

**Simulador da atividade elétrica do coração para aulas
práticas de ECG para alunos de Medicina**

Relatório final: Abril 2024 – Julho 2025

Gus Schoorlemmer

31 de julho de 2025

Resumo

Atividades práticas são importantes para sedimentar os conhecimentos adquiridos. Desenvolvi um simulador de ECG para uso em aulas práticas de ECG. O aparelho usa dois pares de eletrodos, um produzindo um ECG horizontal (derivação I), outro produzindo um ECG vertical (derivação aVF), para estimular uma folha de papel molhada com salina. Assim, a folha reproduz o plano vertical do ECG humano. O aparelho contém um gerador de ondas com dois canais bipolares, um leitor de ondas que pode medir a diferença de voltagem entre quaisquer dois pontos no papel molhado, e uma tela LCD que mostra a onda obtida pelo leitor e a amplitude da onda em volts. Construí 20 destes aparelhos; cada um vem com uma área de trabalho com 4 eletrodos de estimulação, um terminal de Goldberger para avaliação de derivações aumentadas, e um terminal de Wilson para avaliação de derivações precordiais. Os aparelhos vão permitir uma aula prática mais útil para médicos, e ajudam no ensino da análise vetorial do ECG. O custo do projeto foi R\$ 9.928,05.

Componentes principais do simulador

- **Gerador de ondas:** As duas ondas são geradas por uma placa com 4 conversores digital para analógico (Microchip MCP4728). Cada onda é feita com dois conversores, um que produz o sinal não invertido, e outro que produz o sinal invertido. A voltagem máxima produzida é de 3 V. A resolução é 1 mV. O sinal produzido é monitorado, e falta de compliância (curto circuito) é indicada na tela.
- **Medidor de ondas:** Usamos 2 sondas para poder medir a diferença de potencial entre quaisquer 2 pontos da área de trabalho durante o ciclo cardíaco. Os sinais obtidos das sondas são amplificados por um amplificador operacional, antes de serem quantificados por um conversor diferencial analógico para digital (Texas Instruments ADS1015). A resolução é 1 mV.
- **Tela:** A onda é visualizada em uma tela LCD-TFT colorida de 74 x 49 mm, com 480 x 320 pixels, baixo tempo de resposta, e uma conexão paralela que permite uma taxa de comunicação alta. Usando um eixo de tempo tradicional na prática médica de 1 polegada/s, cabem 2,9 s de sinal na tela, ou aproximadamente 3 ciclos cardíacos. Cada polegada da tela tem 167 pixels, suficiente para exibir o complexo QRS com boa fidelidade.

- **Um botão de controle** (*encoder* rotativo) para abrir o *menu*, e para selecionar uma opção do *menu* (tipo da onda produzida, visualização normal ou vetorcardiograma).
- **Controle do sistema:** um microcontrolador (Raspberry Pi Pico) controla os conversores AD e DA, a tela, e a chave de controle. O programa de controle pode ser atualizado facilmente por USB. A memória relativamente grande deste microcontrolador permite a adição de rotinas novas e ECGs com características especiais.
- **Fonte** bivolt 110/220 V para 5 V, encapsulado (mais seguro).
- **A área de trabalho** é uma placa de plástico de 30 cm de diâmetro, com um canal na borda para coleta de fluido (tábua para cortar pizza, figura 3). Ela tem 4 pés com uma altura de ~1 cm. No centro da tábua há 4 eletrodos de estimulação (parafusos de aço inox com cabeça chata), separados por 7 cm. Os parafusos atravessam a tábua, e são conectados aos fios de estimulação, que passam sob a tábua. Uma folha de papel de filtro, 24 cm de diâmetro, embebido com salina 0,9% é colocado sobre os eletrodos. A diferença de potencial elétrico entre dois pontos no papel molhado pode ser visualizada.
- Para alguns experimentos usaremos um **terminal de Goldberger**, que faz contato com dois pontos do triângulo de Einthoven por resistores, e é usado para avaliar as derivações aumentadas: aVR, aVL, e aVF. Adicionalmente, precisamos de um **terminal de Wilson**, que faz contato com os três pontos do triângulo de Einthoven por resistores, e é usado para avaliar derivações precordiais (V1-V6). Estes terminais foram projetados para permitir uma visualização clara do funcionamento deles, com caminho do sinal bem exposto, resistores visíveis, e um mínimo de componentes.

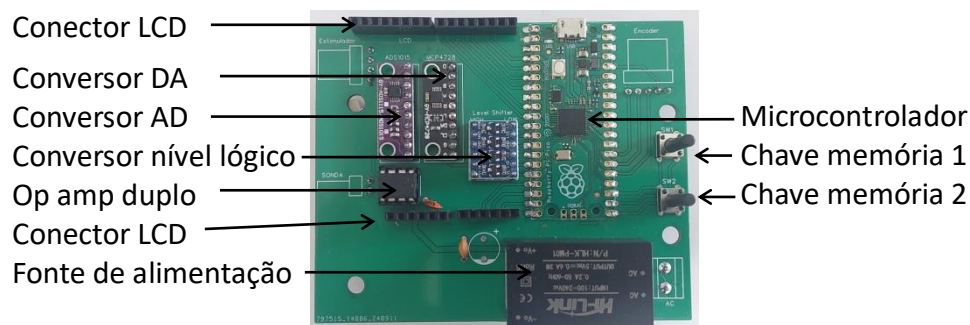


Figura 1. Placa de circuito montada. Conectores para fiação (110 V, chave de controle, saída do gerador de ondas, entrada do leitor de ondas) são soldados no verso.

Principais passos na construção dos aparelhos

Fiz a programação do microcontrolador em C com Arduino software (<https://www.arduino.cc/>). Usei o programa EasyEDA (<https://easyeda.com/>) para produzir os arquivos necessários para o fabricante da placa de circuito. Usei o programa TinkerCAD (www.tinkercad.com) para produzir os arquivos para impressão em 3D do terminal de Goldberger, do terminal de Wilson, e do suporte para a tela LCD.

Soldei os componentes na placa de circuito (figura 1), e preparei a fiação com conectores. Apliquei a folha da face no gabinete, e cortei furos no gabinete para acomodar tela LCD, botões de controle, e conectores externos, usando marcações na folha como guia. A tela LCD foi fixa no suporte com cola quente, e o conjunto foi fixo no gabinete com mais cola quente (figura 2A). Conectores externos foram instalados no gabinete. Os conectores na placa de circuito foram encaixados nos conectores correspondentes da tela (figura 2B). Quatro parafusos de náilon na placa fixaram a posição da placa no gabinete. Depois o gabinete foi fechado.

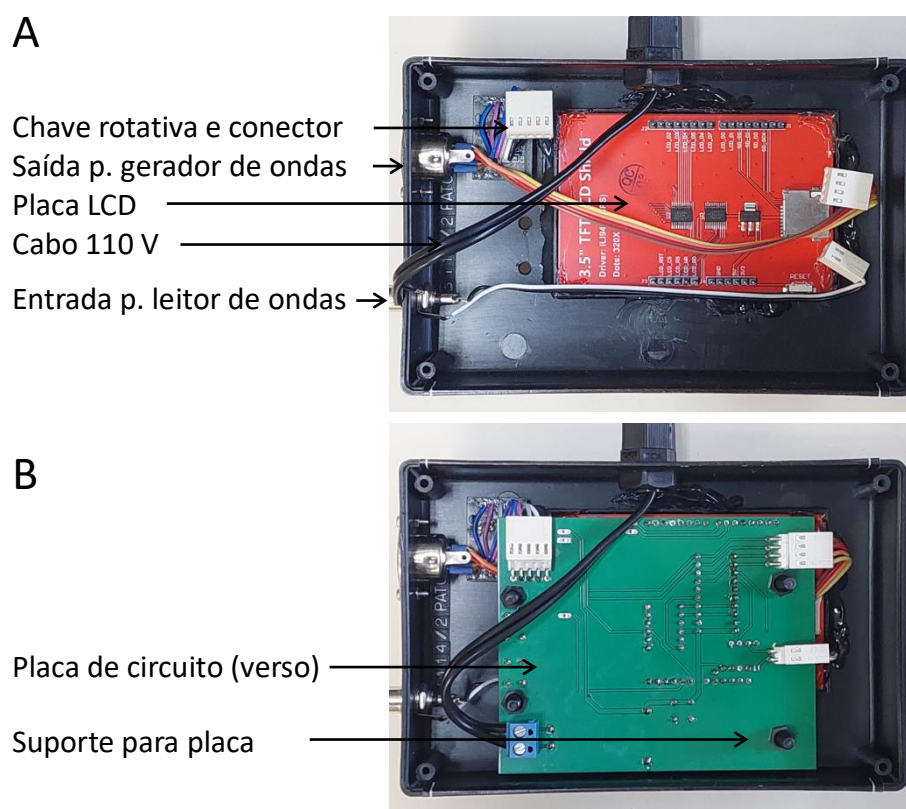


Figura 2. Construção do simulador de ECG. A) Tela LCD e suporte da tela montados no gabinete com cola quente. B) Placa de circuito montado no gabinete. A placa tem parafusos pretos de náilon que fixam a placa no gabinete.

A **área de trabalho** é uma placa de polietileno com espessura de 8 mm. Quatro furos no centro da placa permitem a passagem dos parafusos que servem como eletrodos (figura 3). Os furos foram chanfrados para deixar a cabeça do eletrodo nivelada com a superfície da placa. Os fios do cabo de estimulação foram conectados nos eletrodos e pés foram instalados. A Figura 4 mostra o sistema em ação.

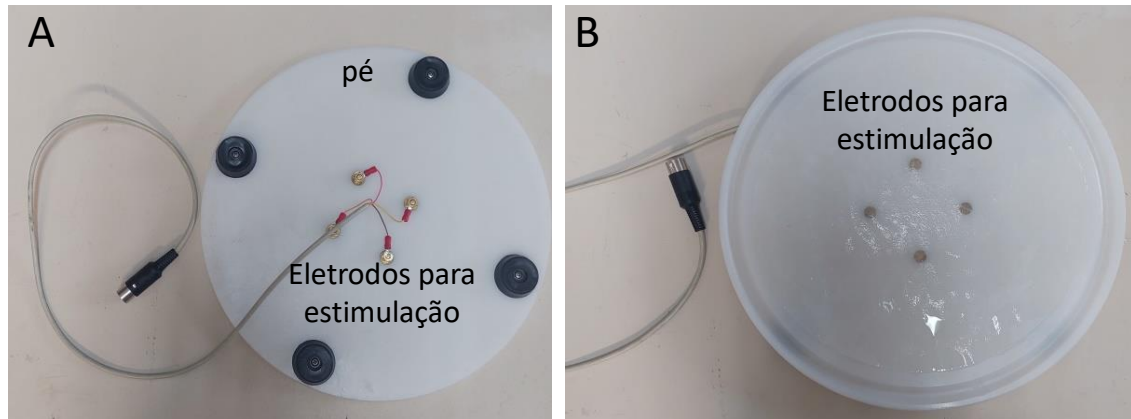


Figura 3. Área de trabalho. A) Área de trabalho visto do fundo: placa de polietileno (tábua para cortar pizza, diâmetro 30 cm) com 4 eletrodos no centro que transmitem o sinal produzido pelo simulador de ECG. B) Visto do topo. A tábua fica coberta com papel de filtração embebido com salina. Este papel molhado é transparente, permitindo a vista dos 4 eletrodos de estimulação.

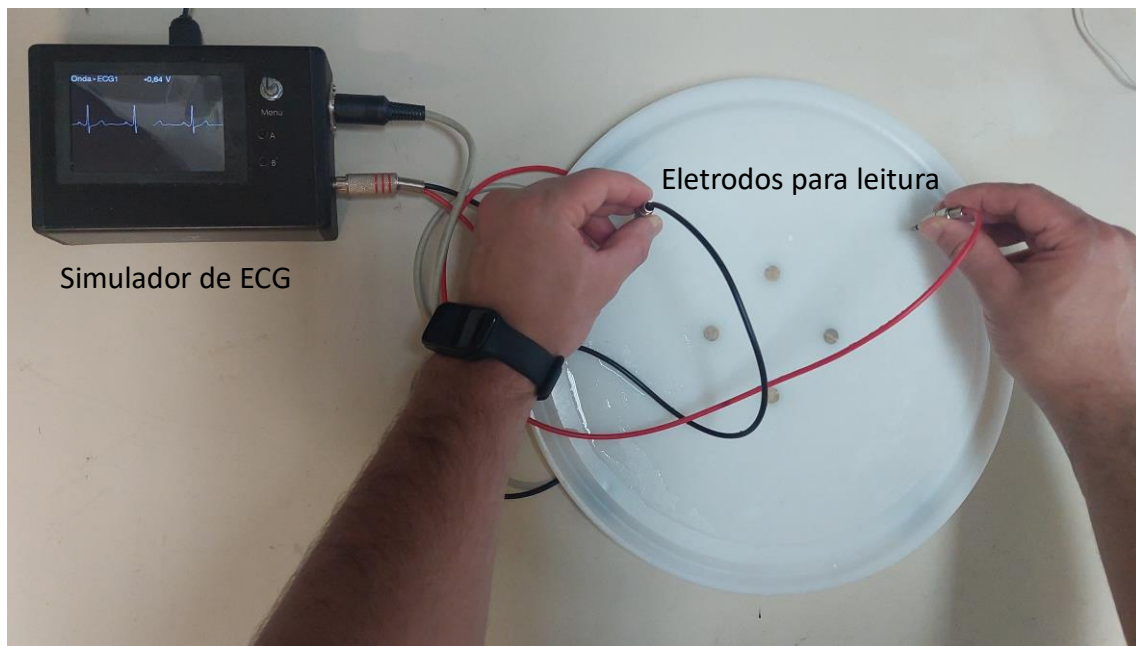


Figura 4. Sistema em ação, usado na foto para visualizar derivação I (eletrodo negativo = preto no braço direito, eletrodo positivo = eletrodo explorador = vermelho no braço esquerdo).

Os **terminais de Goldberger e de Wilson** têm parafusos de latão que funcionem como eletrodos. Os eletrodos conduzem o sinal para uma faixa de placa de circuito com um resistor (figura 5 e 6). Duas porcas no eletrodo fixam o eletrodo no lugar, e fazem o contato elétrico com a placa de circuito. As placas de circuito foram soldadas ao conector central do terminal.



Figura 5. Terminal de Goldberger. A) Vista dos lados. B) Uso do terminal para avaliação da derivação aVF (eletrodo negativo = preto = terminal de Goldberger, eletrodo explorador = vermelho).



Figura 6. Terminal de Wilson. Esquerda: terminal visto do topo, conectado com o eletrodo de referência (preto). Direita: vista inferior do terminal.

A Figura 7 mostra o sistema de menus. Atualmente há somente 3 ondas para escolher: uma ECG, uma onda senoidal, e uma voltagem fixa de 3V. Para alguns experimentos é útil poder desativar um par de eletrodos, e há uma opção para isso no *menu* principal. Também há uma opção de escolher entre a exibição da onda medida pelo medidor de ondas (modo ECG), ou um vetorcardiograma (Figura 8). A Figura 9 mostra os sistemas completos.



Figura 7. Sistema de *menus*. Esquerdo: *menu* principal. A seta na esquerda indica a escolha atual. Direito: *menu* para seleção da onda.



Figura 8. Vetorcardiograma mostrando o vetor elétrico do coração em todas as fases do ciclo cardíaco, e seu efeito sobre derivação I, II, e III. Este modo não usa o leitor de ondas, mas dados armazenados na memória.



Figura 9. Vinte conjuntos completos: simulador, fiação para leitor de ondas, área de trabalho com fiação, terminal de Goldberger, e terminal de Wilson.

Exemplos de princípios do ECG que podem ser avaliados com o simulador:

- O aluno pode confirmar a lei de Kirchhoff, tanto com voltagem fixa, como com onda senoidal, como com sinal de ECG. Esta lei diz que a soma das voltagens em um circuito fechado é zero. Uma consequência desta lei é que o conhecimento de duas derivações permite o cálculo das outras derivações no mesmo plano.
- O aluno pode avaliar o eixo cardíaco, colocando o eletrodo negativo no centro do triângulo de Einthoven, e passando o eletrodo explorador na borda da folha, identificando a região que produz um complexo QRS com maior ou menor amplitude. O eixo obtido pode ser comparado com aproximações usadas clinicamente para a avaliação do eixo elétrico.
- O aluno pode colocar o eletrodo negativo no centro do triângulo de Einthoven, e procurar com o eletrodo explorador a região na borda da folha onde a onda P tem maior amplitude. Ele pode comparar o resultado com o resultado observado no modo de vetorcardiograma.
- O terminal de Goldberger é útil porque permite avaliar aVR, aVL, e aVF sem o uso de eletrodos extras. O aluno pode verificar que as derivações unipolares são aumentadas, comparando a amplitude do complexo QRS, usando o terminal do Wilson ou o terminal de Goldberger como eletrodo negativo.

- O aluno pode verificar que o terminal de Wilson é uma boa referência para as derivações unipolares, demonstrando que há amplitude muito pequena quando o eletrodo explorador é posto no centro do triângulo de Einthoven, e o eletrodo negativo no terminal de Wilson. Ele também pode verificar que a amplitude das derivações unipolares é a mesma, usando como eletrodo negativo o centro do triângulo de Einthoven, ou o terminal de Wilson.
- O aluno pode comparar ECGs feitos durante repouso e durante exercício físico em pessoa com aterosclerose. Há bancos de dados de ECGs com anormalidades, e a memória do microcontrolador permite a armazenagem de centenas de ECGs que podem ajudar o aluno a melhorar sua interpretação do ECG.

Atividades para o futuro

- Estamos planejando estreitar os aparelhos nas aulas práticas de ECG para o primeiro ano de Medicina em agosto de 2025. No futuro queremos aumentar a quantidade de experimentos executados nesta aula prática, e a duração da aula.
- Estou testando folhas condutivas secas reutilizáveis para substituir a folha de papel molhado com salina. Estas folhas evitam deformações da onda na interface de eletrodos e salina, eliminam o risco de entrada de salina no aparelho, e eliminam a necessidade de compra de material de consumo para a aula (folhas de papel de filtração).
- Estou tentando digitalizar registros de ECG do livro de Fisiologia Humana de Guyton para salvá-los na memória dos aparelhos. Nesse livro há um capítulo sobre a análise vetorial do ECG. A capacidade de nosso simulador para reproduzir um plano do ECG permitiria o ensino de grande parte deste capítulo como aula prática.
- É possível reproduzir, também, o plano horizontal, e medir as derivações precordiais (V1 – V6). O ensino destas derivações é interessante porque elas são úteis na diagnose de infartos.
- Um padrão milimetrado na tela LCD poderia ser útil, porque várias características do ECG são avaliadas, na prática médica, pela contagem da quantidade de quadradinhos ocupados por picos e segmentos do ECG.
- A descrição deste aparelho, seu funcionamento e aplicações serão objeto de artigo a ser submetido ao *American Journal of Physiology: Advances in Physiology Education*.