

DESENVOLVIMENTO DE UM ELETROCARDÍOGRAFO PORTÁTIL COM CONEXÃO BLUETOOTH UTILIZANDO UMA MCU ARM

ARM-MCU BASED DEVELOPMENT OF A PORTABLE ECG WITH BLUETOOTH CONNECTION

Everton Lincoln Uehara – Campus de Guaratinguetá – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – Engenharia Elétrica – everton.uehara@hotmail.com

Palavras-chave / Keywords: ECG, Bluetooth, ARM

RESUMO

Este artigo apresenta o desenvolvimento de um eletrocardiógrafo portátil, não invasivo e capaz de se comunicar via Bluetooth com um telefone celular no qual, por meio de um aplicativo, podem ser visualizados os sinais cardíacos. Todo esforço foi centrado na diminuição dos custos e facilidade de uso do sistema. Este tipo de registro do eletrocardiograma (ECG) tem potencial para reduzir custo com equipamento tradicionalmente caro e também permitir que populações que vivem distante dos grandes centros possam ter seus exames verificados por especialistas comumente apenas disponíveis em grandes cidades.

ABSTRACT

This paper presents the development of a portable and non-invasive electrocardiograph, able to communicate via Bluetooth with a mobile phone, in which through an application the cardiac signal can be viewed. Every effort has been focused on reducing costs and ease of its utilization. This type of electrocardiogram (ECG) has the potential to reduce costs on traditionally expensive equipment and also allow people living far from big cities have their tests checked by experts commonly available only in large cities.

1 INTRODUÇÃO

De acordo com a Organização Mundial da Saúde, a doença isquêmica cardíaca tem sido um dos principais causadores de morte nesta última década [1]. Numa pesquisa realizada pelo IBGE em 2013, 6,1 milhões de brasileiros de 18 anos ou mais tiveram algum diagnóstico médico de alguma doença no coração [2]. A mesma pesquisa frisa que “as doenças cardiovasculares geram os maiores custos com relação a internações hospitalares”.

No ano de 2013, o Brasil investiu 9,7% do PIB em gastos relativos à saúde, dentre os quais 48,2% são oriundas de verbas públicas [3] [4] [5]. Países como Canadá e França investem uma porcentagem similar a do Brasil (10,9% e 11,7%, respectivamente). Entretanto, ao se analisar o mesmo dado per capita, o Brasil gasta US\$1.085,00, enquanto Canadá e França gastam US\$5.718,00 e US\$4.864,00, respectivamente.

Apesar de o Brasil possuir um PIB equivalente a estes dois países, possui uma população bem maior, o que justifica o baixo valor per capita apresentado. Isto torna ainda mais importante o emprego de soluções que diminuam a exigência de mais investimento. A assistência domiciliar é uma tendência crescente nos países industrializados e tem, dentro outros pontos positivos, o benefício de diminuir custo com internação, uma vez que a progressão da doença pode ser evitada pela melhoria do estilo de vida e acompanhamento dos sinais fisiológicos do paciente fora do hospital [6]. Países como Canadá e Noruega já investem 0,2% e 0,8% do PIB, respectivamente, nesta forma de tratamento [7], e esta abordagem também evita que os pacientes se desloquem em centros urbanos congestionados e sofram em filas hospitalares, até que sejam atendidos pelo médico. Entretanto, é ainda mais custoso para o hospital enviar profissionais ao local para checar as condições do paciente.

Uma solução prática para tratamento domiciliar é oferecer aos pacientes dispositivos (instrumentos, equipamentos, kits, etc) que lhes permitam obter dados (sinais fisiológicos, por exemplo) sobre seu estado de saúde. E que podem ser transmitidos facilmente para centros médicos ou consultórios. Entretanto, por diversas razões, ainda não se acham disponíveis no mercado tais dispositivos a baixo custo.

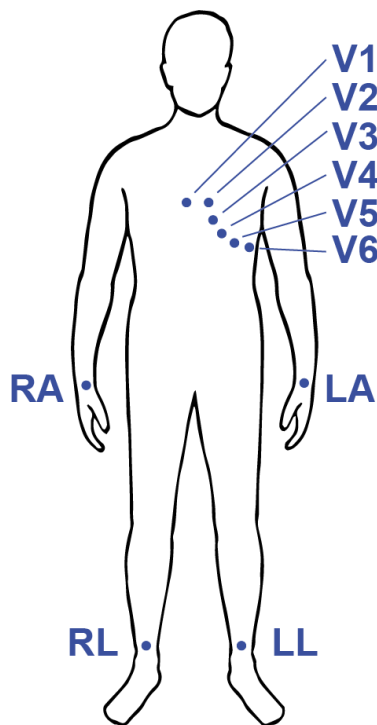
Este trabalho apresenta como proposta um equipamento prático, eficiente e de baixo custo para aquisição do eletrocardiograma nas 12 derivações padrão, capaz de se conectar via Bluetooth a um dispositivo móvel como um celular, aparelho que se torna cada dia mais comum entre todos os níveis sociais da população.

2 PROJETO DO ELETROCARDÍOGRAFO

2.1 Panorama geral

O eletrocardiograma (ECG) é o registro da atividade elétrica do coração captada por eletrodos posicionados em 10 pontos específicos da superfície do corpo do paciente. A Figura 1 mostra a localização destes pontos. A partir destes pontos são obtidas as 12 derivações padrões de um eletrocardiograma. Detalhes desta conversão são explicados no item 2.2.

Figura 1 – Posição dos eletrodos no corpo do paciente

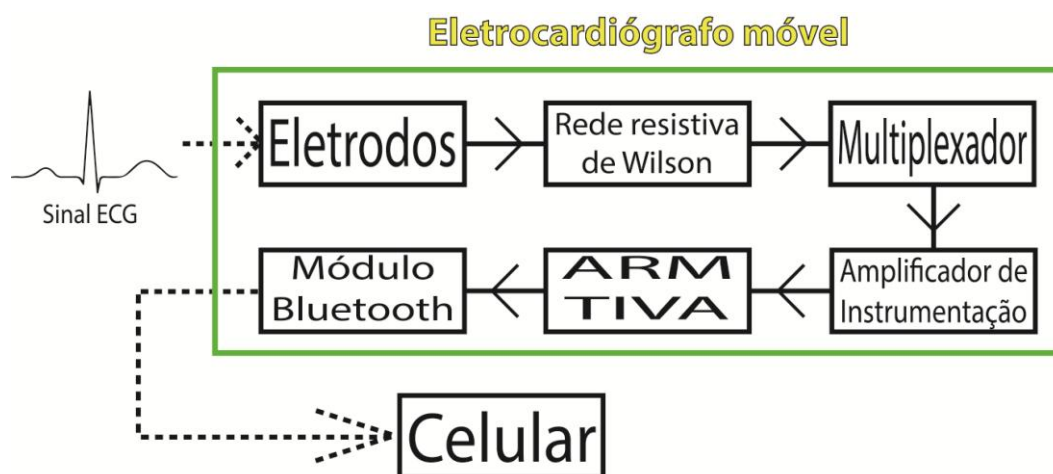


Ao amplificarmos o minúsculo sinal do ECG, também amplificamos o ruído. Por isso, recomenda-se usar um baixo ganho para o primeiro estágio de amplificação e, também, que este seja do tipo diferencial, para que o ruído de modo comum seja cancelado [8].

Trabalhos como o de Lucena et al [9] e Kumari et al [10] construíram o dispositivo de ECG em parte com componentes discretos, mas pesquisa mais profunda sobre o tema mostrou que utilizar circuitos integrados focados no ECG e EEG, que já englobam componentes *front-end* (amplificador de instrumentação, filtro *notch*, filtro passa-baixa, etc.) têm demonstrado maior compactação do circuito e facilidade em implementá-los [11] [12]. Portanto, optou-se por adotar o ADS1291, que é um amplificador de instrumentação especialmente feito para sinais de ECG e EEG, e trabalharmos na integração deste com o ARM TIVA.

Conjuntamente com o sistema, foi utilizado o multiplexador ADG725, que também é voltado à instrumentação médica, para multiplexar as 12 derivações para a entrada única do ADS1291. A Figura 2 resume o sistema do eletrocardiógrafo em forma de diagrama de blocos.

Figura 2 – Diagrama de blocos do eletrocardiógrafo.



2.2 Rede resistiva de Wilson e o multiplexador

Nove pontos de referências do corpo se conectam à rede de Wilson, resultando nas 12 derivações padrão, como mostrado na Figura 3. O décimo ponto é a perna direita, que servirá como referência. O item 2.3 tratará a respeito deste ponto. Cada uma dessas derivações é uma entrada do multiplexador ADG725, como mostrado na Figura 4.

O circuito integrado ADG725 foi projetado para aplicações específicas como instrumentação médica, aplicações ópticas e sistemas de telecomunicações. Suas características como a baixa resistência de $4\ \Omega$ de cada canal e a multiplexação diferencial de *16-to-1* são propícias para a nossa aplicação. A comunicação com o multiplexador é via SPI, o que faz economizar trilhas na placa e usufruir dos vários módulos SPI existentes no TIVA, porém foi necessário o uso de um conversor de nível lógico para compatibilizar a tensão de comunicação de 3,3 V do microcontrolador com a tensão de 2,5 V do multiplexador.

Figura 3 – Rede resistiva de Wilson

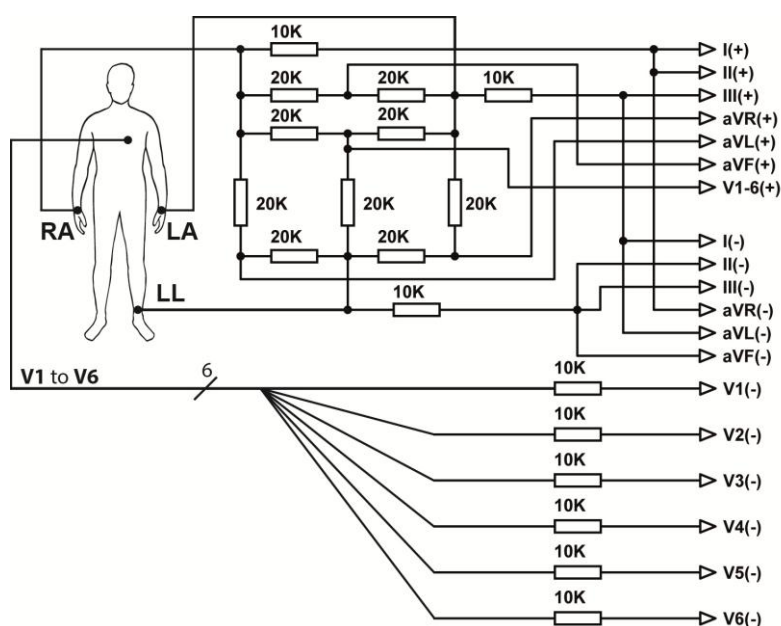
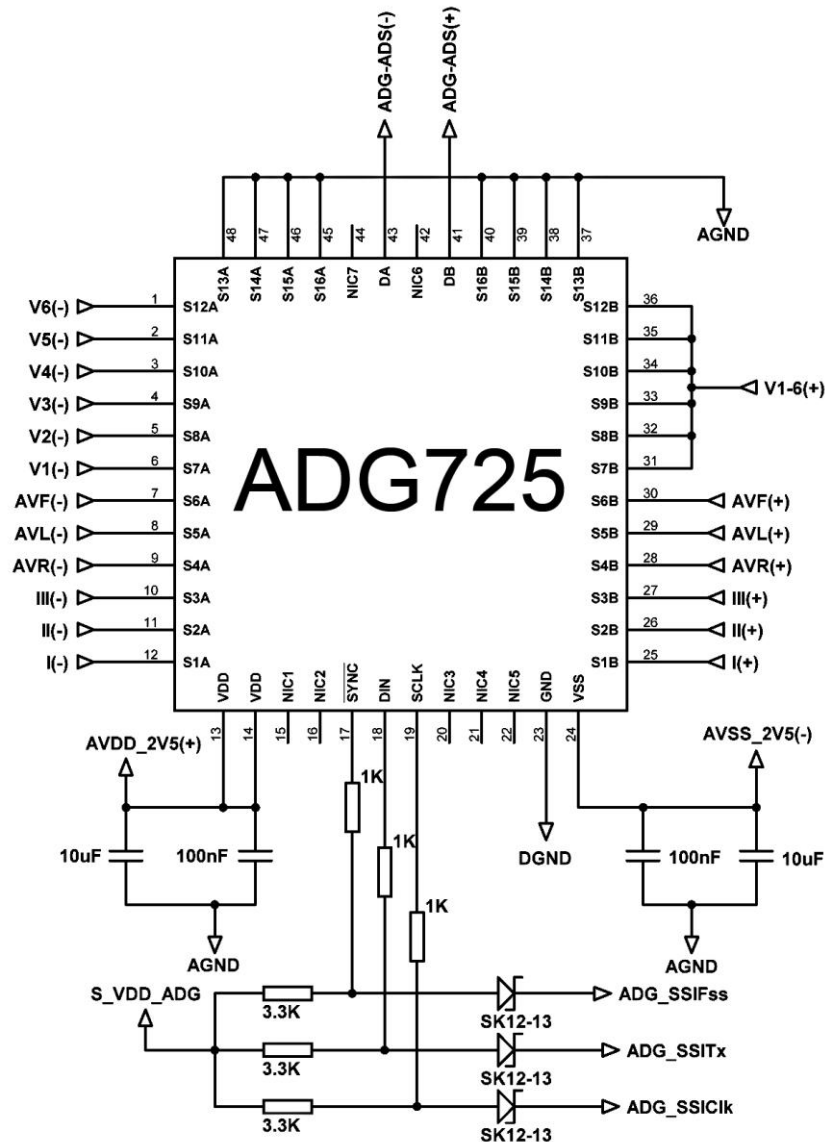


Figura 4 – Esquemático da seção do multiplexador ADG725



2.3 Amplificador de instrumentação e conversor analógico para digital

As saídas diferenciais do multiplexador seguem para as entradas diferenciais do ADS1291, nos pinos 3 e 4, como mostrado na Figura 5. Dentro do circuito integrado elas são conduzidas às entradas diferenciais de um Amplificador de Ganho Programável (*PGA – Programmable Gain Amplifier*) interno, o qual tem ganho configurável pelo usuário, e são convertidas para sinal digital de 24 bits por um conversor analógico-digital do tipo Delta-Sigma ($\Delta\Sigma$ ADC).

Dentro do circuito integrado há um filtro para interferência eletromagnética, como também os pinos 1 e 2 fornecem a saída do PGA para customização do filtro passa-baixa. O fabricante aconselha o uso de um capacitor de 4,7 nF, o que conjuntamente com o resistor interno de 2 k Ω forma um filtro *anti-aliasing* com banda de 8.4 kHz [14]. A referência para medição é interna, porém a alimentação analógica é externa. Os pinos 14 a 22 são ligados ao microcontrolador, dos quais 4 são de comunicação SPI e são utilizados para enviar o dado digitalizado.

A perna direita (*RL – Right Leg*) é conectada ao ADS1291 pelo pino 28, o qual é a saída de um *buffer*, formando um filtro passa-baixa, conforme consta na Figura 6. Este circuito tem a função de atenuar ruídos de modo-comum no ECG, oriundos de linhas de tensão e outras fontes, como lâmpadas fluorescentes.

Figura 5 – Esquemático da seção do circuito integrado ADS1291

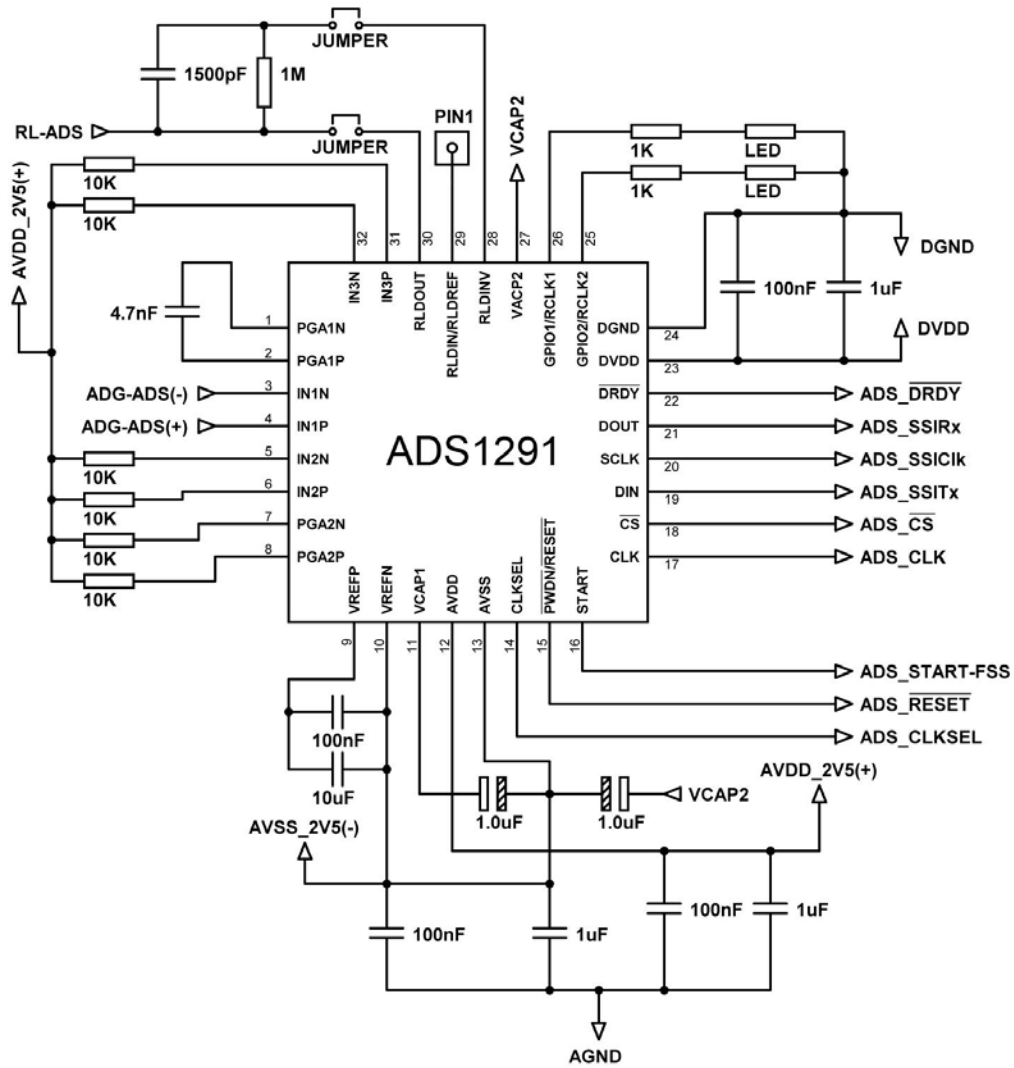
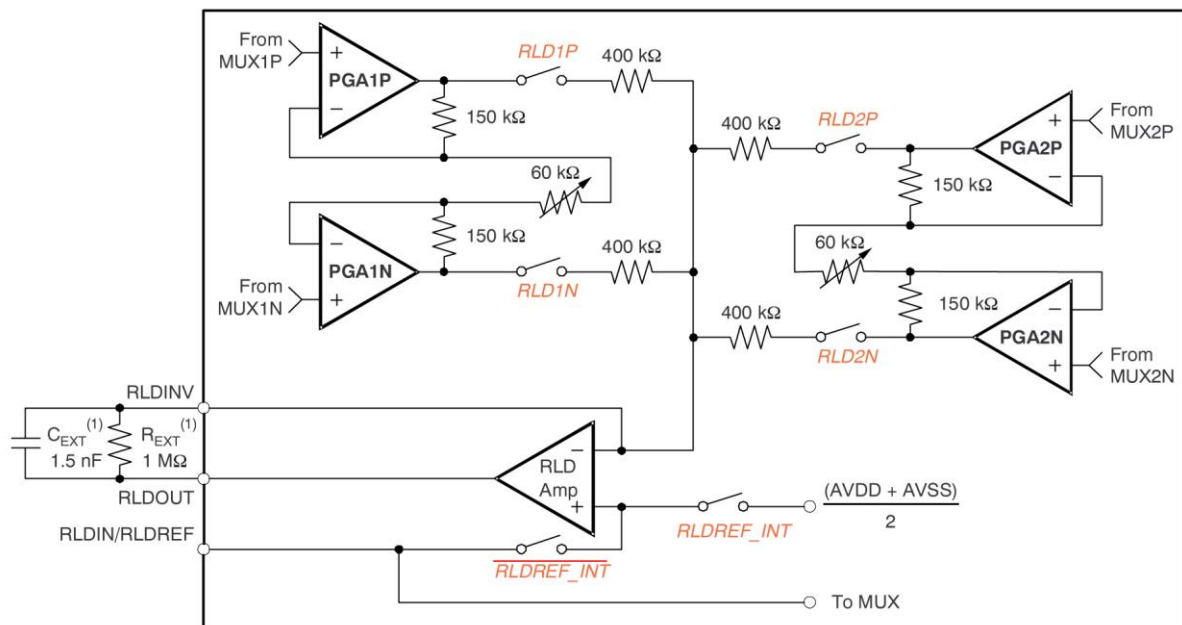


Figura 6 – Right Leg Drive Circuit do ADS1291



2.4 ARM CORTEX M4

Os trabalhos desenvolvidos até agora tem usado microcontroladores com recursos limitados, como o ATMEGA16 [12] e o PIC18F45k20 [9]. No dispositivo foi utilizado o ARM TIVA TM4C123GH, um microprocessador de 32 bits que possui 256 kB de memória Flash, 32 kB de SRAM e 2 kB de EEPROM. O módulo de destaque neste microprocessador é a Unidade de Ponto Flutuante (*FPU – Floating Point Unit*), que é capaz de fazer cálculos com números decimais, o que poupa o celular de realizar cálculos para fazer a conversão dos números hexadecimais de 24 bits que recebe do ADS1291 em respectivos números decimais, deixando o aplicativo móvel mais leve para ser executado.

2.5 Da programação

A opção de se desenvolver o código no IDE Eclipse foi fundamental para capacitar o aluno para trabalhos de compilação e linkedição do binário num ambiente ao mesmo tempo avançado e gratuito. Além disso, a comunidade *open source* GNU-Linux é grande e formada por profissionais que se ajudam. A otimização de compilação e *plugins*, como depuração por JTAG e controle de versões GIT, somente seriam disponíveis por outros IDEs por preços inviáveis para desenvolvimento.

O fluxograma da programação está no Anexo A. É importante salientar que se deve tomar cuidado quanto à sincronização da troca de canal no multiplexador e do disparo de medição do ADS1291. Deve-se também procurar utilizar funções otimizadas e DMA para obter um processamento mais rápido.

3 RESULTADOS

A Figura 7 mostra a conexão feita entre o dispositivo desenvolvido e um simulador de sinal cardíaco. Programou-se para multiplexar somente os 6 primeiros canais e visualizá-los na tela do celular utilizando um aplicativo. Os resultados estão na Figura 8, nos itens de (a) a (f).

Programou-se em seguida o código para multiplexar entre os 12 canais. A qualidade do sinal de qualquer um dos canais decaiu, assemelhando ao do canal V6, mostrado na Figura 9.

Foi analisada então a qualidade do sinal Lead I, para verificar como o sinal decai conforme o aumento do número de canais a serem multiplexados. O resultado dessa análise é mostrado na Figura 10.

Figura 7 – Conexão entre o dispositivo e o simulador cardíaco

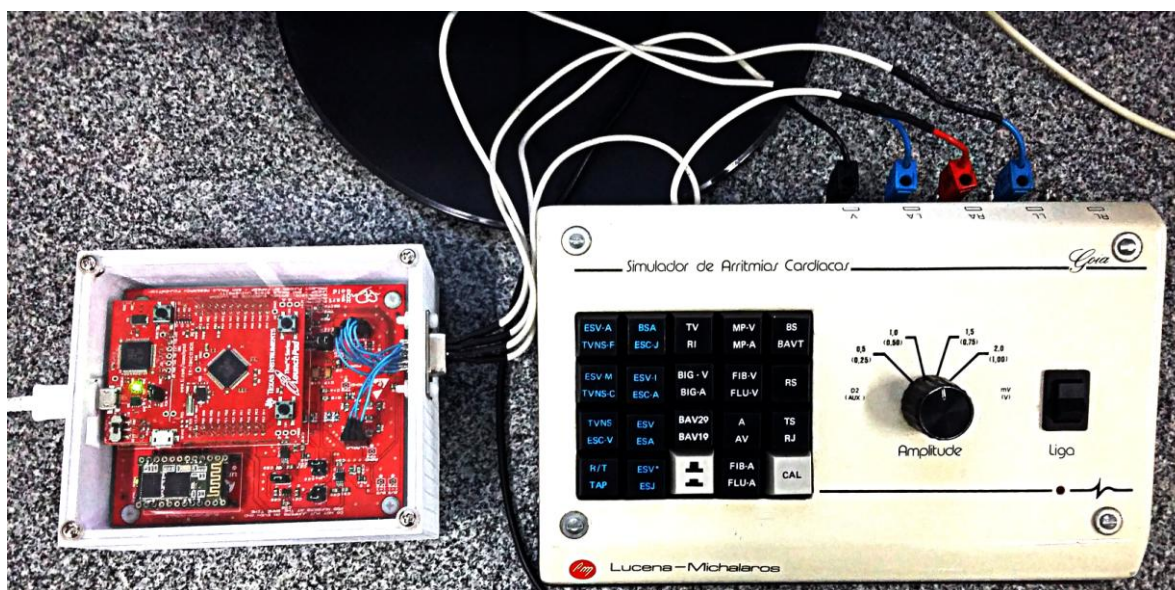


Figura 8 – (a) Sinal aVF; (b) Sinal aVL; (c) Sinal aVR; (d) Sinal Lead I; (e) Sinal Lead II; (f) Sinal Lead III.

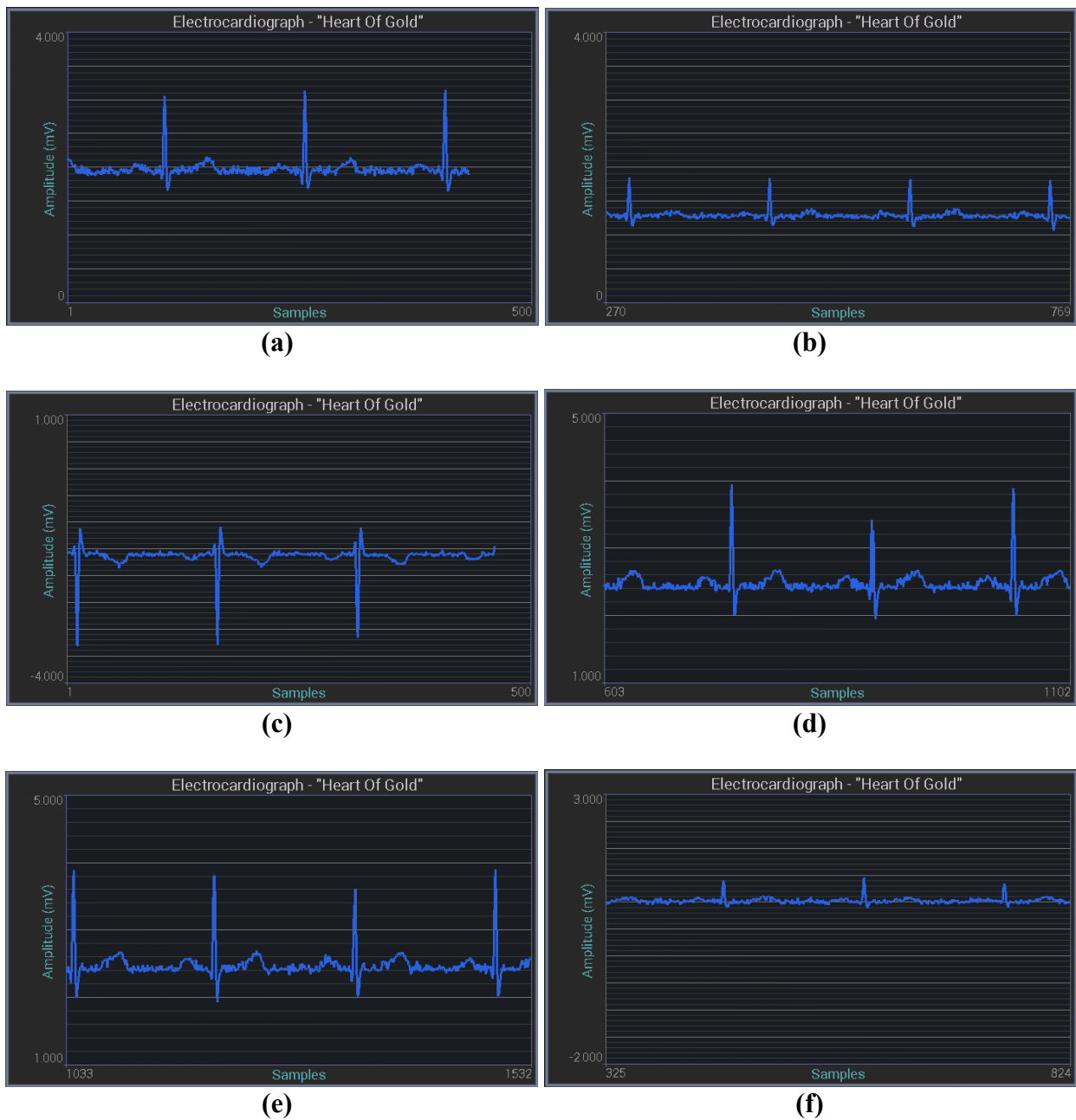


Figura 9 – Sinal V6 multiplexado entre os 12 canais.

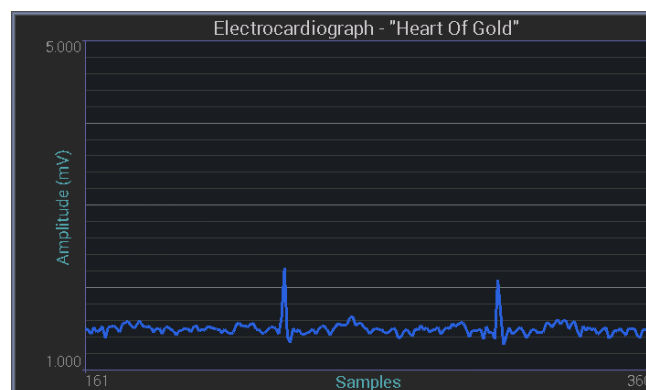
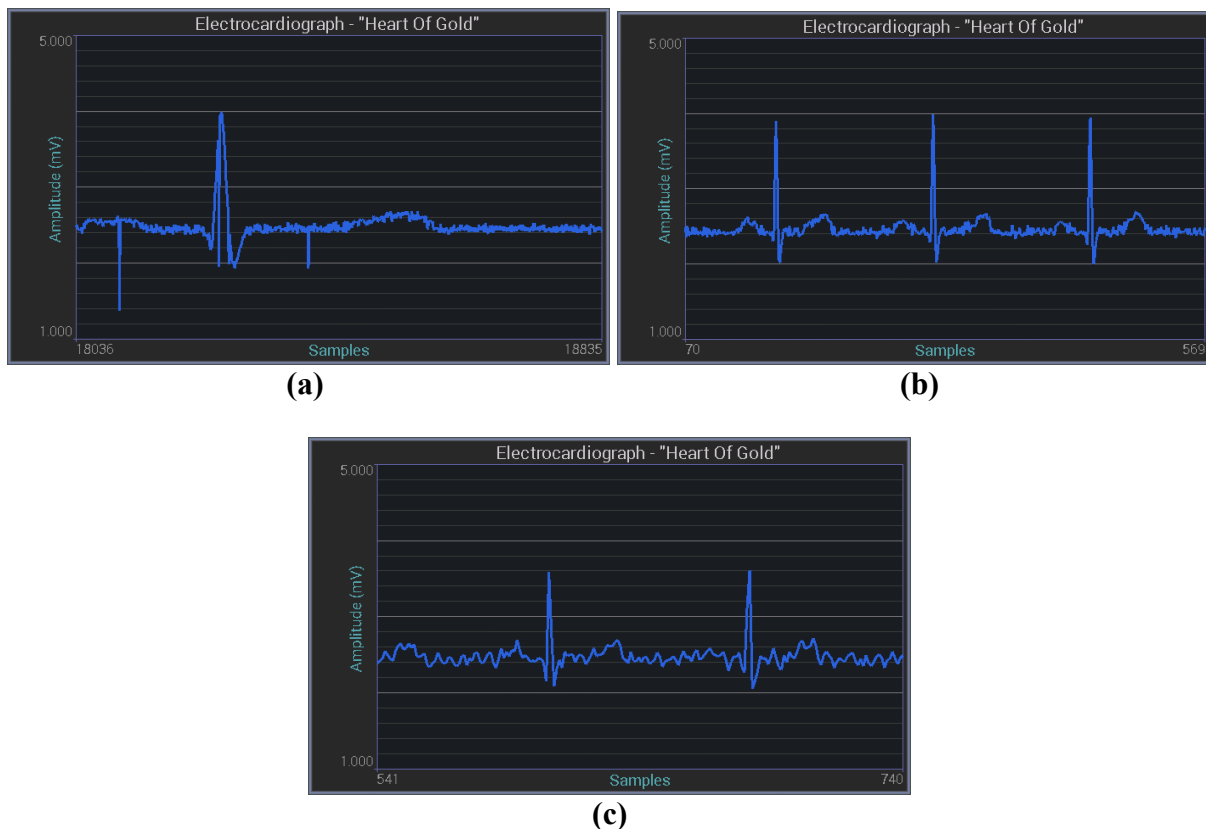


Figura 10 – (a) Somente Lead I; (b) Lead I multiplexado entre 6 canais; (c) Lead I multiplexado entre 12 canais;



4 CONCLUSÕES E PROJETOS FUTUROS

Primeiro é necessário se averiguar o porquê do decaimento do sinal conforme o aumento do número de canais a se multiplexar. A provável causa é que o rápido chaveamento entre os canais do multiplexador não está deixando carregar apropriadamente o capacitor do filtro de passa-baixa do ADS1291 (uma vez que este capacitor tem uma capacitância maior que as da trilhas do circuito). Acredita-se que um correto sequenciamento das funções de troca de canal, aquisição de dados do ADS1291 e *delay* seja a solução para este problema.

Em relação aos custos, enquanto os eletrocardiógrafos comerciais custam acima de R\$4.000,00, conseguiu-se construir o dispositivo ao preço de R\$423,00. Melhorias e redução na placa de circuito impresso como também produção em larga escala reduziria este valor.

Além de solucionar este problema, ainda é necessário desenvolver um aplicativo mais propício, capaz de mostrar todas as 12 derivações padrões na tela do celular de uma só vez, como também ser capaz de gravar essas informações em formato de arquivo no celular.

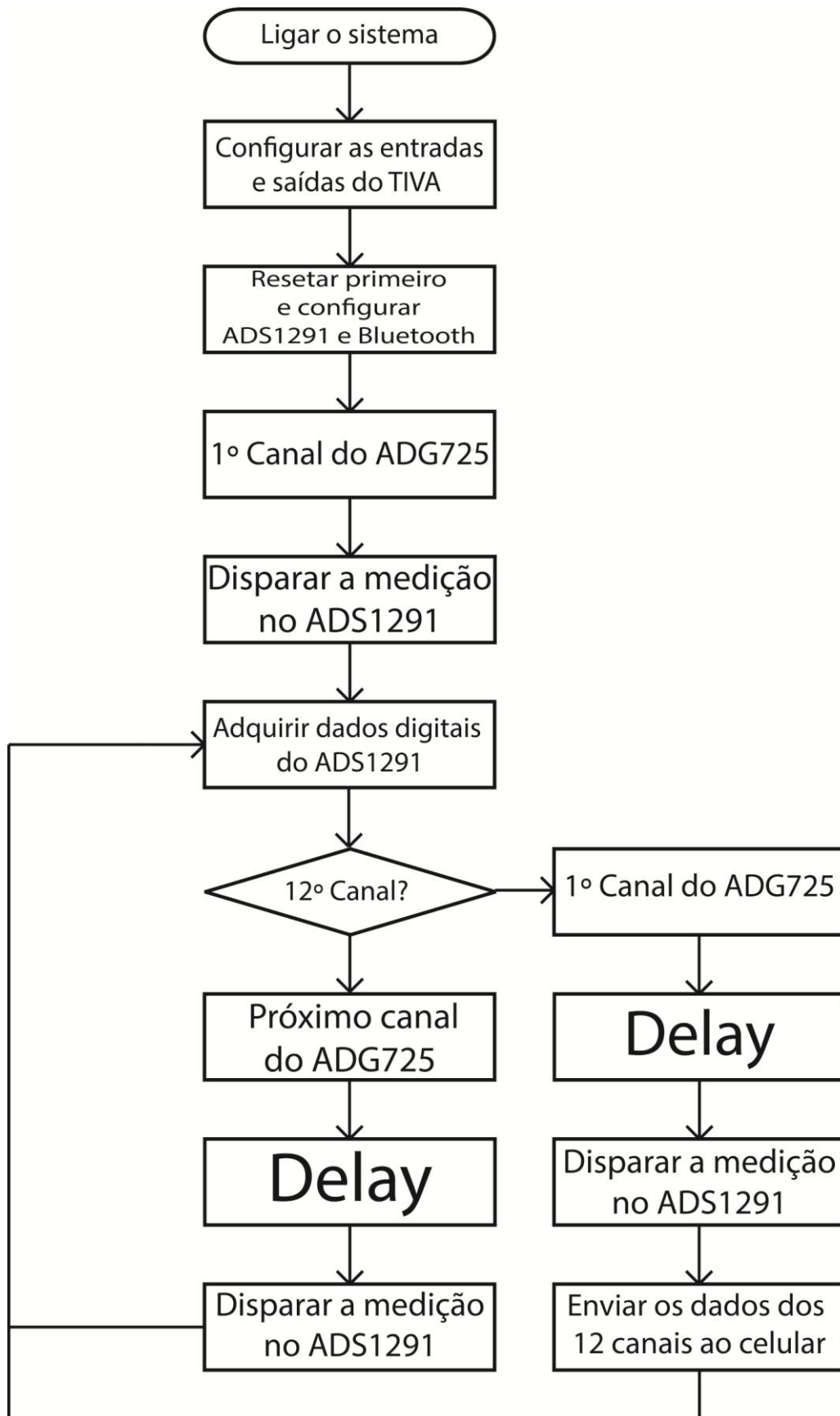
Como há módulos de comunicação sobrando no microprocessador do dispositivo, poderia ser feito um experimento para gravar as informações cardíacas em um cartão SD, fazendo a comunicação via SPI ou I2C com um módulo de cartão SD.

Com a materialização de uma pesquisa como essa surgirão novas ideias para implementar ou complementar o projeto atual, servindo de uma boa base e incentivos para os futuros estudantes de engenharia. O foco, entretanto, é sempre servir a sociedade com soluções inovadoras.

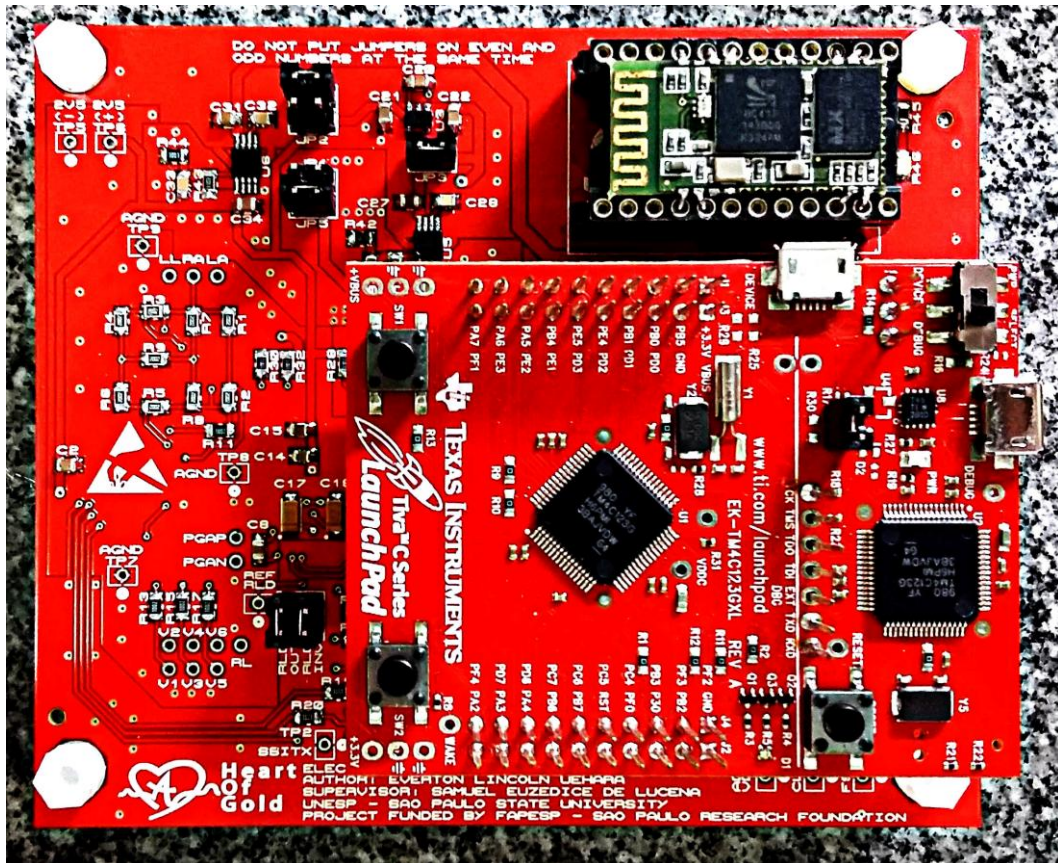
5 REFERÊNCIAS

- [1] The World Health Organization (WHO). **The Top Ten Causes of Death**. Fact sheet no. 310, 2007. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310.pdf>>. Acesso em: 20 ago. 2015.
- [2] Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. **Pesquisa Nacional de Saúde 2013: percepção do estado de saúde, estilos de vida e doenças crônicas: Brasil, grandes regiões e unidades da federação**. Rio de Janeiro, 2014. Disponível em: <<http://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv91110.pdf>>. Acesso em: 20 ago. 2015.
- [3] The World Bank Group. **Data: Health expenditure, public (% of total health expenditure)**. 2015. Disponível em: <<http://data.worldbank.org/indicator/SH.XPD.PUBL/countries>>. Acesso em: 20 ago. 2015
- [4] The World Bank Group. **World Development Indicators: Health systems**. 2015. Disponível em: <<http://wdi.worldbank.org/table/2.15>>. Acesso em: 20 ago. 2015.
- [5] Ministério da Saúde – Secretaria Executiva – Departamento de Economia da Saúde, Investimentos e Desenvolvimento – Coordenação-Geral de Economia da Saúde. **Despesas com Ações e Serviços Públicos de Saúde como proporção do PIB – 2010**. Brasília, 2013. Disponível em: <<http://portalsaude.saude.gov.br/images/pdf/2013/outubro/02/despesa-total-saude-021013.pdf>>. Acesso em: 20 ago. 2015.
- [6] ESTRIN, D.; SIM, I. **Open mHealth architecture: An engine for health care innovation**. Science, vol. 330, no. 6005, p. 759–760, Nov. 2010.
- [7] PETER, E.; SPALDING, K.; KENNY, N.; CONRAD, P.; MCKEEVER, P.; MACFARLANE, A. **Neither seen nor heard: Children and homecare policy in Canada**. Social Science & Medicine 64, 2007. p. 1624-1635.
- [8] GAWALI, D.H.; WADHAI, V.M. **Implementation of ECG Sensor for Real Time Signal Processing Applications**, International Conference on Advances in Electronics, Computers and Communications (ICAECC), 2014.
- [9] LUCENA, S. E. de L.; SAMPAIO, D. J. B. S.; MALL, B.; MEYER, M.; BURKART, M. A.; KELLER, F. V. **ECG Monitoring Using Android Mobile Phone and Bluetooth** 2015 IEEE I2MTC – International Instrumentation and Measurement Technology Conference, Pisa, Italy, 12-14 May, 2015.
- [10] BALAJI, N.; SAI, Y. P.; KUMAR, K. T. **ECG monitoring system using ARM9 web-server**. Global Conference on Communication Technologies, Thuckalay, India, 23-24 April, 2015.
- [11] LIAO, J.; WANG, G.; LI, B.; MENG, M. Q. H. **A portable 12-lead ECG acquisition system**. IEEE International Conference on Information and Automation, Yinchuan, China, 26-28 Aug., 2013.
- [12] ZAKARIA, H.; MENGKO, R. **Design of ECG Homecare:12-lead ECG acquisition using single channel ECG device developed on AD8232 analog front end**. International Conference on Electrical Engineering and Informatics, Bali, Indonesia, 10-11 Aug., 2015.
- [13] GAWALI, D.H.; WADHAI, V.M. **Implementation of ECG Sensor for Real Time Signal Processing Applications**, International Conference on Advances in Electronics, Computers and Communications (ICAECC), 2014.
- [14] TEXAS INSTRUMENTS **Low-Power, 2-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements**, SBAS502B, Set., 2012.

ANEXO A – DIAGRAMA DE BLOCOS DA PROGRAMAÇÃO



ANEXO B – PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO PRODUZIDO



ANEXO C – MÓDULO ELETRÓCARDIOGRAFO CONSTRUÍDO

