

PENGARUH KARAKTERISTIK IMPEDANSI KERAK KONDUKTOR GEL TERHADAP SINYAL ELEKTROKARDIOGRAFI (EKG)

EFFECT OF IMPEDANCE CHARACTERISTICS GEL CONDUCTOR CRUST ON ELECTROCARDIOGRAPHY (ECG) SIGNAL

DODI MARIADI¹, RAHADI WIRAWAN², WAYAN SUDIARTA³

^{1,2,3}Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Mataram.
Jl. Majapahit 62 Mataram Lombok Nusa Tenggara Barat, Indonesia (83125). Telepon (0370) 633603.
Faksimili: (0370) 636041,

Abstrak. Penggunaan konduktor gel dalam perekaman EKG memiliki kelemahan yaitu gel dapat mengeras membentuk kerak dan mengkontaminasi sinyal menyebabkan kesalahan dalam perekaman EKG apabila tidak dibersihkan dengan benar setelah perekaman EKG. Telah dilakukan penelitian untuk mengetahui besar karakteristik impedansi kerak gel yang terbentuk., serta pengaruh karakteristik impedansi kerak gel yang terbentuk terhadap sinyal elektrokardiografi. Penelitian yang dilakukan menggunakan pengujian impedansi yang disebabkan oleh kerak, pengujian sinyal EKG untuk menganalisis perbedaan besar amplitudo sinyal. Didapatkan pengaruh Karakteristik impedansi kerak gel yang terbentuk pada penambahan massa gel 0 gr; 0,2 gr; 0,4 gr; 0,6 gr; 0,8 gr; 1,0 gr menimbulkan beda fase dengan koefisien determinasi R^2 yang bersifat eksponensial sebesar 0,94 dengan besar impedansi sebesar 0,07 k Ω , 0,23 k Ω , 0,41 k Ω , 0,91 k Ω , 1,25 k Ω , 1,5 k Ω , dengan koefisien determinasi R^2 sebesar 0,96 pada frekuensi jantung normal. Pengaruh karakteristik impedansi kerak terhadap sinyal EKG yaitu merubah besarnya amplitudo sinyal dengan terjadinya perubahan kecil rentang 0,10 mV - 0,30 mV pada sampel DM, 0,13 mV - 0,23 mV pada sampel HW, 0,08 mV - 0,18 mV pada sampel MR yang dikategorikan noise atau distorsi dan tidak merubah morfologi dasar sinyal jantung.

Kata kunci: Karakteristik Impedansi, Kerak Gel, Sinyal EKG

Abstract. The use of gel conductors in ECG recording has disadvantage that gel can harden to form a crust and contaminate the signal causing errors in ECG recording if it is not cleaned properly after ECG recording. Research has been carried out to determine the impedance characteristics of the gel crust formed, and determine the influence of the impedance characteristics of the formed gel crust on the electrocardiographic signal. The research was carried out using impedance testing caused by crusting, ECG signal testing to analyze differences in magnitude of signal amplitude. It was found that effect Impedance characteristics of gel crusts formed in addition to gel mass 0 gr; 0.2 gr; 0.4 gr; 0.6 gr; 0.8 gr; 1.0 g gives rise to a phase difference with a coefficient of determination R^2 which is exponential 0.94 with an impedance of 0.07 k Ω , 0.23 k Ω , 0.41 k Ω , 0.91 k Ω , 1.25 k Ω , 1.5 k Ω , with a coefficient of determination R^2 is 0.96 at normal heart frequency. The effect of crust impedance characteristics on ECG signals is to change the magnitude of the signal amplitude with small changes in the range of 0.10 mV - 0.30 mV in DM samples, 0.13 mV - 0.23 mV in HW samples, 0.08 mV - 0.18 mV in MR samples which are categorized as noise or distortion and do not change the basic morphology of heart signals.

Key words: ECG Signal, Gel Crust, Impedance Characteristics,

PENDAHULUAN

Penyakit jantung merupakan penyebab utama kematian secara global yang merenggut sekitar 17,9 juta nyawa setiap tahun, 32% dari total kematian secara global (WHO, 2023). Penyakit jantung tidak terlepas dari kelainan pada jantung. Kelainan tersebut disebabkan oleh ketidaknormalan aktivitas listrik yang terjadi pada jantung. Salah satu alat medis diagnostik yang digunakan untuk mengetahui aktivitas listrik pada jantung adalah Elektrokardiografi (EKG) (Bao, dkk., 2020). Aplikasi penting dari EKG

yaitu memberikan informasi penting untuk mendukung diagnosis ataupun mengevaluasi hasil dari diagnosis tersebut melalui sinyal yang terekam oleh EKG (Chen, dkk., 2018). Sinyal jantung memiliki karakteristik yang dapat digunakan untuk mengevaluasi kondisi jantung yaitu morfologi sinyal. Morfologi sinyal jantung menggambarkan bentuk gelombang sinyal yang dihasilkan oleh jantung salah satunya adalah amplitudo sinyal (Shaffer dan Ginsberg, 2017). Hal ini menegaskan bahwa pemantauan penyakit jantung menjadi semakin mendesak dan penting.

Perekaman menggunakan EKG dilakukan dengan peletakan elektroda pada posisi-posisi tertentu di permukaan tubuh. Perekaman aktivitas listrik jantung menggunakan pembacaan voltase kecil berkisaran -90 mV sampai 35 mV (Irawati, 2015), sehingga digunakan gel sebagai konduktor antara elektroda dan kulit. Hal ini bertujuan untuk meningkatkan kualitas sinyal dengan meningkatkan konduktivitas listrik antara kulit dan elektroda, mengurangi impedansi antara elektroda dan kulit. Namun, penggunaan konduktor gel juga memiliki kelemahan yaitu gel bersifat lengket sehingga mengotori elektroda. Gel mengeras membentuk kerak dan mengkontaminasi sinyal serta munculnya distorsi pada sinyal serta munculnya impedansi antara kulit dan elektroda yang besarnya memiliki karakteristik tersendiri, selain itu dapat menyebabkan kesalahan dalam perekaman EKG apabila tidak dibersihkan dengan benar setelah perekaman EKG. (Umar, dkk., 2021)

Penelitian mengenai kerak konduktor gel yang digunakan dalam perekaman EKG masih terbatas. Berdasarkan penelitian Lee, dkk., (2019), berkesimpulan bahwa sebagian besar penggunaan mesin EKG tidak sebanding dengan prosedur perawatan yang dilakukan pada mesin EKG. Paramedis kurang memperhatikan kebersihan mesin EKG, terutama elektrodanya. Jika elektroda tidak dibersihkan setelah digunakan, kerak akan terbentuk pada permukaan elektroda. Oleh karena itu, perlu adanya penelitian mengenai pengaruh karakteristik impedansi kerak konduktor gel terhadap sinyal yang dihasilkan oleh EKG. Penelitian dilakukan untuk mengetahui besar karakteristik impedansi kerak gel yang terbentuk dan mengetahui pengaruh karakteristik impedansi kerak gel yang terbentuk terhadap sinyal elektrokardiografi. Selain itu, analisis karakteristik sinyal EKG juga perlu dilakukan untuk membantu memantau karakteristik sinyal jantung seseorang dari data rekam EKG, sebab hal tersebut merujuk pada penilaian terhadap kualitas sinyal yang dihasilkan.

MATERIAL DAN METODE

Alat dan Bahan

Alat-alat yang digunakan dalam peneliriran ini yaitu elektrokardiografi (EKG), *hair dryer*, mikrometer skrup, multimeter, timbangan digital, laptop, *scanner*, osiloskop, dan *function generator*.

Bahan-bahan yang digunakan dalam menunjang penelitian ini yaitu gel EKG (Signa Gel), lempeng besi 2 keping, kabel 2,5 mm, *breadbord*, dan elektroda jenis *bulb*.

Metode

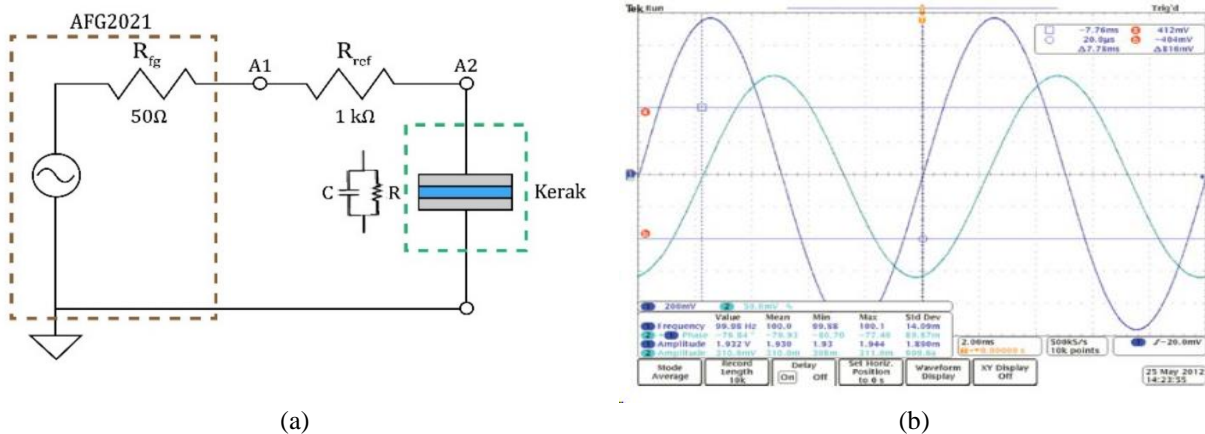
Penelitian ini menggunakan metode eksperimen dengan menguji karakteristik impedansi kerak yang dilakukan di Laboratorium Fisika Dasar, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Mataram. Selain itu, untuk mengetahui pengaruh karakteristik impedansi kerak terhadap sinyal jantung yang direkam melalui EKG dilakukan pengujian langsung pada 3 pasien di Instalasi Poli Jantung, Rumah Sakit Umum Provinsi NTB, Mataram. Adapun penentuan pengaruh karakteristik impedansi kerak terhadap sinyal EKG dilakukan dengan menganalisis hubungan antara karakteristik impedansi (impedansi kerak, beda fase yang terbentuk akibat adanya impedansi kerak, resistansi kerak, kapasitansi kerak) dan frekuensi jantung normal (1 Hz hingga 1,6 Hz) secara simulasi eksperimen berdasarkan persamaan garis dari kurva hasil pengujian. Kurva hasil pengujian dapat digunakan apabila nilai koefisien determinasi (R^2) yang diperoleh mendekati 1. Semakin mendekati 1 pengaruh yang diberikan kerak semakin besar terhadap sinyal EKG. Adapun untuk pengujian langsung dianalisis perubahan amplitudo pada gelombang kompleks QRS untuk mengetahui pengaruh kerak pada sinyal jantung yang direkam oleh EKG.

Prosedur Kerja

Pengujian Karakteristik Impedansi Kerak

Pengukuran impedansi dilakukan dengan beberapa tahapan, pertama dilakukan dengan mengatur rangkaian pengujian seperti yang ditunjukkan (Gambar 1). Berdasarkan (Gambar 1.a) menunjukkan R dan C keduanya merupakan rangkaian ekuivalen dengan kerak yang diuji, serta R_{fg} adalah impedansi keluaran 50Ω dari *Function Generator*. *Function Generator* diatur untuk menghasilkan amplitudo, gelombang sinus diatur

menyesuaikan dengan pengaturan skala vertikal osiloskop untuk menggunakan tampilan sejelas mungkin, pada penelitian akan dilakukan pengaturan frekuensi sebesar frekuensi jantung normal yaitu 1 Hz sampai 1,6 Hz dan memperbesar frekuensi tersebut hingga 200 Hz untuk mendapatkan perubahan yang lebih jelas. Osiloskop digunakan untuk mengukur besar voltase pada titik A1 dan A2 seperti yang ditunjukkan (Gambar 1.a). Setelah rangkaian dan osiloskop diatur maka akan menghasilkan gelombang dengan perbedaan fase akibat dari pengaruh kerak gel pada rangkaian. Gambar 1.b menunjukkan contoh bentuk gelombang yang dihasilkan. Hal yang sama diulangi pada pengukuran kerak selanjutnya. Apabila impedansi telah selesai diukur selanjutnya diplot grafik hubungan frekuensi terhadap impedansi dan beda fase serta grafik hubungan antara nilai massa dan nilai impedansi yang didapat, sehingga dari grafik dapat dilihat besar pengaruh massa terhadap nilai impedansi pada elektroda. Hal ini menjadi dasar untuk mengetahui karakteristik impedansi kerak.



Gambar 1. (a) Rangkaian uji impedansi (b) Hasil pengukuran (Tektronix, 2013)

Pengujian Sinyal EKG

Pengambilan data sinyal Elektrokardiografi (EKG) dilakukan di Instalasi Poli Jantung RSUP NTB berdasarkan dari persetujuan surat kode etik No: 00.9.1/13/KEP/2023, peneliti dapat melakukan pengujian terhadap individu. Didasarkan pada reduksi kualitas sinyal, penelitian dilakukan pada tiga sampel pasien acak (Nurhasanah, 2023) dengan pengawasan oleh ahli Instalasi Poli Jantung RSUP NTB. Sebelum dimulai perekaman, terlebih dahulu kerak dibuat pada permukaan kontak elektroda dengan variasi massa gel yang telah ditentukan, gel kemudian dikeringkan selama 5 menit pada 6 elektroda jenis *bulb* yang akan di letakkan pada posisi sadapan prekordial. Perekaman dilakukan sebanyak enam kali percobaan selama 5 detik tiap

sampel pasien, sesuai variasi massa gel yakni percobaan pertama 0 gr (elektroda dalam keadaan bersih ditujukan sebagai variabel kontrol), kemudian percobaan kedua menggunakan gel dengan massa 0,2 gr dan percobaan berikutnya secara berurutan pada massa gel 0,4 gr; 0,6 gr; 0,8 gr; 1,0 gr. Setelah itu, dipastikan mesin EKG terkalibrasi dengan cara memeriksa kecepatan mesin 25 mm/detik dan voltase 10 mm.

Elektroda yang telah berkerak kemudian di posisikan pada titik sadapan prekordial (V1, V2, V3, V4, V5, V6). Selanjutnya dilakukan perekaman, perekaman dilakukan bertahap dan berurutan sesuai dengan variasi massa gel yaitu dari perekaman menggunakan elektroda bersih (0 gr) hingga perekaman menggunakan elektroda berkerak (0,2 gr; 0,4 gr; 0,6 gr; 0,8 gr; 1,0 gr). Perekaman selama 5 detik sesuai dengan pengambilan data EKG normal di Instalasi Poli Jantung RSUP NTB. Data rekam akan langsung dicetak secara otomatis oleh mesin EKG dalam bentuk kertas EKG yang berisikan sinyal dari sadapan yang dipasang. Hal sama juga dilakukan pada sampel pasien berikutnya dengan memperhatikan kenyamanan dan kesehatan pasien setelah dilakukan perekaman.

Analisis Data

Analisis karakteristik sinyal EKG dapat dilakukan dengan menghitung besar amplitudo peak to peak berdasarkan garis tipis membentuk kotak kecil berukuran $1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$, garis yang tebal membentuk kotak besar berukuran $5\text{ mm} \times 5\text{ mm}$. Satu kotak kecil sumbu horizontal menunjukkan besarnya waktu bernilai 0,04 detik dan satu kotak besar bernilai lima kali lebih besar, atau 0,2 detik. Satu kotak kecil pada sumbu vertikal menunjukkan besarnya voltase bernilai 0,1 mV dan satu kotak besar adalah 0,5 mV. Nilai-nilai tersebut akan menjadi dasar perbandingan antar perbedaan karakteristik sinyal EKG antara elektroda bersih (0 gr) dan elektroda berkerak (0,2 gr; 0,4 gr; 0,6 gr; 0,8 gr; 1,0 gr). Penghitungan amplitudo didasari karena resistansi dan impedansi berpengaruh terhadap voltase atau amplitudo sinyal sedangkan interval dipengaruhi oleh kondisi jantung seperti pada persamaan berikut.

$$R = \frac{1}{a + 2bV} \quad (1)$$

dengan R merupakan resistansi (Ω), V merupakan beda potensial (volt), dengan a dan b merupakan konstanta yang masing-masing memiliki satuan AV^{-1} dan AV^{-2} . (1) menunjukkan bahwa hambatan bergantung pada potensial. Potensial semakin besar maka hambatan semakin kecil. Potensial sangat kecil $a \gg 2bV$ maka hambatan mendekati konstan yaitu $R = 1/a$. (Abdullah, 2017)

Berdasarkan (Gambar 1.a) dapat dirangkai sebuah rangkaian RC. Berdasarkan hal tersebut, persamaan awal untuk mengetahui impedansi yang digunakan untuk menghitung impedansi Z_x pada titik berbeda dapat dilihat pada (2) berikut.

$$Z_x = \frac{V}{I} \quad (2)$$

dengan Z_x adalah impedansi (Ω) dan I merupakan kuat arus (A) (Goyal, 2022). Hal ini menunjukkan bahwa $Z \sim R$, berikut persamaan yang menunjukkan hubungan antara impedansi Z dan kerak yang terbentuk dari penambahan massa gel.

$$Z = \frac{\rho_\Omega}{PA^2} m \quad (3)$$

dengan ρ_Ω merupakan hambatan jenis kerak ($\Omega.m$), P merupakan massa jenis kerak ($kg.m^{-3}$), A merupakan luas permukaan sentuh pelat (m^2), dan m merupakan massa kerak yang terbentuk (kg). Berdasarkan (3) dapat dijelaskan bahwa $Z \sim m$, dengan hambatan jenis kerak ataupun pelat besi serta luas pelat besi memiliki nilai yang tetap.

Rangkaian unit RC paralel menyebabkan pergeseran fase antara arus dan tegangan. Efek pergeseran fase tersebut dapat digunakan untuk mengukur besaran dan sudut impedansi, resistansi paralel ekuivalen, dan kapasitansi. Impedansi direpresentasikan dalam notasi kompleks sebagai $Z = R + jX$, dimana R adalah resistansi, X adalah reaktansi, dan j adalah *imaginer*. komponen resistor nilai hambatan AC-nya adalah $X_R = R$, untuk komponen kapasitor nilai hambatan AC adalah $X_c = 1/2\pi fC$ dan merupakan reaktansi *imaginer* negatif disebut sebagai reaktansi kapasitif. Adapun (4) dapat digunakan untuk menentukan besar impedansi akibat adanya perbedaan fase pada titik A1 dan A2 yang diturunkan menjadi bentuk polar dari persamaan awalnya. (Kusumoto, 2020)

$$Z = \frac{V_{A2} R_{ref}}{\sqrt{V_{A1}^2 - 2V_{A1}V_{A2}\cos\theta + V_{A2}^2}} \quad (4)$$

dengan Z merupakan impedansi (Ω), R_{ref} merupakan resistansi referensi (Ω), V_{A1} merupakan tegangan *input* (volt), V_{A2} merupakan tegangan *output* (volt), dan θ

merupakan beda fase ($^{\circ}$). Impedansi berubah berdasarkan frekuensi sinyal uji dan level tegangan. Beda fase (θ) mendefinisikan sudut dalam derajat antara vektor impedansi dan vektor resistansi. Sudut fase sama dengan reaktansi dibagi dengan resistansi seperti yang ditunjukkan oleh (5) berikut.

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{X_c}{R}\right) \quad (5)$$

dengan R adalah resistansi (Ω), X_c merupakan reaktansi kapasitif (Ω) bernilai $X_c = 1/2\pi fC$ dan merupakan reaktansi *imaginer* negatif dengan fase -90° . Adanya tegangan dan faktor lingkungan seperti suhu dapat mempengaruhi impedansi, uji frekuensi sinyal seringkali merupakan faktor yang paling signifikan. Berbeda dengan komponen ideal, komponen nyata tidak murni bersifat induktif atau kapasitif. Semua komponen mempunyai resistansi seri, yang merupakan parameter R dalam impedansinya. Namun hal tersebut juga memiliki pengaruh terhadap reaktansinya. (Thaler, 2012)

HASIL DAN DISKUSI

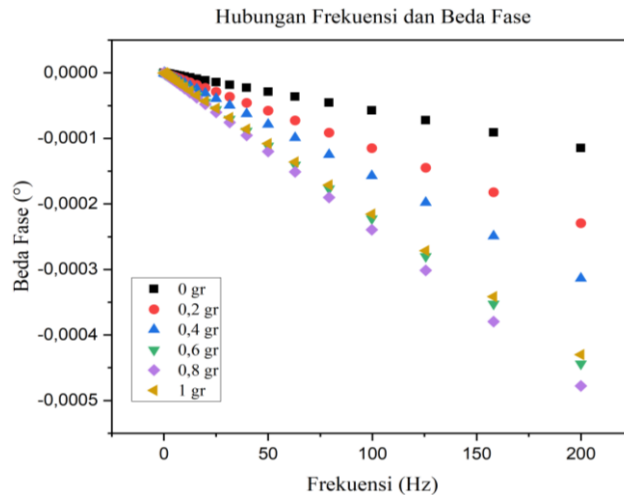
Pengaruh Karakteristik Impedansi Kerak

Perbedaan antara gel dan sesudah menjadi kerak dapat dilihat pada (Gambar 2). pada penelitian ini menggunakan frekuensi yang sesuai dengan frekuensi jantung manusia. Sinyal jantung normal memiliki rentang frekuensi antara 1 Hz hingga 1,6 Hz.



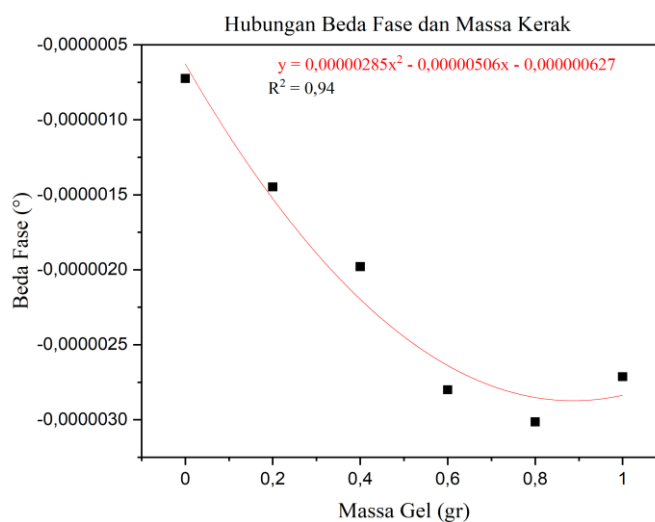
Gambar 2. (a) gel, (b) Kerak gel

Berdasarkan pengukuran yang dilakukan didapatkan bahwa terdapat perbedaan fase pada setiap frekuensi yang diberikan, meninjau dari hasil penelitian yang telah dilakukan didapatkan bahwa pada frekuensi jantung normal yaitu 1 Hz hingga 1,6 Hz menunjukkan adanya perubahan beda fase yang relatif kecil terhadap frekuensi yang diberikan, seperti yang ditunjukkan oleh (Gambar 3).



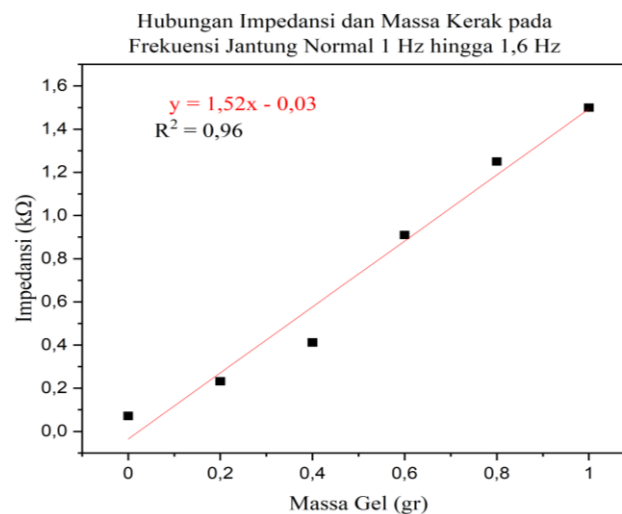
Gambar 3. Grafik Perbandingan Frekuensi terhadap Beda Fase Kerak

Selain itu, apabila dilakukan plot grafik hubungan beda fase (y) dan penambahan massa gel yang menjadi kerak (x), didapatkan hubungan yang bersifat eksponensial dengan nilai koefisien determinasi R^2 sebesar 0,94 seperti yang ditunjukkan (Gambar 4). Nilai tersebut menunjukkan bahwa terdapat pengaruh yang cukup besar yang disebabkan oleh pengaruh massa gel yang menjadi kerak, menimbulkan pergeseran fase antara gelombang yang dihasilkan pada sinyal *input* dan gelombang yang dihasilkan pada sinyal *ouput*, pergeseran fase semakin kecil apabila massa diperbesar dengan besaran yang bernilai dibawah nol seperti pada (5). Berdasarkan teori reaktansi kapasitif akan membentuk kurva dengan fase -90° atau berada pada nilai *imaginer* negatif, Selain itu kapasitansi memiliki nilai yang akan selalu dibawah satu karena nilai kapasitansi adalah $1/2\pi fC$.



Gambar 4. Grafik Hubungan Massa Gel terhadap Beda Fase

Selanjutnya dilakukan pengukuran terhadap impedansi kerak dengan menggunakan parameter tegangan *input* (A1), *output* (A2) dan beda fase (θ), didapatkan nilai impedansi seperti (Gambar 5). Berdasarkan (Gambar 5) dapat dijelaskan bahwa hubungan antara massa gel yang menjadi kerak (x) dan impedansi (y) memiliki hubungan linier sebesar 0,96 pada koefisien determinasi R^2 . Hal ini menunjukkan bahwa pembentukan kerak pada setiap massa gel yang diperbesar dikatakan memiliki pengaruh besar terhadap nilai impedansi yang ditimbulkan.

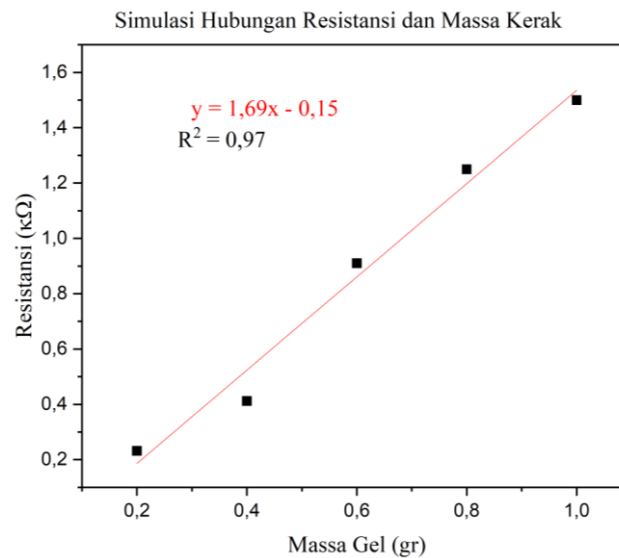


Gambar 5. Grafik Hubungan Massa Gel terhadap Impedansi Kerak

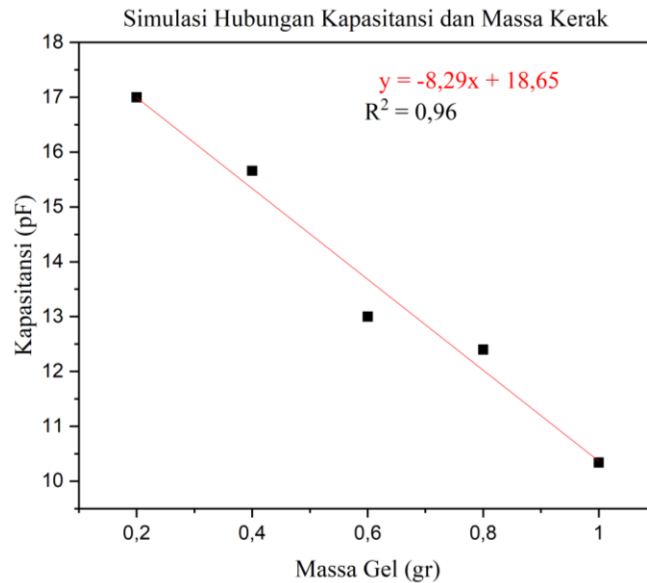
Akibat residu atau kerak membesar dan menyebabkan kemampuan untuk menahan listrik semakin besar (Kusumoto, 2020). Hal inilah yang menyebabkan kenaikan nilai impedansi kontak, sehingga didapatkan bahwa karakteristik impedansi kerak gel memiliki besaran yang sebanding dengan massa yang dikenakan dan menimbulkan pergeseran fase yang semakin kecil setiap massa kerak diperbesar. Berdasarkan (3) didapatkan suatu hubungan antara impedansi dan besarnya massa gel yang akan menjadi kerak, $Z \sim m$. Oleh karena itu, massa gel mengakibatkan nilai impedansi semakin besar. Namun, nilai impedansi yang relatif kecil tersebut membuktikan bahwa karakteristik kerak menimbulkan perbedaan fase dan impedansi yang kecil pada frekuensi jantung normal.

Secara teori dapat dijelaskan bahwa impedansi merupakan besarnya beban atau hambatan suatu komponen pada arus bolak-balik, untuk meninjau pengaruh yang disebabkan oleh massa gel yang menjadi kerak terhadap besarnya resistansi dan

kapasitansi dilakukan simulasi dengan memperhatikan hubungan secara teori. Resistansi memiliki hubungan yang linier dengan besarnya massa kerak apabila diperbesar, hal ini didasari karena $R \sim m$, yang menyebabkan nilai resistansi sebanding dengan besarnya nilai massa kerak. Sehingga dilakukan pengukuran menggunakan Ohmmeter untuk mengukur nilai resistansi kerak pada frekuensi 0 Hz pada setiap nilai massa gel yang menjadi kerak. Diharapkan bahwa nilai massa gel (x) yang menjadi kerak memiliki pengaruh yang besar terhadap nilai resistansi kerak (y) dengan nilai koefisien determinasi R^2 sebesar 0,97 seperti yang ditunjukkan (Gambar 6). Kemudian dilakukan pengukuran terhadap besarnya kapasitansi kerak dengan menggunakan kapasitansi meter. Berdasarkan teori dijelaskan bahwa nilai kapasitansi memiliki hubungan $C \sim 1/m$, yang menunjukkan bahwa nilai kapasitansi berbanding terbalik dengan nilai kapasitansi. Diharapkan hubungan yang cukup linier dengan besar koefisien determinasi R^2 sebesar 0,96 seperti yang ditunjukkan pada (Gambar 7). Hal ini menjelaskan bahwa nilai kapasitansi (y) semakin kecil apabila apabila massa gel (x) yang menjadi kerak diperbesar.

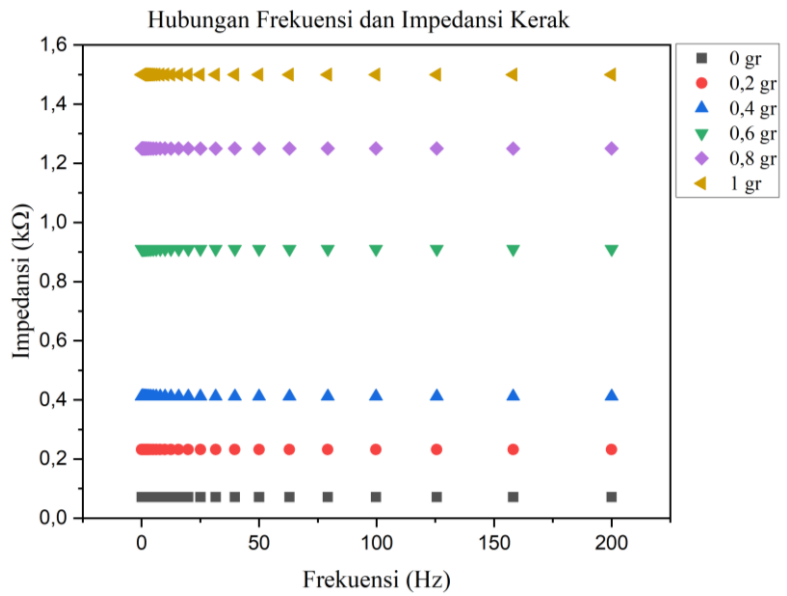


Gambar 6. Grafik Simulasi Hubungan Resistansi dan Massa Kerak



Gambar 7. Grafik Simulasi Hubungan Kapasitansi dan Massa Kerak

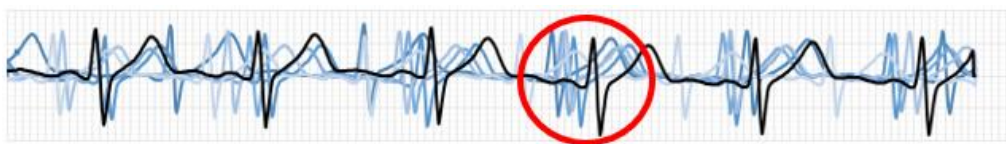
Selanjutnya untuk mengetahui besar pengaruh karakteristik impedansi kerak yang telah didapatkan terhadap sinyal jantung maka dilakukan simulasi atau pengujian. Simulasi dilakukan dengan menggunakan frekuensi dengan rentang 1 Hz hingga 1,6 Hz sesuai dengan frekuensi jantung normal yang mewakili sinyal jantung tersebut. Berdasarkan simulasi yang dilakukan didapatkan hasil seperti (Gambar 8). Berdasarkan (Gambar 8) dapat dijelaskan bahwa nilai impedansi tetap seiring dengan penambahan frekuensi dari 1 Hz hingga 1,6 Hz. Frekuensi diperbesar hingga 200 Hz untuk menemukan perbedaan, namun nilai impedansi memiliki besaran yang tetap. Hal ini menjelaskan bahwa pada kondisi jantung normal, impedansi kerak tetap pada sinyal jantung yang melewati elektroda berkerak atau dapat dikatakan sinyal jantung tidak berubah pada karakteristik impedansi yang ditimbulkan oleh kerak. Pada rentang ini nilai impedansi listrik dipengaruhi oleh sifat resistansi dan kapasitif kerak, dimana didapatkan nilai impedansi bernilai konstan akibat dari nilai kapasitansi yang sangat kecil pada kisaran pF dan resistansi yang cukup besar pada kisaran $k\Omega$.



Gambar 8. Grafik Hubungan Frekuensi dan Impedansi Kerak

Karakteristik Sinyal EKG

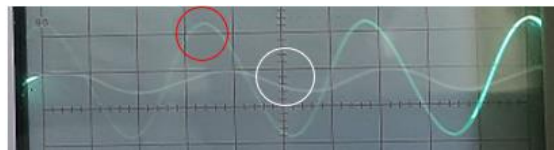
Perbedaan muncul akibat adanya distorsi pada sinyal EKG akibat adanya massa kerak gel pada elektroda. Perbedaan dapat dijelaskan dengan mengambil salah satu sampel pada elektroda yang memiliki perbedaan yang jelas. Sampel DM pada elektroda V2 digunakan sebagai sampel untuk menjelaskan perbedaan distorsi yang terjadi pada sinyal, dapat dilihat (Gambar 9) berikut. Sampel sinyal EKG tersebut merupakan sampel siklus detak jantung selama 5 detik, dalam kurun waktu 5 detik akan didapatkan jumlah gelombang QRS yang sama, karena mesin EKG secara otomatis mulai merekam setelah satu gelombang QRS terjadi, artinya tidak terpengaruh oleh waktu perekaman yang berbeda.



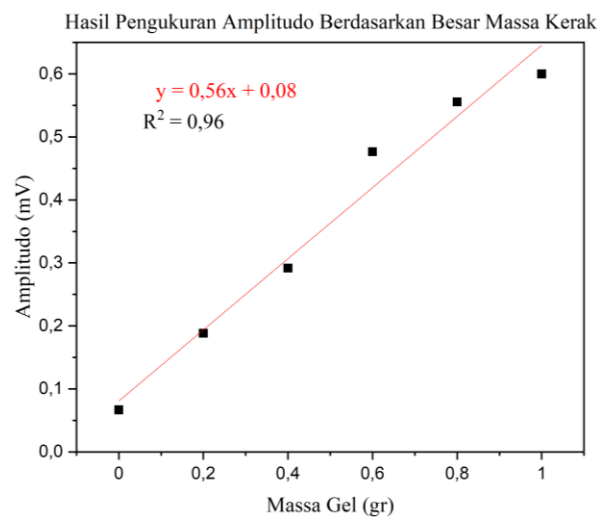
Gambar 9. Grafik Sinyal EKG pada Sampel DM elektroda V2

Berdasarkan (Gambar 9) diatas dijelaskan bahwa pada sinyal yang dilingkari merah amplitudo *peak to peak* mengalami perubahan yang kecil jika di tinjau dari besarnya sinyal hasil EKG pada elektroda bersih (sinyal warna hitam) dan elektroda berkerak (sinyal warna biru). Hal ini, berkaitan dengan nilai impedansi pada kerak bernilai konstan pada frekuensi jantung normal, sehingga pada hasil perekaman EKG didapatkan

perbedaan amplitudo yang tidak jauh berbeda atau mengindikasikan kenaikan dengan besaran yang kecil. Perbedaan ini terjadi pada nilai voltase yang kecil dan dipengaruhi oleh impedansi sehingga voltase pada sumbu vertikal yang menjadi sumbu amplitudo sinyal mengalami perubahan yang kecil sehingga voltase dikatakan mendekati nilai konstan, hal ini dijelaskan (1). Berdasarkan (1) menunjukkan potensial semakin besar maka hambatan semakin kecil. Potensial sangat kecil $a \gg 2bV$ maka hambatan mendekati konstan yaitu $R = 1/a$.



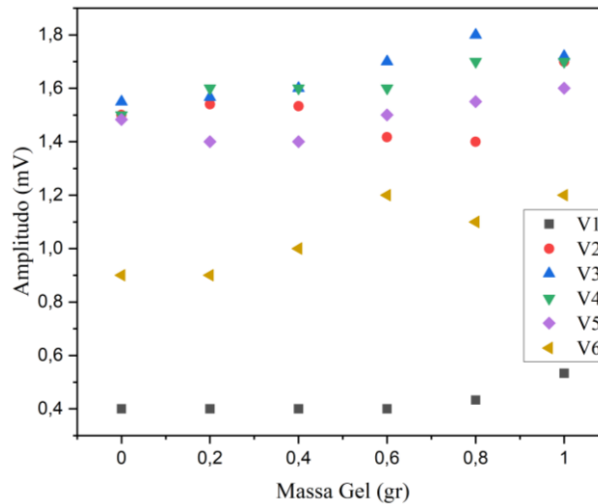
Gambar 10. Pengukuran Amplitudo



Gambar 11. Grafik Hasil Pengukuran Amplitudo

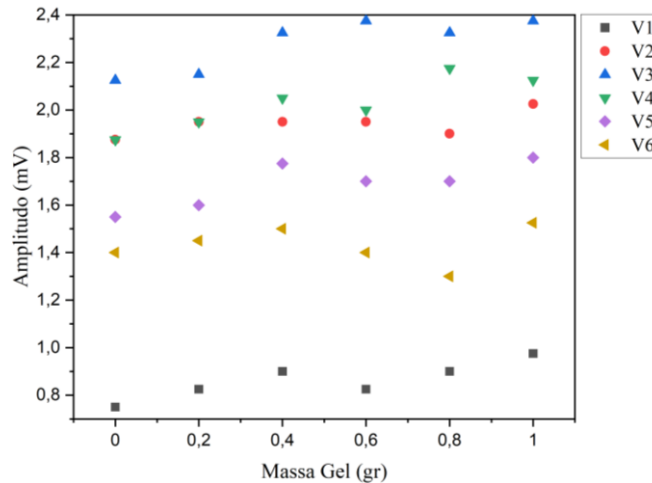
Adapun dilakukan simulasi pengukuran besar amplitudo pada sinyal jantung normal yaitu frekuensi 1 Hz hingga 1,6 Hz. Didapatkan pergeseran nilai amplitudo yang dihasilkan pada sinyal *input* (lingkaran merah) dan *output* (lingkaran putih) dan nilai tersebut diplot dalam grafik hasil pengukuran amplitudo seperti (Gambar 11). Berdasarkan (Gambar 11) dapat dijelaskan bahwa nilai amplitudo semakin besar akibat adanya massa gel yang menjadi kerak, namun kenaikan yang terjadi pada kisaran yang kecil. Selanjutnya diplot grafik berdasarkan perbedaan amplitudo pada setiap elektroda Prekordial seperti yang ditunjukkan (Gambar 12). Berdasarkan (Gambar 12) dapat dijelaskan bahwa amplitudo sinyal EKG sampel DM mengalami penurunan yang tidak signifikan apabila ditambahkan kerak gel. Apabila dikalkulasi antara nilai tertinggi dan

nilai terendah amplitudo maka didapatkan perbedaan yang tidak jauh berbeda yaitu berada pada rentang $0,10\text{ mV} - 0,30\text{ mV}$. Hasil yang menunjukkan bahwa kerak gel tidak merubah karakteristik sinyal jantung namun merubah besarnya amplitudo sinyal sebagai salah satu karakteristik sinyal EKG.



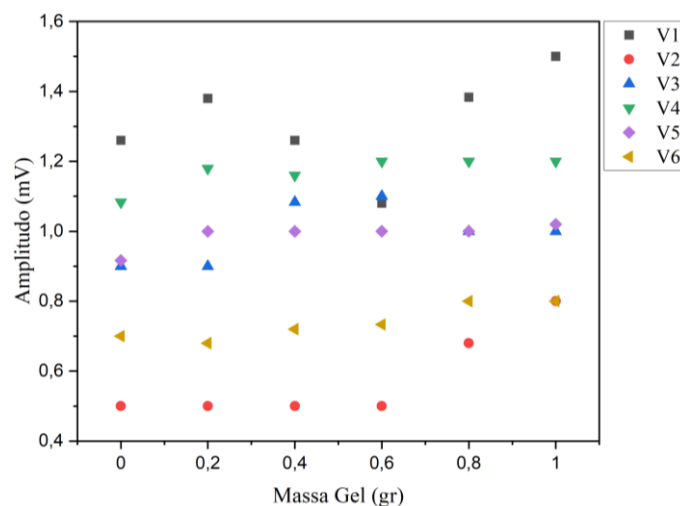
Gambar 12. Grafik Hubungan Amplitudo Sinyal EKG dan Massa Gel pada Setiap Elektroda Sampel DM

Selanjutnya untuk mengetahui konsistensi pengaruh kerak pada elektroda dilakukan perekaman pada sampel kedua yaitu sampel HW (Gambar 13). Berdasarkan (Gambar 13) didapatkan bahwa pada sampel HW konsistensi pengaruh kerak pada elektroda berubah terhadap besarnya amplitudo namun tidak merubah karakteristik sinyal jantung pada setiap massa kerak gel. Hasil menunjukkan bahwa kerak gel tidak merubah karakteristik sinyal jantung namun tetap merubah besarnya amplitudo sinyal sebagai salah satu karakteristik sinyal EKG. Apabila dikalkulasi antara nilai tertinggi dan nilai terendah amplitudo maka didapatkan perbedaan yang tidak jauh berbeda yaitu berada pada rentang $0,13\text{ mV} - 0,23\text{ mV}$.



Gambar 13. Grafik Hubungan Amplitudo Sinyal EKG dan Massa Gel pada Setiap Elektroda Sampel HW

Selanjutnya dilakukan pembuktian lanjut mengenai pengaruh kerak terhadap karakteristik sinyal EKG. Perekaman dilakukan untuk mengetahui konsistensi ketiga untuk perubahan amplitudo sinyal yang diakibatkan oleh penambahan kerak gel pada elektroda. Perekaman dilakukan dengan cara yang sama pada sampel ketiga yaitu sampel MR, yang memiliki bentuk dada yang lebih datar. Adapun hasil dapat diplot grafik seperti (Gambar 14). Gambar 14 menunjukkan bahwa konsistensi pengaruh kerak pada elektroda mengalami perubahan kecil pada amplitudo sama seperti sampel sebelumnya yang menandakan bahwa kerak gel menyebabkan distorsi atau *noise* hingga perekaman ketiga.



Gambar 14. Grafik Hubungan Amplitudo Sinyal EKG dan Massa Gel pada Setiap Elektroda Sampel MR

Berdasarkan (Gambar 14) didapatkan bahwa amplitudo pada V1 mengalami perubahan kecil yaitu kenaikan namun dengan besaran kecil. Apabila dikalkulasi antara

nilai tertinggi dan nilai terendah amplitudo maka didapatkan perbedaan yang tidak jauh berbeda yaitu berada pada rentang $0,08\text{ mV} - 0,18\text{ mV}$. Meninjau dari hasil yang telah dipaparkan membuktikan bahwa masa gel yang menjadi kerak pada penggunaan jangka panjang mempengaruhi impedansi kerak pada elektroda, namun berdasarkan pengukuran berdasarkan perekaman EKG menunjukkan bahwa perubahan yang kecil pada amplitudonya, sehingga diindikasikan bahwa kerak menimbulkan distorsi atau *noise* (merujuk pada kualitas sinyal yang buruk), akan tetapi tidak merubah morfologi dasar sinyal jantung (sinyal jantung dapat dibaca dengan baik) pada frekuensi jantung normal. Namun, perlu diketahui besar kecil perubahan akan mempengaruhi diagnosis karena pembacaan voltase kecil kisaran mV .

Akibat perubahan amplitudo dapat didiagnosis adanya hipertrofi yang mempunyai makna secara klinis sering ditemukan pada sadapan yang mempunyai gelombang R yang semakin tinggi dapat menunjukkan adanya dilatasi ventrikel dan gagal jantung. Penelitian yang telah dilakukan dapat diasumsikan bahwa adanya distorsi gelombang di kompleks QRS akan mempengaruhi hasil diagnosis para medis. Hubungan antara distorsi gelombang QRS dengan diagnosis, semakin banyak ditemukan distorsi gelombang QRS semakin besar pula kemungkinan adanya kesalahan diagnosis (Thaler, 2012). Oleh karena itu, dapat disimpulkan bahwa penambahan massa gel yang membentuk kerak menyebabkan nilai impedansi meningkat, serta penambahan kerak pada elektroda menyebabkan perubahan amplitudo namun tidak merubah morfologi dasar sinyal dengan perubahan yang tidak jauh berbeda yaitu pada rentang sebesar $0,10\text{ mV} - 0,30\text{ mV}$ pada sampel DM, $0,13\text{ mV} - 0,23\text{ mV}$ pada sampel HW, $0,08\text{ mV} - 0,18\text{ mV}$ pada sampel MR.

KESIMPULAN

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa karakteristik impedansi kerak gel yang terbentuk pada penambahan massa gel 0 gr ; $0,2\text{ gr}$; $0,4\text{ gr}$; $0,6\text{ gr}$; $0,8\text{ gr}$; $1,0\text{ gr}$ menimbulkan beda fase dengan koefisien determinasi R^2 sebesar $0,94$ yang bersifat eksponensial dengan besar impedansi sebesar $0,07\text{ k}\Omega$, $0,23\text{ k}\Omega$, $0,41\text{ k}\Omega$, $0,91\text{ k}\Omega$, $1,25\text{ k}\Omega$, $1,5\text{ k}\Omega$, dengan koefisien determinasi R^2 sebesar $0,96$ pada frekuensi jantung normal. Selain itu, pengaruh karakteristik impedansi kerak terhadap sinyal EKG yaitu merubah besarnya amplitudo sinyal dengan terjadinya

perubahan kecil rentang $0,10\text{ mV} - 0,30\text{ mV}$ pada sampel DM, $0,13\text{ mV} - 0,23\text{ mV}$ pada sampel HW, $0,08\text{ mV} - 0,18\text{ mV}$ pada sampel MR yang dikategorikan *noise* atau distorsi dan tidak merubah morfologi dasar sinyal jantung.

UCAPAN TERIMAKASIH

Ucapan terima kasih sampaikan kepada semua pihak yang telah berkontribusi dalam menyelesaikan penelitian dan publikasi jurnal ini, terkhusus kepada Instalasi Poli Jantung, Rumah Sakit Umum Provinsi Nusa Tenggara Barat atas ketersediaan menjadi tempat pengujian serta kepada Dosen Pembimbing atas arahan dan bimbingannya selama ini.

DAFTAR PUSTAKA

- Abdullah, M. (2017). Fisika Dasar 2. Bandung: Institut Teknologi Bandung.
- Adinarayana, K., Venkata, H., P., G. (2014). Heart Sound Analysis for PCG Signal in Under Bio-Orthogonal Wavelets Compared to Other Wavelets. International Journal Scientific Engineering and Technology Research, 5991-5994.
- Anwar, E. (2012). Eksipien dalam Sediaan Farmasi. Jakarta: Dian Rakyat.
- Bao, X., Abdala, A. K., dan Kamavuako, E. N. (2021). Estimation of the Respiratory Rate from Localised ECG at Different Auscultation Sites. Sensors, 1-11.
- Bashar, S. K., Ding, E., Walkey, J. A., Mcmanus, D. D., dan Chon, H. K. (2019). Noise Detection in Electrocardiogram Signals for Intensive Care Unit Patients. IEEE Access, 88357-88368.
- Basuki, Yani, I., dan Fatonah, S. (2014). EFEKTIFITAS HASIL PEREKAMAN EKG DENGAN MENGGUNAKAN KONDUKTOR JELI DAN AIR PADA PASIEN PENYAKIT JANTUNG KORONER (PJK) DI RUANG INTENSIVE CARDIO VASCULAR CARE UNIT (ICVCU) RSUD DR. MOEWARDI . Jurnal Ilmu Keperawatan Indonesia, 41-50.
- Bui, N. T., Nguyen, T. M., Park, S., Choi, J., Vo, T. M., Kang, Y. H., . . . Oh, J. (2021). Design of a nearly linear-phase IIR filter and JPEG compression ECG signal in real-time system. Biomedical Signal Processing and Control, 1-10.
- Bui, N. T., Phan, D. T., Nguyen, P. T., Hoang, G., Choi, J., Bui, C. Q., dan Oh, J. (2020). Real-Time Filtering and ECG Signal Processing Based on Dual-Core Digital Signal Based on Dual-Core Digital Signal. IEEE SENSORS JOURNAL, 6492-6503.
- Chen, S., Hua, W., Li, Z., Li, J., dan Gao, X. (2018). Heartbeat classification using projected and dynamic features of ECG signal. Biomedical Signals Processing and Control, 165-173.
- Danes, V., Harrap, S., Ellis, J., Griffith, C., Jones, E., dan Delbridge, L. (2002). The Hypertrophic Heart Rat: A New Normotensive Model of Genetic Cardiac and Cardiomyocyte Hypertrophic. Physiol. Genomic, 8-43.
- Dillmann P., D. Watkinson, E. Angelini dan A. Adriaens.(2013). Corrosion and conservation of cultural heritage metallic artefacts. USA: Woodhead Publishing.

- Force, Task. (1996). Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 354.
- Fu, Y., Zhao, J., Dong, Y., dan Wang, X. (2020). Dry Electrodes for Human Bioelectrical Signal . *Sensors*, 1-30.
- Gasior, J., S., Jerzy S., Mariusz, P., Jakub, Z, Piotr, J., Agnieszka, T., Tomasz M., K., Bozena W., dan Marek J. D. (2018). Normative Values for Heart Rate Variability Parameters in School-Aged Children: Simple Approach Considering Differences in Average Heart Rate. *Frontiers in Physiology*, 1-12.
- Glushica, B., Aleksovski, B., dan Kuhar, A. (2020). Automatic detection of characteristic segments of a recorded . *IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering* , 1-6.
- Goyal , K., Borkholder, A. D., dan Day, W. S. (2022). Dependence of Skin-Electrode Contact Impedance on Material and Skin Hydration. *Sensors*, 1-21.
- Guyton, A. (2006). *Textbook of Medical Physiology*. (11 ed.). Philadelphia: Elsevier inc.
- Hadiyoso, S. A., dan Rizal, A. (2011). Sistem Multiplexing pada Pengiriman Data Monitoring EKG, PPG, dan Suhu Tubuh Berbasis Mikrokontroler. *Seminar Nasional Aplikasi Teknologi Informasi 2011 (SNATI 2011)* Yogyakarta, 11-17.
- Hussein, A. F., Hashim, S. J., Aziz, A. F., Rokhani, F. Z., dan Adnan, W. W. (2018). Performance Evaluation of Time-Frequency Distributions for ECG. *Journal of Medical Systems*, 2-16.
- Irawati, L. (2015). Aktifitas Listrik pada Otot Jantung. *Andalas Journal of Health*, 596-599.
- Jackson, H., W., Dale, T., Brian, K., Karen, C., Lauren, F.(2015). *Introduction to Electric Circuits*. Canada: Oxford University Press.
- James, J. (2008). *Prinsip-Prinsip Sains untuk Keperawatan*. Jakarta: Erlangga.
- Kuntarti. (2006). *Fisiologi kardiovaskular*. Jakarta: Erlangga.
- Kusumoto, F. (2020). *ECG Interpretation From Pathophysiology to Clinical Application (2 ed.)*. Switzerland: Springer.
- Latawa, Anchali. (2010). *Estimation of Power Spectral Density in Different Frequency Bands*. PhD diss., Thapar University Patiala.
- Lee, H., Lee, S., Lee, W., Yokota, T., Fukada, K., dan Someya, T. (2019). Ultrathin Organic Electrochemical Transistor with Nanovolatile and Thin Gel Electrolyte for Long-Term Electrophysiological Monitoring. *Advanced Functional Material*, 1-7.
- Li, D., Tao, Y., Zhao, J., dan Wu, H. (2017). Classification of Congestive Heart Failure from ECG Segments with a Multi-Scale Residual Network. *Symmetry*, 1-14.
- Li, D., Wu, H., Zhao, J., Tao, Y., dan Fu, J. (2020). Automatic Classification System of Arrhythmias Using 12-Elektroda ECGs with a Deep Neural Network Based on an Attention Mechanism. *Symmetry*, 1-14.
- Li, H., dan Boulanger, P. (2020). A Survey of Heart Anomaly Detection Using Ambulatory Electrocardiogram (ECG). *Sensors*, 1-33.

- Liu, S., Zhu, M., Liu, X., Samuel, O. W., Wang, X., Huang, Z., . . . Li, G. (2019). Flexible Noncontact Electrodes for Comfortable Monitoring of Physiological Signals. John Wiley dan Sons, Ltd., 1-12.
- Magsi, H., Sudhro, A. H., Al-Rakhami, M. S., Zahid, N., Pirbhulal, S., dan Wang, L. (2021). A Novel Adaptive Battery-Aware Algorithm for Data Transmission in IoT-Based Healthcare Applications. *Electronics*, 1-17.
- McLean, A., Huang, S., dan Hilton, A. (2020). *Oxford Textbook of Advanced Critical Care Echocardiography*. United Kingdom: Oxford University Press.
- Nurhasanah, Freddy, H., dan Siti, N., K.(2023). Karakterisasi sinyal elektrokardiogram dari perangkat portabel 6-elektroda sebagai alternatif alat kontrol kesehatan jantung. *Journal of Medical Physics and Biophysics*, 1-9.
- Saragih, H. (2008). *Applied Physics Science*. Jakarta: Course Outline.
- Seo Y. dan Zhiyue J. Wang. (2021). Measurement and evaluation of specific absorption rate and temperature elevation caused by an artiicial hip joint during MRI scanning. *Scientific Reports*, 8-12.
- Thaler, M. (2012). *Satu-Satunya Buku EKG yang Anda Perlukan*. Jakarta: EGC.
- Umar, A. H., Othman, M. A., Harun, F. K., dan Yusof, Y. (2021). Dielectrics for Non-Contact ECG Bioelectrodes: A Review. *IEEE SENSORS JOURNAL*., 18353-18367.
- Wang, Y., Pei, W., Guo, K., Gui, Q., Li, X., Chen, H., dan Yang, J. (2011). Dry Electrode for The Measurement of Biopotential Signals. *Sci. Chin. Inf. Sci*, 2435–2442.
- World Health Organization (WHO). (2023). Cardiovascular diseases. Retrieved from World Health Organization International: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
- Zhang, Y., Zhou, J., Yang, H., Liu, Q., Wang, M., Xiong, F., . . . Du, L. (2023). Effect of Fabric Electrode Surface Coating Medium on ECG Signal Quality under Dynamic and Static Conditions . *Coatings*, 2-11.
- Zhu, W., Chen, X., Wang, Y., dan Wang, L. (2019). Arrhythmia Recognition and Classification Using ECG Morphology and Segment Feature Analysis. *IEEE/ACM Trans. Comput. Biol. Bioinform*, 131-138.