

EpCare: PROTOTIPE SISTEM DETEKTOR PRE-IKTAL PASIEN EPILEPSI BERBASIS FITUR CSI DARI SINYAL EKG 1 KANAL MENGGUNAKAN AD8232

Diah P. Wulandari^{*1}, Arief Kurniawan², Alvin Nathanael³, Santi W. Purnami⁴, Anda I. Juniani⁵, Wardah R. Islamiyah⁶

^{1,2,3,4}Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, Surabaya

⁵Politeknik Perkapalan Negeri Surabaya, Surabaya, ⁶Universitas Airlangga Surabaya, Surabaya

Email: ¹diah@te.its.ac.id, ²arifku@te.its.ac.id, ³alvinnathanaelsuhardjo@yahoo.com,

⁴santi_wp@its.ac.id, ⁵andaiviana@ppns.ac.id, ⁶wri1905@gmail.com

*Penulis Korespondensi

(Naskah masuk: 25 November 2021, diterima untuk diterbitkan: 27 Februari 2023)

Abstrak

Kejang epilepsi dapat terjadi di sembarang waktu dan tempat, dan dalam kondisi tertentu dapat menyebabkan cedera fatal. Oleh karena itu, kebutuhan akan perangkat wearable yang dapat mengirimkan peringatan kepada pengguna akan kejang yang akan datang adalah penting. Perangkat ini harus dapat merasakan kelainan pada sinyal biomedis pengguna dan mengirimkan peringatan sebelum kejang. Penelitian ini mengembangkan sistem yang mendeteksi kondisi pre-iktal pasien epilepsi berdasarkan fitur Cardiac Sympathetic Index (CSI) dari sinyal Elektrokardiogram (EKG). Listrik jantung pasien diukur menggunakan 3 elektroda yang dihubungkan ke AD8232 untuk mewakili sinyal 1 kanal. Algoritma Pan-Tompkins diimplementasikan untuk mendapatkan interval RR dari sinyal EKG. Kemudian fitur CSI dihitung berdasarkan nilai RR-interval. Distribusi setiap 100 interval RR dijadikan sebagai dasar untuk menentukan nilai ambang batas CSI. Ketika nilai CSI melebihi ambang batas ini, sistem akan mengirimkan peringatan ke aplikasi seluler, yang disebut EpCare. Eksperimen dilakukan pada dua kelompok data, yaitu kelompok data primer dari non-penderita epilepsi dan kelompok data sekunder dari penderita epilepsi. F-measure dari eksperimen yang menggunakan ambang batas dari orang normal sebesar 0.64, sedangkan F-measures dari eksperimen yang menggunakan ambang batas individual penderita epilepsy sebesar 0.50.

Kata kunci: epilepsi, EKG, pre-iktal, Indeks Simpatik Jantung, deteksi kejang

EpCare: PROTOTYPE OF PREICTAL DETECTOR SYSTEM FOR EPILEPSY PATIENT BASED ON CSI FEATURE FROM 1 CHANNEL ECG SIGNAL USING AD8232

Abstract

Epileptic seizures may occur at anytime and anywhere, and in certain conditions may lead to fatal injury. Therefore, the need for wearable device that can alert user to an impending seizure is important. This device should be able to sense abnormality in user's biomedical signals and send alert prior to seizure. This research develops a system that detects pre-ictal condition of epilepsy patient based on Cardiac Sympathetic Index (CSI) feature from Electrocardiogram (ECG) signals. Patient's heart electricity is measured using 3 electrodes which are connected to AD8232 to represent 1 channel signal. Pan-Tompkins algorithm is implemented to obtain RR intervals of ECG signals. Then, CSI feature is calculated based on the values of RR-intervals. A distribution of every 100 RR-intervals is made as basis to determine a threshold value of CSI. When CSI value exceeds this threshold, system will send alert to a mobile application, called EpCare. Experiments were conducted on two groups of data, which are primary one from non-epileptic persons, and secondary one from epileptic patients. F-measures of experiments used threshold of non-epileptic person is 0.64, while F-measures of experiments used individual threshold of epileptic person is 0.50.

Keywords: *epilepsy, ECG, preictal, Cardiac Sympathetic Index (CSI), seizure detection*

1. PENDAHULUAN

Epilepsi adalah penyakit kronis pada otak yang dapat menyerang manusia pada usia berapa pun. Sekitar 70% kejang pada penderita epilepsi dapat

sembuh jika mendapatkan diagnosis dan pengobatan yang tepat. Risiko kematian prematur pada penderita epilepsi dapat mencapai tiga kali lipat dari kematian premature pada orang yang tidak epilepsi (World

Health Organization, 2021). Salah satu penyebab epilepsi digolongkan sebagai penyakit mematikan adalah fenomena Sudden Unexpected Death in Epilepsy (SUDEP) yang menyebabkan sekitar 10% - 50% dari total kematian akibat epilepsi (Jones, & Thomas, 2017).

Banyak metode pengobatan telah dilakukan untuk pasien dengan epilepsi, tetapi diperkirakan sekitar sepertiga pasien dengan epilepsi masih mengalami kondisi yang sama (Ramgopal, Thome-Souza, Jackson, Kadish, Fernandez, Klehm, Bosl, Reinsberger, Schachter, & Loddenkemper, 2014). Untuk memeriksa keadaan epilepsi, metode Electroencephalography (EEG) telah banyak digunakan (Wulandari, et. al., 2019). Namun, analisa terhadap hasil EEG tetap membutuhkan keahlian dokter yang bersangkutan, walaupun visualisasi keadaan otak telah dikembangkan berdasarkan bacaan sensor EEG (Wulandari, et. al., 2018). Selain itu, banyaknya elektroda yang dipasang di kulit kepala membuat EEG hampir tidak mungkin diimplementasikan dalam aktivitas sehari-hari (Ghosh, Das, Sarkar, & Basak, 2017). Di sisi lain, penggunaan sinyal EKG untuk memantau gejala kejang epilepsi telah diterapkan oleh beberapa penelitian sebelumnya (Jeppesen, et. al., 2014), dan pengukuran EKG lebih sederhana dari sisi jumlah elektroda dan lokasinya. Oleh karena itu penggunaan sinyal EKG untuk mendukung deteksi diperlukan alat yang dapat membantu mengingatkan penderita dan pengasuh jika akan terjadi kejang sehingga cedera yang dapat berakibat fatal dapat dihindari.

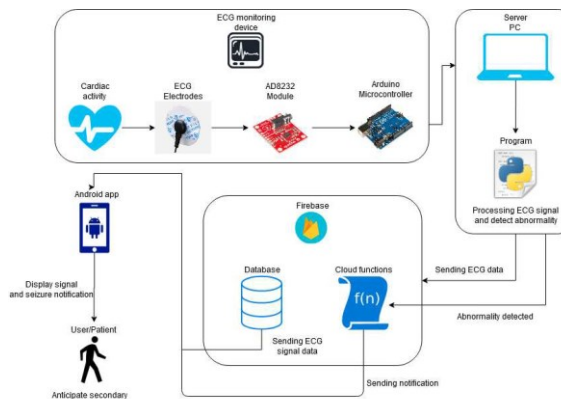
Fase preiktal terjadi sebelum kejang utama dan menunjukkan terjadinya kejang. Salah satu gejala preiktal yang paling dirasakan adalah palpitasi atau peningkatan denyut jantung. Berdasarkan studi literatur yang ada, terjadi peningkatan denyut jantung yang signifikan ketika fenomena iktal terjadi pada sebagian besar pasien epilepsi (82%), menggunakan pengumpulan data EEG dan EKG secara bersamaan (Eggleston, Olin, & Fisher, 2014). Karena peningkatan denyut jantung, penggunaan elektrokardiografi untuk mendeteksi gejala preiktal sangat memungkinkan. Penggunaan elektrokardiografi juga sangat dianjurkan karena pemasangan di tubuh lebih mudah dan membutuhkan komputasi yang lebih sedikit.

Penelitian sebelumnya menunjukkan F1 score mencapai 76% pada pengenalan kondisi preictal berdasarkan sinyal ECG menggunakan algoritma K-Nearest Neighbor (KNN) (Islamiyah, et. al., 2020). Meskipun hasil ini lebih rendah dibanding nilai F1 score untuk fase epilepsi lainnya, yaitu fase iktal, fase post iktal, dan fase normal, namun hasil ini menunjukkan bahwa pada fase pre iktal ini sinyal jantung sudah menunjukkan pola yang berbeda. Oleh karenanya pada penelitian ini diusulkan sebuah prototipe system detector pre iktal untuk pasien epilepsy berdasarkan sinyal EKG. Sistem akan

memberi peringatan melalui sebuah aplikasi mobile jika sinyal jantung menunjukkan ketidaknormalan.

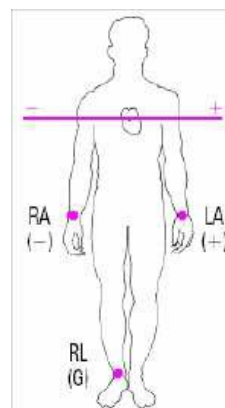
2. METODE PENELITIAN

2.1. Desain Penelitian



Gambar 1. Desain Sistem

Penelitian ini dilakukan sesuai dengan desain sistem yang ditampilkan pada Gambar 1, beserta implementasinya. Pertama, data EKG diambil menggunakan seperangkat komponen yang terdiri dari tiga elektroda, modul pra-pemrosesan AD8232, dan mikrokontroler Arduino Uno. EKG dipasang sesuai dengan aturan EKG 1 Kanal dimana elektroda ditempatkan di sekitar lokasi Lengan Kanan (RA), Lengan Kiri (LA), dan Kaki Kanan (RL) seperti pada Gambar 2.



Gambar 2. Peletakan Eletroda EKG 1 Kanal

Data EKG dikirim oleh mikrokontroler Arduino Uno melalui komunikasi serial dengan kecepatan BAUD 500000 dan delay 2ms ke komputer melalui kabel USB untuk saat ini. Data EKG diproses oleh komputer melalui program bahasa python. Algoritma Pan-tompkins (Pickus, 2017) menemukan puncak R dimana interval RR kemudian dapat dihitung. Setelah menemukan interval R-R 100, nilai CSI100 dihitung. Jika nilai CSI100 berada dalam rentang preiktal, program akan mengirimkan data EKG dengan peringatan ke server Firebase. Data tersebut berisi peringatan untuk melakukan trigger sehingga Firebase akan mengirimkan notifikasi ke aplikasi android menggunakan platform Firebase Cloud Messaging (FCM). Selain menampilkan notifikasi

kejang berikutnya, aplikasi android juga akan menampilkan gambar sinyal EKG.

2.2. Akuisisi Data

Dalam penelitian ini, terdapat dua jenis data yang digunakan, yaitu data primer dan data sekunder. Data primer berasal dari perekaman langsung sinyal EKG dari orang sehat yang tidak menderita epilepsi atau penyakit jantung. Karena keterbatasan akses fasilitas kesehatan di masa pandemic, maka responden yang berasal dari penderita epilepsy tidak didapatkan. Sedangkan data sekunder adalah data penderita epilepsy yang dari dari Rumah Sakit Universitas Airlangga (RSUA) Surabaya. Data sekunder terdiri dari 7 pasien yang tidak mengalami kejang pada saat pencatatan, dan 2 pasien yang mengalami kejang yang salah satunya mengalami gangguan yang signifikan sehingga data EKG pada fase iktal tidak dapat digunakan. Semua data diambil saat istirahat. Daftar pasien dapat dilihat pada tabel 1.

Tabel 1. Data Pasien Epilepsi

Pasien	Kejang saat perekaman
1	Ya
2	Ya
3	Tidak
4	Tidak
5	Tidak
6	Tidak
7	Tidak

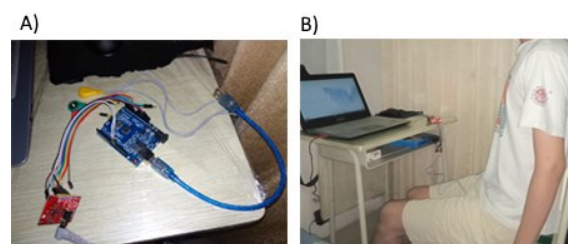
Data sekunder diambil dari data EKG penderita epilepsi dari PhysioNet. Data merupakan rekaman continuous electroencephalographic (EEG) / electrocardiographic (EKG) / video monitoring dengan waktu perekaman sekitar 1-2 jam untuk setiap file. Frekuensi perekaman 200 Hz. Durasi setiap kejang sekitar 15-110 detik, diambil dari lima pasien dengan semua pasien wanita berusia sekitar 31 hingga 48 tahun yang dapat dilihat di penelitian (Al-Aweel, Krishnamurthy, Hausdorff, Mietus, Ives, Blum, Schomer, & Goldberger, 1999) dan (Goldberger, Amaral, Glass, Hausdorff, Ivanov, Mark, Mietus, Moody, Peng, & Stanley, 2000). Ada enam data terpisah dengan rincian yang ditunjukkan pada Tabel 2.

Tabel 2. Data Breakdown Pasien Epilepsi dari PhysioNet

Data	No. kejang	Onset kejang
sz1	A	876
sz2	A	3763
	B	10551
sz3	A	5074
	B	9267
sz4	A	1210
sz6	A	3085
	B	7485
sz7	A	4082

Data primer berupa Comma-Separated Values (CSV) yang merupakan hasil akuisisi itu sendiri. Yang berisi nilai aktivitas kardio yang telah diubah ke dalam bentuk digital. Data primer diambil menggunakan seperangkat komponen yang terdiri dari elektroda EKG, modul preprocessing AD8232, dan mikrokontroler Arduino Uno yang dihubungkan dengan komputer. Data disimpan dalam format .txt menggunakan program bahasa python.

Data sekunder dari RSUA berupa CSV yang terdiri dari 25 channel (24 channel EEG dan 1 channel EKG). Sampling rate pada 2 ms dan waktu perekaman dalam kisaran sekitar 30 menit. Gambar 3 menunjukkan komponen pengambilan data dan dokumentasi pengambilan data.



Gambar 3. (a) Komponen pengambilan data EKG (b) Pengambilan data

2.3. CSI yang Dimodifikasi

Dalam penelitian ini, metode CSI yang dimodifikasi digunakan untuk mendeteksi titik onset kejang berdasarkan variasi denyut jantung (HRV) dari sinyal EKG (Jeppesen, Beniczky, Johansen, Sidenius, & Fuglsang-Frederiksen, 2015). Untuk itu penyusunan statistik dilakukan dengan langkah yang sama untuk data primer dan data sekunder.

Metode yang digunakan adalah CSI₁₀₀ yang dimodifikasi untuk setiap interval 100 R-R. Pencarian nilai CSI yang dimodifikasi dimulai dari titik EKG terakhir dan dilakukan dengan perulangan mundur setiap 100 interval R-R ke titik awal EKG. Nilai CSI₁₀₀ yang dimodifikasi dari sebuah checkpoint adalah hasil perhitungan interval 100 R-R sebelum titik tersebut. Berikut adalah algoritma pencarian CSI₁₀₀ yang dimodifikasi (sampling rate = 2ms):

```

SET RR Interval to 100
SET end to length (ECG)
SET all csi to array[0]
SET timestamp to array[0]
SET samplingrate to 2
WHILE end>0
  SET Rpeaks to 0
  SET start to end
  SET backwardcount to 40000
  WHILE Rpeaks < RRInterval+1 and start > 0
    backwardcount+=500
    start = end-backwardcount/samplingrate
  IF start <0
    start=0
  ECG=ECG[start:end]
  SET peaks to pantompkins(ECG)
  Rpeaks = length(peaks)
  peaksinms = dot(samplingrate,peaks)

```

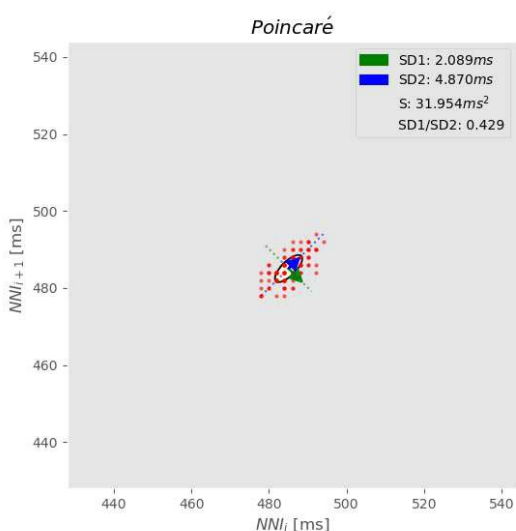
```
RRintervals = diff(peaks)
T = 4SD1(RRintervals)
L = 4SD2(RRintervals)
SET csi to (L2)/T
allcsi = [csi,allcsi]
timestamp=[end,timestamp]
savecsv(timestamp,allcsi)
```

Setelah nilai CSI_{100} yang dimodifikasi ditemukan, nilai CSI_{100} yang dimodifikasi untuk satu file EKG secara keseluruhan disimpan dalam file CSV yang berisi timestamp (sampel) dan nilai CSI_{100} yang dimodifikasi. Dari nilai keseluruhan CSI_{100} yang dimodifikasi, visualisasi variasi detak jantung dari waktu ke waktu ke dalam tachogram ditunjukkan pada Gambar 4.

Selain membentuk takogram untuk seluruh data EKG, nilai modified CSI_{100} tipe pertama diambil dari data EKG dari orang normal. Nilai modified CSI_{100} tipe kedua diambil pada titik preiktal, iktal, dan postiktal dengan durasi antara 1/2, 2, hingga 5 menit sebelum dan sesudah kejang. Nilai minimum, maksimum, rentang, dan rata-rata dari nilai CSI_{100} yang dimodifikasi dari kedua jenis data tersebut kemudian dibandingkan.

2.4. Plot Poincaré

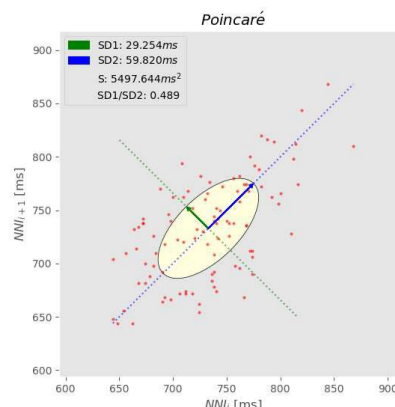
Selain nilai CSI_{100} yang dimodifikasi, variasi detak jantung berdasarkan interval RR juga dapat ditampilkan melalui plot Poincaré untuk membantu dalam bentuk visualisasi seperti pada Gambar 5 dan 6.



Gambar 5. Plot Poincaré pasien (3) dalam kondisi normal selama 100 R-R interval

Dengan membandingkan salah satu contoh distribusi pada Gambar 5 dan Gambar 6 dapat diketahui bahwa sebelum kejang terjadi atau pada fase preiktal, pasien 1 mengalami peningkatan fluktuasi keseluruhan yang signifikan tanpa mengkompensasi variasi denyut jantung jika dibandingkan dengan kondisi jauh sebelum kejang

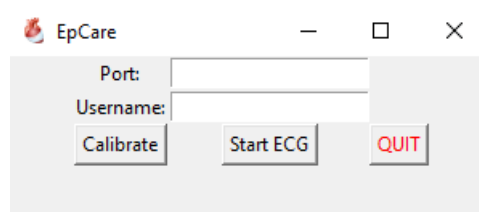
pada pasien 3 yang ditunjukkan dengan distribusi titik sepanjang sumbu $NN_i = NN_{i+1}$.



Gambar 6. Plot Poincaré pasien (1) di sekitar onset kejang untuk 100 R-R interval

2.5. Program Deteksi Preiktal

Ada dua fungsi utama program, yaitu kalibrasi dan deteksi preiktal. Antarmuka program dapat dilihat pada Gambar 7.



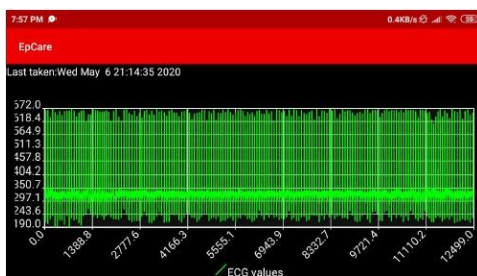
Gambar 7. Antarmuka Program

- 1) Kalibrasi: Proses kalibrasi nilai EKG dilakukan oleh program bahasa python. Nilai EKG diambil dalam total 15 menit, sehingga jumlah nilai CSI_{100} mencapai 15. Nilai EKG dimasukkan ke dalam file .txt yang disimpan dalam sub-folder bernama 'data'. Di sini file .txt yang berisi nilai EKG kemudian dicari nilai CSI_{100} untuk setiap 100 interval R-R dari awal perekaman (detik 0) hingga akhir (menit 15). Nilai CSI_{100} dikumpulkan dan disimpan dalam file .csv di sub-folder yang sama dengan nilai EKG. Kalibrasi bertujuan untuk membuat rentang nilai preiktal dapat disesuaikan untuk setiap pengguna.
- 2) Deteksi preiktal: Proses deteksi preiktal tidak dapat dilakukan sebelum kalibrasi karena tidak ada rentang CSI_{100} yang dapat dibandingkan. Proses pengambilan nilai EKG dilakukan dengan program bahasa python dimana nilai EKG yang telah diambil dimasukkan ke dalam array. Nilai EKG diambil secara terus menerus selama program masih berjalan. Jika ditemukan interval 100 RR maka program akan menghitung nilai CSI_{100} dan jika diatas nilai ambang terkalibrasi maka pengguna dikategorikan memiliki fase preiktal dan

program akan meminta Firebase untuk mengirimkan notifikasi ke aplikasi Android.

2.6. Aplikasi Android

Aplikasi Android memiliki dua tujuan utama, yaitu sebagai penerima notifikasi tanda akan terjadinya kejang, dan untuk menampilkan sinyal EKG. Aplikasi Android dibuat menggunakan aplikasi Android Studio, dengan bahasa pemrograman Java. Aplikasi android menggunakan tiga platform Firebase yaitu: Firebase Realtime Database, Firebase Cloud Messaging, dan Firebase Cloud Function. Aplikasi tersebut bernama EpCare (Perawatan Epilepsi). Perancangan aplikasi android dapat dilihat pada Gambar 8.



Gambar 8. Tampilan Aplikasi Android

Aplikasi selalu menampilkan data EKG terakhir yang masuk ke database realtime, dan memperbarui gambar setiap ada data baru yang masuk. Untuk notifikasi, aplikasi hanya akan menerima notifikasi yang berisi token dari aplikasi. Token baru akan dibuat dan disimpan ke database realtime setiap kali aplikasi diinstal.

3. LANDASAN TEORI

3.1. Epilepsi

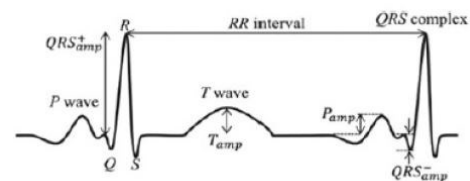
Epilepsi merupakan gangguan sistem saraf yang menyerang otak dengan gejala kejang yang paling umum (Van Elmpt, Nijsen, & Griep, 2006). Kejang yang terjadi selama epilepsi dapat menyebabkan perilaku yang tidak biasa, sensasi, dan bahkan kehilangan kesadaran. Pengobatan dan pengobatannya bervariasi dan ada pasien yang dapat meredakan kejang secara perlahan tetapi ada juga pasien yang membutuhkan pengobatan dalam waktu yang sangat lama (Mayo Clinic Staff, 2019).

Ada tiga fase pada epilepsi, yaitu fase preiktal, fase iktal, fase postiktal, dan fase interiktal. Karena penelitian ini hanya berfokus pada fase preiktal, berikut akan diberikan sedikit penjelasan lebih lanjut mengenai fase preiktal pada epilepsi:

Preiktal atau prodromal adalah keadaan sebelum terjadinya kejang mayor atau iktal. Fase preiktal dialami oleh semua penderita epilepsi dengan intensitas dan gejala yang bervariasi seperti perasaan tidak nyaman, indera bekerja tidak normal, muntah, dan lain-lain. Preiktal dapat berlangsung selama 3-10 detik, 1-10 menit, atau bahkan berhari-hari.

3.2. Elektrokardiografi

Elektrokardiografi adalah teknik untuk mengambil aktivitas sinyal jantung. Elektrokardiografi dilakukan dengan merekam aktivitas listrik jantung melalui elektroda yang dihubungkan ke tubuh melalui permukaan kulit dan merepresentasikan hasil perekaman dalam bentuk grafik. Hasil yang dikeluarkan oleh proses elektrokardiografi adalah elektrokardiogram (biasa disebut EKG atau EKG). EKG menunjukkan plot potensi bio yang dihasilkan oleh aktivitas jantung. EKG biasa digunakan oleh dokter untuk memprediksi dan memberikan tindakan pengobatan terhadap berbagai penyakit yang berhubungan dengan sistem kardiovaskular. Gambar struktur sinyal EKG dapat dilihat pada Gambar 9.



Gambar 9. Struktur Sinyal EKG

Pada Gambar 9 (Pan, & Tompkins, 1985) dapat dilihat bahwa pada siklus kardio EKG lengkap terdiri dari gelombang P, kompleks QRS, dan gelombang T. Deteksi pada bagian QRS merupakan langkah yang sangat penting dalam memproses sinyal EKG karena memiliki amplitudo yang lebih tinggi jika dibandingkan dengan gelombang P dan T. Selain itu, bagian R juga dapat digunakan untuk mencari detak jantung seseorang. Detak jantung dapat dicari dengan menghitung interval waktu antara dua titik R yang berdekatan atau biasa disebut interval R-R. Ada beberapa metode untuk mendeteksi QRS seperti algoritma Pan Tompkins, deteksi QRS berdasarkan pengurangan atau transformasi konversi (Subramanian, 2017).

3.3. Algoritma Pan-Tompkins

Algoritma Pan-Tompkins menemukan kompleks QRS sinyal EKG berdasarkan analisis digital dari kemiringan, amplitudo, dan lebar. Algoritma Pan-Tompkins sering digunakan untuk mencari titik R yang biasanya digunakan untuk analisis variasi detak jantung (HRV) (Liu, et. al, 2017). Tahapan pada algoritma Pan-Tompkins dibagi menjadi dua, yaitu tahap pra-pemrosesan dan tahap keputusan (Pan, & Tompkins, 1985). Tahapan algoritma Pan-Tompkins pada tahap pre-processing adalah sebagai berikut:

1) Filter bandpass

Bandpass filter digunakan untuk menghilangkan noise dengan menerapkan low-pass filter dan high-pass filter secara serial pada frekuensi 5-15 Hz. Fungsi *low-pass filter* adalah sebagai berikut:

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T) \quad (1)$$

Sementara fungsi high-pass filter adalah sebagai berikut:

$$y(nT) = 32x(nT - 16T) - [y(nT - T) + x(nT) - x(nT - 32T)] \quad (2)$$

2) Turunan

Turunan digunakan untuk mencari informasi kemiringan dari QRS kompleks. Fungsi turunannya adalah sebagai berikut:

$$y(nT) = (1/8T)[-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)] \quad (3)$$

3) Fungsi Kuadrat

Kuadrat digunakan untuk menekankan puncak QRS dari bagian lain. Fungsi kuadratnya adalah sebagai berikut:

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (4)$$

4) Integrasi Jendela Bergerak

Integrasi jendela bergerak digunakan untuk mencari informasi bentuk gelombang QRS dan kemiringan R. Fungsi integrasi jendela bergerak adalah sebagai berikut:

$$y(nT) = (1/N)[x(nT - (N - 1)T) + x(nT - (N - 2)T) + \dots + x(nT)] \quad (5)$$

5) Ambang batas

Pertama, inisiasi ambang batas yaitu dari maksimum nilai titik sampling pertama. Ini menciptakan dua jenis puncak: puncak sinyal dan puncak kebisingan. Berikut ini adalah rumus untuk menemukan *threshold* dari sinyal terintegrasi:

$$SPKI = 0,125PEAKI + 0,875SPKI \quad (6)$$

$$NPKI = 0,125PEAKI + 0,875NPKI \quad (7)$$

$$THRESHOLDI1 = NPKI + 0,25(SPKI - NPKI) \quad (8)$$

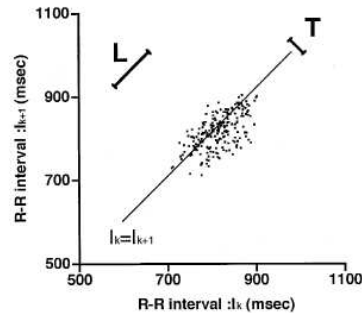
$$THRESHOLDI2 = 0.5 * THRESHOLDI1 \quad (9)$$

Puncak diambil dari THRESHOLD I1 atau jika melebihi THRESHOLD I2 setelah menerapkan pencarian kembali.

2.4. Indeks Simpatik Jantung (CSI)

Cardiac Sympathetic Index (CSI) adalah nilai hasil metode non-linier dengan memanfaatkan interval R-R. CSI digunakan sebagai tolak ukur seberapa besar variasi denyut jantung (HRV) (Toichi, Sugiura, Murai, & Sengoku, 1997).

Plot poincare atau plot Lorenz adalah plot dua dimensi nonlinier yang berfungsi untuk menunjukkan peta sebaran data. Disini plot Poincare digunakan untuk menunjukkan variasi perbedaan antara interval R-R dimana interval R-R didistribusikan dalam bentuk titik-titik pada plot dengan sumbu x yaitu RRI_k dan sumbu y yaitu RRI_{k+1}. Contoh plot poincare dapat dilihat pada Gambar 10.



Gambar 10. Plot Poincare

Standar deviasi dapat diturunkan dari distribusi pada plot Poincare yaitu vertikal (melintang) terhadap $I_k = I_{k+1}$ (Sd1) dan horizontal (membujur) terhadap $I_k = I_{k+1}$ (Sd2). Berikut adalah rumus dari Sd1 dan Sd2:

$$Sd1 = \sigma \left(\frac{\sqrt{2}}{2} [(I_1 - I_2 \dots I_k - I_{k+1})] \right) \quad (10)$$

$$Sd2 = \sigma \left(\frac{\sqrt{2}}{2} [(I_1 + I_2 \dots I_k + I_{k+1})] \right) \quad (11)$$

Dari nilai Sd1 dan Sd2, Toichi et al. menemukan nilai untuk membantu memvisualisasikan plot Poincare, yaitu panjang melintang (T) yaitu empat kali Sd1 dan panjang membujur (L) yaitu empat kali Sd2. Karena distribusi titik sepanjang L menunjukkan pengaruh aktivitas simpatis dan parasimpatis pada interval R-R, maka estimasi aktivitas simpatis pada plot Poincare adalah L/T (Toichi, Sugiura, Murai, & Sengoku, 1997). Sedangkan (Jeppesen, Beniczky, Johansen, Sidenius, & Fuglsang-Frederiksen, 2015) telah mengimprovisasi formula yang lebih menekankan pada parameter L dan menamakan formula dengan “modified” CSI (L2/T) yang berfungsi sebagai alternatif dalam melakukan deteksi kejang. Metode lain yang digunakan dalam melakukan estimasi terhadap nilai CSI telah diusulkan menggunakan Convolutional Neural Network 1 dimensi (Kołodziej, et. al., 2021).

3.5. Distribusi Normal

Distribusi normal (distribusi Gaussian), adalah jenis distribusi berbasis probabilitas yang simetris dengan nilai rata-rata. Distribusi normal mengandung dua parameter atau komponen utama, yaitu nilai rata-rata dan nilai simpangan baku. Dari distribusi normal, terdapat dua jenis limit, yaitu batas atas dan batas bawah. Berikut adalah rumus untuk masing-masing limit:

$$UpperThreshold = \mu + k \quad (12)$$

$$LowerThreshold = \mu - k \quad (13)$$

3.6. AD8232

AD8232 adalah blok pengkondisi sinyal untuk sinyal EKG dan pengukuran biopotensial lainnya. AD8232 digunakan sebagai frontend untuk mengekstrak, memperkuat, dan menyaring kebisingan yang dibuat oleh gerakan atau penempatan elektroda.

4. HASIL DAN PEMBAHASAN

Tujuan dari penelitian ini adalah membuat sebuah sistem program aplikasi untuk melakukan deteksi onset kejang dengan memanfaatkan metode yang telah disebutkan sebelumnya. Maka dilakukan beberapa pengujian dengan menjalankan program untuk beberapa data EKG.

4.1. Menggunakan CSI100 yang Dimodifikasi dari Pasien (1) pada Subjek Normal

Karena keterbatasan data dan relawan, tes pertama dilakukan pada subjek normal, dengan batasan CSI100 yang 'dimodifikasi' seperti pasien 1. Batas CSI100 'dimodifikasi' dipilih di atas 1000 karena melihat takogram pada Gambar 4, tiga dari enam onset kejang pada data EKG pasien 1 memiliki nilai CSI100 'modifikasi' di atas 1000 pada suatu titik. sekitar 20 detik - 1 menit sebelum kejang. Di mana onset kejang yang lain, satu onset kejang tidak dapat diambil fase preiktalnya, dan onset kejang yang lain sangat dekat dengan kejang sebelumnya, yaitu sekitar 2 menit. Data pengujian dapat dilihat pada Tabel 3.

Tabel 3. Pengujian Subjek Normal sebagai Pasien 1

No	CSI ₁₀₀ dimodifikasi	Notifikasi Terkirim	Kondisi
1	267	Tidak	Istirahat
2	728	Tidak	Istirahat
3	1739	Ya	Istirahat
4	1201	Ya	Istirahat
5	389	Tidak	Istirahat

4.2. Menggunakan Modifikasi CSI₁₀₀ dari Kalibrasi pada Subjek Normal

Pada proses pengujian ini, sama seperti pengujian pertama, data EKG yang akan digunakan adalah data EKG dari subjek normal yang tidak epilepsi. Bedanya, jika pada pengujian pertama, kisaran nilai CSI100 yang dikategorikan dalam kondisi preiktal adalah tetap. Sedangkan pada pengujian ini digunakan fitur kalibrasi tambahan untuk nilai CSI100 untuk setiap pengguna.

Uji langkah kalibrasi pertama dilakukan sebanyak empat kali. Pada Tabel 4 ditampilkan kompilasi nilai CSI100 yang dimodifikasi dari langkah kalibrasi dengan masing-masing pengujian dilakukan dalam 15 menit dalam kondisi istirahat. Nilai ambang batas yang diperoleh merupakan hasil perhitungan modifikasi CSI100×105%.

Tabel 4. Uji Data Subjek Normal Menggunakan Nilai Ambang Batas sebagai Hasil Kalibrasi

No	Kalibrasi CSI ₁₀₀ yang Dimodifikasi			
	1	2	3	4
1	705	767	479	448
2	264	270	403	841
3	1318	245	620	205
4	194	533	255	438
5	448	1160	225	206
6	228	327	247	239
7	729	520	494	200
8	870	1460	1096	439
9	568	215	378	320
10	578	416	1191	469
11	2067	244	1395	543
12	390	724	552	367
13	959	-	1017	-
14	-	-	185	-
Ambang Batas	2170	1533	1464	882

4.3. Pengujian EKG Pasien Epilepsi dari PhysioNet Menggunakan Ambang Batas dari Kalibrasi Distribusi Normal

Karena nilai CSI₁₀₀ yang dimodifikasi dapat memiliki variasi yang tidak menentu karena berbagai faktor, penelitian ini menguji perhitungan nilai ambang batas baru menggunakan metode distribusi normal. Nilai ambang batas diambil dari batas atas ketiga ($k = 3$). Untuk menguji apakah metode tersebut dapat digunakan untuk deteksi preiktal yang akurat, metode tersebut diimplementasikan dalam program dan diuji untuk data EKG penderita epilepsi dari PhysioNet yang merujuk ke penelitian (Al-Aweel, Krishnamurthy, Hausdorff, Mietus, Ives, Blum, Schomer, & Goldberger, 1999) dan (Goldberger, Amaral, Glass, Hausdorff, Ivanov, Mark, Mietus, Moody, Peng, & Stanley, 2000).

Kalibrasi dilakukan untuk dua jenis nilai ambang, yaitu nilai konstan dan nilai individual. Kalibrasi individual dilakukan untuk setiap data, sehingga menghasilkan nilai ambang batas yang berbeda. Dari pengujian yang telah dilakukan, diperoleh hasil dengan rincian pada Tabel 5. Tabel tersebut hanya berfungsi untuk mendata kasus deteksi

preiktal oleh program yang terjadi di sekitar onset kejang, untuk kalibrasi individual.

Tabel 5. Klasifikasi Binary untuk Deteksi Preiktal Sekitar Awal Kejang pada Data EKG Pasien Epilepsi PhysioNet

Data	Klasifikasi Biner	Anotasi
sz1	<i>false-positive</i>	Deteksi setelah onset
sz2 (a)	<i>True-positive and False-positive</i>	Deteksi sebelum dan setelah onset
sz2 (b)	<i>True-positive and False-positive</i>	Deteksi sebelum dan setelah onset
sz3 (a)	<i>True-positive and False-positive</i>	Deteksi sebelum dan setelah onset
sz3 (b)	<i>True-positive</i>	Deteksi sebelum onset
sz4	<i>True-positive</i>	Deteksi sebelum onset
sz7	<i>False-positive</i>	Deteksi sebelum onset

Selain kasus deteksi preiktal di sekitar awal kejang, program juga mendeteksi di titik lain pada data EKG yang menghasilkan kasus lain seperti *false-positive* (deteksi di luar fase preiktal dan iktal), atau tidak berhasil terdeteksi sama sekali. (negatif palsu). Perbandingan jumlah kasus pada semua data antara kedua jenis nilai ambang batas tersebut ditunjukkan pada Tabel 6.

Tabel 6. Perbandingan unjuk kerja berdasarkan jenis ambang batas pada data EKG pasien epilepsi PhysioNet

	TP	FP	FN	F-measure
Orang normal	10	11	2	0.64
Individual	10	18	2	0.50

Berdasarkan perhitungan unjuk kerja deteksi kondisi preictal menggunakan ambang batas berdasarkan orang normal memiliki nilai F-measure yang lebih baik disbanding unjuk kerja menggunakan ambang batas individual. Perbedaan nilai F-measure ini berasal dari perbedaan nilai *false positive* (FP). Pada deteksi preictal menggunakan ambang batas individual, system menjadi over confident. Ambang batas yang dihasilkan cenderung lebih rendah. Hal ini bisa disebabkan karena kondisi denyut jantung pada penderita epilepsi, khususnya pada saat menjelang kejang mengalami ketidakstabilan.

5. KESIMPULAN

Dari hasil pengujian yang telah dilakukan, dapat diambil beberapa kesimpulan sebagai berikut:

- 1) Tidak ditemukan perbedaan yang signifikan antara bentuk sinyal EKG dari orang normal dan fase non-iktal pada penderita epilepsi. Dibuktikan dengan perbandingan gambar plot sinyal EKG antara subjek orang normal dengan pasien epilepsi fase non iktal yang tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan.
- 2) Kondisi preiktal dan iktal pada penderita epilepsi umumnya meningkatkan aktivitas simpatis yang

ditandai dengan peningkatan nilai CSI. Terbukti dengan takogram dari pasien epilepsi PhysioNet yang menunjukkan peningkatan nilai CSI pada fase preiktal dan iktal.

- 3) Aktivitas simpatis yang mendasari nilai CSI setiap individu berbeda-beda. Terbukti dengan hasil nilai distribusi normal yang berbeda pada setiap mata pelajaran khususnya antara pasien epilepsi baik dari RSUD maupun dari PhysioNet.
- 4) Nilai CSI orang normal dan orang dengan epilepsi dalam kondisi normal tidak dapat dibedakan karena aktivitas simpatis yang berbeda pada setiap individu. Terbukti dengan nilai hasil distribusi normal antara subjek orang normal dengan nilai rata-rata hasil distribusi normal pasien epilepsi PhysioNet yang tidak jauh berbeda. Demikian juga perbedaan nilai hasil distribusi normal antara masing-masing pasien epilepsi PhysioNet itu sendiri.
- 5) Deteksi preiktal menggunakan ambang batas orang normal memiliki nilai F1 sebesar 0.64, sedangkan deteksi yang menggunakan ambang batas individual memiliki nilai F1 sebesar 0.5. Hal ini bisa dipengaruhi oleh ketidakstabilan denyut jantung pada penderita epilepsi sebelum kejang. Oleh karenanya, pada penelitian selanjutnya penentuan ambang batas individual sebaiknya dilakukan pada saat subyek tidak dalam keadaan menjelang kejang, yaitu pada kondisi normalnya

DAFTAR PUSTAKA

- AL-AWEEL, I., KRISHNAMURTHY, K., HAUSDORFF, J., MIETUS, J., IVES, J., BLUM, A., SCHOMER, D., & GOLDBERGER, A., 1999. Postictal heart rate oscillations in partial epilepsy. *Neurology*, vol. 53, no. 7, pp. 1590-1592.
- EGGLESTON, K. S., OLIN, B. D., & FISHER, R. S., 2014. Ictal tachycardia: The head-heart connection. *Seizure*, vol. 23, no. 7, pp. 496-505.
- GHOSH, A., DAS, T., SARKAR, A., & BASAK, P., 2017. Pre-ictal epileptic seizure prediction based on ECG signal analysis. 2nd International Conference for Convergence in Technology (I2CT), pp. 920-925.
- GOLDBERGER, A., AMARAL, L., GLASS, L., HAUSDORFF, J., IVANOV, P. C., MARK, R., MIETUS, J. E., MOODY, G. B., PENG, C. K., & STANLEY, H. E., 2000. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation [Online]*, vol. 101, no. 23, pp. e215-e220.
- ISLAMIYAH, WARDAH R., dkk. Identification of Epilepsy Phase Based on Time Domain Feature Using ECG Signals. In: *2020 International Conference on Computer*

- Engineering, Network, and Intelligent Multimedia (CENIM)*. IEEE, 2020. p. 1-6.
- JEPPESEN, J., FUGLSANG-FREDERIKSEN, A., BRUGADA, R., PEDERSEN, B., RUBBOLI, G., JOHANSEN, P., & BENICZKY, S. 2014. Heart rate variability analysis indicates preictal parasympathetic overdrive preceding seizure-induced cardiac dysrhythmias leading to sudden unexpected death in a patient with epilepsy. *Epilepsia*, 55(7), e67-e71.
- JEPPESEN, J., BENICZKY, S., JOHANSEN, P., SIDENIUS, P., & FUGLSANG-FREDERIKSEN, A., 2015. Detection of epileptic seizures with a modified heart rate variability algorithm based on Lorenz plot. *Seizure*, vol. 24, pp. 1-7.
- JONES, L. A. & THOMAS, R. H., 2017. Sudden death in epilepsy: Insights from the last 25 years. *Seizure*, vol. XLIV, pp. 232-236.
- KOŁODZIEJ, M., MAJKOWSKI, A., TARNOWSKI, P., RAK, R. J., & RYSZ, A. 2021. A new method of cardiac sympathetic index estimation using a 1D-convolutional neural network. *Bulletin of the Polish Academy of Sciences. Technical Sciences*, 69(3).
- LIU, F., WEI, S., LI, Y., JIANG, X., ZHANG, Z., ZHANG, L., & LIU, C. 2017. The accuracy on the common Pan-Tompkins based QRS detection methods through low-quality electrocardiogram database. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 7(5), 1039-1043.
- Mayo Clinic, 2019. Epilepsy - Symptoms and causes. [Online]. <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/epilepsy/symptomscauses/syc-20350093>. [Diakses 20 November 2021].
- PAN, J., & TOMPKINS, W. J., 1985. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230-236.
- PICKUS, S., 2017. HRV. [Online]. Tersedia di: <https://github.com/pickus91/HRV/blob/master/panTompkins.py>.
- RAMGOPAL, S., THOME-SOUZA, S., JACKSON, M., KADISH, N. E., FERN'ANDEZ, I. S., KLEHM, J., BOSL, W., REINSBERGER, C., SCHACHTER, S. & LODDENKEMPER, T., 2014. Seizure detection, seizure prediction, and closed-loop warning systems in epilepsy. *Epilepsy & Behavior*, vol. XXXVII, pp. 291-307.
- SUBRAMANIAN, B., 2017. ECG signal classification and parameter estimation using multiwavelet transform. *Biomedical Research*, vol. 28, no. 7.
- TOICHI, M., SUGIURA, T., MURAI, T. & SENGOKU, A., 1997. A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval. *Journal of the Autonomic Nervous System*, 62(1-2), pp.79-84.
- VAN ELMPT, W. J. , NIJSEN, T. M., & GRIEP, P. A. A. J. B., 2006. A model of heart rate changes to detect seizures in severe epilepsy. *Seizure*, vol. 15, no. 6, pp. 366-375.
- WILLIAMS, L. & WILKINS, 2006. *ECG Interpretation: An Incredibly Easy! Pocket Guide*, Lippincott Williams & Wilkins.
- World Health Organization, 2019. Epilepsy. [Online]. Tersedia di: <https://www.who.int/news-room/factsheets/detail/epilepsy>. [Diakses 20 November 2021]
- WULANDARI, Diah P., dkk. Visualization of Epilepsy Patient's Brain Condition based on Spectral Analysis of EEG Signals using Topographic Mapping. In: *2018 International Conference on Computer Engineering, Network and Intelligent Multimedia (CENIM)*. IEEE, 2018. p. 7-13.
- WULANDARI, Diah P., dkk. Epileptic Seizure Detection Based on Bandwidth Features of EEG Signals. *Procedia Computer Science*, 2019, 161: 568-576.

Halaman ini sengaja dikosongkan