

Simulação de Eletrocardiograma com o modelo de *McSharry*

Camila Hayashida¹, Lícia Almeida¹, Sofia Nogueira^{1,2}, C.A. Ramos^{1,2}, G. Vilão^{1,2}

¹Departamento de Física, ISEP, Politécnico do Porto, Rua Dr. António Bernardino de Almeida 431, 4249-015 Porto, Portugal

²CIETI, ISEP, Politécnico do Porto, Rua Dr. António Bernardino de Almeida 431, 4249-015 Porto, Portugal

{1211843, 1211459, 1210684, CAR, GMR}
@isep.ipp.pt

Resumo. O presente estudo teve como objetivo desenvolver um sistema de simulação de sinais ECG baseados no modelo matemático de *McSharry*, recorrendo a dois métodos numérico distintos: *Euler Maruyama*, na sua formulação estocástica, e *Runge Kutta*, enquanto referência determinística. O estudo focou-se em avaliar a capacidade destes métodos para gerar sinais ECG realistas e fisiologicamente plausíveis, tanto em condições normais como em cenários patológicos, nomeadamente taquicardia, através da modulação apropriada dos parâmetros intrínsecos do modelo.

Para analisar as comparações entre os métodos foram implementadas métricas abrangentes no domínio temporal e espectral, incluindo erro quadrático médio, erro absoluto médio, coeficientes de correlação, análise de intervalos RR, amplitudes dos picos R. Os resultados demonstraram que ambos os métodos produzem sinais com morfologia consistente com registos reais, evidenciando uma reprodução fidedigna das ondas P, QRS e T. O método *Runge Kutta* forneceu uma trajetória determinística suave e estável, enquanto o método *Euler Maruyama* introduziu variabilidade ciclo a ciclo semelhante à observada em sinais biológicos, reforçando a relevância da modelação estocástica para simulação de fenómenos cardíacos. A análise evidenciou, no entanto, que alguns coeficientes de amplitude associados ao modelo necessitam de refinamento para assegurar plena coerência fisiológica ao nível das ondas PQRST. Apesar destas limitações, concluiu-se que a modelação matemática constitui uma abordagem promissora para a simulação de sinais ECG, com potencial para aplicações futuras em diagnóstico e monitorização cardíaca, apesar das limitações associadas aos métodos numéricos e ao próprio modelo.

Palavras-chave: Modelo matemático, *McSharry*, *Euler-Maruyama*, *Runge-Kutta*, Simulação de ECG

1 Introdução

A modelização de sistemas fisiológicos tem ganho relevância em contextos clínicos devido ao seu potencial para apoiar o diagnóstico, a monitorização e a personalização terapêutica. Um modelo matemático permite representar, de forma aproximada, o comportamento de um sistema real, embora sujeito a limitações inerentes à aquisição de sinais biológicos, frequentemente afetados por ruído e variações na amplitude [1].

Entre estes sinais, o eletrocardiograma (ECG) assume particular importância na avaliação da função cardíaca, sendo o método padrão para detetar anomalias no ritmo e na condução elétrica. A análise do complexo PQRST possibilita identificar arritmias e outras patologias cardiovasculares, responsáveis por aproximadamente 17,9 milhões de mortes anuais segundo a Organização Mundial da Saúde [2]. As principais componentes do ECG e respetivas características fisiológicas encontram-se resumidas na Tabela 1.

Tab. 1 - Componentes do complexo PQRST de um indivíduo saudável

Componente	Descrição fisiológica	Amplitude	Duração
Onda P	Despolarização auricular	0,2 – 0,3 mV	< 0,12 s
Intervalo PR	Condução entre aurículas e ventrículos, incluindo despolarização auricular e atraso no nó AV	--	0,12 – 0,20 s
Complexo QRS	Despolarização ventricular	0,5 – 2,0 mV	0,06 – 0,10 s
Segmento ST	Período isoelétrico após a despolarização ventricular	--	0,08 – 0,12 s
Onda T	Repolarização ventricular	0,1 – 0,5 mV	0,10 – 0,25 s
Onda U	Repolarização tardia das fibras de Purkinje	< 0,1 mV	Variável

A atividade cardíaca resulta da despolarização e repolarização das células miocárdicas, gerando correntes elétricas que se propagam pelos tecidos e podem ser registadas à superfície por eletrodos, originando o traçado do ECG (Fig. 1) [1], [3]. Para além do diagnóstico, o ECG permite avaliar a variabilidade da frequência cardíaca através da análise dos intervalos R R, constituindo um importante indicador da modulação autonómica do coração [4].

O ECG é igualmente essencial na identificação de alterações como a taquicardia, caracterizada por frequência superior a 100 bpm, frequentemente associada a risco aumentado de eventos adversos [5]. Avanços em tecnologias digitais, sistemas IoT e inteligência artificial têm ampliado a capacidade de monitorização contínua do ECG, permitindo a análise em tempo real de grandes volumes de dados fisiológicos e promovendo deteção precoce de anomalias [2], [3], [5].

A escolha do modelo de McSharry justifica-se pela sua capacidade de representar simultaneamente a morfologia completa do complexo PQRST e a variabilidade cardíaca, oferecendo maior fidelidade fisiológica do que modelos alternativos, como o de Clifford, que se centram sobretudo nos intervalos R R e em aproximações vetoriais do

dipolo cardíaco [6]. A integração numérica do modelo foi realizada pelos métodos Runge Kutta e Euler Maruyama: o primeiro fornece uma solução determinística precisa, enquanto o segundo introduz variabilidade estocástica, aproximando o comportamento irregular dos sinais reais [7].

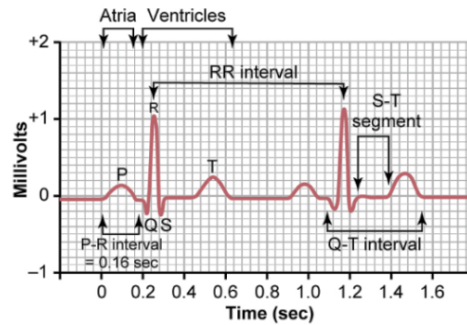


Fig. 1 – Representação típica da forma de onda e intervalos de um sinal ECG [3].

O objetivo deste estudo consistiu no desenvolvimento de um sistema de simulação de ECG baseado no modelo de *McSharry*, recorrendo aos métodos de *Euler Maruyama* e *Runge Kutta* para gerar sinais sintéticos capazes de reproduzir com fidelidade a atividade elétrica cardíaca em condições normais e patológicas.

2 Revisão Bibliográfica

A modelização de sinais fisiológicos, em específico o ECG, tem sido um campo de vasta investigação, procurando a reprodução precisa dos processos dinâmicos do sistema cardíaco. Nesse sentido, o modelo proposto por *McSharry et al.* representa uma contribuição importante, oferecendo a abordagem dinâmica pretendida para a geração de sinais sintéticos que preservam as características morfológicas e temporais observadas em registos reais de ECG. No entanto, este modelo apresenta algumas limitações que restringem a sua capacidade de manter efeitos a longo prazo e o *fine-tune* de comportamentos dinâmicos, o que implica dificuldades na simulação de sinais de ECG mais complexos que possuam ruído e artefactos, onde prevalecem as transições abruptas entre ritmos cardíacos [8]. *McSharry et al.* verificaram que o modelo apresenta resultados muito favoráveis para a representação de casos sem ruído, sendo a utilização de métodos e algoritmos simples suficiente. Por outro lado, para sinais de ECG com mais ruído e artefactos, concluíram que é necessário o uso de métodos mais complicados, de modo a representar e simular sinais mais realistas [7]. Não obstante, o modelo fornece uma base robusta para a simulação de sinais fisiológicos, possuindo a capacidade de reproduzir padrões e variabilidades inerentes ao comportamento cardíaco [7].

Na implementação do modelo de *McSharry*, recorreu se ao método de *Euler Maruyama*, uma adaptação estocástica do esquema de Euler tradicional amplamente utilizada na resolução de equações diferenciais estocásticas. Esta abordagem, conforme discutido por Ferreira e Lima [9], permite incorporar de forma eficaz a variabilidade e o

ruído inerentes aos sistemas biológicos, possibilitando a geração de sinais cardíacos que refletem de modo mais realista a natureza dinâmica e incerta da atividade elétrica do coração.

Outra abordagem relevante é a utilização do método de *Runge-Kutta* para a integração numérica do modelo. Este, conforme demonstrado por estudos na área, apresenta elevada precisão na resolução de equações diferenciais ordinárias, capturando com exatidão as rápidas variações e as nuances não-lineares do sinal de ECG. Para este método, já é empregue uma função em MATLAB/Octave com uma variação adaptativa baseada em *Runge-Kutta* de ordem 4(5), sendo uma solução prática e eficiente para a integração numérica do modelo [10], [11], [12].

3 Metodologia

O estudo foi desenvolvido em GNU Octave. Para a simulação dos sinais fisiológicos, foi implementado o modelo de *McSharry* descrito em [7] e revisto por dos Reis et al. [9]. Para validar a morfologia dos sinais gerados, procedeu-se a uma comparação visual com registos reais de ECG, obtidos a partir de uma base de dados contendo traçados de indivíduos saudáveis e pacientes com alterações cardíacas, disponibilizada pelo *Ch. Pervaiz Elahi Institute of Cardiology Multan, Pakistan* [13]. A Figura 2 apresenta um diagrama de blocos que resume o procedimento metodológico seguido.

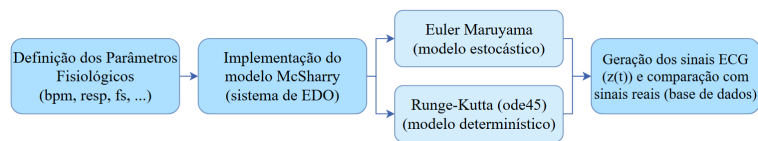


Fig. 2 - Diagrama de blocos do procedimento realizado.

3.1 Planificação do Desenvolvimento

A planificação do estudo envolveu a definição das variáveis de entrada e saída, da metodologia de modelação adotada e dos procedimentos de validação, assegurando uma implementação estruturada e consistente. Entre as variáveis de entrada comuns aos dois métodos numéricos incluem-se a frequência cardíaca e respiratória, a amplitude da componente respiratória, os coeficientes de amplitude e largura angular das ondas PQRST, bem como os ângulos que determinam a posição destas no ciclo cardíaco. No método de *Euler Maruyama* são ainda introduzidos parâmetros adicionais (A_1 , A_2 , A_3 e B), responsáveis pela incorporação de ruído estocástico e variabilidade fisiológica. Em ambos os métodos, a variável de saída principal é $z(t)$, correspondente à forma de onda do ECG.

A morfologia do sinal é obtida através de uma combinação de cinco gaussianas centradas em ângulos fixos, associadas às ondas P, Q, R, S e T, cujas amplitudes são ajustadas de acordo com a frequência cardíaca. Esta estrutura assegura que ambos os métodos gerem sinais compatíveis, permitindo uma comparação direta dos seus resultados.

3.2 Resolução numérica

O modelo foi resolvido recorrendo a duas abordagens distintas:

- *Euler Maruyama*, utilizando um passo temporal fixo (dt) e incluindo ruído gaussiano para modelar a variabilidade fisiológica. O método requer a definição explícita das condições iniciais das variáveis internas (x, y, z e u) e a parametrização dos coeficientes estocásticos $A1, A2, A3$ e do termo de acoplamento B . Esta abordagem é sensível à escolha do passo temporal e à magnitude do ruído, podendo alterar a morfologia do sinal.
- *Runge Kutta* (*ode45*), um método determinístico de passos adaptativos, empregado sem termos estocásticos. As tolerâncias numéricas ($RelTol = 10^{-6}$ e $AbsTol = 10^{-9}$) garantem a precisão e, resultando num sinal mais regular e previsível, embora sem variabilidade fisiológica.

A Tabela 2 apresenta os parâmetros comuns utilizados nas simulações, tanto para condições fisiológicas como patológicas.

Tab. 2 - Parâmetros comuns utilizados no modelo de geração de ECG (saudável e patológico).

Parâmetros	Valores
Frequência Cardíaca (bpm) - Saudável; Patológico	77; 213
Tempo de Simulação (s)	10
Amplitude respiratória	$1,5 \times 10^{-4}$
Frequência Respiratória (Hz)	0,25
Ângulos centrais P, Q, R, S, T (°)	$[-60, -15, 0, 15, 90]$
Amplitudes base P, Q, R, S, T	$[24, -100, 750, -150, 15]$
Larguras angulares	$[0,25; 0,10; 0,10; 0,10; 0,40]$
Condições iniciais	(1, 0, 0)

3.3 Implementação Computacional

A implementação consistiu na tradução computacional das equações diferenciais do modelo, originando dois scripts distintos correspondentes aos métodos de Euler Maruyama e Runge Kutta. O excerto de código na Cod. 1, exemplifica a atualização iterativa das variáveis no método estocástico, enquanto a Cod. 2 apresenta a integração do sistema via *ode45*.

```

for i = 2:N
    xi = randn; r = sqrt(x(i-1)^2 + y(i-1)^2); gamma = 1 - r;
    x(i) = x(i-1) + dt*(gamma*x(i-1) - w*y(i-1) + A1*xi + B*sin(u(i-1)));
    y(i) = y(i-1) + dt*(gamma*y(i-1) + w*x(i-1) + A2*xi);

    th = atan2(y(i), x(i)); dth = mod(th - theta_i, 2*pi) - pi;
    sumGauss = sum( a_i .* dth .* exp( -dth.^2 ./ (2*(b_i.^2)) ) );

    z0 = A_resp * sin(2*pi*fr*t(i));
    z(i) = z(i-1) + dt*( z0 - z(i-1) - sumGauss + A3*xi );
    u(i) = u(i-1) + dt*w;
end
    
```

Cod. 1 – Excerto de código implementado para o método de *Euler-Maruyama*.

Em ambos os casos, o núcleo matemático permanece idêntico: um oscilador em coordenadas polares cuja dinâmica angular serve de base para gerar o sinal $z(t)$, representando o ECG. A base comum dos métodos assegura a produção de sinais com morfologia coerente, permitindo comparação direta.

```
[tR, YR] = ode45(@(t, y) system_eq(t, y, A_resp, fr, a_i, b_i, theta_i,
                                f_ecg), tspan, y0, opts);

function dy = system_eq(t, y, A_resp, fr, a_i, b_i, theta_i, f_ecg)
    x = y(1); yv = y(2); z = y(3);

    r2 = x^2 + yv^2; gamma = 1 - sqrt(r2); theta = atan2(yv, x);
    z0 = A_resp * sin(2 * pi * fr * t);

    sum_term = 0;
    for i = 1:length(a_i)
        delta_theta = mod((theta - theta_i(i)), 2*pi) - pi;
        sum_term = sum_term + a_i(i) * delta_theta * exp(-delta_theta^2 /
            (2 * b_i(i)^2));
    end

    dx = gamma * x - 2 * pi * f_ecg * yv;
    dyv = gamma * yv + 2 * pi * f_ecg * x;
    dz = z0 - z - sum_term;
    dy = [dx; dyv; dz];
end
```

Cod. 2 – Implementação completa do método de Runge-Kutta de ordem 4(5), utilizando o *solver ode45* para a integração numérica do modelo sintético de ECG proposto por McSharry.

4 Resultados e Discussão

Nesta secção apresentam-se os resultados obtidos na implementação do modelo de *McSharry* e a análise comparativa entre os sinais de ECG simulados pelas abordagens determinística (*Runge Kutta*) e estocástica (*Euler Maruyama*). O modelo foi testado para diferentes valores de frequência cardíaca, abrangendo tanto condições fisiológicas normais (60 a 100 bpm) como um cenário patológico correspondente a taquicardia sinusal (>150 bpm). Em cada simulação avaliou-se a morfologia das ondas P, QRS e T, a regularidade do ritmo e a correspondência com traçados reais de ECG.

4.1 Validação do Modelo

A validação consistiu em analisar a capacidade do modelo de *McSharry* em gerar sinais fisiologicamente plausíveis e coerentes com as frequências cardíacas especificadas. Para tal, os métodos de *Runge Kutta* (*ode45*) e *Euler Maruyama* foram aplicados ao mesmo conjunto de parâmetros, permitindo verificar se diferentes esquemas de integração conduzem a resultados consistentes.

Análise do ECG Simulado em Indivíduos Saudáveis

Para 77 bpm, ambos os métodos produziram sinais praticamente sobreponíveis, com morfologia típica do ECG normal: onda P de baixa amplitude, complexo QRS estreito

e onda T bem definida. A sobreposição apresentada na Fig. 3 ilustra a equivalência ponto a ponto entre os dois métodos, demonstrando que a inclusão de ruído no *Euler Maruyama* não distorce a estrutura do complexo PQRST.

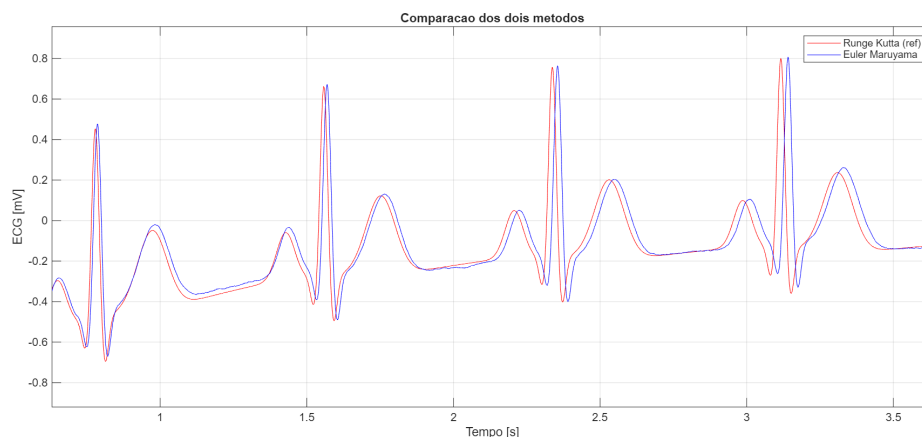


Fig. 3 – Sinal de ECG simulado com comparação dos métodos de *Euler-Maruyama* (—) e *Runge-Kutta* (—), sobrepostos na janela 0.5-3.5 s - representação de 4 ciclos.

Além da análise visual, realizou-se uma comparação quantitativa entre os sinais produzidos pelos dois métodos:

- **RMSE** global (Erro Quadrático Médio): valores reduzidos, evidenciando erro ponto a ponto mínimo.
- **MAE** (Erro absoluto médio): igualmente baixo, confirmando proximidade entre as formas de onda.
- **Correlação**: superior a 0.99, indicando elevada semelhança morfológica.
- **Erro médio e variância do erro**: próximos de zero, revelando ausência de viés sistemático.
- **SNR** (relação Sinal-Ruído): elevado, demonstrando que o ruído introduzido é pequeno face ao conteúdo fisiológico.
- **Comparação RR**: intervalos RR médios equivalentes, com ligeiramente maior variabilidade no método estocástico.
- **Amplitude do pico R**: valores próximos entre métodos, com pequenas variações atribuídas ao ruído.

A análise espectral revelou um espectro típico de sinais ECG reais, sem pico dominante na frequência cardíaca, mas com distribuição energética coerente nas bandas fisiologicamente relevantes.

Análise do ECG Simulado em Condição Patológica (Taquicardia)

Para 213 bpm, ambos os métodos mantiveram a consistência morfológica, reproduzindo a característica redução dos intervalos RR e o aumento do número de batimentos por unidade de tempo. A sobreposição dos traçados (Fig. 4) confirma que o comportamento dinâmico do modelo se mantém estável mesmo em frequências elevadas.

Os parâmetros calculados mostraram:

- Redução acentuada dos intervalos RR, evidenciando o ritmo taquicardiaco.
- Manutenção da estrutura PQRST, apesar da maior densidade de ciclos.
- Pequenas diferenças entre métodos, mais visíveis na variabilidade introduzida pelo *Euler Maruyama*.

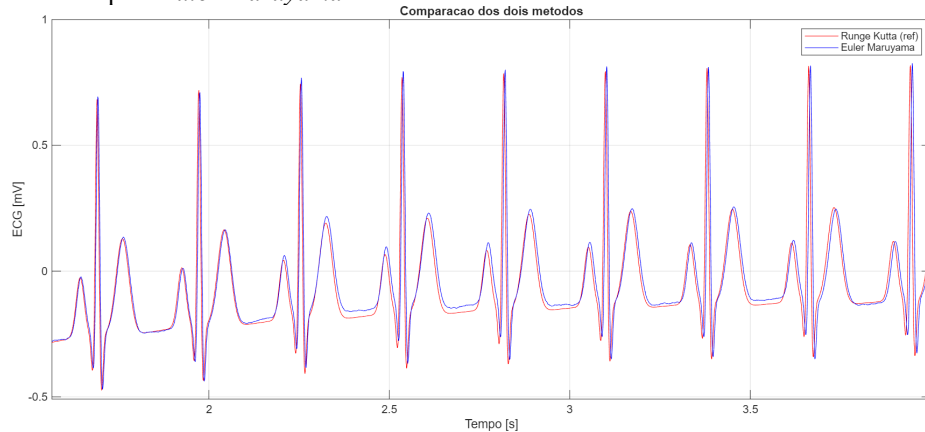


Fig. 4 – Sinal de ECG simulado com comparação dos métodos de *Euler-Maruyama* (—) e *Runge-Kutta* (—), sobrepostos na janela 1.5-4 s - representação de 9 ciclos.

Comparação dos Traçados: ECG Real vs ECG Simulado

Para verificar a fidelidade fisiológica das simulações, os sinais gerados foram comparados com traçados reais provenientes da base de dados [13]. A Tabela 3 apresenta os parâmetros morfológicos principais. Os valores simulados mostram correspondência elevada com os dados reais, tanto nos cenários saudável como patológico.

As diferenças observadas na amplitude das ondas, em particular nas ondas P e QRS, são atribuídas à natureza genérica dos parâmetros do modelo, que não é calibrado individualmente para cada paciente. Ainda assim, a morfologia P-QRS-T e a regularidade do ritmo foram reproduzidas com elevada fidelidade.

Tab. 3 - Dados morfológicos de sinal simulado e real para os casos saudável e patológico.

Característica	ECG simulado	ECG real [13]	ECG simulado	ECG real [13]
	Saudável		Taquicardia	
Ritmo (RR)	≈ 0,80	≈ 0,72	≈ 0,28	≈ 0,32
Pico R	≈ 1,1 mV	≈ 1,2 mV	≈ 1,1 mV	≈ 0,8 mV
amplitude QRS	≈ 1,4 mV	≈ 1,8–1,9 mV	≈ 1,4 mV	≈ 1,3–1,6 mV
Morfologia P-QRS-T	Onda P presente; QRS estreito;	Onda P pequena; QRS estreito e alto;	Onda P presente; QRS estreito; morfologia P-QRS-T mantida	Onda P visível, mas pequena; QRS estreito; morfologia P-QRS-T mantida

Síntese da Comparação Entre Métodos

Os resultados obtidos permitem sintetizar as diferenças entre os dois métodos numéricos:

Runge Kutta (ode45)

- Produz sinais mais regulares e previsíveis.
- Erro numérico mínimo devido ao passo adaptativo.
- Ausência de ruído implica menor variabilidade fisiológica.

Euler Maruyama

- Introduce variabilidade estocástica semelhante à observada em ECG reais.
- Leve aumento no erro e na variância dos intervalos RR.
- Mantém elevada fidelidade morfológica apesar da discretização e do ruído.

Em média, o RMSE entre os dois métodos manteve-se reduzido, com correlação muito elevada, demonstrando que ambos convergem para soluções praticamente idênticas do modelo de *McSharry*. A análise de múltiplas realizações do método estocástico confirmou que a média das trajetórias se aproxima da solução determinística, reforçando a consistência do modelo.

5 Conclusão

O estudo demonstrou que a modelação matemática, suportada pelo modelo de *McSharry*, constitui uma ferramenta eficaz para a simulação de sinais ECG com morfologia fisiologicamente plausível. A implementação dos métodos numéricos de *Runge Kutta* e *Euler Maruyama* permitiu gerar sinais consistentes tanto em condições normais como patológicas, reproduzindo adequadamente as ondas P, QRS e T. A comparação quantitativa entre os métodos revelou elevada concordância, refletida em valores reduzidos de RMSE, correlação superior a 0.99, erro médio próximo de zero e SNR elevado. O método de *Euler Maruyama* introduziu variabilidade estocástica semelhante à observada em sinais reais, enquanto o método de *Runge Kutta* produziu sinais mais regulares e determinísticos.

A validação com registos reais evidenciou boa correspondência da morfologia e dos intervalos RR, embora fossem necessários ajustes nas amplitudes das ondas para garantir maior coerência fisiológica. Persistem limitações relacionadas com a generalização do modelo e ausência de calibração individual, sugerindo a necessidade de validação clínica mais abrangente.

Em resumo, o trabalho confirma o potencial da simulação matemática de ECG para apoio ao diagnóstico, desenvolvimento de sistemas de monitorização e teste de algoritmos de processamento, constituindo uma base promissora para investigações futuras em otimização de parâmetros e integração de métodos de inteligência artificial.

Referências

1. A. Monteiro, D. Guimarães, P. Carvalho, J. Alves, G. Vilão, "Interface para a análise de um sinal ECG." Simpósio de Engenharia Informática 2022, 2022

2. M. A. Serhani, H. T. El Kassabi, H. Ismail, and A. N. Navaz, "ECG monitoring systems: Review, architecture, processes, and key challenges," Mar. 02, 2020, MDPI AG. doi: 10.3390/s20061796.
3. A. José and M. Meireles, "ECG Denoising Based on Adaptive Signal Processing Technique," Nov. 2011.
4. P. Madona, R. I. Basti, and M. M. Zain, "PQRST wave detection on ECG signals," *Gac Sanit*, vol. 35, pp. S364–S369, Jan. 2021, doi: 10.1016/j.gaceta.2021.10.052.
5. J. Whitaker, M. J. Wright, and U. Tedrow, "Diagnosis and management of ventricular tachycardia," *Clinical Medicine, Journal of the Royal College of Physicians of London*, vol. 23, no. 5, pp. 442–448, Sep. 2023, doi: 10.7861/clinmed.2023-23.5.Cardio3.
6. Clifford, G. D., Nemati, S., & Sameni, R. (2010). An artificial vector model for generating abnormal electrocardiographic rhythms. *Physiological measurement*, 31(5), 595–609. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/31/5/001>
7. P. E. McSharry, G. D. Clifford, L. Tarassenko, and L. A. Smith, "A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 50, no. 3, pp. 289–294, Mar. 2003, doi: 10.1109/TBME.2003.808805.
8. A. Takha, M. L. Talbi, and P. Ravier, "Fractional calculus integration for improved ECG modeling: A McSharry model expansion," *Med Eng Phys*, vol. 132, p. 104237, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2024.104237>.
9. P. D. C. dos Reis et al., "Mathematical model for reproducing ECG signals from real clinical conditions," *Revista Brasileira de Ensino de Física*, vol. 46, 2024, doi: 10.1590/1806-9126-RBEF-20230367.
10. O. D. Nekui, W. Wang, C. Liu, Z. Wang, and B. Ding, "IoT-Based Heartbeat Rate-Monitoring Device Powered by Harvested Kinetic Energy," *Sensors*, vol. 24, no. 13, Jul. 2024, doi: 10.3390/s24134249.
11. M. Sinnor and S. K. Janardhan, "Arrhythmia Identification and Classification using Runge Kutta Optimizer-Based Hyperparameter Optimization for Long Short Term Memory," *Journal of The Institution of Engineers (India): Series B*, Oct. 2024, doi: 10.1007/s40031-024-01038-7.
12. D. Yamuna, A. Ramaswamy, and G. Gulothungan, "Computational model based approach to analyze pacemaking activity of sinoatrial node due to calcium channels using Runge Kutta method," in *AIP Conference Proceedings*, American Institute of Physics Inc., Nov. 2023. doi: 10.1063/5.0174336.
13. A. H. Khan and M. Hussain, "ECG Images dataset of Cardiac Patients," Mar. 19, 2021.