



ELABORAÇÃO DE UM CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAL ECG PARA SEU USO COM MICROCONTROLADORES

Filipe Augusto de Castro Oliveira*¹, Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira¹

¹FEELT – Universidade Federal de Uberlândia

Resumo – O exame de eletrocardiograma é realizado de forma corriqueira dentro a área médica, devido ao fato de que o mesmo possui a capacidade de identificar diversas patologias cardíacas, é barato e não invasivo. Juntamente com esse fato, os microcontroladores já têm sido empregados no desenvolvimento de eletrocardiogramas. Entretanto, o conversor analógico-digital presente nos microcontroladores, que é o responsável por digitalizar o sinal ECG, geralmente possui limitações quanto a valores de tensão, que usualmente são menores do que os limites dos sistemas de aquisição. Tendo isso em vista, este trabalho propõe um sistema para aquisição, filtragem, amplificação e condicionamento do sinal ECG para que o mesmo possa ser utilizado com microcontroladores sem riscos de danificá-los ou perder dados. O sistema desenvolvido mostrou-se adequado para a utilização em conjunto com microcontroladores sem quaisquer saturações do sinal ECG.

Palavras-Chave – ECG, Condicionamento, Microcontroladores.

DEVELOPMENT OF AN ECG SIGNAL CONDITIONING CIRCUIT FOR ITS USE IN MICROCONTROLLERS

Abstract - The electrocardiogram exam is performed routinely among the medical area, because of its ability to identify multiple heart diseases, it's inexpensive and non-invasive. Along with this fact, microcontrollers have already been employed in the development of electrocardiograms. However, the analog-to-digital converter present in the microcontrollers, which is responsible for digitizing the ECG signal, has a restricted voltage range, which is usually lower than the limits of the capture systems. Therefore, this work proposes a system of acquisition, amplification and conditioning of the ECG signal to be used with microcontrollers without risk of damaging or losing data. The developed system was suitable for use with microcontrollers without any saturations of the ECG signal.

Keywords – ECG, Conditioning, Microcontrollers.

NOMENCLATURA

ECG Eletrocardiograma
 f_c Frequência de Corte
AD Analógico-Digital
CI Circuito Integrado
AO Amplificador Operacional

I. INTRODUÇÃO

O eletrocardiograma (ECG) é caracterizado por ser a representação gráfica da atividade elétrica do miocárdio captada na superfície da pele [1]. O ECG é um exame bastante difundido e utilizado pelos médicos para a detecção de arritmias e outras cardiopatias, e essa grande difusão deve-se ao fato de que é um exame não invasivo, simples de ser realizado, barato e gera praticamente nenhum risco ao paciente [2].

Para obter o sinal ECG pela superfície da pele, é necessário todo um instrumental para aquisição, amplificação e filtragem do sinal, para que o mesmo seja devidamente fiel à realidade e possa ser confiável. Tendo este fato em vista, é necessário que seja feita a montagem de circuito adequado, com estágios de aquisição e pré-amplificação, geralmente realizada por um amplificador de instrumentação, e com estágios de filtragem do sinal, realizada por filtros passa alta e passa baixa [3].

O sinal ECG em ritmo normal (chamado de ritmo sinusal) caracteriza-se por uma sequência definida de ondas denominadas onda P, complexo QRS e onda T, onde cada uma dessas ondas representa uma atividade elétrica do coração. O complexo QRS geralmente é a onda de maior facilidade de identificação num exame de ECG, uma vez que a amplitude da onda R é maior do que as outras [4].

Este fato torna-se de grande importância no momento em que o sinal será digitalizado e analisado por um algoritmo, como por exemplo em microcontroladores, que são circuitos embarcados que possuem microprocessador, conversor analógico-digital e podem ser programados para executarem algum algoritmo. Atualmente, os microcontroladores são utilizados em diversas aplicações, inclusive na elaboração de eletrocardiogramas de alta resolução [2].

Para que seja feita uma análise do sinal ECG por um microcontrolador, o mesmo deve ser digitalizado por um conversor analógico-digital, já presente no microcontrolador.

*filipeacastro@gmail.com

Entretanto, geralmente o sinal vindo do eletrocardiógrafo ultrapassa os limites de tensão elétrica suportados pelo conversor AD do microcontrolador. Portanto, deve-se fazer um condicionamento do sinal para que o mesmo se torne adequado para digitalização.

Tendo estes aspectos em vista, neste trabalho é feita a montagem de um eletrocardiógrafo de um canal adequado para a digitalização por um microcontrolador, respeitando os limites de operação do mesmo.

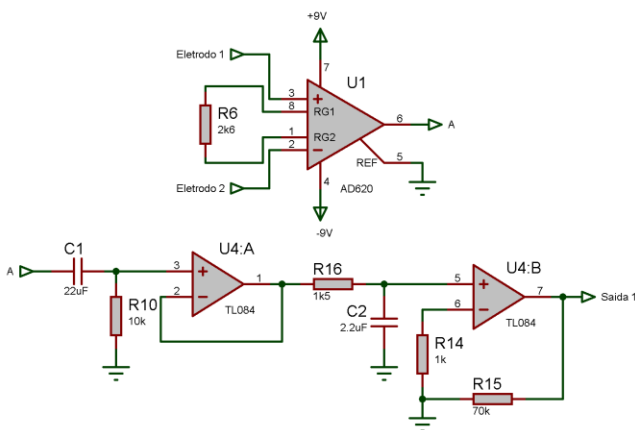
II. MATERIAIS E MÉTODOS

Com o intuito de melhor explicar o desenvolvimento do sistema, optou-se por explicar separadamente a parte de hardware e de coleta do sistema.

A. Hardware

Para fazer a aquisição do sinal eletrocardiográfico, foi montado o circuito de um eletrocardiograma de um canal, no qual seu esquema elétrico é ilustrado na Figura 1.

Figura 1: Circuito para a aquisição do eletrocardiograma.



A primeira etapa do circuito é composta por um amplificador de instrumentação configurado para possuir um ganho de 20 vezes. Este modelo de amplificador é fundamental para a aquisição de sinais fisiológicos, pelo fato de que o mesmo possui uma alta taxa rejeição em modo comum (CMRR), que possibilita uma alta atenuação de ruídos vindos do ambiente, como o sinal da rede elétrica, por exemplo. Além disso, o amplificador de instrumentação possui uma alta impedância de entrada em relação aos amplificadores operacionais comuns, uma característica relevante quando se trata de obter sinais através de eletrodos acoplados na superfície da pele. O amplificador de instrumentação utilizado foi o AD620 alimentado por uma tensão simétrica de ± 9 V. Este CI é fabricado pela Analog Instruments [5].

Após o primeiro estágio de amplificação pelo amplificador de instrumentação, o sinal é tratado por um filtro passa alta ativo de segunda ordem, com frequência de corte de 0,5 Hz na configuração Butterworth escolhida de acordo com a sugestão de [6]. O objetivo dessa etapa é remover o nível DC do sinal e outros sinais de baixa frequência causados por fatores como o

acoplamento pele-eletrodo, sinal de respiração do paciente, entre outros.

Em seguida, o sinal é tratado por um filtro passa baixa de primeira ordem com frequência de corte de 48 Hz, como utilizado em [3]. Este filtro possui por objetivo atenuar sinais de frequências acima da f_c , que pode vir de diversas fontes.

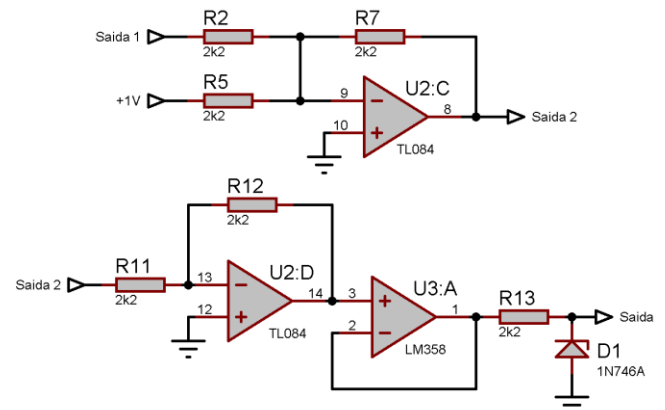
Ainda neste estágio, é aplicado um segundo ganho no sinal de aproximadamente 70 vezes, com o intuito de fazer com que o mesmo seja mais fácil de visualizar e digitalizar por um microcontrolador, por exemplo. O ganho total desde a entrada do circuito até a saída é de 1400 vezes, aproximadamente. O amplificador operacional utilizado nos filtros é o TL084, alimentado por uma tensão simétrica de ± 9 V. Este CI é fabricado pela Texas Instruments [7].

O microcontrolador utilizado neste trabalho é um Arduino DUE, que possui um conversor analógico-digital que trabalha com tensão de entrada de 0 a 3,3V com resolução de 12 bits. Este modelo de microcontrolador conta com um microprocessador ARM de 32 bits trabalhando numa frequência de 84 MHz [8].

Como dito, os tanto o amplificador de instrumentação quanto o amplificador operacional são alimentados por tensões de -9 a +9 Volts, ou seja, a tensão de saída do último AO pode atingir ambos estes valores. O que pode vir a ser um problema, uma vez que o microcontrolador utilizado neste projeto possui um conversor AD cujos limites de operação vão de 0 a 3,3V. Portanto, é necessária uma adequação do sinal ECG para estes valores, visto que qualquer tensão fora dessa faixa pode danificar o microcontrolador.

Com o intuito de condicionar o sinal eletrocardiográfico para valores adequados de leitura pelo microcontrolador, foi elaborado o circuito ilustrado na Figura 2, cujo desenvolvimento foi baseado nos resultados obtidos pelo circuito da Figura 1. Vale ressaltar que o ganho do circuito da Figura 1 estava regulado em 2000 vezes, sendo posteriormente reduzido para 1400 vezes, como exibido na figura, para respeitar os limites do conversor AD do microcontrolador.

Figura 2: Circuito para condicionamento do sinal ECG para leitura no microcontrolador.



A primeira etapa do circuito acima é a soma de uma tensão de 1 V ao sinal vindo do circuito da Figura 1. Este valor de tensão foi obtido por um divisor de tensão composto por um resistor de 80 k Ω e outro de 10 k Ω , seguida pela entrada num AO em configuração de buffer para manter a tensão estável. Foi optado por somar 1 V ao sinal pelo fato de que o mesmo

se encontrava com sua linha de base em torno de $-0,5$ V. Entretanto, após a soma de 1 V ao sinal, o mesmo encontrava-se apenas com amplitudes negativas, pelo fato de que o circuito é um somador inversor. Para resolver este impasse o sinal foi passado por um amplificador inversor com ganho unitário, voltando, assim a ter apenas amplitudes positivas. Ao passar por estes circuitos, a linha de base do sinal ECG se deslocou para aproximadamente $+0,5$ V.

Na próxima etapa do circuito, o sinal passa por um amplificador não-inversor em configuração de buffer. Entretanto, o AO utilizado para esta configuração é um LM358, que diferente do TL084, não necessita de alimentação simétrica [9]. Ou seja, o mesmo pôde ser alimentado com tensão de 0 a 9 V. O intuito de utilizar um AO com essa característica é que se caso o sinal possuir qualquer amplitude negativa, o amplificador operacional irá suprir no mínimo 0 V, eliminando, então, a possibilidade de ocorrência de tensões negativas neste ponto do circuito.

Ao final deste circuito, é elaborada uma outra proteção ao microcontrolador, desta vez utilizando um diodo Zener 1N746, que impede que tensões acima de $3,3$ V cheguem à saída [10]. Após esse estágio, o circuito da Figura 2 é conectado à uma das entradas analógicas do Arduino DUE, assim como as referências são curto-circuitadas.

B. Coleta

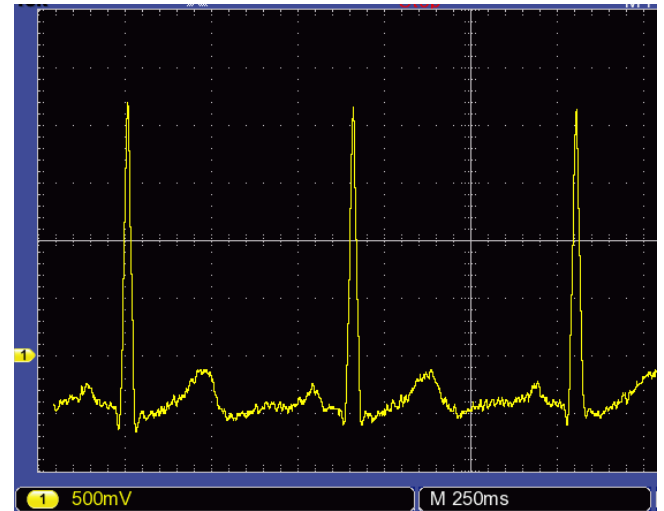
O voluntário do qual foi coletado o sinal ECG era adulto do sexo masculino. Antes de iniciar a coleta do eletrocardiograma, a pele no local em que os eletrodos foram afixados foi devidamente limpa para evitar oscilações da linha de base do sinal ECG e outros ruídos vindos do acoplamento pele-eletrodo.

Para a realização dos testes, os eletrodos foram colocados nos punhos de ambos os braços, e a referência no tornozelo da perna direita. Essa configuração caracteriza a derivação bipolar D1 do eletrocardiograma, de forma que o Eletrodo 1 ilustrado na Figura 1 foi colocado no punho esquerdo, e o Eletrodo 2 no punho direito. Os eletrodos colocados nos pulsos foram do tipo descartáveis, e o colocado na perna foi do tipo clip.

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

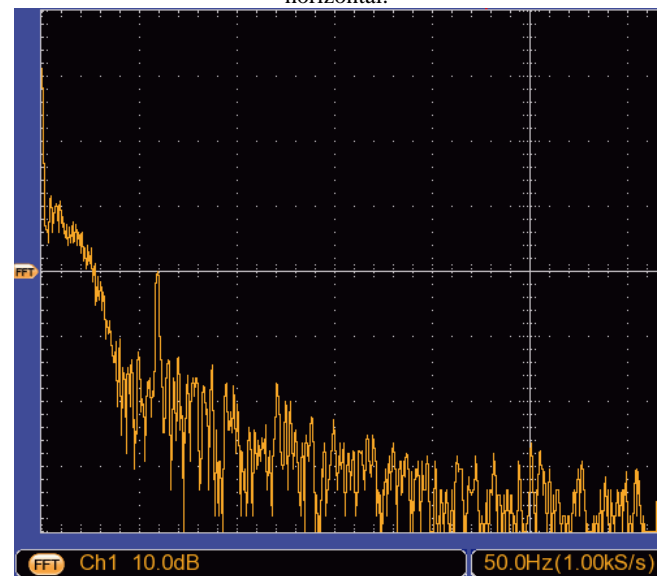
Considerando que a frequência de corte recomendada do filtro passa baixa em um eletrocardiograma é de 48 Hz, foi feito um teste com o circuito da Figura 1 com o potenciômetro regulado em $1,5$ k Ω , onde a curva obtida pode ser visualizada na Figura 3. Ressaltando que neste teste o ganho do circuito ainda estava configurado para 2000 vezes.

Figura 3: Sinal ECG com frequência de corte ajustada em 48 Hz. Cada retângulo representa 500 mV no eixo vertical, com deslocamento de -1 V.



Analisando a forma de onda da Figura 3, percebe-se que o sinal não sofre graves interferências de ruídos externos, o que é melhor ilustrado pelo seu espectrograma, representado na Figura 4.

Figura 4: Espectrograma do sinal ECG com frequência de corte ajustada em 48 Hz. Cada retângulo representa 50 Hz no eixo horizontal.



É possível ver na Figura 4 que os ruídos de alta frequência estão presentes, mas atenuados pelo filtro passa-baixa. Através do espectrograma é possível visualizar claramente uma forte presença do ruído de 60 Hz vindo da rede elétrica. Este fator poderia ser corrigido com um filtro notch, que atenuaria apenas essa frequência.

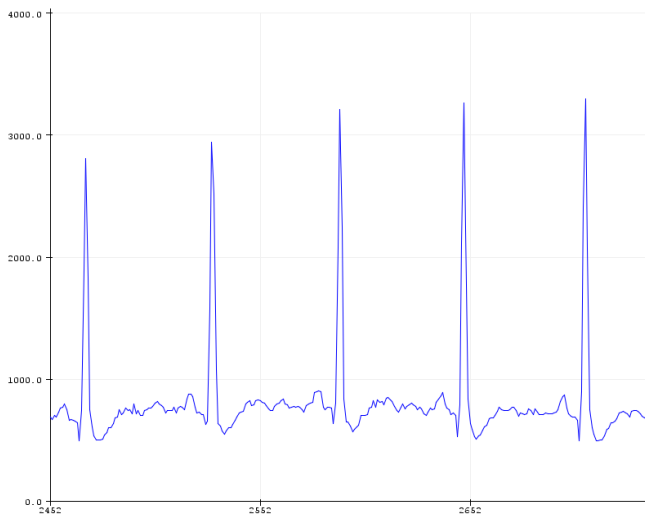
Através da curva exibida na Figura 3 percebe-se que o pico da onda R no eletrocardiograma atinge uma amplitude de aproximadamente $2,3$ V, ou seja, se esse sinal fosse condicionado pelo circuito da Figura 2, a onda R poderia ser saturada pelo diodo Zener devido ao fato de que a mesma apresentaria amplitude em torno de $3,3$ V devido à soma de 1 V pelo circuito.

Tendo esse aspecto em vista, optou-se por reduzir o ganho do circuito de 2000 vezes para 1400 vezes, como ilustra o

circuito da Figura 1. Dessa forma, mesmo com a soma de 1 V pelo circuito condicionador, a onda dificilmente ultrapassaria 3,3 V em condições normais.

Após essa redução, o sinal foi aplicado a uma porta analógica do Arduino DUE, onde mesmo encontrava-se programado para exibir os dados recebidos por essa porta diretamente para seu *Plotter Serial*, para que seja possível visualizar a onda ECG na tela do computador. Essa onda é exibida na Figura 5.

Figura 5: ECG exibido no *plotter serial* do Arduino DUE, onde o valor 4095 no eixo vertical equivale a aproximadamente 3,3 V.



É possível visualizar que a forma de onda exibida no *plotter serial* não foi saturada em 3,3 V e nem em 0 V, indicando que o circuito montado se adequou aos limites do conversor AD do Arduino DUE.

IV. CONCLUSÕES

Este artigo apresentou o desenvolvimento de um circuito para aquisição, filtragem, amplificação e condicionamento do sinal eletrocardiográfico para que o mesmo fosse digitalizado por um microcontrolador cujos limites do conversor analógico-digital vão de 0 a 3,3 V. Após a digitalização do sinal, o mesmo foi exibido pelo *plotter serial* do Arduino.

Através da análise do sinal exibido pelo Arduino, pode-se constatar que o circuito apresentado neste trabalho é adequado para condicionar o sinal ECG, uma vez que não foram visualizadas quaisquer saturações do sinal, que significariam perda de dados.

Contudo, foi constatada a presença do ruído de 60 Hz vindo da rede elétrica no sinal. Futuramente pretende-se utilizar um filtro Notch para atenuar essa frequência e reduzir o número de interferências no sinal.

Em trabalhos futuros, planeja-se elaborar um algoritmo no Arduino para que seja estimada a frequência cardíaca do coração do paciente, além de detectar determinadas arritmias.

REFERÊNCIAS

- [1] W.-J. W. Yun-Chi Yeh, "QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 91, pp. 245-254, 2008.
- [2] G. A. C. SILVA, *Projeto de Um ECG de Alta Resolução com 12 Canais e Interface USB Utilizando Microcontrolador ARM*, Brasília, 2009.
- [3] T. M. G. d. A. Barbosa, *Uma Arquitetura de Redes de Sensores do Corpo Humano*, Brasília, DF, 2008, p. 86.
- [4] Â. P. Ramos e B. S. Sousa, *Eletrocardiograma: Princípios, Conceitos e Aplicações*, 2007.
- [5] Analog Devices, 2011. [Online]. Available: <http://www.analog.com/en/products/ad620.html#product-overview>. [Acesso em 13 Agosto 2018].
- [6] J. J. Bailey, A. S. Berson, A. G. Jr., L. G. Horan, P. W. Macfarlane, D. W. Mortara e C. Zywertz, "Recommendations for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: Bandwidth and Digital Signal Processing," *Recommendations in Electrocardiography*, vol. 81, n° 2, pp. 730-739, 1990.
- [7] Texas Instruments, 2015. [Online]. Available: <http://www.ti.com/product/TL084/toolssoftware>. [Acesso em 13 Agosto 2018].
- [8] Arduino, "Arduino DUE," [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-due>. [Acesso em 15 Agosto 2018].
- [9] Texas Instruments, "LM358," [Online]. Available: <http://www.ti.com/product/LM358>. [Acesso em 15 Agosto 2018].
- [10] Microsemi, "1N746A," [Online]. Available: <https://www.microsemi.com/existing-parts/parts/121048>. [Acesso em 15 Agosto 2018].
- [11] P. L. LEIF SÖRNMO, "ELECTROCARDIOGRAM (ECG) SIGNAL PROCESSING," em *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, John Wiley & Sons, 2006.
- [12] L. S. M.-E. Nygfirds, "Delineation of the QRS complex using the envelope of the e.c.g.," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 21, pp. 538-547, 1983.