



DINCON 2017

CONFERÊNCIA BRASILEIRA DE DINÂMICA, CONTROLE E APLICAÇÕES
30 de outubro a 01 de novembro de 2017 – São José do Rio Preto/SP

CONSTRUÇÃO DE UM CIRCUITO ELETRÔNICO DE UM ELETROCARDIOGRAMA COM DOZE DERIVAÇÕES

Pedro Moreira Leite Alcamim¹

Universidade Federal de Itajubá - UNIFEI, Campus de Itabira, MG

Ana Carolina Fonseca²

Universidade Federal de Itajubá - UNIFEI, Campus de Itabira, MG

Roger Júnio Campos³

Universidade Federal de Itajubá - UNIFEI, Campus de Itabira, MG

André Chaves Magalhães⁴

Universidade Federal de Itajubá - UNIFEI, Campus de Itabira, MG

Resumo. Este artigo consiste na documentação dos métodos e resultados obtidos do projeto de um eletrocardiograma (ECG), utilizando os 9 pontos de derivações para a medição da diferença de potencial do coração. Passando por um circuito eletrônico para captação e tratamento do sinal, usando placa de prototipagem para aquisição e visualização usando computador. Os resultados obtidos são a captação das derivações conforme métodos propostos por *Einthoven*, *Wilson* e *Goldberg*. Observa-se por meio dos resultados que as ondas obtidas pelo circuito eletrônico estão bem próximas das ondas apresentadas como padrão nas referências. Dessa forma, conclui-se que a obtenção das 12 derivações conhecidas é adequada, possibilitando a construção de um aparelho de ECG capaz de monitorar e prevenir problemas cardíacos.

Palavras-chave. Eletrocardiograma, derivações de *Einthoven*, derivações de *Wilson* e derivações de *Goldberg*

1 Introdução

Com a crescente industrialização o mundo vem passando por mudanças que afetam diretamente a qualidade de vida, tanto relacionada a poluição ambiental como relacionada aos costumes alimentícios e ao condicionamento físico dos seres humanos. Via de regra, os hábitos alimentares, tabagismo, obesidade e sedentarismo vem contribuindo para o aumento das doenças

¹ pedromoreira@unifei.edu.br

² anacfonseca@unifei.edu.br

³ rogercampos@unifei.edu.br

⁴ andrecmagalhaes@unifei.edu.br

cardíacas. Dessa forma os estudos relacionados ao coração têm se tornado cada vez mais importantes, para tentar mitigar as doenças cardíacas percebidas nos últimos anos e para que seja possível oferecer tratamentos e prevenções eficientes para a população [2, 3, 10].

Para que se possa estudar, analisar e projetar mecanismos para uma melhoria na saúde do coração é necessário que existam equipamentos capazes de mensurar as condições físicas desse órgão. Dessa forma, o presente trabalho propõe elaborar um circuito eletrônico para obter as variações das grandezas elétricas geradas pela atividade do coração, com o intuito de possibilitar a construção de um aparelho capaz de obter um eletrocardiograma (ECG) [7, 9, 10].

As ondas elétricas captadas por esse circuito eletrônico serão baseadas nas formas padrões apresentadas nos métodos de *Einthoven*, *Wilson* e *Goldberg* conforme elucidadas por [6].

2 Eletrocardiograma

O eletrocardiograma é capaz de medir a variações dos potenciais elétricos do coração, assim é possível a detecção de uma variedade de anomalias no músculo cardíaco, que podem ser diagnosticadas pela análise dos contornos das ondas, nas diversas derivações eletrocardiográficas. Pode-se citar como exemplo a taquicardia, bradicardia, arritmia sinusal, síndrome de Stokes-Adams, fibrilação ventricular e outras mais [6].

O ciclo cardíaco tem duração total de 0,833 segundos por batimento e gera em torno de 0,03 volts de potencial elétrico. Tendo frequência entre 60 e 80 batimentos por minuto (*bpm*), ou seja, entre 1 Hz e 1,3 Hz. Os sinais analisados geram um gráfico, o ECG, que possuem algumas características em sua onda. Possui denominações (P, Q, R, S, T e U) nas amplitudes. Cada uma delas representa uma característica do funcionamento do coração [5, 6, 11].

2.1 Derivações eletrocardiográficas

As diferentes derivações eletrocardiográficas consistem na maneira como são realizadas as aquisições dos sinais elétricos. Tendo relação entre o ponto de referência e o de aquisição das variações elétricas.

As diferentes ondas eletrocardiográficas são resultado dos diferentes pontos de aquisição conforme [6]. Para efeito de convenção padronizou-se as derivações de acordo com [6]. Assim, tem-se:

- Derivação Bipolar (Derivação de *Einthoven*): Consiste na captação das diferenças de potenciais (DDP), de pontos equidistantes do coração [5, 9, 11].
- Derivação Torácica (Derivação de *Wilson*): Consiste na captação de um sinal positivo próximo ao coração e um sinal negativo bem distante do coração [5, 6, 9, 11].
- Derivação Unipolar (Derivação de *Goldberg*): Dois dos membros (pulsos e/ou perna) são conectados no terminal negativo do aparelho de ECG, e o outro membro é conectado no positivo. *Goldberg* também obteve uma relação matemática entre essa derivação e as de *Einthoven*, representada pelas equações 1, 2 e 3: [5, 6, 9, 11].

$$DI = aVL - aVR, \quad (1)$$

$$DII = aVF - aVR, \quad (2)$$

$$DIII = aVF - aVL. \quad (3)$$

Dessa forma tem-se que as derivações de *Einthoven*, *Wilson* e *Goldberg* conseguem mapear a movimentação tridimensional do coração proporcionando assim melhor identificação das doenças [6].

3 Metodologia

De acordo com a Figura 1, para o desenvolvimento deste trabalho foi necessário o uso dos seguintes componentes:

- CI Amplificador de Instrumentação INA129;
- Eletrodos descartáveis da 3M;
- Resistores de $680\ \Omega$ e $5\ \Omega$;
- Baterias de 9 volts;
- Placa de aquisição NI USB 6212;
- Computador com software *LabVIEW*.

O diagrama de blocos que representa o eletrocardiógrafo está apresentado na Figura 1.

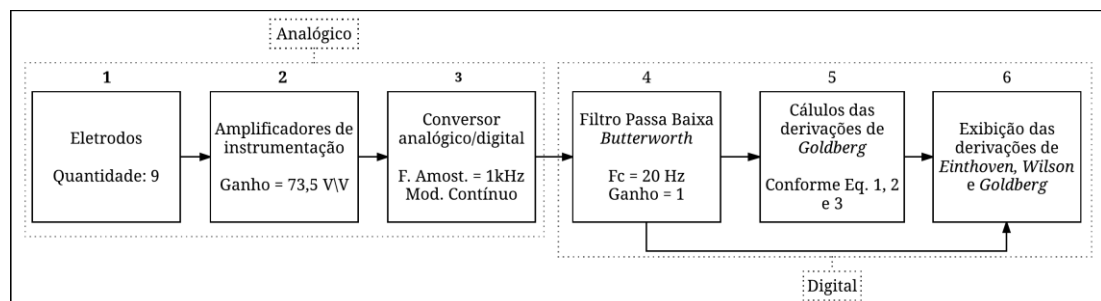


Figura 1: Diagrama de blocos simplificado do ECG.

Na Figura 1, o bloco “1” é responsável por realizar a captação dos sinais do coração. O bloco “2” realiza a amplificação das derivações de *Einthoven* e *Wilson*. O bloco “3” consiste na conversão analógica/digital e utiliza a placa NI USB 6212 da *Nacional Instruments*. O bloco “4” realiza filtragem dos sinais das derivações de *Einthoven* e *Wilson* usando filtro passa baixa do tipo *Butterworth*. O bloco “5” é responsável pelos cálculos necessários para gerar as três derivações de *Goldberg*, sendo utilizado as equações 1, 2 e 3 segundo [7]. O bloco “6” apresenta as ondas eletrocardiográficas dos artefatos obtidos por meio dos métodos de *Einthoven*, *Wilson* e *Goldberg*.

No bloco “2” da Figura 1 é realizada a amplificação dos sinais obtidos com os eletrodos para formação das derivações de *Einthoven* e *Wilson* e foram utilizados amplificadores de instrumentação INA129.

Para obter as derivações de *Einthoven* construiu-se três circuitos com base no item “A” da Figura 2, conforme método de *Einthoven* apresentado por [6].

Para obter as derivações de *Wilson* construiu-se seis circuitos com base no item “A” e “B” da Figura 2, conforme método de *Wilson* apresentado por [6].

O resistor de $680\ \Omega$ utilizado na Figura 2 foi dimensionado para obter um ganho de $73,5\ V/V$, para garantir que as saídas dos amplificadores não ultrapassassem 3 volts.

No bloco “3” da Figura 1 utilizou-se a placa de aquisição NI USB 6212 da *Nacional Instruments*. Sendo necessário ajustar o modo e a frequência de aquisição. E foram ajustados em modo contínuo com frequência de amostragem de 1kHz. O modo contínuo foi escolhido

para possibilitar o monitoramento constante do coração durante os testes realizados. A frequência de amostragem foi ajustada com o intuito de conseguir garantir o processamento das 9 derivações de forma adequada. Por isso foi ajustada para ser aproximadamente 100 vezes maior que a frequência cardíaca de 500 bpm (8,3 Hz) que segundo [4] é encontrada em casos de *flutter* atrial (fibrilação atrial). O valor de 100 vezes é utilizado para garantir o critério de *Nyquist* quando tiver 8,3 Hz nas 9 derivações. Ou seja, como se as derivações fossem processadas uma depois da outra. Sendo apontado na prática um fator 10 para o critério de *Nyquist* como mais usual [1, 4, 7].

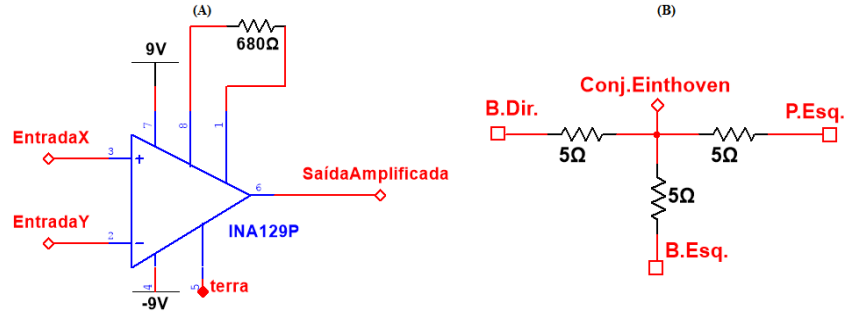


Figura 2: Circuito base para ECG. Sendo (A) base para derivações de *Einthoven* e *Wilson* e (B) terminais negativos dos amplificadores para obter as derivações de *Wilson*.

No bloco “4” da Figura 1 utilizou-se um filtro digital do tipo passa baixa com topologia *Butterworth* de 6ª ordem, frequência de corte de 20 Hz e ganho unitário, com o intuito de eliminar os seguintes sinais: a frequência de 60Hz da rede elétrica; os sinais contínuos gerados pelas atividades musculares; o contato dos eletrodos com a pele; a respiração; e a própria interferência eletromagnética causada por dispositivos eletroeletrônicos [1, 8].

Para determinar a frequência de corte, 20 Hz, do filtro foi levado em consideração o critério de *Nyquist*. Tendo como base a frequência cardíaca de 500 bpm (8,3 Hz). Entretanto a frequência de corte não foi maior para não chegar próxima da frequência de 60 Hz da rede elétrica [1, 4, 7].

A definição da ordem do filtro ocorreu com o intuito de reduzir a banda de rejeição do mesmo. Sendo que ao se aumentar, acima da 6ª, a ordem do filtro ocorreu uma perda na banda de passagem, caracterizando o limite da ordem do filtro na aplicação desse ECG.

4 Resultados e discussões

Foram realizados testes e os dados obtidos foram comparados com os padrões do referencial teórico conforme [6]. De acordo com o diagrama da Figura 1, no bloco “4” tem-se o resultado do filtro utilizado, apresentados nos itens “A” e “B” da Figura 3 com os sinais da primeira derivação de *Einthoven*.

A transformada rápida de *Fourier* “*Fast Fourier Transform*” (FFT) foi utilizada nos dados dos itens “A” e “B” da Figura 3 para verificar quais as frequências que compõem os sinais. Como se trata de artefatos do coração, espera-se que a frequência fundamental esteja entre 1 e 2 Hz.

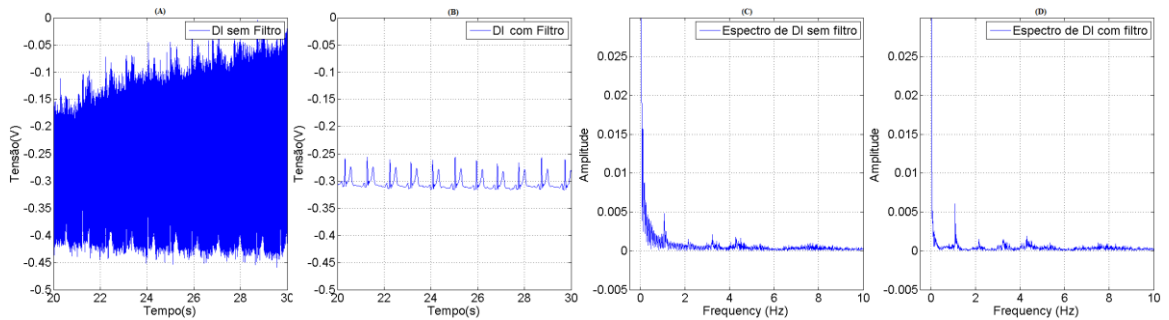


Figura 3: Resultado da utilização do filtro. Sendo (A) sinal sem filtro, (B) sinal com filtro, (C) FFT do sinal com filtro e (D) FFT do sinal sem filtro.

Observa-se por meio da Figura 3 que o filtro utilizado melhora o sinal desejado, uma vez que filtra os sinais de alta frequência. Deixando apenas os sinais abaixo de 20Hz, que são oriundos do funcionamento do coração.

As derivações de *Einthoven* (DI, DII e DIII) coletadas com o circuito estão apresentadas nos itens “A” até “C” da Figura 4 e as ondas padrões encontradas na literatura estão apresentadas nos itens “D” até “F”.

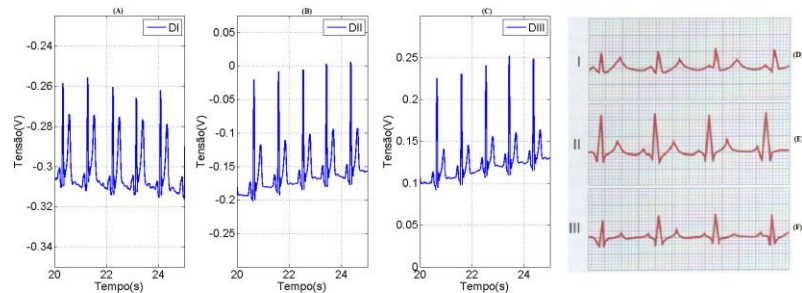


Figura 4: Derivações de *Einthoven*. Sendo (A), (B) e (C) resultados de DI, DII e DIII respectivamente, e (D), (E) e (F) referência de DI, DII e DIII.

Observa-se que os sinais obtidos se assemelham com ondas padrões encontradas nas literaturas, uma vez que possuem a mesma sequência e quantidades de picos, com proporções aproximadas entre si. Dessa forma, tem-se que o circuito apresenta uma boa resposta para as derivações de *Einthoven*.

Observa-se na imagem “A” da Figura 4 que existe um primeiro pico positivo de baixa amplitude, um segundo positivo muito maior que o primeiro e um terceiro pico positivo com amplitude próxima à do segundo. Quando se observa no item “D” da Figura 4, no sinal DI é possível observar que o mesmo apresenta de forma aproximada a mesma relação descrita anteriormente. E a lógica se repete para as outras duas derivações.

As derivações de *Wilson* (V1 até V6) coletadas estão apresentadas nos itens “A” até “F” da Figura 5 e as ondas padrões encontradas na literatura estão apresentadas nos itens “G” até “L” da Figura 5. Ao observar a forma, proporção e sequência dos picos das ondas de *Wilson* como feito no caso da Figura 4 com as derivações de *Einthoven* é possível observar certa semelhança, o que caracteriza uma boa resposta.

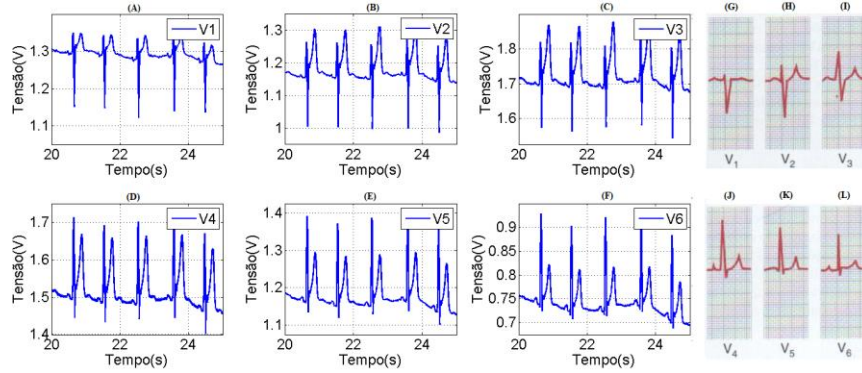


Figura 5: Derivações de *Wilson*. Sendo (A), (B), (C), (D), (E) e (F) resultados de V1, V2, V3, V4, V5 e V6 respectivamente e (G), (H), (I), (J), (K) e (L) referências de V1, V2, V3, V4, V5 e V6 respectivamente.

As derivações de *Goldberg* (aVR, aVL e aVF) calculadas estão apresentadas nos itens “A”, “B” e “C” da Figura 6 e as ondas padrões encontradas na literatura estão apresentadas nos itens “E”, F” e “G” da Figura 6.

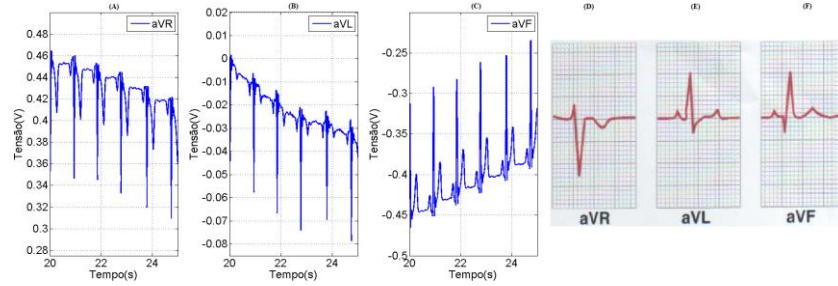


Figura 6: Derivações de *Goldberg*. Sendo (A), (B) e (C) resultados de aVR, aVL e aVF respectivamente, e (D), (E) e (F) referência de aVR, aVL e aVF.

Ao observar a forma, proporção e sequência dos picos das ondas de *Goldberg* (Figura 6) como feito no caso da Figura 4 com as derivações de *Einthoven* é possível observar certa semelhança, o que caracteriza uma boa resposta.

5 Conclusão

Dessa forma, o projeto em questão torna-se uma ferramenta poderosa para chegar a um aparelho que possa detectar problemas como a taquicardia, bradicardia, arritmia e isquemias cardíacas, síndrome de *Stokes-Adams* e fibrilação ventricular. Podendo o mesmo ser desenvolvido para utilização comercial de baixo custo, uma vez que utiliza dispositivos de baixo custo em relação aos equipamentos usuais do mercado. Sendo que os resultados do circuito desenvolvidos atingiram seu objetivo de realizar a obtenção das ondas padrões das doze derivações conhecidas. Cabe também sugestão de trabalhos futuros para melhorar os

sinais obtidos: com uso de supressor ativo de *offset*; circuito de isolamento e blindagem eletromagnética; e microprocessador para realização das etapas digital. Além da construção de “cintas” para o tórax, para os pulsos e tornozelo. Construção dos circuitos utilizando microcomponentes. Transmissão dos sinais entre as “cintas” e o aparelho de eletrocardiograma sem fio. E visualização utilizando aparelhos celulares. Possibilitando dessa forma a construção de um equipamento ECG portátil.

A metodologia utilizada se apresentou de forma adequada, uma vez que os sensores utilizados conseguiram captar os sinais elétricos. Os amplificadores realizam a operação matemática de forma a obter as derivações de *Einthoven* e *Wilson*, deixando o sinal de saída na faixa de tensão desejada (abaixo de 3 V) devido seu ajuste de ganho. A etapa digital realizou os ajustes necessários, pois filtraram os sinais, eliminando os artefatos não desejados. Fez a estimação matemática das derivações de *Goldberg* e exibiu as formas de onda do coração, ou seja, as doze derivações.

Referências

- [1] L. A. Aguirre, Fundamentos de instrumentação, Pearson Education do Brasil, (2014).
- [2] Brasil e MS, Normas técnicas para o Programa Nacional de Educação e Controle da Hipertensão Arterial. Brasília, (1988).
- [3] Brasil e MS, Plano de ações estratégicas para o enfrentamento das doenças crônicas não transmissíveis (DCNT) no Brasil 2011-2022, Brasília, (2011).
- [4] F. G. Cunningham, et al, Obstetrícia de Williams, AMGH, (2016).
- [5] N. Goldschlager e M. J. Goldman, Principles of Clinical Electrocardiography, Aapleton & Lange, vol. 13ª Ed. (1989).
- [6] A. C. Guyton e J. E. Hall, Tratado de fisiologia médica, Elsevier, (2011).
- [7] H. Nazeran, Computers in Electrocardiography. In: WEBSTER, J. G. Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation. 2. ed, John Wiley & Sons, v. 3, (2006).
- [8] A. V. Oppenheim e R. W. Schafer, Processamento em tempo discreto de sinais, Pearson Education do Brasil, (2012).
- [9] J. G. Webster e H. Eren, Measurement, Instrumentation, and Sensores, CRC Press, (2014).
- [10] WHO, Global status report on noncommunicable diseases 2010, World Health Organization, (2011).
- [11] S. L. Woods, E. S. S. Froelicher e S. U. Motzer, Enfermagem em Cardiologia, Manole (2004).