

Instrumentasi Elektrokardiografi dengan *Capacitive Contact Electrode* Pada Kursi untuk Pemantauan Denyut Jantung

Monica Regina Emilia (NRP. 2212100014)

Dosen Pembimbing : Dr. Achmad Arifin, ST., MT.



OUTLINE

PENDAHULUAN

RUMUSAN MASALAH

PERANCANGAN SISTEM

- SENSOR KAPASITIF
- INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAF

PENGUJIAN SISTEM

- SENSOR KAPASITIF
- INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAF

PENGUJIAN DENGAN SUBJEK

KESIMPULAN

PENDAHULUAN



Indirect, tidak bersentuhan langsung dengan tubuh

Penangkap sinyal jantung

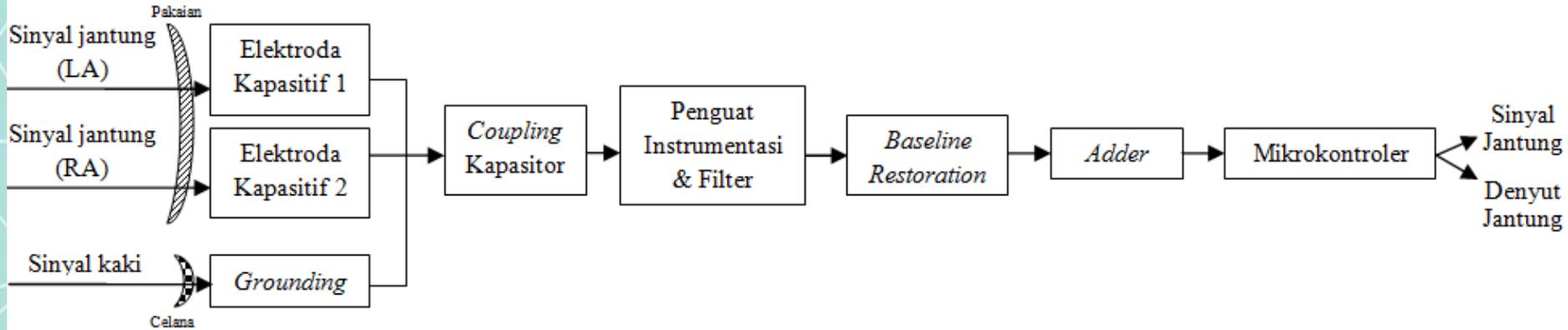
Sebagian besar waktu bekerja dihabiskan dalam keadaan duduk

**Instrumentasi Elektrokardiografi dengan
Capacitive Contact Electrode Pada Kursi untuk
Pemantauan Denyut Jantung**

RUMUSAN MASALAH

- 1. Perancangan sensor kapasitif**
- 2. Konfigurasi peletakan sensor pada kursi**
- 3. Penanganan terhadap interferensi *noise***

BLOK DIAGRAM SISTEM



PERANCANGAN SISTEM

Sensor Kapasitif

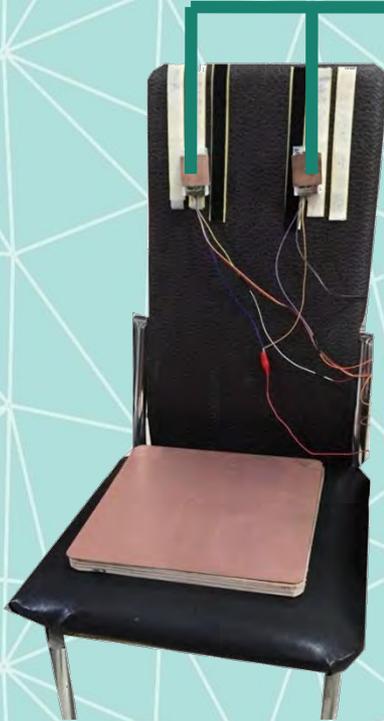
- Elektroda kapasitif
- *Grounding*
- *Shield*
- Tata letak pada kursi

Instrumentasi Elektrokardiograf

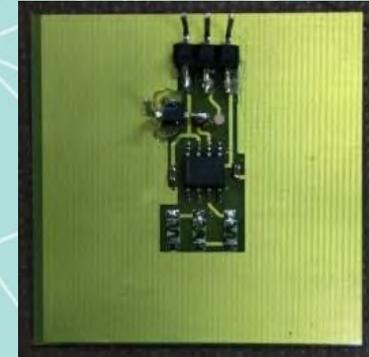
- Rangkaian proteksi
- Penguat Instrumentasi
- Filter (*high pass filter, low pass filter, band stop filter*)
- Baseline restoration
- Adder

SENSOR KAPASITIF (1)

1. Elektroda Kapasitif



PARAMETER	CONDITION	OPA124U, P		
		MIN	TYP	MAX
INPUT NOISE				
Voltage, $f_O = 10\text{Hz}^{(4)}$			40	80
$f_O = 100\text{Hz}^{(4)}$			15	40
$f_O = 1\text{kHz}^{(4)}$			8	15
$f_O = 10\text{kHz}^{(5)}$			6	8
$f_B = 10\text{Hz to } 10\text{kHz}^{(5)}$			0.7	1.2
$f_B = 0.1\text{Hz to } 10\text{Hz}$			1.6	3.3
Current, $f_B = 0.1\text{Hz to } 10\text{Hz}$			9.5	15
$f_O = 0.1\text{Hz thru } 20\text{kHz}$			0.5	0.8
OFFSET VOLTAGE⁽¹⁾				
Input Offset Voltage	$V_{CM} = 0\text{VDC}$		± 200	± 800
vs Temperature	$T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX}		± 4	± 7.5
Supply Rejection	$V_{CC} = \pm 10\text{V to } \pm 18\text{V}$	88	110	
vs Temperature	$T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX}	84	100	
BIAS CURRENT⁽¹⁾				
Input Bias Current	$V_{CM} = 0\text{VDC}$		± 1	± 5
OFFSET CURRENT⁽¹⁾				
Input Offset Current	$V_{CM} = 0\text{VDC}$		± 1	± 5
IMPEDANCE				
Differential			$10^{13} \parallel 1$	
Common-Mode			$10^{14} \parallel 3$	
VOLTAGE RANGE				
Common-Mode Input Range		± 16	± 11	
Common-Mode Rejection	$V_{IN} = \pm 10\text{VDC}$	92	110	
vs Temperature	$T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX}	86	100	
OPEN-LOOP GAIN, DC				



preamp



sensing plate

SENSOR KAPASITIF (1)

2. Grounding

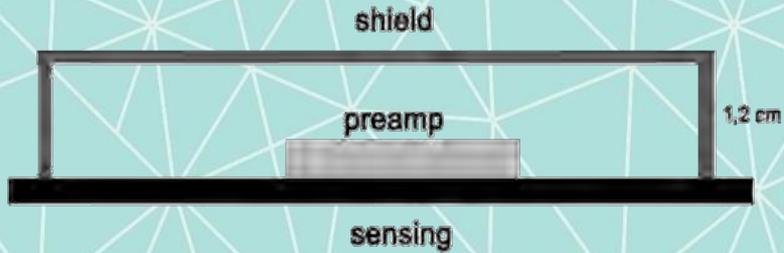


Lembaran pcb
(1mm)

Kayu (1,5cm)

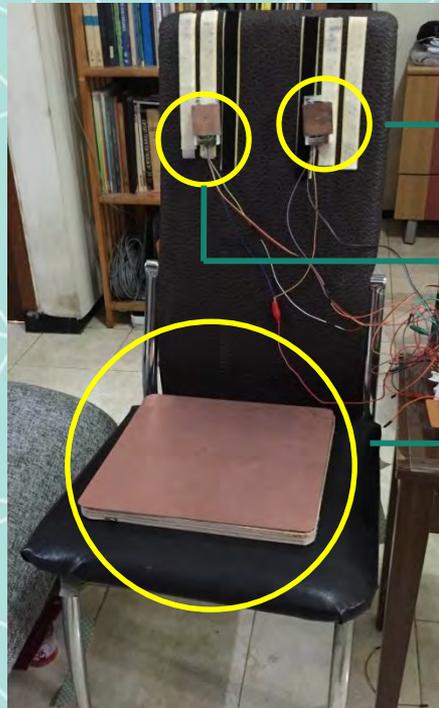
SENSOR KAPASITIF (2)

3. Shield



SENSOR KAPASITIF (3)

4. Tata Letak Kursi



**Elektroda
kapasitif**

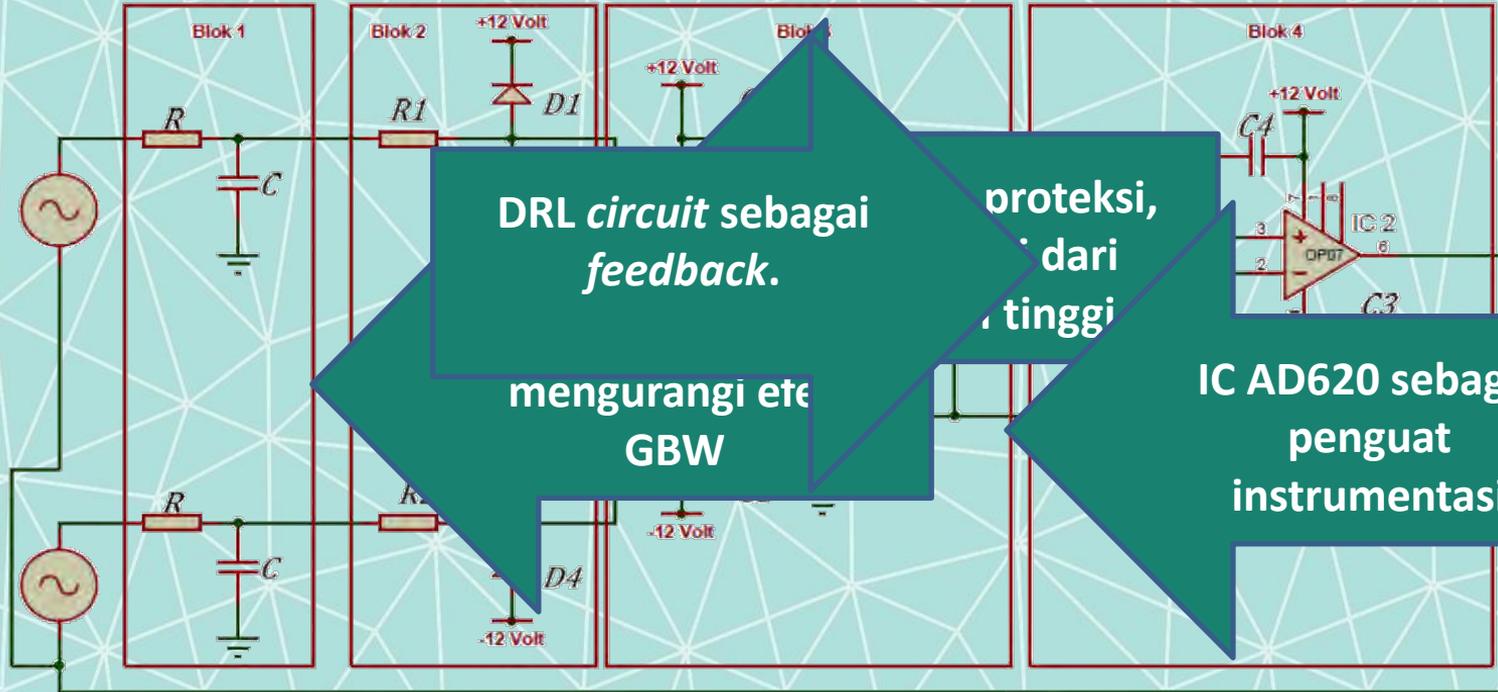
grounding



velcro

INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAF (1)

1. Penguat Instrumentasi



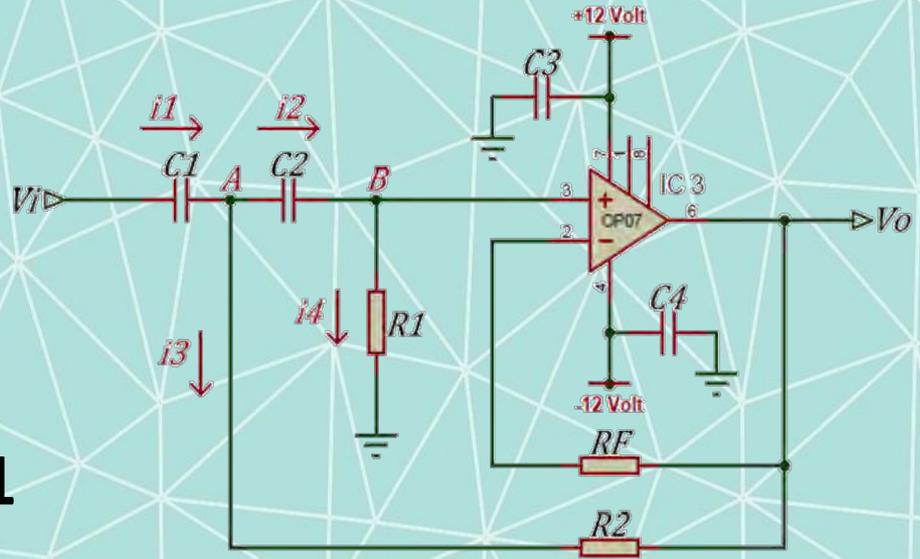
INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAF (2)

2. High Pass Filter

- Blok tegangan DC
- Cutoff 0,5 Hz

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2}}$$

- **C1 = 1 μ F, C2 = 1 μ F, R1 = 450k Ω , R2 = 220k Ω**



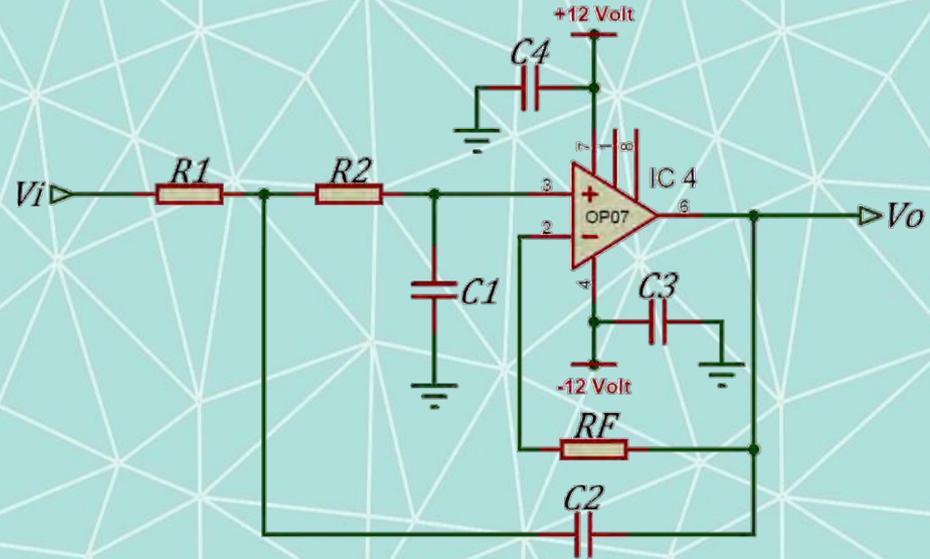
INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAF (3)

3. *Low pass filter*

- Menghilangkan informasi tidak perlu
- Cutoff 100 Hz

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2}}$$

- **C1 = 10nF, C2=20nF,**
R=R1=R2=50kΩ



INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAF (4)

4. *Band Stop Filter*

- Frekuensi tengah = 50 Hz
- Lebar *bandwidth* = 10 Hz

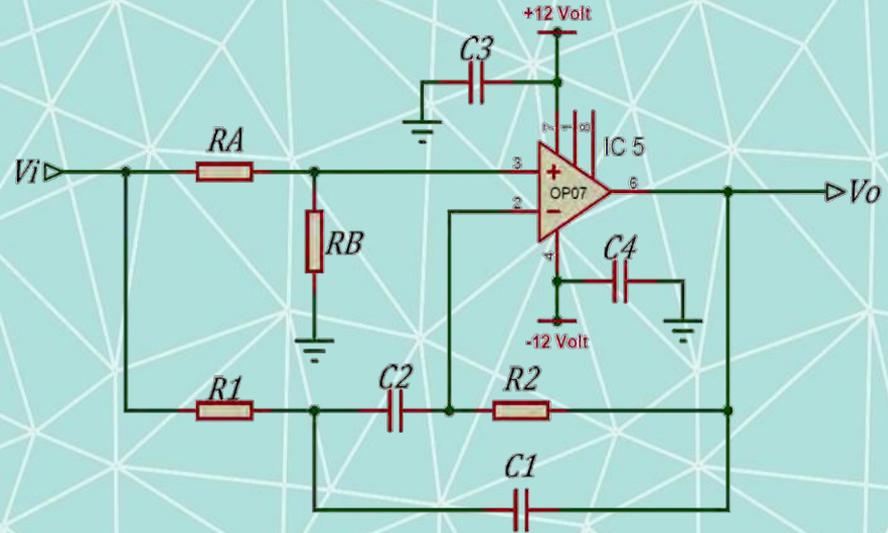
$$\omega_r = 2\pi f = 2.3,14.50 = 314$$

$$\omega_B = 2\pi f = 2.3,14.10 = 62,8$$

$$Q = \frac{\omega_r}{\omega_B} = \frac{3,14}{62,8} = 5$$

$$R_2 = \frac{2}{\omega_B \cdot C} = \frac{2}{62,8 \cdot 10 \times 10^{-9}} = \frac{2 \times 10^{-9}}{628} = 628$$

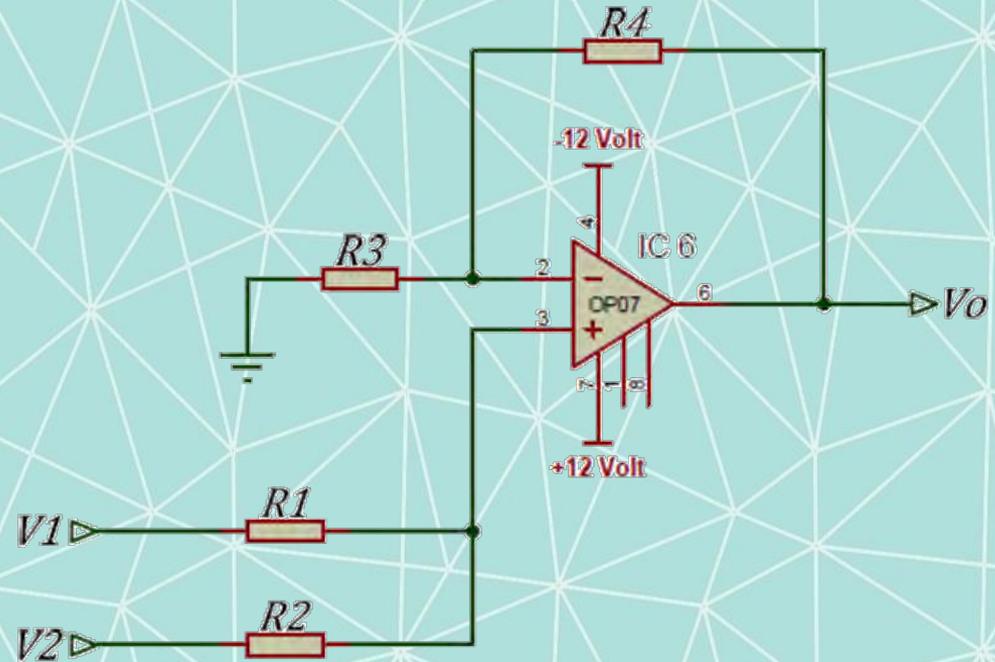
$$R_1 = \frac{R_2}{4 \cdot Q^2} = \frac{3,2 \times 10^6}{4 \cdot 5^2} = 32 \times 10^3 = 32K$$



INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAF (5)

5. Adder

- Meningkatkan tegangan agar positif



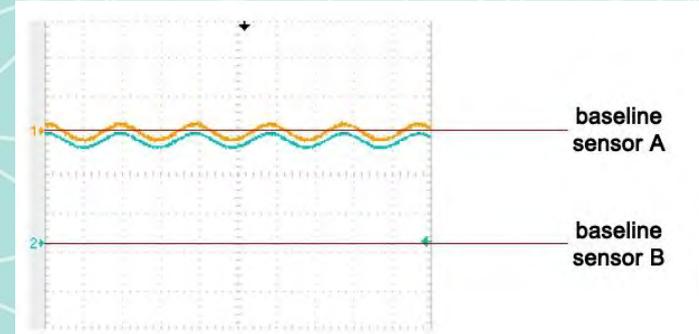
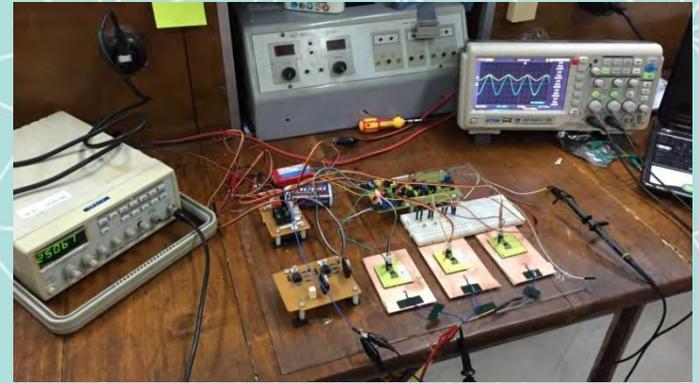
PENGUJIAN SENSOR KAPASITIF (1)

1. Pengujian Langsung

input = sinus, 500mV

Sensor	V_{\max} (mV)	V_{\min} (mV)	V_{pp} (mV)	Gain
A	-7.6	-6	1.6	3.2
B	-8.6	-6.8	1.8	3.6
C	-9	-7.4	1.6	3.2

kesimpulan : *baseline* sinyal belum stabil

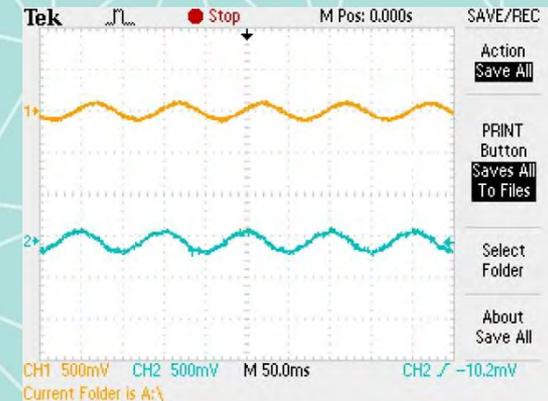


PENGUJIAN SENSOR KAPASITIF (2)

2. Pengujian Langsung dengan *coupling* kapasitor sinyal sudah berada pada *baseline*

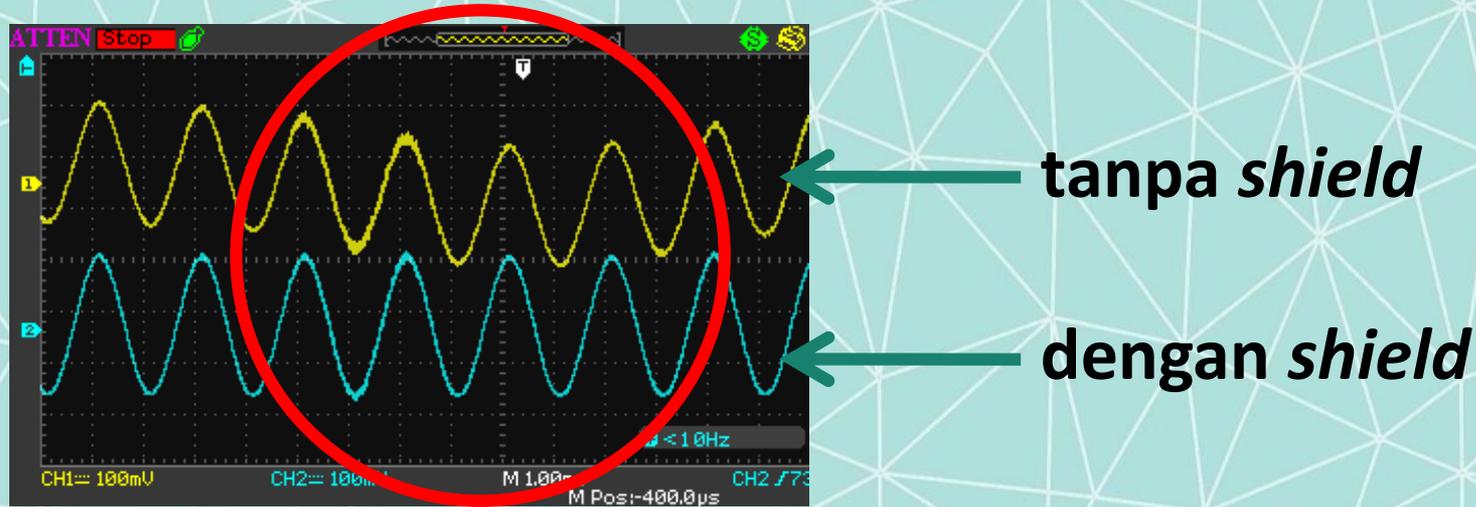
Nilai C (F)	Jenis	V _{max} (mV)	V _{min} (mV)	V _{pp} (mV)	Gain V _{max}	Gain V _{min}	Gain
0,33 nF	NP-K	40	-40	80	0,40	0,29	0,33
1 nF	NP-K	44	-56	100	0,44	0,40	0,42
5 nF	NP-K	148	-148	296	1,48	1,06	1,23
10 nF	NP-K	200	-200	400	2,00	1,43	1,67
22 nF	NP-K	208	-208	416	2,08	2,20	2,57
100 nF	NP-K	376	-360	736	3,76	2,57	3,07
1 μF	NP-K	392	-300	732	3,92	2,37	4
22 nF	NP-M	304	-300	604	3,04	2,14	2,52
33 nF	NP-M	344	-328	672	3,44	2,34	2,80
100 nF	NP-M	376	-360	736	3,76	2,57	3,07
10 μF	P-TAB	TS	TS	1000	4,17	TS	TS
47 μF	P-TAB	TS	TS	1000	4,17	TS	TS
100 μF	P-TAB	TS	TS	1000	4,17	TS	TS

Karena *gain* rata-rata 3,2-3,6 maka kapasitor 100 nF yang paling mendekati



PENGUJIAN SENSOR KAPASITIF (3)

3. Pengujian Efektivitas *Shield*

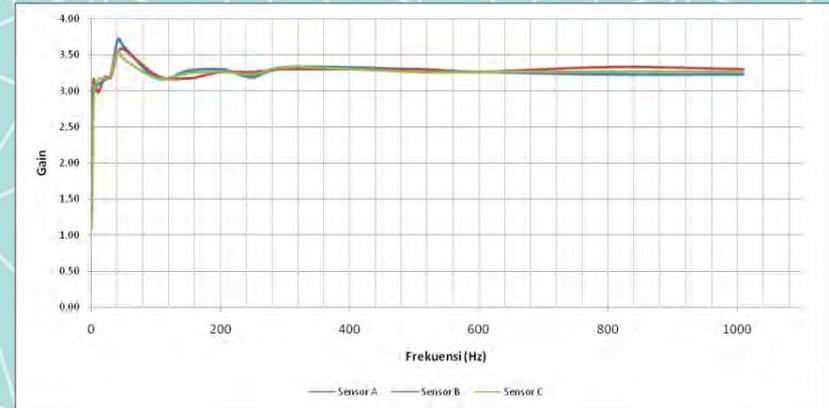


Kesimpulan : penambahan *shield* melindungi dari interferensi

PENGUJIAN SENSOR KAPASITIF (4)

4. Pengujian Sensor dengan *Shield* dan Kapasitor secara *direct* Input = sinus, 228 mV

Frekuensi (Hz)	V _{max} (mV)	V _{min} (mV)	V _{pp} (mV)	Gain
0.5	136	-144	280	1.23
1.031	212	-192	404	1.77
2.12	296	-296	592	2.60
3.09	400	-320	720	3.16
5.02	352	-344	696	3.05
10.151	352	-352	704	3.09
20.28	380	-340	720	3.16
30.15	384	-352	736	3.23
40.65	440	-408	848	3.72
50.82	424	-400	824	3.61
102.73	376	-348	724	3.18
150.22	384	-364	748	3.28
201.6	376	-376	752	3.30
250.7	376	-352	728	3.19
300.62	392	-368	760	3.33
500.91	384	-368	752	3.30
600.15	376	-368	744	3.26
800.38	376	-360	736	3.23
1009	384	-352	736	3.23

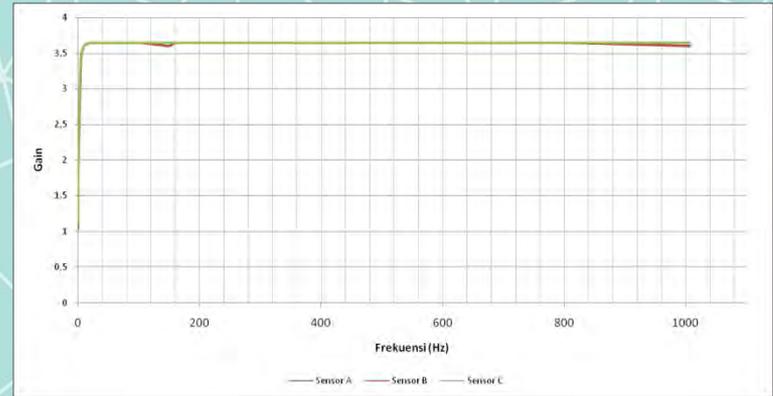


Kesimpulan : *gain* meningkat cepat pada frekuensi 0,5-100 Hz kemudian stabil

PENGUJIAN SENSOR KAPASITIF (5)

5. Pengujian Sensor dengan *Shield* dan Kapasitor secara *indirect* (kain 1mm). Input = sinus, 228 mV

Frekuensi (Hz)	V _{max} (mV)	V _{min} (mV)	V _{pp} (mV)	Gain
0.499	328	-224	552	1.104
1.0045	520	-460	980	1.96
2.17	720	-600	1320	2.64
3.09	840	-680	1520	3.04
5.055	920	-820	1740	3.48
10.066	940	-860	1800	3.6
20.01	960	-860	1820	3.64
30.7	960	-860	1820	3.64
40.43	960	-860	1820	3.64
50.7	960	-860	1820	3.64
100.75	960	-860	1820	3.64
150.15	940	-860	1800	3.6
160.78	960	-860	1820	3.64
250.68	960	-860	1820	3.64
300.19	960	-860	1820	3.64
500.7	960	-860	1820	3.64
601.5	960	-860	1820	3.64
800.4	960	-860	1820	3.64
1006.7	960	-840	1800	3.6



Kesimpulan : *gain* meningkat cepat pada frekuensi 0,5-10Hz kemudian stabil

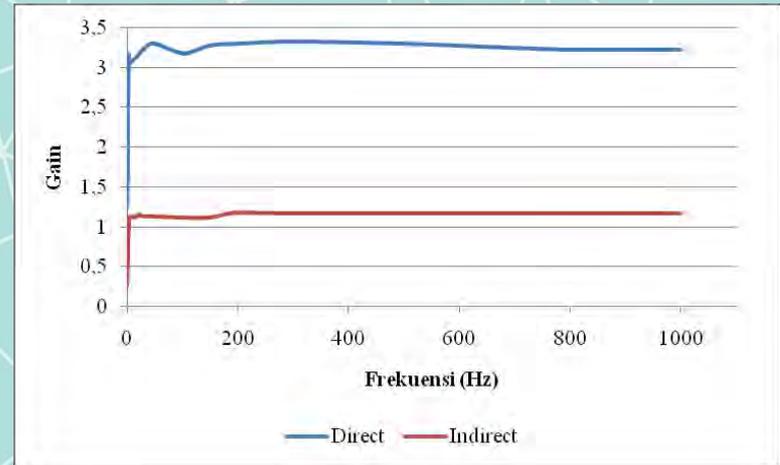
PENGUJIAN SENSOR KAPASITIF (6)

Perbandingan *direct* dan *indirect*

Tabel 1
Respon sensor terhadap perubahan frekuensi

Frekuensi (Hz)	<i>Direct</i>		<i>Indirect</i>	
	Vpp (mV) ^a	Gain	Vpp(mV) ^a	Gain
0,5	280	1,23	62	0,26
1	404	1,77	140	0,58
2	592	2,60	204	0,85
3	720	3,16	232	0,97
5	696	3,05	268	1,12
10	704	3,09	268	1,12
20	720	3,16	276	1,15
30	736	3,23	272	1,13
50	824	3,30	272	1,13
100	724	3,18	268	1,12
150	748	3,28	268	1,12
200	752	3,30	284	1,18
300	728	3,33	280	1,17
500	760	3,30	280	1,17
800	736	3,23	280	1,17
1000	736	3,23	280	1,17

^a Vpp - Voltage peak to peak (tegangan puncak ke puncak)



Kesimpulan : gain saat *indirect* menurun hingga 2,7 kali dibanding saat *direct*.

PENGUJIAN INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAFI(1)

1. Penguat Instrumentasi

Uji Penguatan

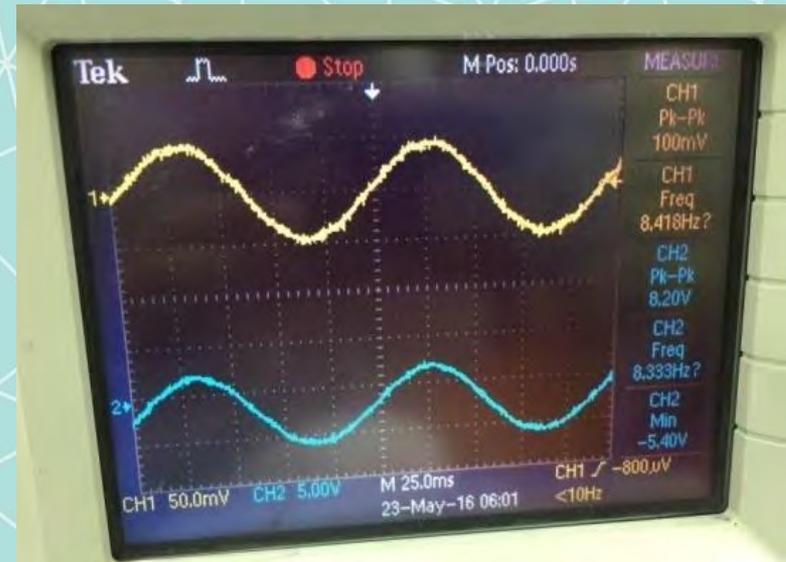
RG diatur saat 900Ω . Berdasarkan pengujian, didapatkan data $V_i=100$ mV, $V_o=8,2$ V sehingga

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} = \frac{8,2 \times 1000}{100} = 82 \text{ kali}$$

Namun jika dihitung secara teori,

$$A_v = \frac{49,4K\Omega}{900\Omega} + 1 = 55,88 \text{ kali}$$

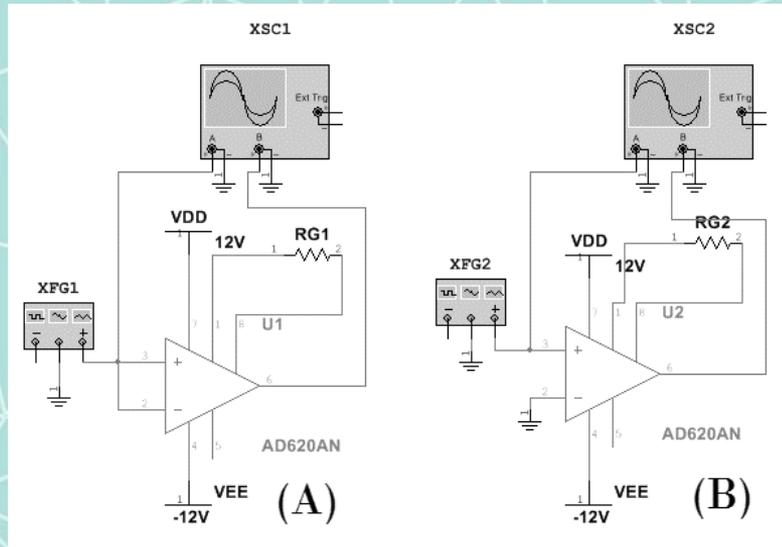
Kesimpulan : penguatan saat pengujian dan teoritis berbeda namun tidak banyak mempengaruhi kualitas sinyal



PENGUJIAN INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAFI(2)

1. Penguat Instrumentasi

Uji CMRR



No	fi (Hz)	Vd (mV)	Vc(mV)	Ad	Ac	CMRR
1	10	10400	208	50	1	33,979
2	40	10400	208	50	1	33,979
3	80	10400	208	50	1	33,979
4	100	10400	208	50	1	33,979
5	150	10400	208	50	1	33,979
6	250	10400	208	50	1	33,979
7	500	10400	208	50	1	33,979
8	1000	10400	208	50	1	33,979

Keterangan:

fi = frekuensi input (Hz)

Vd = tegangan output mode diferensial (mV)

Vc = tegangan output mode Common (mV)

Ad = penguatan diferensial (kali)

Ad = penguatan diferensial (kali)

CMRR= ratio berbanding penguatan diffrensial dan penguatan bersama (dB)

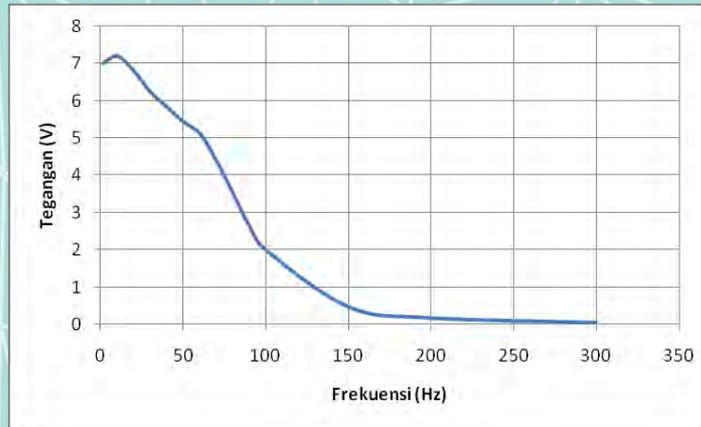
Kesimpulan : gain pada datasheet AD620=100 dB, berbeda dengan pengujian namun masih lebih baik dibandingkan konfigurasi 3 opamp

PENGUJIAN INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAFI(3)

2. Pengujian *Low Pass Filter*

input = sinus 500 mV

f_{in} (Hz)	V_{pp} (V)
1	7
10	7,2
20	6,8
30	6,24
40	5,84
50	5,44
60	5,12
70	4,4
80	3,52
90	2,64
100	2
150	0,472
200	0,176
300	0,048



***Gain filter* = 14,7378 kali**

V_{pp} max = 7,3689

V_{cutoff} = $0,707 \times 7,3689 = 5,209$ V -> antara 50 sampai 60 Hz (secara teori 100 Hz)

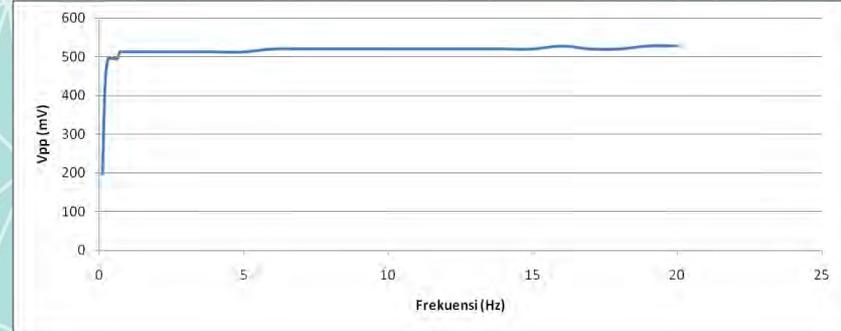
PENGUJIAN INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAFI(4)

3. Pengujian *High Pass Filter*

input = sinus 500 mV

fin (Hz)	Vpp (mV)
20	528
19	528
18	520
17	520
16	528
15	520
14	520
13	520
12	520
11	520
10	520
9	520
8	520
7	520

fin (Hz)	Vpp (mV)
6	520
5	512
4	512
3	512
2	512
1	512
0,9	512
0,8	512
0,7	512
0,6	496
0,5	496
0,4	496
0,3	496
0,2	448
0,1	196



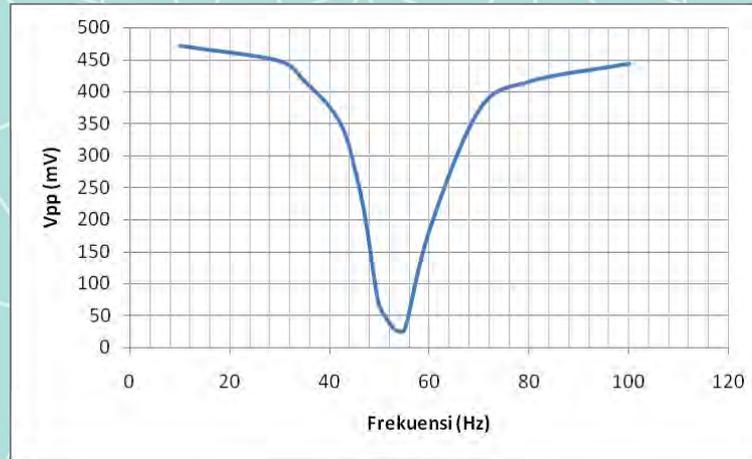
$V_{cutoff} = 0,707 \times 500Mv = 353,5mV$ -> antara 0,1 dan 0,2 Hz (secara teori 0,5 Hz)

PENGUJIAN INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAFI(5)

4. Pengujian *Band Stop Filter*

input = sinus 500 mV

f_{in} (Hz)	V_{pp} (mV)
10	472
30	448
35	416
40	376
43	336
45	280
47	208
49	104
50	64
53	28
55	28
60	184
70	372
80	416
100	444

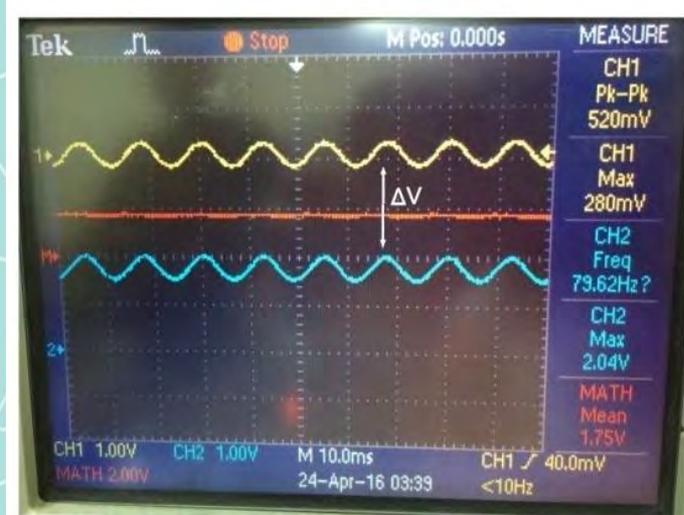


Frekuensi teredam saat 50 Hz dengan *bandwidth* 10 Hz

PENGUJIAN INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAFI(6)

5. Pengujian *Adder*

input = sinus 500 mV



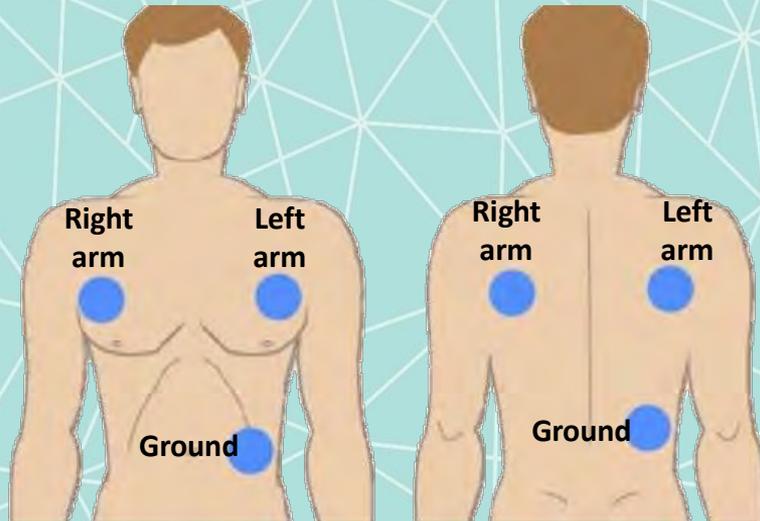
CH1 (input adder) V_{max} = 280 mV

CH2 (output adder) V_{max} = 2,04 V

CH2-CH1 = 1,75 V -> *adder* menaikkan
tegangan sebanyak 1,75 V

PENGUJIAN INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAFI(7)

6. Pengujian Sistem Instrumentasi Elektrokardiografi

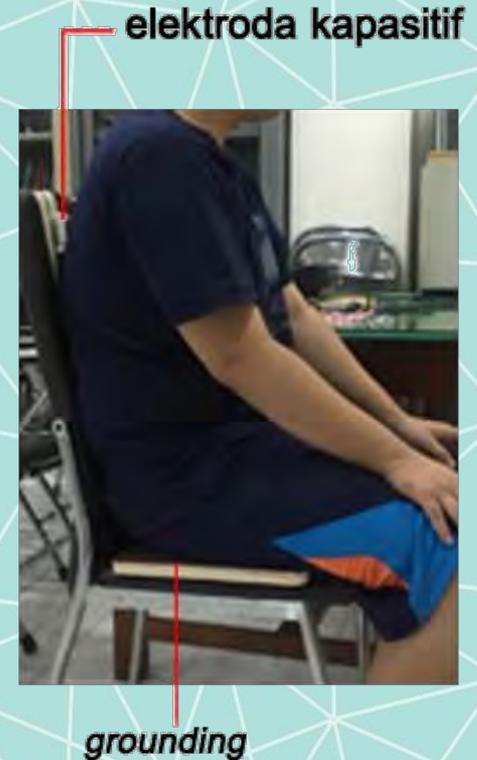


Kesimpulan : baik hasil sadapan sinyal jantung di dada maupun punggung memiliki hasil yang tidak jauh berbeda

PENGUJIAN SISTEM KESELURUHAN (1)

KONFIGURASI PENGUJIAN

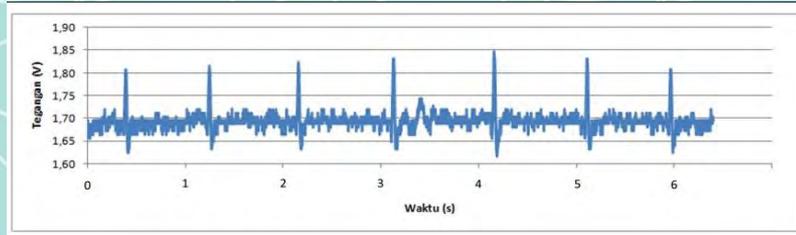
1. Subjek dalam keadaan mengenakan pakaian dan celana lengkap.
2. Elektroda pada kursi diatur mengikuti letak pemasangan elektroda di punggung.
3. Subjek duduk pada kursi dengan punggung menyentuh elektroda dan duduk menyentuh *grounding* dengan PCB.



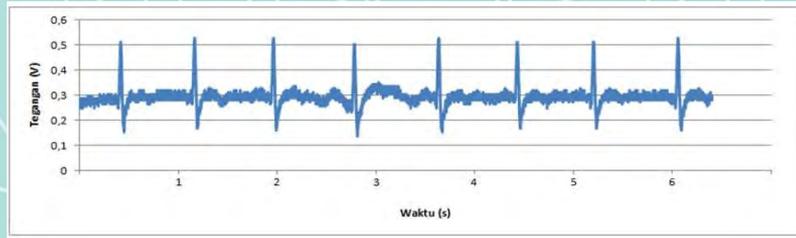
PENGUJIAN SUBJEK

SUBJEK A

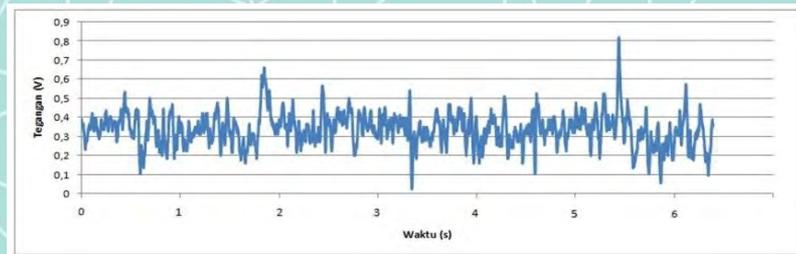
Laki-laki, 21 tahun, 100kg, sehat



direct



**Kaos katun (2mm)
dan celana jeans
(3mm)**

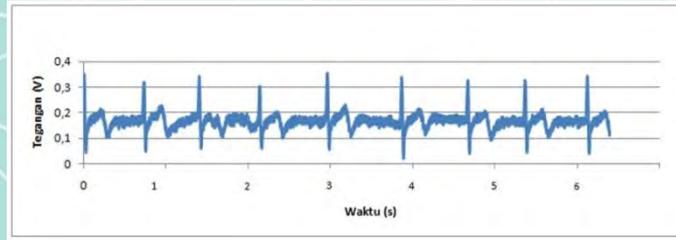


**Jaket(5mm) dan
celana jeans
(3mm)**

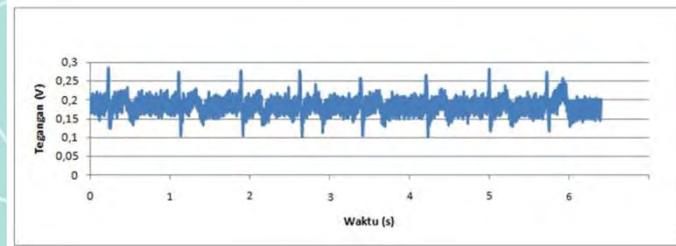
PENGUJIAN SUBJEK

SUBJEK B

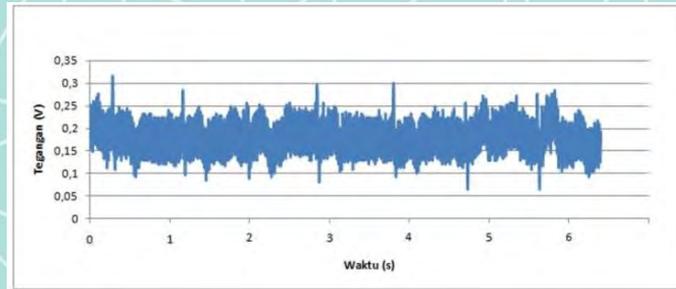
Laki-laki, 20 tahun, 75kg, sehat



direct



**Kemeja (1mm)
dan celana kain
(1mm)**

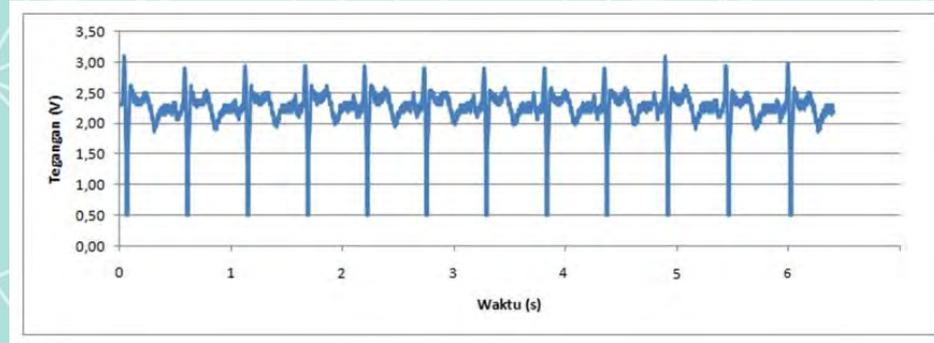


**Kaos (1,5mm)
dan celana kain
(1mm)**

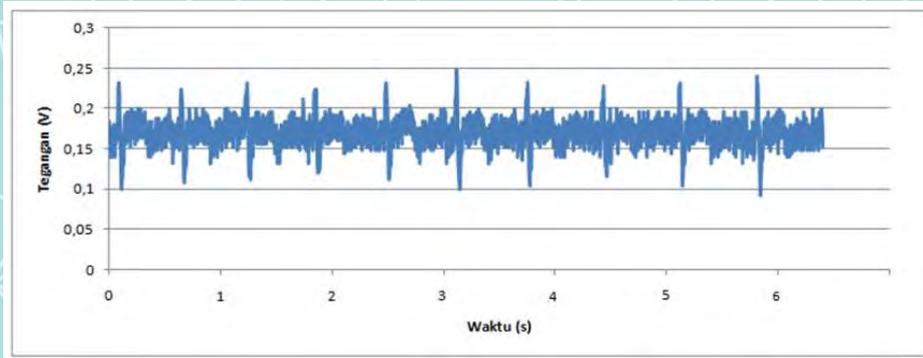
PENGUJIAN SUBJEK

SUBJEK C

Perempuan, 21 tahun, 58 kg, sehat



direct

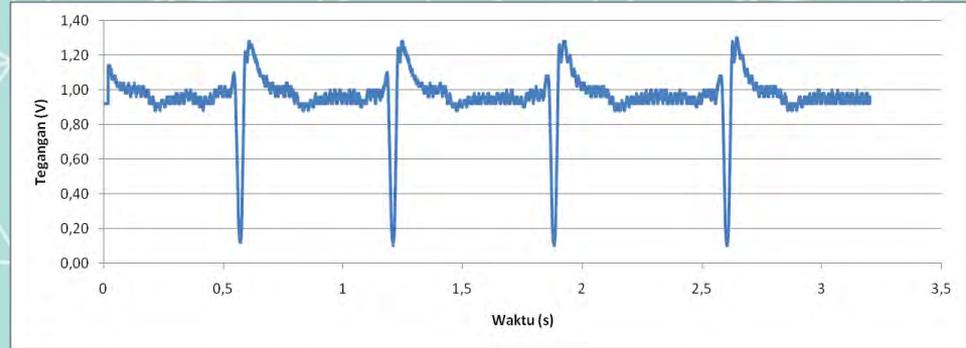


Kaos (0,5mm) dan celana jeans(2mm)

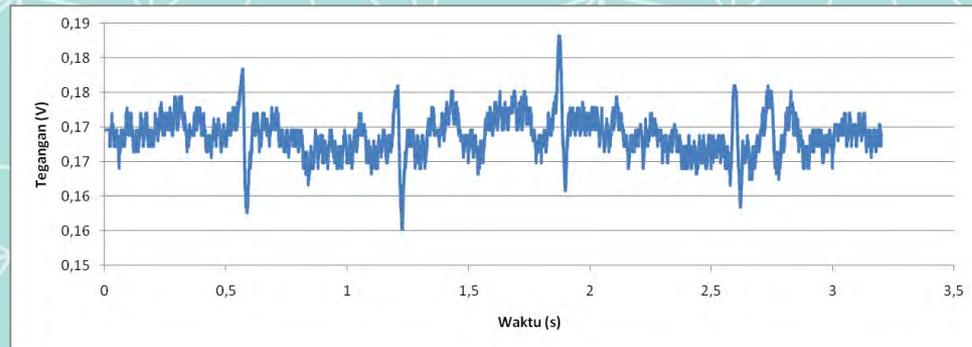
PENGUJIAN SUBJEK

SUBJEK D

Laki-laki, 21 tahun, 75kg, sehat



direct

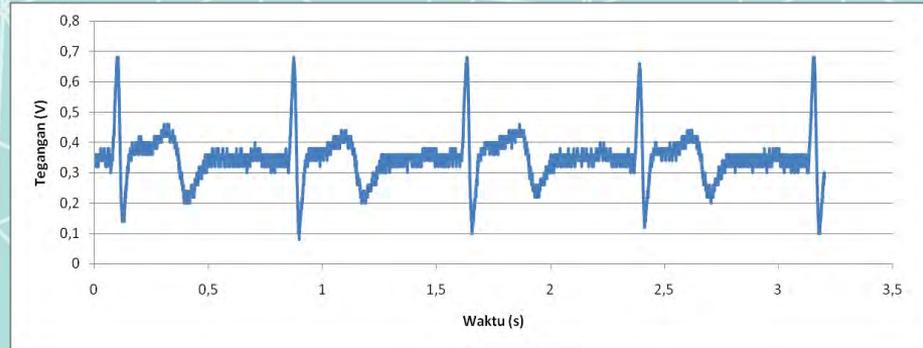


Kemeja (1mm) dan celana jeans (2mm)

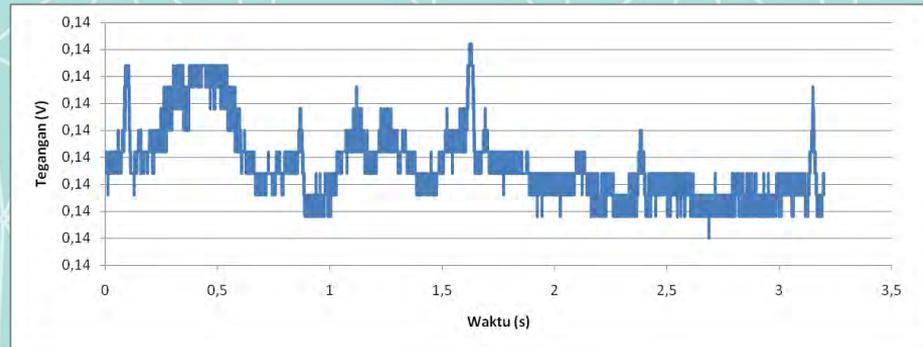
PENGUJIAN SUBJEK

SUBJEK E

Laki-laki, 21 tahun, 82kg, sehat



direct



Kaos (1,5mm) dan celana kain (1mm)

KESIMPULAN

1. Sensor kapasitif menggunakan *high input impedance* mampu menangkap sinyal jantung terutama *QRS complex* dengan jelas.
2. Kapasitor dapat digunakan sebagai *coupling* yang mampu menstabilkan *baseline* sinyal.
3. Penggunaan *shield* sangat membantu menghindarkan rangkaian dari *noise* yang berasal dari lingkungan sekitar.
4. Hasil uji respon sensor kapasitif menggunakan penghalang dapat mengurangi *gain* sensor.
5. Hasil penguatan dan CMRR pada penguat instrumentasi tidak sesuai dengan teori namun masih dapat menghasilkan sinyal yang baik.
6. Hasil pengujian *cut off* pada *high pass filter*, *low pass filter*, dan *band stop filter* menunjukkan nilai yang berbeda dengan teoritis dikarenakan filter yang digunakan merupakan filter analog.

KESIMPULAN

7. Hasil uji instrumentasi elektrokardiografi menggunakan sadapan di dada dan punggung mampu menghasilkan sinyal yang sama.
8. Instrumentasi elektrokardiografi *indirect* dengan *capacitive contact electrode* memiliki kualitas sinyal yang lebih rendah dibanding dengan metode *direct* menggunakan *disposable electrode*. Kualitas sinyal sangat bergantung dengan pakaian dan celana yang digunakan.

TERIMA KASIH