

SISTEM PENGUKUR PERUBAHAN TEKANAN DARAH MENGUNAKAN OKSIMETER FOTO SEBAGAI KOMPONEN UNTUK MENDETEKSI STRES PADA MANUSIA

*(The Use of Photoplethysmograph to Measure The Changes in Blood Pressure as a Way for
Detecting Human Stress)*

Lukas, Prawibowo Joenarto

Fakultas Teknik Jurusan Teknik Elektro
Universitas Katolik Indonesia Atma Jaya - Jakarta
lukas@atmajaya.ac.id

Abstrak

Stres mempunyai berbagai efek pada tubuh manusia. Sistem pendeteksi stres adalah alat yang dapat mengenali gejala-gejala stres umum, dan dapat membantu pengguna menghindari stres di tingkat yang lebih lanjut. Salah satu indikator stres adalah perubahan tekanan darah. Tulisan ini bertujuan untuk mengukur tekanan darah sebagai salah satu komponen alat pendeteksi *stress* dan untuk mendeteksi stres menggunakan logika *fuzzy* dengan masukan seperti tekanan darah, detak jantung, suhu tubuh, dan resistansi kulit. Dengan metode *Pulse Wave Transit Time* dan waktu diastolik, tekanan darah diukur dengan alat oksimeter foto yang dipasangkan pada jari dan elektrokardiogram yang dipasangkan ke tubuh. Dari hasil pengujian, peningkatan tekanan darah walaupun bervariasi bagi setiap individu adalah salah satu indikator stres. Dari hasil tersebut, dengan sifat stres yang *personal*, sistem ini dapat menunjukkan tingkat stres seseorang bila dibandingkan dengan data umum.

Kata Kunci: PPG, tekanan darah, *pulse wave transit time*, waktu diastolik, pendeteksi stres

Abstract

Stress has various effects on human's body. People are frequently unaware that they are suffering from stress. Stress detection system can be useful to identify common stress symptoms and to avoid the stress level increase. One indicator of stress is changes in blood pressure. This project aims at examining blood pressure to detect stress level and at detecting stress by using fuzzy logic with bio-signal inputs. Based on Pulse Wave Transit Time and Diastolic Time, blood pressure can be measured using photoplethysmograph attached to the finger and electrocardiogram attached to the body. The study shows that the blood pressure increase is an indicator of stress although the increase varies for each individual. The system allows stress detection based on the general data.

Keywords: PPG, blood pressure, *pulse wave transit time*, diastolic time, stress detection

Tanggal Terima Naskah : 25 Oktober 2012
Tanggal Persetujuan Naskah : 14 Januari 2013

1. PENDAHULUAN

Stres adalah keadaan emosi yang tidak nyaman dan tanggapan psikologis yang dialami seseorang dalam situasi yang ia rasa menekan atau membahayakan atau mengancam. Berdasarkan tanggapan fisiologis dan intensitasnya, stres dibagi menjadi enam tahap [1].

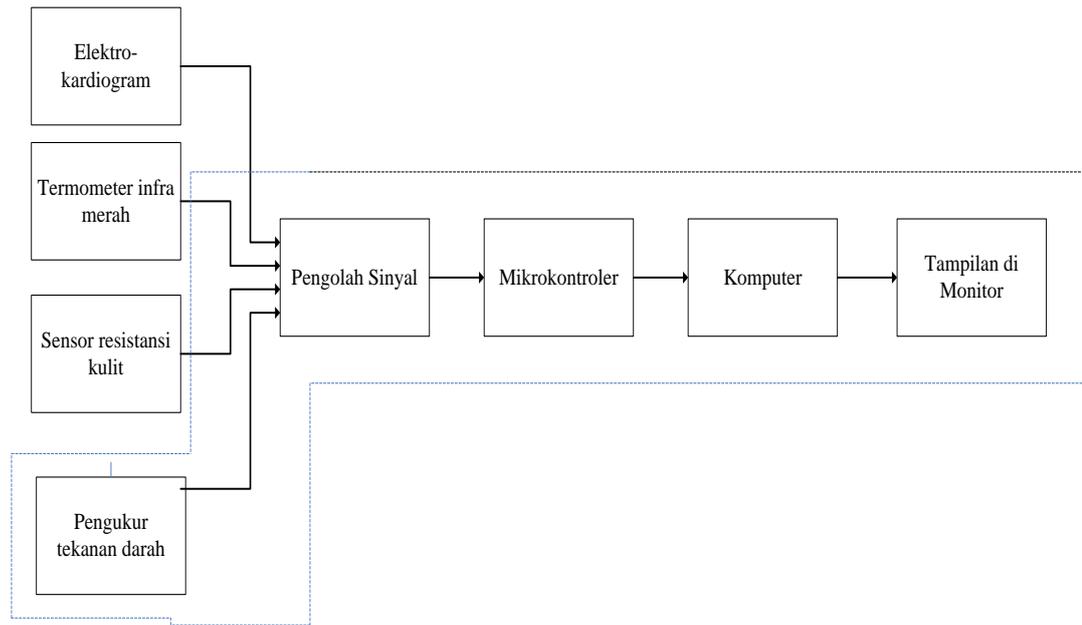
Tabel 1. Tabel karakteristik tahap stres [1]

Tahap	Karakteristik
I	Ringan dan disertai perasaan optimis, semangat kerja yang besar
II	Muncul keluhan seperti detakan jantung lebih keras atau letih karena defisit energi
III	Keluhan akan semakin nyata dan mengganggu, seperti gastritis, diare, tegang
IV	Adanya perasaan bosan yang lebih dari biasanya, berkurangnya kemampuan menanggapi hal-hal umum, <i>negativism</i> , daya konsentrasi menurun
V	Kelelahan mental dan fisik yang dalam, gangguan pencernaan yang berat, dan perasaan ketakutan yang semakin meningkat, serta mudah panik
VI	Mudah terkena serangan panik (<i>panic attack</i>), letih lesu, perasaan dingin dan badan bergetar atau mengigil, sulit bernapas, pingsan, dan detak jantung terasa keras.

Pengaruh buruk pada kelakuan fisik atau perubahan fisik seperti jantung berdebar-debar, badan terasa dingin, gangguan pencernaan bisa menjadi sebab atau akibat dari perubahan sinyal-sinyal biologis. Peningkatan tekanan darah terjadi karena peningkatan detak jantung dan pelepasan ACTH, epinefrin, nonepinefrin, dan 30 hormon lainnya ke aliran darah. Kondisi organ internal, seperti pencernaan yang tidak sehat juga dapat mengubah tekanan darah.

Banyak individu yang mengalami stres tetapi tidak menyadarinya [2]. Stres dalam tahap awal dapat mendukung kinerja seseorang, tetapi stres yang berkepanjangan atau stres pada tahap yang lebih tinggi dapat mengurangi efektivitas seseorang ketika bekerja. Stres yang berat mempunyai dampak yang sangat buruk, dari pengurangan kemampuan mengingat dan kognitif sementara, sampai pengurangan waktu hidup atau kematian [3]. Dengan mengukur parameter sinyal biologis secara elektronik diharapkan stres dapat diukur di tahap-tahap awal sehingga penderita dapat mencari bantuan untuk mengurangi stres dan dampaknya.

Tujuan penelitian ini adalah untuk membuat alat pendeteksi keadaan stres seseorang berdasarkan tekanan darah, jumlah detak jantung, temperatur tubuh, dan resistansi kulit. Penelitian ini juga bertujuan untuk membuat alat pengukur tekanan darah menggunakan metode noninvasif yang nyaman dan akurat agar dapat digunakan oleh sistem pendeteksi stres. Sistem pendeteksi stres meliputi empat modul instrumentasi yang masing-masing mengukur jumlah detak jantung dan polanya, suhu tubuh, resistansi kulit, dan tekanan darah. Keempat modul tersebut terhubung ke satu modul mikrokontroler pusat sebagai perantara dengan komputer. Sebuah komputer dengan monitor sebagai pengolah dan penampilan data.



Gambar 1. Diagram sistem pendeteksi stres

Pengukuran tekanan darah dilakukan dengan menggunakan metode *Pulse Wave Transit Time* dan *Diastolic time* untuk mengukur sistolik dan diastolik. PWTT dilakukan dengan menganalisis data dari dua titik di tubuh manusia. Waktu diastolik diukur dengan mengukur *rising time* atau *falling time* sinyal *photoplethysmograph*.

2. KONSEP DASAR

2.1 Pengukuran Tekanan Darah

2.1.1 Oksimeterfoto

Photoplethysmograph adalah alat yang menggunakan pasangan pemancar dan penerima untuk mendeteksi aliran darah dan kadar oksigen. *Photoplethysmograph* dibuat dengan LED inframerah. Prinsip dasar alat ini adalah hukum cahaya Lambert-Beer [4].

$$A_{total} = E_1 C_1 L_1 + E_2 C_2 L_2 + \dots + E_n C_n L_n \dots \dots \dots (1)$$

dimana:

- A_{total} = absorpsi cahaya pada panjang gelombang tertentu (AU)
- E = koefisien absorpsi (m²/mol)
- C = konsentrasi medium (molar)
- L = panjang lintasan cahaya (m)

Inframerah diserap sampai derajat tertentu oleh oksigen, oksimeter foto menggunakan kedua cahaya ini. Pada setiap siklus perputaran darah, jantung memompa darah ke pembuluh-pembuluh darah arteri dan kapiler. Pergerakan darah yang mengandung oksigen atau karbondioksida menunjukkan konsentrasi medium yang dapat mengubah absorpsi cahaya (A_{total}).

Rasio penyerapan cahaya inframerah digunakan untuk menghitung *level* kadar oksigen dalam darah. Pulsa yang terdeteksi di penerima menyebabkan perubahan volume aliran darah di pembuluh darah arteri dan kapiler. Perubahan volume ini mempengaruhi tingkat penyerapan cahaya [5]. Pulsa ini akan digunakan sebagai *pulse wave* pada perhitungan PWTT dan waktu diastolik.

2.1.2 Filter Aktif

Tegangan keluaran dari PPG masih harus di-filter agar sinyal yang diolah hanya sinyal yang penting bagi pengukuran tekanan darah. Filter yang digunakan adalah filter dengan tipe *Butterworth* agar penguatannya stabil di *passband*. Untuk menghilangkan efek tegangan DC atau *offset* dalam desain ditambahkan rangkaian filter *Butterworth high-pass* dengan frekuensi *cutoff* yang sekecil-kecilnya mendekati nol (untuk tegangan DC).

2.1.3 Discrete Wavelet Transform

Wavelet adalah fungsi matematika yang digunakan untuk merepresentasikan data atau suatu fungsi. Dalam analisis *wavelet*, algoritma *wavelet* memproses data dalam bobot dan resolusi berbeda-beda, sehingga hasilnya adalah analogi data tersebut dalam suatu domain tertentu. Hasil analisis *Discrete Wavelet Transforms* adalah koefisien *approximation* dan *detail*.

$$y_{low}[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]g[2n - k] \dots\dots\dots (2)$$

$$y_{high}[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]h[2n + 1 - k] \dots\dots\dots (3)$$

Persamaan (2) dan (3) adalah representasi matematika DWT. Variabel y_{low} dapat dianalogikan sebagai hasil setelah melalui *lowpass filter*. Variabel y_{high} juga dapat dianalogikan sebagai hasil setelah melalui *highpass filter*.

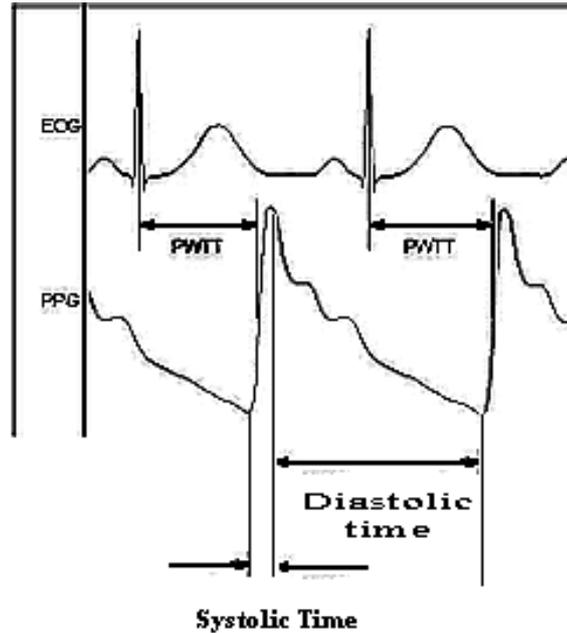


Gambar 2. Diagram analogi penurunan koefisien *approximation* dan *detail*

Pada Gambar 2, $g(n)$ adalah fungsi impuls setelah melalui *lowpass filter*. Dengan mengkonvolusikan $x(k)$ dengan $g(n)$ diperoleh y_{low} atau koefisien aproksimasi. Variabel $h(n)$ adalah fungsi *impulse* setelah melalui *high-pass filter*. Dengan mengkonvolusikan $x(k)$ dengan $h(n)$ diperoleh y_{high} atau koefisien *detail* parameter $2n$ adalah *subsampling* $2x$ untuk menghasilkan hasil dekomposisi dengan $\frac{1}{2}$ resolusi asal. DWT dapat digunakan sebagai *filter* untuk membersihkan derau lingkungan atau *white noise*.

2.1.4 Analisis PWTT

Pulse wave transit time atau PWTT adalah waktu yang diperlukan agar suatu sinyal pulsa dapat menempuh suatu jalur tertentu. Dalam pengukuran tekanan darah sistolik, jeda waktu PWTT berbanding lurus dengan perubahan sistolik.



Gambar 3. Definisi PWTT dan waktu diastolik

2.1.5 *Systolic Time – Diastolic Time*

Systolic time atau waktu sistolik berhubungan dengan periode sistolik di siklus kardiak dan *diastolic time* dengan periode diastolik [6]. Perubahan sistolik dan diastolik bisa dijadikan indikator perubahan tekanan darah sistolik dan diastolik, tetapi karena tingkat keakurasian analisis PWTT lebih tinggi untuk mengukur sistolik maka waktu sistolik tidak digunakan. Waktu diastolik yang digunakan sebagai petunjuk bahwa tekanan darah diastolik berubah.

2.2 Logika *Fuzzy* Untuk Mendeteksi Stres

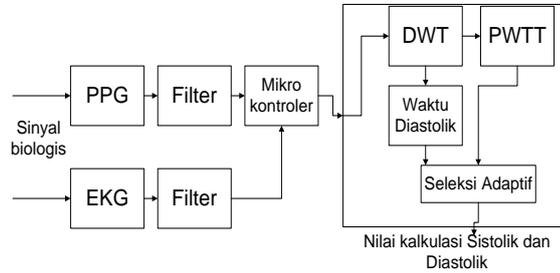
Logika *Fuzzy* merupakan alternatif pengendali modern. Sebagai bagian dari kecerdasan buatan, logika *fuzzy* mempunyai kelebihan-kelebihan tertentu sebagai pengendali. Logika *Fuzzy* adalah logika yang didapat dari teori *Fuzzy* untuk menyelesaikan masalah dengan menggunakan nilai yang samar-samar dalam suatu tingkat kebenaran dan dapat diselesaikan dengan pendekatan proses linguistik/bahasa. Keunggulan *Fuzzy logic* dibandingkan dengan metode PID yang umum digunakan adalah kemampuan banyak masukan dan keluaran serta pendekatan bahasa yang memudahkan pengendalian.

3. PERANCANGAN SISTEM

3.1 Sistem Pengukur Tekanan Darah

Sistem pengukur tekanan darah terdiri dari PPG, EKG, *filter*, mikrokontroler, dan komputer. Teknik analisis yang digunakan untuk mengolah data pada komputer adalah DWT, PWTT, waktu *diastolic*, dan seleksi adaptif untuk mengambil data yang ideal. Bentuk sensor PPG didesain untuk penggunaan di ujung jari. Elektroda EKG digunakan di kedua pergelangan tangan ditambah satu elektroda kaki untuk mengurangi derau lingkungan.

Sensor oksimeter foto atau PPG direalisasikan dengan pasangan pemancar dan penerima inframerah dengan LED inframerah dan fototransistor. Pemancar inframerah memancarkan sinyal kotak dengan frekuensi 85 Hz. Tujuannya adalah untuk mengurangi daya dan memperlama usia pemancar.



Gambar 4. Diagram blok sistem pengukur tekanan darah

Hasilnya dilewatkan ke *filter* aktif analog tipe *Butterworth*. *Filter* ini terdiri dari susunan *high-pass filter* 0.1 Hz orde 4 dan *low-pass filter* 10 Hz orde 4. Nilai yang dipilih adalah mendekati frekuensi DC, yaitu nol. Untuk menentukan orde HPF yang sesuai pada *cutoff* digunakan persamaan berikut:

$$n = \frac{-0.05 A_s}{\log_{10}(\omega_s/\omega_p)} \dots\dots\dots (4)$$

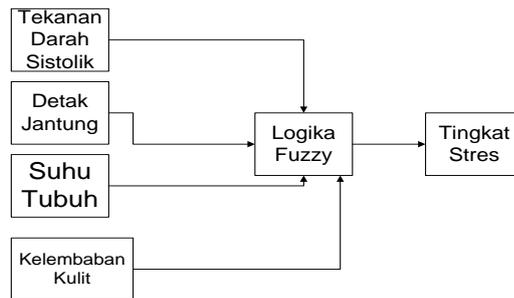
Dengan frekuensi *cutoff* 10 Hz, peredaman -50 db pada 50 Hz, maka nilai n untuk LPF adalah $n=3.57669$, karenanya dipilih rangkaian *Butterworth* orde 4, tersusun dari dua rangkaian *Butterworth* orde 2. Nilai 10 Hz dipilih karena komponen penting dari data hasil PPG berada pada frekuensi di bawah 10 Hz [7]. Sinyal-sinyal ter-*filter* kemudian masuk ke ADC internal mikrokontroler. Mikrokontroler melakukan *sampling* dengan frekuensi 7000 Hz untuk keempat sinyal sehingga masing-masing mempunyai frekuensi sampel 1750 Hz. Nilai sampel dikirim ke komputer melalui *protocol* USB.

Data yang diterima akan diurutkan oleh *Matlab* per 5 detik. Kemudian, program pengukur tekanan darah akan melakukan transformasi *wavelet* dan hasilnya digunakan untuk menghitung PWTT dan waktu diastolik. Hasil analisis PWTT dan *diastolic* kemudian diseleksi dengan fungsi adaptif sehingga data-data yang cacat atau tidak lengkap diabaikan.

Fungsi adaptif juga dapat memilih pasangan EKG dan PPG yang sesuai, dengan mencari puncak PPG yang terdekat dari suatu puncak EKG. Bila ada data atau puncak yang tidak jelas atau ganda, fungsi ini akan menghitung probabilitas kedua puncak dan lembah serta mengambil nilai dengan probabilitas tertinggi sebagai puncak atau lembah sebenarnya. Fungsi adaptif juga mempunyai fungsi sebagai pemilih nilai PWTT dan waktu diastolik. Pemilihan ini menggunakan fungsi statistik distribusi normal. Dengan menggunakan fungsi tersebut, setiap nilai analisis dihitung tingkat kepercayaannya. Nilai yang tingkat kepercayaannya sangat rendah akan diabaikan. Perhitungan nilai sistolik dan diastolik selanjutnya menggunakan nilai hasil seleksi.

3.2 Sistem Pendeteksi Stres

Sistem pengukur sinyal biologis akan menjadi bagian sistem pendeteksi *stress*. Sistem pengukur tekanan darah akan memberikan nilai kalkulasi sistolik dan diastolik ke pendeteksi *stress*. Sistem pendeteksi *stress* menggunakan logika *fuzzy*. Dengan empat masukan, keluaran yang diinginkan mempunyai empat *level*, yaitu santai, tenang, tegang, dan *stress*. Selain itu keluaran juga dapat direpresentasikan dengan bilangan persen dengan nilai 0,5 sebagai batas tenang.



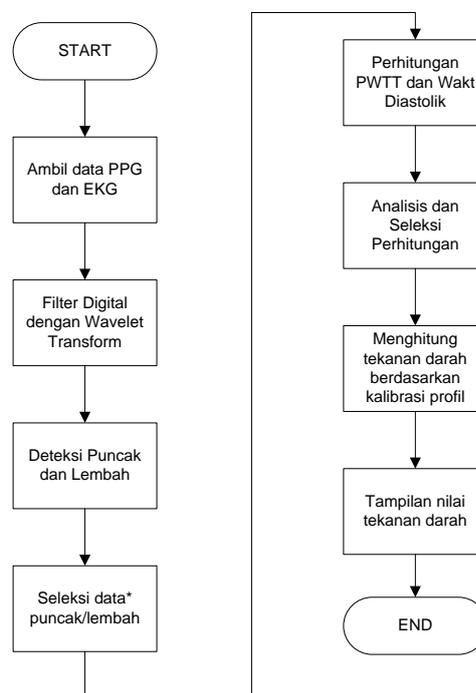
Gambar 5. Diagram logika fuzzy pendeteksi stress

4. PENGUJIAN SISTEM

4.1 Pengujian Sistem Pengukuran Tekanan Darah

Metode PWTT dan waktu diastolik sangat sensitif dengan pergerakan anggota tubuh yang diukur. Karena itu, semua subjek tes diukur dengan posisi yang sama, yaitu duduk tegak dengan tangan kanan yang dipasangkan oksimeter foto diletakkan di atas meja dengan jari telunjuk dijepitkan oksimeter foto.

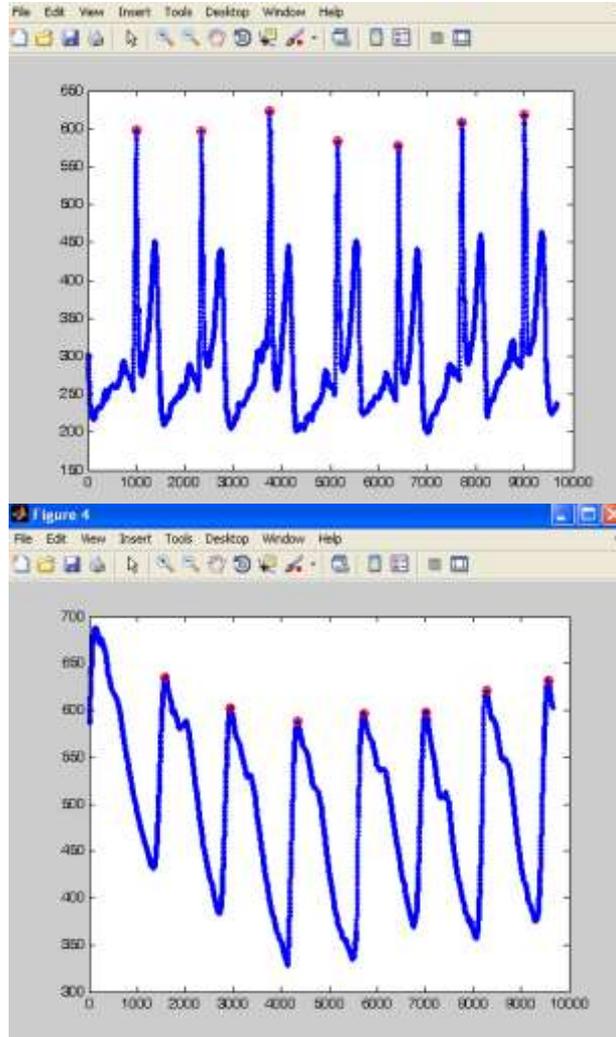
Walaupun dengan langkah di atas, hasil PPG dan EKG tidak selalu sempurna. Terdapat saat-saat dimana terdeteksi dua puncak atau dua lembah di PPG atau EKG. Ada kasus ketika sinyal PPG dan EKG sedikit beresilasi karena getaran, pergerakan otot, atau hal lainnya. Untuk menanggulangi pembacaan nilai yang tidak ideal tersebut dibuat fungsi seleksi adaptif.



Gambar 6. Flow diagram sistem pendeteksi stress

Dengan seleksi adaptif, pada Gambar 6, puncak-puncak EKG dan PPG dipasangkan. Karena hanya ada tujuh puncak EKG, maka hanya ada tujuh puncak PPG

yang digunakan dan dipindai di grafik. Untuk meningkatkan keakurasian, sistem pengukur tekanan darah juga membutuhkan kalibrasi. Kalibrasi dilakukan dengan cara mengukur tekanan darah pengguna ketika tenang dan setelah melakukan aktivitas fisik dan mental.



Gambar 7. Grafik pasangan EKG dan PPG

Untuk pengujian dilakukan terhadap sembilan subjek. Untuk keperluan kalibrasi dilakukan pengukuran tekanan darah ketika subjek tenang. Kemudian setengah dari total subjek diminta untuk berlari minimal 50 m dan tekanan darahnya kembali diukur. Setengah subjek sisanya diminta untuk melakukan aktivitas mental, yaitu mengetik berpacu dengan waktu.

Data pengujian sistolik terlihat lebih bervariasi dibandingkan data diastolik. Hal ini terjadi karena tekanan darah diastolik seseorang cenderung stabil dan tidak berubah hanya karena aktivitas fisik atau mental. Tekanan darah diastolik berubah bila sakit atau sedang menjalani pengobatan.

Tabel 2. Data pengujian tekanan darah sistolik

No Subjek	Sistolik mmHg	PWTT (s)	Sistolik Analisis mmHg	Error (%)
KrSub	128	0,2713	127,15	0,66
	129	0,2825	125,56	2,67
	128	0,2796	128,16	0,12
	123	0,2286	135,43	10,10
	124	0,2675	128,09	3,30
	124	0,2679	129,53	4,46
	126	0,2728	128,74	2,18

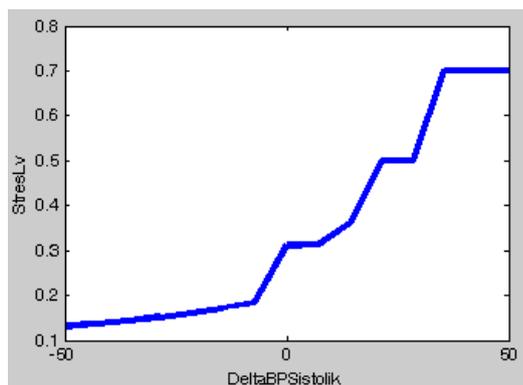
Tabel 3. Data pengujian tekanan darah diastolik

No Subjek	Dia mmHg	Waktu Dia (s)	Dia Analisis mmHg	Error (%)
KrSub	84	0,4766	89,00	5,95
	85	0,4763	89,13	4,86
	86	0,6082	70,27	18,29
	85	0,5039	88,12	3,67
	78	0,4790	89,00	14,10
	87	0,5694	79,28	8,86
	83	0,5640	78,95	4,86

Data hasil pengujian menunjukkan bahwa pada PWTT waktu diastolik dapat digunakan sebagai indikasi perubahan tekanan darah.

4.2 Pengujian Sistem Logika *Fuzzy* Pendeteksi Stres

Untuk menguji logika *fuzzy* dilakukan dua cara. Cara pertama adalah dengan memasukkan data *dummy* atau simulasi untuk mengetahui efek dari perubahan salah satu parameter. Hasil pengujian ditunjukkan Gambar 8.



Gambar 8. Grafik pengujian tekanan darah sistolik

Grafik pengujian parameter-parameter tunggal sesuai dengan yang diinginkan, seperti semakin tinggi nilai sistolik, maka semakin tinggi kemungkinan terukur mengalami stres.

Untuk pengujian kedua logika *fuzzy*, data yang diambil dari pengujian tekanan darah digunakan sebagai masukan. Tekanan darah, detak jantung, temperatur, dan nilai konduktivitas kulit, sebagai pengganti kelembaban kulit, menjadi masukan. Keluarannya dalam bentuk nilai dan tingkat stres dapat dilihat di Tabel 4. Terlihat dari Tabel 4, hasil keluaran *Fuzzy* mendekati tingkat stres yang dirasakan subjek.

Tabel 4. Tabel hasil logika *fuzzy*

Nama	Keluaran <i>Fuzzy</i>	Pengakuan subjek	Kondisi <i>Fuzzy</i>
SubjekKr	0.7000	Tegang	Tegang
SubjekEd*	0.7000	Stres	Tegang
SubjekAl	0.8552	Stres	Stres
SubjekMh	0.5000	Tegang	Tenang
SubjekRen	0.8785	Stres	Stres
SubjekEl	0.8604	Stres	Stres
SubjekRi	0.8677	Stres	Stres
SubjekIr	0.7139	Tegang	Tegang

5. KESIMPULAN

Berdasarkan pembahasan di atas, dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

- Sistem mampu mengukur tekanan darah sistolik sampai pada batas *error* tertentu dengan baik bila dibandingkan dengan alat ukur digital yang ada di pasaran.
- Karena tekanan darah diastolik tidak banyak berubah maka hasil pengukuran pengukuran diastolik sulit untuk dikalibrasi.
- Hasil *Fuzzy* tidak dapat diverifikasi karena stres adalah sesuatu yang bersifat *personal*. Karenanya, penelitian ini hanya dapat menghitung kemungkinan seseorang dalam keadaan stres bila dibandingkan dengan data secara umum.

REFERENSI

- [1]. Sriati, AAT, "*Tinjauan Tentang Stres*", Falkutas Ilmu Keperawatan Universitas Padjadjaran, Jatinagor, 2008.
- [2]. "*Employers warned stress can be classified a disability*", Homepage online, Tersedia dari www.darwingray.com/docs/stress-seminar-june-2007.pdf, diakses 4 November 2010.
- [3]. "*Early Life Stress Can Lead To Memory Loss And Cognitive Decline*", Homepage online, Tersedia dari <http://www.sciencedaily.com/releases/2005/10/051013083200.htm>, diakses 4 November 2010.
- [4]. Wukitsch, Michael W, "*Pulse Oximetry: Historical Review and Ohmeda Functional Analysis*", International Journal of Clinical Monitoring and Computing 4(1987): 161-166, 1986.
- [5]. "*Digital Processing of Photoplethysmographic Blood Volume Pulse (BVP) for Exercise Evaluation*", Homepage online, Tersedia dari <http://dsplab1.eng.fiu.edu/PROJECTS/bvp/bvpl.html>, diakses 1 November 2010.
- [6]. Yoon, Youngzoon et al, "*Non-constraint Blood Pressure Monitoring Using ECG and PPG for Personal Healthcare*", J Med Syst(2009) 33 :261-266, 2009.
- [7]. Jeong, G.Y. et al, "*Continuous Blood Pressure Monitoring using Pulse wave Transit Time*", Chonbuk National University, Jeonju Korea.