**FACULDADE INFORIUM DE TECNOLOGIA**

MESTRADO EM TECNOLOGIA DA INFORMAÇÃO APLICADA À BIOLOGIA COMPUTACIONAL

MARLÚCIA BEATRIZ LOPES PEREIRA

# Desenvolvimento de Eletrocardiograma Portátil de Baixo Custo

Belo Horizonte

2015

**MARLÚCIA BEATRIZ LOPES PEREIRA**

# Desenvolvimento de Eletrocardiograma Portátil de Baixo Custo

Dissertação de Mestrado apresentado ao curso de Pós-Graduação em Tecnologia da Informação Aplicada à Biologia Computacional como requisito parcial para obtenção do título de Mestre.
Orientador: Prof. Dr. Tadeu Henrique de Lima

Belo Horizonte

2015

# AGRADECIMENTOS

A Deus, que me acompanhou em todos os momentos...
Ao meu esposo Edmar Alves Cosme, que me incentivou, inspirou, apoiou nesta caminhada...
As minhas filhas Yanna e Thais, meus pais Vitor e Ieda, meus irmãos e amigos, pelo carinho e atenção...
Ao meu orientador Tadeu Henrique de Lima, pelo apoio, compreensão, conhecimento e amizade, que possibilitou a conclusão deste etapa...
A Inforium, por tem me recebido como sua aluna e contribuído no meu crescimento intelectual e humano...
A todos, o meu mais sincero Obrigada!

# SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS
LISTA DE FIGURAS
LISTA DE TABELAS
RESUMO
ABSTRACT
1. INTRODUÇÃO.....1
1.1 Justificativa.....2
2. OBJETIVOS.....4
2.1 Objetivo Geral.....4
2.2 Objetivos específicos.....4
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....5
3.1 Telemedicina.....5
3.2 Morfofisiologia cardíaca.....8
3.3 Ferramentas de aferição da função cardíaca.....11
3.3.1 Imagem de ultrasson (US).....12
3.3.2 Tomografia computadorizada de raios-X.....13
3.3.3 Imagem por ressonância magnética (IRM).....13
3.3.4 Eletrocardiograma.....13
3.4 Geração e propagação da eletricidade cardíaca.....15
3.5 Eletrocardiograma, suas características e importância.....16
3.5.1 Ondas P, Q, R, S e T.....17
3.5.2 Realização do eletrocardiograma .....18
3.5.3 Alterações em eletrocardiograma.....23
3.5.4 Tecnologia em eletrocardiograma.....28
3.5.5 Microcontroladores.....28
3.5.6 Microcontrolador Arduíno.....30
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....33
4.1 Protótipo do ECG portátil de baixo custo.....33
4.2 Tecnologia de ECG portátil.....34

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....42
6. CONCLUSÕES.....44
7. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....45

# LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|---|---|
| AVC | Acidente Vascular Cerebral |
| AVE | Acidente Vascular Encefálico |
| bpm | Batimentos por minuto |
| DCV | Doença Cardiovascular |
| DM | Dispositivo Móvel |
| DPOC | Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica |
| E | Entrada |
| ECG | Eletrocardiograma |
| ECO | Ecocardiograma |
| EEPROM | *Electrically-Erasable Programmable* |
| EPROM | *Erasable Programmable Read-Only Memory* |
| Fc | Frequência Cardíaca |
| IAM | Infarto Agudo do Miocárdio |
| IDE | Ambiente de Desenvolvimento Integrado |
| IRM | Imagem Por Tomografia Computadorizada |
| ml | Mililitros |
| mm | Milímetros |
| mm/s | Milímetros por Segundo |
| ms | Milisegundos |
| mV | Milivolts |
| NAV | Nodo Átrio-ventricular |
| NSA | Nodo sinoatrial |
| NVRAM | *Non-Volatile Random Access Memory* |
| OMS | Organização Mundial de saúde |
| PC | *Personal Computer* |
| PROM | *Programmable Read-Only Memory* |

| | |
|---|---|
| $S_pO_2$ | Saturação de Oxigênio |
| RAM | *Random Access Memory* |
| ROM | *Read-Only Memory* |
| S | Saída |
| s | segundo |
| SRAM | *Static Rondom Access Memory* |
| TC | Tomografia Computadorizada |
| US | Ultrassom |
| USB | *Universal Serial Bus* |
| VE | Ventrículo Esquerdo |
| WBAN | *Wireless Body Area Network* |
| 3D | Três dimensões |

# LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Esquema da arquitetura do sistema de telemedicina.....7
Figura 2: Esquema de um coração humano normal mostrando as diferentes estruturas que o compõe.....9
Figura 3: Imagem evidenciando a posição do coração no corpo humano.....9
Figura 4: Imagem de US evidenciando as quatro câmaras do coração e espessamento da válvula Mitral.....12
Figura 5: Gráfico esquemático de um eletrocardiograma normal ilustrando a onda-P, o complexo QRS, a onda-T, o intervalo RR e o intervalo QT.....14
Figura 6: O coração e a passagem do impulso.....16
Figura 7: Geração das ondas elétricas nas diástoles e sístoles cardíacas.....18
Figura 8: Derivações bipolares (DI, DII e DIII) de Einthoven.....19
Figura 9: Método de Einthoven para o cálculo do eixo elétrico usando um triângulo equilátero.....19
Figura 10: Derivações periféricas.....20
Figura 11: Ondas registradas em eletrocardiograma.....22
Figura 12: Eletrocardiograma normal.....23
Figura 13: Eletrocardiograma representando taquicardia ventricular.....24
Figura 14: Diferentes tipos de Arduínos encontrados no mercado.....32
Figura 15: Ambiente de desenvolvimento integrado.....34
Figura 16: Protótipo para conexão a um computador.....35
Figura 17: Arduíno utilizado no protótipo – NANO.....36
Figura 18: *Shield* AD8232.....37
Figura 19: Eletrodos utilizados no protótipo.....37
Figura 20: Arduíno Nano conectado à placa *Shield*.....38
Figura 21: Arduíno, *Shield*, eletrodos e cabo interconectados.....38
Figura 22: *Software Processing*.....39
Figura 23: Protótipo em funcionamento.....42

# LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores máximos normais de iPR.....25
Tabela 2: Valores de iQTC.....27
Tabela 3: Modelos de plataforma Arduíno e principais características.....31

# RESUMO

O sistema circulatório influencia o funcionamento de todas as células, tecidos e órgãos do corpo humano. As funções de oxigenar e nutrir tem importância fundamental para a vida. O coração, como bomba de ejeção sanguínea, precisa operar dentro de padrões adequados, obedecendo critérios complexos para estabilização fisiológica. Exames médicos e laboratoriais buscam avaliar sua situação e possibilitar diagnósticos, tratamentos e cuidados intrínsecos. O eletrocardiograma é um dos exames mais utilizados na cardiologia, ao registrar as ondas elétricas geradas permite julgar as condições fisiológicas do paciente. Apesar da importância, o exame apresenta limitações de uso, custa aproximadamente R$150,00, é intra-hospitalar, caso não esteja internado, o paciente precisa ir a uma consulta eletiva e, posteriormente, agendar a realização do exame de acordo com a disponibilidade de vaga para o procedimento. O eletrocardiograma portátil desenvolvido pode ser adquirido com baixo custo, aproximadamente R$100,00, tem tamanho aproximado em 15cm$^3$, pode ser usado para monitoramento em casa, passeios e viagens; possui fácil manuseio, e não requer um profissional treinado para operá-lo; pode ser acionado no momento em que o paciente sentir necessidade; possibilita gerar resultados que podem ser encaminhados e monitorados por teleprocessamento de sinais em tempo real. O protótipo desenvolvido utilizou o microcontrolador Arduíno UNO e apresentou resultados positivos, que indicam o perfeito funcionamento. Para o desenvolvimento deste sistema criou-se um *hardware* associado a um *software*, o *hardware*, composto de microcontroladores permite a comunicação com os eletrodos colocados no paciente para geração dos dados. O *software* fará todo o tratamento dos dados e plotagem em um gráfico em tempo real. Assim, objetivou-se incentivar a divulgação e implementação desta tecnologia no mercado, aumentando o diagnóstico, tratamento precoce e contribuindo para a diminuição da gravidade dos casos e o número de óbitos por cardiopatias.

Palavras-chave: Eletrocardiograma. Cardiopatias. Microcontrolador. Teleprocessamento.

# ABSTRACT

The circulatory system has an impact on all cells, tissues and organs of the human body. The functions of oxygenating and nourishing have got a fundamental importance to life. The heart as blood ejection pump, needs to operate within an appropriate standards, complying with complex criteria for physiological stabilization. Medical and laboratory exams seek to evaluate your situation and get possibility diagnosis, treatment and intrinsic care. The electrocardiogram is one of the most commonly used tests in cardiology, to record the electrical waves generated allows judging the physiological condition of the patient. Despite of the importance, the exam shows limits of using, it costs about R$150,00 it is intra-patient hospital, in case the patient is not enrolled in, the patient needs to go to an elective consultation and then set a time for the exam according to the availability of vacancy for the procedure. The developed portable electrocardiogram can be acquired with a low price for about R$100,00 it has got the size of $15cm^3$, it can be used as monitoring home , tours and journeys, easy to handle, it does not require a trained professional to operate it; It can be triggered when the patient feels the need; it enables to generate results that can be routed and monitored by teleprocessing real-time signals. The developed prototype used the microcontroller Arduino UNO and showed positive results, indicating the perfect working order. To develop this system was created a hardware associated with a software, hardware, compound by microcontrollers allow the communication with the electrodes placed on the patient to generate the data. The software will do all the processing and plotting a graph in real time. Thus, it aims to encourage the dissemination and implementation of this technology in the market, increasing the early diagnosis and treatment, early treatment and contributing to the decrease in severity of cases and the number of deaths from heart disease.


Keywords: Electrocardiogram. Heart disease. Microcontroller. teleprocessing

# 1 INTRODUÇÃO

O sistema circulatório possui a função de transportar substâncias, nutrientes e células por uma rede intrincada de vasos em todas as regiões do corpo humano. O coração é o órgão responsável por bombear o sangue e provocar a circulação pelos caminhos venosos necessitando estar em perfeito funcionamento (JONES *et al*., 2014).

A oxigenação tecidual depende da chegada de sangue arterial aos capilares sistêmicos. A pressão exercida pelo sangue no a parede do capilar deve obedecer a parâmetros específicos para possibilitar o fluxo do oxigênio para as células e do gás carbônico para os capilares. Segundo Gibney et al. (2010), a circulação sanguínea também transporta outras substâncias e nutrientes como a glicose, e remove produtos metabólicos de degradação e substância nocivas das céélulas e tecidos para excreção pela pele, rins e intestino grosso. As entregas são realizadas a todo o tempo e o sangue é bombeado com pressão e volumes adequados a necessidade, o que permite a irrigação contínua das células e sua manutenção em homeostase (GUYTON; HALL, 2006,p.161).

Quando o coração desenvolve falhas no funcionamento pode comprometer o volume e a pressão sanguínea, criando incompatibilidade com a necessidade corporal e quadros patológicos como arritmias, bloqueios na passagem de sangue, fibrilação, taquicardia e infarto. Situações preocupantes pela gravidade, urgência e risco de complicações. A interferência das cardiopatias na hemodinâmica pode causar conseqüências fisiológicas que podem variar desde fraqueza, vertigem, dispnéia até inconsciência e morte (FARIA, 2010).

As doenças cardiovasculares, principalmente o infarto, representam a principal causa de morte no Brasil (DATASUS, 2015). Dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), de 2009, revelam que 40% das mortes registradas no Brasil têm como causa doenças cardiovasculares. Dui, Oliveira e Klein (2014), citam que as doenças do Aparelho Circulatório (DAC) como as principais causas de morte no Brasil, sendo que em 2011, as DAC foram responsáveis por 28,6% das 1.170.498 mortes ocorridas no país. Dentre estas, as doenças isquêmicas do coração e a Insuficiência

Cardíaca foram responsáveis por 39,1% das mortes por DAC. No que se refere ao gasto público com a saúde, só em 2011, foi registrado cerca de R$250 milhões despendidos somente para o tratamento do infarto agudo do miocárdio (IAM) (Mazzocante e Campbell, 2012). A necessidade de prevenir, diagnosticar precocemente e tratar de forma eficiente provocou o surgimento tecnologias voltadas para a cardiologia. De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), as doenças cardiovasculares foram responsáveis por 17 milhões de mortes em 2011, o que representa três em cada dez óbitos. Desses, sete milhões de pessoas morreram por doenças isquêmicas do coração e, 6,2 milhões, por acidente vascular cerebral (AVC) (SOARES *et al*., 2015).

O eletrocardiograma (ECG) configura um meio de avaliar o coração através da captação de sinais elétricos que possam ser interpretados e gerar diagnósticos precisos a fim de direcionar o tratamento médico. A realização do exame é relativamente simples. Há a necessidade do paciente se dirigir a um hospital ou laboratório, onde um profissional capacitado realizará o preparo, colocação de eletrodos e condução do exame, que posteriormente será levado a um cardiologista para interpretação e avaliação da situação cardíaca (JONES *et al*., 2014).

Pacientes que apresentarem problema cardíaco e não forem diagnosticados e tratados em tempo hábil, poderão evoluir para o óbito. Alguns fatores podem retardar o exame ou diagnóstico como a falta de acesso relacionado à distância, dificuldade de entender a urgência dos sintomas ou incapacidade gerada pela crise cardíaca e provocar um agravamento do quadro e morte prematura do paciente. O tempo é um fator essencial na corrida pela reversão do caso e impedimento de uma evolução perigosa, como os casos de infarto. O infarto agudo do miocárdio pode ser controlado, possibilitando a manutenção da vida na grande maioria dos casos, quando atendidos imediatamente (KRANJEC *et al*., 2014).

A demora em muitos casos está relacionada a incompatibilidade entre a oferta e a demanda para realização de exames cardiológicos para diagnóstico ou acompanhamento do paciente. Muitos pacientes dependem do Sistema Único de Saúde (SUS), para realização dos exames solicitados e precisam esperar a marcação de acordo com a disponibilidade de vagas. Isto pode acarretar no agravamento do quadro e óbito pela demora na avaliação e tratamento cardíaco. AUTOR

O protótipo desenvolvido neste trabalho visa possibilitar ao paciente a alternativa de realizar em seu domicílio e com eficiência seu próprio exame de eletrocardiograma quando sentir necessidade e enviar o resultado por teleprocessamento, usando um celular ou computador conectado a internet. Após o recebimento, o médico analisará e fará as recomendações pertinentes. Pessoas com comprometimentos cardiovasculares poderão ter em casa seu próprio aparelho para monitoração e fazer um convênio com médicos para avaliação dos exames que forem enviados. Se necessário, o médico indicará a procura de atendimento hospitalar com urgência ou não. Principalmente para idosos e cardiopatas crônicos esta metodologia possui alta relevância por não exigir deslocamento e agendamento de consulta prévia para avaliação de um desconforto que pode ou não, estar relacionado a um quadro patológico.

Busca-se com este trabalho, desenvolver de um protótipo de eletrocardiograma portátil: de baixo custo, fácil manuseio, que gere resultados positivos na monitoração cardíaca, que possibilite o uso dos resultados para acompanhamento médico por teleprocessamento aumentando a eficiência nos atendimentos e, minimize, desta forma, as complicações cardiológicas.

Quanto ao objetivo geral buscou-se desenvolver um protótipo de eletrocardiograma portátil de baixo custo para monitoramento cardíaco. Especificamente teve-se como objetivos:

- utilizar ferramentas livres, como *software* e *hardware open source*, para garantir o baixo custo do dispositivo;
- desenvolver um protótipo de eletrocardiograma portátil de tamanho aproximado de $15cm^3$.
- utilizar no protótipo de eletrocardiograma procedimentos simples que possibilitem a realização do exame de eletrocardiograma pelo próprio paciente em seu domicílio ou outro ambiente tranquilo.

Justifica-se o trabalho tendo em vista que o número de mortes causadas por distúrbios cardíacos é expressivo, sendo que as doenças cardiovasculares (DCV) são as principais causas de morte na população brasileira. Os sintomas, muitas vezes silenciosos,

mascaram a real situação cardiovascular, o que provoca desconhecimento da doença e despreocupação com os fatores de risco. Hábitos danosos mantidos ao longo de anos ocasionam o aparecimento de complicações que podem levar ao colapso cardíaco.

Apesar de um impressionante declínio da taxa de mortalidade ocasionada por doenças cardíacas coronarianas e acidente vascular cerebral (AVC) desde 1960, estima-se que em 2010 cerca de 595.444 pessoas foram a óbito devido a doenças do coração, somente nos Estados Unidos, e esta continua sendo a maior causa de mortes (FORD *et al*., 2012). E no Brasil, segundo Chaves et al. (2015), esse grupo de doenças é responsável por 72% da mortalidade.

Outros fatores que justificam esse trabalho são: a dificuldade enfrentada pelos idosos e cardiopatas crônicos que dependem de auxílio no deslocamento e o déficit no número de exames liberados pelo SUS, que retarda novos diagnósticos e inibe o acompanhamento de casos da forma ideal. A desarticulação entre a oferta dos serviços e as demandas da população contribui para ampliar as iniquidades no acesso e a ineficiência do sistema de saúde em prevenir e tratar doenças cardiovasculares.

> Fatores estruturais, como a ausência de profissionais médicos na atenção básica, insuficiente oferta de consultas e exames especializados, aliados à própria dinâmica de funcionamento dos serviços de saúde, constituem obstáculos reais que o usuário enfrenta na busca pelo cuidado contínuo e integral no Sistema Único de Saúde (SUS) (SOUZA et al. 2014).

A limitação para acesso ao tratamento associa-se a dificuldade em reconhecer sinais e sintomas gerados por problemas cardíacos e a própria inexistência destes e amplia a complexidade enfrentada na detecção e acompanhamento com êxito, principalmente de casos urgentes, configurando outro fator preocupante. Em relação ao infarto e ao tempo gasto para perceber os sintomas e procurar assistência médica, os resultados obtidos por Mussi et al. (2014), em pesquisa mostraram que homens e mulheres retardaram em decidir procurar um serviço de saúde, aumentando o risco de complicações. Um desconforto abdominal ou uma dor de cabeça, pode ser sinal de um infarto e um leigo dificilmente fará esta correspondência e procurará um pronto-socorro para este tipo de atendimento. Rodrigues, Correia e Rocha (2005, p. 662) afirmam que “alguns pacientes, sobretudos os diabéticos, frequentemente apresentam dor com características incomuns

e podem até desenvolver isquemia cardíaca sem dor associada". Segundo Damasceno et al. (2012), pelo menos 60% dos pacientes que sofrem infarto agudo do miocárdio apresentam sinais e sintomas prodrômicos, mas nem todos reconhecem os sinais e retardam a procura pelo socorro médico em até 3 a 4 horas após o início da crise.
Conforme Melo apud Bastos et al. (2012):

> Estudos indicam que, no Brasil, os pacientes com sintomas de IAM não procuram imediatamente os serviços de saúde, por não reconhecerem seus sintomas, por não haver serviços especializados de primeiros socorros e, até mesmo, por um transporte público deficitário, dificultando a chegada dessas pessoas ao hospital.

Maior monitoração cardíaca e orientação, principalmente de idosos e daqueles que possuem histórico de doenças cardiovasculares, pode ser a saída para impedir o retardo na busca por atendimento médico. A aproximação do paciente e do médico pode ressignificar todo o contexto no acompanhamento cardiológico, diminuindo a quantidade de urgências cardíacas e possibilitando a prevenção, tratamento e melhor qualidade de vida. Uma boa relação médico e paciente pode influenciar positivamente o curso da doença. Para Gomes et al. (2012), a relação médico-paciente no contexto da saúde é um desafio a ser transposto na implementação da humanização em saúde, considerando a relevância e emergência da problemática.

O uso de tecnologias cada vez mais avançadas com soluções para múltiplos problemas da vida diária, pode configurar uma estratégia para transpor dificuldades encontradas na saúde, como o acesso moroso a consultas, exames e acompanhamentos médicos. O mundo digital interage e influencia a vida das pessoas a todo tempo. A internet, os celulares e a tecnologia transpõem barreiras sócio-demográficas e possibilitam maior interação entre paciente e profissional de saúde (ROSADO e TOMÉ, 2015). Com o uso de um aparelho móvel, com baixo custo é possível realizar um exame de eletrocardiograma em casa e enviá-lo, por exemplo pelo celular, ao médico para avaliação e receber orientações a respeito da necessidade de procurar um hospital. E isto pode ser a diferença entre a manutenção ou não da vida (GIULIANO, 2012) (SILVA E MORAES, 2012).

# 3 ABORDAGEM TEÓRICA

## 3.1 Telemedicina

A telemedicina é, literalmente, a Medicina à distância e pode ser considerada uma rede para telecomunicação e transmissão de informações médicas. Os pacientes podem ser monitorados a caminho do hospital ou centro de saúde. Assim, acessando os cuidados médicos que, de outra forma, estariam indisponíveis devido ao tempo e custo da viagem. Sob um ponto de vista clínico, o monitoramento remoto permite aos pacientes gravarem seus dados em um ambiente de menos estresse e no conforto do lar em vez de se submeter a um possível estresse no percurso até uma clínica ou consultório médico (BELAZZI et al., 2001).

Esta já é uma tecnologia consolidada e a exigência para grandes distâncias tem agora diversificado para incluir grupos dentro de redes locais como a enfermaria de um hospital ou uma rede ao redor da casa do paciente usando, especificamente, dispositivos móveis. Ramos diferenciados de telemedicina são, geralmente, denominados de: sistemas de saúde eletrônica, sistemas de saúde ubíqua ou sistemas de saúde móvel, entre outras denominações (MULVANEY *et al*., 2012).

As partes fundamentais de um sistema de telemedicina são:
a) os dispositivos de medida (instrumentos ou sensores),
b) um dispositivo ou subcomponente (celular ou computador), para formatar as leituras e realizar a comunicação,
c) um servidor clínico para o qual os dados são transmitidos,
d) uma database para o armazenamento dos dados,
e) um *display* dos dados obtidos de um servidor (MULVANEY *et al*., 2012).

Um sistema típico utiliza um programa específico em um computador (ex. laptop, Ipad) para obter as leituras do paciente e um navegador para que outros usuários possam acessar essas leituras. Os principais tipos de condições de monitoramento incluem o monitoramento do coração usando um eletrocardiograma, diabetes tipo I e tipo II,

psoríases, cirurgias de ombro e doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) (LAU et al., 2002; HARPER et al., 2008; GOBBI et al., 2009; THAKKER et al., 2009).

A telemedicina tem chamado a atenção de muitos pesquisadores nos últimos vinte anos e muitos sistemas têm sido implementados para pesquisa e uso comercial. Dentre esses encontram-se trabalhos voltados para:

- Desenvolver uma rede de sensores sem fio para gravar os sinais vitais típicos como, por exemplo, frequência cardíaca do paciente.
- Identificar medidas específicas para serem gravadas pelo sistema e fornecer indicadores para análise de tendências e possíveis alertas para complicações clínicas. Além disso, os sinais vitais provenientes dos sensores e leituras, representando o bom estado do paciente, advindas de outros componentes são combinados em um conjunto compreensível de parâmetros de medida.
- Para permitir um maior uso de navegadores, em particular dispositivos móveis padrão de navegadores da web, sem a necessidade de instalar um dispositivo específico, usando recursos mais atuais. As páginas web do sistema podem usar um navegador em um caminho similar para aplicativos baixados previamente.
- Para aumentar a segurança dos dados transmitidos pelo paciente associando informações de identificação dentro do conteúdo do perfil baixado, possibilitando identificar que o mesmo não foi alterado.

A arquitetura de um sistema de telemedicina (FIG.1) é composta pelos seguintes componentes: o paciente final dispõe de sensores médicos sem fio, um dispositivo móvel (DM) e outros instrumentos médicos sem capacidade de comunicação.

Figura 1: Esquema da arquitetura do sistema de telemedicina. (Fonte: Adaptado de MULVANEY et al., 2012)

Internet 3G ou wifi conectada ao DM para o servidor e base de dados. Outros usuários podem, então, acessar os dados no navegador de um computador pessoal (PC) ou dispositivo móvel (MULVANEY et al., 2012).

A indústria de assistência à saúde busca aprimorar processos para oferecer serviços mais efetivos e oportunos para todos os pacientes. Novas tecnologias, máquinas e exames que produzam mais resultados, com mais eficiência, menos invasivo, mais seguro e a um custo menor é o objetivo das pesquisas atuais. Torres-Freire, Golgher e Callil (2014) aponta que o uso da biotecnologia para desenvolver soluções a problemas enfrentados pela saúde é um marco do mundo moderno. As possibilidades e a qualidade do atendimento prestado ao paciente aumentam de forma proporcional. A biotecnologia interage questões biológicas com tecnológicas e propõe soluções inovadoras a situações que até então apresentavam-se sem respostas. Para Malajovich (2004, p. 03), “Trata-se de uma rede complexa de conhecimentos onde ciência e tecnologia se entrelaçam e complementam.”

A engenharia biomédica configura uma outra área de grande contribuição na saúde humana.

> A evolução e a diversificação da tecnologia nas últimas décadas proporcionaram novos campos de atuação para a engenharia biomédica, como o desenvolvimento de equipamentos para uso médico e a gestão de tecnologias médico assistenciais (Button e Oliveira, 2012).

Ao interagir saúde e engenharia, cria alternativas inusitadas, máquinas e aparelhos que unem maior eficiência, menor custo financeiro, ambiental e maior praticidade.

O uso de algoritmos possibilita gerar programações para que dispositivos simples executem tarefas até então não contempladas pelas máquinas e aparelhagens no campo da saúde. Além das novas tarefas, os algoritmos computadorizados e dispositivos inteligentes podem favorecer a relação entre usuários e médicos por fornecerem maior número de serviços em relação aos sistemas de telemonitoramento para assistência à saúde (SALMAN et al., 2014).

Sistemas para assistência remota à saúde (sistemas de teleprocessamento) ganharam grande atenção por causa do seu papel significativo na vida das pessoas.

> Serviços de telessaúde e telemedicina estão avançando rapidamente, com um espectro cada vez maior de tecnologias da informação e comunicação que podem ser aplicadas de forma ampla para a saúde da população, bem como para a educação médica (Pereira et al., 2012).

Os sistemas de telemonitoramento de sinais vitais humanos permitem o acompanhamento desses em diferentes ambientes e condições. Usuários podem obter seus sinais vitais (ex. ECG e saturação de oxigênio [$SpO_2$]) via sensores e enviá-los para portais pessoais (ex. dispositivos portáteis, assistentes digitais pessoais e *laptops*) por meio de protocolos de redes de pequena área (ex. Bluetooth) em uma rede de área corporal sem fio ou *Wireless Body Area Network* (WBAN) (RASID et al., 2005).

WBAN pode ser integrado a um sistema de telemonitoramento (telemedicina) que suporta o monitoramento ambulatorial de assistência à saúde por um longo período de tempo. Os dados médicos serão enviados aos provedores de assistência à saúde em institutos médicos via protocolos de comunicação de ampla área sem fio ou serviços de internet. Provedores de assistência à saúde aplicam certos processos e geram certos serviços que retornam aos usuários como respostas, o que torna o telemonitoramento útil para todos os usuários (RASID et al., 2005; ULLAH et al., 2012; BAIG et al., 2013).

A insuficiência cardíaca (IC), pode ser uma das patologias acompanhadas a distância por telemonitorização.

> O estudo multicêntrico CHAMPION com 550 pacientes, que avaliou a estratégia de manuseio baseado na transmissão sem fio de dados hemodinâmicos obtidos através de um cateter arterial pulmonar comparado ao manuseio convencional, em pacientes com IC classe funcional III e hospitalização prévia por IC, demonstrou com a telemonitorização redução significativa de 39% nas hospitalizações por IC (Abraham apud BOCHI, 2012).

O uso desta tecnologia pode impactar de forma positiva na qualidade de vida do paciente e na otimização dos recursos financeiros e humanos do SUS.

## 3.2 Morfofisiologia Cardíaca

O coração é constituído por quatro câmaras: átrio direito, átrio esquerdo, ventrículo direito e ventrículo esquerdo. Segundo Applegate (2012, p. 216), "os dois átrios são paredes finas recebem o sangue das veias. Os dois ventrículos são câmaras de paredes grossas que bombeiam o sangue com força para fora do coração." (FIG.2)

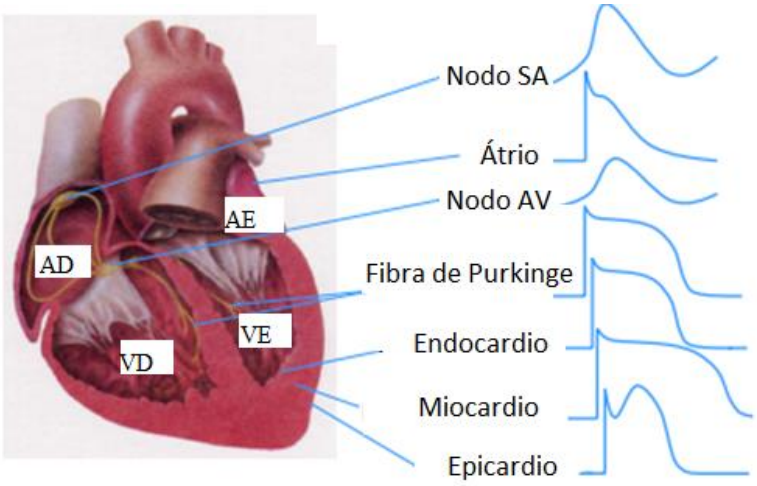


Figura 2: Esquema de um coração humano normal mostrando as diferentes estruturas que o compõe. (Fonte: Adaptado de QU *et al*., 2014)

O sangue percorre cada uma das câmaras de forma unidirecional, do átrio direito para ventrículo direito, sendo depois expulso para a circulação pulmonar e do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo, sendo depois expulso para a circulação sistêmica. O sangue

percorrerá cada região do corpo e retornará ao coração para novamente ser bombeado a circulação pulmonar, onde fará hematose e repetirá todo o ciclo em repouso de 60 a 100 vezes por minuto (FOSS e KETEYAN, 2014).

O coração funciona como uma bomba propulsora de sangue, o sangue chega e sai dele pela base, região superior, devido possuir o formato de pirâmide invertida, está localizado no mediastino médio, na face esternocostal, acima do diafragma, inclinado à direita e alojado entre os pulmões (FIG.3) (TORTORA e GRABOWSKI, 2006).

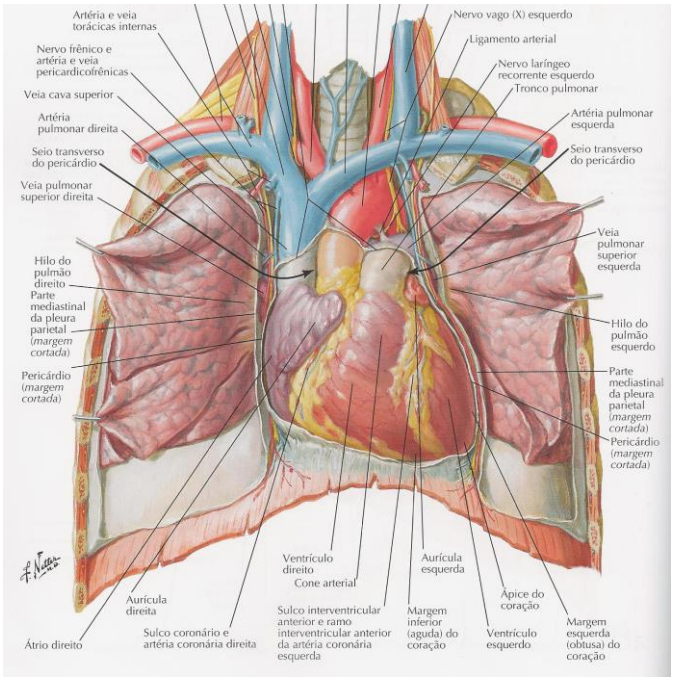


Figura 3: Imagem evidenciando a posição do coração no corpo humano. (Fonte: NETTER, F. H. Atlas de Anatomia Humana, 5ª ed, Artmed, 2000, pag.206)

O coração humano bate cerca de 2-3 bilhões de vezes durante a vida. O som auscultado com estetoscópio, o “tum-tá” está relacionado ao momento de contração do ventrículo, quando ocorre o fechamento da válvula mitral e tricúspide (tum) e a diástole ventricular e fechamento das valvulas semilunares (tá), impedindo o refluxo do sangue (AZEVEDO, COSENDEY e SOUZA, 2009).

As contrações do coração são desencadeadas por excitações elétricas originadas de uma região do átrio direito, denominada nodo sinoatrial (NSA). O NSA trabalha implacavelmente como um oscilador para gerar o ritmo cardíaco, enquanto sua

frequência de oscilação é adaptada às mudanças na demanda de energia do corpo e fatores ambientais (GANONG, 2010).

Os impulsos elétricos causarão a contração cardíaca e bombeamento do sangue de cada câmara cardíaca. A eletricidade é gerada por células especializadas, células de purkinge, que se alojam no átrio direito, na região chamada de nodo sinoatrial. O disparo elétrico ocorre repetitivamente no nodo sinoatrial e se propagam para o átrio direito e átrio esquerdo. O átrio e o ventrículo estão eletricamente isolados um do outro. Os impulsos elétricos se propagam do átrio para os ventrículos por meio de uma junção especial denominada nodo átrioventricular (NAV), em seguida para uma rede de fibras de Purkinje e para os ventrículos (QU et al., 2014).

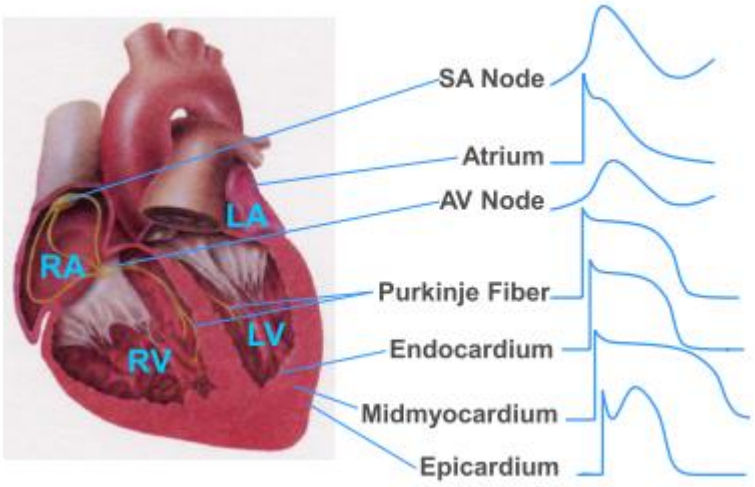


Figura 2: Esquema de um coração humano normal mostrando as diferentes estruturas que o compõe. (Fonte: QU *et al*., 2014)

Para Bergeron et al.(2007, p. 284), “o coração é o centro do sistema circulatório.” É ele que dispara seu próprio estimulo elétrico e propaga pelos miócitos. Esta função elétrica é parcialmente dependente de uma adequada condução espacial e temporal. O batimento cardíaco é iniciado pelo disparo das células de Purkinje no nó sinoatrial. Os impulsos elétricos são propagados através das fibras de Purkinje para o nódulo átrio-ventricular os quais, subsequentemente, se propagam através dos ventrículos do coração (GROOT et al., 2012). A medida que a eletricidade é propagada pelo miocárdio, o tecido contrai direcionando o sangue para as próximas estruturas anatômicas, até que alcance as artérias e saia do coração (CONSTANZO, 2007, p. 125-160).

A parede do coração apresenta características próprias, os cardiomiócitos são células altamente diferenciadas, param de se multiplicar nos primeiros anos de vida e não se regeneram. Situações adversas como a privação de oxigênio, podem ocasionar a morte dos cardiomiócitos e a fibrose tissular local, devido ao infarto, formando uma cicatriz permanente na região lesionada. A extensão da lesão no miocárdio e da fibrose gerada determinará o aparecimento ou não de uma insuficiência cardíaca (NETTER et al., 2011).

Os miócitos cardíacos recebem sinais das fibras de Purkinje e miócitos adjacentes, respondem à despolarização, propagando a onda elétrica, se contraindo e propelindo o sangue do átrio para o ventrículo e para a circulação. A frequência cardíaca, a força de contração e a velocidade de despolarização são modulados por neurotransmissores liberados dos nervos simpáticos e parassimpáticos que inervam os átrios e os ventrículos (KIMURA et al., 2012) (LENT, 2010, p. 503-509).

A liberação da substância neurotransmissora adrenalina ou noradrenalina, liberada pelos nervos simpáticos, causará uma aceleração nos batimentos, o efeito inotrópico (aumento de força de contração) e cronotrópico (aumento da frequência cardíaca) determinará esta adaptação, muitas vezes necessária, por exemplo, numa atividade física ou num momento de estresse (PORTO, 2005). Já a acetilcolina, liberada pelos nervos parassimpáticos, causará o efeito contrário, relaxará o miocárdio e diminuirá a força de contração e a frequência cardíaca (DOUGLAS, 2006, p.264 a 271).

A velocidade de condução do impulso elétrico no tecido atrial e ventricular é de cerca de 0,5m/s. A condução nas fibras de Purkinje (2-3m/s) é realizada de forma bem mais rápida do que nos átrios e ventrículos. A rápida condução nas fibras de Purkinje é importante para permitir ao impulso excitar os ventrículos totalmente em um curto período de tempo, resultando em uma contração sincrônica para um bombeamento efetivo (TRAYANOVA et al., 2011).

A pressão sanguínea em humanos adultos é considerada normal entre 100/60 e 120/80 (pressão sistólica/pressão diastólica). Pressões sanguíneas entre 120/80 e 130/90 são consideradas como condição de pré-hipertensão, enquanto pressões sanguíneas acima de 130/90 são indicativas de uma condição de hipertensão. O volume sistólico, ou a quantidade de sangue bombeado do ventrículo em cada batida varia consideravelmente de pessoa para pessoa (JONES et al., 2013).

Os volumes sistólicos normais giram entre 55 e 100ml, sendo que os homens, geralmente, possuem maior volume sistólico quando comparados às mulheres. Volumes sistólicos abaixo de 55ml são indicativos de falha cardíaca, enquanto volumes sistólicos acima de 100ml podem ser indicativos de intenso e prolongado treinamento físico (JONES et al., 2014).

Apesar de adaptar-se a demanda fisiológica do corpo, o coração pode, de repente, perder sua habilidade em bombear o sangue de forma efetiva devido ao mal funcionamento do NSA ou devido à ocorrência de turbulências elétricas nos ventrículos e provocar uma morte súbita (QU et al., 2014).

Um infarto do miocárdio (IM) ocorre quando uma artéria que fornece sangue para o músculo cardíaco sofre uma obstrução, ou por um coágulo sanguíneo ou por uma placa arterial. Após um infarto, o miocárdio sofre uma remodelação significativa, frequentemente com consequências patológicas, independentemente da reperfusão ou não do vaso obstruído. A remodelagem após o infarto pode incluir: fibrose do tecido cardíaco, expansão do infarto, dilatação ventricular com diminuição da espessura da parede e dispersão de repolarização. Todos esses resultados, sozinho ou combinados contribuem para a mortalidade advinda do infarto do miocárdio devido ao aumento na possibilidade de ruptura ventricular, falha cardíaca, arritmias cardíacas ou morte súbita (FRANCCAROLLO et al., 2012).

## 3.3 Ferramentas de aferição da função cardíaca

A estrutura e função cardíaca em condições normais e patológicas são frequentemente examinadas a partir de uma variedade de modalidades de imagens tanto em pesquisas

quanto diagnósticos. Dentre essas encontram-se: Eletrocardiograma (ECG), imagem de ultrassom (US), raio-X, imagem por tomografia computadorizada e por ressonância magnética (MOTWANI *et al*., 2013).

### 3.3.1 Imagem de Ultrassom (US)

US é usado como uma ferramenta não invasiva de diagnóstico para avaliar a estrutura e função do sistema cardiovascular. Ecocardiografia, comumente denominada "ECO", usa US para caracterizar a estrutura e a função cardíaca. Esta técnica utiliza um transdutor que é mantido contra a pele e emite ondas de ultrassom que atravessam o sangue e tecidos moles. As ondas de US espalham e retornam quando estas encontram um tecido denso. As deflexões das ondas de US são coletadas pelo transdutor e digitalizadas em uma imagem (FIG.4) em tempo real para revelar a informação estrutural (PAUL et al., 2014).

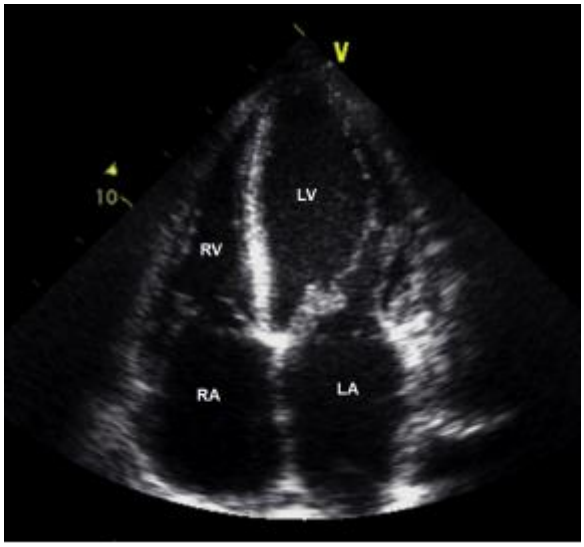


Figura 4: Imagem de US evidenciando as quatro câmaras do coração e espessamento da válvula Mitral. (Fonte: PAUL *et al*., 2014)

Tecidos mais densos são capazes de defletir mais o US e formar imagens mais brilhantes. A ecocardiografia pode ser usada para construir imagens planares do coração, imagens em 3D, é frequentemente usada para medir volumes cardíacos, monitorar o movimento das paredes, avaliar as massas das válvulas e intracardíacas bem como identificar defeitos estruturais (MULVAG et al., 2008). Chen, Pope e Ott (2012,

p. 32) “...quando combinado ao Doppler, produz também informações a respeito do fluxo sanguíneo do coração e dos grandes vasos (hemodinâmica).”

### 3.3.2 Tomografia Computadorizada de Raios-X

A tomografia de raios-X é um processo de produção de imagens 3D usando imagens de raios-X e computação avançada (KOCH, 2012, p. 21). A resolução temporal da tomografia computadorizada (TC) está entre 100 e 300ms. O tempo de varredura total varia baseado no uso de agente de contraste e varreduras realizadas. A resolução espacial da TC é de 1-5mm. As imagens em 3D são compostas de fatias individuais que são adquiridas no plano axial. Técnicas de processamento frequentemente podem refragmentar o volume em outras orientações dependendo da necessidade de detalhes (SCHULERY et al., 2009). Através da teleradiologia, exames de imagens como a tomografia computadorizada de raios-x podem ser enviados a grandes centros de saúde para avaliação e acompanhamento do paciente (Fig. 10).

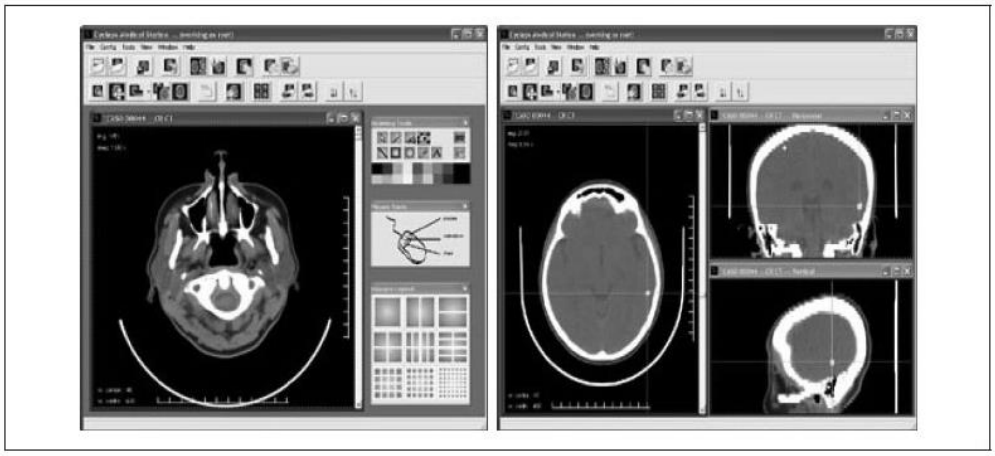

Figura 10 – Estação de Laudo Virtual – Tomografia Computadorizada
Fonte: HTTP://www.telemedicina.ufsc.br/cms/index.php?lang=pt

Segundo Santos e Mercado (2010), a telerradiologia é uma modalidade que possibilita ao paciente o acesso as imagens de exames radiológicos simultaneamente e independente se estejam em lugares diferentes, aumentando o acesso e melhorando a qualidade de interpretação desses exames.

### 3.3.3 Imagem por Ressonância Magnética (IRM)

A imagem cardíaca de ressonância magnética avalia falhas estruturais e funcionais por uma simples avaliação. A IRM é usada para gerar imagens anatômicas para medir a espessura do coração e veias em tecidos sadios e lesionados. Imagens simples podem ser adquiridas na ordem de 20-200ms. A aquisição de todas as imagens desejadas em um estudo geralmente requer 30 minutos. Este método não invasivo pode ser usado para medir o espessamento ou atrofia das paredes devido a doenças ou alterações estruturais seguidas de algum tratamento (Motwani *et al*., 2013). O alto valor do exame e a pequena cota para pacientes do SUS, dificultam e retardam o exame em situações de comprometimento cardiocirculatório grave, podendo influenciar a evolução para um quadro gravíssimo e óbito. Em estudo realizado com 420 pacientes que apresentaram infarto agudo do miocárdio (IAM) e Doença Isquêmica Cardíaca (DIC), apresentou resultados condizentes.

> A mediana do tempo entre a admissão por IAM e a realização de RMC foi de 13 dias, sendo que 278 pacientes (66,1%) realizaram o exame nos primeiros 30 dias pós-IAM. Ocorreram 76 (18,09%) óbitos, sendo 34 (44,7%) por doenças do aparelho circulatório e 22 (29%) por DIC (PETRIZ et al., 2014).

A IRM é um exame de suma importância, complementa outros exames e auxilia o médico na tomada de decisão quanto ao plano de cuidados necessários ao paciente, contribuindo na prevenção de complicações que possam evoluir para quadros mais graves e óbito.

### 3.3.4 Eletrocardiograma

O eletrocardiograma (ECG) mede a frequência cardíaca e fornece uma visualização da condução dos impulsos elétricos através do coração registrados na superfície corpórea e impressos em papel termosensível (Fig.5) (Moffa e Sanches, 2001).

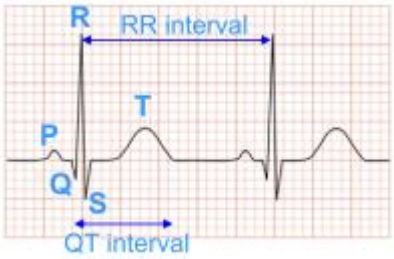


Figura 5: Gráfico esquemático de um eletrocardiograma normal ilustrando a onda-P, o complexo QRS, a onda-T, o intervalo RR e o intervalo QT.
(Fonte: Qu *et al*., 2014)

A frequência de batimentos cardíacos considerada normal em um adulto é de 60 a 100 batimento por minuto (bpm). Frequências cardíacas fora dessa faixa, taquicardia ou bradicardia, podem indicar condições patológicas, incluindo, mas não limitada a uma falha cardíaca, infarto do miocárdio (IA), *sepsis* ou anormalidades vasculares periféricas (SIMON et al., 2013).

O eletrocardiograma é o menos caro e o mais simples dos métodos usados para detectar anormalidades cardíacas associadas ao enfarto do miocárdio, embolia pulmonar, sopros cardíacos, disritmias, convulsões e síncope. De acordo com Júnior, Nicolosi e França (2012):

> Como o eletrocardiograma (ECG) é um meio prático, confiável e de baixo custo para obter uma interpretação rápida do ritmo cardíaco, surgiram nos últimos anos diversos sistemas de telemedicina capazes de interpretar remotamente esse exame...

Para a realização do exame de ECG, eletrodos são dispostos no corpo do paciente para medir os sinais elétricos produzidos pelo coração durante cada ciclo cardíaco. Enquanto o posicionamento e o número de eletrodos usados podem variar dependendo da aplicação, geralmente 12 eletrodos são usados durante um exame de ECG. Adicionalmente podem ser usados outros eletrodos aumentando, desta forma, a cobertura do coração e melhorando a habilidade para a detecção do enfarto do miocárdio (WINDECKER et al., 2013).

O resultado é um gráfico que traça o ciclo cardíaco e permite identificar anormalidades elétricas. O gráfico de um único ciclo é dividido em segmentos baseados em picos e vales. Irregularidades em segmentos específicos do ciclo cardíaco correspondem à

injúrias de áreas específicas do coração e pode, então, indicar a natureza exata do dano. Por exemplo, a elevação do segmento ST é uma indicação do enfarto do miocárdio (SANCHES e MOFFA, 2013).

## 3.4 Geração e propagação da eletricidade cardíaca

Cada célula cardíaca se ramifica, une suas extremidades às células adjacentes e formam os discos intercalares, onde a força gerada por uma célula é transferida para a célula adjacente. Os discos intercalares contêm junções comunicantes que ligam eletricamente as células, assim as ondas de polarização se espalham rapidamente e provocam uma contração quase simultânea de todas as células (DAVIES, BLAKELEY e KIDD, 2002).

Na região superior do átrio direito, encontra-se o nodo sinoatrial (SA) ou nodo sinusal, considerado o marca-passo natural do coração (ROACH, 2009). O nodo SA se constitui em um aglomerado de células especializadas, que geram eletricidade e a propagam por todo o coração. A cada despolarização do nó, é formada uma onda de impulso, que se distribui, pelo sincício atrial, provocando a contração do mesmo, por aumento da concentração citoplasmática de sódio e cálcio. Após, aproximadamente, 0,04 segundos da partida do impulso do nodo SA, através das fibras internodais, o impulso chega ao Nodo Atrioventricular (AV), que fica localizado abaixo do átrio e tem a função principal de retardar a passagem do impulso antes que atinja o ventrículo (MOFFA e SANCHES, 2006).

O retardo na passagem do impulso permite que a diástole ventricular aconteça antes da sístole. Em seguida, o impulso é propagado ao feixe AV, onde rapidamente atinge o ramo direito e esquerdo do feixe de Hiss e passa ao ápice do coração acompanhando o septo interventricular (DURAN, 2011). Do ápice do coração, cada ramo segue dando uma volta de quase 180 graus nas paredes laterais dos ventrículos, em direção à base do coração. Cada ramo emite ramificações, fibras de Purkinje, que aperfeiçoam a chegada dos impulsos provocando a contração de todas as suas fibras intensamente (FIG. 6) (BERNE et al., 2004).

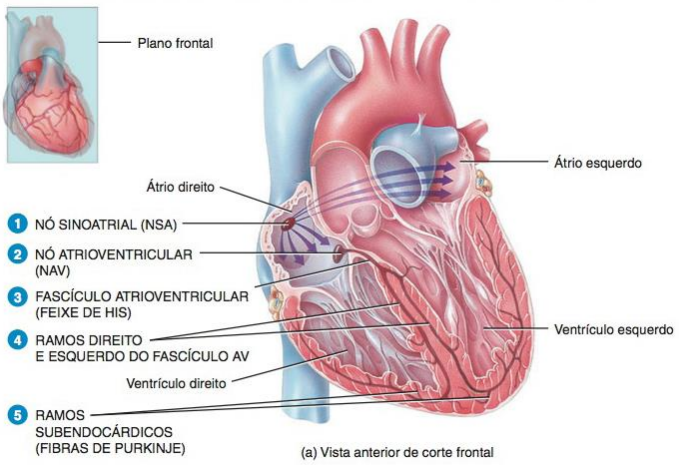


Figura 6: O coração e a passagem do impulso.
(Fonte: TORTORA, G. J. Princípios de Anatomia e Fisiologia Humana, 12ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara Coogan, 2010, pag.716).

A contração provoca a redução do volume das câmaras ventriculares e ejeta o sangue do ventrículo direito para a artéria pulmonar e o sangue do ventrículo esquerdo para a artéria aorta. Conforme Dangelo e Fattini (2006), o ventrículo esquerdo é responsável pelo bombeamento do sangue arterial para os sistemas corporais e precisa ser extremamente preciso e eficiente nesta tarefa para não comprometer o fluxo para as células e órgãos. Em um coração saudável, o ventrículo esquerdo (VE) contrai de forma rápida e sincronizada. Isto permite a saída do sangue com pressões e volumes compatíveis às necessidades corporais (SÁ, 2013).

## 3.5 Eletrocardiograma: suas características e importância

O sinal eletrocardiográfico foi descoberto por Augusto D. Waller em 1887, mas os registros destes sinais eram difíceis, levando Willen Einthoven a desenvolver em 1901 o galvanômetro de corda com o qual obtinha o campo elétrico cardíaco (AIRES, 2008) (GONÇALVES et al., 2011). O eletrocardiograma padrão é um exame que permite a avaliação da geração e propagação da eletricidade pelo coração. O registro é feito por gráficos em papel termosensível, os quais, posteriormente, serão comparados aos gráficos padrões e indicarão normalidade ou alterações cardíacas (JIN et al., 2012).

Em repouso, as células cardíacas estão internamente eletronegativas, conforme Barret et al (2014, p. 522), “as fibras miocárdicas têm um potencial de membrana em repouso de aproximadamente -90mV.” Assim que ocorre a despolarização devido à entrada de sódio e cálcio, carregam-se positivamente gerando a contração do músculo, período da sístole. As ondas de polarização e despolarização nos cardiomiócitos causam as oscilações nas ondas elétricas, que vão em direção aos receptores cutâneos onde o ECG registrará a deflexão para cima, positiva (MELO, 2011).

### 3.5.1 Ondas P, Q, R, S e T

Segundo Braunwald (2010), os cinco tipos de ondas, P, Q, R, S e T correspondem à passagem de eletricidade pelos átrios e ventrículos, e foram identificadas primeiramente por Willen Einthoven. Posteriormente, Einthoven incluiu a letra U, como última onda, após a onda T e anterior a P. A onda P registrada pelo ECG, é captada no momento em que o impulso elétrico sai do nó AS, gerando pequenas contrações nos átrios pela despolarização e levando o sangue ao ventrículo.

O complexo QRS refere-se à despolarização ventricular e a onda T refere-se à repolarização. O intervalo PR representa o tempo de retardo causado pelo nó AV. A repolarização atrial não é representada no ECG, estando incorporada ao complexo QRS e a onda U corresponde à repolarização dos Músculos Papilares. A sequência de eventos captados pelo ECG apresenta a seguinte ordem: 1º - Contração Muscular (inicia-se durante a última parte da onda P e continua no seguimento P-R), 2º - Contração Ventricular (inicia-se logo após a onda Q e continua através da onda T) (FIG.7) (DOUGLAS,2006).

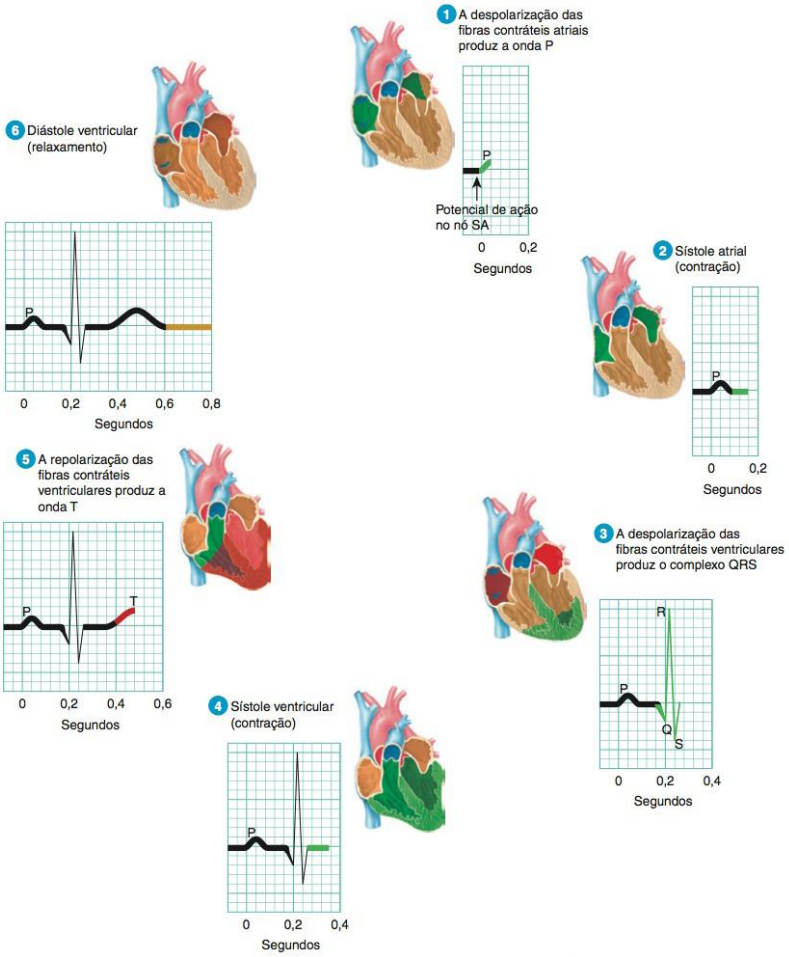


Figura 7: Geração das ondas elétricas nas diástoles e sístoles cardíacas. (Fonte: Fonte: TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. Princípios de Anatomia e Fisiologia Humana. 12ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010, p. 719).

### 3.5.2 Realização do eletrocardiograma

Em 1912, Einthoven descreveu as derivações bipolares I, II e III (FIG. 8) e imaginou o coração no centro de um triângulo equilátero (triângulo de Einthoven) (FIG. 9), sendo que os vértices representariam o ombro direito, esquerdo e a perna esquerda (ANDREA et al., 2004).

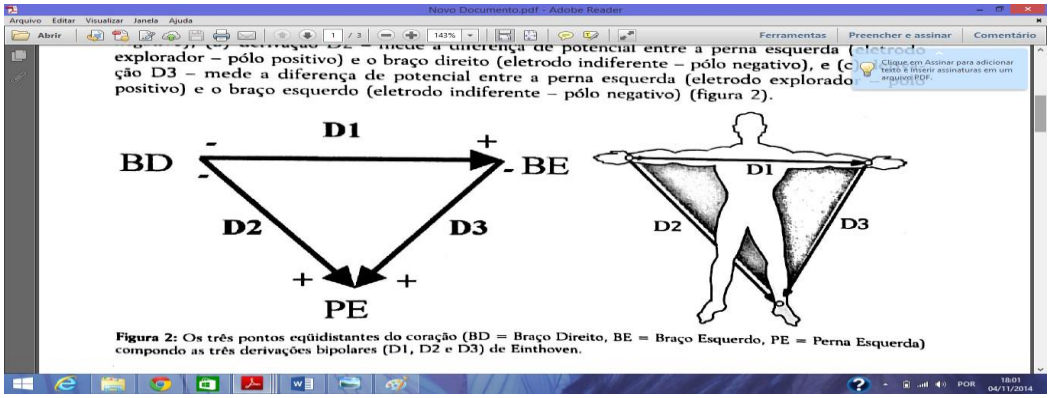


Figura 8: Derivações bipolares (DI, DII e DIII) de Einthoven.
(Fonte: ANDRÉA, E. L. O eletrocardiograma e a clínica. 1°ed. Rio de Janeiro, RJ, 2004, p.730).

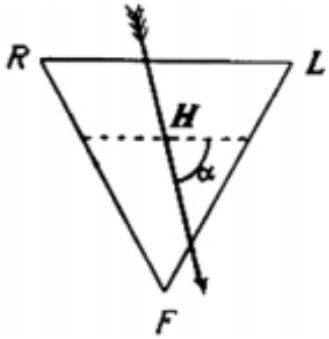


Figura 9: Método de Einthoven para o cálculo do eixo elétrico usando um triângulo equilátero.
(Fonte: EINTHOVEN et al., 1912)

A diferença de potencial entre os membros é medida pelas derivações. DI capta a diferença entre braço direito e braço esquerdo, DII entre o braço direito e perna e DIII, entre braço esquerdo e perna (GOLDMAN e AUSIELLO, 2009).

Einthoven desenvolveu um sistema de padronização eletrocardiográfica que é usado até hoje em todo o Mundo. Este pesquisador introduziu o sistema bipolar axial com três derivações (derivação I, derivação II e derivação III) para o registro do eletrocardiograma. Em 1912, Einthoven afirmou que DI – DII = DIII, relação que se demonstrou evidente ao longo dos anos (BAROLD et al., 2003).

As derivações unipolares captam o potencial absoluto do local onde é colocado. O registro refere-se às variações de potencial obtidas por um eletrodo positivo, explorador, enquanto o eletrodo negativo está distante do coração de forma a permanecer eletricamente indiferente ou “zerado”, amplificando os potenciais. A derivada AVL

refere-se à voltagem do braço esquerdo aumentada, a AVR, voltagem do braço direito aumentada e a AVF, voltagem da perna, aumentada (FIG.10) (kNOBEL, 2006).

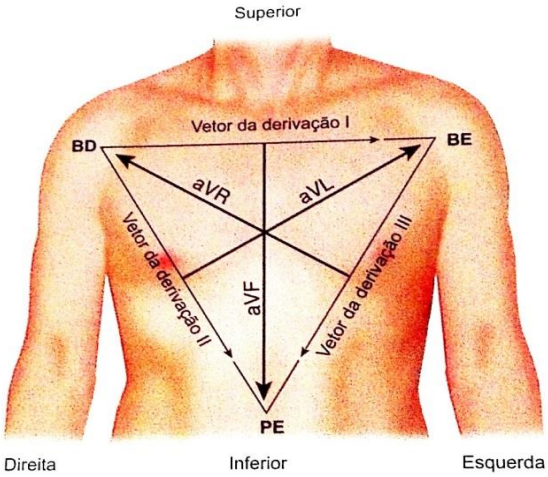


Figura 10: Derivações periféricas.
(Fonte: BRAUNWALD, E. Tratado de Medicina Cardiovascular. 8° ed. São Paulo-SP: Elsevier, v.1, 2010).

Para a realização do exame de ECG, alguns passos devem ser seguidos:
1º. Preparar o paciente: retirar jóias, camiseta e/ou sutiã, meias apertadas e, caso necessário, realizar a tricotomia. Explicar que o exame é um processo indolor e precisará da colaboração do paciente.

2º. O equipamento deve estar devidamente calibrado. Por norma, 1 milivolt produz uma deflexão de 1 centímetro e a velocidade do papel é de 25 mm/s. A calibração incorreta conduz a erros na interpretação dos traçados. O paciente e a máquina devem estar ligados à terra através da perna direita, para evitar interferências de corrente.

3º. Dispor os eletrodos na pele e os dois tipos de derivações: as aumentadas, nos pulsos, e as precordiais, na região torácica. Primeiro coloca-se as aumentadas, três tomadas de corrente unipolar e uma quarta sem polaridade, geralmente a derivação de cor vermelha ou AVR é a que se posiciona na parte interna do punho direito, a de cor amarela ou AVL, no punho esquerdo.

Na parte interna do tornozelo direito, coloca-se a tomada de cor preta (tomada de corrente) e no esquerdo, a de cor verde, ou AVF. Para a colocação das derivações

aumentadas deve-se observar os seis eletrodos: V1 (cor vermelha), no quarto espaço intercostal à direita do osso esterno; V2 (amarelo), no quarto espaço intercostal à esquerda do esterno; V3 (verde), entre V2 e V4, que deve ser colocado previamente; V4 (marrom), quinto espaço intercostal, na linha média clavicular esquerda; V5 (preto), quinto espaço intercostal, na linha axilar anterior esquerda; V6 (roxo), sexto espaço intercostal, na linha média axilar esquerda.

4º. Programar o equipamento segundo a orientação do médico responsável.

5º. Registrar  a data, hora e nome completo no resultado impresso.

As linhas verticais e horizontais do papel eletrocardiográfico possuem intervalos de 1mm e a cada 5mm há uma linha em negrito. Nas linhas horizontais pode-se aferir o tempo, pois a velocidade do eletrocardiograma é de 25 mm/s, o que implica que a cada 1mm sejam gastos 0,04s, em 5mm, 0,2 s  (fig. 11) (KASPER et al., 2006).

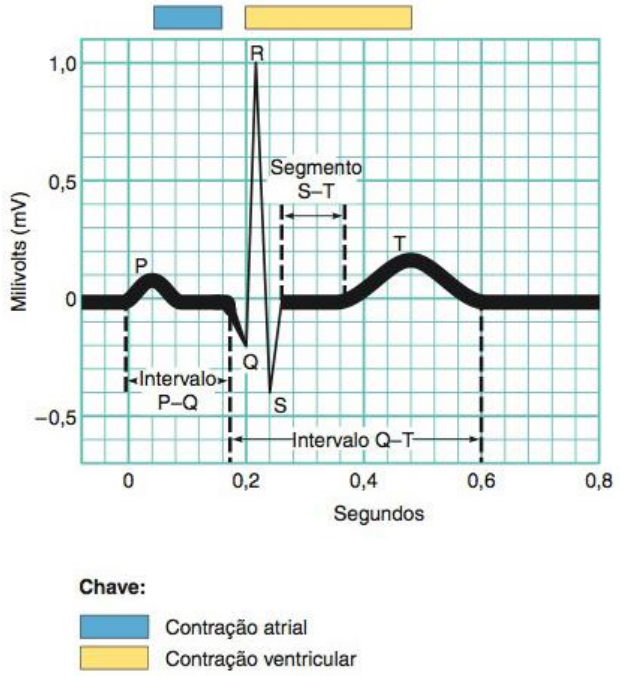


Figura 11: Ondas registradas em eletrocardiograma.
(Fonte: TORTORA, G. J; Derrickson, B. Princípios de Anatomia e Fisiologia Humana. 12ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010, p. 717).

O intervalo RR “ é utilizado para medir a frequência cardíaca do paciente” (KNOBEL, LASELVA e MOURA JÚNIOR, 2009, p.236), refere-se à distância entre duas ondas R consecutivas. Em ritmos ventriculares regulares, a frequência cardíaca pode ser encontrada dividindo-se 300 pelo número de divisões de 5mm entre duas ondas R consecutivas, ou dividindo-se 1500 pelo número de divisões de 1mm. Mas, em ritmo irregular, conta-se a quantidade de ondas R durante um período de seis segundos e multiplica por dez.

Pode-se dizer que o ritmo é sinusal quando a origem do impulso elétrico se dá nó sinusal, implicando na presença de três condições: presença da onda P antes do complexo QRS, onda P com posição espacial normal (positiva em DI, DII e AVF), frequência adequada ao nó sinusal (entre 60 e 100 batimentos/min), como ilustrado na figura 12 (ANDREOLI, 2002).

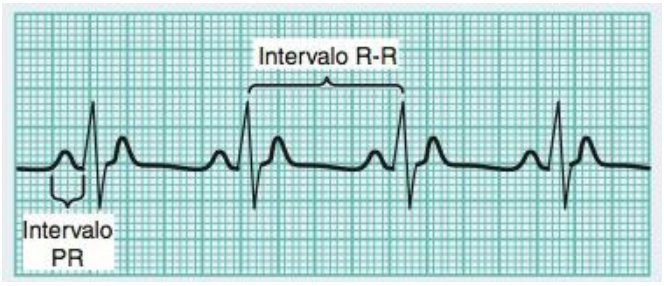


Figura 12: Eletrocardiograma normal.
(Fonte: TORTORA, G. J. DERRICKSON, B. Princípios de Anatomia e Fisiologia Humana. 12ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010, p. 746).

As letras maiúsculas (Q, R, S) refere-se a ondas com mais de 5mm. As minúsculas (q, r, s) referem-se a ondas relativamente pequenas (menos de 5mm). A duração da onda P sempre possui menos que 0,12s em comprimento. Se a onda P for mais larga reflete um atraso na condução intra ou interatrial, isto pode refletir em um aumento desta câmara.

### 3.5.3 Alterações em eletrocardiograma

As alterações observadas no ECG direcionam os cuidados e, se necessário, o tratamento médico que deve ser direcionado ao paciente. Dentre estas alterações estão:

a) Bradicardia sinusal: quando a frequência cardíaca (FC) encontra-se menor que 60bpm. “A onda de impulso é transmitida através das vias de condução normais” (NETTINA, 2011, p. 415). Quanto a origem é possível observar que “ as causas incluem estimulação vagal, por exemplo, durante sucção da traquéia, pressão intracraniana aumentada, hipoxia, dor grave, hipotermia e drogas, como betabloqueadores.” (JEVON e EWENS 2009, p.121) “Dependendo da região anatômica onde ocorra a disfunção no sistema excitocondutor do coração, podem-se verificar episódios de bradicardia associados a sintomas de baixo débito cerebral, como síncopes, pré-síncopes ou tonturas, insuficiência cardíaca congestiva ou até mesmo a morte súbita do paciente” Goffi et al. (2007, p. 438).

b) Taquicardia (FIG.13): Segundo Lopez e Leurentys-Medeiros (2004), a taquicardia acontece quando a FC está maior que 100bpm. Isto pode ocorrer após exercícios físicos, ansiedade, estados hipercinéticos, hipertireoidismo, uso de álcool, cafeína, nicotina, substâncias adrenérgicas, vasodilatadores, atropina, na insuficiência cardíaca e no infarto do miocárdio.

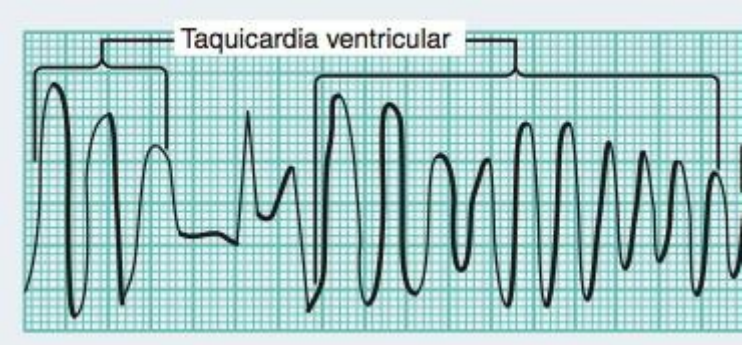


Figura 13: Eletrocardiograma representando taquicardia ventricular.
(Fonte: TORTORA, G. J; DERRICKSON, B. Princípios de Anatomia e Fisiologia Humana. 12ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010, p. 746).

c) Ritmo cardíaco irregular: quando os intervalos entre as espículas dos QRS - os intervalos R-R são muito diferentes ou inconstantes. Na arritmia sinusal os intervalos são diferentes entre si, com diferenças maiores que 160ms entre o maior e o menor intervalo R-R. Em crianças, esta alteração, geralmente, é fisiológica, já no idoso está mais relacionada à disfunção do nó sinusal. As arritmias que aumentam o ritmo

cardíaco são chamadas de taquiarritmias e as que diminuem o ritmo, bradiarritmias. As taquiarritmias podem ser bem toleradas, conforme aponta Lopes et al. (2012, p.99),

> "...apresentando somente aumento da freqüência cardíaca e palpitações, ou podem provocar grave comprometimento hemodinâmico com hipotensão, edema pulmonar, dispnéia, choque, tonturas, pré-síncope, síncope, torpor, perda de consciência ou parada cardiorespiratória."

d) Irregularidades na Onda P: ausência da onda P, constitui arritmias devido a bloqueios atrioventriculares (BAV) do 2º e 3º graus, flutter ou fibrilação atrial e ritmo juncional. "Onda P alargada, entalhada ou bimodal, pode prenunciar o aparecimento de fibrilação atrial (PIRES e STARLING, 2010, p.608-612)." Onda P medindo entre 2,5mm e 3,0mm e duração entre 100ms e 120ms requer análise do contexto do quadro clínico, pode corresponder a aumento atrial. Onda P de amplitude aumentada maior que 3mm e apiculada, relaciona-se com o crescimento do AD e, de duração aumentada maior que 120ms e com entalhes, com o crescimento do AE.

e) Irregularidades no segmento PR: desnivelamento pode estar relacionado a pericardite aguda ou infarto atrial. A relação entre as durações da onda P e segmento PR pode indicar crescimento do átrio esquerdo se for maior que 1,7 na derivação D2. O intervalo PR maior que 210ms e constante indica Bradicardia atrioventricular de 1º grau e menor que 120ms indica a síndrome de pré-ventricular ou complexos ventriculares prematuros (CVP) (WAY e DOHERTY, 2010). Segundo Swearingen e Keen (2007, p.371), "as causa podem incluir IAM, Hipoxia, hipovolemia e desequilíbrio eletrolítico." A tabela abaixo serve de referência para valores máximos normais de PR.

TABELA 1: Valores máximos normais de iPR

**Valores máximos normais de iPR**

| Frequência cardíaca / minuto | Idade 18 - 40 anos iPR em ms | Idade Mais de 40 anos iPR em ms |
|---|---|---|
| **Menos de 70** | **200** | **210** |
| **71 – 90** | **190** | **200** |
| **91 – 110** | **180** | **190** |
| **111 – 130** | **170** | **180** |
| **131 – 150** | **160** | **170** |
| **Mais de 150** | **150** | **160** |

(Fonte: Adaptado de FELDMAN et al., 2015)

f) Irregularidades no complexo QRS: Onda Q anormal tem a duração aumentada maior que 30ms e amplitude aumentada maior que 3mm ou 25% do tamanho do QRS, correspondendo a área eletricamente inativa do ventrículo; QRS ampliado tem a duração igual ou maior que 120ms, segundo Martins et al. (2010), isto ocorre nos bloqueios atrioventriculares. QRS de baixa voltagem tem a amplitude menor que 5mm nas derivações *standards* e menor que 8mm nas precordiais, encontrada com frequência em obesos, enfisema pulmonar, miocardite, mixedema e derrame pericárdico; alterações morfológicas dos QRS permitem identificar as hipertrofias ventriculares e bloqueios de ramos; QRS de amplitude aumentada está relacionado a uma dessincronização na geração e propagação elétrica dos cardiomiócitos e pode indicar a hipertrofia do VE. Para Mateos (2012), "a ativação dessincrônica dos músculos papilares agrava ou mesmo ocasiona insuficiência mitral. Essas anormalidades resultam em significativa perda de eficiência ventricular, principalmente nos casos com miocardiopatia."

g) Irregularidades no ponto J e segmento ST: Ponto J é o ponto de junção entre o final do QRS e o início do segmento ST e situa-se ao nível da linha de base. Pequenos desnivelamentos do ponto J e segmento ST, de até 1mm nas derivações periféricas ou até 2mm nas precordiais, com segmento ST côncavo para cima, podem ser encontrados em indivíduos sem cardiopatias, simpaticotônicos ou vagotônicos, o que sugere repolarização ventricular precoce. Desnivelamentos do segmento ST, maiores que 2mm, por supradesnivelamento ou infradesnivelamento com aspecto côncavo para cima, indicam lesão miocárdica. Roe et al. e Mandelzweig et al. apud Ribeiro et al. (2014) afirmam que no espectro clínico das doenças arteriais coronarianas (DAC), o Infarto Agudo do Miocárdio com presença de Supradesnivelamento do Segmento ST representa 29 a 47% do total de casos de Síndromes Coronarianas Agudas. Golin e Sprovieri (2012, p. 245), adverte:

> O infarto agudo do miocárdio com supradesnivelamento do segmento ST (IAMSSST) constitui a forma de apresentação mais grave do espectro clínico

das síndromes coronarianas agudas (SCAS). Nessa situação, ocorre a obstrução total de um segmento da artéria coronária envolvida e uma intensa isquemia do miocárdio irrigado por esse vaso.

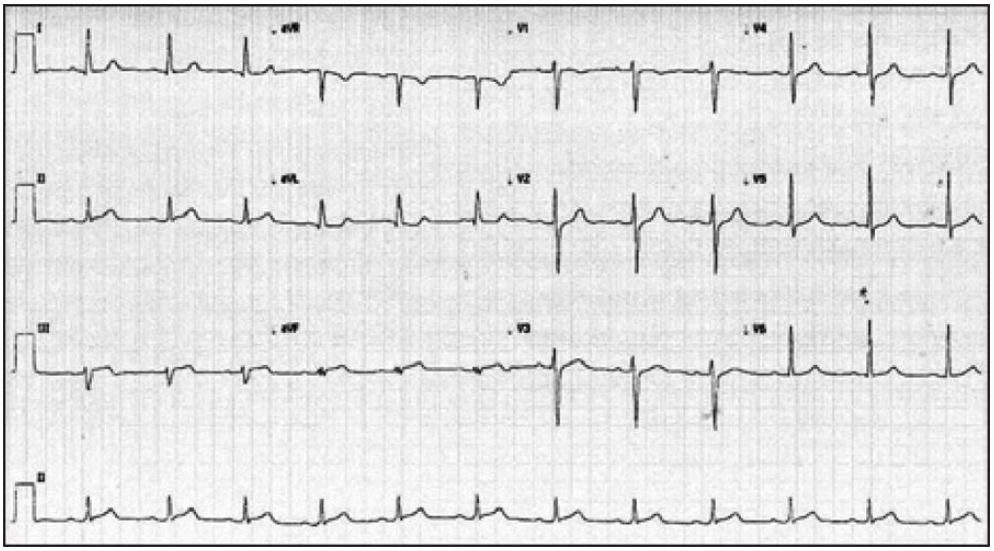

Fig. 09 Eletrocardiograma mostrando supradesnivelamento do segmento ST
Fonte: PIVATTO Jr, Fernando et al. (2014)

h) Irregularidades na Onda T: Segundo FILGUEIRA et al. (2007, p. 152) afirma que alterações “da onda T podem indicar a existência de cardiopatia isquêmica”. Se apresenta-se pontiaguda e simétrica, indica isquemia miocárdica por alteração primária de repolarização ventricular. Onda T apiculada, de base estreita e ampla, ultrapassando quase sempre o tamanho do QRS indica hiperpotassemia.

i) Irregularidades no intervalo QT: O intervalo QT varia inversamente em relação à frequência cardíaca, sendo menor na FC mais rápida e maior na FC mais lenta. Intervalo QT corrigido (IQTC) à freqüência cardíaca é, em geral, de limite de 300ms a 440ms (Tabela 2).

Tabela 2: Valores de iQTC

Valores de iQTC em relação à frequência cardíaca

| FC | iQTS(s) | FC | iQTS(s) |
|---|---|---|---|
| 40 | 0,42 | 45 | 0,41 |
| 50 | 0,40 | 55 | 0,39 |
| 60 | 0,38 | 65 | 0,37 |
| 70 | 0,36 | 75 | 0,35 |
| 80 | 0,34 | 85 | 0,33 |
| 90 | 0,32 | 95 | 0,31 |
| 100 | 0,30 | 105 | 0,29 |
| 110 | 0,28 | 115 | 0,27 |
| 120 | 0,26 | 125 | 0,25 |
| 130 | 0,24 | | |

Fonte: Adaptado de FELDMAN, J; GOLDWASSERE, G. P. Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação. Revista Brasileira de Cardiologia.
Disponível em: http://www.rbconline.org.br/artigo/eletrocardiograma-recomendacoes-para-a-sua-interpretacao/ Acesso em 02 de Maio de 2015.

### 3.5.4 Tecnologia em eletrocardiograma

"O eletrocardiograma ajuda na avaliação de possível arritmia, distúrbios de condução, sobrecarga de câmaras e sinais de isquemia miocárdica (RAMOS e CENDOROGLO, 2011, p. 64)." As dimensões do aparelho de eletrocardiograma, o custo do exame e a necessidade de utilização laboratorial ou intra hospitalar limita o acesso do paciente e sua avaliação. Apesar da precisão nos gráficos de ondas registradas, a manipulação para realização e interpretação do ECG padrão requer especialização profissional.

Para diminuir o tamanho do aparelho, deixando-o leve e portátil, diminuir o custo e facilitar o manuseio em qualquer ambiente, avaliou-se a tecnologia dos microcontroladores, que apresenta-se como referência por atender a todas as solicitações essenciais para a programação e controle das funções do dispositivo.

### 3.5.5 Microcontroladores

O microcontrolador é um pequeno computador em um circuito integrado único, que integra elementos de processador, memória e periféricos de entrada e saída. Ele pode ser programado para funções específicas e fica embarcado em produtos comercializados e para controlar suas ações, como ligar e desligar aparelhos, acionamento de motores,

operacionalização de relógios digitais, monitores de pressão arterial, glicosímetro e em armamento militar (PEREIRA et al., 2008).

O uso de microcontroladores em variados dispositivos possibilitou o acesso das pessoas e a inclusão da tecnologia como ferramenta fundamental para sucesso nas atividades diárias, profissionais, acadêmicas, lazer e saúde. As pessoas podem programar o microcontrolador com uso de linguagens de programação como *Assembly*, C e C + +, programas que podem ser desenvolvidos para monitorar e adquirir entradas e aceitar informações, gerar a saída, como a de exibição em uma tela (PEREIRA et al., 2008).

Existem vários tipos de microcontroladores de acordo com a capacidade e tipo de memória. As memórias existentes são: *Random Access Memory* (RAM), *Read-Only Memory* (ROM) e Híbridas (ex. Flash, NVRAM e EEPROM).

A memória RAM pode ser de dois tipos, a *Static RAM* (SRAM), que retém dados somente enquanto se alimenta eletricamente, é lenta e de custo moderado e a *Dynamic RAM* (DRAM), que também depende da alimentação elétrica, porém escreve e apaga dados mesmo sendo alimentada eletricamente, é quatro vezes mais rápida que a RAM, possui elevado custo e é usada pelo microcontrolador para acesso rápido de escrita e leitura quando em execução.

As memórias ROM retêm dados mesmo quando não sendo alimentadas eletricamente. Estas podem ser de dois tipos: *Programmable Read-Only Memory* (PROM), que pode ser programada apenas uma vez e a *Erasable Programmable Read-Only Memory* (EPROM), que pode ser programada e apagada várias vezes de acordo com a especificação do fabricante, mas precisa de exposição à luz para sua programação. Memórias ROM são gravadas byte a byte, de acordo com a necessidade sendo que esta característica pode adequá-la ou não ao uso.

As memórias híbridas podem ser escritas e re-escritas e armazenam dados depois de desligadas. As memórias híbridas *Electrically-Erasable-Programmable* (EEPROM) são

eletricamente apagáveis e programáveis, sem necessitar de exposição à luz, porém há o custo alto e a quantidade limitada de ciclos de gravação.

A memória *Flash* possui alta densidade, baixo custo, é rápida na leitura e não é volátil, podem ser re-escritas eletricamente, são mais rápidas que a EEPROM e gravam em grupo de bytes. *FLASH* são muito utilizadas para gravar a programação do microcontrolador, devido a velocidade e o armazenamento. A *Non-Volatile RAM* (NVRAM) é similar a SRAM, porém a *Non-Volatile RAM* possui uma bateria de *backup* para que quando desligada possa manter o armazenamento de memória.

### 3.5.6 Microcontrolador Arduíno

O Arduíno é um microprocessador de origem italiana, desenvolvido na cidade de Ivrea, em 2005, com a intenção de uso em projetos escolares, devido ao baixo custo. Ele se baseia em *hardware* livre para prototipagem eletrônica, de placa única, com suporte de entrada (E) e saída (S) e linguagem de programação C/C++. O Arduíno é muito usado no desenvolvimento de objetos interativos que podem ou não estar conectados a um computador hospedeiro. A placa Arduíno contém um controlador, linhas de E/S digital e analógica, interface serial ou "*Universal Serial Bus" (*USB), interligando o hospedeiro, que possui a programação e interage em tempo real. O Arduíno não possui recurso de rede mas pode combinar um ou mais Arduínos deste modo e usar extensões ou *Shields*, (HOLZNER et al., 2001).

O Arduíno é muito usado por artistas e pessoas interessadas em criar protótipos ou ambientes interativos uma vez que a troca de informações entre os usuários facilita a popularização da plataforma como rede social. Várias características fazem do Arduíno uma escolha certa para muitos projetos, entre estas pode-se citar o regulador de tensão de entrada, que pode utilizar fontes de alimentação de tensão entre 6 a 20 volts; saída de alimentação de 3,3 e 5 volts para ligar componentes ao *hardware* sem necessitar de outra fonte; conectores nas portas de entrada e saída do microcontrolador para integrar outros componentes; ambiente de desenvolvimento de algoritmos próprios e *upload* por porta USB.

Várias versões de Arduíno podem ser encontradas no mercado (Figura 14), com preços, velocidade de processamento, tamanho da memória e especificidades próprias. Os principais modelos são o Arduíno Mini (anunciado em 2006), Duemilanove (anunciado em 2008), com processador ATmega168 e depois ATmega 328. Mega, em 2009 com AT mega 1280, o Leonardo (em 2012), baseado no Atmega 32u4, no mesmo ano, Arduíno Uno e Arduíno Nano, com AT mega328. O arduíno Nano é menor em tamanho, mas muito parecido nas especificações do Uno, porém pode ser plugado diretamente sobre uma protoboard facilitando a construção de protótipos. As diferenças entre o arduíno Uno, Nano, Mega2560 e Mega 1280 são mostradas na tabela 3 (fig. 12).

TABELA 3: Modelos da plataforma Arduíno e principais características

| Modelos da Plataforma Arduíno | | | |
|---|---|---|---|
| | Arduíno Uno/Nano | Arduíno Mega 2560 | Arduíno Mega 1280 |
| Microcontrolador | ATMega 328 | ATMega 2560 | ATMega 1280 |
| **Nº de portas de E/S[3] digital** | 14 (sendo que 6 podem ser usadas como PWM) | 54 (sendo que 15 podem ser usadas como PWM) | 54 (sendo que 14 podem ser usadas como PWM) |
| **Nº de portas de Entrada Analógica** | 6 | 16 | 16 |
| **Flash Memory** | 32KB | 256KB | 128KB |
| **Clock speed** | 16MHz | 16MHz | 16MHz |
| **Bootloader** | 0,5KB | 8KB | 4KB |

Fonte: MARCHESAN, M. Sistema de monitoramento residencial utilizando a plataforma Arduino. 2012. 62f. Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria 2002.

Figura 14: Diferentes tipos de Arduínos encontrados no Mercado

# 4. MATERIAIS E MÉTODOS

## 4.1 Protótipo do ECG portátil de baixo custo

O eletrocardiograma portátil pode realizar exames em qualquer ambiente, possibilitando ao paciente realizá-lo quando perceber a necessidade e enviar o resultado por teleprocessamento para análise profissional. Por não requerer deslocamento do paciente, agendamento prévio ou profissional acompanhando o procedimento aumenta o acesso e contribui para diagnósticos precoces e acompanhamento mais eficiente.

Para montagem do protótipo do ECG portátil foi avaliado recursos tecnológicos com intenção de facilitar o manuseio do aparelho, manutenção da eficiência do exame, baixo valor de investimento, segurança e possibilidade de envio por e-mail, celular etc. A

plataforma escolhida para desenvolvimento do programa foi a dos Microcontroladores Arduíno Nano devido às seguintes vantagens: a) baixo custo, b) fácil acesso para programadores iniciantes e c) reconhecimento pelo computador comum quando conectado por USB como um dispositivo. A operação e a comunicação com o computador acontece via *software* instalado para que a linguagem de programação desenvolvida seja enviada e armazenada na placa do Arduíno. O ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) está ilustrado na figura 15.

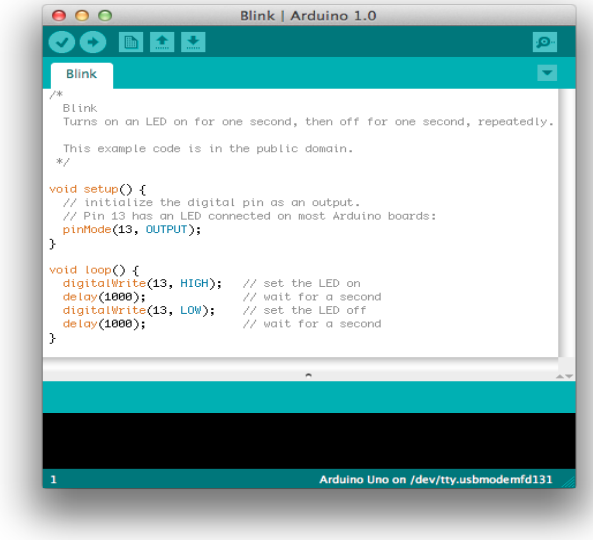


Figura 15: Ambiente de desenvolvimento integrado (IDE).
(Fonte: Autora)

O IDE permite o desenvolvimento do *software* e o código gerado é enviado para a placa o que possibilita a gravação no chip controlador. O *software* usado na placa denomina-se *FIRMWARE*.

Com o presente trabalho realizou-se uma pesquisa exploratória para desenvolvimento do protótipo de eletrocardiograma portátil e de baixo custo. Para isto foi utilizado um microcontrolador arduíno Nano, eletrodos sensíveis às ondas elétricas cardíacas e um computador para visualização dos resultados (FIG. 16).

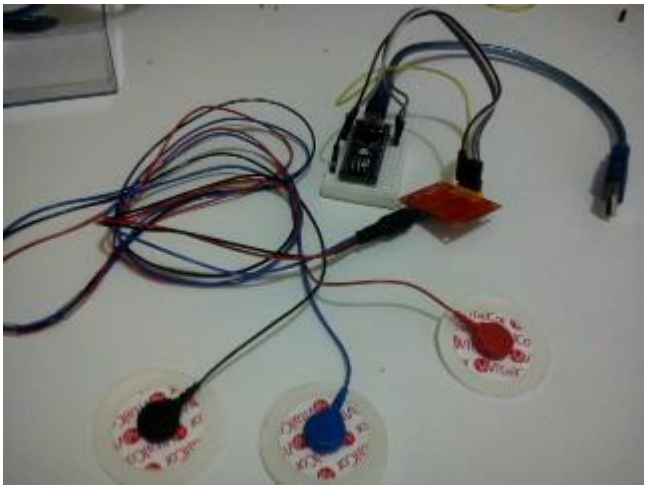

Figura 16: Protótipo para conexão a um computador.
(Fonte: Autora)

### 4.1.1 Tecnologia do ECG portátil

O uso da tecnologia teve como princípio norteador a necessidade de um dispositivo inovador para exames eletrocardiográficos, ou seja: portátil, de baixo custo, fácil manuseio e que seja possível o envio ou impressão dos resultados obtidos por teleprocessamento ao médico para avaliação.

Na realização desde trabalho, desenvolveu-se um dispositivo utilizando o Arduíno Nano (Figura 17), um microcontrolador baseado no processador ATMEGA328, 14 pinos de entrada/saída, 6 entradas analógicas, um cristal oscilador de 16MHz, uma conexão USB, uma entrada de alimentação, uma conexão ICSP e um botão de *reset*.

Figura 17: Arduíno utilizado no protótipo – NANO.
Fonte: Autora

O Arduíno em questão contém os componentes para suportar o microcontrolador, que pode ser conectado a um computador pela porta USB. Este microcontrolador possui uma plataforma computacional física de código aberto, utiliza *hardware* e *software* livre, armazena os códigos de aplicações criados em um ambiente próprio de desenvolvimento em uma plataforma IDE, realiza as funções armazenadas sem a obrigatoriedade de um computador e possui baixo custo (valor aproximado de US$3,2).

O *shield* é uma placa amplificadora modelo AD8232, usada para medir a atividade elétrica do coração. É projetado para extrair, amplificar e filtrar sinais e obter um sinal claro do PR e intervalos QT. Para isto, capta a eletricidade, transforma em sinal analógico e transmite ao Arduíno. Entre as suas características destaca-se a tensão operacional 3.3V, saída analógica e indicador de LED para pulsos cardíacos (Figura 18). Seu valor aproximado é de US$20.

Figura 18: *Shield* AD8232.
(Fonte: Autora)

Os eletrodos usados no dispositivo medem os níveis de ECG, possuem gel integrado sem látex, são aderentes à pele, possuem conectores para cabos de ligação ao *shield* e são descartáveis (Figura 19).

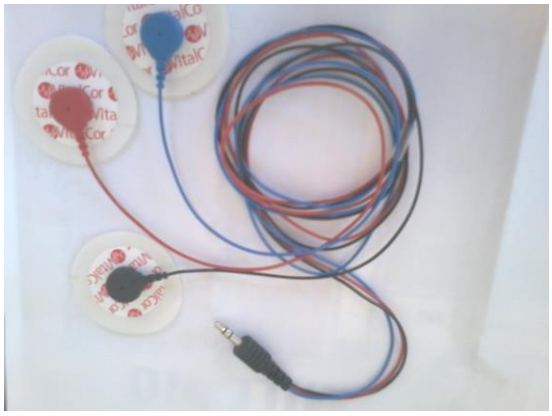

Figura 19: Eletrodos utilizados no protótipo.
(Fonte: Autora)

Para a montagem do protótipo as seguintes etapas foram realizadas:

1º. Conectou-se a placa Arduíno Nano à placa *shield* (Figura 20).

Figura 20: Arduíno Nano conectado à placa *Shield*.
(Fonte: Autora)

2º. Conectou-se a placa *Shield* aos eletrodos e cabo para computador (Figura 21).

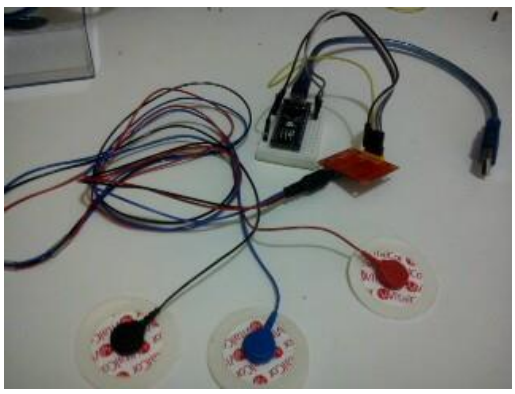

Figura 21: Arduíno, *Shield*, eletrodos e cabo para computador interconectados.
(Fonte: Autora)

3º. Para processamento do sinal analógico em gráfico e apresentação no monitor utilizou-se um *software Processing* (FIG. 22) no computador.

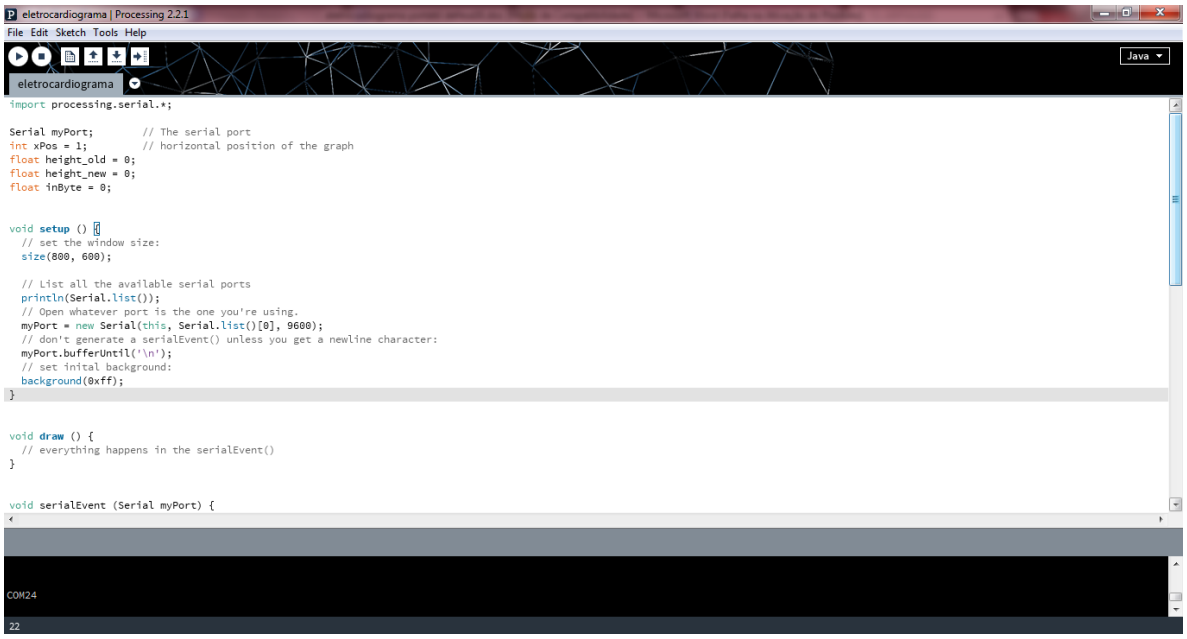


Figura 22: *Software Processing*.
(Fonte: Autora)

Software do processing:

```
import processing.serial.*;
Serial myPort;        // Porta Serial
              int xPos = 1;   // posição horizontal do gráfico


float height_old = 0;
float height_new = 0;
float inByte = 0;
void setup () {
  size(800, 600);  // tamanho da tela
    println(Serial.list());// Lista todas as portas seriais disponíveis
  myPort = new Serial(this, Serial.list()[0], 9600); // Abrir qualquer porta que é o que
você está usando
   myPort.bufferUntil('\n');
```

```
  background(0xff); // Configura fundo inital :
}
void draw () {  // Tudo acontece no serialEvent ()
}
void serialEvent (Serial myPort) { // Leitura ASCII string:
  String inString = myPort.readStringUntil('\n');

  if (inString != null) {    // Retira espaço em branco
    inString = trim(inString);
            if (inString.equals("!")) { // Se o dado for verdadeiro colocar com linha azul

     stroke(0, 0, 0xff); //Por o dado em azul ( R, G, B)
     inByte = 512;  // Por o dado no meio da escala (Flat Line)
    }
       else {
     stroke(0xff, 0, 0); // Por o dado em vermelho ( R, G, B)
     inByte = float(inString);
     }

    // Mapa e traçar a linha para novo ponto de dados

    inByte = map(inByte, 0, 1023, 0, height);
    height_new = height - inByte;
    line(xPos - 1, height_old, xPos, height_new);
    height_old = height_new;

     // Na borda da tela, voltar ao início:
     if (xPos >= width) {
       xPos = 0;
       background(0xff);
     }
     else {
```

```
      // incrementar a posição horizontal:
      xPos++;
    }

  }
}
```

Programa do Arduino

```
void setup() {
  // initializer a comunicação com a serial:
  Serial.begin(9600);
  pinMode(10, INPUT); // Set-up  do LO +
  pinMode(11, INPUT); // Set-up  do LO -
}
void loop() {    if((digitalRead(10) == 1)||(digitalRead(11) == 1)){
   Serial.println('!');
  }
  else{    Serial.println(analogRead(A0)*1.2);/ Envio do dados na entrada anlógica 0:
     }
   delay(1); // Tempo para manter os dados de série de saturação
}
```

4º. Através do programa o protótipo foi acionado. As informações foram geradas e apresentadas na tela do monitor do computador como gráficos de ECG (FIG.23).

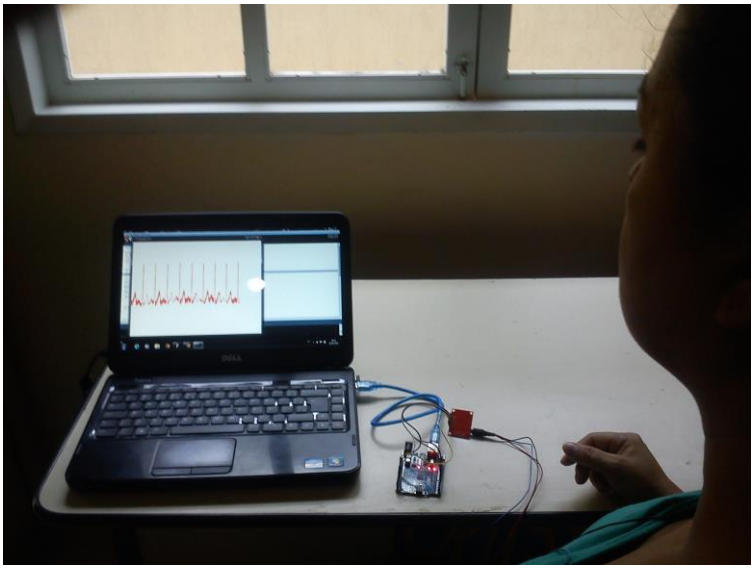

Figura 23: Protótipo em funcionamento.
(Fonte: Autora)

# 5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo de ECG portátil de baixo custo para uso do paciente em qualquer ambiente. O protótipo desenvolvido obteve êxito na execução do programa de ECG, gerando ondas em gráficos próprios, passíveis de interpretação profissional.

Avaliado em US$25 (ou aproximadamente R$70,00), o baixo custo possibilita o acesso de pacientes ao aparelho. Além disso, o aparelho desenvolvido apresenta as seguintes vantagens:

a) manuseio simples, permitindo o uso sem a necessidade de auxílio profissional;

b) pequeno tamanho e peso, o que o torna portátil e possibilita o seu transporte dentro de uma bolsa ou mochila;

c) Possibilita a geração dos gráficos de forma instantânea, a partir do contato do eletrodo com a pele e acionamento do dispositivo em um computador;

d) o resultado pode ser enviado via teleprocessamento, o que permite um convênio para leitura e recomendações médicas à distância.

Essas características aumentam a acessibilidade e diminui o número de complicações por distúrbios cardíacos, refletindo em demanda cada vez menor para intervenções de

emergência, menor impacto financeiro à saúde pública e maior qualidade de vida aos pacientes.

# 6. CONCLUSÕES

A proposta de desenvolver um protótipo de eletrocardiograma portátil de baixo custo foi atendida com êxito, mostrando a viabilidade de usar a tecnologia para realizar exames cardíacos por análise de ondas elétricas com dispositivos portáteis e de baixo custo.
As vantagens evidenciadas pelo protótipo desenvolvido foram muitas. O funcionamento simples, possibilitou o manuseio do paciente sem a necessidade de assistência de um profissional treinado. O valor aproximado U$20.00, torna acessível a compra do equipamento para uso próprio. O tamanho aproximado de $10cm^2$ e peso em torno de 50g, possibilitam o transporte para ambientes diversos, passeios e viagens. O resultado apresentado em um computador permite o envio por teleprocessamento ao médico para análise e orientação.
Para a montagem do protótipo foram usados alguns componentes, a placa arduíno nano, o shield, os eletrodos, que foram conectados e desempenharam suas funções corretamente. O programa desenvolvido no IDE para geração das imagens de ondas no computador funcionou adequadamente.
O ECG portátil de baixo custo possui grande relevância para a sociedade, uma vez que torna o exame acessível, permite o acompanhamento, diagnóstico e orientação do paciente a distância e em tempo real, possibilitando prevenir complicações e reduzir o número de óbitos por doenças cardíacas.

# 7. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Busca-se sugerir novas pesquisas para avaliar o uso do protótipo por pacientes em seus domicílios ou outros ambientes, avaliar o uso de diferentes eletrodos e placas, desenvolver novas programações e protótipos para outros tipos de exames, inserir impressão dos exames, desenvolver hardware e software para envio dos resultados de exames.

# REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMSON PB, Bourge RC, Aaron MF, Costanzo MR, Stevenson LW, et al. Wireless pulmonary artery haemodynamic monitoring in chronic heart failure: a randomised controlled trial. Lancet. 2011;377(9766):658-66.

ANDRÉA, E. *et al*. O eletrocardiograma e a clínica. 1°ed. Rio de Janeiro –RJ, 2004, 730f.

ANDREOLI, Thomas E. et al. Cecil Medicina Interna Básica. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

APPLEGATE, Edith. Anatomia e Fisiologia. 4ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

AZEVEDO, Maria de Fátima; COSENDEY, Carlos Henrique; SOUZA, Sônia Regina. Cuidados Cardiovasculares em Enfermagem. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009.

BAIG, M. M.; GHOLAMHOSSEINI, H. Smart health monitoring systems: An overview of design and modeling. *Journal of Medical Systems*, ed.37, 2013.

BAROLD, S. S. Willem Einthoven and the birth of clinical electrocardiography a hundred years ago. *Cardiac Electrophysiology Review*, v.7, ed.1, pp.99-104, 2003.

BARRET, Kim E. et al. Fisiolofia Méica de Ganong. 24 ed. Porto Alegre: AMGH, 2014, p. 522.

BELLAZZI, R.; MONTANI, S.; RIVA, A.; STEFANELLI, M. Web-based telemedicine systems for home-care: technical issues and experiences. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v.64, n.3, pp.175-187, 2001.

BERGERON, David J.; BIZJAK, Gloria; KRAUSE, George W.; LE BAUBOUR, Chris. Primeiros Socorros. 2 ed. São Paulo: Atheneu, 2007, p. 284.

BOCHI, E. A. **Atualização da diretriz brasileira de insuficiência cardíaca crônica – 2012.** Arq. Bras. Cardiol. vol.98 no.1 supl.1 São Paulo 2012. In: Abraham WT,

BRAUNWALD, E. **Tratado de medicina cardiovascular.** 8° ed. São Paulo-SP: Elsevier, 2010. Vol 1.

BUTTON, Vera Lúcia da Silveira Nantes; OLIVEIRA, Eduardo Jorge Valadares. **Uma estratégia de desenvolvimento para o sistema nacional de inovação de produtos médicos.** Rev. Bras. Eng. Bioméd. vol.28 no.2 Rio de Janeiro Apr./June 2012

CHAVES, Lucieli Dias Pedreschi et al. **Avaliação de resultados da atenção aos agravos cardiovasculares como traçador do princípio de integralidade.** Saude e Sociedade. vol.24 n.2 São Paulo Apr./June 2015.

CHEN, Michael Y. M.; POPE, Thomas L.; OTT, David J. Radiologia Básica. 2 ed. Porto Alegre: AGMH, 2012, p. 32.

CONSTANZO, Linda S. Fisiologia. 3 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007, p. 125-160.

Damasceno, Carla Almeida et al. **Fatores associados à decisão para procura de serviço de saúde no infarto do miocárdio: diferenças entre gêneros.** Rev. esc. enferm. USP vol.46 no.6 São Paulo Dec. 2012.

DANGELO, José Geraldo; FATTINI, Carlo Américo. Anatomia Básica dos Sitemas Orgânicos: com a descrição de ossos, junturas, músculos, vasos e nervos. São Paulo: Atheneu, 2006.

DAVIES, Andrew; BLAKELEY, ASA G. H.; KIDD, Cecil. Fisiologia Humana. Porto Alegre: Artmed, 2002.
DATASUS: informações de saúde - estatísticas vitais. Disponível em: www.datasus.gov.br. Acesso em: 12 de Maio de 2015.

DOUGLAS, Carlos Roberto. Tratado de Fisiologia Aplicada às Ciências Médicas. 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

DOUGLAS, Carlos Roberto. Fisiologia Aplicada à Nutrição. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006, p. 263-271.

DURAN, José Henrique Rodas. Biofísica: Conceitos e Aplicações. 2 ed. São Paulo: Pearson PrenticeHall, 2011, p. 208.

EINTHOVEN, W. The different forms of the human electrocardiogram and their signification. *Lancet*, ed.1, pp.853-861, 1912.
FARIA, José Lopes de. **Patologia Geral**. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan,2010.

FELDMAN, J; GOLDWASSERE, G.P. **Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação.** Revista Brasileira de Cardiologia, 2015. **Disponível em: http://www.rbconline.org.br/artigo/eletrocardiograma-recomendacoes-para-a-sua-interpretacao/** Acesso em 02 de Maio de 2015.

FILGUEIRA, Norma Arteiro et al. Condutas em Clínica Médica. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007, p. 152.

FORD, E. S.; GREENLUND, K. J.; HONG, Y. Ideal cardiovascular health and mortality from all causes and diseases of the circulatory system among adults in the United States. *Epidemiology and Prevention*, ed.125, pp.987-995, 2012.

FRANCCAROLLO, D.; GALUPPO, P.; BAUERSACHS, J.; Novel therapeutic approaches to post-infarction remodeling. *Cardiovascular Research*, ed.94, v.2, pp.293-303, 2012.

GANONG, Willian F. Fisiologia Médica. 22ed. Porto Alegre: McGraw- Hill, 2010.
GOFFI, Fábio Schimidt et al. Técnica Cirúrgica: Bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas da cirurgia. 4 ed. São Paulo: Atheneu, 2007, p. 438.

GOLDMAN, Lee; AUSIELLO, Dennis. 23 ed. Rio de Janeiro: Elsevier,2009, p. 385.

GOLIN, Valdir; SPROVIERI, Sandra Regina S. Condutas em Urgências e Emergências para o Clínico. 2 ed. São Paulo: Atheneu, 2012, p. 245.

GONÇALVES, José Geraldo Ferreira et al. **O inquérito eletrocardiográfico**. Rev. Soc. Bras. Med. Trop. vol.44 supl.2 Uberaba 2011

GAUI, Eduardo Nagib; OLIVEIRA, Glácia Maria M., KLEIN, Carlos Henrique. **Mortalidade por Insuficiência Cardíaca e Doença Isquêmica do Coração no Brasil de 1996 a 2011.** Arq. Bras. Cardiol. Vol.102 no. 6 São Paulo, Junho de 2014.

GIBNEY, Michael J. et al. **Introdução à Nutrição Humana.** 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.

GIULIANO, Isabela de Carlos Back et al. **Emissão de laudos eletrocardiográficos a distância: experiência da rede catarinense de telemedicina.** Arq. Bras. Cardiol. vol.99 no.5 São Paulo Nov. 2012 Epub Oct 18, 2012.

GOBBI, A.; MILESI, I.; GOVONI, L.; PEDOTTI, A.; DELLACA, R. L. A new telemedine system for the home monitoring of lung function in patients with obstructive respiratory diseases. *In Proceedings of the International Conference on Health, Telemedicine, and Social Medicine*, pp.117-122, 2009.

GOMES, Annatalia Meneses de Amorim. **Relação médico-paciente: entre o desejável e o possível na atenção primária à saúde.** Physis: Revista de Saúde Coletiva. vol.22 no.3 Rio de Janeiro, 2012.

GROOT, G. A.C.; WINTER, E. M.; BARTELINGS, M. M.; GOUMANS, M. J.; DERUITER, M. C.; POELMANN, R. E. The arterial and cardiac epicardium in development, disease and repair. *Differentiation*, v.84, ed.1, pp.41-53, 2012.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier,2006.

HARPER, R.; NICHOLF, P.; MCTEAR, M.; WALLACE, J.; BLACK, L. A.; KEARNEY, P. Automated phone capture of diabetes patients readings with consultant monitoring via the web. *In Proceedings of the 15th IEEE International Conference and Workshops on the Engineering of Computer-Basic Systems*, pp-219-226, 2008.

HOLZNER, S. C++ Black Book: Guia Completo para Resolução de Problemas. 1° ed. São Paulo- SP: Makron Books, 2001.

JEVON, Philip; EWENS, Beverly. Monitoramento do Paciente Crítico. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2009, p.121.

KASPER, Dennis L. et al. Harrison Medicina Interna. 16ed. Rio de Janeiro: Mc Graw-Hill, 2006.

KOCH, Hilton Augusto. Radiologia e Diagnóstico por Imagem na Formação do Médico Geral. 2 ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2012, p. 21.

KNOBEL, Elias; LASELVA, Claudia Regina; MOURA JÚNIOR, Denis Faria. Terapia Intensiva: Enfermagem. São Paulo: Atheneu, 2009, p.236.

KOSS, Merle; KETEYIAN, Steven J. Bases Fisiológicas do Exercício e do Esporte. 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.
Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Coordenação de População e Indicadores Sociais, 2009. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/indic_sociosaude/2009/indicsaude.pdf> Acesso em: 14 de fevereiro de 2014.

JIN, B. E.; WULFF, H.; WIDDICOMBE, J. H.; ZHENG, J.; BERS, D. M.; PUGLISI, J. L. A simple device to illustrate the Einthoven triangle. *Advances in Physiology Education*, v.36, ed.4, pp.319-324, 2012.

JONES, C. M.; BAKER-GROBERG, S. M.; CIANCHETTI, F. A.; GLYNN, J. J.; HEALY, L. D.; LAM, W. Y.; NELSON, J. W.; PARRISH, D. C.; PHILLIPS, K. G.;

JUNG, E.; KIM, J.; CHUNG, K.; PARK, D. K. Home Health Gateway Based Healthcare Services Through U-Health Platform. *Wireless Pers Commun*, ed.73, pp.207-218, 2013.

JÚNIOR, Manoel Gadêlha de Freitas; NICOLOSI, Denys Emilio Campion; FRANÇA, Francisco Faustino de Albuquerque Carneiro de. **Análise do desempenho de um eletrocardiógrafo interpretativo para utilização em um sistema computacional de auxílio diagnóstico em síndromes coronarianas agudas**. Rev. Bras. Engenharia Biomédica. vol.28 no.2 Rio de Janeiro Apr./June 2012.

KIMURA, K.; IEDA, M.; FUKUDA, K. Development, maturation, and transdifferentiation of cardiac sympathetic nerves. *Circulation Research*, ed.110, pp.325-336, 2012.

KNOBEL, Elias.Terapia Intensiva: Enfermagem. São Paulo: Atheneu, 2006.

KRANJEC, J.; BEGUS, S.; GERSAK, G.; DRNOVSEK, J. Non-contact heart rate and heart rate variability measurements: A Review. *Biomedical Signal Processing and Control*, ed.13, pp.102-112, 2014.

LAU, C.; CHURCHILL, R. S.; KIM, J.; MATSEN, F. A.; KIM, Y. Asynchronous web-based patient-centered home telemedicine system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.49, n.12, pp.1452-1462, 2002.

LENT, Roberto. Cem Bilhões de Neurônios?: Conceitos Fundamentais de Neurociência. 2 ed. São Paulo: Atheneu, 2010, p. 503-509.

LOPES, Antonio Carlos; Vendrame, Letícia Sandre; GUIMARÃES, Hélio Penna; LOPES, Renato Delasio. Manual de Medicina de Urgência. São Paulo: Atheneu, 2012, p.99.

LOPEZ, Mario; LAURENTYS-MEDEIROS, J. Semiologia Médica: Bases do diagnóstico Clínico. 5ed.Rio de Janeiro: Revinter, 2004.

MADIAS, J. E. On the use of the inverse electrocardiogram leads. *The American Journal of Cardiology*, v.103, ed.2, pp.221-226, 2009.

MALAJOVICH, Maria Antonia. Biotecnologia. Rio de Janeiro: Axcel Books, 2004, p.03.

MARTINS, Herlon Saraiva; BRANDÃO NETO, Rodrigo Antonio; SCALABRINI NETO, Augusto; VELASCO, Irineu Tadeu. Emergências Clínicas: Abordagem Prática. 5 ed. Barueri, SP: Manole, 2010, p. 535.

MATEOS, Juan Carlos Pachón et al. **Comparação de parâmetros eletrofisiológicos das estimulações cardíacas endocárdicas septal e apical.** Rev Bras Cir Cardiovasc vol.27 no.2 São José do Rio Preto Apr./June 2012.

MARCHESAN, M. Sistema de monitoramento residencial utilizando a plataforma Arduino. 2012. 62f. Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria 2002.

Mazzocante RP, Moraes JFVL, Campbell CSG. Gastos públicos diretos com a obesidade e doenças associadas no Brasil. Rev Ciênc Méd(Campinas). 2012;21(1-6):25-34.

MELO, Celso Salgado de. Temas de Marcapasso. 4 ed. São Paulo: Leitura Médica Ltda.,2011.

(Melo apud Bastos)**Alessandra Soler Bastos[I]; Lúcia Marinilza Beccaria[II]; Ligia Márcia Contrin[II]; Cláudia Bernardi Cesarino[III]** . **Tempo de chegada do paciente com infarto agudo do miocárdio em unidade de emergência** . Rev Bras Cir Cardiovasc vol.27 no.3 São José do Rio Preto July/Sept. 2012

Melo ECP, Travassos CMR, Carvalho MS. Infarto agudo do miocárdio no Município do Rio de Janeiro: qualidade dos dados, sobrevida e distribuição espacial. Cad Saúde Pública. 2007;16(2):121-3.

MOFFA, Paulo J.; SANCHES, Paulo César R. (ESCREVERAM O CAPITULO 3) Tratado de Cardiologia. São Paulo: Manole, 2009.

MOFFA, Paulo Jorge; SANCHES, Paulo César R. **Eletrocardiograma Normal e Patológico**. 7 ed. São Paulo: Roca, 2001.

MOORE, K. Anatomia Orientada para a Clínica. 5° ed. Rio de Janeiro - RJ. Editora Guanabara Koogan, 2007.

MOTWANI, M.; JOGIYA, R.; KOZERKE, S.; GREENWOOD, J. P.; PLEIN, S. Advanced cardiovascular magnetic resonance myocardial perfusion imaging: high-spatial resolution versus 3-dimensional whole-heart coverage. *Circulation: Cardiovascular Imaging*, ed.6, pp.339-348, 2013.

MULVAG, S. L.; RAKOLSKI, H.; VANNAN, M. A. American society of echocardiography consensus statement on the clinical applications of ultrasonic contrast agents in echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, v.21, ed.11, pp.1179-1201, 2008.

MULVANEY, D.; WOODWARD, B.; DATTA, S.; HARVEY, P.; VYAS, A.; THAKKER, B.; FAROOK, O.; ISTEPHANIAN, R. Monitoring heart disease and diabetes with mobile internet communications. *International Journal of Telemedicine and Applications*, 2012.

MUSSI, Fernanda Carneiro et al. **Fatores ambientais associados ao tempo de decisão para procura de atendimento no infarto do miocárdio.** Rev. bras. enferm. vol.67 no.5 Brasília Sept./Oct. 2014.

NETTINA, Sandra M. Prática de Enfermagem. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011, p. 415.

NETTER, Frank. Atlas de anatomia humana. 5ª edição. São Paulo. Elsevier, 2011.

NETTER, Frank H. Atlas de Anatomia Humana. 5ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

PAUL, M.; SMITH, L.; MONAGHAN, M. Echocardiography. *Medicine*, v.42, ed.8, 2014.

PEREIRA, Bruno Monteiro Tavares et al. **Experiência inicial de um hospital universitário utilizando a telemedicina na promoção de educação através de vídeo-conferências.** Sao Paulo Medical Journal. vol.130 no.1 São Paulo 2012

PEREIRA, F. PIC: Programação em C. 7° ed. São Paulo-SP: Érica Ltda, 2008.

PETRIZ, João Luiz Fernandes et al. **Avaliação do Infarto do Miocárdio pela Ressonância Magnética Cardíaca e Mortalidade em Longo Prazo.** Arq. Bras. Cardiol. vol.104 no.2 São Paulo Feb. 2015 Epub Nov 21, 2014.

PIRES, Marco Tulio Baccarini; STARLING, Sizenando Vieira. ERAZO: Manual de Urgências em Pronto-Socorro. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010, p.608-612.

PIVATTO Jr, Fernando et al. **Infarto com Supradesnivelamento do Segmento ST e Trombo Coronariano Extenso em Paciente com Anemia Falciforme**. Rev. Bras. Cardiol. Invasiva vol.22 no.4 São Paulo Oct./Dec. 2014. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2179-83972014000400390&lang=pt Acesso em 12 de Agosto de 2015.

PORTO, Celmo Celeno. Doenças do Coração: Prevenção e Tratamento. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

QU, Z.; HU, G.; GARFINKEL, A.; WEISS, J. N. Nonlinear and stochastic dynamics in the heart. *Physics Reports*, ed.543, pp.61-162, 2014.

RAMOS, Luis Roberto; CENDOROGLO, Maysa Seabra. Guias de Medicina Ambulatorial e Hospitalar da UNIFESP-EPM: Geriatria e Gerontologia. 2 ed. Barueri, SP: Manole, 2011, p. 64.

RASID, M. F. A.; WOODWARD, B. Bluetooth telemedicine processor for multichannel biomedical signal transmission via mobile cellular networks. *IEEE Transactions on Information Technology Applications in Health, Healthcare and Biomedicine*, v.99, ed.1, pp.35-43, 2005.

RIBEIRO, Daniel Rios Pinto. Proteína C-Reativa Prediz Eventos Cardiovasculares Após Infarto do Miocárdio com Elevação do ST? Arq. Bras. Cardiol. vol.103 no.1 São Paulo July 2014 Epub June 27, 2014. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X2014001900010&lng=en&nrm=iso&tlng=pt Acesso em: 15 de Julho de 2015.

ROACH, Sally. Introdução AA Enfermagem Gerontológica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan,2009, p. 193.

RODRIGUES, Marco Antônio Gonçalves; CORREIA, Maria Isabel Davisson Toulson; ROCHA, Paulo Roberto Savassi. Fundamentos em Clínica Cirúrgica. Belo Horizonte: Coopmed, 2005, p.662.

ROSADO, Luiz Alexandre da Silva; TOMÉ, Vitor Manuel Nabais. **As redes sociais na internet e suas apropriações por jovens brasileiros e portugueses em idade escolar. Rev. Bras. Estud.** Pedagog. vol.96 no.242 Brasília Jan./Apr. 2015.

SÁ, Luiz Antonio Batista de; RASSI, Salvador; BATISTA, Márcia Andery Ludovico. **A estimulação cardíaca convencional é prejudicial em pacientes com função ventricular normal?** Arq. Bras. Cardiol. vol.101 no.6 São Paulo Dec. 2013 Epub Oct 22, 2013.

SALMAN, O. H.; RASID, M. F.; SARIPAN, M. I.; SUBRAMANIAM, S. K. Multi-sources data fusion framework for remote triage prioritization in telehealth. *Journal of Medical Systems*, v.38, ed.9, 2014.

SANCHES, Paulo César R.; MOFFA, Paulo Jorge. **Eletrocardiograma: Uma Abordagem Didática**. 1 ed. São Paulo:Roca, 2013.

SANTOS, Alexandre Nogueira dos; MERCADO, Luís Paulo Leopoldo. **Arquivamento e comunicação de imagens radiológicas na formação médica**. online. Rev. bras. educ. med. vol.34 no.4 Rio de Janeiro Oct./Dec. 2010

SCOTT-DRECHSEL, D. E.; TAGGE, I. J.; ZELAYA, J. E.; HINDS, M. T.; MCCARTY, O. J. T. Measurement Science in the Circulatory System. *Cellular and Molecular Bioengineering*, v.7, n.1, 2014.

SCHULERY, K. H.; GEORGE, R. T.; LARDO, A. C. Applications of cardiac multidetector CT beyond coronary angiography. Nature Reviews Cardiology, v.6, ed.11, pp.699-710, 2009.

SWERINGEN, Pamela L.; KEEN, Janet Hicks. Manual de Enfermagem no Cuidado Crítico: Intervenções em Enfermagem e Problemas Colaborativos. 4 ed. Porto Alegre: Artmed, 2007, p.371.

SERRANO, J. C.; STEFANINI, E.; TIMERMAN, A. Tratado de Cardiologia. 2ª ed. Barueri - SP: Manole, 2009.

SILVA, Angélica Baptista; MORAES, Ilara Hammerli Sozzi de. **O caso da Rede Universitária de Telemedicina: análise da entrada da telessaúde na agenda política brasileira.** Physis: Revista de Saúde Pública. vol.22 no.3 Rio de Janeiro 2012

**The Cyclosp Project: O que é o CMS?** Disponível em: **HTTP://www.telemedicina.ufsc.br/cms/index.php?lang=pt** Acesso em 20 de Julho de 2015.

SILLENCE, E.; BRIGGS, P. Health and ubiquitous. Ubiquitous Computing: Trust issues for a “healthy” society. *Social Science Computer Review*, v.26, n.1, pp.6-12, 2008.

SIMON, M. A. Assessment and treatment of right ventricular failure. *Nature Reviews: Cardiology*, ed.10, v.4, pp.204-218, 2013.

SOARES, G. P. Evolução da mortalidade por doenças do aparelho circulatório nos municípios do Estado do Rio de Janeiro, de 1970 a 2010. Sociedade Brasileira de cardiologia, v.104, n.5, São Paulo, 2015. http://www.scielo.br/pdf/abc/v104n5/pt_0066-782X-abc-20150019.pdf Acesso em: 22 de Maio de 2014.

SOARES, G. P.; KLEIN, C. H.; SOUZA E SILVA, N. A.; OLIVEIRA, G. M. M. Evolução da Mortalidade por Doenças do Aparelho Circulatório nos Municípios do Estado do Rio de Janeiro, de 1979 a 2010. *Sociedade Brasileira de Cardiologia*, São Paulo, v. 104, n. 5, 2015.

SOUZA, Fabiana de Oliveira Silva et al. **Do normativo à realidade do Sistema Único de Saúde: revelando barreiras de acesso na rede de cuidados assistenciais.** Ciência e saúde coletiva vol.19 n.4 Rio de Janeiro Apr. 2014.

TAKKER, B.; VYAS, A. L. Outlier pulse detection and feature extraction for wrist pulse analysis. *World Academy of Science, Engineering and Technology*, v.55, pp.173-176, 2009.

TORRES-FREIRE, Carlos; GOLGHER, Denise; CALLIL, Victor. **Biotecnologia em saúde humana no Brasil: produção científica e pesquisa e desenvolvimento.** Novos estud. - CEBRAP no.98. São Paulo, Mar. 2014.

TORTORA, G. J. DERRICKSON, B. Princípios de Anatomia e Fisiologia Humana. 12ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010, p. 219.
TORTORA,Gerard J., GRABOWSKI, Sandra Reynolds. Fundamentos de Anatomia e Fisiologia. 6 ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

TRAYANOVA, N. A. Whole-heart modeling: applications to cardiac electrophysiology and electromechanics. *Circulatory Research*, ed.108, pp.113-128, 2011.

ULLAH, S.; HIGGINS, H.; BRAEM, B.; LATRE, B.; BLONDIA, C.; MOEMAM, I,. KWAK, K. S. A comprehensive survey of wireless body area networks: On PHY, MAC, and network layers solutions. *Journal of Medical Systems*, v.36, ed.3, pp.1065-1094, 2012.

WAY, Lawrence W.; DOHERTY,Gerard M. Cirurgia: Diagnóstico & TraGuanabara Koogan,2010.

WINDECKER, S.; BAX, J. J.; MYAT, A.; STONE, G. W.; MARBER, M.S. Future treatment strategies in ST-segment elevation myocardial infarction. *Lancet*, ed.382, v.9892, pp.644-657, 2013.