

Alat Akuisisi Data Jantung Portabel Untuk Analisis *Heart Rate Variability*

Yusuf A Amrulloh¹, Eko Supriyanto², Hendra Setiawan³

^{1,2,3} Program Studi Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia
Jl. Kaliurang

yusuf.amrulloh@uii.ac.id¹

Intisari— Skrining kesehatan jantung secara rutin sangat penting untuk mengetahui kondisinya, sehingga bisa meminimalisir terjadinya kejadian katastrofik. Salah satu parameter yang bisa digunakan untuk mengetahui kesehatan jantung adalah *heart rate variability* (HRV). Pada studi ini kami mendesain alat akuisisi data jantung portabel untuk analisis HRV. Alat yang kami desain menggunakan sensor detak jantung XD58C, pengkondisi isyarat, mikrokontroler ATmega 16, penampil LCD, dan sistem komunikasi serial. Sensor XD58C merupakan modul infra merah yang mampu mendeteksi detak jantung melalui jari tangan. Hasil pembacaan ditapis dan dikuatkan sebelum dibaca oleh mikrokontroler. Mikrokontroler mendeteksi puncak R, menghitung interval RR dan kemudian mengirimkannya ke komputer. Penghitungan parameter HRV dilakukan dikomputer dengan menggunakan software Matlab. Alat akuisisi data dicoba pada enam orang subjek yang direkam detak jantungnya sebelum dan sesudah mengonsumsi minuman berkafein. Dari hasil pengamatan didapatkan bahwa setelah konsumsi kafein dilakukan, parameter HRV yaitu NN50, pNN50, SDNN, dan RMSDD pada empat pasien mengalami peningkatan sedangkan pada dua orang pasien mengalami penurunan. Analisis Poincare menunjukkan perubahan pola pada dua subjek setelah konsumsi minuman berkafein. Hasil ini mengindikasikan bahwa alat akuisisi data portabel ini dapat digunakan untuk membantu analisis HRV.

Keywords— akuisisi, jantung, heart rate variability, infra merah.

I. PENDAHULUAN

Penyakit kardiovaskuler merupakan salah satu penyakit berbahaya penyebab utama kematian manusia di dunia. Hasil studi menunjukkan penyakit kardiovaskuler menjadi penyebab sepertiga dari total kematian di dunia. Diperkirakan hampir delapan belas juta orang meninggal karena penyakit ini setiap tahun, dimana seperempat dari jumlah kematian tersebut terjadi di negara berpendapatan menengah ke bawah [1]. Di Indonesia, penyakit jantung juga menjadi penyebab kematian utama. Data dari Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) oleh Kementerian Kesehatan diperoleh fakta bahwa terjadi kenaikan tren penyakit jantung dari tahun 2013 ke tahun 2018 sebesar satu persen [2]. Akibatnya, biaya yang harus dikeluarkan akibat penyakit ini semakin meningkat dan mencapai 7.7 triliun rupiah pada tahun 2021[3].

Faktor resiko penyebab penyakit jantung sangat beragam mulai dari faktor genetis/bawaan hingga gaya hidup [1]. Faktor genetis bisa menyebabkan penyakit jantung bawaan (*congenital heart disease*). Adapun faktor gaya hidup seperti kebiasaan merokok, diet tinggi garam, penyalahgunaan alkohol, maupun stres yang tinggi bisa menyebabkan penyakit jantung

koroner maupun penyakit penyempitan/penyumbatan pembuluh darah. Untuk mengurangi faktor resiko penyakit jantung bisa dilakukan dengan melakukan gaya hidup sehat dan pemeriksaan kondisi kardiovaskuler secara rutin [1].

Pemeriksaan jantung rutin bisa dilakukan dengan menggunakan elektrokardiografi (EKG). Alat ini menggunakan 12 lead yang diletakkan pada permukaan kulit bagian dada, tangan, dan kaki untuk mendapatkan sinyal listrik jantung [4]. Dokter spesialis jantung kemudian akan menganalisis sinyal yang dihasilkan EKG untuk menentukan kondisi pasien. Akan tetapi EKG merupakan peralatan medis yang cukup mahal dan tidak tersedia di setiap Puskesmas. Lebih lanjut, analisis sinyal EKG dalam durasi yang lama seperti *heart rate variability* (HRV) juga tidak bisa dilakukan secara manual. Untuk itu diperlukan suatu alat yang mampu membaca sinyal detak jantung dan menganalisis data *heart rate variability* (HRV).

Untuk memberikan alternatif solusi pada permasalahan yang dipaparkan sebelumnya, beberapa studi telah mencoba membuat alat deteksi jantung. Namun, studi yang dilakukan sebelumnya masih berfokus pada bagaimana menghitung detak jantung [5] [6], menentukan lokasi subjek [7], atau penggunaan algoritma kecerdasan buatan untuk menentukan jenis penyakit [8] [9]. Belum ada studi yang membahas terkait alat portabel yang bisa mendeteksi detak jantung sekaligus melakukan analisis HRV. Maka pada studi ini kami mengajukan desain alat akuisisi data jantung portabel untuk analisis HRV.

Kontribusi studi ini adalah penggunaan sebuah sensor untuk melakukan akuisisi detak jantung yang kemudian outputnya digunakan untuk menghitung parameter *heart rate variability*. Metode sederhana ini diharapkan mampu untuk digunakan sebagai alat pengecekan kesehatan jantung yang terjangkau dan bisa tersedia di daerah terpencil. Ini membantu program pemerintah untuk menekan kematian yang diakibatkan oleh penyakit jantung, dengan melakukan deteksi dini.

Pada sub-bab selanjutnya kami akan menjelaskan terkait tinjauan pustaka yang berkaitan dengan studi ini, metode, hasil pengujian alat, analisis, serta kesimpulan.

II. TINJAUAN PUSTAKA

Untuk mendesain alat akuisisi data jantung pada studi ini, dilakukan beberapa kajian pustaka sebagai kerangka kerja. Pada subbab ini kami melakukan tinjauan pustaka singkat terkait elektrokardiografi, *heart rate variability* (HRV) dan *plethysmograph*.

A. Elektrokardiografi

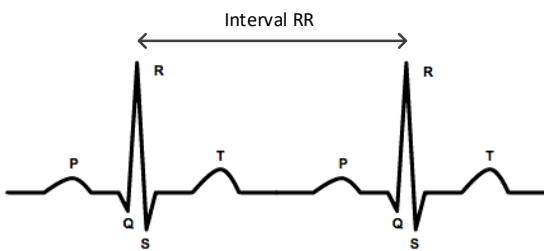
Jantung merupakan organ yang memompa darah ke seluruh tubuh. Pada orang dewasa jantung memompa sekitar 5-7 liter darah setiap menit. Jantung terdiri dari dua ruang serambi (*atrium*) dan dua ruang bilik (*ventrikel*). Untuk dapat berdetak, jantung mempunyai sistem kelistrikan yang terdiri dari nodus sinoatrial, nodus atrioventricular, berkas His, cabang berkas, dan serabut Purkinje [10].

Jantung berdetak secara ritmik. Proses ini dimulai sinyal depolarisasi spontan dari nodus sinoatrial. Sel ini juga sering disebut sebagai sel pacu jantung (*pace maker*). Pada manusia normal nodus sinoatrial akan berdetak sekitar 60-100 kali per menit dalam kondisi istirahat. Impuls listrik pada nodus atrial akan menyebabkan atrium kanan dan kiri berkontraksi menyebabkan darah mengalir ke bilik kanan dan kiri. Sinyal listrik kemudian akan menjalar ke nodus atrioventricular namun disertai dengan tunda waktu untuk memastikan atrium selesai berkontraksi dan katub mitral dan tricuspid tertutup sempurna [10].

Sesaat setelah sinyal listrik sampai ke nodus atrioventricular, sinyal tersebut akan menjalar ke berkas his yang bercabang ke bilik kanan dan kiri dan berakhir di serabut Purkinje. Proses ini menyebabkan terjadi kontraksi bilik kanan dan kiri yang memompa darah ke seluruh tubuh dan paru-paru.

Proses kelistrikan jantung bisa direkan dari permukaan tubuh menggunakan elektroda dan untai elektrokardiografi (EKG). Gelombang listrik tersebut ditunjukkan pada Gambar 1. Sinyal EKG terdiri dari gelombang P, kompleks QRS, dan gelombang T. Gelombang P menandakan proses depolarisasi atrium yang menjalar ke seluruh otot jantung atrium dan membuatnya berkontraksi. Kompleks QRS menandakan terjadinya depolarisasi miokardium ventrikel yang menyebabkan kontraksi ventrikel. Amplitudo sinyal ini lebih tinggi karena massa otot ventrikel lebih besar dibandingkan atrium. Pada bagian akhir terdapat gelombang T yang menandakan terjadinya repolarisasi ventrikel.

Gelombang EKG ini sangat bermanfaat untuk mengetahui kondisi kesehatan jantung dan banyak digunakan untuk penegakan diagnosis [11].



Gbr 1. Ilustrasi Gelombang P, kompleks QRS, Gelombang T, dan interval RR.

B. Heart rate variability

Heart rate variability (HRV) merupakan variasi waktu yang terjadi antar detak jantung [12]. Jantung berdetak secara ritmik namun tidak mempunyai frekuensi yang sama setiap saat. Hal ini disebabkan karena nodus sinoatrial dipengaruhi oleh beberapa input seperti sistem saraf simpatetik dan

parasimpatetik. Melalui sistem tersebut faktor-faktor seperti baroreflek, regulasi suhu, hormon, siklus tidur-bangun, makanan, aktivitas fisik, dan stress.

Parameter HRV diperoleh dengan mengukur variasi pada interval detak jantung. Pada kompleks QRS, pengukuran HRV dilakukan dengan mendeteksi puncak R, kemudian dilanjutkan dengan mengukur interval waktunya seperti yang ditunjukkan pada Gambar 1.

Metoda analisis HRV bisa dilakukan pada domain waktu, geometri, maupun kawasan frekuensi. Pada studi ini dilakukan analisis di kawasan waktu meliputi RMSDD, NN50, pNN50, dan SDNN. Parameter RMSDD (*root mean square of successive differences*) merupakan akar kuadrat dari RR intercal yang berurutan. Parameter NN50 merupakan jumlah interval RR yang mempunyai selisih lebih dari 50ms. Parameter pNN50 merupakan persentase banyaknya interval RR yang mempunyai selisih lebih dari 50ms. Parameter SDNN merupakan standar deviasi dari interval RR. Persamaan untuk menghitung parameter-parameter tersebut ditunjukkan pada Persamaan 1 sampai dengan 4.

$$RMSDD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (1)$$

$$NN50 = \sum_{i=1}^N \{ |RR_{i+1} - RR_i| > 50ms \} \quad (2)$$

$$pNN50 = \frac{NN50}{N} * 100\% \quad (3)$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (4)$$

dimana RR merupakan interval puncak R ke R, N merupakan jumlah sampel interval RR, \overline{RR} merupakan rerata RR, dan i merupakan urutan sample RR ($i = 1, 2, \dots, N$).

Metode geometri yang digunakan pada studi ini adalah Poincare yaitu teknik untuk memvisualisasikan dan mengkuantifikasi hubungan antara dua data interval RR yang berurutan dalam suatu runtun waktu.

C. Deteksi sinyal jantung

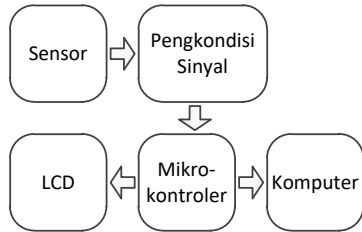
Untuk mendeteksi sinyal jantung dapat dilakukan dengan beberapa metode seperti menggunakan alat EKG, alat ukur tekanan darah, maupun *photoplethmograph* [13]. Pada studi ini kami menggunakan *photoplethmograph* yang prinsip kerjanya adalah mengukur serapan cahaya inframerah oleh hemoglobin darah. Pada metode ini terdapat sebuah dioda infra merah yang memancarkan cahaya infra merah dan sebuah sensor cahaya inframerah.

Darah yang mengandung kadar oksigen tinggi akan menyerap banyak cahaya infra merah dan sebaliknya darah dengan kandungan oksigen rendah menyerap sedikit oksigen. Pada saat systole, volume darah lebih banyak dibandingkan saat diastole, sehingga kandungan oksigennya juga berubah. Kondisi ini yang memungkinkan deteksi sinyal jantung dengan metode *photoplethmograph* bisa dilakukan [13].

III. METODOLOGI

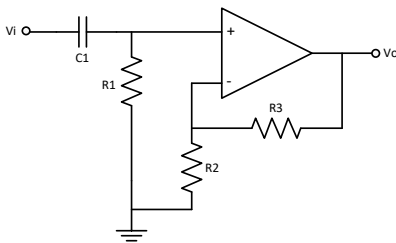
A. Perangkat keras

Diagram blok alat akuisisi portabel untuk analisis HRV ditunjukkan Gambar 2. Alat tersebut terdiri dari sensor, rangkaian pengkondisi sinyal, mikrokontroler, penampil LCD, dan komputer.



Gbr 2. Diagram blok alat akuisisi data jantung portabel

Sensor yang digunakan pada studi ini adalah tipe XD58C. Sensor ini bekerja pada tegangan 5V dan membutuhkan arus sekitar 4mA. Terdapat tiga terminal yang terdiri dari dua terminal power suplai dan sebuah terminal output data. Output dari dari sensor ini berupa tegangan analog. Sensor ini dapat diletakkan pada pada bagian tubuh yang terdapat pembuluh darah dan mempunyai warna kulit terang seperti di jari tangan.



Gbr 3. Untai pengkondisi isyarat

Mikrokontroler digunakan untuk membaca data sensor, mengukur interval RR, mengirimkan data ke LCD, dan mengirimkan data ke komputer. Pada studi ini digunakan mikrokontroler ATmega 16. Jenis display yang digunakan untuk menampilkan data adalah LCD matriks 16x2.

Untuk berkomunikasi dengan komputer digunakan standar komunikasi RS232 melalui port serial. Mikrokontroler secara periodik mengirimkan data serial ke komputer, ditampilkan melalui hyperterminal dan bisa disimpan dalam bentuk Excel.

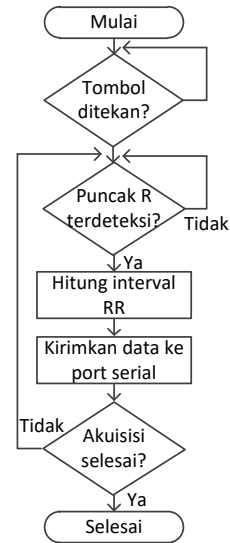
Rangkaian pengkondisi sinyal seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3 merupakan filter aktif pelewat frekuensi tinggi (*active high pass filter*). Rangkaian tersebut terdiri dari untai penapis RC untuk menentukan frekuensi *cut off* dan rangkaian penguat menggunakan operasional amplifier TLC272P. Frekuensi cut off dihitung dengan Persamaan 5 sedang penguatan dengan Persamaan 6 sebagai berikut. Nilai R_1 sebesar $1M\Omega$ dan C_1 sebesar $1\mu F$ menghasilkan frekuensi cut off 159 mHz. Penguatan yang didesain adalah sekitar 10 kali.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (5)$$

$$A_f = 1 + \frac{R_3}{R_2} \quad (6)$$

B. Perangkat lunak

Untuk mengatur proses pengambilan data, dibuat program pada mikrokontroler. Diagram alir program ditunjukkan pada Gambar 4.



Gbr 4. Diagram alir program akuisisi data.

Pertama-tama setelah sistem dinyalakan mikrokontroler akan menunggu tombol mulai untuk ditekan. Kemudian mikrokontroler akan melakukan inisialisasi penggunaan port input/output serta timer. Input berupa tombol mulai dan juga dari sensor XD58C. Saat tombol mulai ditekan maka mikrokontroler akan mendeteksi sinyal yang berasal dari sensor XD58C. Ketika ada sinyal keluaran dari pengkondisi sinyal masuk maka akan mengaktifkan timer untuk mulai menghitung interval RR. Data interval RR kemudian dikirimkan ke port serial yang dihubungkan ke komputer. Pada komputer data dibaca dengan menggunakan software *hyperterminal*.

C. Pengujian

Untuk menguji alat yang didesain, kami menggunakannya untuk mengambil data pada subjek manusia. Kriteria yang digunakan untuk subjek ini adalah sehat, berusia remaja sampai dengan dewasa, serta menyetujui proses pengambilan data. Adapun jumlah subjek yang digunakan untuk menguji prototipe ini adalah minimum lima orang untuk melihat efektivitasnya [14]. Selanjutnya, data diambil dalam dua kondisi yaitu sebelum dan tiga puluh menit sesudah pemberian minuman berkafein. Pengambilan data dilakukan 5 menit untuk setiap perlakuan.

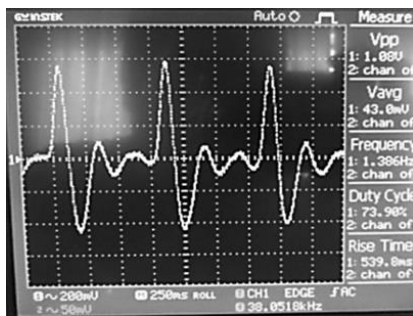
IV. HASIL DAN ANALISIS

Pada bagian ini dijelaskan mengenai hasil realisasi alat yang didesain dan implementasinya untuk akuisisi data pada subjek. Untuk melihat bentuk gelombang digunakan Osiloskop tipe GW Instek GDS 1042.

A. Pengujian sensor deteksi sinyal jantung

Sinyal keluaran sensor XD58C ditunjukkan pada Gambar 5. Pada gambar tersebut terlihat bahwa sinyal detak jantung yang

didapatkan dari sensor yang dipasang pada jari telunjuk tegangan puncak ke puncak sebesar 1.08V. Adapun frekuensinya adalah 1.386 Hz, atau setara dengan 83 detak jantung permenit.

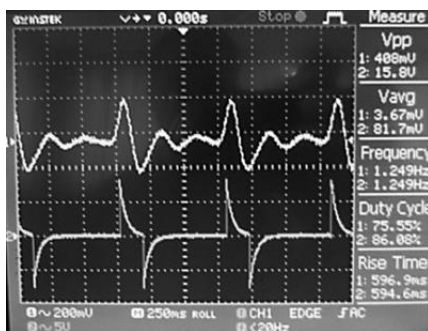


Gbr 5. Sinyal keluaran sensor XD58C.

Bentuk sinyal keluaran sensor tidak sama persis dengan gelombang QRS kompleks karena berasal dari fenomena systole-diastrale saat jantung bekerja dan bukan dari sinyal kelistrikan jantung. Namun, terlihat puncak positif dengan amplitudo tinggi yang bisa digunakan untuk merepresentasikan puncak R, dan bisa digunakan untuk referensi penghitungan interval RR.

B. Pengujian pengkondisi sinyal

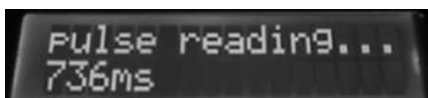
Tujuan dari penggunaan kondisi sinyal ini adalah untuk mendapatkan sinyal dengan transisi tajam agar bisa mengaktifkan pin interupsi dari ATmega 16. Input pengkondisi sinyal diilustrasikan pada Gambar 6 bagian atas sedangkan keluarannya pada Gambar 6 bagian bawah. Terlihat bahwa output pengkondisi sinyal telah sesuai dengan desain.



Gbr 6. Bagian atas merupakan input pengkondisi sinyal dan bagian bawah merupakan output pengkondisi sinyal

C. Pengujian pengiriman data ke LCD dan ke port serial

Pada pengujian ini kami mengirimkan data ke penampil LCD seperti ditunjukkan pada Gambar 7. Dari gambar tersebut terlihat bahwa LCD mampu menampilkan nilai RR yang *realtime*.



Gbr 7. Informasi interval R-R yang ditampilkan di LCD

Pada pengujian pengiriman data serial, data di komputer dibaca dengan menggunakan software *hyperterminal*. Hasil

pembacaan data menggunakan *hyperterminal* ditunjukkan Gambar 8. Terlihat bahwa runtun pengiriman data serial bisa dilakukan dengan baik, ditunjukkan dengan angka interval R-R pada layar *hyperterminal* dalam satuan milidetik.



Gbr 8. Hasil penerimaan data dengan *hyperterminal*

D. Hasil analisis HRV

Analisis HRV dilakukan dengan menggunakan alat akuisisi data portabel yang dibuat untuk merekam data dari enam orang subjek. Analisis dilakukan di komputer dengan menggunakan software Matlab.

Tabel 1. Demografi subjek

Subjek	Umur (thn)	Tinggi (cm)	Berat (kg)
1	26	176	82
2	29	164	78
3	17	162	50
4	29	165	58
5	40	165	58
6	14	150	68

Demografi dari keenam subjek tersebut ditunjukkan pada Tabel 1. Rentang umur subjek adalah dari 14 tahun sampai dengan 40 tahun. Kemudian subjek terdiri dari lima orang laki-laki dan satu perempuan. Tinggi badan bervariasi dari 150cm sampai dengan 176 cm dan berat badan dari 50 sampai 82 kg.

Data rerata dan standar deviasi interval RR ditunjukkan pada Tabel 2. Data pada Tabel 2 menunjukkan bahwa enam subjek tersebut mempunyai rerata interval RR dari 641ms sampai dengan 836ms. Dari enam subjek, lima diantaranya mengalami peningkatan interval RR setelah mengkonsumsi minuman berkafein sedangkan satu orang mengalami penurunan interval RR.

Tabel 2. (A) Rerata dan standar deviasi interval RR sebelum minum kafein dan (B) Rerata dan standar deviasi interval RR sesudah minum kafein.

Subjek	(A) $\mu \pm \sigma$ interval RR (ms)	(B) $\mu \pm \sigma$ interval RR (ms)
1	820.5 \pm 36.7	821 \pm 34.8
2	769.2 \pm 36.8	803 \pm 36.6
3	752 \pm 66.6	829.5 \pm 85.8
4	771 \pm 69.1	829 \pm 77.3
5	833 \pm 64.5	836 \pm 87.3
6	659.5 \pm 73.9	641 \pm 50.3

Setelah mendapatkan data interval RR, maka dilakukan penghitungan parameter HRV meliputi NN50, pNN50, SDNN,

dan RMSDD. Hasil dari perhitungan parameter tersebut ditunjukkan pada Tabel 3 sampai Tabel 6.

Tabel 3. Hasil Data NN50 pada enam subjek. Kondisi (A) Sebelum mengkonsumsi kafein dan (B) Sesudah mengkonsumsi kafein.

Subjek	Kondisi (A)	Kondisi (B)	Perubahan
1	3	7	+4
2	15	16	+1
3	56	61	+5
4	53	64	+11
5	89	76	-13
6	54	25	-29

Tabel 3 menunjukkan bahwa setelah mengkonsumsi kafein (kondisi B) empat subjek mengalami kenaikan parameter NN50 antara 1 sampai 11 poin, sedangkan dua subjek mengalami penurunan antara 13 dan 29 poin. Hasil ini serupa dengan pNN50 yang ditunjukkan Tabel 4, dimana subjek 1 sampai 4 mengalami kenaikan sebesar 0.5% sampai 3.9% sedangkan subjek 5 dan 6 mengalami penurunan sebesar 0.6% sampai 7.8%.

Tabel 4. Hasil Data pNN50 pada enam subjek. Kondisi (A) Sebelum mengkonsumsi kafein dan (B) Sesudah mengkonsumsi kafein.

Subjek	Kondisi (A)	Kondisi (B)	Perubahan
1	1,351%	3,139%	+1,788%
2	7,389%	7,881%	+0,492%
3	12,993%	14,628%	+1,635%
4	18,596%	22,456%	+3,869%
5	21,141%	20,540%	-0,601%
6	13,917%	6,142%	-7,775%

Pada Tabel 5 kami menunjukkan parameter SDNN. Pada Subjek 1 dan 2 terjadi kenaikan antara 0.5 sampai 1,9 poin. Adapun keempat subjek lainnya menunjukkan penurunan parameter SDNN sebesar 11,2 sampai 33,2 poin.

Tabel 5. Hasil Data SDNN pada enam subjek. Kondisi (A) Sebelum mengkonsumsi kafein dan (B) Sesudah mengkonsumsi kafein.

Subjek	Kondisi (A)	Kondisi (B)	Perubahan
1	36,7	34,8	+1,9
2	36,8	36,6	+0,511
3	66,6	85,8	-19,2
4	69,1	77,3	-11,2
5	64,5	87,3	-22,8
6	73,9	50,3	-33,162

Parameter RMSDD ditunjukkan pada Tabel 6. Terlihat bahwa terjadi kenaikan antara 1 sampai dengan 16 poin pada empat subjek awal, dan penurunan antara 0 sampai 30 pada dua subjek lainnya.

Tabel 6. Hasil Data RMSDD pada enam subjek. Kondisi (A) Sebelum mengkonsumsi kafein dan (B) Sesudah mengkonsumsi kafein.

Subjek	Kondisi (A)	Kondisi (B)	Perubahan
1	26,080	27,320	+1,24
2	32,649	33,764	+1,115
3	67,007	83,707	+16,7
4	59,706	70,169	+10,463
5	85,632	85,545	-0,087
6	67,654	36,877	-30,777

Secara umum parameter HRV di kawasan waktu yang diperoleh dari alat akuisisi portabel menunjukkan perubahan

nilai NN50, pNN50, SDNN, dan RMSDD. Namun perubahan tersebut tidak konsisten antar subjek. Hal ini menunjukkan bahwa pengaruh kafein tidak seragam pada subjek tersebut. Perubahan interval R-R yang terjadi pada mayoritas subjek juga tidak terlalu signifikan.

E. Analisis Poincare

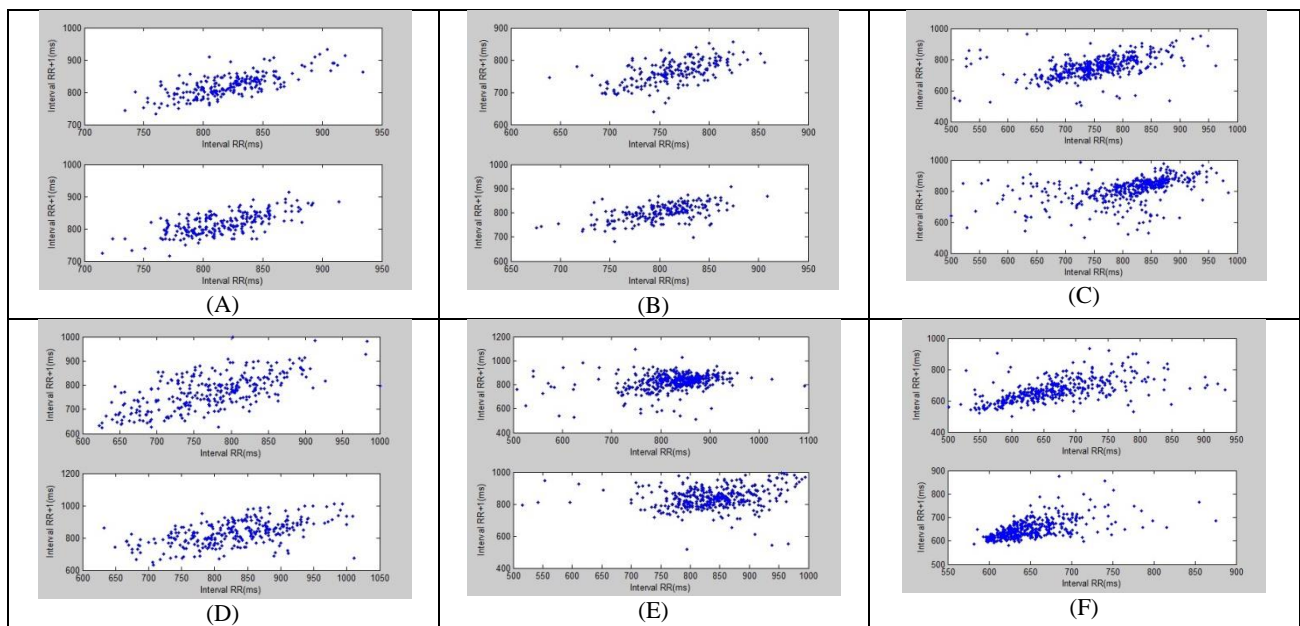
Gambar 10 adalah grafik Poincare untuk Subjek 1 sampai dengan Subjek 6 (ditunjukkan dengan Gambar 10.A sampai dengan 10.F secara berurutan). Pada masing-masing gambar di subjek tersebut, terdapat dua bagian yaitu atas dan bawah. Bagian atas menunjukkan Poincare sebelum subjek mengkonsumsi minuman berkafein, sedang bagian bawah menunjukkan Poincare setelah subjek mengkonsumsi minuman berkafein.

Gambar Poincare menunjukkan relasi antara interval RR saat ini (RR_i) dengan interval RR setelahnya (RR_{i+1}). Jika diambil garis lurus pada sudut 45° , titik-titik di atas garis mengindikasikan interval RR yang lebih panjang dibandingkan interval RR sebelumnya, dan titik-titik di bawah garis mengindikasikan informasi yang sebaliknya. Selanjutnya dispersi dari titik-titik yang tegak lurus terhadap garis lurus pada sudut tersebut menunjukkan derajat variabilitas jangka pendek (biasa disebut standar deviasi 1 atau SD1). Adapun garis yang tegak lurus dengan SD1 dan searah dengan garis lurus sudut 45° disebut standar deviasi 2 (SD2), yang menunjukkan variabilitas jangka panjang. Dispersi tersebut bisa dikuantifikasi dengan menghitung standar deviasi mirip dengan RMSDD.

Pada penelitian ini kami tidak melakukan diagnosis pada data Poincare yang dihasilkan, namun hanya melihat perubahan sebelum dan sesudah pemberian minuman berkafein. Dari Gambar 9 terlihat bahwa Subjek 1, Subjek 2 dan Subjek 5 tidak begitu mengalami perubahan pola yang signifikan. Pola ketiga subjek tersebut cenderung berbentuk elips yang menandakan variabilitas interval RR yang relatif seimbang antar runtun detak jantung. Hal ini mengindikasikan fungsi syaraf otonom yang baik dalam mengatur ritme jantung.

Dari Gambar 9 juga terlihat bahwa variabilitas sebelum dan sesudah subjek 3, 4 dan 6 mengkonsumsi minuman berkafein mengalami perubahan yang relatif tinggi dibandingkan keempat subjek lainnya. Pola pada subjek 4 dan 6 juga cenderung berbentuk asimetris yang menandakan gangguan dalam variabilitas interval RR. Variabilitas yang tidak seimbang ini bisa mencerminkan pengaruh kafein pada pada syaraf otonom [15]. Hasil ini selaras dengan perubahan nilai RMSDD pada perhitungan sebelumnya.

Secara umum perlakuan pemberian kafein pada subjek memberikan hasil yang beragam. Subjek 1, 2, 5 cenderung tidak begitu terpengaruh, sedangkan Subjek 3, 4 dan 6 cenderung terpengaruh ditandai dengan berubahnya nilai parameter HRV dengan nilai yang lebih tinggi. Hasil ini selaras dengan studi yang telah dilakukan sebelumnya yang menyatakan bahwa konsumsi kafein tidak mempunyai korelasi kuat terhadap HRV [16].



Gbr 9. Grafik Poincare untuk Subjek 1 sampai 6 (A sampai F secara berurutan). Untuk masing-masing gambar, bagian atas menunjukkan Poincare sebelum mengkonsumsi minuman berkafein dan bagian bawah menunjukkan Poincare sesudah mengkonsumsi minuman berkafein.

V. KESIMPULAN

Dari studi yang kami lakukan dapat diambil beberapa kesimpulan. Yang pertama, telah berhasil dibuat alat akuisisi data portabel untuk analisis HRV. Alat tersebut menggunakan metode *plethysmograph* sederhana yang bisa ditempatkan pada jari manusia untuk mendeteksi sinyal detak jantung. Alat tersebut telah diujicobakan kepada enam orang subjek secara aman. Selanjutnya, dari hasil analisis data yang direkam dari enam subjek tersebut diperoleh hasil bahwa subjek mempunyai kecenderungan perubahan parameter RMSDD, SDNN, NN50, dan pNN50 setelah pemberian kafein walaupun tidak begitu signifikan pada Sebagian subjek. Hasil serupa juga ditunjukkan pada korelasi pada Poincare. Hasil ini membuktikan bahwa analisis HRV bisa dilakukan dengan menggunakan alat akuisisi data portabel yang sederhana. Studi kami perlu diperbaiki lagi dengan mengusahakan agar perhitungan parameter HRV bisa dilakukan di mikrokontroler tanpa memerlukan laptop.

REFERENSI

- [1] World Health Organization, "Cardiovascular diseases (CVDs)," 2021.
- [2] Laporan Nasional Riskesdas, "Laporan_Nasional_RKD2018_FINAL.pdf," *Badan Penelitian dan Pengembangan Kesehatan*, p. 198, 2018.
- [3] N. U. Fika, "Negara Bisa Keluarkan Rp 7,7 Triliun untuk Tangani Penyakit Jantung," *Kompas.com*, 2021.
- [4] N. Rafie, A. H. Kashou, and P. A. Noseworthy, "ECG Interpretation: Clinical Relevance, Challenges, and Advances," *Hearts*, vol. 2, no. 4, pp. 505–513, Nov. 2021.
- [5] A. Biniyam, A. G. Tesema, A. A. Mohammed, N. S. Ramaiah, and A. E. Dilla, "Design and implementation of heart beat monitoring using PIC microcontroller," in *2017 International Conference On Smart Technologies For Smart Nation (SmartTechCon)*, 2017, pp. 784–787.
- [6] C. Santhanakrishnan, N. G. Poojitha, and L. Jahnavi Reddy, "A Survey on Tracing Heart Attacks by Pulse Monitoring in IoT," *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 1362, no. 1, p. 012093, Nov. 2019.
- [7] A. Albukhari, F. Lima, and U. Mescheder, "Bed-Embedded Heart and Respiration Rates Detection by Longitudinal Ballistocardiography and Pattern Recognition," *Sensors*, vol. 19, no. 6, p. 1451, Mar. 2019.
- [8] S. S. Al-Zaiti *et al.*, "Machine learning for ECG diagnosis and risk stratification of occlusion myocardial infarction," *Nat. Med.*, vol. 29, no. 7, pp. 1804–1813, Jul. 2023.
- [9] K. C. Siontis, P. A. Noseworthy, Z. I. Attia, and P. A. Friedman, "Artificial intelligence-enhanced electrocardiography in cardiovascular disease management," *Nat. Rev. Cardiol.*, vol. 18, no. 7, pp. 465–478, Jul. 2021.
- [10] G. Buckberg, N. Nanda, C. Nguyen, and M. Kocica, "What Is the Heart? Anatomy, Function, Pathophysiology, and Misconceptions," *J. Cardiovasc. Dev. Dis.*, vol. 5, no. 2, p. 33, Jun. 2018.
- [11] T. Stracina, M. Ronzhina, R. Redina, and M. Novakova, "Golden Standard or Obsolete Method? Review of ECG Applications in Clinical and Experimental Context," *Front. Physiol.*, vol. 13, Apr. 2022.
- [12] N. Singh, K. J. Moneghetti, J. W. Christle, D. Hadley, D. Plews, and V. Froelicher, "Heart Rate Variability: An Old Metric with New Meaning in the Era of using mHealth Technologies for Health and Exercise Training Guidance. Part One: Physiology and Methods," *Arrhythmia Electrophysiol. Rev.*, vol. 7, no. 3, p. 193, 2018.
- [13] S. Blok, M. A. Piek, I. I. Tulevski, G. A. Somsen, and M. M. Winter, "The accuracy of heartbeat detection using photoplethysmography technology in cardiac patients," *J. Electrocardiol.*, vol. 67, pp. 148–157, Jul. 2021.
- [14] J. Nielsen and T. K. Landauer, "A mathematical model of the finding of usability problems," in *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems - CHI '93*, 1993, pp. 206–213.
- [15] A. Goshvarpour and A. Goshvarpour, "Gender and age classification using a new Poincare section-based feature set of ECG," *Signal, Image Video Process.*, vol. 13, no. 3, pp. 531–539, Apr. 2019.
- [16] J. Vansickle *et al.*, "Caffeine Intake Does Not Negatively Affect Heart Rate Variability in Physically Active University Students: Preliminary Findings," *Curr. Dev. Nutr.*, vol. 4, p. nzaa066_025, Jun. 2020.