

Instrumentasi *Elektrokardiografi* dengan *Capacitive Contact Electrode* pada Kursi

Monica Regina Emilia, Achmad Arifin, dan Nada Fitriyatul Hikmah
Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)
Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111
e-mail: arifin@ee.its.ac.id

Abstrak—*Elektrokardiograf* secara konvensional menggunakan *elektroda Ag-AgCl* sebagai *conductive contact* dan kabel sebagai penghubung antara *elektroda* dengan *elektrokardiograf*. Metode yang digunakan bersifat *direct* sehingga *elektroda* melekat langsung pada kulit. Konfigurasi ini mengakibatkan ruang gerak pengguna menjadi terbatas dan dalam jangka panjang dapat menyebabkan iritasi pada kulit. Oleh karena itu, pada tugas akhir ini akan difokuskan pada perancangan Instrumentasi *Elektrokardiografi* secara *indirect* menggunakan *capacitive electrode*. *Elektroda* dibuat dengan menggunakan komponen IC dengan input impedansi tinggi sehingga sinyal jantung dapat direkam walau terhalang oleh pakaian sekalipun. *Elektroda* dibuat sejumlah 2 buah dan diletakkan pada sandaran kursi, sedangkan untuk *ground* digunakan PCB berukuran 30cmx30cm sebagai alas duduk. Ketiga sinyal ini kemudian dilewatkan pada rangkaian penguat instrumentasi, filter dan *baseline restoration* untuk menguatkan dan menghilangkan komponen sinyal yang tidak diperlukan. Dari pengujian yang telah dilakukan, sinyal QRS complex dapat terdeteksi dengan jelas. Kualitas sinyal yang dihasilkan sangat bergantung dari pakaian yang digunakan. Oleh karena itu *capacitive electrode* memiliki peluang yang besar untuk dijadikan sebagai *elektroda* alternatif yang bisa digunakan dalam jangka panjang.

Kata Kunci—*capacitive electrode, elektrokardiograf, indirect, jantung*

I. PENDAHULUAN

JANTUNG adalah bagian tubuh manusia yang memiliki peran sangat vital. Informasi dari sinyal jantung dapat digunakan sebagai alat untuk menentukan kondisi kesehatan seseorang secara keseluruhan. Namun, tidak banyak orang menyadari pentingnya mengetahui kondisi kesehatan jantung mereka, sehingga ketika mereka merasakan ada sesuatu yang tidak wajar, mereka hanya membiarkan sakit tersebut berlarut-larut hingga akhirnya membahayakan nyawa. Faktanya, data dari WHO menyebutkan bahwa pada tahun 2012, 31% kematian di dunia disebabkan oleh penyakit kardiovaskular [1].

Seiring dengan semakin berkembangnya teknologi, sinyal jantung saat ini dapat dipantau melalui alat yang disebut dengan *elektrokardiograf*. *Elektrokardiograf* konvensional yang banyak digunakan sampai saat ini masih bersifat "fixed-on-body" dimana *elektroda* tersebut terhubung secara *direct* dengan kulit pengguna. *Elektroda* ini dapat menghasilkan sinyal jantung dengan kualitas baik. Namun konfigurasi ini kurang cocok untuk digunakan untuk jangka panjang karena

dapat mengurangi ruang gerak pengguna dan menyebabkan iritasi pada kulit.

Belakangan telah banyak dikembangkan metode pemantauan sinyal jantung menggunakan *elektrokardiograf* menggunakan *capacitive electrode* yang diletakkan pada benda yang berkaitan erat dengan aktivitas sehari-hari manusia seperti kursi [2], kasur[3], [4], *bathub*[5], dan tempat duduk toilet[6]. Sistem ini mampu menangkap sinyal jantung secara *indirect* sehingga tidak memerlukan kontak secara langsung dengan kulit pengguna.

Oleh karena itu, dirancang sebuah instrumentasi *elektrokardiografi* dengan *capacitive contact electrode* dengan harapan hasil dari penelitian ini dapat menjadi *elektroda* alternatif untuk instrumentasi *elektrokardiografi* yang dapat digunakan dalam jangka panjang.

II. DESAIN SISTEM

Desain *hardware* pada kursi dapat dilihat pada Gambar 1. Dua buah *elektroda* kapasitif diletakkan pada sandaran kursi segaris dengan sadapan *left arm* dan *right arm* pada dada dan sebuah lembaran pcb pada alas duduk sebagai *ground*. Ketiga sinyal ini kemudian dilewatkan pada rangkaian penguat instrumentasi untuk dikuatkan dan filter untuk menghilangkan informasi sinyal yang tidak dibutuhkan. Selain itu, untuk menjaga sinyal agar tetap stabil ditambahkan rangkaian *baseline restoration*. Selanjutnya sinyal dilewatkan pada rangkaian *non inverting adder* untuk menaikkan tegangan agar bisa terbaca oleh *mikrokontroler*.

A. *Elektroda Kapasitif*

Elektroda kapasitif dibuat menggunakan *dual layer* PCB berukuran 4cmx4cm setebal 1 mm dimana salah satu sisi berfungsi sebagai *sensing* dan terhubung dengan sisi lainnya yang merupakan *preamp*. IC yang digunakan pada *preamp* merupakan OPA124U yang memiliki input impedansi tinggi. Pada input juga diletakkan resistor 1GΩ secara seri sebanyak 3 buah yang dihubungkan dengan *ground* sebagai *bias current*. Skematik rangkaian ditunjukkan pada Gambar 2. Sensor kapasitif sangat dipengaruhi besarnya kapasitansi pakaian yang ditunjukkan pada Persamaan (1).

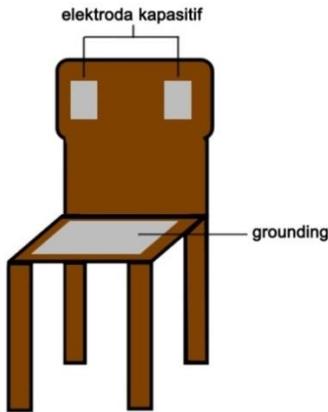
$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} \quad (1)$$

dimana :

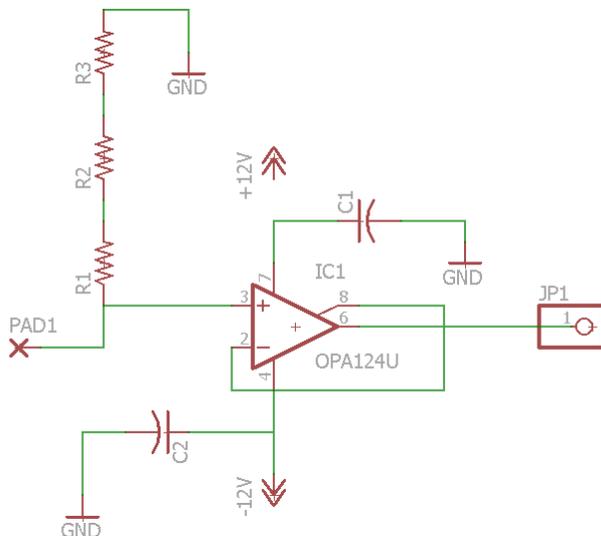
C = kapasitansi (F)

ϵ_0 = permitivitas ruang hampa ($8,85418781 \cdot 10^{-12} \text{ Fm}^{-1}$)

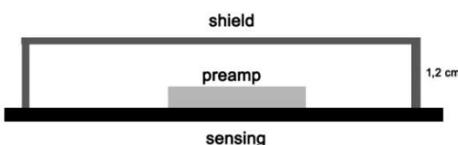
ϵ_r = konstanta dielektrik pakaian yang digunakan
 A = luasan permukaan yang bersentuhan (m)
 d = jarak antara elektroda dengan permukaan kulit (m)



Gambar 1. Konfigurasi pada kursi



Gambar 2. Skematik capacitive electrode



Gambar 3. Konfigurasi elektroda

B. Shield

Shield berfungsi untuk melindungi rangkaian dari noise yang berasal dari lingkungan sekitar. Bahan yang digunakan adalah kertas karton yang dibentuk menyerupai tudung dan dibungkus dengan aluminium foil dan diletakkan menutupi rangkaian seperti pada Gambar 3. Shield dihubungkan dengan ground.

C. Grounding

Pada grounding digunakan one-layer PCB berukuran 30cmx30cm setebal 1mm yang diletakkan diatas tempat duduk. Untuk menjaga ketahanan PCB terhadap beban tubuh, diberikan kayu berukuran 30cmx30cm setebal 1,5cm sebagai pembatas antara kursi dengan PCB.

D. Penguat Instrumentasi

Rangkaian penguat instrumentasi terdiri atas 4 bagian utama yaitu low pass filter untuk mengurangi efek gain bandwidth rangkaian op amp, rangkaian proteksi melindungi rangkaian dari tegangan tinggi, rangkaian penguat menggunakan AD620 dan rangkaian drive right leg yang berfungsi memberikan feedback. Nilai penguatan dari AD620 bisa didapatkan dengan memvariasikan nilai R_G seperti pada Persamaan (2).

$$Gain = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \tag{2}$$

E. Filter

Filter digunakan untuk menghilangkan frekuensi sinyal yang tidak dibutuhkan. Filter yang digunakan antara lain low pass filter dan high pass filter dengan pass band 0,5-100 Hz dan band stop filter 50 Hz untuk menghilangkan frekuensi jala-jala.

F. Baseline Restoration

Baseline restoration digunakan untuk menstabilkan sinyal akibat dari pergerakan subjek, interferensi sinyal dari lingkungan, dan berbagai faktor lainnya.

G. Penjumlah tak Membalik (Adder)

Rangkaian penjumlah tak membalik (adder) bertujuan untuk menaikkan sinyal ECG sehingga range dari sinyal yang tadinya negatif menjadi positif dan bisa terbaca oleh mikrokontroler.

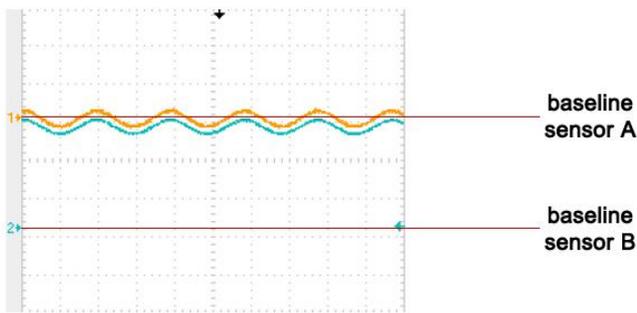
H. ADC

Analog to Digital Converter yang digunakan berasal dari Mikrokontroler STM32F429. Hasil sinyal ditampilkan pada layar mikrokontroler.

III. HASIL DAN DISKUSI

A. Pengujian Elektroda Kapasitif

Pengujian elektroda dilakukan dengan mengalirkan sinyal sinus dengan amplitudo 250mV dari function generator menuju ke bagian sensing pada elektroda secara langsung tanpa penghalang. Sensor diberi label Sensor A dan Sensor B. Respon dari dua buah sensor menunjukkan penguatan sensor sebesar 3,2. Namun baseline sinyal tidak stabil seperti pada Gambar 4 dan nilai tegangan maksimum dan minimum yang terus berubah-ubah dengan amplitudo 800 mV. Oleh karena itu, ditambahkan kapasitor sebagai coupling untuk memblok tegangan DC. Pengujian dilakukan dengan menggunakan berbagai tipe dan nilai kapasitor. Hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 1. Dari pengujian yang dilakukan, kapasitor yang baik untuk digunakan sebagai coupling adalah kapasitor nonpolar karena kapasitor polar tidak mampu memblok tegangan DC. Kapasitor yang dipilih merupakan kapasitor 100 nF karena kapasitor tersebut menjaga gain tetap stabil.

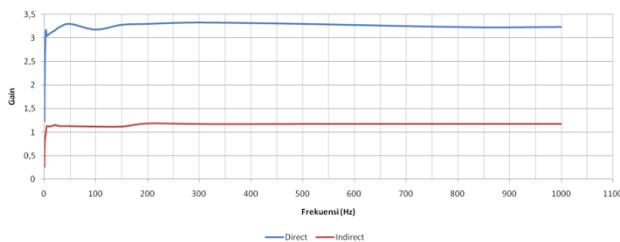


Gambar 4 Baseline yang berbeda untuk sensor A dan sensor B

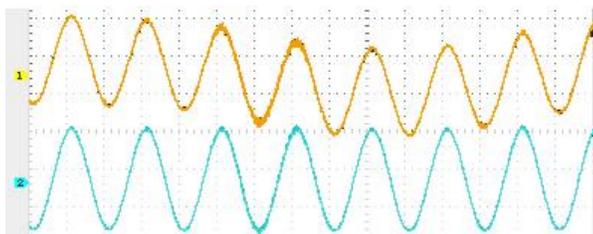
Tabel 1
Respon sensor dengan *coupling kapasitor*

Jenis Kapasitor	Nilai Kapasitor (F)	Sensor A		Sensor B	
		Vpp (mV)	Gain	Vpp (mV)	Gain
Non Polar	10 n	0,392	1,63	0,420	1,75
Non Polar	100 n	0,760	3,17	0,780	3,25
Non Polar	1 μ	0,780	3,25	0,780	3,25
Polar	10 μ	0,800	TS ^a	0,800	TS ^a
Polar	47 μ	0,800	TS ^a	0,800	TS ^a

^aTS = tidak stabil



Gambar 5. Respon sensor pengujian *direct* dan *indirect*



Gambar 6. Perbandingan tanpa *shield* (atas) dan dengan *shield* (bawah)

Selanjutnya, respon sensor diuji terhadap perubahan frekuensi dalam 2 kondisi yaitu *direct* dan *indirect* dengan penghalang kain dengan tebal 1mm. Input yang diberikan berupa sinyal sinus dengan amplitudo 228mV. Hasil pengujian pada Gambar 5 menunjukkan bahwa *gain* saat kondisi *indirect* menurun hingga 2,7 kali dibandingkan saat kondisi *direct*.

B. Pengujian Shield

Pengujian *shield* dilakukan dengan memberikan interferensi berupa jari dengan jarak 1 cm dari rangkaian. Hasil pada Gambar 6 menunjukkan bahwa *shield* dapat melindungi rangkaian dari interferensi sinyal dari luar sehingga sinyal yang dihasilkan menjadi lebih stabil.

C. Pengujian Penguat Instrumentasi

Pengujian meliputi pengujian penguatan dan *Common Mode Reject Ratio* pada IC AD620. Uji penguatan bertujuan

untuk membandingkan penguatan secara teoritis dengan saat pengukuran langsung. Percobaan dilakukan saat $R_G=900\Omega$. Pengujian dilakukan dengan pengaturan $V_{in}=100$ mV. Nilai $V_{out}=8,2V$ sehingga:

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

$$A_{v_{teoritis}} = \frac{V_o}{V_i} = \frac{8,2 \times 1000}{100} = 55,8 \text{ kali}$$

Sedangkan uji CMRR bertujuan untuk mengukur kemampuan IC untuk *reject* sinyal yang tidak diinginkan. Pengujian dilakukan dengan memvariasikan frekuensi dan dicari nilai penguatan saat *common mode* dan *differential mode*. *Common mode* merupakan keadaan dimana nilai tegangan pada input positif dan negatif adalah sama.

Tabel 2
Pengujian CMRR AD620

f _i (Hz)	V _d (mV) ^a	V _c (mV) ^b	A _d ^c	A _c ^c	CMRR ^d
10	10400	208	50	1	33,979
100	10400	208	50	1	33,979
250	10400	208	50	1	33,979
500	10400	208	50	1	33,979
1000	10400	208	50	1	33,979

^aV_d-Tegangan keluaran *differential mode*

^bV_c-Tegangan keluaran *common mode*

^cA_d-Penguatan *differential mode*

^dA_c-Penguatan *common mode*

Sedangkan *differential mode* merupakan keadaan dimana input positif dialiri tegangan sedangkan input negatif diarahkan menuju *ground*. Hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 2. Berdasarkan pengujian, nilai CMRR yang didapatkan sebesar 33,979. Hasil ini berbeda jauh dengan yang tertulis pada *datasheet* yaitu sebesar 1000. Ketidaksesuaian CMRR IC dengan *datasheet* dapat menyebabkan IC meloloskan dan menguatkan komponen sinyal yang tidak dibutuhkan.

D. Pengujian Filter

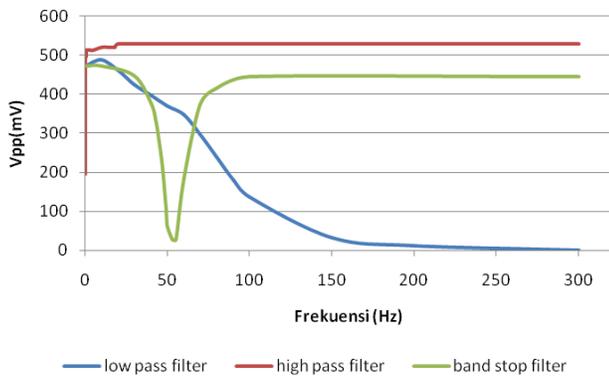
Filter yang digunakan meliputi *low pass filter*, *high pass filter*, dan *band stop filter*. Sinyal input berupa sinyal sinus dengan amplitudo 500 mV dengan variasi berupa frekuensi. Hasil pengujian filter ditunjukkan pada Gambar 9.

E. Pengujian Baseline Restoration

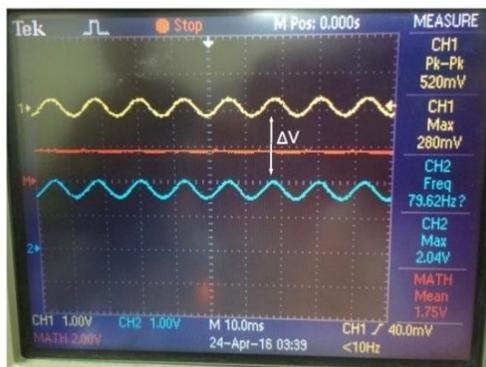
Pengujian *baseline restoration* dilakukan dengan menentukan batas atas dan batas bawah dari masing-masing opamp. Batas atas diatur pada angka +2V dan batas bawah pada -2V. Hasil pengujian menunjukkan bahwa saat tegangan input berada dibawah -2V, maka *relay* akan *on* dan membuat kapasitor *discharge* lebih cepat dan membuat sinyal kembali ke *baseline*. Sedangkan saat tegangan berada pada *range* -2V sampai dengan +2V, *relay off* karena sinyal masih berada pada *baseline*. Kemudian saat tegangan berada diatas +2V, *relay* kembali ON dan membuat kapasitor *discharge* lebih cepat dan sinyal kembali ke *baseline*.

F. Pengujian Adder

Penambahan rangkaian *adder* bertujuan menaikkan level tegangan sinyal agar dapat dibaca oleh *mikrokontroler*. Pengujian dilakukan dengan input sinyal sinus 520 mV. Dari pengujian yang didapatkan didapat selisih 1,75V sehingga tegangan dinaikkan sebanyak 1,75V ke atas.



Gambar 7. Respon filter terhadap perubahan frekuensi



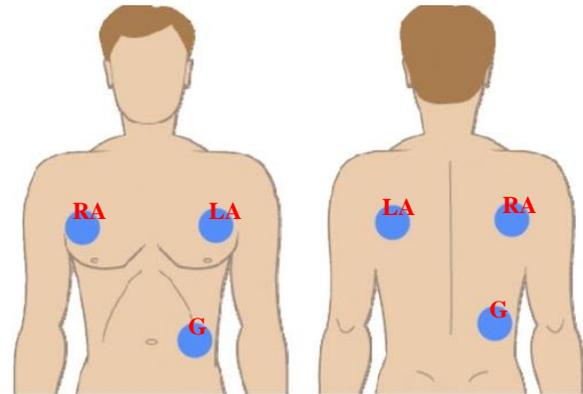
Gambar 8. Pengujian Adder

G. Pengujian Rangkaian Instrumentasi

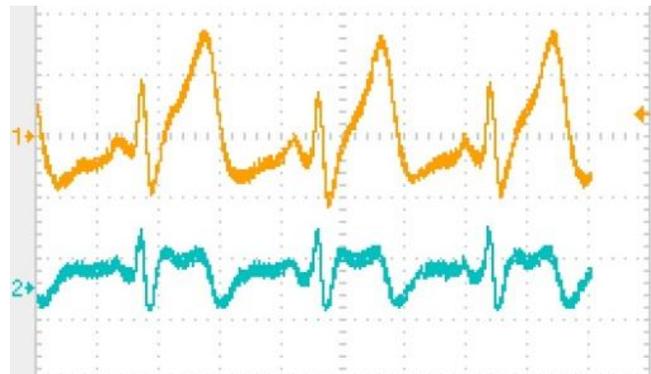
Rangkaian instrumentasi terdiri atas rangkaian penguat instrumentasi, filter, *baseline restoration* dan *adder*. Pengujian dilakukan menggunakan subjek secara langsung untuk mengetahui efektivitas penggunaan rangkaian baik melalui sadapan pada dada maupun pada punggung. Pengujian dilakukan menggunakan *disposable electrode*. Peletakan elektroda di punggung sama seperti dengan di dada namun ditembuskan ke belakang seperti pada Gambar 9. Hasil pengujian ditunjukkan pada Gambar 10.

H. Pengujian Sistem Keseluruhan

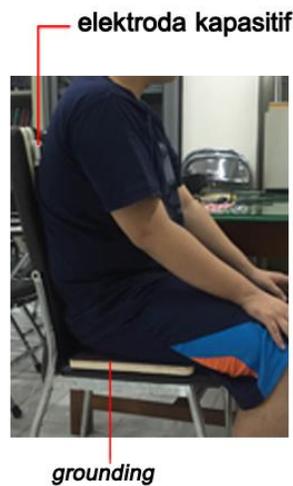
Pengujian sistem keseluruhan meliputi sensor yang dihubungkan dengan rangkaian instrumentasi *elektrokardiogram*. Pengujian dilakukan dengan kondisi subjek menggunakan pakaian dan celana lengkap dan duduk di kursi. Elektroda diletakkan lurus dengan titik sadapan *left arm (LA)* dan *right arm (RA)* pada bagian dada.



Gambar 9. Ilustrasi peletakan elektroda di dada dan punggung

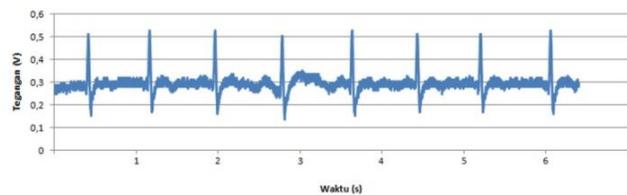


Gambar 10. Hasil pengujian sadapan dada (atas) dan punggung (bawah)

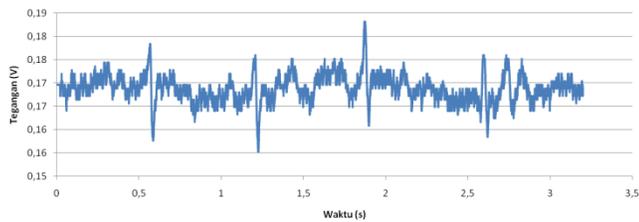


Gambar 11. Konfigurasi pengujian subjek

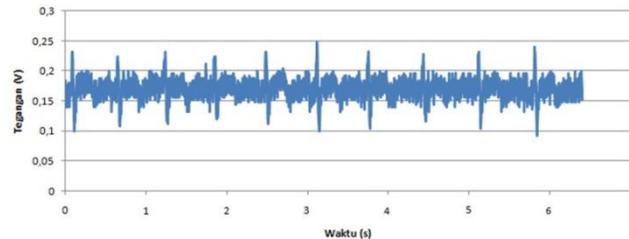
Pengujian dilakukan pada 3 subjek dengan variabel ketebalan pakaian.



Gambar 12. Subjek menggunakan kemeja (1mm)



Gambar 13. Subjek menggunakan kaos katun (2mm)



Gambar 14. Subjek menggunakan jaket (3mm)

Dari pengujian yang dilakukan dapat dilihat bahwa QRS *complex* untuk setiap kondisi pakaian masih dapat terdeteksi dengan baik. Namun semakin tebal pakaian yang digunakan, semakin rendah pula kualitas sinyal yang dihasilkan. Hal ini dikarenakan semakin jauh jarak antara *elektroda* dengan permukaan kulit, semakin banyak *noise* yang tertangkap dan ikut terekam.

IV. KESIMPULAN

Instrumentasi *elektrokardiogram* menggunakan *capacitive electrode* tidak memerlukan kontak langsung dengan kulit pengguna. Metode ini menggunakan *elektroda* yang diletakkan pada sandaran kursi dan *grounding* pada alas duduk. Kualitas sinyal yang dihasilkan masih dibawah sinyal dengan metode *direct* menggunakan *disposable electrode* dan bergantung dengan pakaian yang digunakan. Namun QRS *complex* masih dapat dideteksi dengan baik sehingga metode ini berpotensi untuk digunakan sebagai instrumen *elektrokardiografi* yang nyaman untuk digunakan sehari-hari.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] World Health Organization, Januari 2015. "*Cardiovascular Disease*". <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>>. Februari 2016.
- [2] Lim, Yong Gyu., Kim, Ko Keun., Park, Kwang Suk., Mei 2006. "*ECG Measurement on a Chair Without Conductive Contact*". IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol. 53, No. 5.
- [3] M. Ishijima, Juni 1993. "*Monitoring of Electrocardiograms in Bed Without Utilizing Body Surface Electrodes*". IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol. 40, PP. 573-579.
- [4] Lim, Yong Gyu., Kim, Ko Keun., Park, Kwang Suk., April 2007. "*ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin-Contact*". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 54, No.4.
- [5] Lim, Yong Gyu., Kim, Ko Keun., Park, Kwang Suk., September 2004 "*ECG Measurement in The Bathub Using The Insulated Electrodes*", Proceeding 26th Annual IEEE EMBS Conference in San Fransisco, pp.2383-2385.
- [6] Lim, Yong Gyu., Kim, Ko Keun., Park, Kwang Suk., September 2004. "*The Electrically Noncontacting ECG Measurement on The Toilet Seat Using The Capacitively-Coupled Insulated Electrodes*". Proceeding 26th Annual IEEE EMBS Conference in San Fransisco, pp.2375-2378.