfungsi sebagai *analog to digital converter* (ADC) dan media untuk melakukan pemrograman *software*.

3.3.1 *Software* ADC

Yang paling awal dilakukan adalah melakukan komunikasi serial dari mikrokontroler ke komputer dengan menggunakan *bluetooth*. Selain itu dalam *software delphi* juga diperlukan *interface* yang menampilkan data ADC dari setiap variabel pengukuran yang ada. **Gambar 3.16** menunjukkan *interface* awal dari *software* yang juga memuat data ADC pertama kali. Selain memuat data ADC

pertama kali di tab “Data ADC” ini dapat melakukan penyimpanan data yang telah dibaca oleh ADC dan dapat memanggilnya kembali dengan menggunakan fitur *save* dan *open*. Selain itu juga ditampilkan data sensor suhu dalam keadaan *celsius* beserta grafiknya.

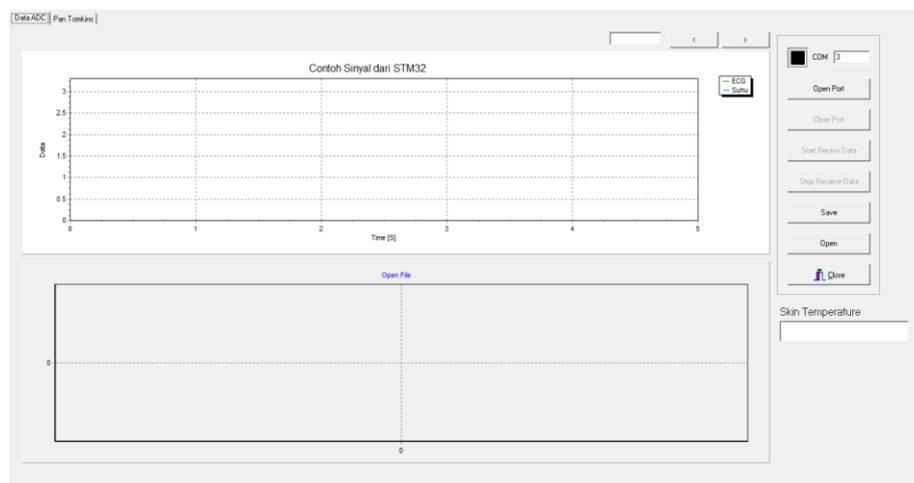
3.3.2 Software Pan-Tomkins

Fitur yang diekstraksi secara eksplisit memberikan indeks stres dari sinyal fisiologis. Sinyal ECG langsung dinilai dengan menggunakan algoritma pencari puncak yang umum digunakan untuk mendapatkan interval R-R [8]. Proses *feature extraction* dilakukan untuk mengekstraksi setiap parameter yang dapat dihasilkan oleh 2 *input*. Pada sinyal ECG menggunakan metode Pan-Tomkins yang memiliki beberapa tahap dalam pemrosesannya seperti: *filtering*, *derivative*, *squaring function*, *moving window integration*, *thresholding*, *R-R interval* [8]. *Interface software* dapat dilihat pada **Gambar 3.17**.

Filter merupakan metode yang bertujuan untuk mengatasi *noise* sehingga perlu dilakukan untuk memperbaiki kualitas sinyal gelombang QRS. Salah satunya adalah dengan *filtering* gelombang baik secara linear maupun secara non - linear. *Bandpass filter* merupakan salah satu *filtering* linear yang berfungsi untuk memperhalus dan menghilangkan *noise* pada suatu sinyal yang bekerja dengan menggantikan intensitas nilai *pixel* dengan rata-rata dari nilai *pixel* tersebut terhadap nilai *pixel* tetangganya.

Bandpass filter telah digunakan secara luas untuk memperhalus dan mengembalikan bagian dari citra yang mengandung *noise* yang berbentuk bintang putih dan *noise-noise* yang lainnya. *Bandpass filter* terdiri dari 2 filter yang beriringan yaitu *Highpass Filter* dan *Lowpass Filter* yang dapat dihitung menggunakan persamaan (3.15) dan (3.16).

$$y(nT) = 32x(nT - 16T) - [y(nT - T) + x(nT) - x(nT) - x(nT - 32T)] \quad (3.15)$$



Gambar 3.16 Interface software ADC

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T) \quad (3.16)$$

Derivative adalah tahap dimana sinyal yang telah difilter akan diproses sehingga lebih terlihat *slope*-nya untuk mempermudah dalam menganalisis QRS kompleks dalam pembagian P, QRS dan T. *Derivative* dapat dihitung menggunakan persamaan (3.17).

$$y(nT) = (1/8T)[-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)] \quad (3.17)$$

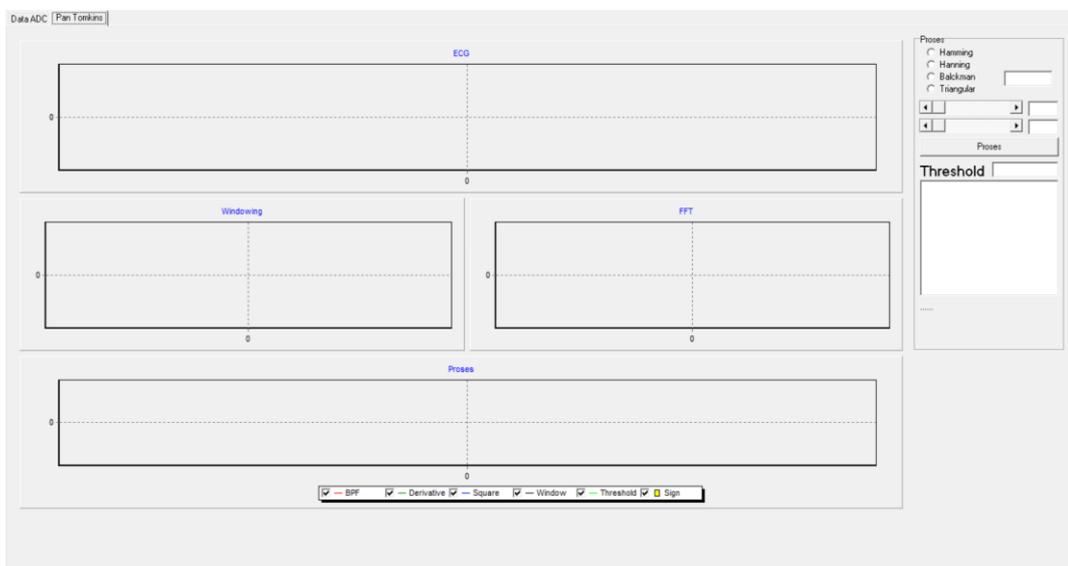
Squaring function adalah metode yang membuat seluruh sinyal *output*-an dari tahap *derivative* bernilai positif dengan mengangkat sinyal *input*-an tersebut. *Squaring function* dapat dihitung menggunakan persamaan (3.18).

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (3.18)$$

Moving window integration adalah metode yang bertujuan untuk mendapatkan bentuk yang memiliki informasi dan membantu dalam menganalisis *slope* pada R. *Moving window integration* dapat dihitung menggunakan persamaan (3.19).

$$y(nT) = (1/N)[x(nT - (N - 1)T) + x(nT - N - 2)T) + \dots + x(nT)] \quad (3.19)$$

Thresholding adalah metode yang digunakan untuk melakukan seleksi terhadap R wave yang akan diambil untuk melakukan perhitungan *heart beat*. Selain itu *thresholding* bertujuan menghitung interval setiap grafik yang melewati



Gambar 3.17 *Interface software Pan-Tomkins*

batas yang telah ditentukan dan mengambil rata-ratanya sehingga mendapatkan *heart beat* yang diinginkan. *Heart beat* dapat dihitung menggunakan persamaan (3.20).

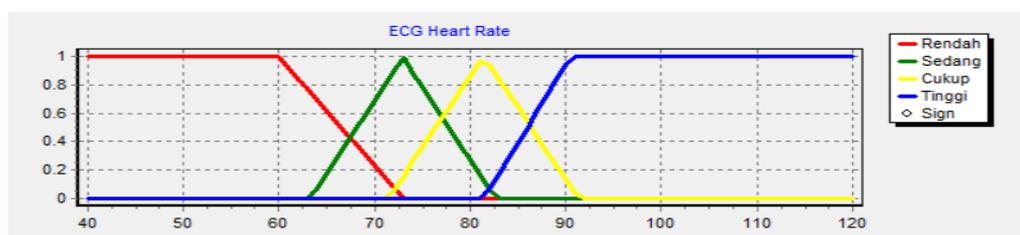
$$\text{Jumlah QRS} \times \frac{60 \text{ detik}}{\frac{\text{jumlah data}}{\text{frekuensi sampling}} (\text{detik})} \text{ bpm} \quad (3.20)$$

3.3.1 Fuzzy Logic Controller

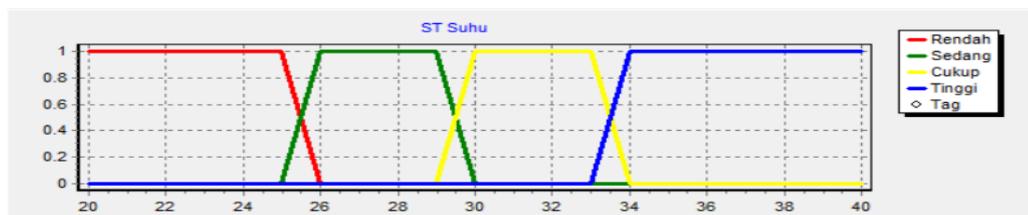
Pada penelitian kali ini, digunakan *Fuzzy Logic Controller* (FLC) sebagai metode *decision making* untuk menentukan seseorang mengalami tingkatan stres tertentu. Variable yang mempengaruhi pengambilan keputusan tersebut antara lain: *Beat Per Minute* (BPM) jantung (ECG), resistansi atau konduktivitas kulit (GSR) dan suhu tubuh manusia dalam *celsius* (ST). *Membership function* dari 3 variabel tersebut dapat dilihat pada **Tabel 3.1** dan dalam bentuk tampilan program. Selain itu, salah satu komponen penting dalam penggunaan metode *fuzzy* adalah *rules*. *Rules* dari ketiga variable tersebut yang tiap variabelnya memiliki 4 klasifikasi menghasilkan *rules* yang banyak pula. Didapatkan total 64 *rules* dari variasi kemungkinan pengambilan keputusan untuk metode *fuzzy* ini, antara lain sebagai berikut:

Tabel 3.1 Threshold 3 variabel [17]

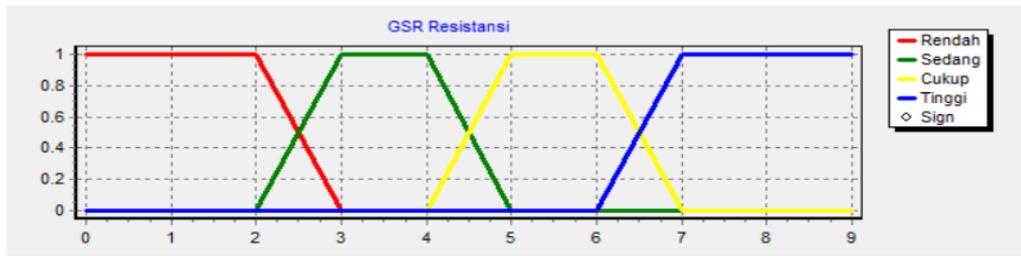
Level	Rendah	Sedang	Cukup	Tinggi
ECG	60.00 BPM	72.94±9.64 BPM	81.38±9.98 BPM	90.55±10.69 BPM
GSR	< 2 uSiemens	3 – 4 uSiemens	5 – 6 uSiemens	7 – 10 uSiemens
ST	34° - 38° C	30° - 34° C	26° - 30° C	< 26° C



Gambar 3.18 Membership function heart beat



Gambar 3.19 Membership function suhu tubuh



Gambar 3.20 Membership function resistansi kulit

Tabel 3.2 Rules heartbeat rendah

GSR\ST	R	S	C	T
R	S	S	R	R
S	S	S	S	R
C	C	S	S	S
T	C	C	S	S

Tabel 3.3 Rules heartbeat sedang

GSR\ST	R	S	C	T
R	S	S	S	R
S	C	S	S	S
C	C	C	S	S
T	C	C	C	S

Tabel 3.4 Rules heartbeat cukup

GSR\ST	R	S	C	T
R	C	S	S	S
S	C	C	S	S
C	C	C	C	S
T	T	C	C	C

Tabel 3.5 Rules heartbeat tinggi

GSR\ST	R	S	C	T
R	C	C	S	S
S	C	C	C	S
C	T	C	C	C
T	T	T	C	C

Ket. R : Rendah, S : Sedang, C : Cukup, T : Tinggi

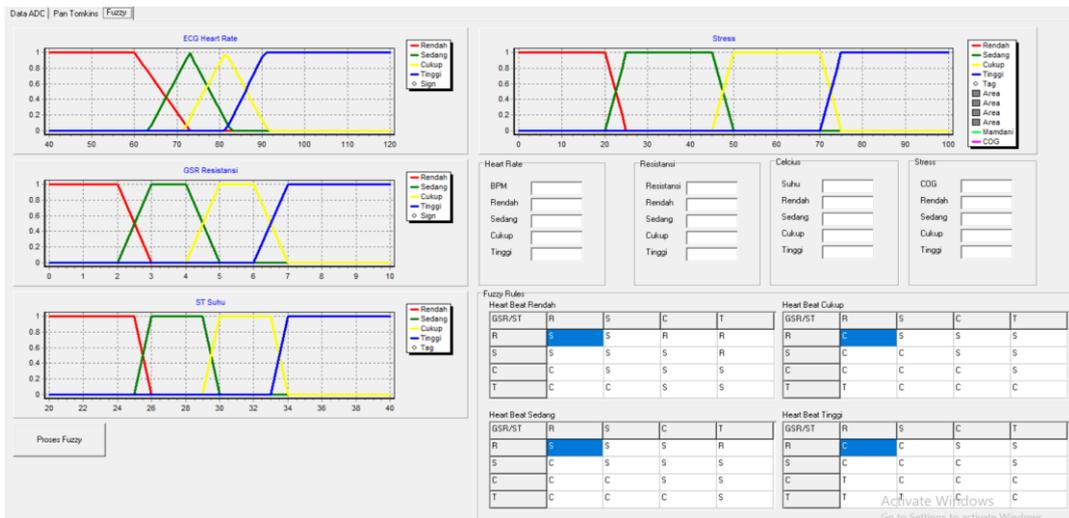
Tabel 3.6 Total *rules* yang dihasilkan

No.	<i>Rules</i>
1	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is No_Stress)
2	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is No_Stress)
3	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
4	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
5	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is No_Stress)
6	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
7	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
8	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
9	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
10	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
11	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
12	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
13	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
14	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
15	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
16	If (Heart_Beat is Rendah) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
17	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is No_Stress)
18	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
19	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
20	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
21	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
22	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Low_Stress)

23	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
24	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
25	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
26	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
27	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
28	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is High_Stress)
29	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
30	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
31	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
32	If (Heart_Beat is Sedang) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
33	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
34	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
35	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
36	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
37	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
38	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
39	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
40	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
41	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
42	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
43	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
44	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
45	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)

46	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
47	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
48	If (Heart_Beat is Cukup) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is High_Stress)
49	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
50	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
51	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
52	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Rendah) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
53	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Low_Stress)
54	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
55	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
56	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Sedang) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
57	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
58	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
59	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
60	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Cukup) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is High_Stress)
61	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Rendah) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
62	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Sedang) then (<i>Output</i> is Medium_Stress)
63	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Cukup) then (<i>Output</i> is High_Stress)
64	If (Heart_Beat is Tinggi) and (Skin_Temperature is Tinggi) and (Galvanic is Tinggi) then (<i>Output</i> is High_Stress)

Tabel 3.2 – Tabel 3.6 merupakan hasil *rules* dari kemungkinan *membership function* yang ada pada **Gambar 3.18 – Gambar 3.20**. Hasil kemungkinan dipecah menjadi 4 tabel agar memudahkan penulis dalam merancang *rules* dengan banyak variabel tersebut. Sedangkan hasil secara utuh dapat dilihat pada **Tabel 3.6**. Setelah proses *rules*-nya selesai akan dilakukan defuzzifikasi sehingga didapatkan hasil atau keputusan yang diinginkan. Secara keseluruhan *interface* pada proses *fuzzy* dapat dilihat pada **Gambar 3.21**.



Gambar 3.21 Interface proses fuzzy

3.4 Metode Validasi

Metode pengujian untuk memvalidasi hasil tingkatan stres pada subjek dan pengaruh variable yang digunakan terhadap stres pada manusia menggunakan metode *Stroop Test*. Metode *stroop test* adalah metode yang ditemukan oleh ahli psikologi yaitu John Ridley Stroop pada tahun 1935. Tes ini berisi tulisan yang setiap katanya memiliki warna yang berbeda. Tujuan dari tes ini untuk mengukur pengaruh dari subjek yang diberikan uji *stroop test* sebelum dan sesudahnya. Karena *stroop test* merupakan metode yang telah banyak diketahui untuk menginduksi tekanan mental [18].

Dalam praktiknya subjek terlebih dahulu menggunakan alat untuk mendeteksi tingkatan stresnya. Lalu setelah penggunaan alat pertama selesai subjek akan diberikan *stroop test* beberapa menit dan kemudian diambil lagi data tingkatan stresnya untuk dilihat apakah ada perubahan sebelum dan sesudah diberikan *stroop test*. Setelah data terkumpul akan dilakukan analisis terkait validasi data yang didapatkan dengan pengujian *stroop test* ini.

Metode *stroop test* juga dirancang sedemikian rupa dengan memberikan tingkatan dalam pengujiannya yaitu mudah sedang susah. Mudah adalah soal dengan jeda 5 detik, sedang dengan jeda 3 detik dan susah dengan jeda 1 detik untuk setiap soalnya. Lama pengujiannya kurang lebih 5 menit. Subjek dituntut untuk menjawab soal dengan tepat, cepat dan melafalkannya dengan suara yang jelas.

Selain metode *stroop test* dilakukan juga survey dengan memberikan pertanyaan kepada calon subjek yang bertujuan untuk mengetahui kondisi psikologisnya saat itu. Dan didapatkan indikasi stres berdasarkan jawaban dari 20 soal yang diberikan. Metode survey ini dilakukan agar menjadi pembanding hasil yang didapatkan oleh alat pada tugas akhir kali ini.

BAB 4

PENGUJIAN SISTEM

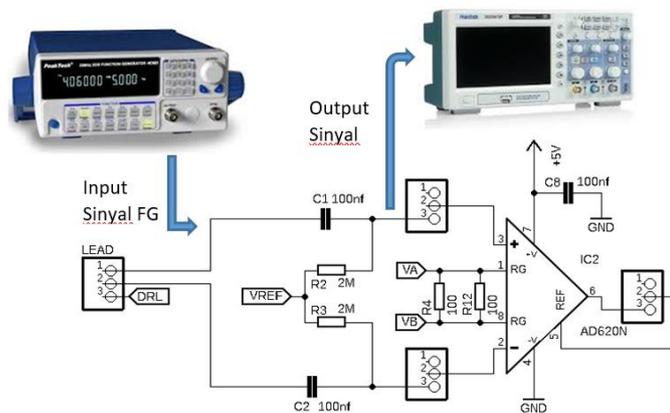
Pada bab ini dijelaskan mengenai hasil-hasil pengujian pada rangkaian ECG, ST, dan GSR. Beberapa pengujian yang dilakukan, antara lain :

1. Pengujian Rangkaian ECG
 - 1.1 Pengujian rangkaian HPF
 - 1.2 Pengujian rangkaian instrumentasi amplifier
 - 1.3 Pengujian rangkaian LPF
2. Pengujian rangkaian ST
3. Pengujian rangkaian GSR
4. Pengujian sistem dan *software fuzzy* untuk pendeteksi stres
5. Pengujian metode validasi

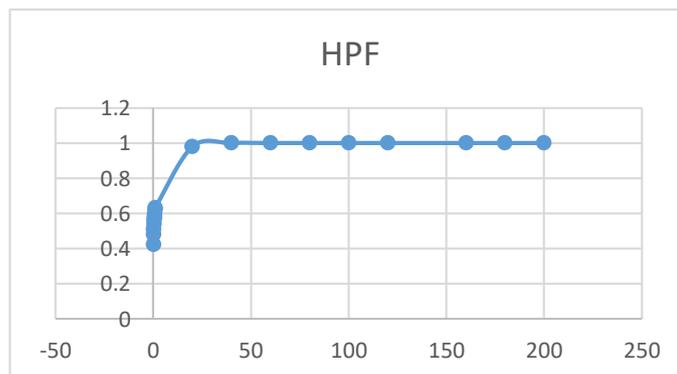
4.1 Pengujian Rangkaian ECG

4.1.1 Pengujian Rangkaian HPF

Pengujian rangkaian HPF dilakukan dengan mengubah frekuensi sinyal *input* secara bertahap mulai dari frekuensi rendah sampai frekuensi tinggi. Sinyal



Gambar 4.1 Pengujian HPF rangkaian ECG



Gambar 4.2 Hasil pengujian HPF

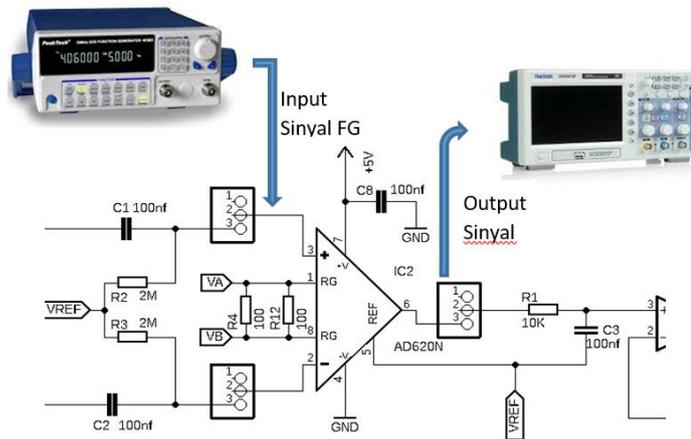
Tabel 4.1 Hasil pengujian HPF

No	Vin	Vout	Frequency	Gain
1	1 V	0.42 V	0.1 Hz	0.42
2	1 V	0.48 V	0.2 Hz	0.48
3	1 V	0.51 V	0.3 Hz	0.51
4	1 V	0.54 V	0.4 Hz	0.54
5	1 V	0.56 V	0.5 Hz	0.56
6	1 V	0.58 V	0.6 Hz	0.58
7	1 V	0.58 V	0.7 Hz	0.58
8	1 V	0.6 V	0.8 Hz	0.6
9	1 V	0.62 V	0.9 Hz	0.62
10	1 V	0.63 V	1 Hz	0.63
11	1 V	0.98 V	20 Hz	0.98
12	1 V	1 V	40 Hz	1
13	1 V	1 V	60 Hz	1
14	1 V	1 V	80 Hz	1
15	1 V	1 V	100 Hz	1
16	1 V	1 V	120 Hz	1
17	1 V	1 V	160 Hz	1
18	1 V	1 V	180 Hz	1
19	1 V	1 V	200 Hz	1

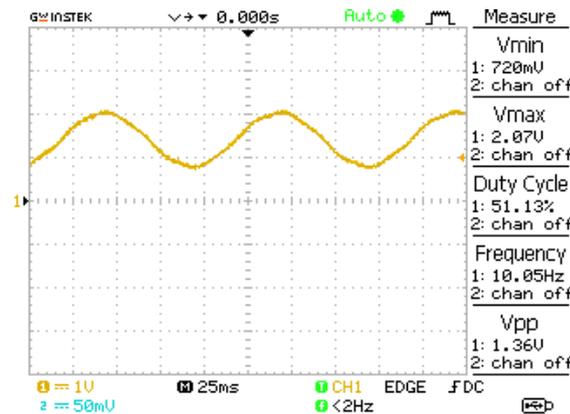
frekuensi juga disesuaikan dengan *frequency cut-off* rangkaian HPF yaitu 0.796 Hz. Frekuensi uji berkisar antara 0.1 Hz hingga frekuensi 200 Hz dimana V_{in} -nya sebesar 1 volt yang dihasilkan oleh *function generator*. Sinyal *input* diberikan pada kaki kapasitor satu dan diukur di kaki kapasitor yang lain yang paralel dengan resistor dan kaki resistor lainnya dijadikan *ground*. Filter HPF pada rangkaian ini bersifat pasif. Ilustrasi pengujian HPF dan grafik hasil pengujian bisa dilihat di **Gambar 4.1**, **Gambar 4.2** dan **Tabel 4.1**.

4.1.2 Pengujian Rangkaian Instrumentasi Amplifier

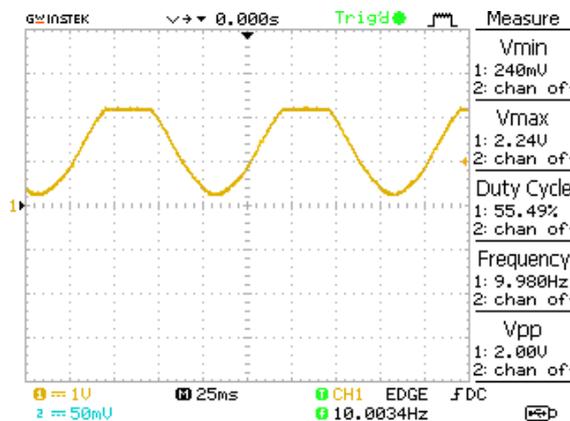
Pengujian rangkaian instrumentasi amplifier dilakukan dengan mengukur tegangan sebelum dan sesudah memasuki IC AD620. Pada pin *Left Arm* (LA) diberikan sinyal *input* sinus dengan *amplitude* 0.001 v, *offset* 0 v, dan frekuensi 10 Hz yang dibangkitkan menggunakan *Function Generator* (FG). Untuk 2 pin lainnya yaitu pin *Right Arm* (RA) dan DRL dijadikan sebagai *ground*. IC AD620 pada pin 7 diberikan tegangan *input* +5 v dan pin 4 dijadikan *ground*, pin 5 diberikan feedback dari kapasitor yang bertindak sebagai LPF juga tegangan referensi sebesar 2.5 v. Tegangan *output* diukur di pin 6 dari IC AD620 yang penguatannya sudah ditetapkan sebesar 989 kali menggunakan rumus pada persamaan 3.3 sehingga didapatkan hasil seperti pada **Gambar 4.4** dan **Gambar 4.5**. Untuk ilustrasi pengujian alat dapat dilihat pada **Gambar 4.3**.



Gambar 4.3 Pengujian IA rangkaian ECG



Gambar 4.4 Hasil pengujian IA dengan *input* 0.001 V



Gambar 4.5 Hasil pengujian instrumentasi amplifier dengan *input* 0.002 V

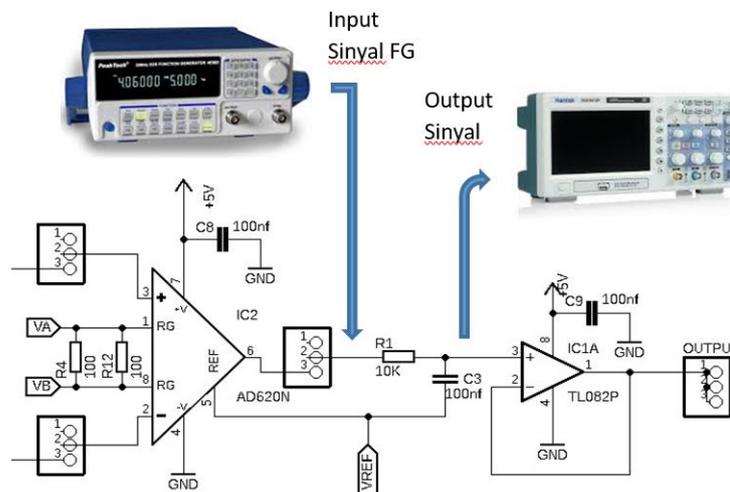
4.1.3 Pengujian Rangkaian LPF

Pengujian rangkaian LPF dilakukan dengan mengubah frekuensi sinyal *input* secara bertahap mulai dari frekuensi kecil sampai frekuensi besar. Sinyal frekuensi juga disesuaikan dengan *frequency cut-off* rangkaian LPF yaitu 159.24 Hz.

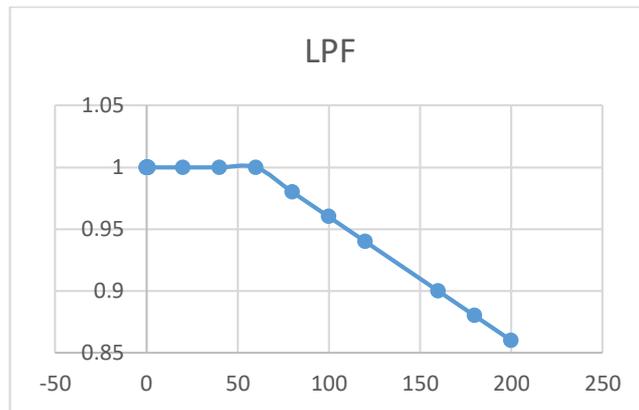
Tabel 4.2 Hasil pengujian LPF

No	Vin	Vout	Frequency	Gain
1	1 V	1 V	0.1 Hz	1
2	1 V	1 V	0.2 Hz	1
3	1 V	1 V	0.3 Hz	1
4	1 V	1 V	0.4 Hz	1
5	1 V	1 V	0.5 Hz	1
6	1 V	1 V	0.6 Hz	1
7	1 V	1 V	0.7 Hz	1
8	1 V	1 V	0.8 Hz	1
9	1 V	1 V	0.9 Hz	1
10	1 V	1 V	1 Hz	1
11	1 V	1 V	20 Hz	1
12	1 V	1 V	40 Hz	1
13	1 V	1 V	60 Hz	1
14	1 V	0.98 V	80 Hz	0.98
15	1 V	0.96 V	100 Hz	0.96
16	1 V	0.94 V	120 Hz	0.94
17	1 V	0.9 V	160 Hz	0.9
18	1 V	0.88 V	180 Hz	0.88
19	1 V	0.86 V	200 Hz	0.86

Frekuensi uji berkisar antara 0.1 Hz hingga frekuensi 200 Hz dimana tegangan *inputnya* sebesar 1 volt dihasilkan oleh *function generator*. Sinyal *input* diberikan pada kaki resistor satu dan diukur di kaki resistor yang lain yang paralel dengan kapasitor dan kaki kapasitor lainnya dijadikan *ground*. Filter LPF pada rangkain ini bersifat pasif sehingga cukup dengan 2 komponen tersebut.



Gambar 4.6 Pengujian LPF rangkaian ECG



Gambar 4.7 Hasil pengujian LPF

4.1.4 Pengujian *Output*

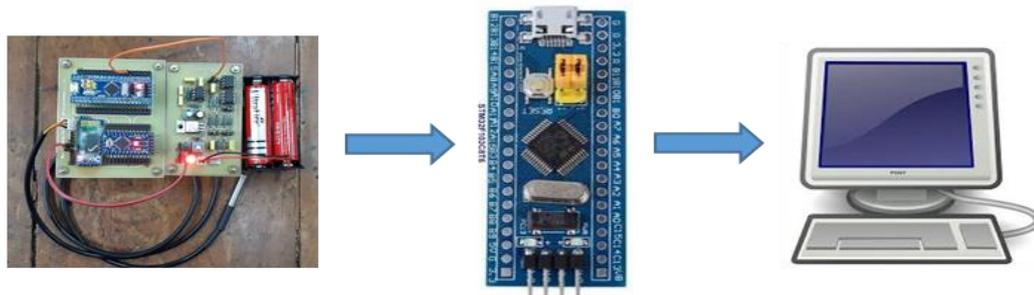
Pengujian *Output* merupakan pengujian secara keseluruhan rangkaian ECG yang telah dibuat. Sehingga diharapkan dapat memberikan *output* yang diinginkan berupa sinyal ECG dengan morfologi PQRST. Dilakukan pengambilan data sebanyak 5 kali dengan subjek yang berbeda-beda dengan menggunakan instrumentasi ECG. Berikut merupakan hasil salah satu subjek didapatkan hasil sinyal seperti pada **Gambar 4.8**.

4.2 Pengujian Rangkaian ST

Pengujian rangkaian *Skin Temperature* dilakukan dengan membandingkan secara langsung hasil dari rangkaian ST dengan termometer suhu badan yang asli.



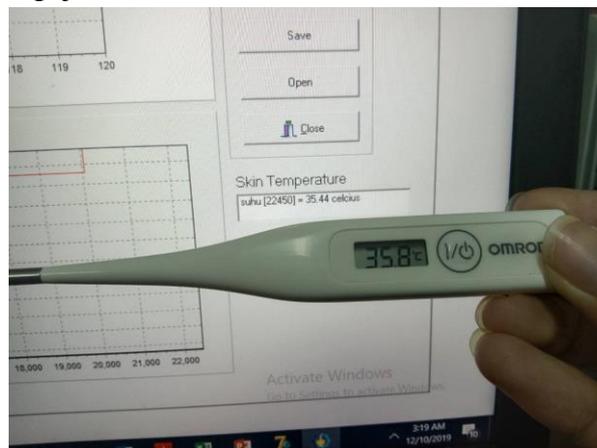
Gambar 4.8 Hasil pengujian *output* ECG



Gambar 4.9 Pengujian rangkaian ST



Gambar 4.10 Pengujian sensor suhu



Gambar 4.11 Hasil suhu menggunakan termometer dan ST

Tabel 4.3 Hasil pengujian ST

Percobaan		Termometer	DS18B20	Error
Subyek 1	Ketiak 1	35.8° C	35.4° C	0.4
	Genggam 1	34.7° C	34° C	0.7
Subyek 2	Ketiak 2	36.1° C	35.7° C	0.4
	Genggam 2	35.4° C	34.7° C	0.7
Subyek 3	Ketiak 3	36° C	35.5° C	0.5
	Genggam 3	35.9° C	35.5° C	0.4
Rata-rata Error	Ketiak			0.43
	Genggam			0.6

Sehingga didapatkan data hasil yang terdapat pada **Tabel 4.3**, **Gambar 4.10** dan **Gambar 4.11** pengambilan data diambil dari beberapa subjek yang diukur dari dua variable yaitu di ketiak dan di genggam tangan karena keterbatasan termometer tubuh yang tidak bisa dimasukkan ke dalam air.

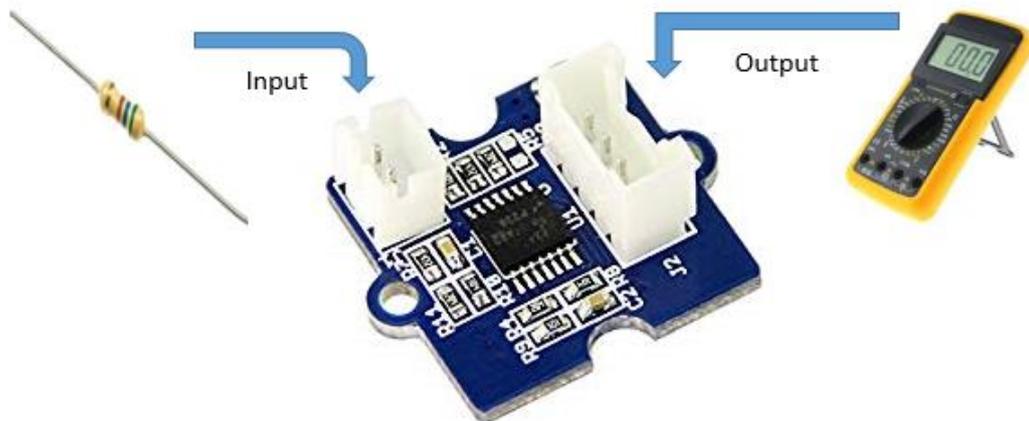
4.3 Pengujian Rangkaian GSR

Pengujian GSR dilakukan dengan cara memberikan *input* berupa resistor yang bervariasi lalu dilakukan pengukuran terhadap *output* sehingga didapatkan nilai tegangannya. Ilustrasi pengujian dan hasil pengujian dapat dilihat pada **Gambar 4.12 – Gambar 4.13 dan Tabel 4.4.**

4.4 Pengujian Software

4.4.1 Software ADC

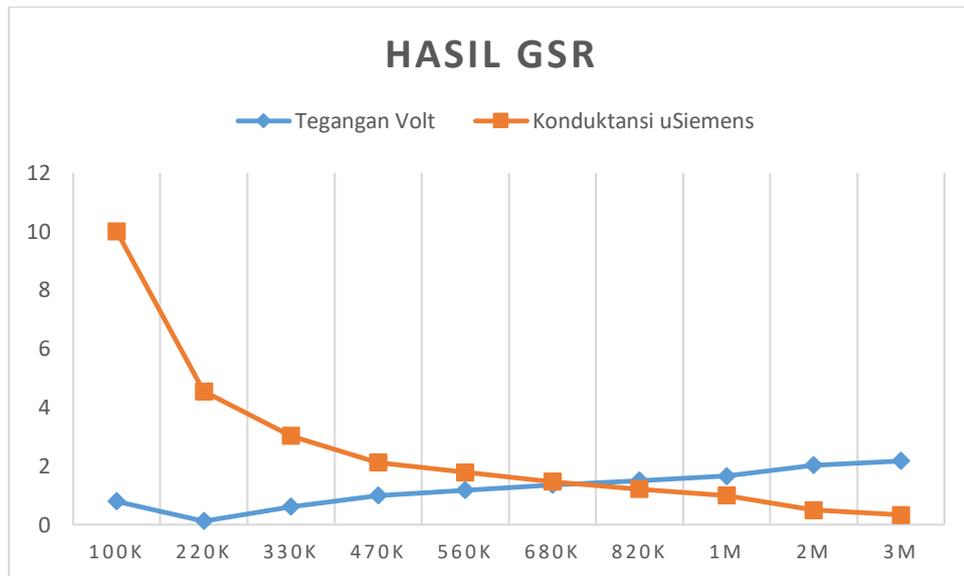
Pada pengujian ADC kali ini akan ditampilkan data yang diterima dari STM32 ke komputer dengan media *interface*-nya adalah *Delphi 7*. Data yang diterima adalah data sinyal ECG secara *real-time* dan data pengukuran suhu yang sudah terkonversi dalam satuan *celcius*. Perubahan suhu juga ditampilkan dalam bentuk grafik sehingga dapat dilihat perubahannya. Hasil dapat dilihat pada **Gambar 4.12 – Gambar 4.14.**



Gambar 4.12 Pengujian sensor GSR

Tabel 4.4 Hasil pengujian GSR

Resistor Ohm	Tegangan V	Konduktansi uSiemens
100K	0.802	10
220K	0.132	4.54
330K	0.62	3.03
470K	1	2.12
560K	1.18	1.78
680K	1.36	1.47
820K	1.51	1.21
1M	1.66	1
2M	2.03	0.5
3M	2.18	0.33



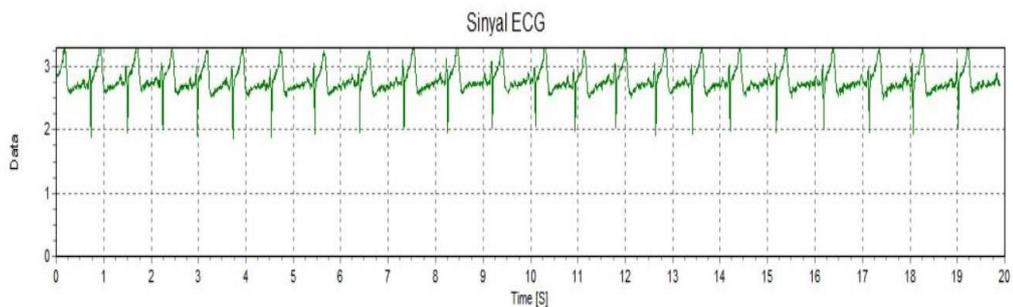
Gambar 4.13 Grafik hasil pengujian

4.4.2 Software Pan-Tomkins

Pada pengujian metode Pan-Tomkins ini akan dilakukan tahap-tahap untuk mendapatkan nilai BPM yang diinginkan. Tahap-tahap tersebut antara lain: *filtering BPF, derivative, squaring, moving window integration, thresholding* dan *R-R interval*. Semua tahap itu dapat dilihat pada **Gambar 4.14 - Gambar 4.25**.

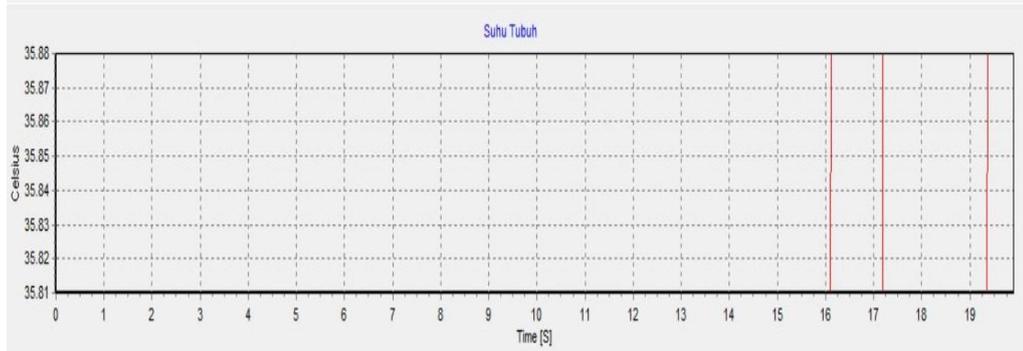
Tabel 4.5 Perbandingan HB

Percobaan	Finger Pulse Oximeter	ECG	Error
Subjek 1	87	86.7	0.3
Subjek 2	78	79.3	1.3
Subjek 3	72	72.34	0.34
Subjek 4	82	81.16	0.84
Subjek 5	92	93.98	1.98
Rata-rata Error			0.952



Gambar 4.14 Sinyal pengiriman ADC di komputer

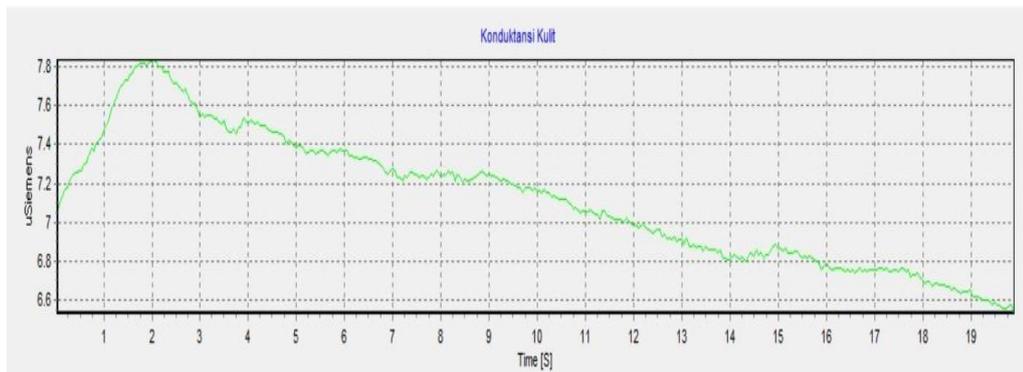
Selain itu dilakukan perbandingan hasil nilai ECG yang didapatkan menggunakan metode Pan Tomkins dengan alat pengukur HB yaitu *Finger Pulse Oximeter*. Perbandingan ini dilakukan untuk mengetahui seberapa akurat nilai HB yang dihasilkan. Hasil perbandingan dengan 5 subjek dapat dilihat pada **Tabel 4.4**.



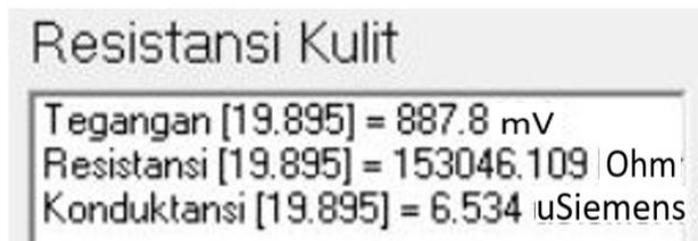
Gambar 4.15 Grafik perubahan suhu



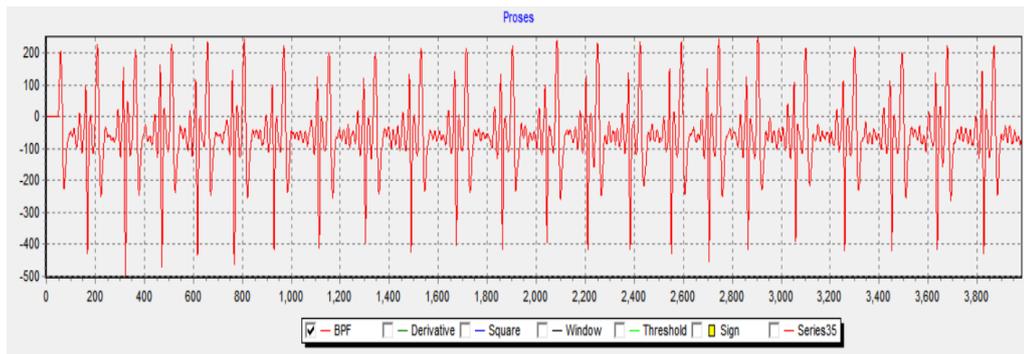
Gambar 4.16 Nilai akhir suhu ST



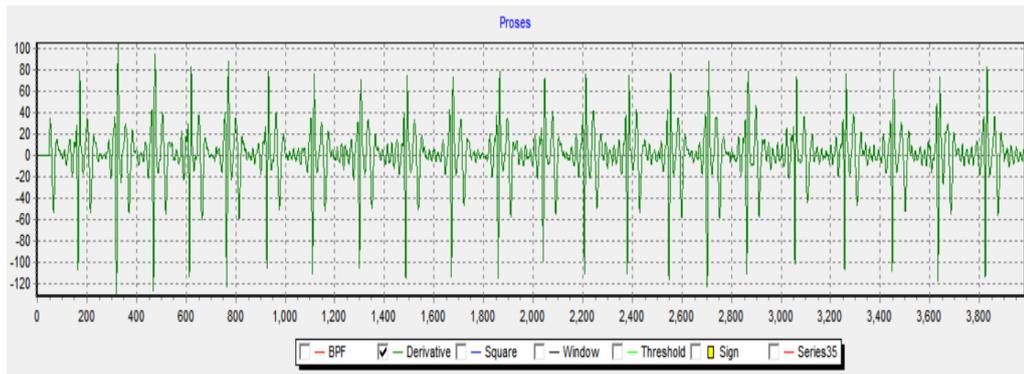
Gambar 4.17 Grafik perubahan konduktansi



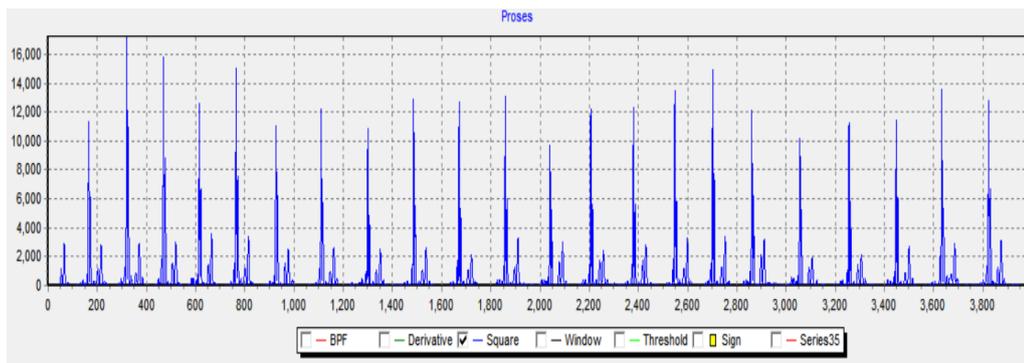
Gambar 4.18 Nilai akhir konduktansi GSR



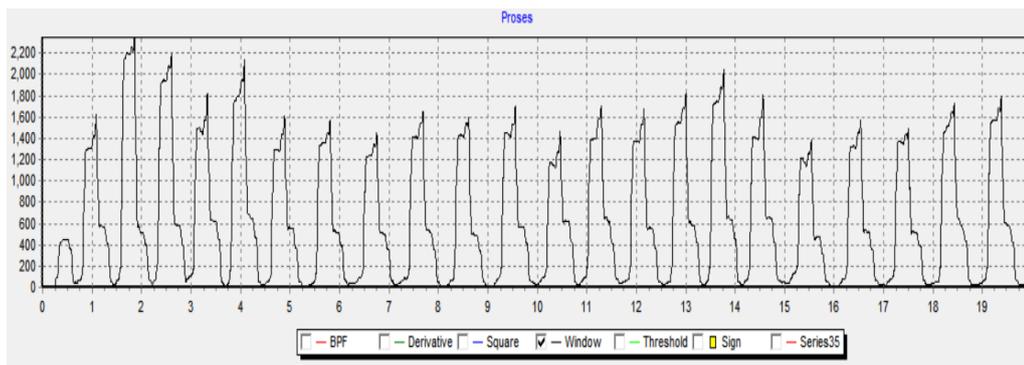
Gambar 4.19 Hasil filter BPF



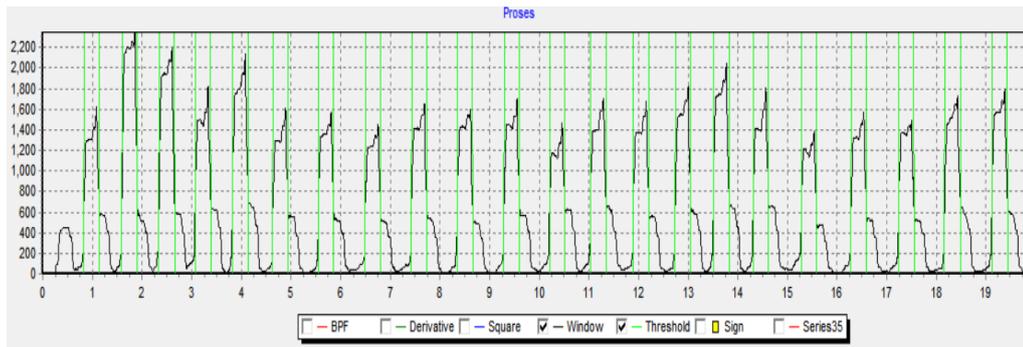
Gambar 4.20 Hasil *derivative*



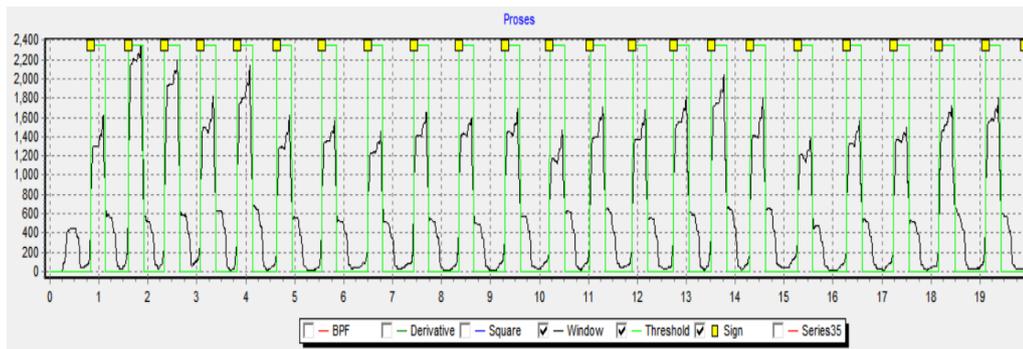
Gambar 4.21 Hasil *squaring*



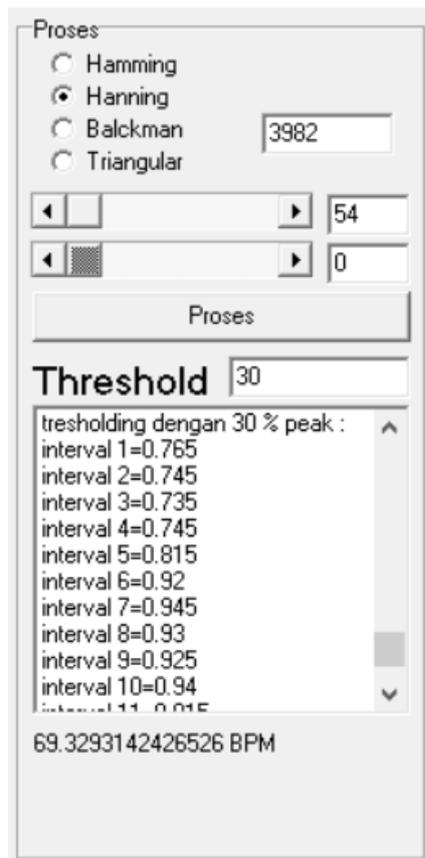
Gambar 4.22 Hasil *window*



Gambar 4.23 Hasil *thresholding*



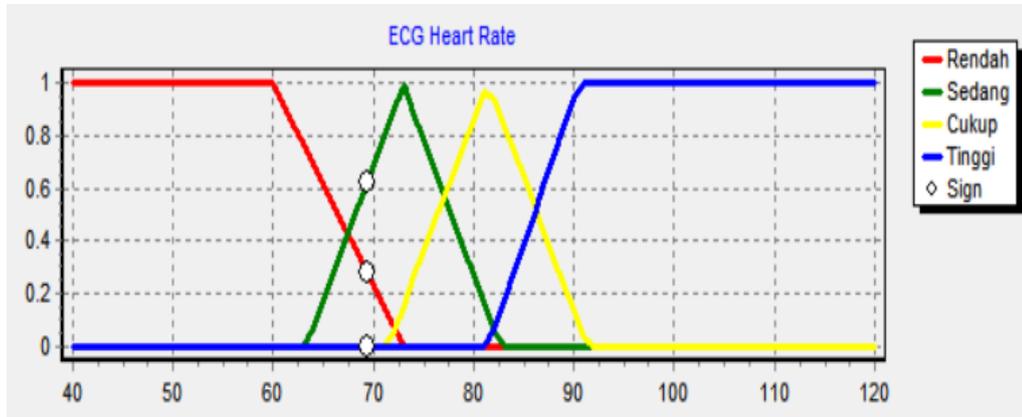
Gambar 4.24 Hasil *sign*



Gambar 4.25 Nilai BPM dengan metode Pan-Tomkins

4.4.3 Software Fuzzy

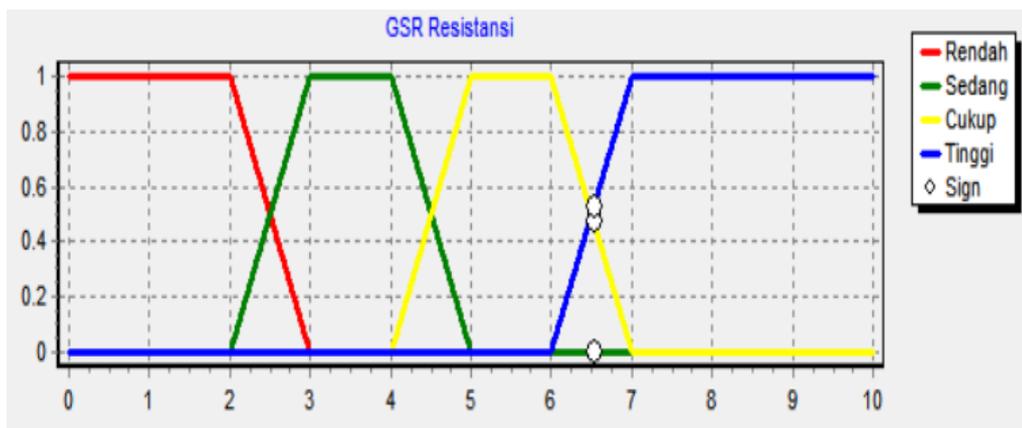
Pada pengujian *fuzzy* ini nilai *input* dari instrumentasi ECG, GSR dan ST seperti yang ditunjukkan pada **Gambar 4.16**, **Gambar 4.18** dan **Gambar 4.25**. Lalu akan didapatkan hasil dari fuzzifikasi, mui dari tiap variable hingga *output fuzzy* keseluruhan yang berupa diagnosis tingkatan stres pada manusia dengan lebih detail. Semua itu dapat dilihat pada **Gambar 4.26** – **Gambar 4.33**.



Gambar 4.26 Hasil fuzzifikasi mui *heart rate*



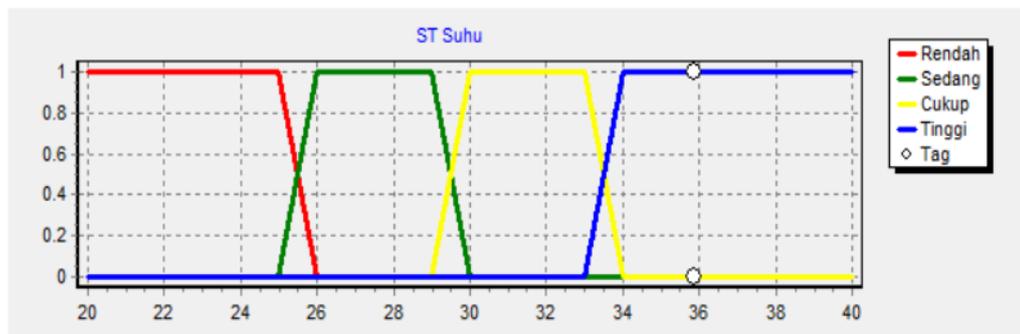
Gambar 4.27 Hasil mui *heart rate* disetiap membership function



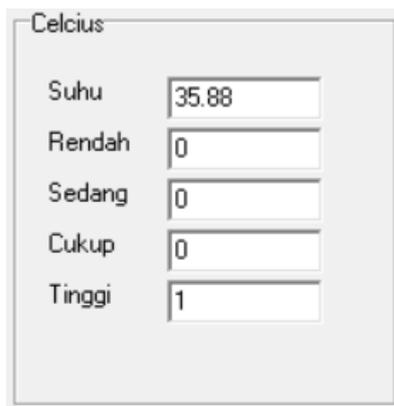
Gambar 4.28 Hasil fuzzifikasi mui resistansi



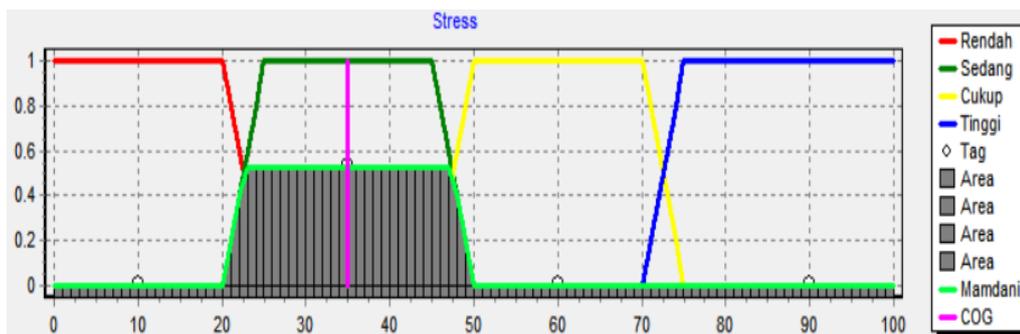
Gambar 4.29 Hasil miu resistansi disetiap membership function



Gambar 4.30 Hasil fuzzifikasi miu temperatur



Gambar 4.31 Hasil miu temperatur disetiap membership function



Gambar 4.32 Hasil agregasi dan COG dari 3 input

Stress

COG: 35

Rendah: 0

Sedang: 0.53

Cukup: 0

Tinggi: 0

Gambar 4.33 Hasil pendeteksi stres

4.5 Hasil Metode Validasi

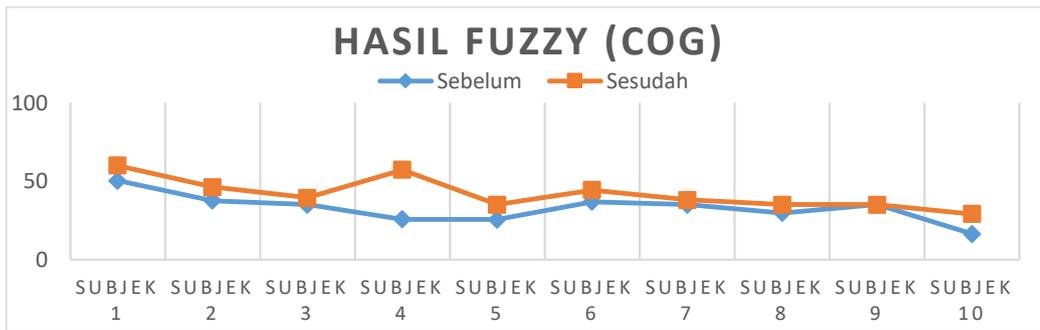
Tabel 4.6 Hasil pengambilan data sebelum *stroop test*

No	Nama	ECG BPM	GSR uSiemens	ST Celcius	Stres				COG
					Rendah	Sedang	Cukup	Tinggi	
1	Subjek 1	106.4	1.61	36.19	0	0.38	0.61	0	50.35
2	Subjek 2	82.23	4.84	36.69	0	0.84	0.09	0	37.6
3	Subjek 3	69.03	6.53	35.88	0	0.53	0	0	35
4	Subjek 4	77.92	0.67	34.81	0.48	0.65	0	0	25.73
5	Subjek 5	67.95	3.7	34.63	0.38	0.48	0	0	25.49
6	Subjek 6	83.56	3.92	31.94	0	0.78	0.06	0	36.85
7	Subjek 7	69.6	7.99	35.19	0	0.65	0	0	35
8	Subjek 8	79.95	1.06	32.5	0.27	0.85	0	0	29.82
9	Subjek 9	86.63	0.93	34.13	0	0.57	0	0	35
10	Subjek 10	73.58	1.22	34.69	0.93	0.21	0	0	16.32

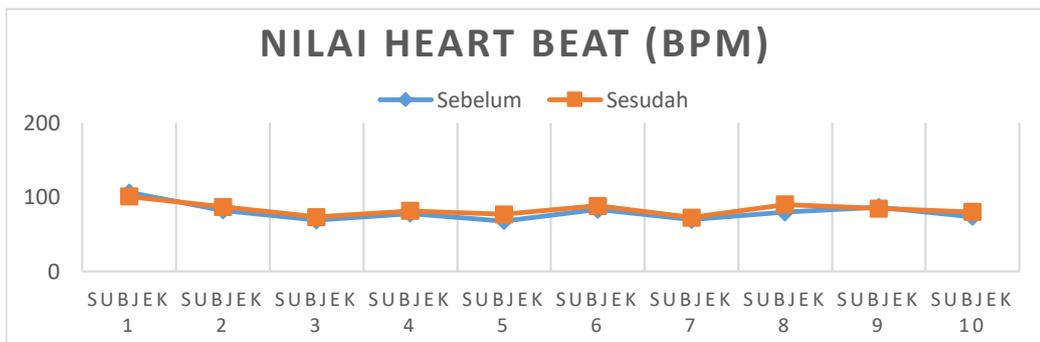
Tabel 4.7 Hasil pengambilan data sesudah *stroop test*

No	Nama	ECG BPM	GSR uSiemens	ST Celcius	Stres				COG
					Rendah	Sedang	Cukup	Tinggi	
1	Subjek 1	100.8	5.39	34.38	0	0	1	0	60
2	Subjek 2	87.02	4.44	36.44	0	0.55	0.44	0	46.24
3	Subjek 3	73.35	9.81	32.88	0	0.95	0.19	0	39.5
4	Subjek 4	81.54	7	35.31	0	0.1	0.98	0	57.35
5	Subjek 5	77.06	5.83	33.13	0	0.57	0	0	35
6	Subjek 6	88.29	4.36	34.31	0	0.63	0.36	0	44.31
7	Subjek 7	72.7	12.32	35.88	0	0.97	0.13	0	38.18
8	Subjek 8	90.24	3.56	36.25	0	0.96	0	0	35
9	Subjek 9	84.67	3.17	36.13	0	0.66	0	0	35
10	Subjek 10	79.98	2.68	36.06	0.26	0.68	0	0	29.05

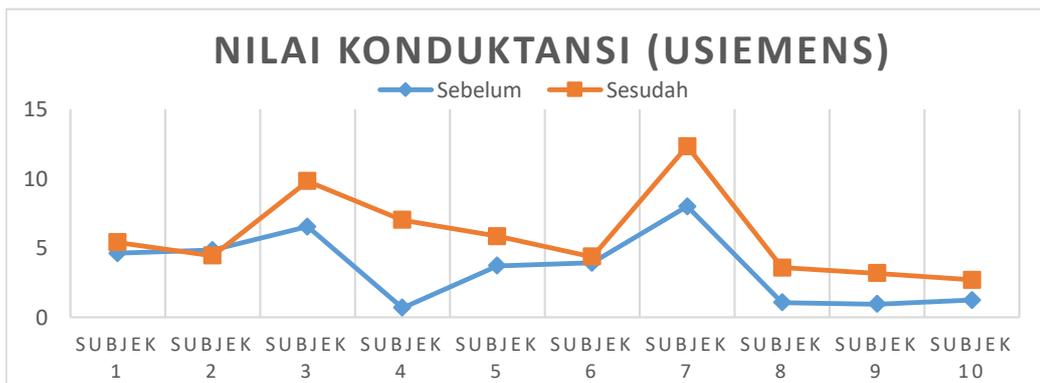
: hasil dari deteksi stres



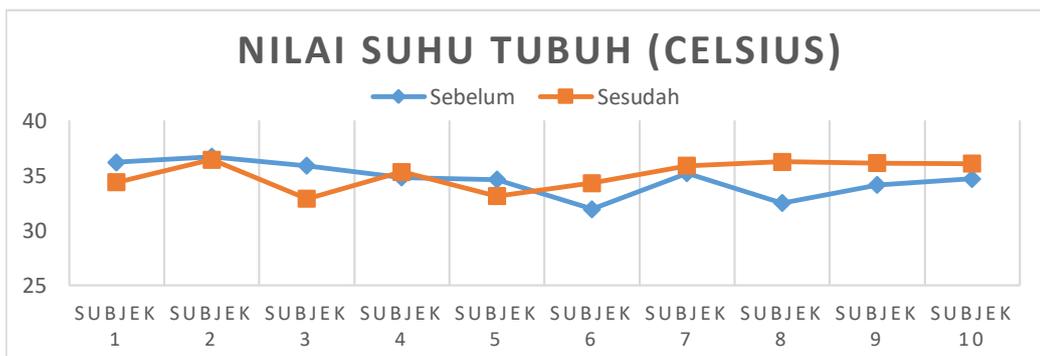
Gambar 4.34 Hasil grafik COG sebelum dan sesudah *stroop test*



Gambar 4.35 Hasil grafik ECG sebelum dan sesudah *stroop test*



Gambar 4.36 Hasil grafik GSR sebelum dan sesudah *stroop test*



Gambar 4.37 Hasil grafik ST sebelum dan sesudah *stroop test*

Tabel 4.8 Hasil pengambilan data menggunakan survey

No	Nama	Stres				Stres
		Rendah	Sedang	Cukup	Tinggi	
1	Subjek 1	0	25	75	0	Cukup
2	Subjek 2	20	70	10	0	Sedang
3	Subjek 3	15	50	35	0	Sedang
4	Subjek 4	5	50	35	10	Sedang
5	Subjek 5	15	65	20	0	Sedang
6	Subjek 6	10	80	10	0	Sedang
7	Subjek 7	5	75	10	10	Sedang
8	Subjek 8	0	80	20	0	Sedang
9	Subjek 9	10	60	25	5	Sedang
10	Subjek 10	35	50	10	5	Sedang

Tabel 4.9 Hasil pengambilan data menggunakan sistem

No	Nama	Stres				COG	Stres
		Rendah	Sedang	Cukup	Tinggi		
1	Subjek 1	0	0.38	0.61	0	50.35	Cukup
2	Subjek 2	0	0.84	0.09	0	37.6	Sedang
3	Subjek 3	0	0.53	0	0	35	Sedang
4	Subjek 4	0.48	0.65	0	0	25.73	Sedang
5	Subjek 5	0.38	0.48	0	0	25.49	Sedang
6	Subjek 6	0	0.78	0.06	0	36.85	Sedang
7	Subjek 7	0	0.65	0	0	35	Sedang
8	Subjek 8	0.27	0.85	0	0	29.82	Sedang
9	Subjek 9	0	0.57	0	0	35	Sedang
10	Subjek 10	0.93	0.21	0	0	16.32	Rendah

BAB 5

PEMBAHASAN

5.1 Pembahasan Rangkaian ECG

5.1.1 Pembahasan Rangkaian HPF

Pada bab sebelumnya telah dilakukan pengujian rangkaian HPF yang terdapat di rangkaian ECG. Menurut teori yang diberikan, f_c yang digunakan oleh HPF sebesar 0.796 Hz sehingga seharusnya grafik akan menunjukkan kurva pada titik 0.796 di sumbu y. Jika dilihat pada **Gambar 4.2** data grafik yang diambil sudah merepresentasikan respon frekuensi dari HPF yaitu meloloskan sinyal berfrekuensi tinggi dan meredam sinyal dengan frekuensi rendah.

Selain itu jika dilihat pada **Tabel 4.1** ketika diberikan *input* dengan frekuensi rendah sinyal *output* yang didapatkan cenderung mengalami penurunan dalam tegangannya. Contoh beberapa keadaan diberikan *input* 1 V dengan frekuensi 0.1 Hz dihasilkan *output* 0.42 V begitu juga dengan sinyal kedua dengan frekuensi 0.2 Hz dihasilkan *output* 0.48 V. Sedangkan pada frekuensi tinggi yang diberikan pada percobaan ke 19 dengan frekuensi 200 Hz didapatkan *output* yang sama yaitu 1 V. ini menandakan bahwa rangkaian HPF yang digunakan sudah sesuai dengan teori yang ada, walaupun tidak presisi untuk f_c pada nilai 0.796 Hz di sumbu x.

5.1.2 Pembahasan Rangkaian Instrumentasi Amplifier

Rangkaian instrumentasi amplifier adalah rangkaian penguat yang pada rangkaian ini telah ditetapkan penguatannya yaitu sekitar 989 kali. Penguatan ini didasarkan pada pengetahuan bahwa kelistrikan jantung memiliki daya yang kecil sehingga perlu dikuatkan agar mudah untuk diproses. Pada bab sebelumnya telah dilakukan peng-*input*-an sinyal dengan tegangan 0.001 V dan didapatkan *output* yang bernilai 1.36 V. Jika dibandingkan dengan teori, penguatan yang dihasilkan jauh melebihi yang ditentukan. Seharusnya penguatan yang dihasilkan adalah sebesar 0.989 V. jika dianalisis lebih lanjut mengapa penyimpangan ini bisa terjadi, kemungkinannya adalah karena pengaruh dari pemberian tegangan referensi sebesar 2.5 V.

Pada **Gambar 4.5**, rangkaian instrumentasi amplifier diberikan *input* 0.002 V dan didapatkan *output* 2.00 V. Hasil ini sudah sesuai dengan apa yang ada dihitung dengan toleransi sekian digit yang mungkin dipengaruhi oleh komponen resistor atau yang lainnya. Namun, jika dilihat pada grafik sinyal yang dihasilkan perubahan morfologi akibat saturasi. Saturasi terjadi karena *output* yang dihasilkan melebihi batas yang ditentukan oleh komponen IC-nya.

5.1.3 Pembahasan Rangkaian LPF

Pada bab sebelumnya telah dilakukan pengujian rangkaian LPF yang terdapat di rangkaian ECG. Menurut teori yang diberikan, f_c yang digunakan oleh

LPF sebesar 159.24 Hz sehingga seharusnya grafik akan menunjukkan kurva pada titik 159.24 di sumbu y. Jika dilihat pada **Gambar 4.7** data grafik yang diambil sudah merepresentasikan respon frekuensi dari LPF yaitu meloloskan sinyal berfrekuensi rendah dan meredam sinyal dengan frekuensi tinggi.

Selain itu pada **Tabel 4.2** ketika diberikan *input* dengan frekuensi tinggi sinyal *output* yang didapatkan cenderung mengalami penurunan dalam tegangannya. Contoh di beberapa keadaan diberikan *input* 1 V dengan frekuensi 200 Hz dihasilkan *output* 0.86 V begitu juga dengan sinyal lainnya dengan frekuensi 180 Hz dihasilkan *output* 0.88 V. Sedangkan pada frekuensi tinggi yang diberikan pada percobaan pertama dengan frekuensi 0.1 Hz didapatkan *output* yang sama yaitu 1 V. ini menandakan bahwa rangkaian LPF yang digunakan sudah sesuai dengan teori, walaupun tidak presisi untuk f_c dengan nilai 159.24 Hz di sumbu x.

5.1.4 Pembahasan Output

Hasil *output* yang didapatkan pada **Gambar 4.8** sesuai dengan sinyal yang diinginkan yaitu sinyal jantung yang memiliki morfologi PQRST yang jelas dan normal. Sehingga bisa disimpulkan bahwa rangkaian ECG yang telah dibuat telah berhasil. Namun dalam pengambilan data untuk subjek lainnya morfologi sinyal memiliki perubahan pada morfologi titik S dalam PQRST. Perbedaan morfologi ini bukan dikarenakan kerusakan alat melainkan subjek yang memiliki kelainan atau kebiasaan buruk yaitu tidur larut malam sehingga sinyal jantung yang terdeteksi memiliki kelainan pada gelombang S yang lebih tinggi.

5.2 Pembahasan Rangkaian ST

Rangkaian ST adalah rangkaian yang berfungsi untuk mengukur suhu tubuh manusia sehingga nantinya dapat dijadikan variabel untuk menentukan seseorang mengalami stres atau tidak. Dari pengujian yang telah dilakukan didapatkan hasil seperti pada **Tabel 4.3**, **Gambar 4.9** dan **Gambar 4.10**. Dari 3 subjek yang telah diambil datanya ditemukan perbedaan antara pengukuran ST dan termometer tubuh. Sebelumnya ada 2 variabel yang diukur dari 3 subjek yaitu bertempat di ketiak dan di genggaman tangan. Tujuannya untuk mengetahui perbedaan *error* dengan subjek yang terbatas. Untuk pengukuran di ketiak ST didapatkan suhu 35.4° C, 35.7° C, 35.5° C sedangkan untuk termometer 35.8° C, 36.1° C, 36° C dari data tersebut didapatkan rata-rata *error* 0.43. Untuk pengukuran di genggaman ST didapatkan suhu 34° C, 34.7° C, 35.5° C sedangkan untuk termometer 34.7° C, 35.4° C, 35.9° C dari data tersebut didapatkan rata-rata *error* 0.6.

Menurut perhitungan dari kedua variabel, rata-rata *error* yang didapatkan masih terbilang kecil yaitu 0.43 dan 0.6. Dari sini dapat kita ambil kesimpulan bahwa ST yang dibuat cukup presisi dengan termometer yang asli sehingga data yang didapatkan bisa dipertanggung jawabkan dan dapat digunakan sebagai salah satu variabel pendeteksi stres.

5.3 Pembahasan Rangkaian GSR

Pada **Gambar 4.12 – Gambar 4.13** dan **Tabel 4.4** dapat dilihat hasil dari pengujian GSR. Dari hasil tersebut dapat kita analisis bahwa semakin besar nilai resistor yang diberikan maka nilai tegangan *output* akan semakin besar juga. Berbeda dengan nilai konduktansinya akan semakin kecil karena nilai konduktansi berbanding terbalik dengan nilai tegangan dan nilai resistor. Hasil ini sesuai dengan teori yang sudah dijelaskan sebelumnya.

5.4 Pembahasan Software

5.4.1 Pembahasan Software ADC

Software ADC adalah *interface* awal dari keseluruhan program yang digunakan untuk mengidentifikasi tingkatan stres pada manusia. Data yang dikirimkan dari mikrokontroler ditampilkan dalam bentuk grafik dan nilai pada *interface* ADC ini. Sinyal ECG yang terdapat pada **Gambar 4.11** merupakan sinyal yang dikirim langsung dari STM32. Dari sinyal tersebut masih terlihat banyak noise yang mempengaruhi namun morfologi sinyal jantungnya masih cukup terlihat dan dapat diproses lebih lanjut.

Untuk grafik dan nilai yang terdapat pada **Gambar 4.12** dan **Gambar 4.13** merupakan hasil ADC dari rangkaian ST. Data yang dikirim sudah berbetuk konversi ke satuan celcius sehingga bisa langsung ditampilkan dalam bentuk kolom. Nilai dari suhu juga ditampilkan ke dalam bentuk grafik dengan tujuan untuk melihat perubahan ketika suhu mengalami kenaikan atau penurunan. Selain itu, jika dilihat dari grafiknya perubahan nilai suhu tidak terjadi setiap detik dikarenakan dalam pengiriman data dilakukan delay untuk menjaga agar suhu tidak terlalu cepat berubah sehingga lebih mudah untuk diamati.

5.4.2 Pembahasan Software Pan-Tomkins

Software Pan-Tomkins adalah program yang bertujuan untuk mendapatkan nilai *heart rate* atau BPM yang menjadi variabel dari identifikasi stres. Banyak tahap yang dilakukan agar nilai BPM didapatkan. Tahapan tahapan tersebut dapat dilihat dari **Gambar 4.19 - Gambar 4.25**.

Gambar 4.19 menunjukkan tahap filtering yang merupakan tahap pertama dari metode Pan-Tomkins. Tahap ini bertujuan untuk menghilangkan sinyal jantung dari noise-noise yang tidak dibutuhkan menggunakan filter BPF. Jika dibandingkan dengan **Gambar 4.14** yang merupakan sinyal *inputan* awal, **Gambar 4.14** terlihat lebih bersih dari noise-noise dan morfologi sinyalnya pun jauh lebih terlihat.

Tahap selanjutnya adalah derivative yang berfungsi untuk memperjelas morfologi sinyal sehingga slope tiap bagiannya terlihat. Dibuktikan pada **Gambar 4.20** morfologi sinyal jantung untuk bagian QRS-nya jauh lebih terlihat jika dibandingkan dengan **Gambar 4.14** dan **Gambar 4.19**.

Lalu setelah itu dilakukan proses squaring yang bertujuan untuk menjadikan semua nilai positif dengan cara memangkatkan persamaan sebelumnya. **Gambar 4.21** adalah hasil dari pemangkatan sinyal sebelumnya dibuktikan dengan tidak adanya nilai yang berada di bawah 0 (sumbu y) atau tidak bernilai negative.

Setelah semua nilai bernilai positif dilakukan tahap *moving window integration* yang bertujuan untuk untuk mendapatkan bentuk yang memiliki informasi dan membantu dalam menganalisis *slope* pada R sehingga dapat dilakukan thresholding untuk menghitung R-R dan didapatkan nilai BPM. Jumlah windowing akan sama dengan jumlah sinyal ECG (jumlah *peak R*) sinyal *inputan* awal. **Gambar 4.22 – Gambar 4.24** menunjukkan proses *moving window integration* sampai proses *threshold* selesai dan mendapatkan nilai BPM yang diinginkan seperti **Gambar 4.25**.

Nilai BPM nya juga tergolong akurat dengan nilai *error* sebesar 0.952 jika dibandingkan dengan alat pengukur BPM yang resmi. Dengan perbandingan tersebut dapat diambil kesimpulan bahwa metode Pan Tomkins memiliki keakuratan yang tinggi untuk menghitung nilai BPM.

5.4.3 Pemabahasan Software Fuzzy

Pada program *fuzzy* kali ini akan memproses nilai dari 3 variabel yang didapatkan dari instrumentasi yang telah dibuat yaitu ECG, GSR dan ST. Dari program yang telah diujicobakan dapat dilakukan beberapa analisis. Untuk *membership function* ECG didapatkan nilai masukan sebesar 69.32 BPM yang didapatkan dari perhitungan instrumentasi yang telah dibuat. Jika digolongkan dalam *membership function* dari ECG heart beat didapatkan spesifikasi posisi berupa: 0.27 rendah, 0.62 sedang, 0 cukup dan 0 tinggi. Spesifikasi tersebut menunjukkan bahwa dengan nilai heart beat subjek memiliki tingkat 0.62 dominan sedang, 0.27 rendah, 0 untuk tingkat stres cukup dan tinggi. 2 nilai tingkatan stres terisi disebabkan irisan pada *membership function* namun bisa dihipotesiskan bahwa dengan variable heart beat ECG ini subjek diidentifikasi memiliki kecenderungan stres sedang. Spesifikasi nilai dan grafik *membership function* bisa dilihat pada **Gambar4.26** dan **Gambar. 4.27**.

Untuk *membership function* ST didapatkan nilai masukan sebesar 35.88° C yang didapatkan dari perhitungan instrumentasi yang telah dibuat. Jika digolongkan dalam *membership function* dari ST temperaut didapatkan spesifikasi posisi berupa: 0 rendah, 0 sedang, 0 cukup dan 1 tinggi. Spesifikasi tersebut menunjukkan bahwa dengan nilai temperatur itu subjek memiliki tingkat kestresan 1 dominan rendah, 0 sedang, 0 cukup dan 0 untuk tingkat stres tinggi. Nilai 1 suhu tinggi didapatkan karena *membership function* yang bersangkutan tidak terjadi irisan dengan *membership fuction* lainnya sehingga nilainya mutlak 1 yang berarti subjek memiliki tingkat stres rendah. Spesifikasi nilai dan grafik *membership function* bisa dilihat pada **Gambar4.30** dan **Gambar. 4.31**.

Untuk *membership function* GSR didapatkan nilai masukan sebesar 6.53 yang didapatkan dari perhitungan instrumentasi yang telah dibuat. Jika digolongkan dalam *membership function* dari GSR resistansi didapatkan spesifikasi posisi berupa: 0 rendah, 0 sedang, 0.47 cukup dan 0.53 tinggi. Spesifikasi tersebut menunjukkan bahwa dengan nilai resistansi itu subjek memiliki tingkat kestresan 0 rendah, 0 sedang, 0.47 cukup dan 0.53 untuk dominan tingkat stres tinggi. 2 nilai tingkatan stres terisi disebabkan irisan pada *membership function* rendah dan sedang beririsan di nilai 6.53 sehingga dapat dihipotesiskan bahwa dengan variabel resistansi GSR diidentifikasi memiliki kecenderungan stres tinggi 0.53 lebih besar dengan 0.47. Spesifikasi nilai dan grafik *membership function* bisa dilihat pada **Gambar 4.28** dan **Gambar. 4.29**.

Setelah semua nilai dimiliki (nilai mui rendah, mui sedang, mui cukup, mui tinggi) maka akan lanjut ke tahap selanjutnya yaitu implikasi dan agregasi. Tahap implikasi adalah membuat *rules* yang pada metode ini menggunakan metode Mamdani. *Rules* yang telah dibuat dapat dilihat pada **Tabel 3.2 – Tabel 3.6** yang dapat dibandingkan dengan hasil akhir tingkatan stres untuk mengetahui kebenarannya. Lalu agregasi adalah tahap untuk memproses *rules* yang telah dibuat, hasil agregasi dan mamdani dapat dilihat pada **Gambar 4.32**. Grafik arsir adalah hasil agregasi yang sesuai dengan if-then *rules* yang didapat dari nilai mui setiap variabel. Bila dicocokkan dari setiap *membership* dan nilai mui yang ada dengan *rules* yang telah dibuat, jika ECG adalah sedang dan GSR adalah tinggi dan ST adalah tinggi maka *OUTPUT* adalah sedang (0.53). Maka hasil yang ditampilkan pada Gambar 4.27 sesuai dengan *rules* pada **Tabel 3.3** dan **Tabel 3.6**. selain itu jika disesuaikan dengan COG yang dihasilkan hasilnya tepat yaitu 35 pada sumbu X.

5.5 Pembahasan Metode Pengujian

Untuk hasil pengujian menggunakan metode *stroop test* dengan banyak subjek 10 orang didapatkan hasil yang cukup memuaskan. Jika dilihat pada **Tabel 4.6**, **Tabel 4.7** dan **Gambar 4.34 - Gambar 4.37** dapat kita amati beberapa variabel, salah satunya adalah variabel hasil atau COG. Nilai COG adalah nilai tingkatan stres yang menunjukkan indikasi stres dari subjek. Terdapat perbedaan dari hasil sebelum dan sesudah diuji coba. Sebagai contoh subjek 2 pada saat sebelum diberikan *stroop test* didapatkan hasil COG 37.6 sedangkan setelah dilakukan *stroop test* didapatkan hasil 46.24. untuk subjek 5 pada saat sebelum diberikan *stroop test* didapatkan hasil 25.49 COG sedangkan setelah dilakukan *stroop test* didapatkan hasil 60. Begitu juga dengan subjek lainnya hasil yang didapatkan setelah melakukan *stroop test* cenderung memiliki kenaikan pada saat stres.

Untuk variabel yang berbeda masih pada subjek 2 memiliki nilai 82.23 BPM untuk ECG sebelum diberikan ujicoba *stroop test*, sedangkan untuk sesudah ujicoba didapatkan nilai 87.02. Untuk subjek 5 pada saat sebelum diberikan *stroop test* didapatkan hasil 50.35 BPM sedangkan setelah dilakukan *stroop test* didapatkan

hasil 35 BPM. Begitu juga dengan subjek lainnya hasil yang didapatkan setelah melakukan *stroop test* cenderung memiliki kenaikan pada saat stres.

Untuk variabel GSR dengan subjek 2 didapatkan nilai 4.84 uSiemens sebelum *stroop test* dan 4.44 uSiemens sesudah *stroop test*. Sedangkan untuk subjek 5 didapatkan 3.57 uSiemens sebelum *stroop test* dan 5.83 sesudah *stroop test*. Pada subjek 2 untuk sebelum dan sesudah tes nilai yang didapatkan mengalami penurunan namun jika disesuaikan kembali pada *membership function* nilai tersebut masih berada pada klasifikasi yang sama yaitu stres sedang sehingga walau mengalami penurunan namun masih didalam klasifikasi yang sama. Sedangkan untuk subjek 5 hasil yang didapatkan masih sesuai teori mengalami kenaikan setelah pengujian *stroop test*.

Variabel ST untuk subjek 2 memiliki nilai 36.69 celcius sebelum uji *stroop test* sedangkan 36.44 sesudah *stroop test*. Sedangkan subjek 5 memiliki nilai 34.63 celcius sebelum *stroop test* dan 33.13 celsius sesudah *stroop test*. Untuk 2 variabel ini memiliki kesesuaian dengan teori karena untuk variabel ST memiliki kecenderungan nilai turun jika subjek mengalami kenaikan tingkatan stres.

Secara keseluruhan dapat kita lihat pada **Gambar 4.32** dan **Gambar 4.33** nilai sebelum dan sesudah untuk variabel ECG secara keseluruhan sesuai dengan teori yang berarti mengalami kenaikan BPM dengan tingkat akurasi 80% setelah diberikan uji coba *stroop test* begitu juga variabel GSR yang hampir keseluruhan nilai sesuai dengan teori dengan tingkat akurasi 90%. Berbeda dengan variabel ST, hasil yang didapatkan memiliki akurasi yang rendah yaitu 40% cenderung tidak sesuai karena suhu mengalami kenaikan. Kemungkinan disebabkan kesalahan pengambilan data ketika jeda uji *stroop test*, kebanyakan dari subjek tidak melepas sensor suhu dari ketiak sedangkan sensor-sensor yang lain dilepaskan. Namun secara umum hasil akhir COG-nya memiliki kesesuaian 100% dengan teori yang mengalami kenaikan setelah dilakukan uji coba *stroop test*.

Selain itu metode validasi menggunakan survey yang dibandingkan dengan hasil deteksi stres sistem pada **Tabel 4.8** dan **Tabel 4.9** juga memiliki kesesuaian yang tinggi. Dari 10 subjek hanya subjek ke-10 yang tidak sesuai dengan hasil survey. Hasil survey menunjukkan deteksi sedang sedangkan pada sistem mendeteksi rendah. Ketidaksesuaian ini bisa saja terjadi dikarenakan ketidakmaksimalan dalam pengambilan data, psikologi subjek yang terlalu cepat berubah dan lain sebagainya. Namun, jika dipresentasikan kesesuaian hasil validasi antara metode survey dan sistem memiliki nilai 90%. Nilai ini sudah cukup tinggi untuk menunjukkan bahwa sistem yang diciptakan sudah berjalan dengan sangat baik.

BAB 6

KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

Pada tugas akhir ini diajukan sebuah instrumentasi alat yang dapat mengidentifikasi tingkatan stres menjadi 4 level dengan menggunakan 3 variabel. Instrumentasi alat ECG dan ST memiliki nilai *error* 0.9 BPM dan 0.4°C sehingga data yang didapatkan bisa dipertanggung jawabkan. Terlebih untuk instrumentasi ECG berhasil memunculkan sinyal jantung dengan tingkat kejernihan sinyal yang tinggi terbukti dengan morfologi sinyal ECG yang sangat jelas.

Penggunaan metode *Fuzzy* sangat berguna untuk menentukan pengambilan keputusan dengan data-data *crisp*. Dari pengambilan data 10 subjek dilakukan pengujian menggunakan metode *Stroop Test*, hasilnya variable ECG dan GSR memiliki korelasi yang tinggi sekitar 80% dan 90% yang berarti nilai ECG dan GSR mengalami kenaikan sesuai dengan kenaikan stres. Sedangkan untuk ST korelasinya hanya 40%. Namun secara keseluruhan berdasarkan hasil *fuzzy* didapati bahwa 100% subjek mengalami peningkatan stres pada saat pengujian metode *Stroop Test*.

Hasil deteksi stres dari alat yang telah dibuat dibandingkan dengan hasil survey psikologis untuk memvalidasi hasil akhir memiliki akurasi 90% dengan satu hasil salah dan sembilan hasil deteksi benar. Ini menunjukkan bahwa sistem yang diciptakan sudah berjalan dengan baik.

6.2 Saran

Penambahan parameter atau variabel dalam menentukan tingkatan stres agar keputusan yang diambil bisa lebih akurat. Serta pemrosesan data secara real-time dengan melakukan proses komputasi di dalam mikrokontroler. Selain itu diperlukan protokol pengambilan data yang detil agar penelitian dan pengambilan data bisa maksimal.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] N. T. L. Gaol, "Teori Stres: Stimulus, Respons, dan Transaksional," *Buletin Psikologi*, vol. 24, no. 1, pp. 1-11, 2016.
- [2] L. Vanitha and G.R. Suresh, "Hierarchical SVM To Detect Mental Stress In Human Being Using Heart rate Variability," *International Conference on Devices, Circuits and Systems (ICDCS)*, pp. 1-5, 2014.
- [3] L. Vanitha and G.R. Suresh, "Hybrid SVM Classification Technique To Detect Mental Stress In Human Being Using ECG Signals," *International Conference on Advanced Computing and Communication Systems (ICACCS -2013)*, Dec. 19 – 21, 2013, Coimbatore, INDIA, pp. 1-6, 2013.
- [4] A. D. a. S. Dallo, "High-Resolution ECG Automated Analysis and Diagnosis," *IEEE International Conference on Intelligent Techniques in Control, Optimization and Signal Processing (INCOS)*, 2017.
- [5] S. Achenbach, Etienne Aliot and Maurits A Allessie, "The ESC Textbook of Cardiovascular Medicine," Blackwell Publishing.
- [6] M. N. Mudhoffar, Caecilia Sri Wahyuning and Cahyadi Nugraha, "Perancangan Alat Ukur Stres Melalui Galvanic Skin Response Menggunakan Sistem Minimum Microcontroller," *Reka Intergra*, vol. 2, pp. 1-10, 2014.
- [7] Sriramprakash.S, Prasanna Vadana. D and O. V. Ramana Murthy, "Stress Detection in Working People," in *7th International Conference On Advances In Computing & Communications, ICACC 2017, India*, 2017.
- [8] K. Soman, Sathiya A and Suganthi N, "Classification of Stress of Automobile Drivers using Radial Basis Function Kernel Support Vector Machine," *ICICES2014 - S.A.Engineering College, Chennai, Tamil Nadu, India*, pp. 1-5, 2014.
- [9] D. S. Maxim, "DS18B20 Programmable Resolution 1-Wire Digital Thermometer," *Data Sheet DS18B20*, pp. 1-22, 2008.
- [10] P. punita, K. Saranya, M. Chandrasekar and S. K. Kumar, "Gender difference in heart rate variability in medical students and," *National Journal of Physiology, Pharmacy and Pharmacology*, vol. 6, no. 5, pp. 431-437, 2016.
- [11] T. J. Lowenstein, "Stress and body temperature," 18 March 2013.
- [12] G. Hall, *Buku Ajar Fisiologi Kedokteran Edisi 11, ECG*, 2008.
- [13] J. Malmivuo and R. Plonsey, "Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields," pp. 568-575, 1995.
- [14] F. Arrofiqi, "FA-Note Series," *STM32 Cortex-M3*, pp. 1-115, May 2019.

- [15] Analog Devices. AD620 Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier. Datasheet.
- [16] D. S. Kapil, M. Ayyub, S. Sahara, A. Faras, " Advanced Controllers Using Fuzzy Logic Controller (FLC) for performanceImprovement", in International Electrical Engineering Journal (IEEJ), Vol. 5 (2014) No.6, pp. 1452-1458, 2014.
- [17] Suwarto Edi, "Alat Pendeteksi Tingkat Stress Manusia Berbasis Atmega16", Politeknik Negeri Semarang, 2012.
- [18] P. Karthikeyan, M. Murugappan, S. Yaacob, " Detection Of Human Stress Using Short-Term ECG And HRV Signals", Journal of Mechanics in Medicine and Biology, Vol. 13, No. 2 (2013) 1350038, School of Mechatronics Engineering, Universiti Malaysia Perlis UluPauh, 02600, Arau, Perlis, Malaysia
- [19] Sugiharto, "Fisoneurohormonal Pada Stesor olahraga", Jurnal Sains Psikologi, Jilid 2, No. 2 November 2013, Ilmu Keolahragaan, Universitas Negeri Malang, Malang
- [20] Sukadiyanto, "Stress Dan Cara Menguranginnya", Cakrawala Pendidikan, No 1 Februari 2010, Ilmu Keolahragaan, Universitas Negeri Yogyakarta, Yogyakarta
- [21] V. Subramaniam, "Hubungan Antara Stres Dan Tekanan Darah Tinggi Pada Mahasiswa", ISSN: 2089-9084, Vol. 2 No. 1 Januari - April, Universitas Udayana, Bali.

BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Kota Ponorogo pada tanggal 2 Juni 1997. Penulis merupakan anak pertama dari tiga bersaudara. Penulis menempuh pendidikan sekolah dasar di SDIT Daarussalam dan meneruskan ke jenjang sekolah menengah pertama di Mts Husnul Khotimah dan melanjutkan ke sekolah menengah atas MA Husnul Khotimah Kuningan. Kemudian penulis meneruskan ke jenjang pendidikan yang lebih tinggi ke Departemen Teknik Biomedik Institut Teknologi Sepuluh Nopember, dan aktif sebagai ketua HIMATEKTRO 2017/2018 dan asisten Laboratorium Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Biomedika.

E-mail : natabangkit@gmail.com