



## ARTIGO DE REVISÃO: ELETROCARDIOGRAMA

Leandro Schwarz<sup>1</sup>

**Resumo:** Os organismos biológicos produzem, constantemente, sinais elétricos que comandam cada pensamento e ação do ser vivo e até mesmo cada reação celular no corpo. Dentre os sinais bioelétricos de maior facilidade de aquisição, pode-se citar o eletrocardiograma. Este trabalho objetiva relatar brevemente a história da descoberta da aquisição de sinais elétricos provenientes do ritmo cardíaco, a fisiologia do coração humano e a morfologia do sinal eletrocardiográfico, bem como os métodos tradicionais de aquisição no tocante ao posicionamento dos eletrodos. No final, é apresentado o desenvolvimento de um protótipo para a aquisição do sinal eletrocardiográfico, sua simulação computacional, os resultados laboratoriais e um estudo do comportamento do sinal considerando-se a diminuição da resolução do sistema de aquisição.

**Palavras-chave:** Eletrocardiograma. Eletrocardiografia. ECG.

**Abstract:** *Biological organisms constantly produce electrical signals that commands every thought and action of the live being and even every cellular reaction in the body. Among the bioelectrical signals of greater ease of acquisition is the electrocardiogram. This study aims to describe briefly the history of the discovery of the acquisition of electrical signals from the heart rhythm, the physiology of the human heart and the morphology of the electrocardiographic signal, the traditional methods of acquisition in relation to the positioning of the electrodes. Finally, it is presented the development of a prototype for the acquisition of electrocardiographic signal, the computer simulation, laboratory results and a study of the behavior of the signal due to the downsampling of the acquisition system.*

**Keywords:** *Electrocardiogram. Electrocardiography. ECG.*

<sup>1</sup> Professor do DAELN do IF-SC, do Departamento de Design da UDESC <[schwarz@ifsc.edu.br](mailto:schwarz@ifsc.edu.br)>.

### 1. INTRODUÇÃO

Na antiguidade, toda a ciência era tratada como sendo apenas uma ciência, a filosofia. O responsável pela classificação e divisão da ciência foi René Descartes. É inútil discutir aqui até que ponto esta divisão afortunou ou desfavoreceu o progresso científico e o ensino das ciências. O relevante é que a subdivisão da ciência proposta por Descartes era meramente formal.

Na sociedade atual, o ensino de ciências tem sido brutalmente espartilhado, de modo que se aprende que a biologia trata do estudo da vida; a física, do estudo da natureza; a química, do estudo das reações entre os compostos formadores da matéria. E, tristemente, perpetua-se entre os acadêmicos a idéia de que a biologia trata **somente** do estudo da vida, a física **somente** da natureza e a química **somente** de átomos.

Neste ponto, cabe uma reflexão a respeito da multidisciplinaridade implícita em cada uma destas áreas. Talvez possa parecer absurdo, em uma primeira análise, porém, pode-se dizer que a física, a química e a biologia, em verdade, tratam de assuntos muito parecidos e fortemente relacionados.

Partindo-se do pressuposto de que toda a matéria estudada pela física é formada por átomos, estudados pela química, estes, por sua vez, são formados por elétrons e prótons, cuja relação de atração, diferença de potencial elétrico, movimento *etc.* é estudado pelas áreas de física de partículas e eletricidade. Da mesma forma, tem-se organismos vivos, compostos por células, compostas por átomos, e estes por prótons e elétrons; ao redor das células, existe um mar de substância líquida com diferentes concentrações de átomos de diferentes cargas elétricas, as quais são forçadas para dentro e para fora das células por diferenças de

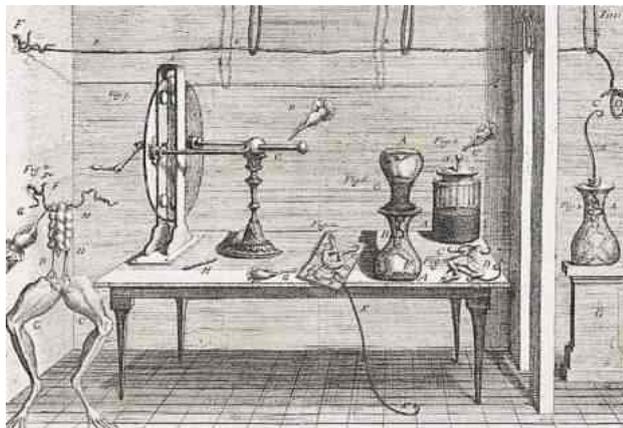
concentrações e abertura de poros na membrana celular. A movimentação dos íons cria diferenças de potenciais que se propagam por toda a célula e transmitem os sinais para o funcionamento dos órgãos, os quais, desta forma, permitem a existência física, química e biológica da vida.

Dentre estes sinais elétricos, distingue-se o sinal eletrocardiográfico; gerado no coração, e responsável pela contração cardíaca.

## 2. FENÔMENOS BIOELÉTRICOS

A descoberta da existência de fenômenos elétricos em animais é atribuída a Luigi Galvani, que, em 1791, em seu trabalho “*Commentarius*”, (*apud* PICCOLINO, 1997; FISCH, 2000, p. 1738) pelo seu experimento com um preparado neuro-muscular, que consistia da metade inferior de uma rã com os nervos e músculos expostos e um fio metálico inserido no canal vertebral.

Após o preparo da rã, Galvani colocou-a sobre uma mesa, a uma certa distância de uma máquina eletrostática. Quando um dos colaboradores de Galvani tocou com a ponta de seu escalpelo o nervo interno da coxa da rã, os músculos das pernas da rã contraíram-se violentamente. Luigi Galvani atribuiu o fenômeno à existência de “eletricidade animal”. O experimento de Galvani é ilustrado na Figura 1.



**FIGURA 1 – Ilustração da experiência de Luigi Galvani com o preparado neuro-muscular da rã e a máquina eletrostática.**

Fonte: PICCOLINO, 1997, p.444.

Devido aos seus diversos experimentos realizados em nervos e músculos de animais, Matteucci percebeu que, quando o preparado neuro-muscular estudado por Galvani era posicionado sobre um coração pulsátil, o preparado neuro-muscular pulsava em sincronismo com a pulsação cardíaca (MATTEUCCI, 1842 *apud* FISCH, 2000, p. 1738). Seguindo esta linha, Kölliker e Muller (*apud* FISCH, 2000, p. 1738), em 1856, ao replicarem o experimento descrito por Matteucci, notaram que, ocasionalmente, era possível a

visualização de dois pulsos sincronizados com a sístole e a diástole cardíacas.

Em 1872, Gabriel Lippmann (*apud* WALLER, 2004, p. 1738) desenvolveu um equipamento constituído de um tubo preenchido de mercúrio imerso em ácido sulfúrico, conhecido como manômetro capilar. A diferença de potencial entre o mercúrio e o ácido sulfúrico provoca variação na superfície do mercúrio, sendo registrada em papel fotográfico. Este dispositivo era capaz de adquirir os sinais elétricos produzidos pelo coração, diretamente através da pele; no entanto, o dispositivo não apresentava resposta adequada às altas frequências, tornando seu uso limitado.

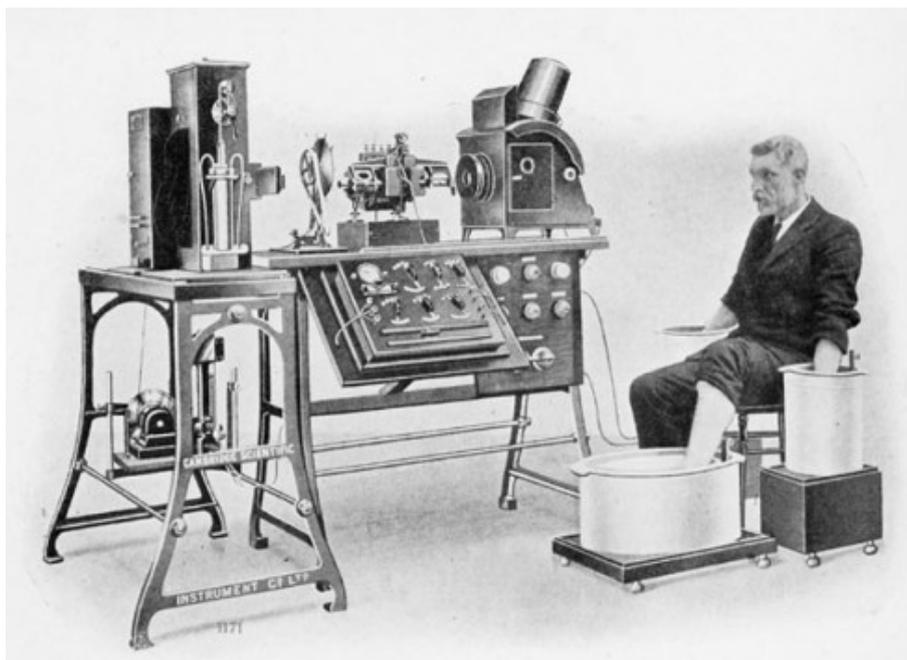
Augustus D. Waller, em seu trabalho de 1887, republicado em 2004 (WALLER, 2004), ficou conhecido como o primeiro pesquisador a adquirir com sucesso o sinal eletrocardiográfico na superfície da pele. Enquanto trabalhava no St. Mary's Hospital em Londres, ele construiu um eletrocardiógrafo fixando um eletrômetro capilar de Lippmann a um projetor, de forma que o traçado do sinal elétrico do coração era projetado numa placa fotográfica movimentada por um trem de brinquedo.

Embora não se tenha certeza se Willem Einthoven desenvolveu um galvanômetro de corda para adquirir o ECG ou se ele modificou o equipamento construído por Clément Ader para uso em cabos transatlânticos, é certo que a contribuição de Einthoven para a eletrocardiografia é inegável. O instrumento desenvolvido por Einthoven é apresentado pela primeira vez em seu trabalho publicado em 1901 e descrito de forma mais detalhada em outro trabalho seu, em 1903. O equipamento era constituído de baldes com soluções salinas, funcionando como eletrodos, e era operado por cinco pessoas. Uma fotografia do equipamento de Einthoven é apresentada na Figura 2.

Einthoven também se dedicou ao estudo do sinal de eletrocardiografia, publicando dois trabalhos clássicos (EINTHOVEN, 1906, 1908 *apud* FISCH, 2000, p. 1738), abrangendo tanto o estudo fisiológico do sinal quanto suas aplicações para o diagnóstico clínico. Einthoven construiu em seu laboratório um sistema de aquisição de sinais eletrocardiográficos e o conectou através do sistema de telefonia a um hospital, desenvolvendo o primeiro sistema de tele-eletrocardiografia.

## 3. FISIOLOGIA DO SINAL ELETROCARDIOGRÁFICO

As partes do coração normalmente batem em sequência ordenada. A contração dos átrios (sístole atrial) é seguida pela contração dos ventrículos (sístole ventricular), durante a diástole, todas as quatro câmaras estão relaxadas.



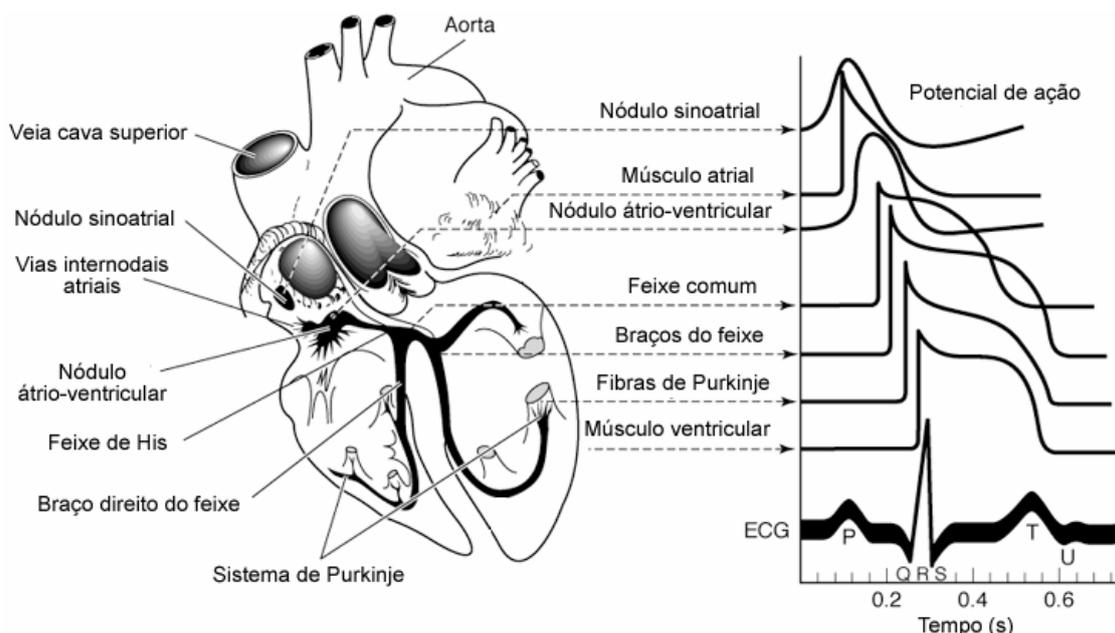
**FIGURA 2 – Fotografia do eletrocardiógrafo de Einthoven, indicando o modo como o paciente era posicionado; neste caso, o paciente teve os dois braços e uma perna imersos em baldes com soluções salinas.**

Fonte: AQUILINA, 2006, modificado.

O sistema de condução do sinal eletrocardiográfico é formado pelo nódulo sinoatrial (SA), pelas vias internodais atriais, pelo nódulo atrioventricular (AV), pelo feixe de His e pelo sistema de Purkinje.

O nódulo SA é o marca-passo natural; é ele que determina a taxa com que o coração bate. Os impulsos gerados no nódulo SA passam através das

vias atriais para o nódulo AV; deste para o feixe de His, e, através dos ramos do feixe de His, para o sistema de Purkinje, que o distribui por entre a musculatura ventricular. O caminho do sinal elétrico no coração e as respectivas formas de onda do sinal elétrico em cada ponto estão apresentados na Figura 3 (GANONG, 2003).



**FIGURA 3 – Sistema de condução do coração; à esquerda, os potenciais de ação típicos para cada parte do coração, e sua correlação com a atividade elétrica adquirida na pele (ECG).**

Fonte: GANONG, 2003, tradução nossa.

As fibras do miocárdio têm um potencial de transmembrana em repouso de aproximadamente  $-90$  mV. Quando se inicia o batimento cardíaco, ocorre um efeito chamado de despolarização, seguido de um platô e de uma repolarização. A despolarização é causada pela abertura de poros na membrana celular, que permitem a entrada e a saída de íons. Durante a despolarização, abrem-se rapidamente canais para a entrada de  $\text{Na}^+$  e canais mais lentos para a entrada de  $\text{Ca}^+$  dentro da célula. O potencial elétrico, que era negativo, torna-se rapidamente positivo (mudança de polaridade). Esta situação se mantém por um período de tempo, após o qual abrem-se canais para a saída de  $\text{K}^+$  de dentro da célula. Estes canais tendem a permitir que a polarização da membrana retorne aos  $-90$  mV iniciais (repolarização). O mecanismo de abertura de canais na membrana celular para a passagem forçada de íons de  $\text{Na}^+$  e  $\text{K}^+$  é chamado de bomba de sódio e potássio.

A despolarização iniciada no nódulo SA espalha-se radialmente através dos átrios e, em seguida, converge para o nódulo AV. A despolarização atrial é concluída em cerca de 0,1s. Devido à condução no nódulo AV ser lenta, há um atraso de cerca de 0,1s (atraso AV) antes da excitação se espalhar para os ventrículos. A onda de despolarização se espalha rapidamente nas fibras de Purkinje para alcançar todas as partes dos ventrículos em aproximadamente 0,08s a 0,1s. A onda de despolarização se espalha para baixo, no ápice do coração, e depois retorna ao longo das paredes do ventrículo esquerdo ao sulco AV, para o epicárdio (GANONG, 2003); portanto, os ventrículos se contraem de baixo para cima. A Figura 4 ilustra a direção do sinal excitatório do coração.

A Tabela 1 indica a velocidade de propagação do sinal elétrico em cada parte do coração.

Devido aos fluidos corporais serem bons condutores de eletricidade, as flutuações no potencial elétrico que representam a soma algébrica dos potenciais de ação nas fibras do miocárdio podem ser adquiridas em qualquer parte do corpo. A maior parte dos equipamentos de eletrocardiografia (ECG) adquirem o sinal de forma

não-invasiva, isto é, através de eletrodos que não causam dor, risco de choques elétricos ou infecções. Os sinais adquiridos podem ser gravados em tiras de papel, ou arquivados digitalmente para análise futura.

**TABELA 1 – Velocidade de condução do sinal elétrico em cada tecido do coração.**

Tecido	Velocidade de condução
Nódulo SA	0,05 m/s
Vias internodais atriais	1,00 m/s
Nódulo AV	0,05 m/s
Feixe de His	1,00 m/s
Sistema de Purkinje	4,00 m/s
Músculo ventricular	1,00 m/s

Fonte: GANONG, 2003, tradução nossa.

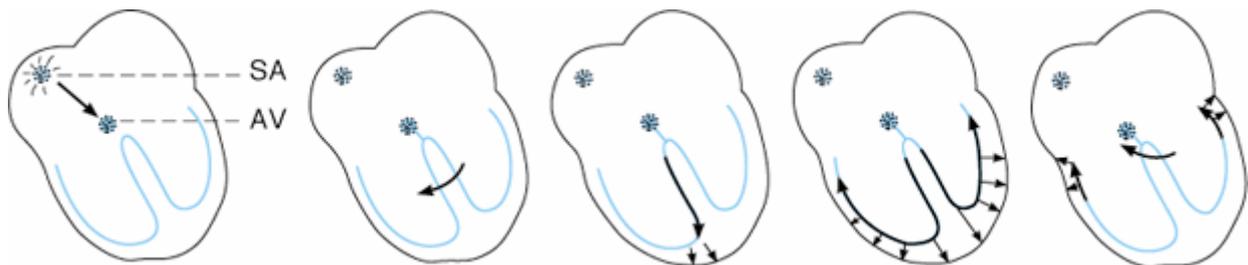
O ECG pode ser adquirido pela medição da diferença de potencial de um eletrodo, posicionado em um ponto da pele, até um potencial de referência (registro unipolar) ou através da diferença de potencial elétrica entre dois eletrodos (registro bipolar). Quando o sinal de despolarização se move em direção a um eletrodo, causa uma variação positiva no sinal deste eletrodo e, quando se move na direção oposta, causa uma variação negativa (GANONG, 2003).

### 3.1. Sistema de derivações

Existem vários modos de se posicionarem os eletrodos para o exame de ECG; a principal montagem bipolar é o sistema de Einthoven, e as unipolares são as de Goldberger e a de Wilson.

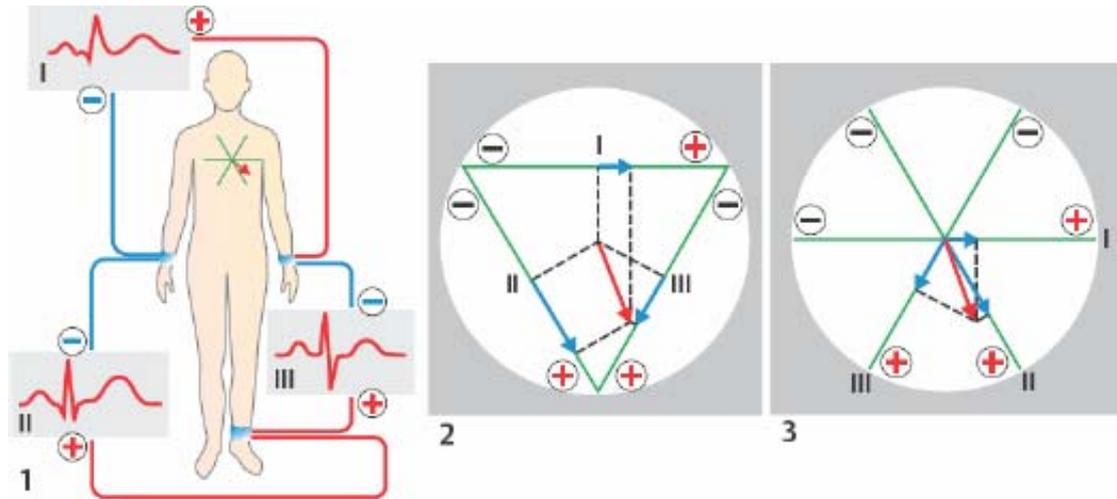
#### 3.1.1. Sistema de derivações de Einthoven

Em 1912, Einthoven propôs uma padronização na colocação e posicionamento dos eletrodos de eletrocardiografia. O sistema proposto era constituído de três eletrodos, posicionados no braço direito (BD), no braço esquerdo (BE) e na perna esquerda (PE), formando um triângulo, que ficou conhecido como triângulo de Einthoven. Cada um dos eixos de projeção deste triângulo forma uma derivação bipolar, nomeada com os numerais romanos I, II e III (MALMIUVO; PLONSEY, 1995), conforme apresentado na Figura 5.



**FIGURA 4 – Direção do sinal excitatório do coração.**

Fonte: GANONG, 2003, modificado.



**FIGURA 5 – Sistema de derivações idealizado por Einthoven. (1) Representação visual das formas de onda. (2) Representação triangular das derivações bipolares de Einthoven. (3) Representação vetorial das derivações bipolares de Einthoven.**

Fonte: DESPOPOULOS; SILBERNAGL, 2003.

### 3.1.2. Sistema de derivações de Wilson

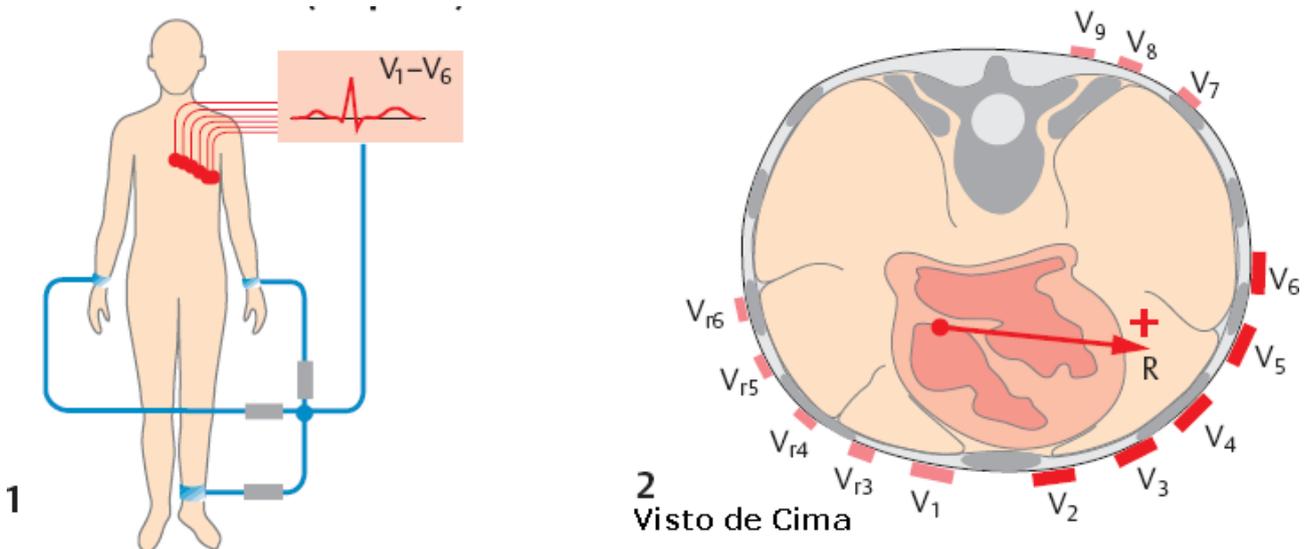
Um sistema de derivações unipolares foi proposto por Frank Wilson, por volta de 1930, com o intuito de representar de forma mais fidedigna a atividade elétrica cardíaca. Wilson propôs seis derivações pré-cordiais, nomeadas de V<sub>1</sub> a V<sub>6</sub>, referenciadas a um terminal central (MALMIUVO; PLONSEY, 1995). O sistema de derivações pré-cordiais está representado na Figura 6.

### 3.1.3. Sistema de derivações de Goldberger

Outro sistema de derivações unipolares foi proposto por Emanuel Goldberger em 1942. Este método é obtido através da desconexão do eletrodo mais próximo da derivação unipolar a ser medida.

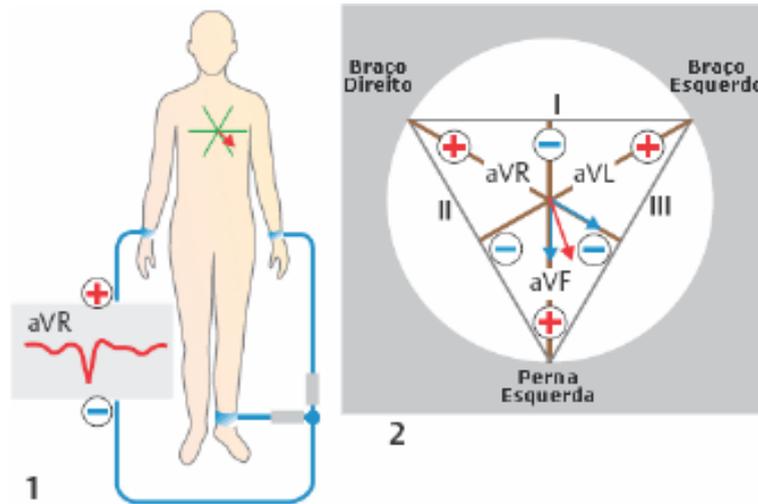
A nomenclatura das derivações se inicia com a letra “a”, por ser chamada de derivação aumentada, formando as derivações aVR, aVL e aVF. Os sinais obtidos com as derivações aumentadas podem apresentar amplitude até 50% maiores que as derivações unipolares pré-cordiais. (MALMIUVO; PLONSEY, 1995). O sistema de derivações aumentadas está representado na Figura 7.

A sequência em que as partes do coração são despolarizadas e da posição do coração em relação aos eletrodos são importantes na interpretação das formas de onda em cada derivação. Há uma variação considerável na posição do coração normal, e esta afeta a configuração dos complexos do eletrocardiograma em diversas derivações.



**FIGURA 6 – Sistema de derivações idealizado por Wilson. (1) Eletrodos posicionados no peito e o terminal central conectando os membros. (2) Detalhe do posicionamento dos eletrodos no peito.**

Fonte: DESPOPOULOS; SILBERNAGL, 2003, tradução nossa.



**FIGURA 7 – Sistema de derivações idealizado por Goldberger. (1) Exemplo da obtenção da derivação aVR pela desconexão do eletrodo do braço direito. (2) Triângulo demonstrando a forma de obtenção das derivações aumentadas.**

Fonte: DESPOPOULOS; SILBERNAGL, 2003, tradução nossa.

A presença, a polaridade e a amplitude de cada onda integrante do sinal podem variar, dependendo do posicionamento dos eletrodos e das anormalidades causadas pelas enfermidades coronarianas.

### 3.2. Relações matemáticas entre as derivações

Através da aquisição dos sinais de quaisquer duas derivações bipolares (I e II, por exemplo) é possível calcular as outras quatro derivações usando-se como base as leis de Kirchhoff (TOMPKINS, 1995). A segunda lei de Kirchhoff estabelece que a soma algébrica das tensões instantâneas em uma malha fechada é igual a zero. O triângulo de Einthoven, ilustrado nas Figuras 2 e 4, pode ser considerado como uma malha fechada. Desta forma, obtêm-se as Equações 1, 2, 3 e 4.

$$I + III - II = 0 \quad [1]$$

$$aVL + \frac{II}{2} - I = 0 \quad [2]$$

$$aVF - \frac{I}{2} - III = 0 \quad [3]$$

$$aVR - \frac{III}{2} + II = 0 \quad [4]$$

Trabalhando-se algebricamente as Equações 1, 2, 3 e 4, pode-se obter as Equações 5, 6, 7 e 8.

### 3.3. Morfologia do sinal eletrocardiográfico

Para a descrição da morfologia do sinal eletrocardiográfico, é necessário definir os termos que serão utilizados.

$$III = II - I \quad [5]$$

$$aVL = I - \frac{II}{2} \quad [6]$$

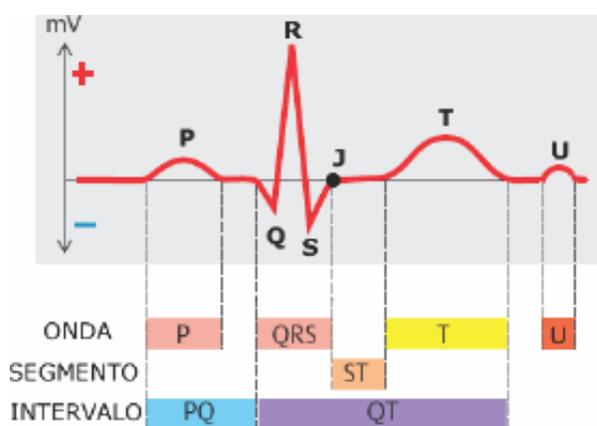
$$aVF = II - \frac{I}{2} \quad [7]$$

$$aVR = -\frac{I + II}{2} \quad [8]$$

- linha isoeétrica: nível de tensão considerado para o coração em repouso;
- onda: variação na tensão captada nos eletrodos e identificada graficamente como uma variação da amplitude do sinal, seguida do seu retorno à amplitude da linha isoeétrica;
- complexo: conjunto de ondas seguidas, normalmente utilizado em referência ao complexo QRS;
- segmento: espaço entre duas ondas;
- intervalo: conjunto de segmentos e ondas entre dois eventos.

A forma de onda do sinal eletrocardiográfico, adquirido através de eletrodos, segundo a derivação II de Einthoven, pode ser visualizado na Figura 8. O início do ciclo cardíaco é caracterizado pela geração do pulso eletrocardiográfico no nódulo sinoatrial no coração. À medida que o pulso se propaga pelos átrios, mais células atriais são ativadas e uma pequena elevação no potencial elétrico pode ser visualizada na linha isoeétrica, formando a onda P. Quando o pulso atinge o nódulo atrioventricular, o

sinal elétrico sofre um atraso antes de sua propagação pelos ventrículos, produzindo um segmento isoeletrico chamado de segmento PQ. O sinal elétrico é, então, propagado pelos ventrículos através do sistema His-Purkinje (GUYTON; HALL, 2002).



**FIGURA 8 – Morfologia do sinal de eletrocardiografia e suas principais constituintes.**

**Fonte:** DESPOPOULOS; SILBERNAGL, 2003, tradução nossa.

A contração das fibras musculares dos ventrículos gera uma sequência de ondas conhecida como complexo QRS, no qual a primeira onda apresenta polaridade negativa (onda Q), a segunda onda apresenta polaridade positiva (onda R) e a terceira onda é polarizada negativamente (onda S). Em seguida ao complexo QRS, um novo segmento isoeletrico pode ser visualizado, chamado segmento ST. A repolarização das fibras musculares cardíacas gera uma onda de frequência mais baixa que as outras, chamada de onda T.

Uma pequena onda excedente logo após a onda T, chamada de onda U, pode ser visualizada no eletrocardiograma de alguns indivíduos (BERBARI, 2000).

O sinal eletrocardiográfico apresenta amplitude de 2 mV e frequências harmônicas de amplitude significativa até 150 Hz, sendo as componentes de menor frequência as mais importantes para o diagnóstico. Em situações de braquicardia, a frequência cardíaca pode chegar a 30 bpm, traduzindo-se em frequência fundamental de 0,5 Hz. No entanto, o sistema de filtragem com esta frequência poderia distorcer o sinal de ECG nas ondas T e no segmento ST devido às não linearidades de fase do filtro (BAILEY *et al.*, 1990). Um estudo realizado por Berson e Pipberger (*apud* BLACKBURN *et al.*; BRUGGEMANN *et al.*; BURKE; GLEESON; GÁMIZ *et al.*, 1966, 1988, 2000) estabeleceu a frequência de corte inferior do

sistema de filtragem em 0,05 Hz. Estes valores limite são, normalmente, utilizados apenas para pesquisa e diagnósticos avançados.

Para a eletrocardiografia clínica, a banda de frequências utilizada é limitada entre 0,05 Hz e 100 Hz, enquanto na eletrocardiografia de monitorização, as frequências limite estão na faixa entre 0,5 Hz e 50 Hz. Quando apenas o valor da frequência cardíaca é necessário, é utilizado um filtro passa-faixa com frequência central de 17 Hz (TOMPKINS, 1995).

### 3.4. Interpretação das derivações

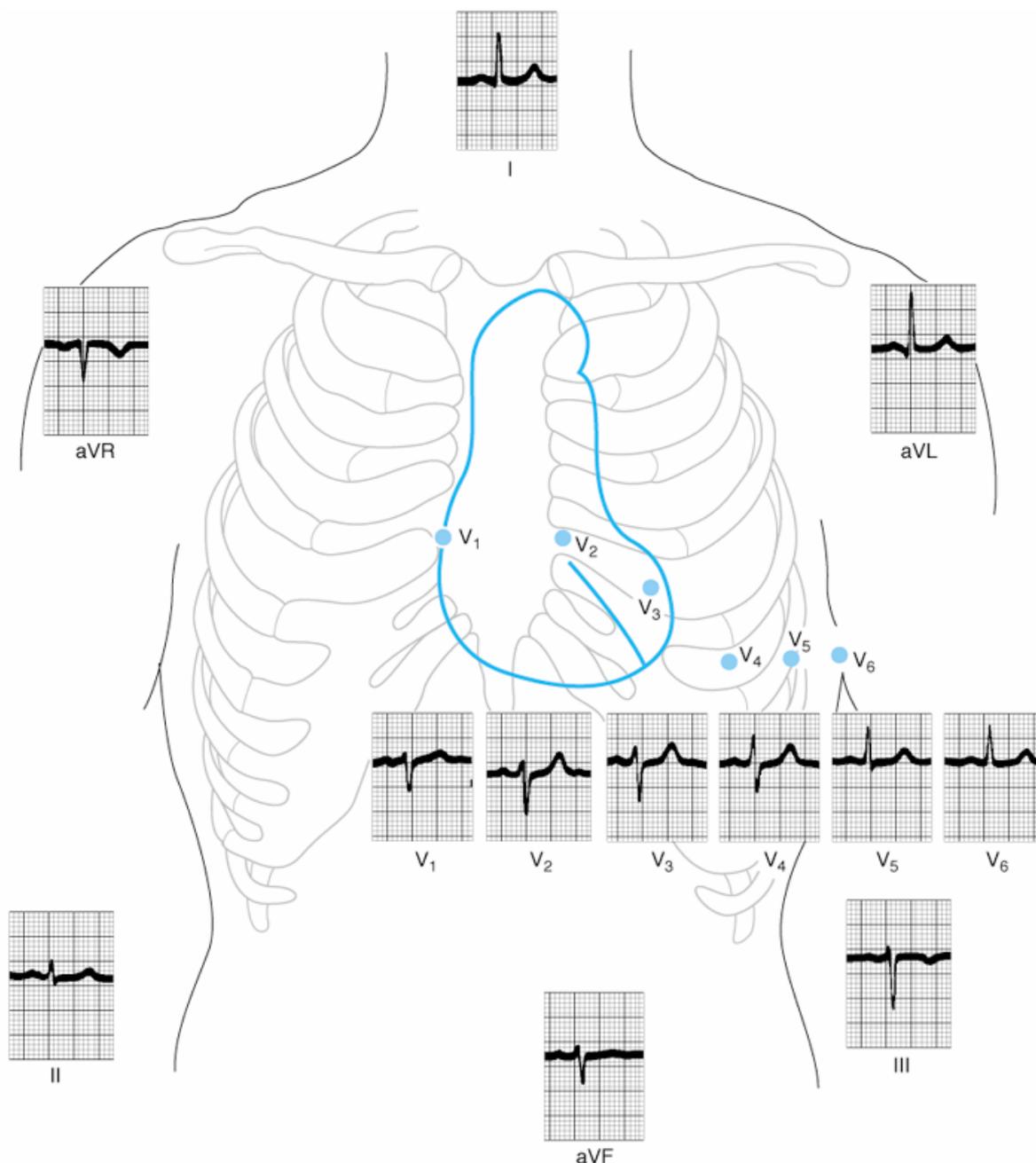
O ECG de um indivíduo normal é mostrado na Figura 9. A derivação aVR reflete o sinal da cavidade dos ventrículos; portanto, a despolarização atrial, a despolarização ventricular e a repolarização ventricular movem-se em oposição ao eletrodo, resultando em ondas P e T e no complexo QRS negativos. As derivações aVL e aVF refletem os ventrículos; portanto, a deflexão é predominantemente positiva ou bifásica. As derivações precordiais V<sub>1</sub> e V<sub>2</sub> não apresentam a onda Q e o complexo QRS aparece como uma pequena elevação no sinal, pois a despolarização ventricular move-se da esquerda para a direita no eletrodo. O sinal excitatório move-se, então, para baixo do eletrodo, produzindo uma grande onda S.

Nas derivações precordiais do ventrículo esquerdo (V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub> e V<sub>6</sub>), pode ser perceptível uma pequena onda Q e uma grande onda R, seguida em V<sub>4</sub> e V<sub>5</sub> por uma onda S moderada.

### 3.5. Descritores morfológicos do sinal eletrocardiográfico

A morfologia do sinal de eletrocardiografia pode ser utilizada para identificar e diagnosticar diversas condições cardíacas. Uma das condições mais perigosas ocorre quando o coração começa a conduzir os impulsos elétricos desordenadamente. Nesta situação, chamada fibrilação ventricular, o coração não é capaz de gerenciar a abertura e o fechamento das válvulas de forma apropriada e o fluxo sanguíneo para o corpo cessa. Esta condição é caracterizada pela ausência de padrão repetitivo no eletrocardiograma do paciente, identificável apenas como um ruído de baixas amplitude e frequência.

Outra condição de gravidade extrema é a parada cardíaca, quando o coração não mais produz o pulso elétrico e todas as suas fibras musculares não apresentam mais atividade elétrica. Esta condição é caracterizada no eletrocardiograma pela ausência de sinal além da linha isoeletrica (MARIEB, 2004).



**FIGURA 9 – Forma de onda de um ECG normal nas derivações de Einthoven (I, II e III), de Goldberger (aVR, aVL e aVF) e nas derivações precordiais de Wilson (V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub> e V<sub>6</sub>).**

Fonte: GANONG, 2003.

### 3.5.1. Frequência cardíaca

A frequência cardíaca, normalmente medida através do intervalo de tempo entre duas ondas R consecutivas, é um fator importante na análise do ritmo cardíaco.

A frequência cardíaca considerada normal para um indivíduo adulto é de 72 bpm, no entanto, em condições adversas, a frequência pode aumentar ou diminuir, sendo indicativo de situação anômala. Quando a frequência cardíaca se eleva acima de 100 bpm, atinge-se um estado denominado de taquicardia. A taquicardia pode indicar aumento da

temperatura corporal, estimulação por nervos simpáticos e toxicidade do coração. A bradicardia é a condição contrária à taquicardia, caracterizada por valores de frequência cardíaca abaixo de 60 bpm, sendo, normalmente, indicativo de estimulação vagal. Em atletas, a bradicardia é uma situação normal para o indivíduo em repouso (GUYTON; HALL, 2002).

### 3.5.2. Onda P

A onda P é gerada no nódulo SA, próximo da veia cava, e está relacionada à condução elétrica nos átrios. A anormalidade no formato da onda P indica

anomalias presente nos átrios, como a taquicardia paroxística atrial, caracterizada pela inversão da polaridade da onda P durante o batimento acelerado. A ausência da onda P pode indicar bloqueio sinoatrial ou taquicardia paroxística nodal A-V (MARIEB, 2004).

### 3.5.3. Onda T

A inversão da polaridade da onda T, quando associada a mudanças na forma do complexo QRS, são um indicativo de contração prematura dos ventrículos (WIDMAIERS *et al.*, 2006).

### 3.5.4. Onda U

Embora a origem da onda U não tenha sido totalmente estabelecida, atribui-se a sua presença ao potencial de repolarização tardia de regiões do miocárdio ventricular (BERBARI, 2000). A pesquisa com células M apontou uma ligação entre a propagação lenta dos potenciais de ação nestas células com a presença da onda U. Há indícios da relação entre a hipopotassemia e mudanças no eletrocardiograma, com o aparecimento de ondas U e redução na amplitude de ondas T (RIBEIRO *et al.*, 2004).

### 3.5.5. Intervalo PQ (ou PR)

O intervalo médio entre o início da onda P e o início do complexo QRS é 0,16s com frequência cardíaca de 72 bpm. Este intervalo pode ser utilizado para diagnosticar condições como o bloqueio incompleto cardíaco de primeiro grau e para determinar a gravidade de algumas doenças cardíacas, como a febre reumática. Quando, além do tempo prolongado do intervalo PR, há a ausência de alguns batimentos, é possível diagnosticar o bloqueio cardíaco de segundo grau. Bloqueios de terceiro grau e contrações atriais prematuras também podem ser diagnosticados através da medição do intervalo PR (GUYTON; HALL, 2002).

### 3.5.6. Intervalo QT

A medição do intervalo QT apresenta aplicações práticas na detecção de algumas cardiopatias como a síndrome do QT longo e a

síndrome do QT curto. Seus graus de dispersão também podem pré-diagnosticar arritmias ventriculares graves e risco de morte súbita. (MAIA *et al.*, 1998) e (BAUTISTA *et al.*, 2004 *apud* PENTRY *et al.*, 2006, p. 3). O valor da dispersão temporal do intervalo QT é utilizado em um índice preditivo do risco de morte súbita, denominado índice da variabilidade do intervalo QT (BERGER *et al.*, 1997).

### 3.5.7. Intervalo RR

O tempo entre cada excitação do coração difere levemente entre um pulso e outro. O intervalo RR é o intervalo de tempo entre duas contrações consecutivas do coração e a quantificação das flutuações dos ciclos RR normais permite avaliar o perfil autonômico cardíaco. Baixas variabilidades indicam a existência de depressão da atividade vagal (ALEXANDER, 1989).

### 3.5.8. Intervalo ST

O segmento ST se inicia no ponto de junção J (final do complexo QRS) e prossegue até o início da onda T, devendo permanecer no mesmo potencial em que se situam o segmento PR e o segmento TP. Segmentos ST elevados e planos podem indicar infarto do miocárdio, enquanto segmentos ST inclinados ou deprimidos podem ser indicativos de isquemia coronariana (GUYTON; HALL, 2002).

### 3.5.9. Complexo QRS

Durante algumas condições, como o bloqueio intraventricular incompleto, o complexo QRS fica acentuadamente modificado. Durante a contração prematura dos ventrículos, o complexo QRS se prolonga e apresenta tensões mais altas que as tensões normais (WIDMAIERS *et al.*, 2006).

## 4. INSTRUMENTAÇÃO

Para o condicionamento do sinal eletrocardiográfico, utiliza-se um seletor de derivações, dois estágios de filtragem e um estágio de amplificação, conforme ilustrado no diagrama em blocos da Figura 10.

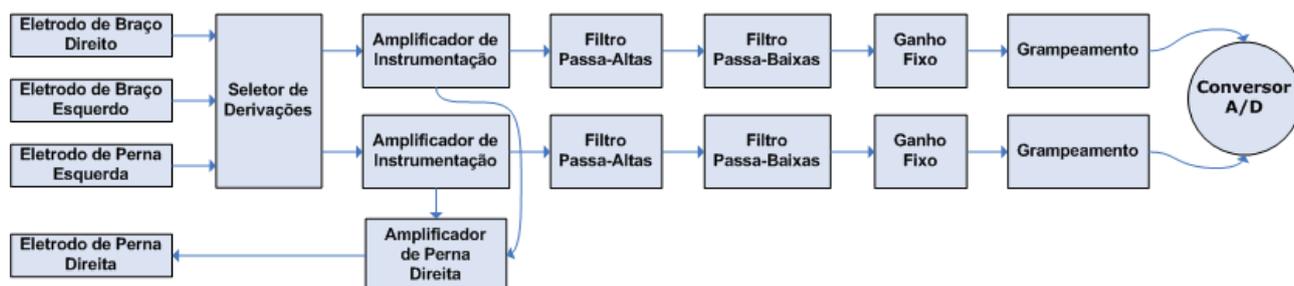


FIGURA 10 – Diagrama em blocos do condicionamento do sinal eletrocardiográfico.

Fonte: SCHWARZ, 2007.

Normalmente, utilizam-se quatro eletrodos de eletrocardiografia, posicionados segundo a padronização proposta por Einthoven.

Para monitorização do paciente, pode-se utilizar um seletor de derivações para se configurarem as relações entre os eletrodos referentes ao braço direito, ao braço esquerdo e à perna esquerda.

Para monitorização, o sistema deve ser capaz de adquirir sinais eletrocardiográficos de frequências entre 0,5 Hz e 50 Hz, faixa de frequências indicada para o ECG de monitorização (SCHWARZ, *et al.*, 2006). Para isso, segundo a teoria de Nyquist, a frequência de amostragem deveria ser superior ao dobro da frequência máxima do sinal, resultando em valor superior a 100 Hz. Vislumbrando a possibilidade de expansão futura do sistema para aquisição de ECG clínico, em faixa de frequências entre 0,05 Hz e 150 Hz, optou-se pela frequência de amostragem de 400 Hz. O sinal dos eletrodos é adquirido por um amplificador de instrumentação de elevada impedância de entrada e razão de rejeição de modo comum. Com base nestas características construtivas, o amplificador de instrumentação utilizado foi o AD8221 (Analog Devices).

Na entrada de cada canal do amplificador de instrumentação foi implementado um filtro passa-baixas de primeira ordem do tipo rede RC, com frequência de corte superior a 450 Hz com o objetivo de melhorar a rejeição das interferências provenientes da alta frequência, induzidas pelos cabos de eletrocardiografia. Utilizando um capacitor de 1 nF e um resistor de 330 k $\Omega$ , obteve-se um filtro com frequência de corte de, aproximadamente, 482,3 Hz. O ganho deste estágio não deve ser elevado, sendo utilizado, normalmente, ganhos próximos de seis, pois os potenciais gerados entre os eletrodos e a pele podem ser superiores a 300 mV, o que pode levar o amplificador de

instrumentação à saturação em ganhos elevados. Deve-se, também, dividir o resistor de ganho em dois resistores, de modo a possibilitar que a tensão de modo comum no amplificador de instrumentação seja conduzida até o amplificador de perna direita. Desta forma, o ganho do amplificador de instrumentação foi de 6,255. O diagrama esquemático do circuito do amplificador de instrumentação é apresentado na Figura 11.

Após o amplificador de instrumentação, é necessária uma etapa de filtragem para as baixas frequências; para isso, foi projetado um filtro passa-altas com resposta do tipo Butterworth e implementação em configuração Sallen-Key.

A aproximação Butterworth é a que apresenta resposta maximamente plana na banda de passagem, significando o melhor compromisso entre atenuação e fase da resposta, não apresentando *ripple* nas bandas de passagem e rejeição. A resposta plana da aproximação Butterworth força uma grande transição entre as bandas de passagem e rejeição; no entanto, o valor dos elementos dos filtros Butterworth são mais práticos e menos críticos que em outras aproximações (JUNG, 2005).

A configuração Sallen-Key se caracteriza por formar uma fonte de tensão controlada por tensão. Desenvolvida em 1955 por R. P. Sallen e E. L. Key, é a topologia mais utilizada desde então. A topologia Sallen-Key utiliza o amplificador operacional na configuração amplificador não-inversor, ao invés da configuração integrador, normalmente utilizada nas outras topologias, minimizando a dependência do circuito no produto ganho banda do amplificador operacional. Isto significa que, para um dado amplificador operacional, é possível implementar filtros para frequências mais altas que em qualquer outra topologia, pois o sistema não mais apresenta a limitação do produto ganho-banda do amplificador operacional (JUNG, 2005).

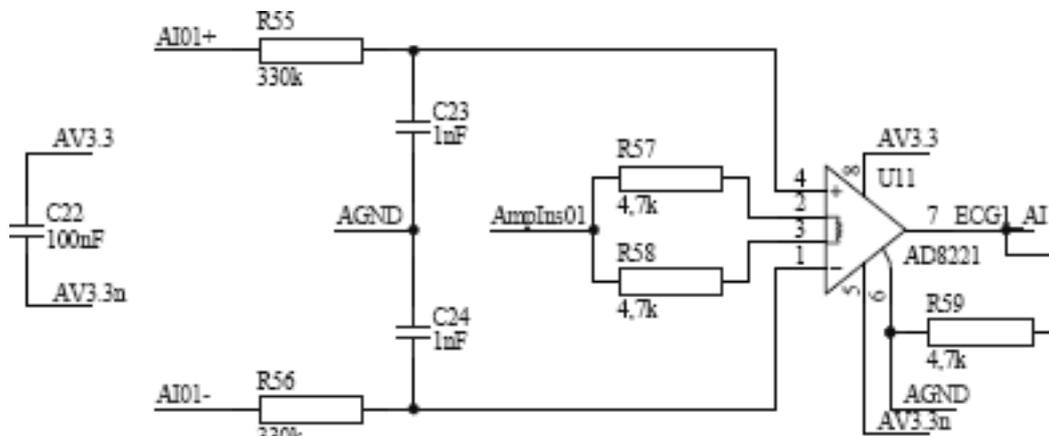


FIGURA 11 – Diagrama esquemático do amplificador de instrumentação do sinal de ECG.

Fonte: SCHWARZ, 2007.

O projeto deste estágio de filtragem foi realizado com base na metodologia de Noceti-Filho (2003), que se baseia no projeto de um filtro passa-baixas normalizado, que será desnormalizado ao final. Os requisitos do projeto são  $f_p$  de 0,5 Hz, com  $A_{max}$  de 3 dB e  $A_{min}$  próxima de 40 dB em  $f_s$  de 0,05 Hz. O filtro normalizado é um passa-baixas; portanto,  $f_p$  será considerada 0,05 Hz, e  $f_s$  será considerada como sendo 0,5 Hz. Assim, a frequência de rejeição normalizada ( $\omega_s$ ) pode ser calculada pela Equação 9.

$$\bar{\omega}_s = \frac{\omega_s}{\omega_p} \quad [9]$$

$$\bar{\omega}_s = \frac{2 \cdot \pi \cdot 0,5}{2 \cdot \pi \cdot 0,05}$$

$$\bar{\omega}_s = 10$$

Através da Equação 10, é possível calcular a ordem do filtro desejado.

$$n \geq \frac{\log\left(\frac{10^{0,1 \cdot A_{min}} - 1}{10^{0,1 \cdot A_{max}} - 1}\right)}{2 \cdot \log(\bar{\omega}_s)} \quad [10]$$

$$n \geq \frac{\log\left(\frac{10^{0,1 \cdot 40} - 1}{10^{0,1 \cdot 3} - 1}\right)}{2 \cdot \log(10)}$$

$$n \geq 2,001$$

$$n = 2 \Rightarrow \textit{Aproximado}$$

O polinômio Butterworth de segunda ordem ( $T(s)$ ) está representado na Equação 11

$$T(s) = a_0 \cdot \frac{\omega_p^2}{s^2 + 1,41442 \cdot \omega_p \cdot s + \omega_p^2} \quad [11]$$

A configuração Sallen-Key de segunda ordem obedece ao polinômio da Equação 12, cujos termos foram representados nas Equações 13, 14 e 15. Utilizaram-se os mesmos valores para os capacitores e os resistores da rede de filtragem. Comparando-se cada termo da Equação 11 com as Equações 12, 13, 14 e 15, é possível determinar os parâmetros construtivos do filtro. Os elementos da rede de filtragem podem ser calculados através da frequência de corte. Arbitrou-se o valor do capacitor em 470 nF, e o valor do resistor foi calculado em 680 k $\Omega$ , resultando numa frequência de passagem de 0,498 Hz. O resistor da referência ( $R_b$ ) foi fixado em 22 k $\Omega$ , e o resistor  $R_a$  foi calculado em 12 k $\Omega$ , resultando em ganho real de 1,5454.

$$T(s) = K \cdot \frac{\omega_p^2}{s^2 + \frac{\omega_p}{Q} \cdot s + \omega_p^2} \quad [12]$$

$$\omega_p^2 = \frac{1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2} \quad [13]$$

$$\omega_p = \frac{1}{R \cdot C} \quad [14]$$

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}}{(1 - K) \cdot R_1 \cdot C_1 + C_2 \cdot (R_1 + R_2)} \quad [15]$$

O diagrama esquemático deste estágio de filtragem é apresentado na Figura 12.

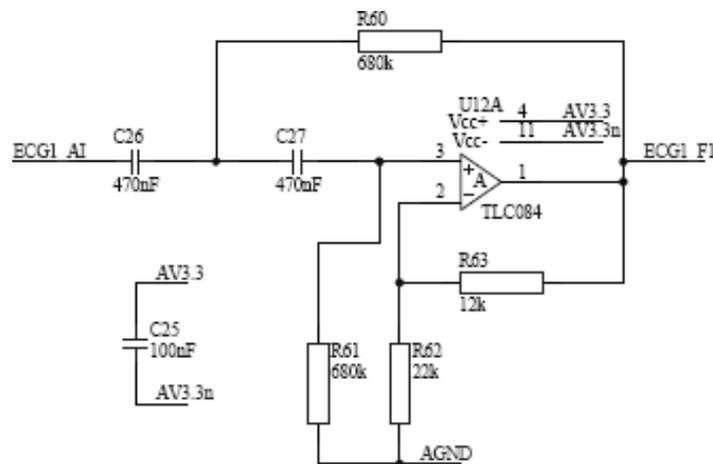


FIGURA 12 – Diagrama esquemático do filtro passa-altas do sinal de ECG.

Fonte: SCHWARZ, 2007.

O sinal proveniente do filtro passa-altas deve passar por um filtro passa-baixas com dupla função: rejeição das frequências harmônicas da rede elétrica e filtro *anti-aliasing*. Este filtro também foi projetado como um passa-baixas normalizado, segundo a metodologia de Noceti-Filho (2003), com  $f_p$  em 50 Hz,  $A_{max}$  de 3 dB,  $A_{min}$  próximo de 15 dB em  $f_s$  de 120 Hz. A frequência de rejeição normalizada ( $\omega_s$ ) foi calculada pela Equação 9 em 2,4. Utilizando-se a Equação 10, calculou-se a ordem do filtro desejado em 1,957, aproximando-se para 2.

O polinômio Butterworth de segunda ordem ( $T(s)$ ) está representado na Equação 11. Novamente, através das Equações 12, 13, 14 e 15, e utilizando-se os mesmos valores para os capacitores e os resistores da rede de filtragem, após comparação com as Equações 11, 12, 13, 14 e 15, foi possível determinar os parâmetros construtivos do filtro. Os

elementos da rede de filtragem foram calculados através da frequência de corte. Arbitrou-se o valor do capacitor em 100 nF, e valor do resistor foi calculado em 27 kΩ. Para os valores comerciais de capacitores e resistores escolhidos, o limite da banda de passagem ficou estabelecido em 58,946 Hz. O ganho não precisa ser calculado, pois é o mesmo do filtro passa-altas anteriormente calculado. O esquemático do filtro passa-baixas está ilustrado na Figura 13.

Após a etapa de filtragem, um ganho adicional (de aproximadamente 120 vezes) foi implementado. Para tal, fez-se uso de um amplificador operacional em configuração amplificador não-inversor. Arbitrou-se o resistor de realimentação  $R_a$  em 560 kΩ; calculando-se o resistor  $R_b$  através da Equação 16, obteve-se o valor comercial de 4,7 kΩ e ganho real de 120,15.

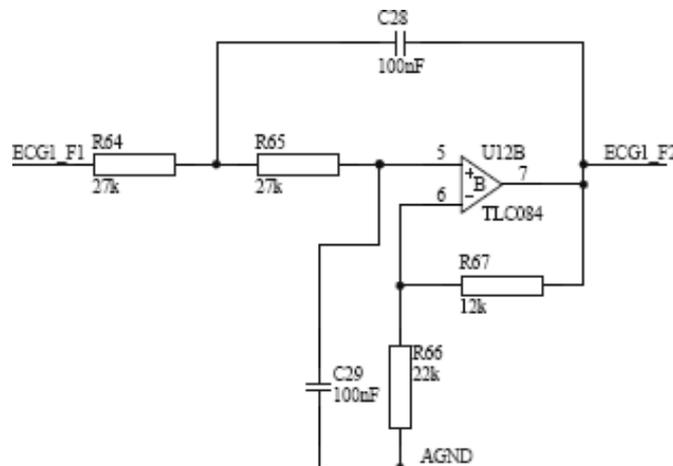


FIGURA 13 – Diagrama esquemático do filtro passa-baixas do sinal de ECG.

Fonte: SCHWARZ, 2007.

O amplificador implementado pode ser visualizado na Figura 14.

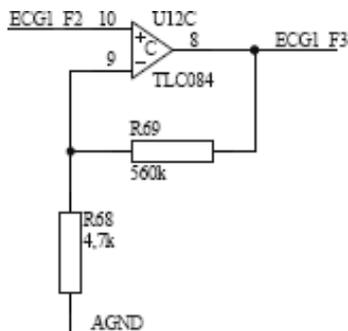


FIGURA 14 – Diagrama esquemático do estágio de ganho fixo adicional.

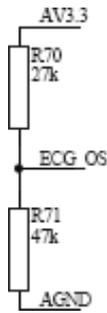
Fonte: SCHWARZ, 2007.

$$K = 1 + \frac{R_a}{R_b} \quad [16]$$

O conversor A/D do microcontrolador opera com tensões positivas, na faixa entre 0 V e 2,5 V. Portanto, foi necessário realizar um grampeamento no nível de tensão através de um amplificador somador não-inversor e de uma referência de tensão. A referência de tensão foi gerada a partir dos resistores R70 e R71 em configuração divisor de tensão, conforme representado na Figura 15. O valor da referência pode ser obtido através da Equação 17.

$$V_{ref} = 3,3 \cdot \frac{47 \cdot 10^3}{27 \cdot 10^3 + 47 \cdot 10^3} \quad [17]$$

$$V_{ref} = 2,096 V$$



**FIGURA 15 – Referência de tensão para o amplificador somador não-inversor.**

Fonte: SCHWARZ, 2007.

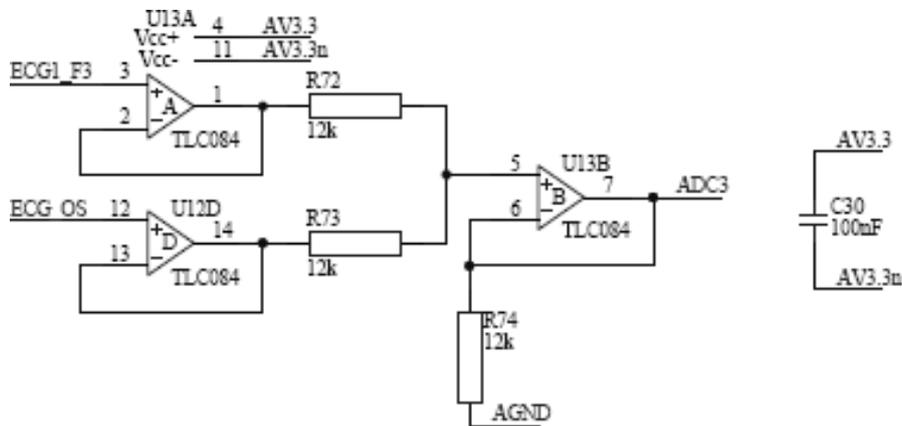
A função de transferência do amplificador somador não-inversor, cujo diagrama esquemático está representado na Figura 16, pode ser visualizada na Equação 18.

Com o objetivo de minimizar a ocorrência de saturação dos AmpOps por tensão de modo comum, projetou-se um amplificador de perna direita (*Right Drive Leg*).

$$V_{sai da} = \frac{V_{ent} + V_{ref}}{2} \quad [18]$$

$$V_{sai da} = \frac{V_{ent} + 2,096}{2}$$

$$V_{sai da} = \frac{V_{ent}}{2} + 1,048$$



**FIGURA 16 – Diagrama esquemático do amplificador somador não-inversor.**

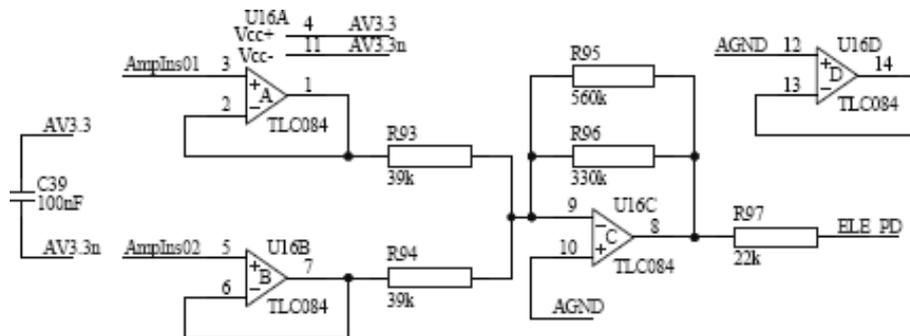
Fonte: SCHWARZ, 2007.

A média da tensão dos canais de eletrocardiografia é invertida e injetada na perna direita do paciente, de forma a reduzir a tensão de modo comum e minimizar o efeito de interferências induzidas pela rede elétrica.

O circuito projetado está esquematizado na Figura 17.

## 5. RESULTADOS

Os circuitos de filtragem analógicos dos blocos de condicionamento dos sinais eletrocardiográficos foram simulados quanto a seu comportamento em frequência, utilizando-se o *software* desenvolvido por Schwedersky e Noceti-Filho (2005).



**FIGURA 17 – Diagrama esquemático do amplificador de perna direita.**

Fonte: SCHWARZ, 2007.

### 5.1. Filtro passa-altas

O filtro passa-altas do condicionamento do sinal de eletrocardiografia projetado possui como requisitos de projetos: frequência limite da banda de passagem de 0,5 Hz; frequência limite da banda de rejeição de 0,05 Hz; atenuação máxima na banda de passagem de 3 dB; atenuação mínima

na banda de rejeição de 40 dB; e ganho de 3,25 dB. O filtro projetado é de ordem 2, caracterizando atenuação de 40 dB/década. O diagrama de magnitude do filtro projetado e seu gabarito estão apresentados na Figura 18(a), e o diagrama de fase está representado na Figura 18(b).

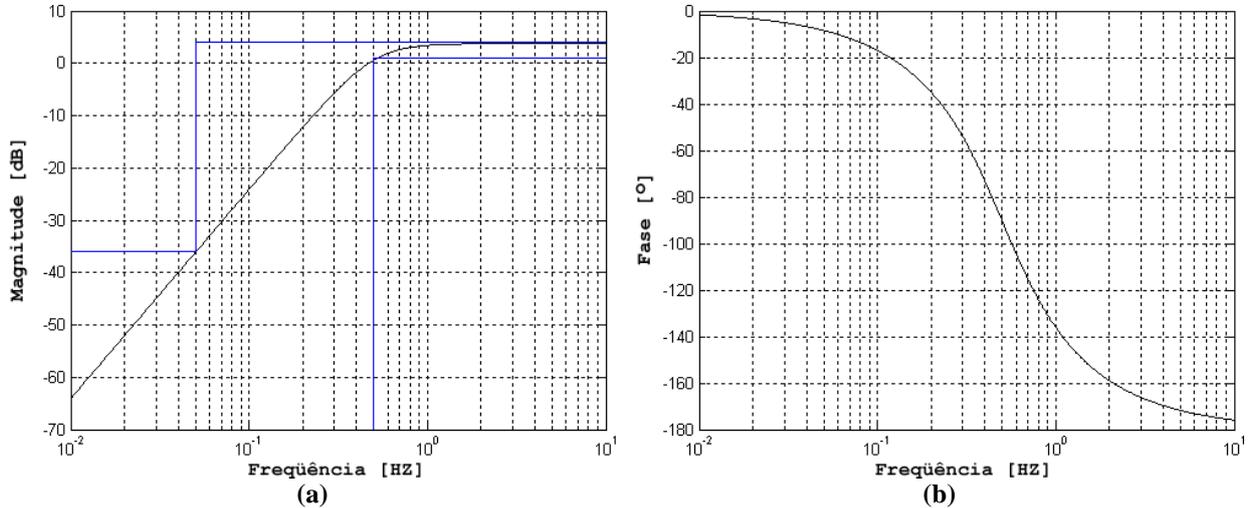


FIGURA 18 – Diagramas de resposta em frequência do filtro passa-altas do ECG.

Fonte: SCHWARZ, 2007.

### 5.2. Filtro passa-baixas

O filtro passa-baixas do condicionamento do sinal de eletrocardiografia projetado possui como requisitos de projetos: frequência limite da banda de passagem de 59 Hz; frequência limite da banda de rejeição de 120 Hz; atenuação máxima na banda de passagem de 3 dB; atenuação mínima

na banda de rejeição de 15 dB; e ganho de 3,25 dB. O filtro projetado é de ordem 2, caracterizando atenuação de 40 dB/década. O diagrama de magnitude do filtro projetado e seu gabarito estão apresentados na Figura 19(a); e o diagrama de fase está representado na Figura 19(b).

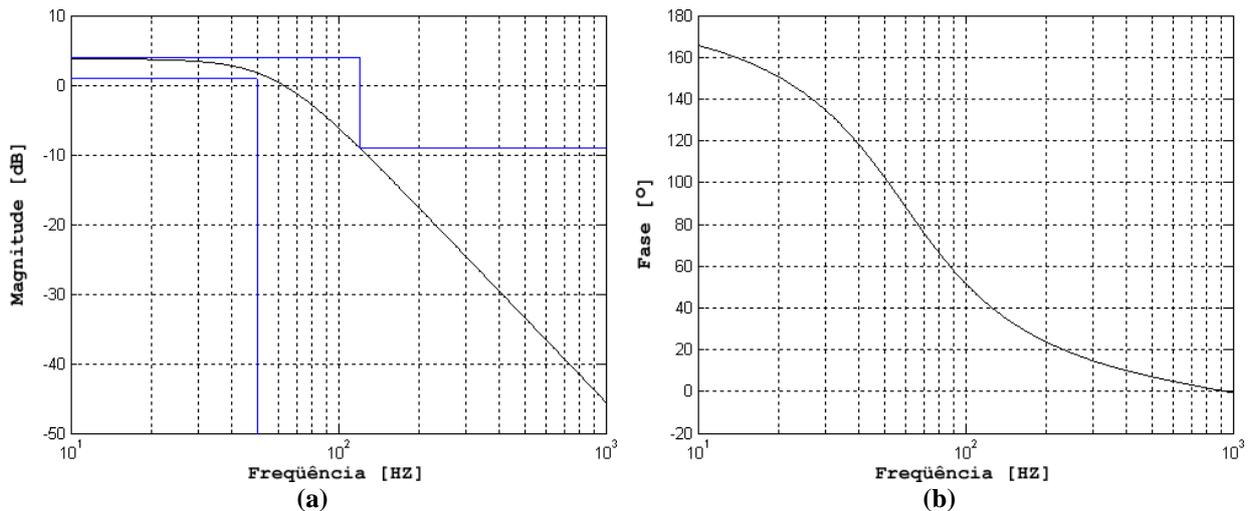


FIGURA 19 – Diagramas de resposta em frequência do filtro passa-baixas do ECG.

Fonte: SCHWARZ, 2007.

### 5.3. Aquisição de sinais

Os sinais foram adquiridos em 12 bits, resolução máxima permitida pelo conversor analógico-digital empregado.

A forma de onda adquirida está ilustrada na Figura 20(a). Como teste de resolução, também se efetuou a compactação do sinal para 10 bits (Figura 20(b)), 8 bits (Figura 20(c)), 6 bits (Figura 20(d)), 5 bits (Figura 20(e)) e 4 bits (Figura 20(f)).

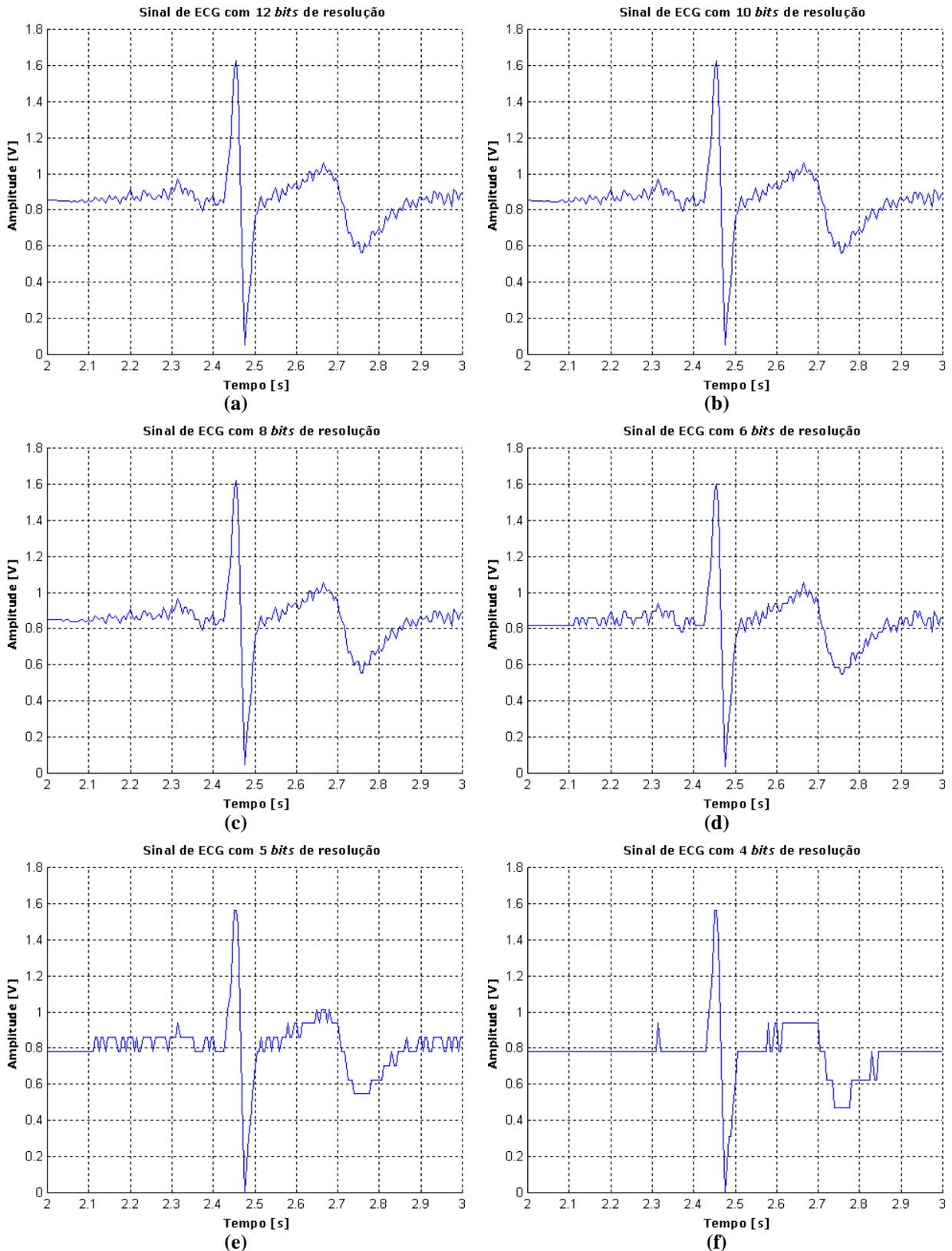


FIGURA 20 – Forma dos sinais de ECG em diversas resoluções.

Fonte: SCHWARZ, 2007.

## 6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho apresentou natureza tecnológica multidisciplinar, integrando diversas áreas a destacar, tais como Fisiologia (sinais fisiológicos), Engenharia Biomédica (instrumentação biomédica) e Engenharia Elétrica (eletrônica analógica).

Foram implementados e avaliados os circuitos eletrônicos para o condicionamento e aquisição de sinais de eletrocardiografia de monitoração. Realizou-se, também, um estudo sobre a resolução em número de bits da digitalização dos sinais necessários para a visualização dos sinais em tela. Acredita-se que não haja diferença visual significativa nos sinais amostrados em 12 bits, 10 bits e 8 bits, podendo-se reduzir a resolução para maximizar a possível transmissão do sinal para outros dispositivos via interfaces de comunicação serial.

O foco principal do ECG de monitoração é atender às necessidades dos programas de reabilitação cardiovascular; entretanto, outras aplicações possíveis podem incluir a monitoração de atletas de alto rendimento, desportistas e usuários comuns.

## REFERÊNCIAS

ALEXANDER, F. **Uso do sinal eletrocardiográfico para avaliação do sistema nervoso autônomo cardíaco**. Artes Médicas, 1989. Disponível em: <<http://usr.solar.com.br/~roque/holtersna.htm>>. Acesso em: 20 set. 2007.

AQUILINA, O. **A brief history of cardiac pacing. Images in Paediatric Cardiology**, vol. 27, p. 17-81, 2006.

BAILEY, J. J. *et al.* **Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing. a report for health professionals by an ad hoc writing group of the committee on electrocardiography and cardiac electrophysiology of the council on clinical cardiology, american heart association**. *Circulation*, v. 81, n. 2, p. 730-739, 1990.

BERBARI, E. J. **Principles of electrocardiography**. In: BRONZINO, J. D. (Ed.). *The Biomedical Engineering Handbook*. 2. ed. [S.l.]: CRC Press, 2000. cap. 13.

BERGER, R. D. *et al.* **Beat-to-beat QT interval variability novel evidence for repolarization lability in ischemic and nonischemic dilated cardiomyopathy**. *Circulation*, v. 96, n. 5, p. 1557-1565, 1997.

BLACKBURN, H. *et al.* **The electrocardiogram during exercise findings in bipolar chest leads of 1,449 middle-aged men, at moderate work levels**. *Circulation*, v. 34, n. 6, p. 1034-1043, 1966.

BRUGGEMANN, T.; ANDRESEN, D.; SCHRODER, R. **Frequency response characteristics of ambulatory ECG monitoringsystems and their influence on ST-segment performance**. *Computers in Cardiology*, 1988. Proceedings., p. 93-96, 1988.

BURKE, M. J.; GLEESON, D. T. **A micropower dry-electrode ECG preamplifier**. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 47, n. 2, p. 155-162, 2000.

DESPOPOULOS, A.; SILBERNAGL, S. **Color Atlas of Physiology**. [S.l.]: Thieme, 2003.

FISCH, C. **Centennial of the string galvanometer and the electrocardiogram**. *Journal of the American College of Cardiology*, v. 36, n. 6, p. 1737-1745, 2000.

GANONG, W. F. **Review of medical physiology**. 21a edição, San Francisco: McGraw-Hill, 2003.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2002.

JUNG, W. **Op Amp Applications Handbook**. 1. ed. [S.l.]: Elsevier, 2005.

MAIA, I. G. *et al.* **Contribuição de eletrocardiografia dinâmica pelo sistema holter na avaliação de pacientes com a síndrome congênita do QT longo**. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 71, n. 1, p. 49-54, 1998.

MALMIUVO, J.; PLONSEY, R. **Bioelectromagnetism. Principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields**. 1. ed. New York: Oxford University Press, 1995.

MARIEB, E. N. **Human Anatomy and Physiology**. [S.l.]: Pearson, 2004.

NOCETI-FILHO, S. **Filtros Seletores de Sinais**. 2. ed. revisada e ampliada. [S.l.]: Editora da UFSC, 2003.

PETRY, D. *et al.* **System for ECG signals variability analysis: Heart rate variability and qt interval variability**. *IFMBE Proceedings*, v. 14, p. 1053-1056, 2006.

PICCOLINO, M. **Luigi Galvani and animal electricity: two centuries after the foundation of electrophysiology**. *Trends. Neurosci*, v. 20, n. 10, 1997, p. 443-448.

RIBEIRO, R. L. *et al.* **Antigos e novos conceitos sobre a onda u do eletrocardiograma.** Revista da SOCERJ, v. 17, n. 3, p. 192–194, 2004.

SCHWARZ, L. *et al.* **Proposta de um sistema de telemetria de sinais de pacientes em programas de reabilitação cardiovascular e cardiopulmonar.** Anais do X Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, X CBIS 2006, v. 10, p. 1115–1120, 2006.

SCHWARZ, Leandro. **Proposta de um sistema telemétrico para aquisição de sinais fisiológicos.** Florianópolis, UFSC, 2007. 117 p. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, 2007.

SCHWEDERSKY, C.; NOCETI-FILHO, S. SG2 - Matlab version. 2005: **Software para simulação de filtros.** Disponível em: <<http://www.linse.ufsc.br/~sidnei/>>.

TOMPKINS, W. J. **Biomedical Digital Signal Processing.** Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall, 1995.

WALLER, A. D. **A demonstration of man of electromotive changes accompanying the heart's beat.** Annals of Noninvasive Electrocardiology, v. 9, n. 2, p. 189–191, 2004. Republicação do artigo original de 1887.

WIDMAIERS, E. P.; RAFF, H.; STRANG, K. T. **Vander's Human Physiology.** [S.l.]: McGraw-Hill, 2006.