

Jurnal ***Rekayasa Elektrika***

VOLUME 13 NOMOR 3

DESEMBER 2017

**Algoritma Interpolasi Nearest-Neighbor untuk Pendeteksian Sampul
Pulsa Oscilometri Menggunakan Mikrokontroller** 145-151

Firdaus

JRE	Vol. 13	No. 3	Hal 119–190	Banda Aceh, Desember 2017	ISSN. 1412-4785 e-ISSN. 2252-620X
-----	---------	-------	-------------	------------------------------	--------------------------------------

Algoritma Interpolasi Nearest-Neighbor untuk Pendeteksian Sampul Pulsa Oscilometri Menggunakan Mikrokontroler

Firdaus
Politeknik Negeri Padang
Jl. Kampus Limau Manis, Padang 25164
e-mail: mrdauz@yahoo.com

Abstrak—Pengukur tekanan darah non-invasif sudah banyak tersedia di pasaran. Sebagian besar perangkat tersebut menggunakan prinsip oscilometri yang menyimpan dan menganalisa bentuk gelombang oscilometri selama manset mengempis untuk mendapatkan tekanan arteri rata-rata, tekanan darah sistolik, dan tekanan darah diastolik. Nilai tekanan tersebut ditentukan dari sampel bentuk gelombang oscilometri. Beberapa metode untuk mendeteksi sampel pulsa oscilometri tersebut memakai algoritma yang kompleks dan membutuhkan memori berkapasitas besar sehingga sulit diproses oleh sistem embedded yang memiliki memori berkapasitas kecil. Metoda sederhana seperti interpolasi nearest-neighbor diterapkan untuk mendeteksi sampel pulsa oscilometri pada pengukuran tekanan darah non-invasif dengan menggunakan mikrokontroler ATmega328. Percobaan menghasilkan waktu rata-rata 59 detik untuk memproses perhitungan dan 3,6% rata-rata persentase kesalahan dalam pengukuran tekanan darah.

Kata kunci: tekanan darah, sampel pulsa oscilometri, nearest-neighbor, mikrokontroler

abstract—Non-invasive blood pressure measurement devices are widely available in the marketplace. Most of these devices use the oscillometric principle that store and analyze oscillometric waveforms during cuff deflation to obtain mean arterial pressure, systolic blood pressure and diastolic blood pressure. Those pressure values are determined from the oscillometric waveform envelope. Several methods to detect the envelope of oscillometric pulses utilize a complex algorithm that requires a large capacity memory and certainly difficult to process by a low memory capacity embedded system. A simple nearest-neighbor interpolation method is applied for oscillometric pulse envelope detection in non-invasive blood pressure measurement using microcontroller such ATmega328. The experiment yields 59 seconds average time to process the computation with 3.6% average percent error in blood pressure measurement.

Keywords: blood pressure, nearest-neighbor, oscillometry, envelope, microcontroller

Copyright © 2017 Jurnal Rekayasa Elektrika. All right reserved

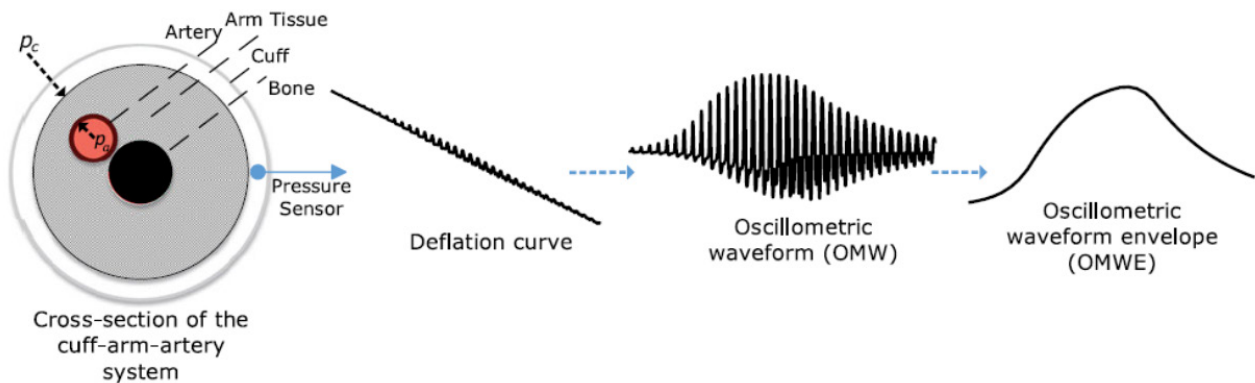
I. PENDAHULUAN

Saat ini alat pengukur tekanan darah non-invasif sudah banyak tersedia di pasaran dengan harga yang terjangkau dan mudah cara pengoperasiannya. Sebagian besar perangkat tersebut menggunakan prinsip oscilometri yang menyimpan dan menganalisa bentuk gelombang oscilometri selama manset mengempis untuk mendapatkan tekanan arteri rata-rata (MAP), tekanan darah sistolik (SBP) dan tekanan darah diastolik (DBP). Nilai tekanan tersebut ditentukan dari sampel bentuk gelombang oscilometri (OWE) dan ada beberapa metode yang digunakan untuk membentuknya seperti curve-fitting [1], [3], fungsi non-linear khusus [2], integrasi dan diferensiasi pada sinyal [4], *maximum slope* [11] dan neural-network [5].

Komputasi yang terdapat di dalam setiap metode tersebut di atas diproses oleh komputer seperti salah satunya melalui aplikasi akuisisi data LabView [8]. Karena

kompleksitas dan kebutuhan kapasitas memori yang besar maka sistem *embedded* berkapasitas memori kecil tidak dapat melakukannya. Sebagai contoh beberapa pengukur tekanan darah non-invasif yang terdapat di pasaran seperti merk OMRON model HEM7203 menggunakan chip khusus sebagai prosesornya dengan kode 1322 15CX3 330 147 sedangkan merk Medline memiliki chip berkode BPM GYDA A03 438A203 dan chip-chip tersebut tidak dijual bebas karena memang menjadi kebutuhan internal manufaktur. Oleh karena itu tujuan dari penelitian ini adalah menerapkan metode interpolasi *nearest-neighbor* untuk mendeteksi sampel pulsa oscilometri dengan menggunakan mikrokontroler yang tentunya mudah didapat di pasaran.

Untuk mendapatkan nilai SBP dan DBP, digunakanlah algoritma amplitudo maksimum (MAA) dan metode rasio karakteristik berkisar dari 0,5 sampai 0,8 [12]. Selanjutnya hasil akhir dibandingkan dengan alat ukur tekanan darah



Gambar 1. Proses pembentukan gelombang dan sampul osilometri [15]

komersial seperti Dr Care HL888 (KEMENKES RI AKL 20501510858) untuk memverifikasi keakuratannya.

II. STUDI PUSTAKA

A. Mikrokontroler

Mikrokontroler adalah mikrokomputer yang dikemas dalam sebuah chip tunggal dimana di dalamnya terdapat prosesor, memori dan peripheral yang dapat dikonfigurasi. Frekuensi *clock* mikrokontroler modern bisa mencapai 100 MHz, ini menentukan kecepatan proses eksekusi perintah dan data yang dilakukan mikrokontroler tersebut. Beberapa mikrokontroler yang sangat populer adalah *Programmable Interface Controller* (PIC) dari *Microchip*, *Alf and Vegard RISC (AVR)* dan *Advanced RISC Machines (ARM)* dari *Atmel* [13]. Salah satu mikrokontroler yang handal dan banyak tersedia di pasaran adalah AVR ATmega328 [14]. Mikrokontroler ini paling sering digunakan dalam riset di dunia pendidikan setelah diproduksi dalam sebuah modul atau *board open source* Arduino Uno.

B. Pengukuran Tekanan Darah Non-Invasif dengan Metode Oscilometri

Sebuah manset diletakkan di lengan atas atau pergelangan tangan kemudian dipompa hingga mencapai tekanan *suprasystolic*. Lalu manset dikempiskan perlahan hingga mencapai tekanan *subdiastolic* dan secara bersamaan sinyal osilasi tekanan atau pulsa osilometri yang terjadi di dalam manset disimpan ke dalam memori prosesor [15].

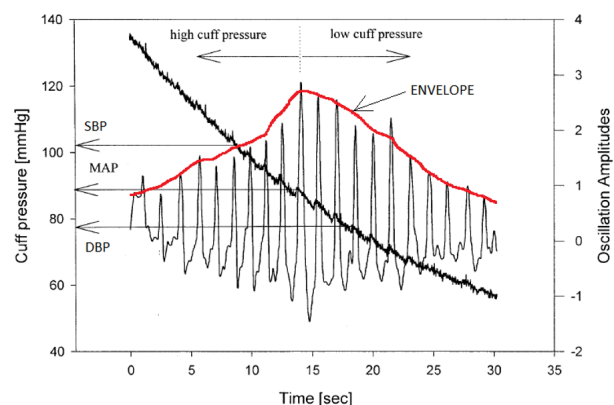
Gambar 1 memberikan ilustrasi komponen utama sistem osilometri yaitu arteri, manset, dan lengan. Input sistem adalah tekanan dari dalam manset dan tekanan darah intraarterial. Ketika manset dipompa, tekanan yang terjadi dikirimkan melalui jaringan lunak lengan ke dinding arterial sehingga daerah lumen arteri mengecil dan menjadi sempit serta tersumbat. Selama manset dikempiskan perlahan, daerah lumen arteri membesar hingga benar-benar terbuka pada saat tekanan manset sangat rendah [15].

Pulsa osilometri (*deflation curve*) pada Gambar 1 yang disimpan saat manset dikempiskan memiliki dua komponen yaitu komponen yang berubah secara lambat dikarenakan tekanan manset yang diberikan dan pulsa yang disebabkan oleh tekanan arterial. Pulsa ini diekstrak dari pulsa osilometri menjadi gelombang osilometri (*oscillometric waveform*) dan dianalisa untuk mengestimasi MAP, SBP, dan DBP setelah diperoleh sampel gelombang tersebut (*oscillometric waveform envelope*) [15].

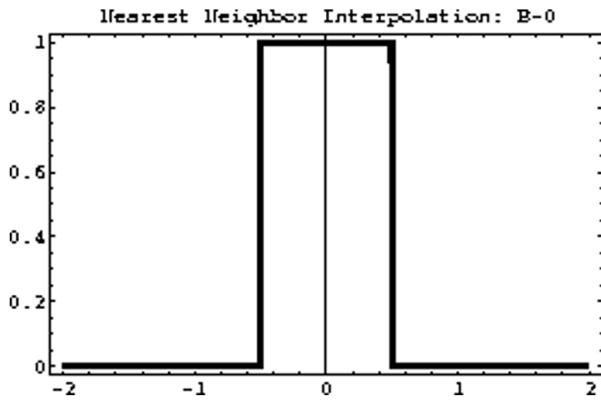
Sampul gelombang osilometri digunakan untuk menemukan puncak pulsa osilometri dimana nilai puncak ini adalah nilai MAP [16]. Sementara nilai DBP dan SBP ditentukan melalui rasio berkisar dari 0,5 sampai 0,8 terhadap MAP [12]. Nilai hasil proses rasio dicari di sampel gelombang osilometri dan apabila ditemukan, maka nilai SBP dan DBP adalah nilai tekanan manset (*cuff pressure*) saat terjadi secara bersamaan dengan nilai rasio tadi seperti terlihat pada Gambar 2.

C. Interpolasi Nearest-Neighbor

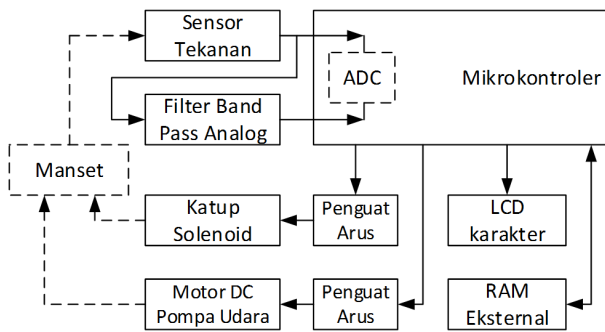
Nearest-neighbor adalah metode interpolasi praktis dan sederhana dengan membuat beberapa titik baru di dekat titik yang diketahui nilainya [10]. Gambar 3 menjelaskan metode tersebut dimana posisi titik yang diketahui adalah n . Nilai titik baru yang akan dibuat melalui fungsi W berada



Gambar 2. Penentuan MAP, SBP, dan DBP dari sampel gelombang dan pulsa osilometri [16]



Gambar 3. Hasil interpolasi Nearest-neighbor [17]



Gambar 4. Diagram blok perangkat keras

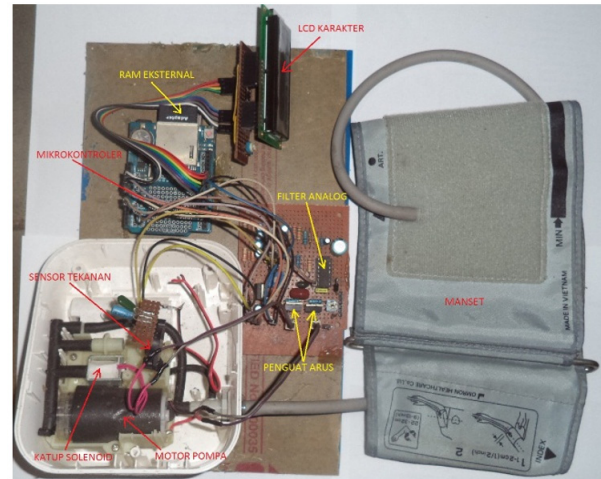
pada posisi dalam rentang x tertentu dengan memberikan nilai yang sama dengan nilai titik yang diketahui posisinya tadi seperti yang dijelaskan pada Persamaan (1) [17].

$$W(x, n) = \begin{cases} 1, & \text{untuk } n - 0,5 \leq x < n + 0,5 \\ 0, & \text{lainnya} \end{cases} \quad (1)$$

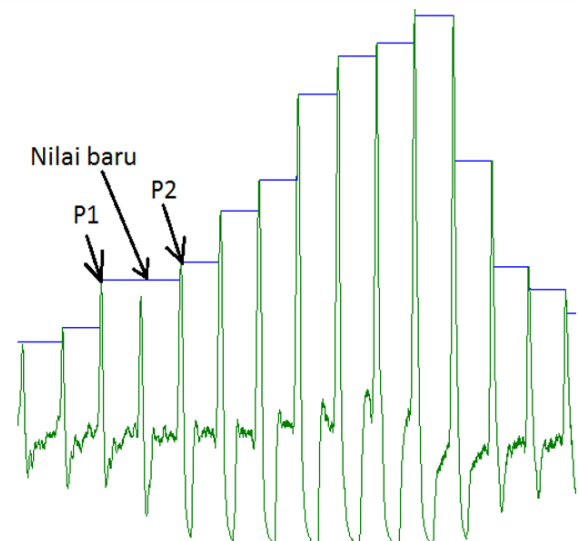
III. METODE

Sistem yang dibuat terdiri dari perangkat keras dan perangkat lunak. Bagian perangkat keras terdiri dari manset, sensor tekanan MPX5050, filter *band-pass* analog dengan *cut-off* frekuensi rendah 0,48 Hz dan *cut-off* frekuensi tinggi 4,8 Hz [7], katup solenoid 6 volt, motor dc 6 volt pemompa udara, penguat arus power mosfet IRF520, LCD 16 x 2 karakter, RAM eksternal micro SD dan mikrokontroler 8-bit ATmega328 dengan ADC internal seperti yang tertera pada Gambar 4 dan Gambar 5.

Pengukuran dimulai saat Mikrokontroler menyalakan solenoid untuk menutup katup pembuangan dan memompa udara menggunakan motor dc ke dalam manset yang dipasang di lengan atas. Mikrokontroler memonitor tekanan manset melalui sensor tekanan yang datanya disampling dengan *rate* 250 sps. Jika mencapai sekitar 200 mmHg pompa udara dihentikan lalu manset dibiarkan mengempis sekitar 3-5 mmHg per detik [9]. Gelombang oscilometri terbentuk selama manset dikempiskan baik yang langsung dari sensor maupun yang telah difilter, sehingga kedua sinyal tersebut harus disimpan oleh mikrokontroler ke dalam RAM eksternal sebelum diproses



Gambar 5. Prototipe pengukur tekanan darah non-invasif



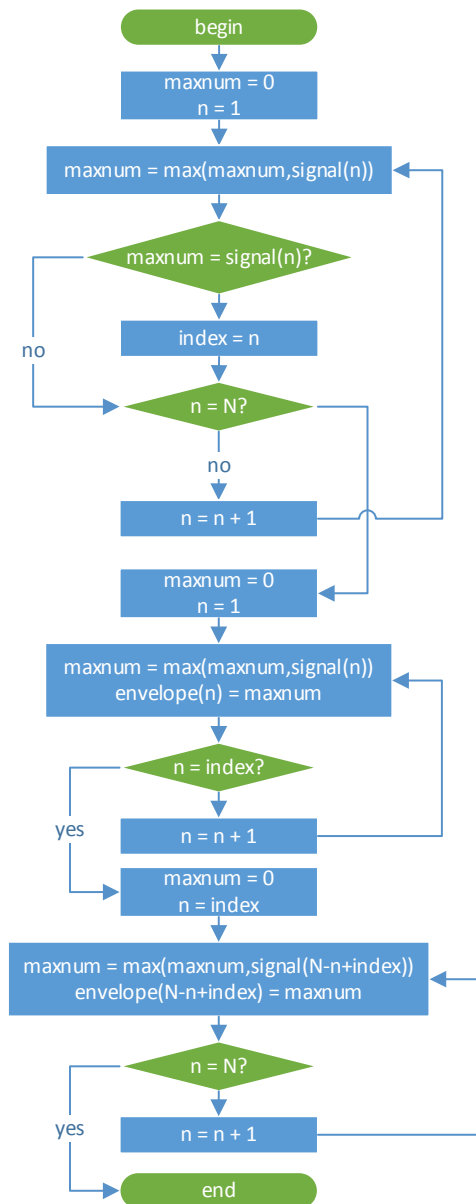
Gambar 6. Interpolasi nearest-neighbor pada sinyal oscilometri yang menghasilkan sampul pulsa

dengan menggunakan algoritma di dalam *firmware*. Hasil akhir nilai SBP dan DBP kemudian ditampilkan pada karakter LCD.

Sinyal yang telah difilter digunakan untuk mendeteksi sampul pulsa oscilometri, oleh karena itu sinyal ini diambil lagi dari RAM eksternal dan diproses menggunakan algoritma interpolasi *nearest-neighbor* seperti ditunjukkan pada Gambar 6 dan Gambar 7 di bawah ini. Nilai titik yang diketahui yaitu nilai puncak sinyal oscilometri P_1 akan disamakan dengan nilai baru W yang akan dibuat dimana posisi nilai baru yaitu x berada diantara posisi P_1 (X_{P1}) dan P_2 (X_{P2}) seperti yang dijelaskan pada Persamaan (2).

$$W(x, P_1) = P_1 \text{ untuk } x_{P1} < x < x_{P2}. \quad (2)$$

Nilai hasil interpolasi kemudian disimpan kembali dalam tipe data yang sama yaitu bilangan bulat integer, sehingga tidak membuat ukuran memori bertambah secara drastis. Hal ini berbeda dengan algoritma lain yang mengumpulkan beberapa nilai maksimum lokal terlebih dahulu kemudian dibagi dengan 9 untuk mendapatkan nilai interpolasi yang baru [6]. Hasil pembagian atau nilai rata-rata tersebut adalah bilangan pecahan yang bertipe



Gambar 7. Algoritma pendeteksian sampel

Tabel 1. Perbandingan data pengukuran

L/P	U	No	Alat (mmHg)		HL888 (mmHg)		Error (%)		Wkt (s)
			SBP	DBP	SBP	DBP	SBP	DBP	
L	40	1	111	72	109	70	1.8	2.9	58
		2	116	65	119	68	2.5	4.4	56
		3	118	69	120	71	1.7	2.8	59
L	46	1	117	68	115	70	1.7	2.9	55
		2	119	68	117	72	1.7	5.5	56
		3	122	71	120	73	1.6	2.7	50
P	71	1	159	74	155	78	2.6	5.1	65
		2	162	79	159	78	1.9	1.3	68
		3	163	76	158	78	3.2	2.5	66
P	21	1	125	64	122	65	2.5	1.5	57
		2	119	65	120	78	1.7	16.7	58
		3	120	68	121	79	0.8	14	57

data *float* yang membutuhkan dua kali lipat kapasitas memori dari tipe data integer.

Algoritma dimulai dengan menemukan nilai maksimum global (MAP) dan indeksnya dalam sinyal yang difilter. Indeks tersebut digunakan sebagai batas jumlah iterasi dalam proses pendeteksian nilai maksimum lokal. Nilai maksimum lokal pulsa oskilometri menjadi nilai titik terinterpolasi dan dari nilai inilah sampel terdeteksi. Ada dua urutan proses pembentukan sampel, pertama dibuat selama iterasi dari indeks pertama ke indeks MAP, yang kedua dibuat saat iterasi dari indeks terakhir ke indeks MAP. Untuk menentukan SBP dan DBP, digunakanlah rasio 0,6 dan 0,8.

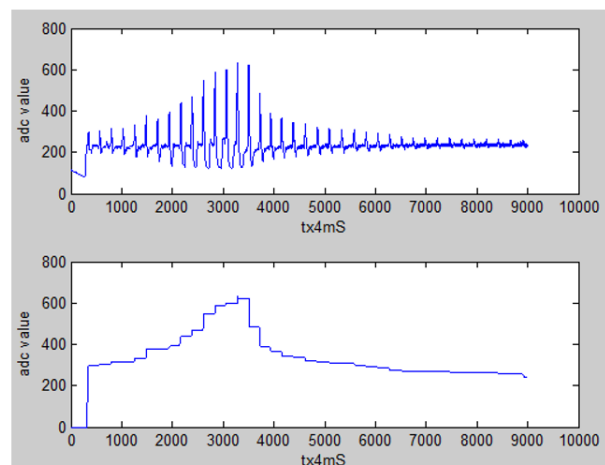
IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Metode Pengukuran tekanan darah dilakukan terlebih dahulu dengan menggunakan sistem yang dibuat dan setelah 5 menit berlalu hal yang sama dilakukan lagi dengan menggunakan alat ukur tekanan darah komersial HL888. Setiap pengukuran diulang tiga kali ke beberapa orang yang berbeda usia.

Waktu komputasi yang dilakukan oleh alat ukur tekanan darah referensi HL888 diukur dengan menggunakan *stop watch* dimulai dari saat katup pembuangan udaranya dibuka penuh hingga tampil nilai SBP dan DBP pada layar tampilan. Hasil yang diperoleh pada setiap pengukuran kurang dari 0,5 detik.

Untuk melihat proses algoritma, keluaran filter dan sinyal sampel ditampilkan di monitor komputer, sedangkan nilai SBP dan DBP secara langsung dapat dibaca melalui LCD karakter. Hasil pengukuran ditunjukkan pada Tabel 1.

Gambar 8 adalah bentuk sinyal hasil filter berupa pulsa oskilometri dan sinyal sampel dari seorang pria berumur 40 tahun. Pengambilan sinyal yang berlangsung selama 36,48 detik menghasilkan sampel sebanyak 9120 buah dengan nilai MAP dari konversi ADC 10 bit sebesar 625. Dari sinyal sampel yang didapatkan dapat ditentukan nilai SBP dan DBP sebesar 111/72 mmHg. Pengukuran dilakukan

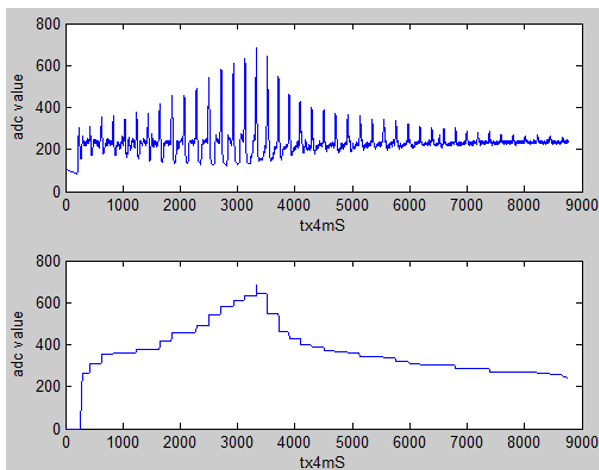


Gambar 8. Sinyal oskilometri dan sampel dari pria (40) dengan SBP/DBP 111/72 mmHg

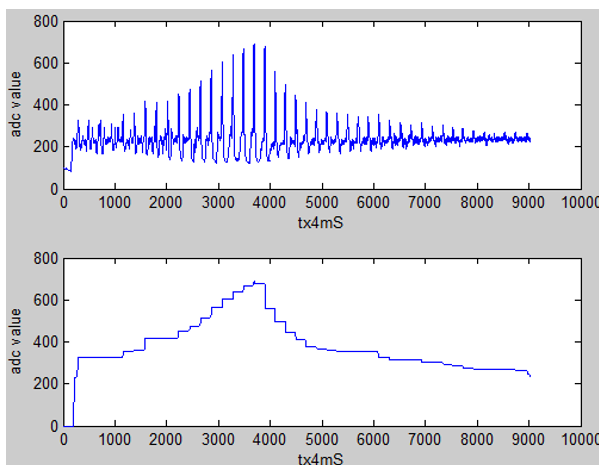
dua kali lagi pada orang yang sama dan dihasilkan sinyal hasil filter dan sinyal sampel seperti pada Gambar 9 dan Gambar 10.

Gambar 11 menunjukkan bentuk sinyal hasil filter yaitu pulsa oscilometri dan sinyal sampel dari seorang pria berumur 46 tahun. Pengambilan sinyal selama 33,6 detik menghasilkan sampel sebanyak 8402 buah dengan nilai MAP hasil konversi ADC sebesar 750. Dari sinyal sampel yang diperoleh ditentukan nilai SBP dan DBP sebesar 117/68 mmHg. Pengukuran dilakukan kembali sebanyak dua kali pada orang yang sama dan menghasilkan sinyal terfilter dan sinyal sampel yang ditunjukkan pada Gambar 12 dan Gambar 13.

Ilustrasi pada Gambar 14 adalah bentuk sinyal hasil filter berupa pulsa oscilometri dan sinyal sampel dari seorang wanita berumur 71 tahun. Pengambilan sinyal berlangsung selama 40,6 detik menghasilkan sampel sebanyak 10150 buah dengan nilai MAP dari konversi ADC 10 bit sebesar 785. Dari sinyal sampel yang didapatkan dapat ditentukan nilai SBP dan DBP sebesar 159/74 mmHg. Pengukuran dilakukan dua kali lagi pada orang yang sama dan dihasilkan sinyal hasil filter dan sinyal sampel seperti pada Gambar 15 dan Gambar 16.

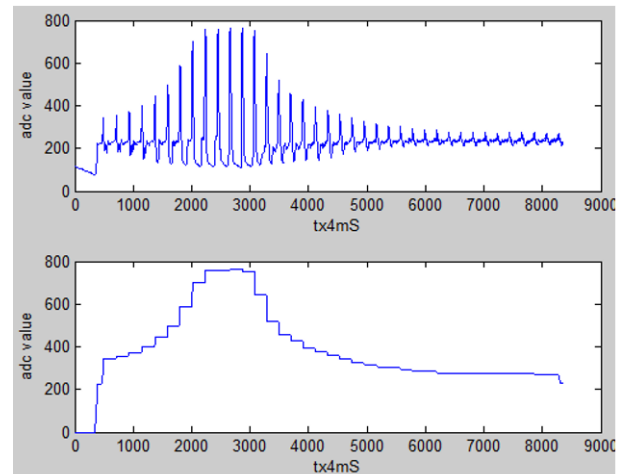


Gambar 9. Sinyal oscilometri dan sampel dari pria (40) dengan SBP/DBP 116/65 mmHg

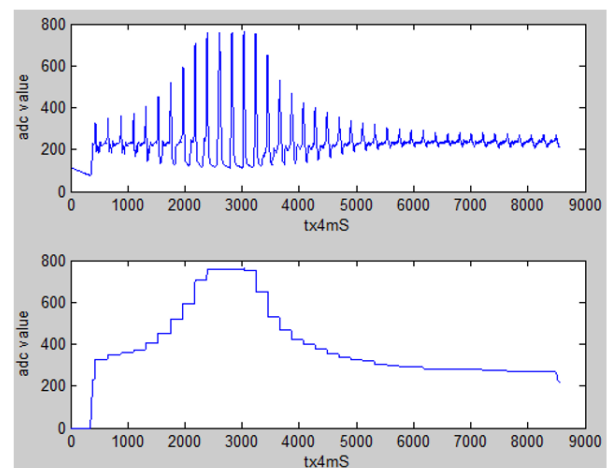


Gambar 10. Sinyal oscilometri dan sampel dari pria (40) dengan SBP/DBP 118/69 mmHg

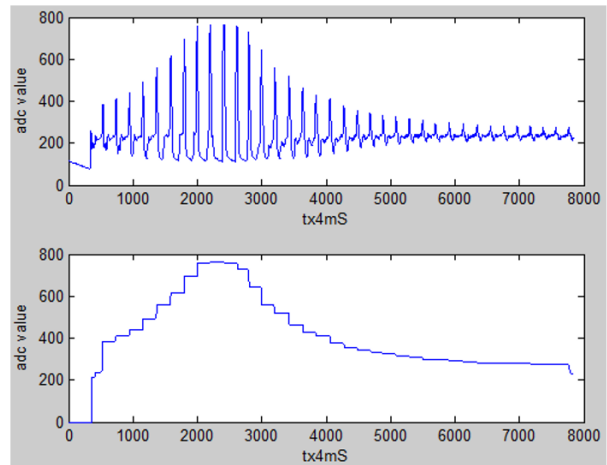
Gambar 17 mendeskripsikan bentuk sinyal hasil filter yaitu pulsa oscilometri dan sinyal sampel dari seorang wanita berumur 21 tahun. Pengambilan sinyal selama 33,52 detik menghasilkan sampel sebanyak 8380 buah dengan nilai MAP hasil konversi ADC sebesar 576.



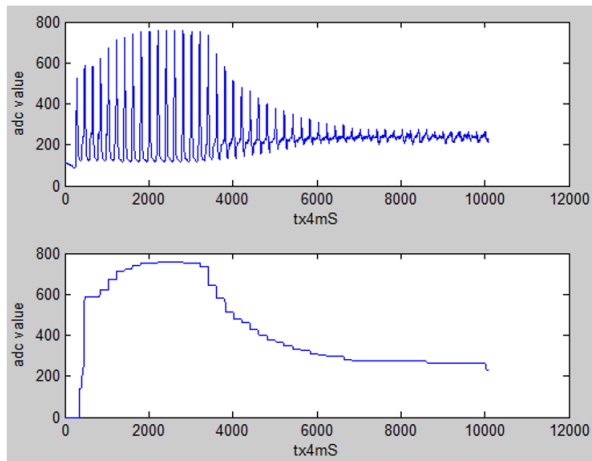
Gambar 11. Sinyal oscilometri dan sampel dari pria (46) dengan SBP/DBP 117/68 mmHg



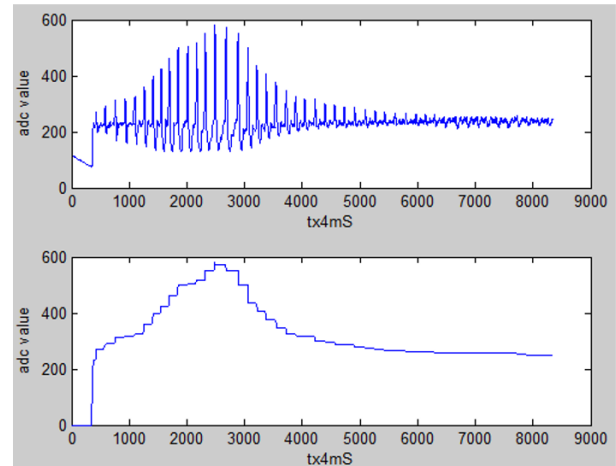
Gambar 12. Sinyal oscilometri dan sampel dari pria (46) dengan SBP/DBP 119/68 mmHg



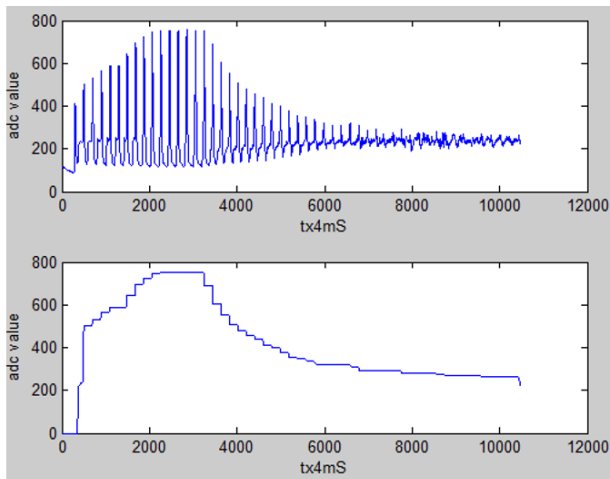
Gambar 13. Sinyal oscilometri dan sampel dari pria (46) dengan SBP/DBP 122/71 mmHg



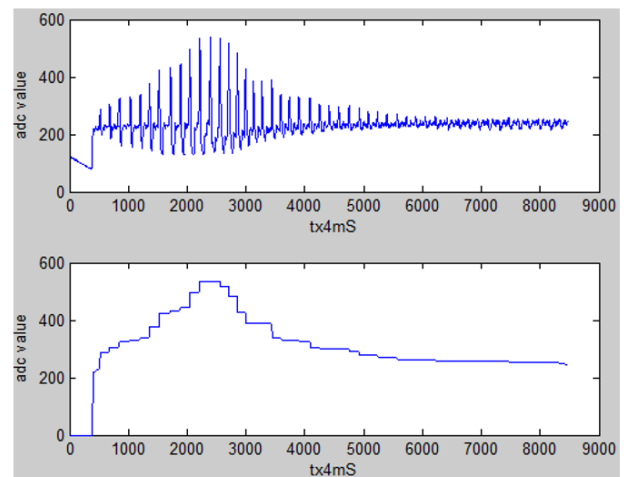
Gambar 14. Sinyal oscilometri dan sampel dari wanita (71) dengan SBP/DBP 159/74 mmHg



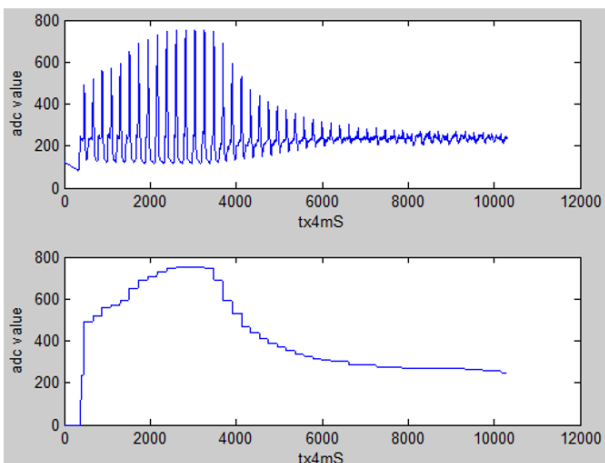
Gambar 17. Sinyal oscilometri dan sampel dari wanita (21) dengan SBP/DBP 125/64 mmHg



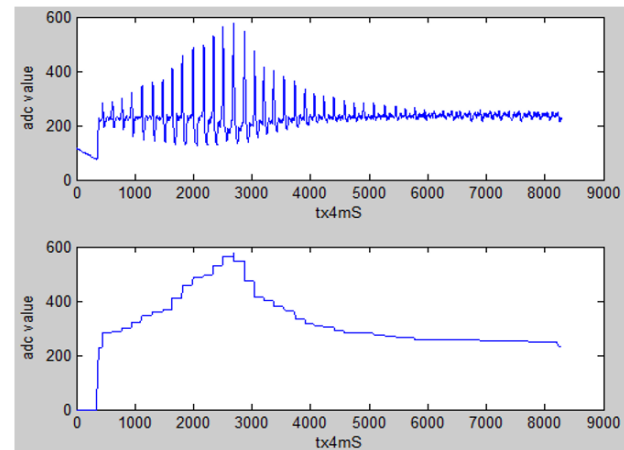
Gambar 15. Sinyal oscilometri dan sampel dari wanita (71) dengan SBP/DBP 162/79 mmHg



Gambar 18. Sinyal oscilometri dan sampel dari wanita (21) dengan SBP/DBP 119/65 mmHg



Gambar 16. Sinyal oscilometri dan sampel dari wanita (71) dengan SBP/DBP 163/76 mmHg



Gambar 19. Sinyal oscilometri dan sampel dari wanita (21) dengan SBP/DBP 120/68 mmHg

Dari sinyal sampel yang diperoleh ditentukan nilai SBP dan DBP sebesar 126/64 mmHg. Pengukuran dilakukan kembali sebanyak dua kali pada orang yang sama dan menghasilkan sinyal hasil filter berupa pulsa oscilometri dan sinyal sampel yang diilustrasikan pada Gambar 18 dan

Gambar 19.

Nearest-neighbor adalah algoritma sederhana yang membuat sampel menjadi tidak *smooth* namun dengan hasil persen error rata-rata 3,6%, algoritma ini dapat diterapkan dalam mendeteksi sampel pulsa oscilometri

Tabel 2. Kapasitas memori setiap pengukuran

L/P	Umur (tahun)	No	Kapasitas (KB)
L	40	1	44
		2	43
		3	44
L	46	1	39
		2	40
		3	37
P	71	1	50
		2	48
		3	49
P	21	1	40
		2	39
		3	39

untuk menentukan nilai SBP dan DBP yang diproses oleh mikrokontroler ATmega328.

Mikrokontroler ATmega328 mulai melakukan pengolahan sinyal setelah semua data selesai disampling dan waktu rata-rata yang dibutuhkan dalam proses komputasi adalah 60 detik, hal ini tergantung pada jumlah data yang dikumpulkan sejak manset mulai mengempis sampai katup buang terbuka. Kapasitas memori yang dibutuhkan untuk setiap pengukuran yang telah dilakukan dapat dilihat pada Tabel 2.

V. KESIMPULAN

Nilai persen error rata-rata yang kecil, yaitu 3,6%, membuat algoritma interpolasi *nearest-neighbor* dapat digunakan untuk menentukan nilai DBP dan SBP dalam pengukuran tekanan darah non-invasif yang diproses oleh mikrokontroler seperti ATmega328 bahkan mikrokontroler lainnya. Sistem membutuhkan waktu rata-rata 59 detik dalam proses komputasi.

REFERENSI

- [1] Chen Min, Wang Qun, Mei Zhe, Liu Zhiwen. A Developed Algorithm for Oscillometric Blood Pressure Measurement. *IEEE*. 2013.
- [2] Fritsch Carlos, Ibanez Alberto, Parrilla Montserrat, A Digital Envelope Detection Filter for Real-Time Operation, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 48, No. 6, December 1999.
- [3] Mei Zhe, Wang Qun, Zhou Peng, Na Shao Li, Wen Liu Zhi, A New Design of Blood Pressure Measurement for Family Health Care, *IEEE*, 2009.
- [4] Rice David A, Venkatachalam Vijay, Wegman Michael J, A Simple Envelope Detector, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol.37, No. 2, June 1988.
- [5] Fei Dong Dong, Deng Chen, Zhang Qin-Shun, Huang Zu-Liang, Novel Method for More Precise Determination of Oscillometric Pulse Amplitude Envelopes, *Computer and Information Science*, Vol. 8, No. 2, 2015.
- [6] Lee Y.J., Kim K.J., Yoon G., A Digital Envelope Detection Filter For Blood Pressure Measurement, *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*, Istanbul, Turkey, October 25-28, 2001
- [7] K B Chaithra, K Shruthi, Vasista Balu, Katiyar Rajani, Ingale V Deepak, Battery Driven Multiple Parameter Monitoring Device, *International Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology*, Vol. 5, Issue 5, May 2016.
- [8] Jaafar Rosmina, Desa Mohamad Hisham, Mahmoodin Zulkifli, Abdullah Rosli Muhammad, Zaharudin Zarimin, Noninvasive Blood Pressure (NIBP) Measurement by Oscillometric Principle, *International Conference On Instrumentation, Communication Information Technology and Biomedical Engineering*, Bandung, Indonesia, 8-9 November 2011.
- [9] Webster J.G., *Medical Instrumentation Application and Design*, 4ed., New York: John Wiley & Sons, 2009.
- [10] Nearest-Neighbor Interpolation (view March 2017) [Online] Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Nearest-neighbor_interpolation.
- [11] Mafi Majid, Rajan Sreeraman, Bolic Miodrag, Groza Z. Voicu, Dajani R. Hilmi, Blood Pressure Estimation Using Maximum Slope of Oscillometric Pulses, *34th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Diego, California USA, 28 August - 1 September, 2012.
- [12] L. A. Geddes, *Handbook of blood pressure measurement*, Humana Press, 1991.
- [13] Husain Rashid Abdul, Hadad Yaser, Alam Zainal Hisham Nazrul Muhd, Development of Low-Cost Microcontroller- Based Interface for Data Acquisition and Control of Microbioreactor Operation, *Journal of Laboratory Automation*, Vol. 21(5) 660–670, 2016.
- [14] Radianto Donny, Dousoky M Gamal, Shoyama Masahito, *IECON - 41st Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, 2015.
- [15] Forouzanfar Mohamad, Dajani Hilmi R., Groza Voicu Z., Bolic Miodrag, Rajan Sreeraman, Batkin Izmail, Oscillometric Blood Pressure Estimation: Past, Present, and Future, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, (Volume: 8), 2015.
- [16] Lin Chin-Teng, Liu Shing-Hong, Wang Jia-Jung, Wen Zu-Chi, Reduction of Interference in Oscillometric Arterial Blood Pressure Measurement Using Fuzzy Logic, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, VOL. 50, NO. 4, APRIL 2003
- [17] Interpolation Theory (view December 2017) [Online] Available: http://sepwww.stanford.edu/public/docs/sep107/paper_html/node20.html.

Penerbit:

Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Syiah Kuala

Jl. Tgk. Syech Abdurrauf No. 7, Banda Aceh 23111

website: <http://jurnal.unsyiah.ac.id/JRE>

email: rekayasa.elektrika@unsyiah.net

Telp/Fax: (0651) 7554336

