

BAB IV

PENGUJIAN ANALISIS DAN PEMBAHASAN

4.1. Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras bertujuan untuk mengetahui apakah perangkat keras telah berfungsi dengan baik dan sesuai dengan perancangan yang telah dibuat atau tidak. Berikut hasil dari pengujian perangkat keras.

4.1.1. Pengujian Rangkaian *Regulator*

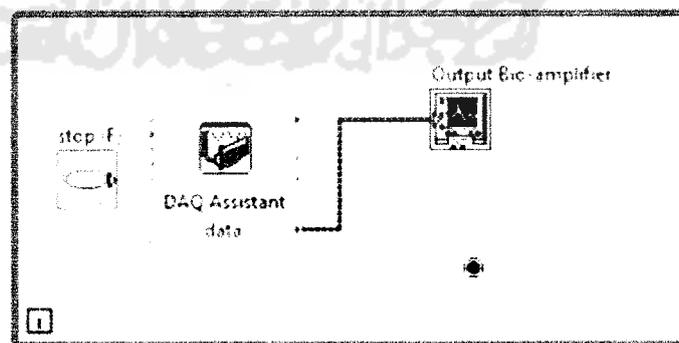
Pengujian *regulator* dengan mengukur tegangan *output* LM7805, LM7809 dan LM7909 menggunakan multimeter digital. Secara teoritis LM7805 akan menghasilkan tegangan output sebesar +5 volt, LM7809 akan menghasilkan tegangan output sebesar +9 volt dan LM7909 akan menghasilkan tegangan output sebesar -9 volt. Setelah melakukan pengukuran, LM7805 menghasilkan tegangan output sebesar +4,98 volt, LM7809 menghasilkan tegangan output sebesar +8,97 volt dan LM7909 menghasilkan tegangan output sebesar -8,75 volt. Terdapat perbedaan tegangan antara teoritis dan pengukuran, namun perbedaan tegangan tersebut masih dalam batas toleransi sehingga *power supply* yang dibuat dapat digunakan untuk mengaktifkan rangkaian penguat, rangkaian filter dan rangkaian *summing amplifier*.

4.1.2. Pengujian Rangkaian Penguat Awal

Pengujian pada rangkaian penguat awal menggunakan akuisisi data NI DAQ 6009 dan *software* LabVIEW 2010 *Professional Version*. Pengujian dilakukan dengan mengambil data langsung dari keluaran penguat bio-potensial. Masukan rangkaian penguat awal menggunakan sensor elektroda. Pada percobaan menggunakan 3 buah sensor elektroda Ag/AgCl. Cara pemasangan elektroda menggunakan aturan Einthoven dengan sadapan bipolar lead 2. Pada sadapan bipolar lead 2, elektroda pertama dihubungkan dengan tangan kanan yang bermuatan negatif, elektroda kedua dihubungkan dengan kaki kiri yang bermuatan positif dan elektroda yang ketiga dihubungkan dengan kaki kanan yang berfungsi sebagai *ground*.

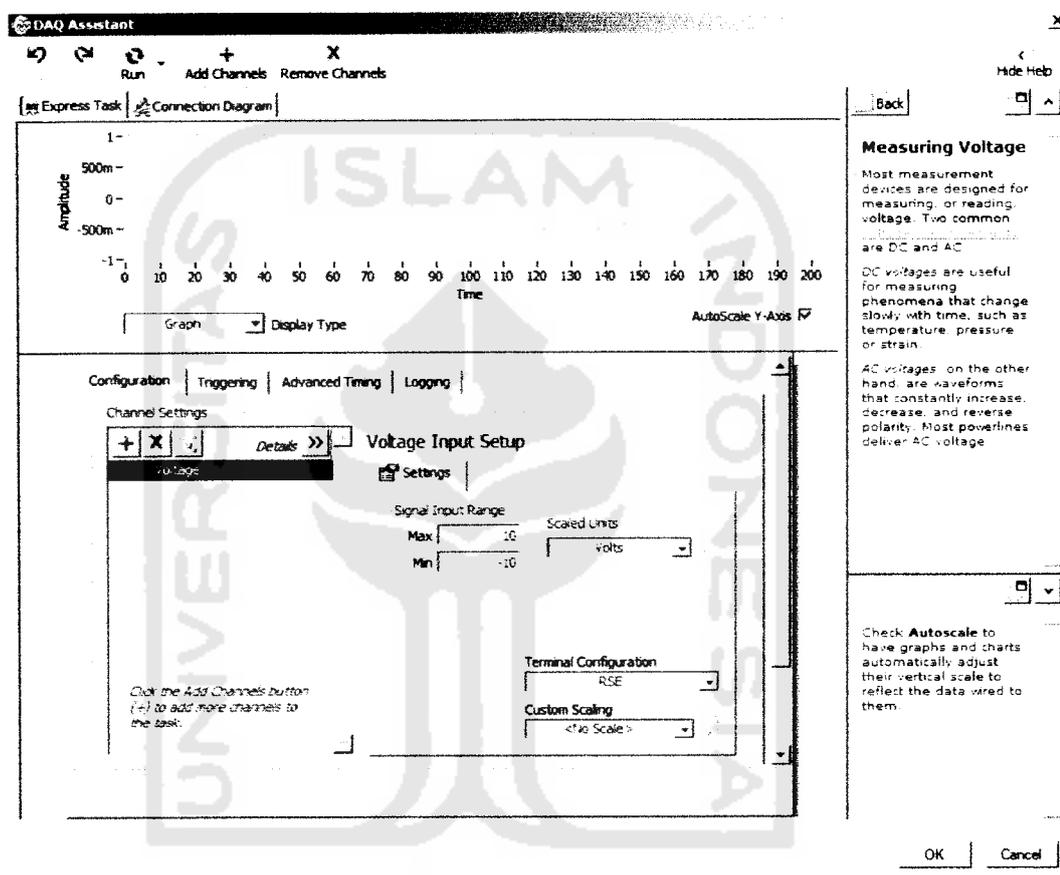
Keluaran dari penguat awal dihubungkan dengan *analog input* 0 (AI 0) pada NI DAQ 6009. Setelah terhubung dengan DAQ kemudian membuat *block diagram* LabVIEW yang berfungsi untuk memproses sinyal penguat awal.

Berikut *block diagram* untuk mendeteksi sinyal output dari penguat awal.



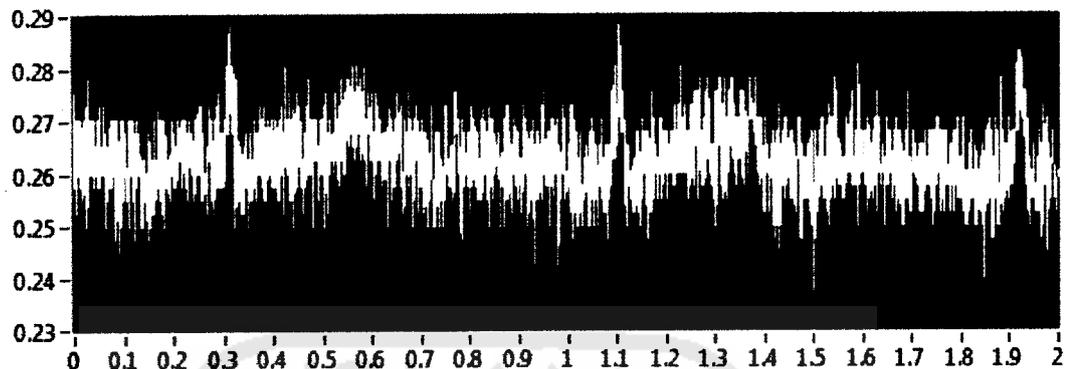
Gambar 4.1 *Block Diagram* Pengujian Penguat Awal

Pada DAQ *assistant* dikonfigurasi terlebih dahulu. Akuisisi sinyal menggunakan analog input berupa tegangan dan menggunakan terminal konfigurasi *Reference Single-ended (RSE)*, berikut konfigurasi DAQ *assistant*.



Gambar 4.2 Konfiguarsi DAQ *Assistant*

Setelah *block diagram* pada LabVIEW sudah dibuat selanjutnya data sinyal ditampilkan melalui *front panel* LabVIEW. Berikut hasil sinyal output penguat awal.



Gambar 4.2 Sinyal *Output* Penguat Awal

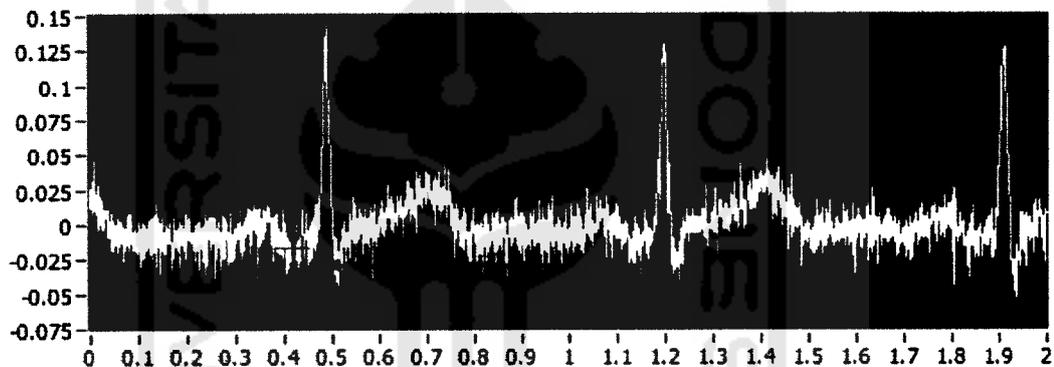
Pada sinyal output penguat awal masih banyak terdapat *noise* sehingga sinyal EKG belum dapat terlihat. Secara umum amplitudo gelombang berkisar 0,002 volt dan pada penguat awal sinyal diperbesar sebesar 14,6 sehingga seharusnya terdapat sinyal EKG yang terlihat pada grafik dengan amplitudo $0,002 \times 14,6 = 0,0292$ volt, karena begitu banyaknya *noise* sinyal yang beramplitudo 0,0292 volt ini tidak begitu terlihat dengan jelas.

4.1.3. Pengujian Rangkaian *Band Pass Filter* (BPF)

Pengujian rangkaian *band pass filter* bertujuan untuk mengetahui apakah *hardware* dapat berfungsi dengan baik, yakni dapat meloloskan sinyal dengan frekuensi antara 0,03 Hz hingga 114 Hz. Pada pengujian menggunakan AFG dengan masukan sinyal sinus dan osiloskop sebagai penampil sinyal. Setelah dilakukan pengujian, *hardware* telah mampu meloloskan sinyal antara 0,03 Hz hingga 114 Hz, namun karena tidak ada op-amp yang ideal maka masih ada sedikit sinyal dengan frekuensi lain yang dapat lolos.

Setelah melakukan pengujian menggunakan AFG, selanjutnya melakukan pengujian dengan akuisisi NI DAQ 6009 dan perangkat lunak LabVIEW yang bertujuan untuk melihat sinyal output EKG.

Sinyal keluaran *band pass filter* dihubungkan dengan AI 0 pada perangkat keras NI DAQ. Kemudian membuat *block diagram* yang sama dengan *block diagram* pada pengujian penguat awal. Setelah itu mengamati sinyal pada *front panel* LabVIEW. Berikut keluaran sinyal pada *band pass filter*.



Gambar 4.3 Sinyal Output Band Pass Filter

Pada gambar 4.3 sinyal P Q R S T sudah dapat terlihat, namun masih terdapat *noise* pada keluaran *band pass filter*, hal ini terjadi karena karena *band pass filter* tidak begitu meredam sinyal pada frekuensi tinggi.

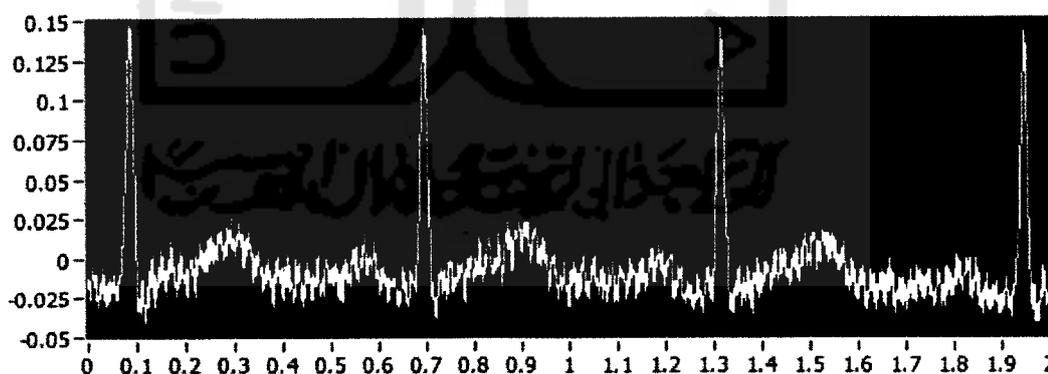
Pada *band pass filter* sinyal EKG dikuatkan sebesar 5,6 kali, dengan tujuan untuk mempermudah dalam mengamati sinyal. Secara perhitungan sinyal akan beramplitudo $0,0292 \times 5,6 = 0,164$ volt. Dan pada grafik terlihat sinyal beramplitudo sebesar 0,065, hasilnya tidak begitu jauh dengan perhitungan. Sehingga rangkaian *band pass filter* telah berfungsi dengan baik, sesuai dengan perancangan yang dibuat sebelumnya.

4.1.4. Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF)

Rangkaian *low pass filter* bertujuan untuk meredam *noise* yang masih terdapat pada sinyal EKG. Pada perancangan *low pass filter*, frekuensi *cut off* sebesar 106 Hz.

Pengujian *low pass filter* menggunakan AFG dengan input sinyal sinus dan osiloskop. Setelah dilakukan pengujian, rangkaian *low pass filter* telah mampu meloloskan sinyal di bawah frekuensi *cut off*.

Selanjutnya pengujian menggunakan DAQ untuk melihat sinyal EKG yang telah difilter. Proses pengujian sama dengan proses pengujian sebelumnya, yakni pertama membuat *block diagram* kemudian menkonfigurasi DAQ *assistant* lalu mengamati sinyal yang dihasilkan dengan menampilkan pada *front panel* LabVIEW. Berikut gambar sinyal keuaran dari *low pass filter* dengan frekuensi *cut off* 106 Hz.



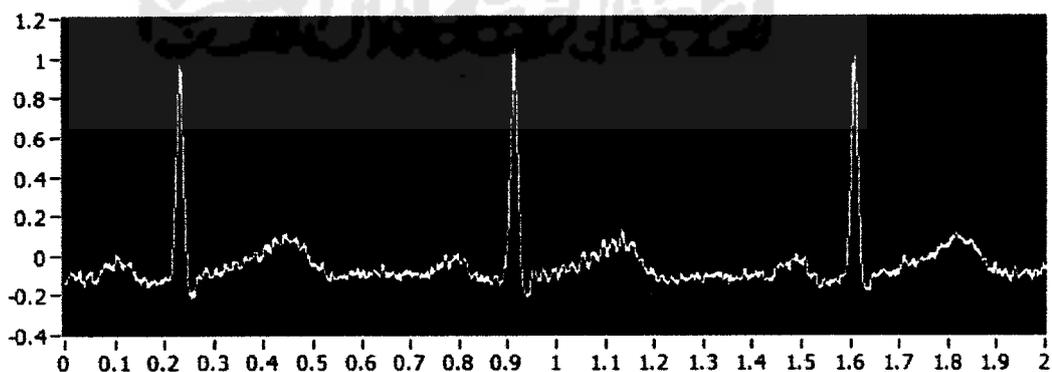
Gambar 4.4 Sinyal *Output Low Pass Filter*

Pada gambar 4.4 terlihat sinyal EKG yang memiliki *noise* yang lebih sedikit bila dibandingkan dengan sinyal *output band pass filter*.

4.1.5. Pengujian Rangkaian Penguat Kedua

Rangkaian penguat kedua berfungsi menguatkan sinyal EKG sebesar 6,6 kali. Pengujian menggunakan AFG dengan sinyal sinus dan menggunakan osiloskop dengan 2 probe. Menggunakan 2 probe bertujuan untuk membandingkan sinyal output dan sinyal input. Pada pengujian didapatkan sinyal output memiliki amplitudo yang lebih besar sekitar 6,6 kali dibandingkan dengan sinyal input. Sehingga pada rangkaian penguat kedua telah berhasil berfungsi dengan baik. Perbesaran hanya dilakukan 6,6 kali karena saat diperbesar 7 kali atau lebih, sinyal output sudah tidak sesuai dengan sinyal inputnya yakni sinyal outputnya terpotong. Sehingga untuk menjaga keaslian sinyal EKG perbesaran dilakukan dengan *Gain* di bawah 7 kali.

Pengujian selanjutnya menggunakan DAQ untuk melihat sinyal EKG yang telah diperbesar 6,6 kali. Setelah membuat *block diagram*, didapatkan sinyal EKG yang ditampilkan pada *front panel* LabVIEW. Berikut sinyal *output* EKG pada rangkaian penguat kedua.



Gambar 4.5 Sinyal *Output* Penguat Kedua

Pada gambar 4.5 sinyal sudah dapat diamati dengan baik karena telah memiliki amplitudo sekitar 1,1 volt. Secara perhitungan sinyal memiliki

amplitudo 0,164 dikali dengan 6,6 didapatkan 1,08 volt. Nilai 0,164 diperoleh dari perhitungan output sinyal pada *band pass filter* yang diperbesar sebesar 5,6 kali.

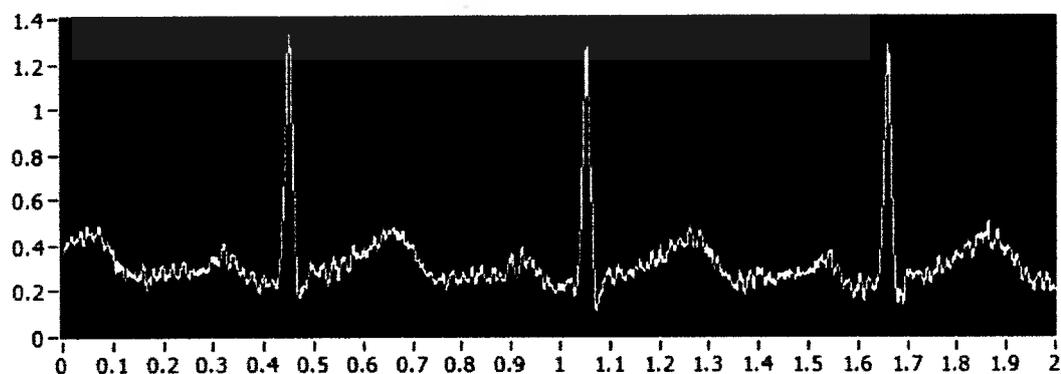
Dari semua hasil perhitungan secara teoritis dan hasil pengujian tidak terdapat perbedaan yang jauh, sehingga *hardware* telah berfungsi dengan baik.

4.1.6. Pengujian Rangkaian *Summing Amplifier*

Rangkaian *summing amplifier* digunakan untuk menaikkan level tegangan pada sinyal EKG apabila sinyal berada pada sumbu negatif.

Pengujian menggunakan AFG dengan sinyal sinus dan osiloskop. Pada saat diuji sinyal yang tampil pada osiloskop dapat dinaikkan ke level positif dari level negatif dengan memutar resistor variabel sebesar 10 K Ω .

Berikutnya menguji perangkat keras *summing amplifier* dengan sinyal EKG menggunakan NI DAQ dan perangkat lunak LabVIEW. Berikut gambar sinyal EKG, sinyal EKG dapat dinaikkan dan diturunkan secara mudah dengan mengatur resistor variabel pada rangkaian *summing amplifier*. Terlihat pada gambar 4.6 sinyal EKG berada pada sumbu yang bernilai positif.



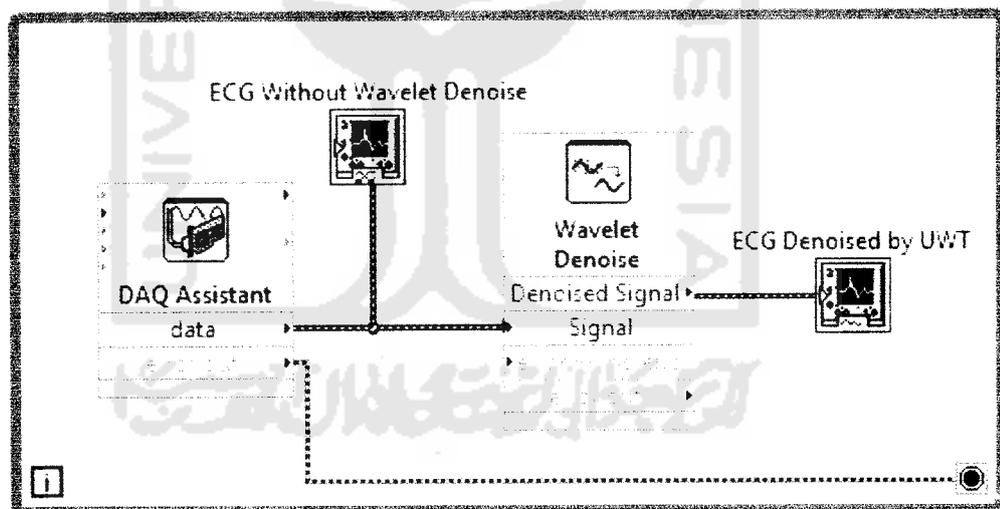
Gambar 4.6 Sinyal Output *Summing Amplifier*

4.2. Pengujian Perangkat Lunak

Sinyal EKG yang dihasilkan oleh perangkat keras masih terdapat *noise* sehingga diperlukan perangkat lunak untuk membersihkan sinyal. Selain itu perangkat lunak juga berfungsi mengolah sinyal untuk mendapatkan data yang diinginkan.

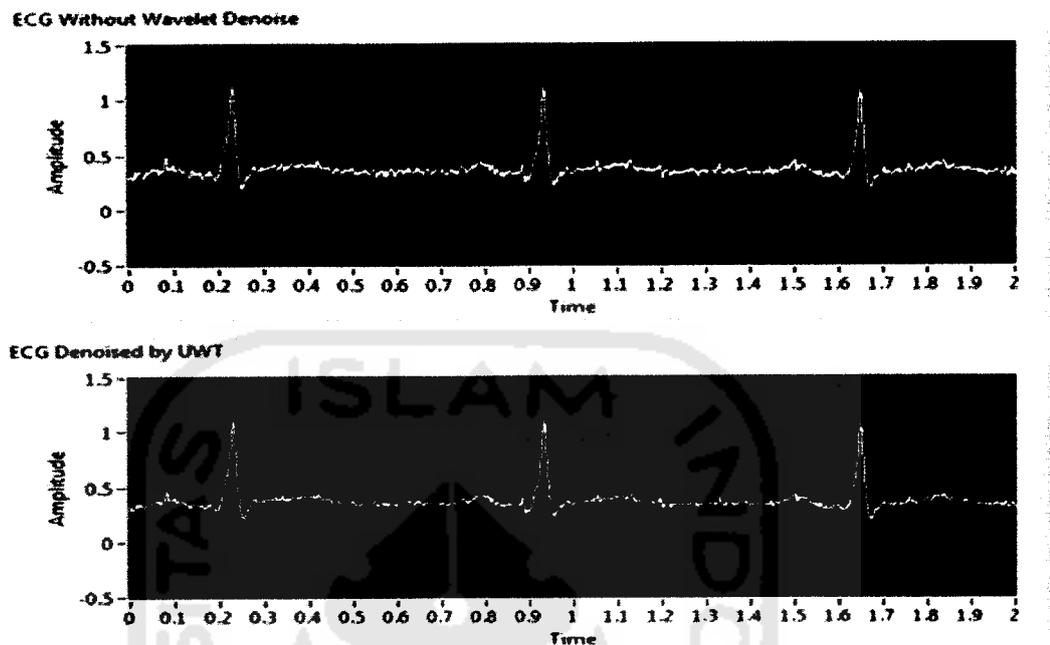
4.2.1. Pengujian *Tool Wavelet Denoise*

Pertama pengujian perangkat lunak LabVIEW menggunakan *tool wavelet denoise*. Pada konfigurasi *wavelet denoise* menggunakan *undecimated wavelet transform* (UWT). Berikut *block diagram* untuk menguji perangkat lunak.



Gambar 4.7 *Block Diagram* Pengujian *Wavelet Denoise*

Pada gambar 4.7 sinyal yang masuk ke NI DAQ 6009 merupakan sinyal output perangkat keras yang telah dibuat. Kemudian pada *block diagram* terdapat dua buah grafik yang digunakan untuk membandingkan sinyal, antara sinyal yang belum dibersihkan dan yang telah dibersihkan oleh *tool wavelet denoise*. Berikut hasil sinyal EKG yang ditampilkan melalui *front panel* LabVIEW.



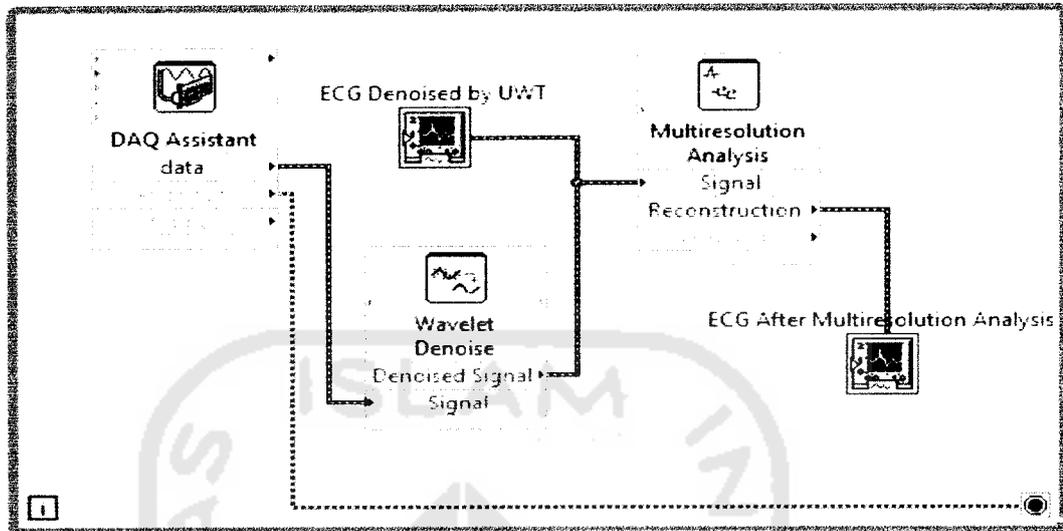
Gambar 4.8 Sinyal EKG Sebelum dan Sesudah Menggunakan
Tool Wavelet Denoise

Tampak pada gambar 4.8 sinyal sudah lebih bersih bila dibandingkan dengan sinyal *output* dari perangkat keras.

4.2.2. Pengujian *Tool Multiresolution Analysis*

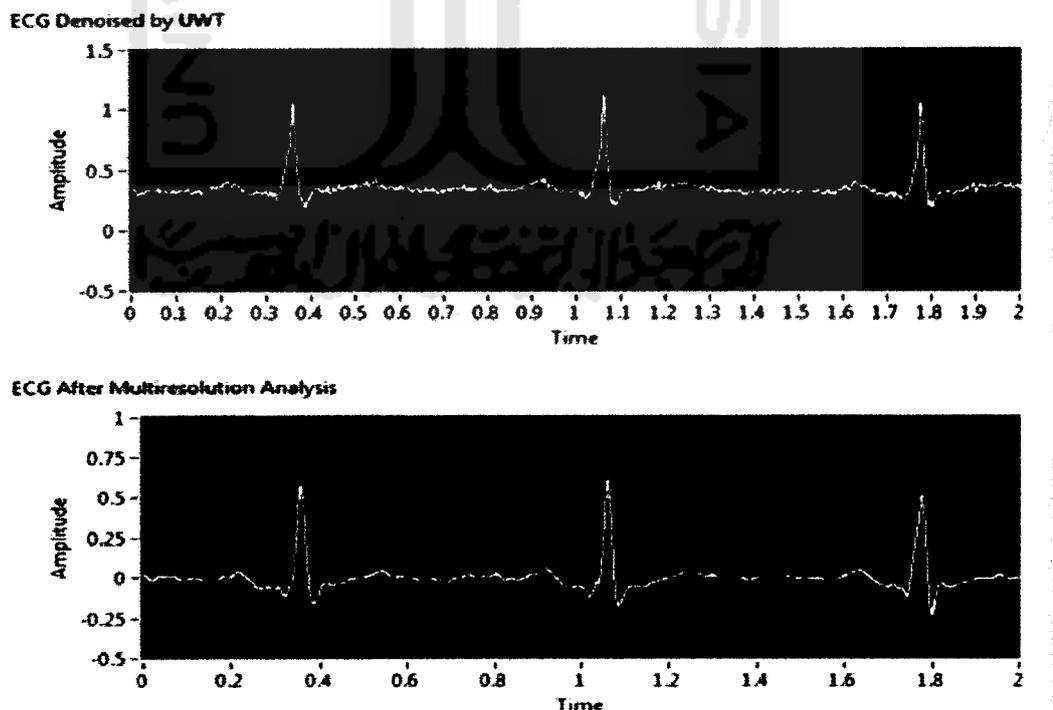
Sinyal EKG yang telah diproses pada *wavelet denoise* tidak sepenuhnya bersih dari *noise*. Langkah selanjutnya untuk menghasilkan sinyal EKG yang lebih baik menggunakan *tool multiresolution analysis*.

Untuk menguji *multiresolution analysis* pertama membuat *block diagram* LabVIEW. Berikut *block diagram* pada *multiresolution analysis*.



Gambar 4.9 *Block Diagram Multiresolution Analysis*

Gambar 4.9 terdapat dua buah grafik yang berfungsi untuk membandingkan *output* sinyal EKG dari *wavelet denoise* dan *multiresolution analysis*.



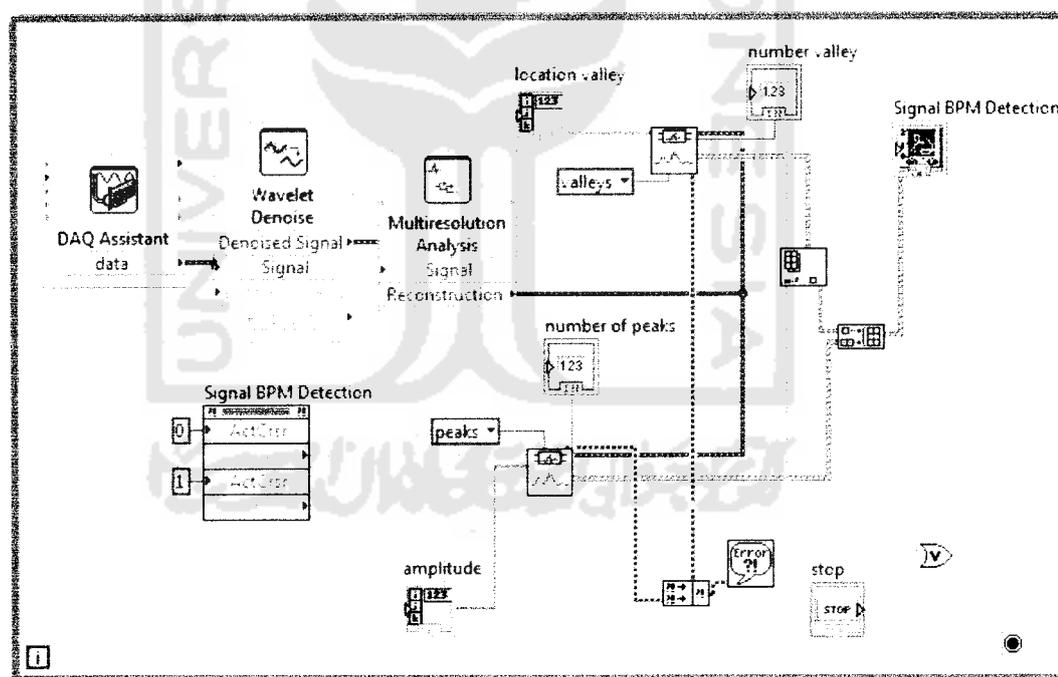
Gambar 4.10 Perbandingan Sinyal EKG pada *Wavelet Denoise* dan *Multiresolution Analysis*

Pada gambar 4.10 sinyal EKG yang telah diproses pada *multiresolution analysis* sudah dapat menghasilkan sinyal yang baik.

4.2.3. Pengujian *Peak Valley Detection*

Peak valley detection diperlukan untuk mengetahui posisi puncak sinyal dan posisi sinyal yang paling bawah. Setelah mengetahui posisi *peak* dan *valley* selanjutnya dapat menghitung nilai BPM untuk mendapatkan data *heart rate*.

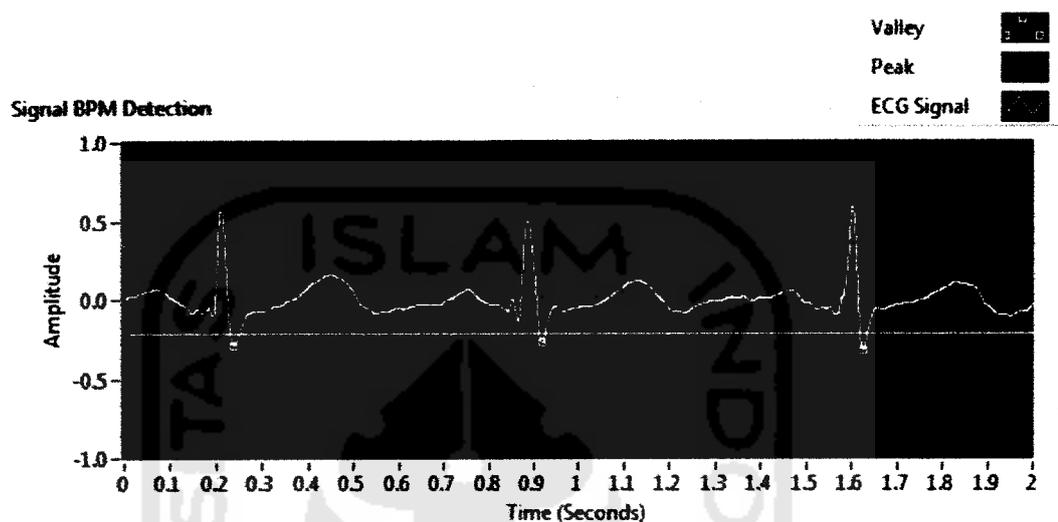
Pengujian *peak valley detection* menggunakan LabVIEW. Berikut gambar *block diagram* LabVIEW.



Gambar 4.11 *Block Diagram Peak Valley Detection*

Untuk mempermudah pengaturan *peak* dan *valley*, menggunakan *cursors* sebagai *tools*. Cursor 0 digunakan untuk mengatur batas *peak detection* sedangkan cursor 1 digunakan untuk mengatur batas *valley detection*. Pengaturan menggunakan *cursor* ini sangatlah mudah yakni hanya menggeser batas *peak* dan

valley detection. Berikut gambar pada front panel LabVIEW menggunakan *peak valley detection*.

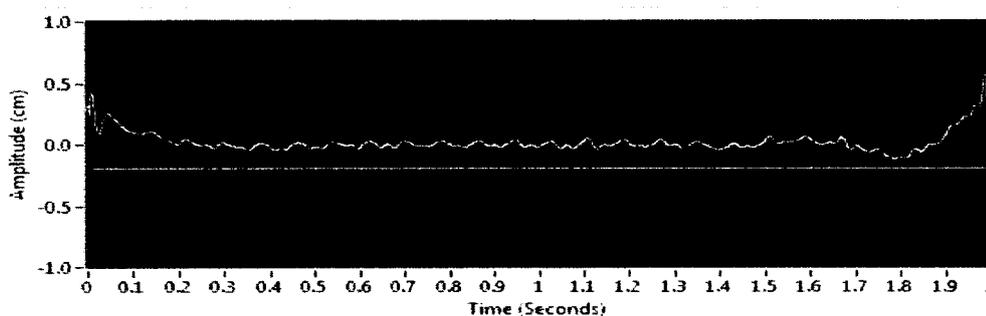


Gambar 4.12 *Peak Valley Detection*

4.2.4. Pengujian Keseluruhan Perangkat Lunak LabVIEW

Pengujian keseluruhan perangkat lunak LabVIEW bertujuan untuk mengetahui apakah perangkat lunak sudah dapat berfungsi dengan baik atau tidak.

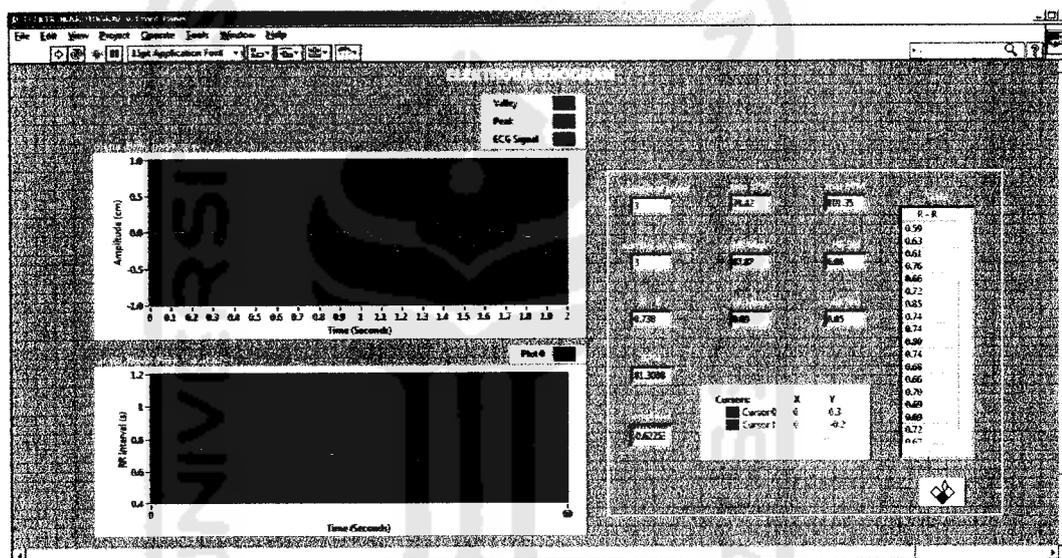
Pertama menguji perangkat lunak LabVIEW dengan tidak ada input sensor elektroda pada perangkat keras, ini bertujuan untuk mengetahui seberapa besar *noise* yang dihasilkan dari perangkat keras yang telah dirancang.



Gambar 4.13 *Noise yang dihasilkan Hardware*

Dari gambar 4.13 dapat terlihat *noise* yang dihasilkan perangkat keras, *noise* ini timbul dapat disebabkan karena *hardware* memiliki kualitas komponen yang jauh berbeda dengan kualitas pabrik.

Pengujian selanjutnya dengan cara menguji langsung kepada salah satu responden untuk mendapatkan data yang diinginkan. Pengujian dilakukan selama 60 detik. Berikut hasil tampilan pengujian.



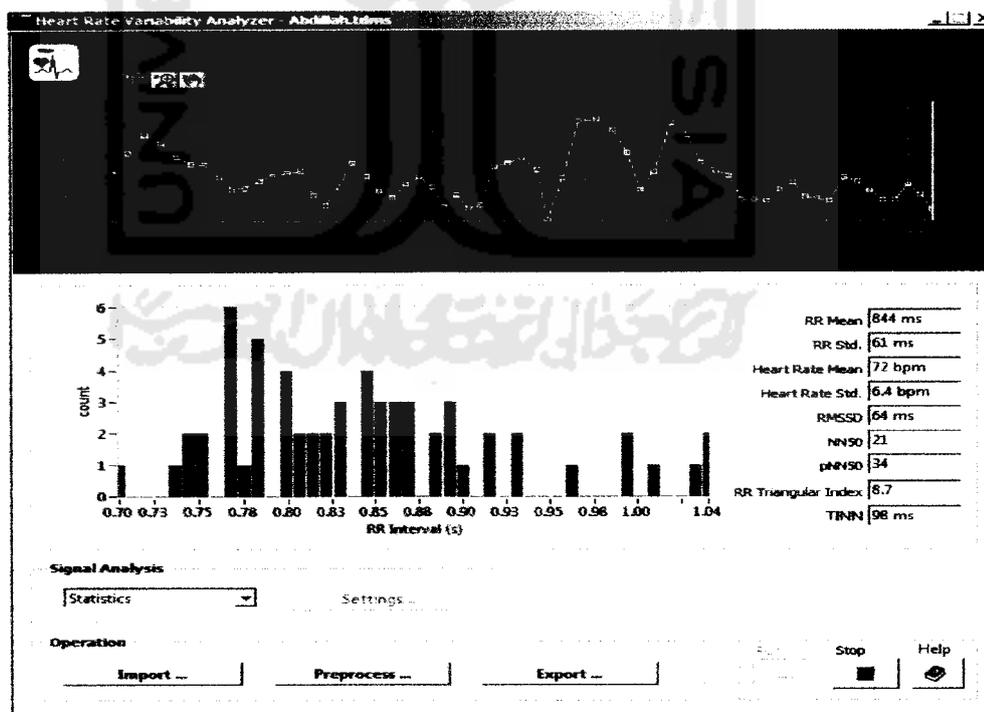
Gambar 4.14 Pengujian Perangkat Lunak *Front Panel* LabVIEW

Pada gambar 4.14 terlihat bahwa tampilan sudah dapat menampilkan data sesuai dengan perancangan yang telah dibuat. Data yang didapatkan pada tampilan berupa gambar sinyal EKG, grafik *RR interval*, *maximum* BPM (101,35 BPM), *minimum* BPM (70,42 BPM), rata-rata BPM (87,87 BPM), posisi *cursors*, *peak valley detection*, *RR standard* (0,05 detik), *RR mean* (0,69 detik) dan tabel data R - R yang didapatkan selama 60 detik.

4.2.5. Pengujian Biomedical Workbench

Perangkat lunak Biomedical Workbench berfungsi untuk mendapat data RMSSD (*Square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals*), NN50 (*the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms*) dan pNN50 (*the proportion of NN50 divided by total number of NNs*).

Untuk mendapatkan data RMSSD, NN50 dan pNN50 dengan cara meng-*import* data jarak R ke R yang didapatkan pada perangkat lunak LabVIEW dengan format TDMS (*Technical Data Management - Streaming*). Setelah meng-*import* data jarak R ke R maka perangkat lunak Biomedical Workbench akan mengkalkulasikan nilai RMSSD, NN50 dan pNN50.

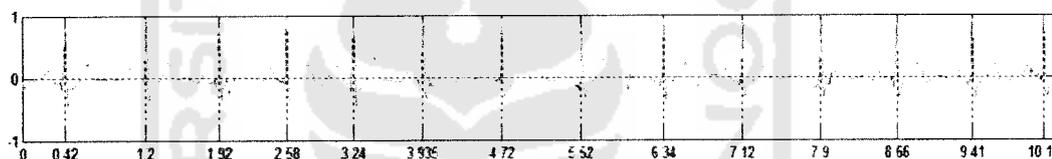


Gambar 4.15 Pengujian HRV Menggunakan Biomedical Workbench

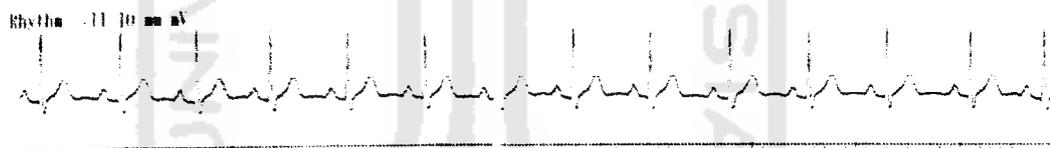
4.2.6. Validasi Alat

Validasi dibutuhkan untuk mengetahui keakuratan alat dalam mengambil data. Validasi dilakukan dengan cara membandingkan hasil data menggunakan alat Elektrokardiograf pabrikan dengan alat Elektrokardiograf yang telah dibuat.

Peratama validasi dengan menggunakan Matlab. Data yang dibandingkan ialah data yang dihasilkan dengan aturan Einthoven *lead II*. Berikut perbandingan gelombang Elektrokardiograf antara alat EKG pabrikan dengan alat EKG rancangan.



Gambar 4.16 Sinyal EKG dengan Alat Rancangan



Gambar 4.17 Sinyal EKG dengan Alat Pabrikan

Sekilas sinyal yang dihasilkan antara alat EKG pabrikan dan rancangan tidak terdapat perbedaan yang signifikan. Pada gambar 4.16 dan gambar 4.17 terlihat 14 sinyal EKG, sehingga akan didapatkan 13 data jarak sinyal R ke R.. Berikut data waktu R ke R.

Tabel 4.1 Waktu R ke R pada Alat Rancangan dan Pabrik

Waktu R ke R Rancangan	Waktu R ke R Alat	Error Waktu R ke R
0.78	0.74	5.405405405 %
0.72	0.72	0 %
0.66	0.7	5.714285714 %
0.66	0.732	9.836065574 %
0.695	0.748	7.085561497 %
0.785	0.74	6.081081081 %
0.8	0.712	12.35955056 %
0.82	0.74	10.81081081 %
0.78	0.76	2.631578947 %
0.78	0.776	0.515463918 %
0.76	0.74	2.702702703 %
0.75	0.8	6.25 %
0.72	0.7	2.857142857 %
Rata-rata error		5.557665313 %

Dari data tabel di atas terdapat sedikit perbedaan R ke R dan didapatkan *error* RR interval sebesar 5.56 %. Kemudian pada alat rancangan memiliki *heart rate* sebesar 80.33 BPM dan pada alat pabrik terdeteksi sebesar 81 BPM, sehingga terdapat *error* sebesar 0.82%. *Error* dapat disebabkan karena pada alat rancangan memiliki kualitas IC yang berbeda dengan kualitas IC pabrik. Dan pada EKG pabrik menggunakan kualitas kabel yang baik sehingga sinyal yang dikirim memiliki *noise* yang rendah.

Selanjutnya melakukan validasi data yang dihasilkan menggunakan software LabVIEW. Berikut data yang didapatkan menggunakan LabVIEW :

Tabel 4.2 Waktu Sinyal R ke R pada LabVIEW

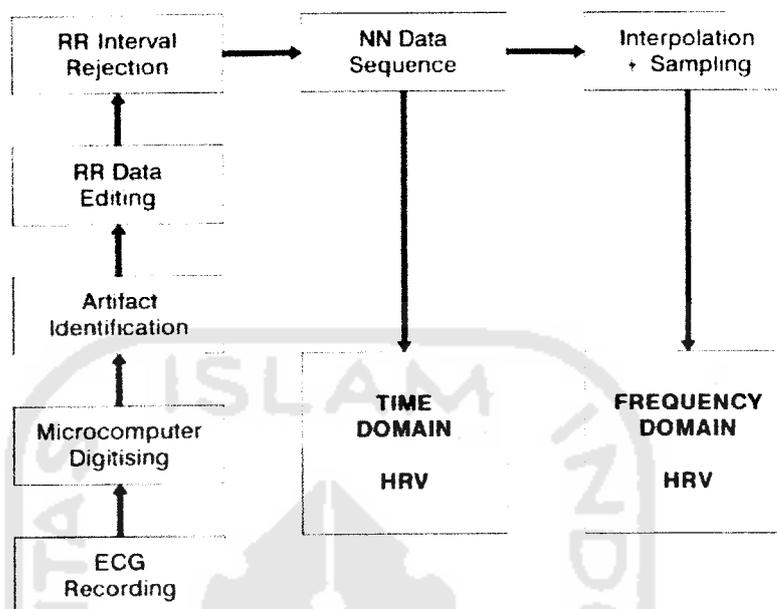
Waktu Saat Terdeteksi Sinyal R ke R	Waktu Sinyal R ke R
0	0.785
1.998114	0.665
3.996228	0.802
5.991343	0.785
7.997457	0.754
9.997571	0.705
11.991685	0.835

Data yang didapatkan dari *software* LabVIEW tidak selengkap dengan data yang didapatkan pada Matlab, karena sinyal yang ditampilkan pada LabVIEW setiap satu detik, tidak dapat secara kontinyu.

Pada LabVIEW didapatkan 78,78 BPM, sehingga terdapat *error* sebesar 2.74% terhadap *heart rate* yang terdeteksi pada alat EKG pabrikan.

4.3. Penelitian *Heart Rate Variability* pada Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok

Berdasarkan standar yang ditetapkan oleh *European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology* pada tahun 1996 terdapat dua metode untuk menganalisis *heart rate variability*, yakni pada domain waktu dan domain frekuensi (European Heart Journal, 1996).



Gambar 4.18 Diagram pemrosesan analisis *heart rate variability* sinyal EKG

Pada penelitian HRV menggunakan metode domain waktu, karena pada domain waktu lebih mudah untuk dianalisis. Data yang dibutuhkan untuk menganalisis HRV menggunakan metode domain waktu ialah *heart rate mean*, *heart rate standard*, *RR mean*, *RR standard*, *RMSSD* (*Square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals*), *NN50* (*the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms*) dan *pNN50* (*the proportion of NN50 divided by total number of NNs*). Namun secara garis besar, data yang paling dibutuhkan ialah *RMSSD* karena pada *RMSSD* dapat menunjukkan nilai *heart rate variability*.

Penelitian dilakukan dengan cara mengambil data dari responden pada mahasiswa perokok dan non-perokok. Responden mahasiswa perokok aktif berjumlah 20 mahasiswa dan mahasiswa non-perokok berjumlah 20 mahasiswa. Berikut data responden mahasiswa perokok dan non-perokok

Tabel 4.3 Responden Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok

		Perokok (n=20)	Non-Perokok (n=20)
<i>Gender</i>	Laki-Laki	20/20 (100%)	20/20 (100%)
	Perempuan	NA	NA
Umur	20 – 25 tahun	19/20 (95%)	19/20 (95%)
	26 – 30 tahun	1/20 (5%)	1/20 (5%)
Lamanya Merokok	1 – 5 tahun	8/20 (40%)	NA
	6 – 10 tahun	10/20 (50%)	NA
	> 10 tahun	2/20 (10%)	NA
Intensitas Merokok	< 10 batang/hari	10/20 (50%)	NA
	≥ 10 batang/hari	10/20 (50%)	NA
Intensitas Berolahraga dalam Satu Minggu	Tidak Berolahraga	4/20 (20%)	3/20 (15%)
	1 kali	7/20 (35%)	8/20 (40%)
	2 kali	4/20 (20%)	4/20 (20%)
	3 kali	1/20 (5%)	2/20 (10%)
	4 kali	2/20 (10%)	1/20 (5%)
	5 kali	1/20 (5%)	0/20 (0%)
	6 kali	0/20 (0%)	0/20 (0%)
	7 kali	1/20 (5%)	2/20 (10%)

Pertama kali data yang diambil ialah nilai jarak sinyal R ke R pada EKG menggunakan perangkat lunak LabVIEW kemudian data yang telah diproses oleh perangkat lunak LabVIEW diolah kembali oleh software Biomedical Workbench untuk mendapatkan nilai RMSSD, NN50 dan pNN50. Sedangkan untuk nilai HR *mean*, HR *standard*, RR *mean* dan RR *standard* dapat ditampilkan pada *front panel* LabVIEW. Berikut data yang telah didapatkan menggunakan *software* LabVIEW dan Biomedical Workbench.

Tabel 4.4 Data HRV Mahasiswa Perokok

No	Nama	HR Mean (BPM)	HR Std (BPM)	RR Mean (ms)	RR Std (ms)	RMSSD (ms)	NN50	pNN50
1.	Aditya Widyama P.	87,61	12,88	700,30	90,45	100,07	33,00	54,10
2.	Ageng	97,08	3,25	618,74	18,57	17,89	0,00	0,00
3.	Arya Candra Haslungkara	72,88	9,69	838,18	101,28	140,71	31,00	50,82
4.	Asep BP	90,50	5,79	665,77	32,76	39,05	8,00	13,11
5.	Benny	75,02	4,38	802,43	39,86	54,00	14,00	22,95
6.	Dicky	91,76	6,02	656,61	34,30	44,49	18,00	29,03
7.	Edi Syaputra	64,14	5,49	941,85	65,57	82,03	28,00	45,90
8.	Ersyad Zein	75,43	5,96	800,48	51,07	69,98	24,00	39,34
9.	Muhammad Zulfigar	102,52	6,74	587,90	34,88	36,14	7,00	11,48
10.	Gilar Mulia Dani	91,81	7,58	658,07	47,67	47,91	14,00	22,95
11.	Handi Wardana	73,73	7,84	822,33	78,75	87,31	30,00	49,18
12.	Harmoko	82,49	4,69	729,77	40,10	50,37	19,00	31,15
13.	Hawam Feriussula	85,75	6,07	703,08	35,00	30,41	6,00	9,84
14.	Noufal Suryo	87,44	5,03	688,49	38,39	53,39	15,00	24,59
15.	Pandu Setiawan	95,28	5,64	631,92	35,14	45,44	16,00	26,23
16.	Asa Riskyka	82,13	3,99	732,20	32,36	37,01	9,00	14,75
17.	Septian Andri Wibowo	98,17	6,44	613,80	33,59	44,33	13,00	21,31

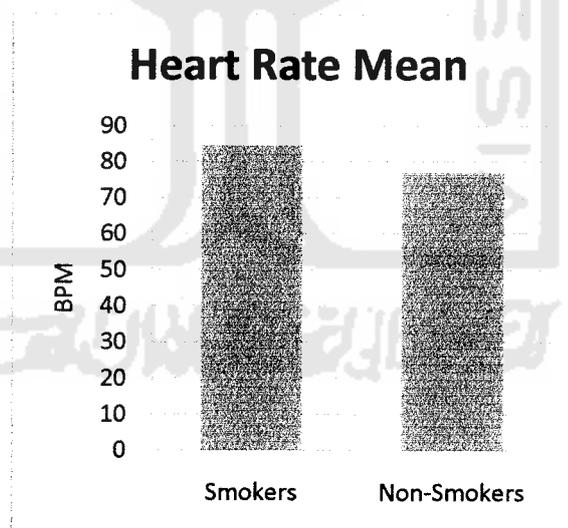
18.	Saiful Imron	67,36	5,95	897,56	70,20	83,34	27,00	44,26
19.	Muhulin Nuha	76,42	10,10	796,36	85,15	96,89	31,00	50,82
20.	Wahyu Bagus	92,07	6,91	655,20	46,74	46,14	15,00	24,59
	Rata-Rata	84.48	6.52	727.05	50.59	60.35	17.90	29.32

Tabel 4.5 Data HRV Mahasiswa Non-Perokok

No	Nama	HR Mean (BPM)	HR Std (BPM)	RR Mean (ms)	RR Std (ms)	RMSSD (ms)	NN50	pNN50
1.	Putra	74,85	3,91	603,84	42,63	63,06	22,00	36,07
2.	Aji	89,64	6,61	672,82	38,21	33,14	9,00	14,75
3.	Rama	83,93	8,66	722,20	62,68	70,98	35,00	57,38
4.	Ary Pristiansyah	94,49	7,57	639,16	46,36	48,99	17,00	27,87
5.	Ahmad Fathoni	71,86	5,06	838,95	52,17	69,26	29,00	47,54
6.	Insan Kamil Ahmad	78,94	5,73	763,92	49,56	45,02	14,00	22,95
7.	Violeta	66,76	9,09	916,49	131,63	174,02	40,00	65,56
8.	Yoga Febriansyah	87,51	7,34	690,56	56,22	54,77	20,00	32,79
9.	Aditya Surachman	68,73	6,00	879,33	63,11	85,17	32,00	53,46
10.	Sudarman	67,31	5,09	896,18	63,32	100,44	33,00	54,10
11.	Adhy Dwi P.	66,21	3,62	908,82	44,90	54,69	24,00	39,34
12.	Abdillah	71,64	6,41	844,46	61,46	64,26	21,00	34,43
13.	Fajar	74,34	5,52	811,44	50,68	61,66	21,00	34,43
14.	Aldida Aprilian N.	88,38	4,08	680,26	30,24	34,66	5,00	8,20
15.	Juna	63,73	5,44	948,00	71,77	89,41	34,00	55,74

16	Andi	81,78	7,68	740,05	65,36	77,54	28,00	45,90
17.	Arie	80,45	7,73	752,39	64,55	64,04	33,00	54,10
18.	Herdi	75,79	7,20	798,89	77,88	111,91	36,00	59,02
19	Fadil	76,74	7,37	789,21	69,32	72,02	25,00	40,98
20	Alan	76,47	6,41	790,18	68,27	92,75	34,00	55,74
	Rata-Rata	76.98	6,33	784,36	60,52	73,39	25,60	40,02

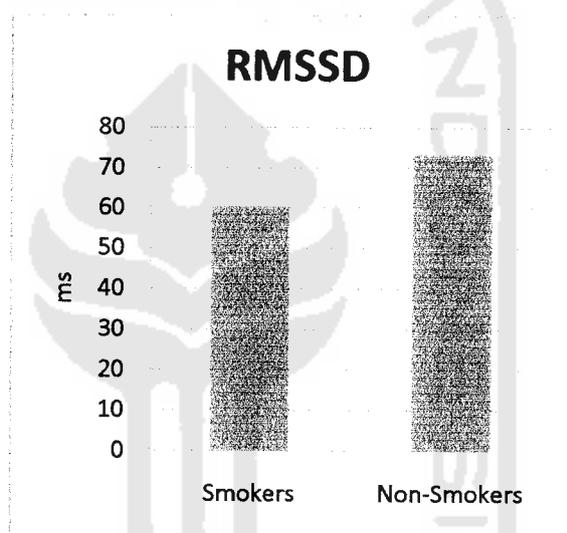
Berdasarkan data tabel di atas dapat dibandingkan persamaan maupun perbedaan dari *heart rate mean*, *heart rate standard*, *RR mean*, *RR standard*, *RMSSD* (*Square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals*), *NN50* (*the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms*), *pNN50* (*the proportion of NN50 divided by total number of NNs*).



Gambar 4.19 *Heart Rate Mean* Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok

Berdasarkan grafik di atas, mahasiswa perokok memiliki *heart rate* sedikit lebih besar dari mahasiswa non-perokok. Data ini sesuai dengan penelitian sebelumnya yang menyebutkan bahwa perokok memiliki *heart rate* yang lebih besar daripada orang yang tidak merokok (Korean J Anesthesiol, 2010). Namun

perbedaan ini tidak begitu signifikan dan masih dikatakan normal karena *heart rate* normal berkisar 60 BPM sampai 100 BPM pada *heart rate* dewasa. Dan pada HR *standard* mahasiswa perokok dan non-perokok perbedaannya tidak begitu jauh. Begitu juga nilai RR *mean* dan RR *standard* tidak begitu signifikan. RR *mean* dan HR *mean* memiliki korelasi karena HR *mean* didapatkan dari 60 dibagi nilai RR *mean*.



Gambar 4.20 RMSSD Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok

Berdasarkan referensi parameter *heart rate variability* normal menggunakan metode *time domain* memiliki RMSSD $36,0 \pm 2,8$ ms (International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences, 2011). Namun ada penelitian sebelumnya yang menyatakan nilai RMSSD 40 ± 17 ms masih dikatakan normal (Pakistan Journal of Physiology, 2010).

Pada penelitian didapatkan nilai RMSSD pada mahasiswa perokok 60,35 ms dan mahasiswa non-perokok bernilai 73,39 ms. RMSSD 60,35 ms pada mahasiswa perokok memiliki *range* perubahan BPM sebagai berikut :

$$BPM = \frac{60}{RR\ mean \pm 0,06035}$$

$$BPM = \frac{60}{0,72705 \pm 0,06035}$$

$$BPM = 76,20\ dan\ 90,00$$

Pada mahasiswa perokok memiliki HR mean 84,48 BPM sehingga berdasarkan perhitungan di atas, perubahan *range* BPM dari rata-rata *heart rate* berkisar antara 8,28 BPM (84,48 – 76,20) dan 5,52 BPM (90,00 – 84,48). Sedangkan RMSSD 73,39 ms pada mahasiswa non-perokok memiliki *range* perubahan BPM sebagai berikut

$$BPM = \frac{60}{RR\ mean \pm 0,07338}$$

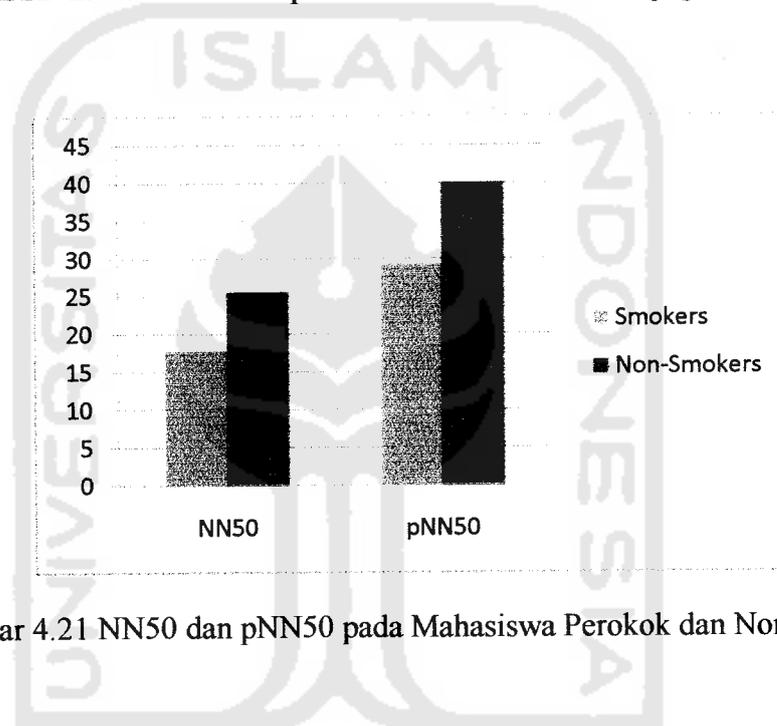
$$BPM = \frac{60}{0,78436 \pm 0,07339}$$

$$BPM = 69,95\ dan\ 84,38$$

Pada mahasiswa non-perokok memiliki HR mean 76,98 BPM sehingga berdasarkan perhitungan di atas, perubahan *range* BPM dari rata-rata *heart rate* berkisar 7,03 BPM (76,98 – 69,95) dan 7,4 BPM (84,38 – 76,98) .

RMSSD pada mahasiswa perokok lebih kecil daripada mahasiswa non-perokok. Sesuai dengan penelitian sebelumnya yang didapatkan, data perokok memiliki RMSSD $26,0 \pm 2,6$ ms dan non-perokok memiliki RMSSD $36,8 \pm 2,8$ ms (International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences, 2011). Namun data nilai RMSSD pada penelitian masih besar hal ini dapat disebabkan karena responden kurang *relax* saat data *heart rate variability* diambil.

Pada mahasiswa non-perokok nilai NN50 (*the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms*) dan pNN50 (*the proportion of NN50 divided by total number of NNs*) lebih besar daripada mahasiswa perokok karena nilai NN50 dan pNN50 akan sebanding dengan nilai RMSSD, semakin besar RMSSD maka NN50 dan pNN50 akan semakin besar juga.



Gambar 4.21 NN50 dan pNN50 pada Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok