

# MONITORIZAÇÃO DE SINAL VITAL POR MEIO DE UM MONITOR CARDÍACO

Lívia de Oliveira Ribeiro

Universidade Federal de Goiás, Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação, Goiânia – GO,  
livribeiro@hotmail.com

Sanderley Ramos Pires

Universidade Federal de Goiás, Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação, Goiânia – GO,  
sanderley@eee.ufg.br

**Resumo** - Uma forma de monitorar um sinal vital é a partir da medição não invasiva de alguma variável ligada ao processo cardíaco. Essa medição é chamada eletrocardiograma (ECG), uma ferramenta de diagnóstico primário para as doenças cardiovasculares, onde são gravados os impulsos elétricos relacionados ao funcionamento cardíaco sob a forma de ondas que representam a corrente elétrica em diferentes áreas do coração. O ECG fornece informações valiosas sobre os aspectos funcionais do coração e sistema cardiovascular. Nesse sentido o objetivo desse trabalho é de construir um sistema capaz de medir esse sinal vital, que seja de baixo consumo energético, economicamente acessível e moderno, podendo ser visualizado por um *tablet*.

**Palavras-Chave** - ECG, Monitor Cardíaco, Diagnóstico, Coração e Sistema Cardiovascular.

## LIFE SIGNAL MONITORING THROUGH A HEART MONITOR

**Abstract** - One way to monitor a vital sign is using the non-invasive measurement of some variable linked to the heart process. This measurement is called electrocardiogram (ECG), a tool for primary diagnosis of cardiovascular diseases, which is a simple, painless test that records the heart's electrical activity. The ECG provides valuable information about the functional aspects of the heart and cardiovascular system. Accordingly the aim of this work is to build a system capable of measuring this vital sign, that is energy efficient, affordable and modern, and can be viewed by a *tablet*.

**Keywords** - ECG, Heart Monitor, Diagnostic, Heart e Cardiovascular System.

## I. INTRODUÇÃO

Segundo dados da Organização Mundial de Saúde, aproximadamente 17 milhões de pessoas morrem anualmente em todo o mundo devido a doenças do coração[1]. Grande parte dessas mortes poderia ser evitada, ou pelo menos postergadas, com a realização de exames periódicos, onde um dos mais importantes e comuns destes exames é o eletrocardiograma (ECG).

O Eletrocardiograma (ECG) é uma ferramenta de diagnóstico que relata a atividade elétrica do coração captada por eletrodos na pele. É uma técnica não invasiva, isto é, o sinal é medido na superfície do corpo humano, e é utilizado na identificação de doenças cardíacas [2]. O sinal captado pode ser utilizado para medir a frequência e a regularidade dos batimentos cardíacos, assim como o tamanho e posição das câmaras cardíacas.

Qualquer variação da transmissão do impulso pelo coração pode causar potenciais elétricos anormais e, conseqüentemente, alterar os formatos de onda no eletrocardiograma. Sendo assim, quase todas as anormalidades podem ser detectadas pela análise da forma de onda [3].

A análise desse sinal gerado por um ECG é um subsídio para o profissional médico obter uma série de informações iniciais de problemas cardíacos, sugerindo a realização de outros exames mais específicos para a determinação efetiva do problema detectado. O ECG atualmente é utilizado como o mecanismo mais difundido para a exploração e análise de males do coração, porém diversas outras tecnologias, normalmente mais caras, são utilizadas para determinação de diagnósticos mais precisos.

Estimular as pessoas a fazerem o ECG, visto que ele é barato e não invasivo, poderia auxiliar na prevenção de diversos males cardíacos. Entretanto, facilitar o acesso a exames de ECG com aparelhos de uso pessoal capazes de produzir as ondas do ECG não é suficiente, pois a ausência de um profissional para interpretar os sinais levaria a resultados inócuos.

Por outro lado, fazer um equipamento que possa sugerir ao usuário que ele deveria procurar um médico para realizar exames mais completos poderia ter um efeito benéfico. Porém, é sabido que esse mesmo aparelho poderia gerar um estado de conforto no usuário, levando-o a não procurar apoio médico, enquanto na verdade isso poderia ser necessário.



XI CEEL – ISSN 2178-8308  
25 a 29 de novembro de 2013  
Universidade Federal de Uberlândia – UFU  
Uberlândia – Minas Gerais – Brasil

Um outro ponto de vista é o fato de que popularizar o acesso aos sinais cardíacos pode ser um grande fator de apoio no momento de realização de uma consulta médica. Através de um dispositivo de monitorização pode-se obter durante a consulta, a forma do sinal cardíaco do paciente, levando o médico a julgar de forma ágil se seria necessário ou não a realização de exames mais apurados. Acrescenta-se outra situação a ser considerada que é a de localidades que tenham dificuldade de acesso a aparelhos de monitorização de sinais cardíacos, onde a disponibilidade de aparelhos portáteis poderia contribuir muito.

Mesmo ciente de que trata-se de um tema polêmico, o qual exige uma profunda análise da ética médica envolvida no processo, optou-se por focar neste trabalho nos aspectos de engenharia: eletrônica, microcontroladores e informática; e construir um dispositivo que seja capaz de se utilizar de aparelhos do cotidiano das pessoas, como notebooks, *tablets* e *smartphones*; e, em conjunto captar, tratar e apresentar os sinais cardíacos de uma pessoa.

O trabalho objetiva, portanto, produzir um dispositivo capaz de captar, amplificar e tratar o sinal de ECG, entregando-o a um sistema de informação instalado a outro dispositivo que seja capaz de apresentá-lo em uma tela gráfica para a análise.

Este artigo faz parte de um projeto de mestrado da autora, o qual ainda está em andamento. Assim, parte do software do microcontrolador e do aplicativo para o *tablet* ainda não foram concluídos, portanto, este artigo dará ênfase à porção de captação, amplificação e filtro do sinal, além de uma visão geral do que é um eletrocardiograma.

O trabalho está estruturado em uma seção II, onde é contextualizado o eletrocardiograma (ECG). Na seção III uma visão geral de trabalhos correlatos que propuseram o desenvolvimento de dispositivos similares ao aqui proposto. Na seção IV é apresentado o dispositivo captador, condicionador e fornecedor do sinal e descrição dos componentes e, finalmente são apresentadas as conclusões obtidas com a realização do trabalho.

## II. O ELETROCARDIOGRAMA

A célula cardíaca em repouso (polarizada) é rica em potássio (K), e apresenta-se negativa em relação ao meio externo que é positivo e rico em sódio (Na).

Quando ocorre a ativação de uma célula miocárdica característica (atrial ou ventricular), ocorrem trocas iônicas e inverte-se a polaridade da célula, originando na superfície da célula uma região despolarizada e outra ainda em repouso, gerando uma frente de onda de despolarização/repouso. À medida que se propaga a ativação, há uma tendência progressiva da parte intracelular da membrana ficar positiva, enquanto que a parte extracelular ficará gradativamente negativa. Desta forma um dipolo (- +) será formado com intensidades diferentes e se propagará, formando um limite móvel entre a parte estimulada e a parte ainda em repouso gerando um ciclo de retroalimentação positiva a ponto de inverter completamente a polaridade da membrana (mais cargas positivas na face interna).

A despolarização continua até que alcance valores próximos ao potencial de equilíbrio do sódio que vai se opor ao fluxo passivo de sódio e a entrada do cátion diminui. Esse

ciclo cardíaco gera um vetor campo despolarizante no coração que altera a sua direção e magnitude.

Quando esse impulso cardíaco passa através do coração, uma corrente elétrica também se propaga do coração para os tecidos adjacentes que o circundam. E, pequena parte da corrente se propaga até a superfície do corpo. Se eletrodos forem colocados sobre a pele, em lados opostos do coração será possível registrar os potenciais elétricos gerados por essa corrente. O sinal gerado por esse registro é conhecido como eletrocardiograma [3].

O sinal normal do eletrocardiograma é mostrado na Figura 1. Ele é composto pela onda P, pelo complexo QRS e pela onda T. O complexo QRS apresenta, com frequência, mas não sempre, três ondas distintas: a onda Q, a onda R e a onda S [3].

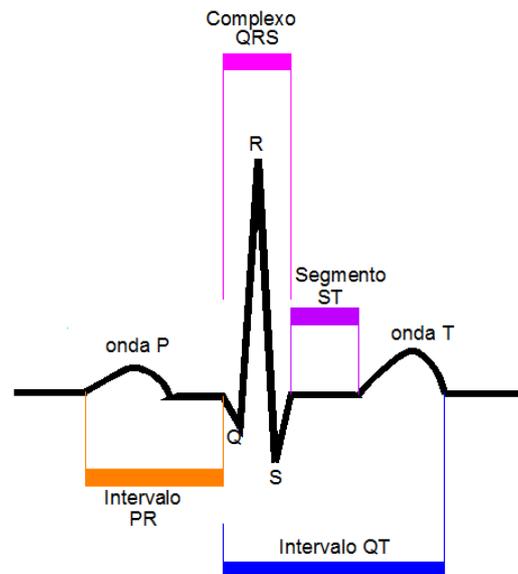


Fig. 1 – Forma de onda de um eletrocardiograma normal

A onda P ocorre durante a despolarização dos átrios, no início da contração atrial. Apresenta duração típica de 80ms. O complexo QRS reflete as variações rápidas na despolarização ventricular, no início contração dos ventrículos. Como os ventrículos apresentam maior massa muscular comparativamente com os átrios, a amplitude da onda será muito maior que na onda P. Apresenta uma duração típica em torno dos 80-120ms. Portanto, tanto a onda P como o complexo QRS são ondas de despolarização.

A onda T representa a repolarização ventricular, ou seja, enquanto os ventrículos se restabelecem do estado de despolarização. Divide-se pelo pico em duas regiões distintas: período refratário absoluto e relativo. Apresenta duração típica de 160ms.

A onda U representa a repolarização do septo interventricular. Normalmente apresenta amplitude baixa ou quase nula. Caso tal não ocorra, poder-se-á estar perante patologias como hipertireoidismo ou hipercalcemia.

O intervalo PR ou PQ é demarcado pelo início da onda P e início do complexo QRS. Reflete o tempo que o impulso elétrico demora a atravessar desde o nó sinusal até ao nó atrioventricular, antes de entrar nos ventrículos. Tem a duração típica de 120-200ms.

O segmento ST é o intervalo entre o final da onda S e início da onda T, representa o intervalo de excitação ventricular. Tem a duração de cerca de 350ms.

O intervalo QT vai desde o início do complexo QRS até ao final da onda T, representando o tempo de sístole elétrica. A sua medição pode ser importante para prevenir taquiarritmias ou morte súbita [3].

Quando o músculo ventricular está completamente polarizado ou completamente despolarizado, nenhum potencial é registrado no eletrocardiograma. Somente quando o músculo está em despolarização ou repolarização é que a corrente flui de uma parte dos ventrículos para outra e, consequentemente, flui, também, até a superfície do corpo, permitindo o registro eletrocardiográfico [3].

A disposição adotada neste trabalho será a de três eletrodos, sendo eles colocados nos dois braços e um na perna esquerda. Nesse caso a voltagem do complexo QRS é, geralmente, de 1,0 a 1,5 milivolt desde o pico da onda R até o ponto mais baixo da onda S. Já a voltagem da onda P permanece entre 0,1 a 0,3 milivolt, e a da onda T fica entre 0,2 e 0,3 milivolt [3].

A frequência dos batimentos cardíacos pode ser determinada no eletrocardiograma. O intervalo de tempo normal entre dois complexos QRS sucessivos de adulto é de cerca de 0,83 segundo, o que corresponde a uma frequência cardíaca de 72 (60/0,83) batimentos por minuto.

#### A. Derivações Eletrocardiográficas

O monitor cardíaco desenvolvido nesse trabalho é baseado nas três derivações bipolares padrão dos membros. Ou seja, o eletrocardiograma é registrado por dois eletrodos posicionados em lados diferentes do coração, no braço esquerdo e no braço direito. A combinação desses dois eletrodos formando um circuito entre o corpo e o monitor caracteriza as três derivações.

Essas derivações bipolares dos membros (DI, DII e DIII) são as derivações originais escolhidas por Einthoven para registrar os potenciais elétricos no plano frontal.

Em 1913, Einthoven desenvolveu um método de estudo da atividade elétrica do coração representando-a graficamente numa figura geométrica bi-dimensional: um triângulo equilátero (Figura 2).

As derivações bipolares representam uma diferença de potencial entre dois locais selecionados.

No registro da derivação I dos membros, o terminal negativo do eletrocardiográfico é conectado ao braço direito, e o terminal positivo ao braço esquerdo. Portanto, quando a área pela qual o braço direito se une ao tórax está eletronegativa, em relação à área pela qual o braço esquerdo se une ao tórax, o eletrocardiográfico registra valor situado acima da linha de voltagem zero (valor positivo) do eletrocardiograma. Quando ocorre o oposto, o eletrocardiográfico registra valor situado abaixo da linha [3].

Para registrar a derivação II dos membros, o terminal negativo do eletrocardiográfico é conectado ao braço direito, e o terminal positivo, à perna esquerda. Portanto, quando o braço direito está negativo em relação à perna esquerda, o eletrocardiográfico registra valor positivo [3].

Para registrar a derivação III dos membros, o terminal negativo do eletrocardiográfico é conectado ao braço esquerdo,

e o terminal positivo, à perna esquerda. Isso significa que o eletrocardiográfico apresentará registro positivo quando o braço esquerdo estiver negativo em relação à perna esquerda [3].

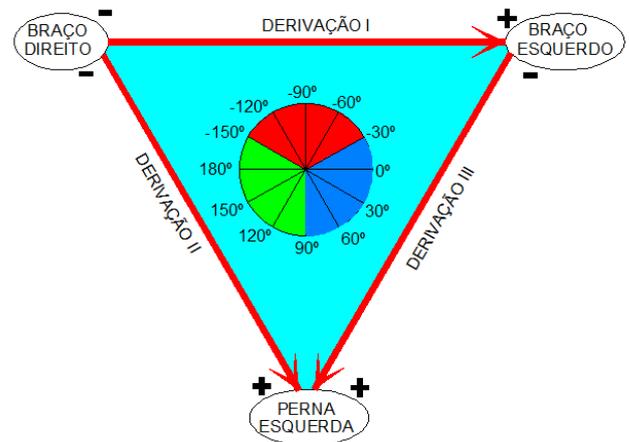


Fig. 2 – Triângulo de Einthoven: Triângulo equilátero imaginário de lados iguais onde o coração está hipoteticamente localizado no centro. O número mínimo de eletrodos necessários para a obtenção de um sinal de ECG é de três, dispostos em triângulo.

O Triângulo de Einthoven é um triângulo em torno da área cardíaca, no qual os dois braços e a perna esquerda formam os seus vértices, conforme é mostrado na Figura 2. A Lei de Einthoven estabelece que se os potenciais elétricos de duas das três derivações eletrocardiográficas clássicas são conhecidos em qualquer momento, o da terceira pode ser determinado matematicamente pela simples soma dos dois primeiros (os sinais, positivo ou negativo, das diferentes derivações devem ser considerados quando se fizer a soma).

### III. ABORDAGENS CORRELATAS

A análise de eletrocardiogramas (ECG) tem sido objeto de intensa pesquisa pelo fato de ser uma investigação não invasiva que fornece informações úteis para a detecção, diagnósticos e tratamento de doenças cardíacas.

A seguir, serão relatados alguns trabalhos sobre técnicas de avaliação e monitorização de sinais eletrocardiográficos que sejam relevantes do ponto de vista clínico, permitindo detectar doenças cardíacas de forma mais simples e rápida.

#### A. Monitorização de sinais vitais usando uma console Nintendo DS

Trata-se de uma dissertação de mestrado datada de 2009 [4]. O trabalho é uma continuação e com as correções de algumas falhas de outro trabalho escrito em 2008 [4] e descreve a construção de um sistema capaz de medir sinais vitais, que seja robusto, leve, de baixo consumo energético e economicamente acessível usando uma console de jogos Nintendo DS.

O sistema é composto por uma placa de aquisição de sinais vitais, e outra que recebe os sinais e efetua a interface com a Nintendo. As placas comunicam entre si usando tecnologia *wireless* para transmissão de dados, proporcionando uma maior mobilidade ao utilizador.

A importância da construção do equipamento descrito na dissertação é que em países pobres ou em países que estão

em guerra, as condições básicas hospitalares muitas vezes não existem, seja por falta de recursos humanos, medicamentos, equipamento hospitalar básico como instrumentos de medição de sinais vitais. Em ambientes de guerra estes problemas são ainda mais agravados [4].

A dissertação descreve quais exames são necessários para a captação e análise dos sinais vitais. São eles: o eletrocardiograma; a oximetria: exame usado para determinar os níveis de oxigênio no sangue e; a temperatura corporal: a temperatura corporal não se altera consideravelmente durante o dia, entretanto, quando existir um aumento brusco para valores superiores a 37.8 C°, pode indicar uma possível infecção ou doença.

Posteriormente, é feito uma descrição de todo o *hardware* implementado, processadores ARM, *software* para o microcontrolador que efetua a gestão da aquisição dos sinais vitais, e o software da interface gráfica da Nintendo.

Depois de efetuar um orçamento de todo o material utilizado, verificou-se que o sistema é efetivamente muito mais econômico, comparado com alguns dos aparelhos que se encontram atualmente no mercado.

### B. Avaliação Cardiológica de Pré-Participação do Atleta.

Trata-se de um trabalho escrito por médicos do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia [5] que trata sobre o exame cardiológico de pré-participação do atleta. Esse exame tem por objetivo detectar possíveis anormalidades cardíacas, muitas delas silenciosas [5], que podem levar ao afastamento temporário ou definitivo do esporte e, em alguns casos, até a morte súbita, de impacto negativo e polêmico no esporte. A avaliação cardiológica identifica se as alterações são estruturais ou adaptações funcionais extremas, como os distúrbios do ritmo cardíaco e as hipertrofias cardíacas.

O Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia iniciou a avaliação de atletas profissionais a partir de 1970, no ano seguinte, na Itália, criou-se uma legislação federal específica que obriga a realização da avaliação médica prévia em todos os atletas competitivos. O protocolo recomendado inclui ECG de 12 derivações e exame clínico precedidos de anamnese, preferencialmente realizado por especialista em cardiologia ou medicina do esporte. O questionário mais utilizado é o PAR-Q (*Physical Activity Readiness Questionnaire*) ou Questionário de Prontidão para Atividade Física que está apresentado na Tabela 1.

Tabela 1-Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q)

1. Alguma vez seu médico lhe disse que você possui algum problema de coração e que você somente deve realizar atividade física recomendada por um médico?
2. Você sente dores no peito quando pratica atividade física?
3. No último mês, você sentiu dores no peito quando pratica atividade física?
4. Você perde o equilíbrio devido a tonteadas ou perde a consciência?
5. Você possui algum problema ósseo ou articular que poderiam ser piorados pela atividade física?
6. Você toma atualmente algum medicamento para pressão arterial ou problemas de coração?
7. Você sabe de alguma outra razão pela qual não deva realizar atividade física?

Os objetivos básicos da avaliação cardiológica de pré-participação são:

1. Detectar precocemente cardiopatias;
2. Analisar o impacto dos treinamentos intensivos e contínuos no aparelho cardiovascular;
3. Confirmar a regressão das alterações cardíacas com o abandono dos treinamentos;
4. Avaliar os riscos e os benefícios cardiovasculares dos exercícios;
5. Determinar a capacidade cardiopulmonar funcional do atleta.

A anamnese permanece como a fonte mais rica de informação [5], devendo ser completa e detalhada, com ênfase para antecedentes cardiovasculares familiares e pessoais, sintomas relacionados com esforços físicos e sugestivos de doença cardiológica e detalhada história cronológica da vida esportiva.

A detecção precoce de anormalidades cardiovasculares permite, com sua resolução satisfatória, em muitos casos, a continuidade da atividade esportiva. Entretanto muitas cardiopatias que podem levar a morte súbita de atletas podem não ser identificadas apenas pela minuciosa avaliação clínica.

O exame físico do atleta deve ser completo, com medidas antropométricas e exames toracoabdominal.

Na conclusão, os autores evidenciam que a avaliação cardiológica é importante em qualquer indivíduo que pretenda praticar esportes como competição ou lazer. Embora a morte súbita seja um evento raro, a repercussão é dramática e deve ser vigorosamente prevenida, com avaliações cardiológicas periódicas e completa orientação médica e ética [5].

## IV. ABORDAGEM PROPOSTA

O sistema proposto por este trabalho está apresentado na Figura 3, onde pode-se perceber que ele é composto pela placa de aquisição, tratamento e envio do sinal via *Bluetooth* para um *tablet*. No *tablet* é possível visualizar a forma de onda desse sinal fazendo uso de um aplicativo desenvolvido. Nesse aplicativo será possível inserir dados do paciente e o questionário PAR-Q, mostrado na Tabela 1, onde terão respostas do tipo SIM ou NÃO.

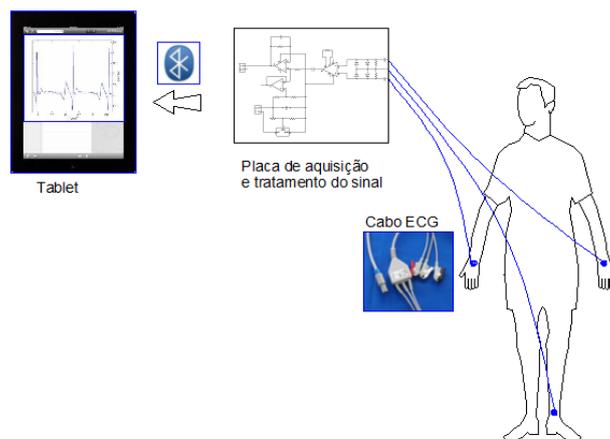


Fig. 3: Diagrama de Blocos do Sistema.

A placa de aquisição do sinal contém todos os componentes eletrônicos para aquisição e tratamento do sinal. Pelo fato da despolarização se propagar em todas as direções pelo coração, as diferenças de potencial, só

persistem por poucos milésimos de segundo, e as medições da voltagem real só podem ser realizadas com aparelho para registros de alta velocidade. Portanto esse sistema foi projetado para que tenha uma rápida resposta a variação de potencial. Além disso, os componentes foram pensados para garantir baixo consumo de energia.

A aquisição do sinal é feita por eletrodos externos tipo *metal plate (3M Red Dot™)* colocados no braço esquerdo (BE), braço direito (BD) e perna esquerda (PE). O sinal então segue através de um cabo ECG *Dixtal*, mostrados na Figura 4, de 3 vias para a placa.

Na entrada da placa temos uma filtragem da componente DC, conforme Figura 5, que pode ter origem no contato do eletrodo com a pele. Essa filtragem é composta por dois filtros passa-alta (um para cada eletrodo do braço) com uma frequência de corte de igual valor. A frequência de corte é dada por pela equação (1).

$$F_c = \frac{1}{2 \times \pi \times R_{1,2} \times C_{1,2}} \quad (1)$$

Onde:  $F_c$  - Frequência de corte;

$R_{1,2}$  - os resistores R1 e R2 mostrados no esquema,

$C_{1,2}$  - os capacitores C1 e C2 do esquema.



Fig. 4. Cabo ECG utilizado no trabalho

Na Figura 5, pode-se observar que após o filtro, foi projetada a proteção contra sobre tensões de forma a proteger a integridade do circuito no caso de uso de um desfibrilador, por exemplo. O circuito de proteção é composto por quatro diodos IN4148, que garantem que as tensões na entrada do circuito sejam, em qualquer caso, inferior a 0,7V.

Depois do circuito de proteção vem o primeiro andar da amplificação. Os amplificadores usados na engenharia de biomedicina para aquisição de dados são chamados amplificadores de Instrumentação. Nesse contexto é interessante representar uma pequena flutuação de tensão sobreposto em um offset de tensão. Estes amplificadores possuem uma grande CMMR (*Common Mode Rejection Ratio*), o que significa que eles têm a habilidade de um amplificador diferencial em não passar (rejeitar) a parte do sinal que é comum nas entradas + e -. O amplificador utilizado foi o INA128, da *Texas Instruments*. O INA128 é de baixa potência, oferecendo excelente precisão, simultaneamente proporcionando imunidade ao ruído de modo comum [6]. Pelo fato do projeto necessitar de tamanho reduzido o torna ideal para uma ampla gama de aplicações. O cálculo do ganho para este amplificador é dado pela equação (2).

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (2)$$

Onde:  $G$  – é o ganho do sinal;

$R_G$  – é a resistência colocada entre as entradas 2 e 3 do amplificador operacional, INA128, no caso.

O valor escolhido para a resistência  $R_G$  foi de 2200 $\Omega$  o que perfaz um ganho de 23,72. O INA128 é alimentado com uma tensão de 3,3V em +V e *Ground* em -V, e com uma tensão de referência +VREF.

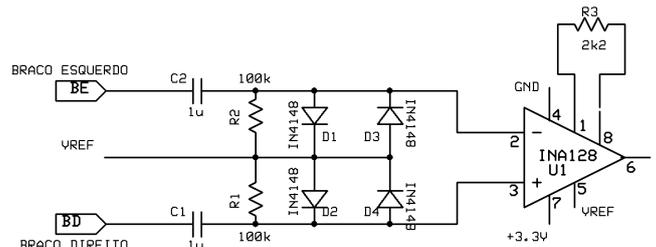


Fig. 5. Filtragem da componente DC, Proteção e Primeiro Andar da Amplificação.

No próximo estágio contém a filtragem do sinal bem como um segundo andar de amplificação, mostrado na Figura 6. Tendo em conta que a largura de banda de um ECG clínico situa-se entre 50mhz e 100hz, foram dimensionados dois filtros para essa banda, um filtro passa-baixa com frequência de corte em 100hz e um filtro passa-alta com a frequência de corte a 0.05hz.

Neste andar de amplificação foi usado um amplificador OPA2335 e aproveitando as resistências de filtragem, foi dimensionado um ganho de 26,8 ( $G = \frac{R_5}{R_4}$ ). Por fim o sinal é enviado para o canal A/D do microcontrolador.

O microcontrolador a ser definido ainda está em fase de estudos. É importante que ele mantenha um bom funcionamento a tensão de 3,3V, possuir módulo de conversão A/D.

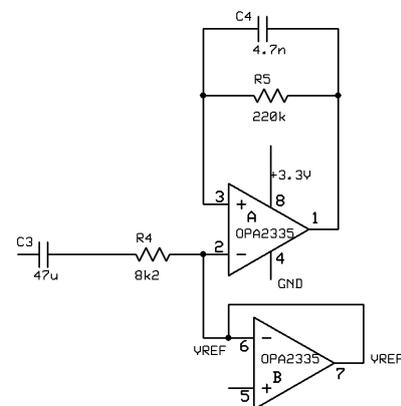


Fig. 6: Segundo Andar da Amplificação e Filtragem do Sinal.

Para obter uma tensão de 3,3V já previamente testada por [4] usou-se um regulador LM317 (Figura 7) A partir da

tensão de 3,3V gerada pelo regulador criou-se uma tensão de referência VREF com um valor de  $\frac{3,3}{2}V$  [4].

O sistema será alimentado através de uma bateria de +9V. A autonomia das pilhas deve satisfazer, por norma, ao fato de que uma coleta deve ficar preservada em memória volátil por, no mínimo, 72 horas, com o aparelho em *stand-by* [7].

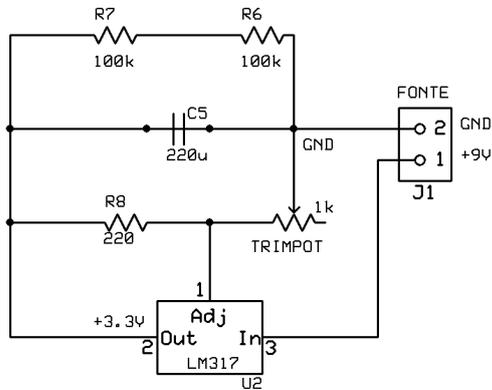


Fig. 7: Circuito VREF

## V. CONCLUSÃO

As formas de onda desse sistema geradas por um osciloscópio ainda precisam ser aprimoradas. Alguns ajustes nos componentes deverão ser feitos para melhorar o ganho.

Os resultados esperados são que o sistema gere as formas de ondas confiáveis, e que seja efetivamente muito mais econômico comparado com alguns dos aparelhos que se encontram atualmente no mercado. Espera-se que o sistema seja mais moderno, de baixo consumo, capaz de adaptar a vários tipos de ambientes, mantendo uma boa autonomia e gerar relatórios de todos os pacientes que serão armazenados no próprio *tablet* para análises posteriores pelo médico.

Todo o estudo realizado em campo, que envolve o ECG e o exame clínico com a aplicação do questionário, vai possibilitar um pré-diagnóstico levando a uma decisão por parte dos médicos a necessidade de exames mais aprofundados.

Para trabalhos futuros há a possibilidade do desenvolvimento de software que identifica a forma de onda, compara com uma forma de onda de uma pessoa sem problemas cardíacos e gera um possível diagnóstico. Outra sugestão é o desenvolvimento de software com envio de informações de pacientes diretamente de sistemas hospitalares, aparelhos de monitoramento de cabeceira, e registros eletrônicos de saúde para o dispositivo móvel do clínico.

## VI. REFERÊNCIAS

[1] [http://www.who.int/cardiovascular\\_diseases/resources/atlas/en/](http://www.who.int/cardiovascular_diseases/resources/atlas/en/)  
 [2] Sahoo, J. P., "Analysis of ECG signal for Detection of Cardiac Arrhythmias", Master of Technology in Telematics and Signal Processing dissertation, Department of Electronics and Communication Engineering, National Institute Of Technology, Rourkela, INDIA, 2011.

[3] Guyton, A. C. & Hall, J. D., "Tratado de fisiologia médica", 9 ed., Editora Guanabara Koogan, 1997.  
 [4] Duarte, N. M. A., "Monitorização de sinais vitais usando uma consola Nintendo DS", Dissertação para obtenção do título de Mestre integrado em engenharia eletrônica e telecomunicações, Departamento de Eletrônica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro, Portugal, 2009.  
 [5] Ghorayeb, N., Dioguardi, G. S., de Oliveira, M. A. B., Daher, D. J., Borges, S. F., "Avaliação Cardiológica de Pré-Participação do Atleta". Tratado de Cardiologia do Exercício e do Esporte (São Paulo), 2009: 133-140.  
 [6] PRECISION, LOW POWER INSTRUMENTATION AMPLIFIERS-INA128, Burr-Brown Corporation, U.S.A, October, 1996.  
 [7] ABNT NBR IEC 60601-1-2, Equipamento Eletromédico – Parte 1-2: Prescrições Gerais para Segurança, Setembro, 2006.  
 [8] Dubin, D., "Interpretação rápida do ECG", Editora de Publicações Biomédicas – EPUB, Rio de Janeiro, 1996.  
 [9] Yanowitz, F.G. "ECG learning center in cyberspace", available in: [http://library.med.utah.edu/kw/ecg/image\\_index](http://library.med.utah.edu/kw/ecg/image_index).  
 [10] Berne, R. M., Levy, M. N., Koeppen, B. M., Stanton, B. A., "FISIOLOGIA", 5ª edição - Editora: ELSEVIER, 2004.  
 [11] de Gois, S. R. F. da S. M., "Dinâmica não-linear e caos em ritmos cardíacos", Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil, 2010.  
 [12] ECG Implementation (MDK), Texas Instruments Incorporated, 2010  
 [13] SEDRA, A. S.; SMITH, K. C.; Microeletrônica, 4ª Edição, Makron Books, São Paulo, 2000.  
 [14] CMOS OPERATIONAL AMPLIFIERS-OPA2335, Texas Instruments Incorporated, U.S.A, July 2003.

## VII. BIOGRAFIA

**Sanderley Ramos Pires** nasceu em Anápolis, Brasil, em 29 de janeiro de 1996. Ele é graduado em Ciências da Computação, UFG 1988, é Especialista em Análise e Projeto de Sistemas, UFG 1996, Mestre em Engenharia de Computação, UFG 1999 e doutor em Engenharia Elétrica na UFU 2007. A sua experiência profissional é como consultor de processos de automação de organizações desde 1989. Foi coordenador e professor do curso de Sistemas de Informação e de Engenharia da Computação das Faculdades ALFA, em Goiânia, de 2002 até 2009. Desde então atua como professor adjunto na Escola de Engenharia Elétrica e de computação da UFG, Goiás, Brasil. Tem como áreas de interesse de pesquisa o Processamento de Sinais e Imagens, Sistemas microcontrolados, Sensores e Computação Gráfica, além de processos metodológicos para qualidade de ambientes empresariais e gerenciamento de projetos.

**Lívia de Oliveira Ribeiro** nasceu em Goiânia, Goiás, Brasil, em 15 de dezembro de 1984. Ela é graduada em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal de Goiás, 2008.

Sua experiência profissional inclui execução de projetos Elétrico, Telefônico, Rede Estruturada, SPDA e Automação.

Lívia atualmente faz Mestrado na Universidade Federal de Goiás na área de Engenharia Biomédica.