



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação em Engenharia Biomédica

ALEXANDRE VIEIRA GUERREIRO

**PROTÓTIPO DE UM MONITOR MULTIPARÂMETRO PARA
ELETROCARDIOGRAMA E TEMPERATURA CORPORAL**

Uberlândia

2017

ALEXANDRE VIEIRA GUERREIRO

**PROTÓTIPO DE UM MONITOR MULTIPARÂMETRO PARA
ELETROCARDIOGRAMA E TEMPERATURA CORPORAL**

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso, do Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Eduardo Lázaro Martins Naves

Assinatura do Orientador

Uberlândia

2017

Dedico este trabalho primeiramente à Deus,
à minha família e amigos.

AGRADECIMENTOS

À Deus essencial em todos os momentos e base para tudo pudesse se concretizar na minha vida.

Ao Prof. Eduardo Lázaro Martins Naves pelo incentivo, motivação e orientação deste trabalho.

Aos meus pais e a minha irmã pelo amor e compreensão e a toda minha família pelo apoio em minha formação.

Aos amigos pelo companheirismo nesses anos de faculdade e todos aqueles que me ajudaram nesta conquista

RESUMO

Graças ao avanço tecnológico na área da saúde ocorrido nas últimas décadas, o monitoramento em tempo real de parâmetros dos pacientes é uma realidade atualmente. Neste sentido, o eletrocardiograma (ECG) foi incluído entre os padrões de monitoramento mais recomendados no mundo, sendo útil em diversos procedimentos tanto a nível geral como local, técnicas de anestesia, incluindo os procedimentos sedação dentre outros. A popularidade que ganhou entre os clínicos se deve a algumas características: não invasivo, custo moderado, simplicidade de operação, natureza contínua e mínimo risco para o paciente. A temperatura do corpo humano é resultante do equilíbrio entre a produção e o dispêndio de calor, que é controlada com precisão por uma pequena área na base do cérebro (hipotálamo). A produção de calor deriva de atividades vitais (ex.: respiração, contrações cardíacas, circulação, secreções) e do esforço ou exercício muscular e calafrios. A temperatura corporal mantém-se em condições normais por volta de 37°C e varia durante o dia entre 36,8°C de manhã e 37,3°C ao fim do dia, diminuindo durante o sono. A hipotermia é uma diminuição da temperatura corporal abaixo de 35° C. A manutenção da temperatura corporal central garante o funcionamento fisiológico e metabólico normal. A elevação da temperatura corporal (hipertermia) é um instrumento de defesa usada pelo organismo com o objetivo de indicar que algo está errado no organismo do paciente. Assim, este trabalho trata do desenvolvimento de um protótipo de um monitor de eletrocardiograma e temperatura corporal. O dispositivo criado é composto de duas partes principais: (1) Software elaborado na linguagem C# utilizando programação concorrente para exibir em tempo real na tela as variáveis monitoradas, permitindo também a inserção de mais parâmetros em uma possível continuidade deste trabalho. (2) Hardware utilizado para captação e filtragem dos sinais: plataforma e-Health Sensor Shield V2.0 da Cooking Hacks para Arduino. Os parâmetros fornecidos pelo protótipo foram comparados com seus valores medidos em um monitor multiparâmetro comercial marca Omnimed modelo Omni 610. Os resultados obtidos com o protótipo desenvolvido foram bastante similares aos do equipamento comercial descrito.

ABSTRACT

Thanks to the technological advance in the health area that has occurred in the last decades, the real-time monitoring of patient's parameters is a reality today. In this sense, the electrocardiogram (ECG) was included among the most recommended monitoring standards in the world, being useful in several procedures both general and local, anesthesia techniques, including sedation procedures among others. The popularity gained among clinicians is due to some characteristics: non-invasive, moderate cost, simplicity of operation, continuous nature and minimum risk for the patient. The temperature of the human body is the result of the balance between production and the expenditure of heat, which is precisely controlled by a small area at the base of the brain (hypothalamus). Heat production derives from vital activities (eg, breathing, cardiac contractions, circulation, secretions) and from exertion or muscle exercise and chills. The body temperature is maintained at normal conditions around 37 ° C and varies during the day between 36.8 ° C in the morning and 37.3 ° C at the end of the day, decreasing during sleep. Hypothermia is a decrease in body temperature below 35 ° C. Maintaining core body temperature ensures normal physiological and metabolic functioning. The elevation of body temperature (hyperthermia) is a defense tool used by the body to indicate that something is wrong in the patient's body. Thus, this work deals with the development of a prototype of an electrocardiogram monitor and body temperature. The device created consists of two main parts: (1) Software developed in the C # language using concurrent programming to display in real time the monitored variables, also allowing the insertion of more parameters in a possible continuity of this work. (2) Hardware used for signal capture and filtering: Cooking Hacks e-Health Sensor Shield V2.0 platform for Arduino. The parameters provided by the prototype were compared to their values measured on a commercial multi-parameter monitor, brand Omnimed model Omni 610. The results obtained with the prototype developed were quite similar to the commercial equipment described.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Estrutura do coração e o fluxo sanguíneo.....	15
Figura 2 - Ciclo cardíaco	16
Figura 3 - Ondas e intervalos de um sinal ECG.	17
Figura 4 - Sistema de três eletrodos.	18
Figura 5 - a), (b), (c) Conexões dos eletrodos para as três derivações aumentadas. (d) Diagrama de vetores das derivações padrões e aumentadas mostrando as direções no plano frontal	19
Figura 6 - a) Posição dos eletrodos das derivações precordiais. (b) Diagrama de vetores das derivações precordiais no plano transversal	20
Figura 7- Faixa de temperatura corporal em diferentes condições.....	21
Figura 8 - Circuito ECG shield e-heath.....	24
Figura 9 - Circuito temperatura shield e-heath.	24
Figura 10 - Diagrama de funcionamento.	25
Figura 11 - Arduino e e-Health Sensor Shield V2.0.....	26
Figura 12 - Arduino e e-Health Sensor Shield V2.0 conectados.	27
Figura 13 - Arduino e e-Health Sensor Shield V2.0 ligados ao sensor de ECG e temperatura.	27
Figura 14 - Tela do monitor.	29
Figura 15 - Tela do monitor em funcionamento.....	30
Figura 16 - Teste no monitor Omni.....	31
Figura 17 - Teste no protótipo.....	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros Fisiológicos de ECG e temperatura.	22
Tabela 2 – Tabela comparativa dos resultados de BPM.....	32

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ECG – Eletrocardiograma

EAS - Estabelecimento Assistencial de saúde

INA – Amplificador de Instrumentação

SPO2 - oxigênio no sangue

GSR - resposta cutânea galvânica

MSB – BIT mais significativa

LSB – BIT menos significativa

COM – quantidade por minuto

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 JUSTIFICATIVA.....	13
1.2 OBJETIVO.....	14
2 DESENVOLVIMENTO	14
2.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	14
2.1.1 MONITORIZAÇÃO DE SINAIS VITAIS	14
2.1.2 ELETROCARDIOGRAMA	16
2.1.3 Temperatura corporal	20
2.2 MATERIAIS E MÉTODOS	22
2.2.1 Arduino.....	22
2.2.2 E-Health Sensor Shield V2.0	23
2.2.3 C#	24
2.2.4 VISUAL C#	25
2.2.5 FUNCIONAMENTO.....	25
3 RESULTADOS	29
4 CONCLUSÕES	33
5 REFERÊNCIAS	34

1 INTRODUÇÃO

A monitorização multiparametro possibilita analisar o estado clínico de pacientes adultos, pediátricos e neonatos; monitorando diversos parâmetros fisiológicos. Presente em diversas utilizações como: transporte, atendimentos básicos de triagem, bloco cirúrgico, centro de terapia intensiva, salas de recuperação e outros; o monitor multiparamétrico é um equipamento fundamental para clínica e hospitais.

Uma forma de monitorar um sinal vital é a partir da medição não invasiva de alguma variável ligada ao processo cardíaco. Essa medição é chamada eletrocardiograma (ECG), uma ferramenta de diagnóstico primário para as doenças cardiovasculares, onde são gravados os impulsos elétricos relacionados ao funcionamento cardíaco sob a forma de ondas que representam a corrente elétrica em diferentes áreas do coração. O ECG fornece informações valiosas sobre os aspectos funcionais do coração e sistema cardiovascular [1].

O eletrocardiograma é considerado padrão ouro para o diagnóstico não invasivo das arritmias e distúrbios de condução, além de ser muito importante nos quadros isquêmicos coronarianos, constituindo-se em um marcador de doença do coração. Sua sensibilidade e sua especificidade são maiores para o diagnóstico das arritmias e distúrbios de condução, do que para as alterações estruturais ou metabólicas [2].

O corpo humano possui características de um condutor elétrico, as superposições de diferentes variações de potenciais podem ser captadas na superfície do corpo na forma de sinais de ECG – Eletrocardiografia. Os sinais resultantes são chamados de derivações, e de acordo com a patologia presente pode ocorrer alterações em certas derivações. O módulo ECG usa os complexos QRS afim de identificar os batimentos do coração. Quando um complexo é detectado, um indicador surge na tela e é produzido um aviso sonoro [3].

A avaliação do equilíbrio térmico de forma vigilante e precisa é imperativa com os doentes críticos. Doença, lesão ou atividade farmacológica podem prejudicar a termorregulação, deixando os pacientes vulneráveis a ganho descontrolado ou perda

de calor. A temperatura corporal fornece indícios de início da infecção, inflamação e respostas antigênicas, bem como indica a eficácia do tratamento [4].

Quando o organismo é agredido por um agente externo ou por uma doença dos órgãos internos, o termostato pode elevar a temperatura dois ou três graus acima dos valores habituais, o que caracteriza a febre.

Quando se utiliza o sensor de temperatura, estamos, na verdade, medindo uma tensão relativa em que a temperatura de funcionamento do sensor fornece. O sensor de temperatura semicondutor na forma de circuito integrado fornece normalmente uma saída de tensão proporcional à temperatura absoluta que age sobre ele, onde está temperatura pode variar entre -55 a 150 °C.

O desenvolvimento de um sistema de monitoramento de sinais de ECG e temperatura é essencial para a pessoas que necessitam de monitoramento contínuo de alguns sinais fisiológicos, o sistema foi desenvolvido utilizando uma shield conectada ao arduino que são de relativo baixo custo e consumo para aquisição dos sinais fisiológicos. Foi utilizada programação em `c#` através do software visual studio criando uma interface clara e fácil de ser utilizada.

A avaliação dos sinais vitais instrumentaliza a equipe de saúde na tomada de decisão sobre as intervenções. Essas medidas fornecem informações muito importantes sobre as condições de saúde dos pacientes, pois é um método eficiente de monitoramento.

1.1 Justificativa

O presente projeto pretende desenvolver de um dispositivo para monitoração de sinais vitais de seres humanos em tempo real, utilizando os princípios da eletrônica, programação de baixo e alto nível e interfaces gráficas. Desta forma sua aplicação na área médica e para os profissionais da área da saúde de forma geral tem grande valor, pois tais profissionais ora atuarão como operadores do dispositivo, ora como receptores dos parâmetros referentes aos sinais vitais, conforme a linhagem do dispositivo e a sua respectiva aplicação. A tecnologia implementada no projeto permite

o monitoramento do estado atual de saúde de seres humanos sadios ou acometidos por algumas disfunções ou patologias que merecem uma máxima atenção.

1.2 Objetivo

O objetivo do estudo foi desenvolver um sistema de monitorização multiparametro que em um primeiro momento conterà os monitores de eletrocardiograma e temperatura que possam ser mostrados em tempo real, sendo um dos fatores essenciais entre os sinais vitais que são importantes no cuidado dos pacientes em um Estabelecimento Assistencial de saúde (EAS).

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 Revisão Bibliográfica

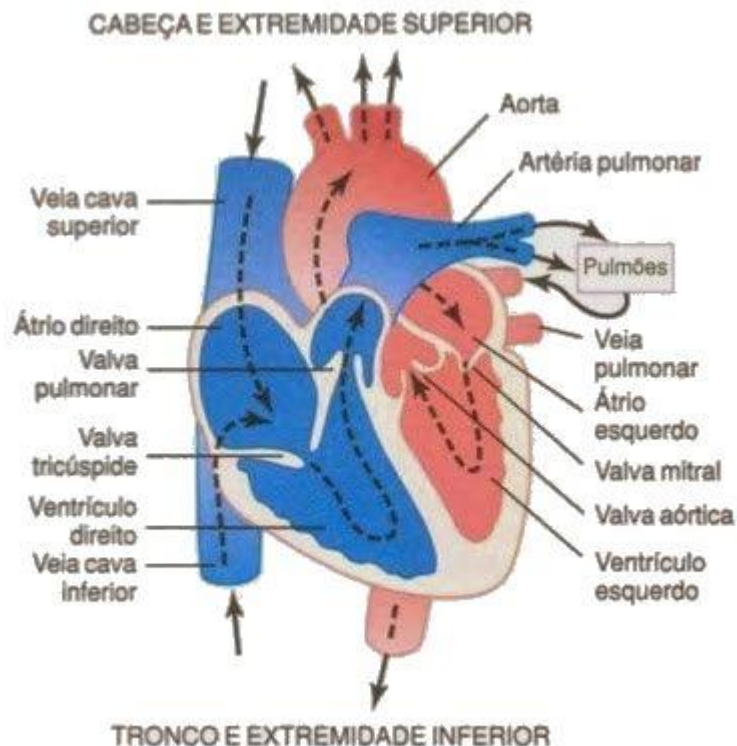
Neste tópico serão abordados conceitos da monitorização de sinais vitais e especificamente do eletrocardiograma e da temperatura corporal.

2.1.1 Monitorização de sinais vitais

Como o monitoramento de sinais vitais envolve sistemas e órgãos, será feita uma breve descrição sobre estes:

O coração é constituído na verdade por duas bombas distintas. O coração direito (bombeia o sangue para os pulmões) e o coração esquerdo (bombeia o sangue para os órgãos periféricos). Cada uma destas bombas é composta por duas câmaras distintas chamadas átrio e ventrículo. Os átrios são bombas fracas que ajudam a movimentar o sangue para os ventrículos e os ventrículos são bombas fortes que propõem o sangue para o pulmão, no caso do ventrículo direito ou para os órgãos periféricos, no caso do ventrículo esquerdo. A ritmicidade cardíaca é devido a mecanismos especiais que transmitem potenciais de ação por todo o músculo cardíaco, gerando o batimento rítmico do coração[3]

Figura 1 – Estrutura do coração e o fluxo sanguíneo

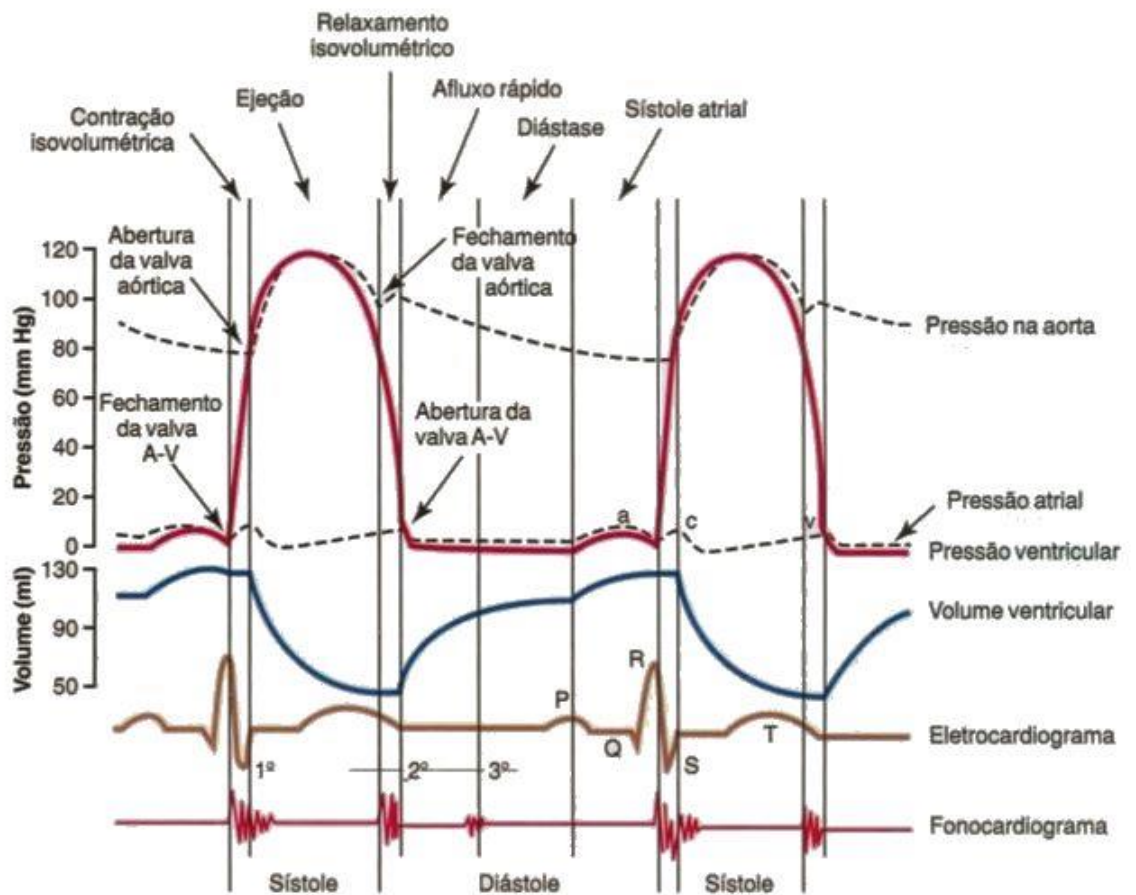


FONTE: Guyton e Hall (2002)

Os ciclos cardíacos são os eventos do coração que ocorrem no início de cada batimento cardíaco até o início do próximo. O nodo sinusal localizado na parede lateral superior do átrio direito, próximo à abertura da veia cava superior, é responsável pela geração espontânea de um potencial de ação que inicia o ciclo cardíaco. Este potencial de ação se propaga rapidamente pelos átrios e através do feixe A-V para os ventrículos. Durante a passagem do impulso cardíaco dos átrios para os ventrículos, existe um atraso de mais de 0,1s. Isso faz com que os átrios se contraiam antes dos ventrículos, bombeando o sangue para os ventrículos antes do início da forte contração ventricular. Desse modo, os átrios funcionam como bombas de escorva para os ventrículos, e esses ventrículos, por sua vez, fornecem a maior parte da força que vai propelir o sangue pelo sistema vascular.

O ciclo cardíaco, mostrado na figura 2, consiste em um período de relaxamento, durante o qual o coração se enche com sangue, chamado de diástole, seguido de um período de contração, chamado de sístole, durante o qual o sangue sai do coração para o sistema vascular.

Figura 2 – Ciclo cardíaco



FONTE: Guyton e Hall (2002)

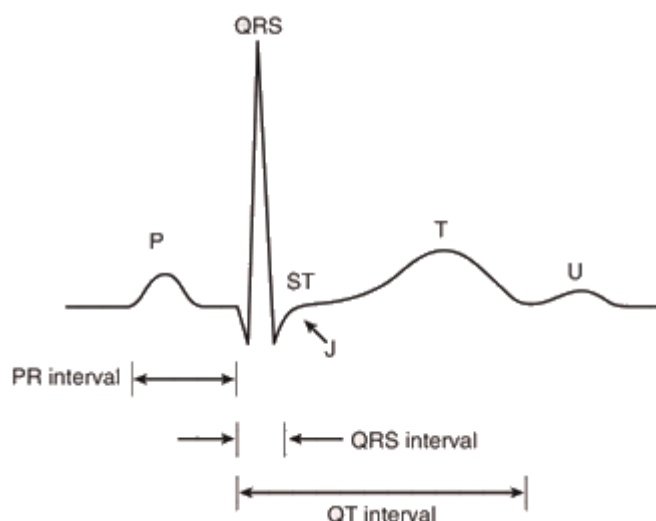
2.1.2 ELETROCARDIOGRAMA

O ECG resulta de um conjunto de processos complexos – fisiológicos e tecnológicos. Os biopotenciais gerados nos músculos do coração resultam no eletrocardiograma, ECG [4]

Quando ocorrem os impulsos cardíacos no coração, a corrente elétrica também se propaga para os tecidos próximos do coração até a superfície da pele. Se forem colocados eletrodos sobre a pele em pontos opostos do coração, estes potenciais elétricos gerados durante os ciclos cardíacos podem ser registrados, formando o sinal ECG[3]

Correntes iônicas transmembranares são geradas por fluxos iônicos pelas membranas celulares e entre células adjacentes. Estas correntes são sincronizadas pela ativação cardíaca e sequências de recuperação para gerar um campo elétrico cardíaco, dentro e fora do coração que varia no tempo – durante um ciclo cardíaco. Este campo varia ao passar por outras estruturas, tais como: pulmões, sangue e músculo-esquelético. Os elétrodos especificamente localizados, tronco e extremidades, detectam as correntes que chegam à pele. Estas capturas são amplificadas e filtradas, criando assim um registo eletrocardiográfico.

Figura 3 – Ondas e intervalos de um sinal ECG



FONTE: BRAUNWALD, E.e.a., Braunwald's Heart Disease, ed. E. edition2008: Elsevier Inc.

O formato mais genérico possui um conjunto de cinco ondas Q, P, R, S, T e eventualmente uma onda U. Outras características importantes no sinal são os intervalos e segmentos entre ondas como o intervalo RR que define o ciclo de um batimento cardíaco, e os seguimentos PQ, ST e TP. A onda P representa o impulso elétrico da contração das aurículas. O complexo QRS representa o impulso da contração dos ventrículos e a onda T corresponde à recuperação elétrica dos ventrículos quando estes voltam para repouso. A análise do movimento e formato das ondas fornecem informação essencial do estado e da saúde do coração. A análise do

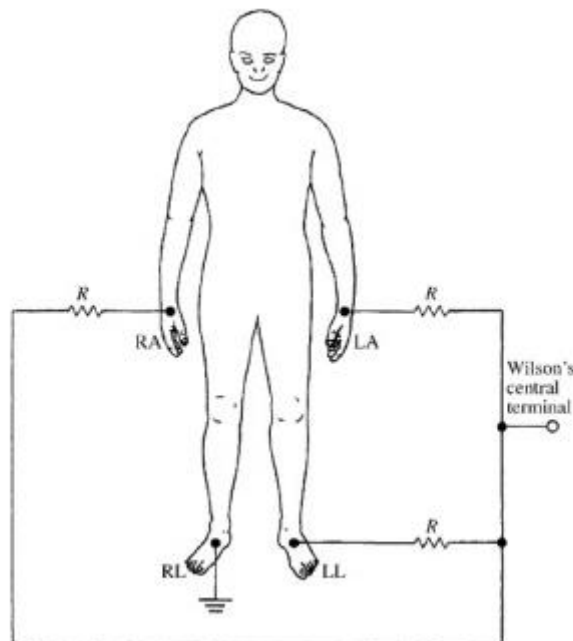
sinal compreende a monitorização do ritmo cardíaco e a medição do intervalo entre batidas - o intervalo R-R.

Existem 12 derivações convencionais, 6 no plano frontal (I, II, III, avR, avL e avF) e 6 no plano horizontal (V1 a V6). Para fins de monitoramento, eles podem ser convenientemente agrupados em quatro sistemas.

A) Sistema de três eletrodos:

Três eletrodos são colocados um no braço direito (RA), Braço esquerdo (LA) e perna esquerda (LL). Para ligações bipolares (I, II e III), um par é selecionado para monitoramento e o outro um é usado como um terra.

Figura 4 – Sistema de três eletrodos

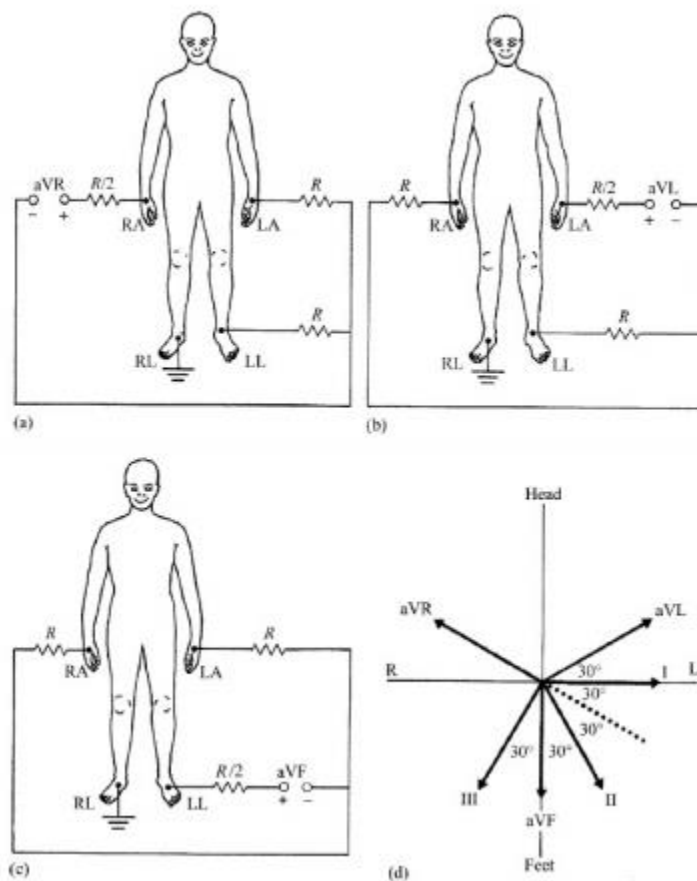


FONTE: Webster et al. (2010)

B) Sistema aumentado de três eletrodos:

Os mesmos três eletrodos são usados, mas com mudança em posição no corpo. Eles oferecem a vantagem de maximizar as ondas "P" para a arritmia, monitorando e aumentando a sensibilidade de três eletrodos.

Figura 5 – (a), (b), (c) Conexões dos eletrodos para as três derivações aumentadas. (d) Diagrama de vetores das derivações padrões e aumentadas mostrando as direções no plano frontal.

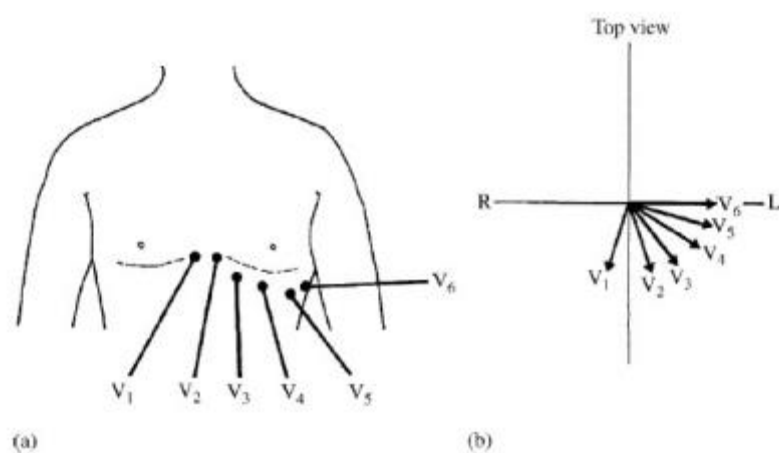


FONTE: Webster et al. (2010)

C) Derivações Torácicas:

As seis derivações precordiais (V1 a V6) foram propostas buscando-se uma projeção do vetor cardíaco sobre o plano transversal (horizontal) do corpo humano [7]

Figura 6 – a) Posição dos eletrodos das derivações precordiais. (b) Diagrama de vetores das derivações precordiais no plano transversal.



FONTE: Webster et al. (2010)

2.1.3 Temperatura corporal

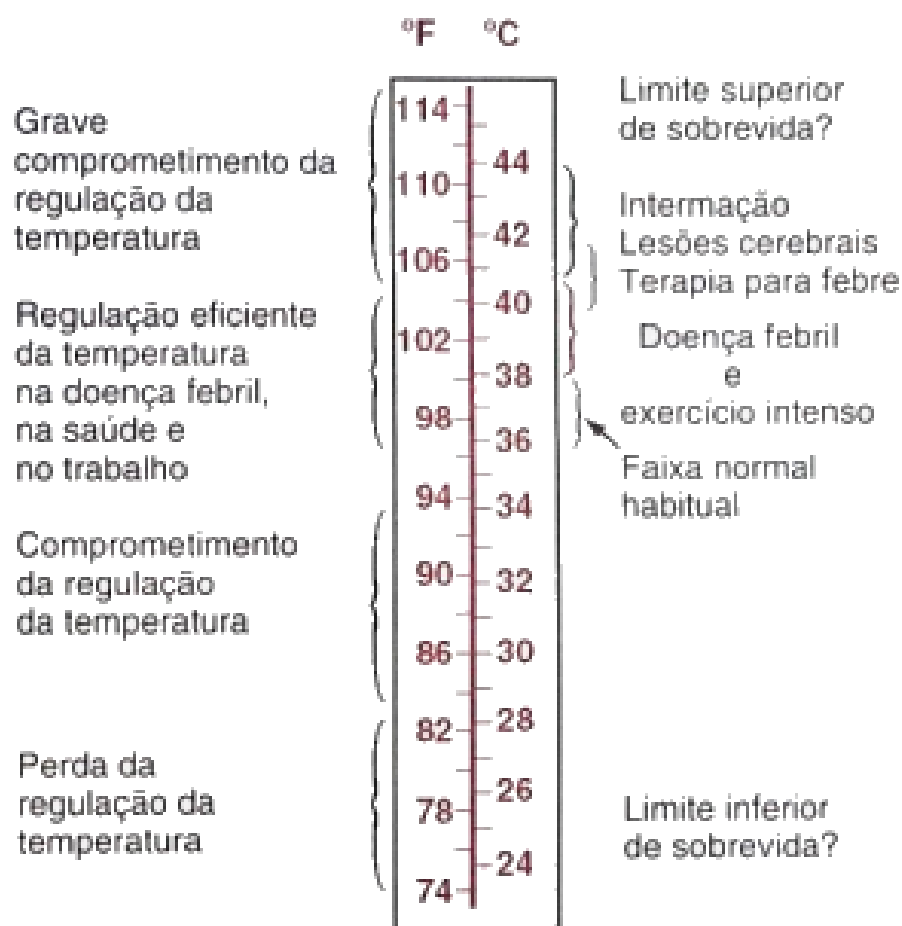
A temperatura corporal do paciente fornece importantes informações médicas sobre o estado fisiológico do indivíduo. A queda da pressão sanguínea é refletida pela baixa da temperatura corporal devido à queda do fluxo de sangue na periferia do corpo, assim como, por outro lado, infecções geralmente refletem o aumento da temperatura corporal [8].

A temperatura central normal varia em uma faixa de temperaturas normais dependendo da temperatura ambiente e exercícios físicos sendo realizados. Em geral, a temperatura normal média situa-se entre 36,7 e 37 °C quando medido na boca e é

0,6 °C maior quando medida no reto. Durante exercício físico intenso, a temperatura pode aumentar, temporariamente, para 38,3 a 40 °C. Entretanto, se o corpo é exposto ao frio intenso, a temperatura pode cair para valores inferiores a 35,5 °C [3].

A elevação da temperatura corpórea, acima da faixa normal, pode ocorrer em pacientes com infecções, anormalidades no encéfalo, por substâncias tóxicas que afetam os termorreguladores, por doenças bacterianas, tumores cerebrais e condições ambientais, podendo causar grande prejuízo ao cérebro e a outros órgãos do corpo humano[3].

Figura 7 - Faixa de temperatura corporal em diferentes condições



FONTE: Guyton e Hall (2002)

Tabela 1: Parâmetros Fisiológicos de ECG e temperatura

Parâmetro	Faixa de Medida	Faixa de Frequência (Hz)	Sensor
Sinais de ECG	0,5-4 mV	0,01-250	Eletrodos na pele
Temperatura do corpo	32-40°C	DC-0,1	Termistor, termopar

FONTE: Webster et al. (2010)

2.2 Materiais e Métodos

2.2.1 Arduino

O Arduino é uma plataforma eletrônica open source de prototipagem baseada em hardware e software flexíveis e fáceis de usar (ARDUINO, 2017). São chamados de projetos open source aqueles em que qualquer pessoa pode modificar e distribuir, tornando-o desta forma, totalmente acessível ao público (OPENSOURCE, 2017).

Para este trabalho será utilizado o Arduino UNO. Dentre os motivos estão: baixo custo, capacidade para alimentação externa, adaptação a placa shield.

O Uno tem entradas analógicas com tem 10 bits de resolução (i.e. 1024 valores diferentes), que por padrão elas medem de 0 a 5V. O Arduino Uno possui uma série de facilidades para se comunicar com um computador, outro Arduino, ou outros microcontroladores. Um ATmega8U2 na placa canaliza esta comunicação para a USB e aparece como uma porta virtual para o software no computador. O Arduino Uno pode ser programado com o software Arduino. O ATmega328 no Arduino Uno vem pré-gravado com um bootloader que permite a você enviar código novo para ele sem a utilização de um programador de hardware externo. Ele se comunica utilizando o protocolo original STK500 (referência, arquivos C header). (ARDUINO UNO, 2017).

2.2.2 E-Health Sensor Shield V2.0

As shields são placas que são conectadas ao Arduino e que estendem sua capacidade (ARDUINO, 2016).

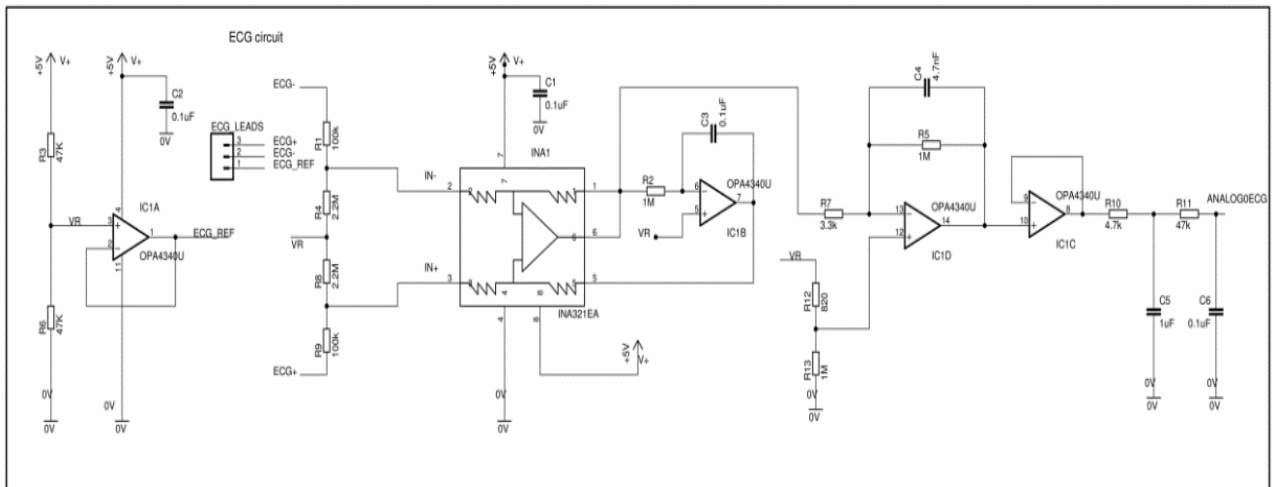
O e-Health Sensor Shield V2.0 permite que os usuários de Arduino e Raspberry Pi realizem aplicações biométricas e médicas onde o monitoramento do corpo é necessário usando 10 sensores diferentes: pulso, oxigênio no sangue (SPO2), fluxo de ar (respiração), temperatura corporal, eletrocardiograma (ECG), glucômetro, resposta galvânica da pele (GSR - sudorese), pressão arterial (esfigmomanômetro), posição do paciente (acelerômetro) e sensor de músculo / eletromiografia (EMG). Esta informação pode ser usada para monitorar em tempo real o estado de um paciente ou obter dados confidenciais para subsequentemente analisados para diagnóstico médico.

Observando o diagrama esquemático do e-Health Sensor Shield V2.0 (apêndice I) podemos observar que este utiliza o amplificador de instrumentação INA 321EA .

O sinal elétrico derivado do eletrodo é tipicamente 1mv pico de pico. É necessária uma amplificação para tornar isso sinal utilizável para a detecção da frequência cardíaca. Realização de filtragem e a amplificação do sinal de ECG não é tarefa fácil porque o ruído é também amplificado com o sinal de ECG. Em certa situação, o o ruído pode anular completamente o ECG e renderizar o sinal amplificado inútil.

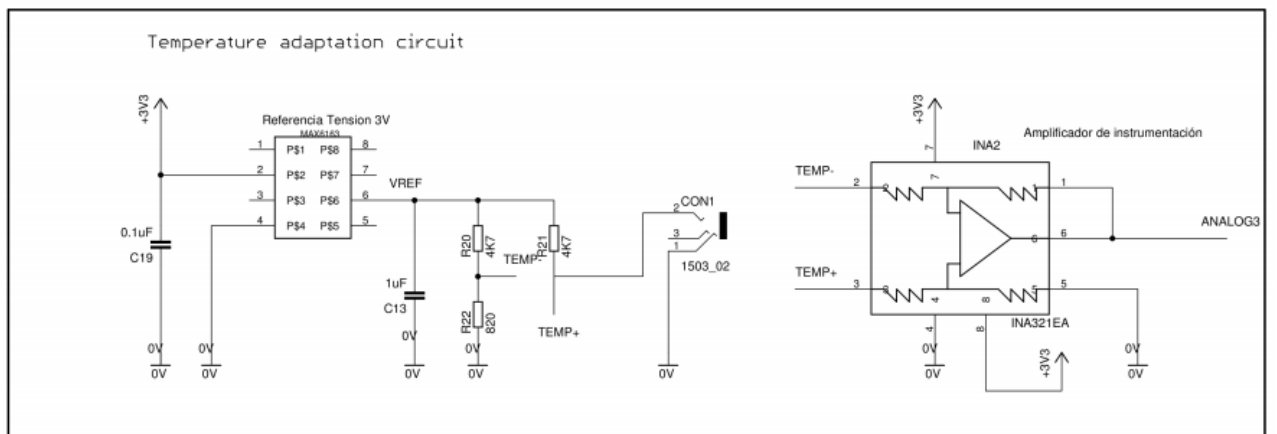
O INA 321 combina perfeitamente e equilibrado o ganho de resistência. O dispositivo é operado com um mínimo de 2.7V fonte de energia. O INA fornece uma amplificação fixa de 5x para o sinal de ECG. Com a especificação CMRR de 94db, maior essa razão de rejeição em modo comum melhor pois permite negligenciar as frequência provindas da indução eletromagnética (50Hz-60Hz). Estendido até 3 kHz, o INA rejeita o modo comum. O INA321 também utilizado no esquema para a captação da temperatura. Pode ser ver utilização do INA321 no esquema de ECG e temperatura nas Figuras 8 e 9.

Figura 8 Circuito ECG shield e-heath



FONTE: www.cooking-hacks.com Acesso 17/07/2017

Figura 9 Circuito temperatura shield e-heath



FONTE: www.cooking-hacks.com. Acesso 17/07/2017

2.2.3 C#

O C# é uma linguagem de programação orientada a objeto e que permite aos desenvolvedores construir uma variedade de aplicações seguras e robustas, oferece poder, facilidade, flexibilidade e é a linguagem nativa para a plataforma .NET.

A linguagem C# suporta a execução paralela de código através do multithreading onde uma Thread é um caminho de execução independente que está apto para rodar simultaneamente com outras threads, ou seja isto pode ser

utilizado para aumentar performance do software essencial para sistemas em tempo real.

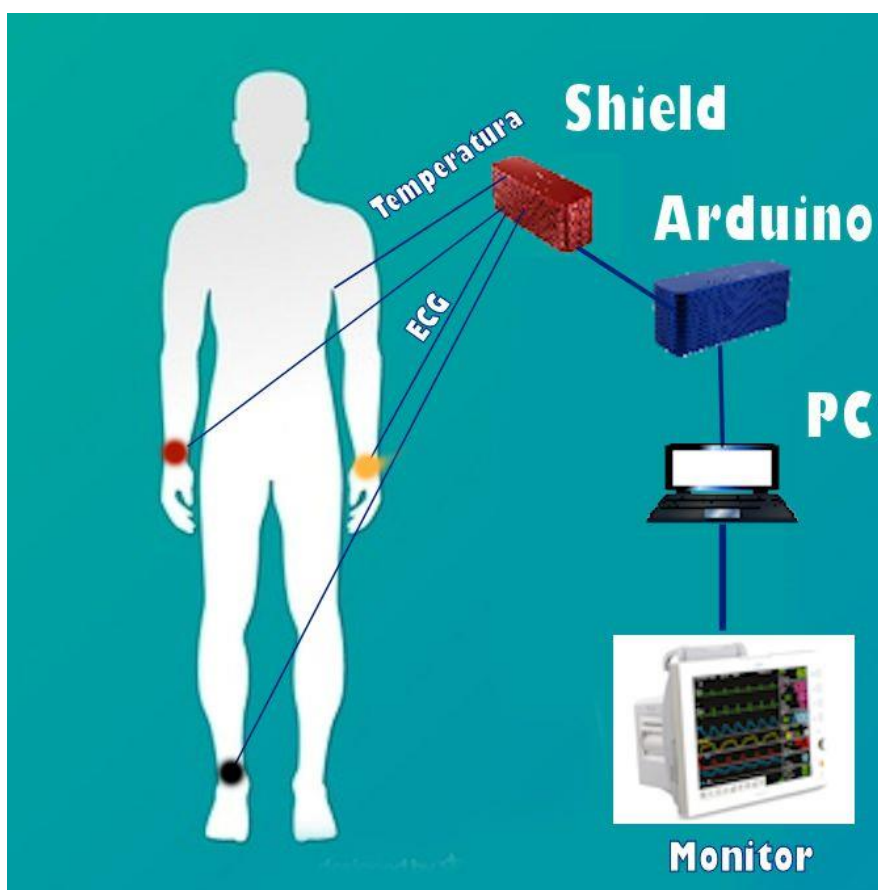
2.2.4 Visual C#

O Visual C# fornece um editor de códigos avançado, designers de interface de usuário convenientes, depurador integrado, e muitas outras ferramentas para facilitar o desenvolvimento de aplicativos baseados na linguagem C# e no .NET Framework. [11]

2.2.5 Funcionamento

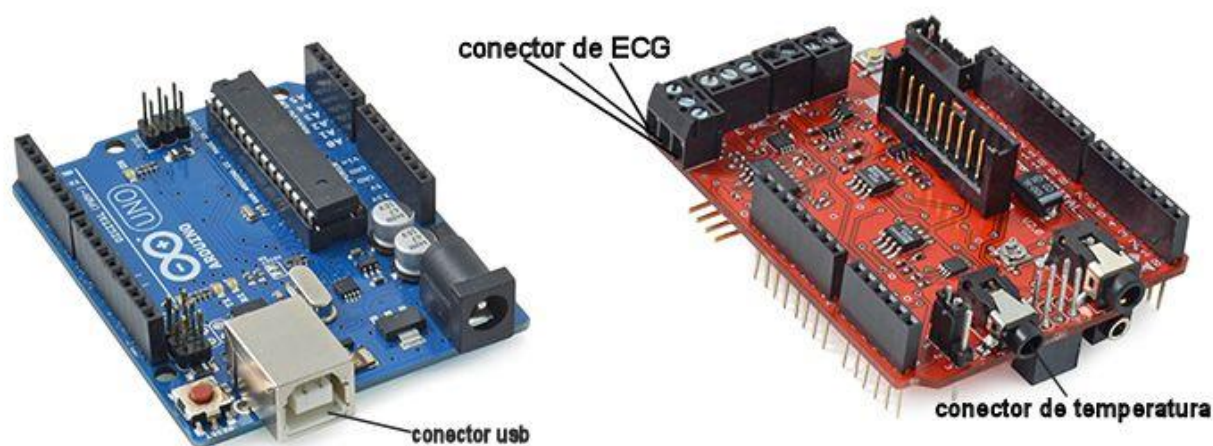
O monitor foi projetado para apresentar dois parâmetros, sendo eles: Eletrocardiograma (ECG) e a temperatura. Para desenvolver o equipamento foram realizadas as seguintes atividades conforme o diagrama abaixo:

Figura 10 – Diagrama de funcionamento



A plataforma que será utilizada é a e-Health Sensor Shield V2.0 que permite através do Arduino executar aplicações biométricas e médicas onde a monitoração do corpo pode ser feita por sensores de: pulso, oxigênio no sangue (SPO2), fluxo de ar (respiração), temperatura corporal, eletrocardiograma ECG), resposta cutânea galvânica (GSR - sudorese), sendo para este trabalho será utilizado o ECG e a temperatura.

Figura 11 – Arduino e e-Health Sensor Shield V2.0



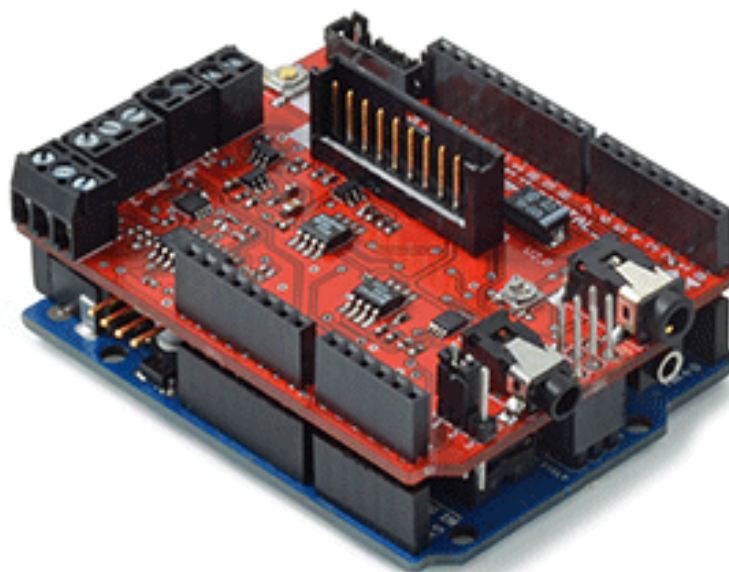
FONTE: www.cooking-hacks.com Acesso 17/07/2017 com modificações próprias

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

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

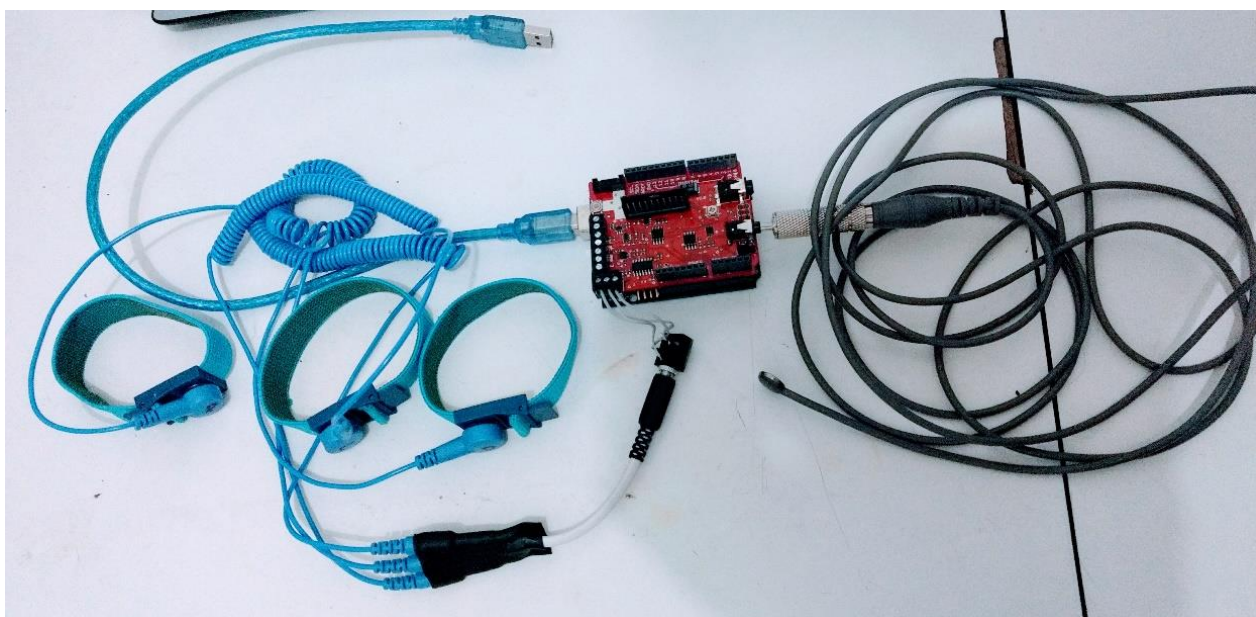
O e-health Sensor Shield V2.0 conectado ao arduíno, funciona de modo que logo depois da aquisição e tratamento dos sinais através do shield, o microcontrolador é responsável em transformar o sinal analógico para digital, podendo assim ser interpretado pelo computador.

Figura 12 – Arduino e e-Health Sensor Shield V2.0 conectados



FONTE: www.cooking-hacks.com com modificações próprias. Acesso 17/07/2017

Figura 13 – Arduino e e-Health Sensor Shield V2.0 ligados ao sensor de ECG e temperatura



O software apresenta interface para estas variáveis citadas, botões para o usuário selecionar qual sinal ele quer mostrar no gráfico x tempo e campos para valores numéricos como pulso (bpm), SPO2, temperatura, neste trabalho apenas é utilizado o gráfico x tempo de ECG e temperatura.

Para a aquisição dos dados em tempo real, foi verificado que cada sinal possui 2 bytes e sendo assim o arduino fez a conversão de inteiro para byte, de acordo com a lógica abaixo:

MSB (Bit mais significativo) = Parâmetro & 0xFF

LSB (Bit menos significativo) = Parâmetro >> 8

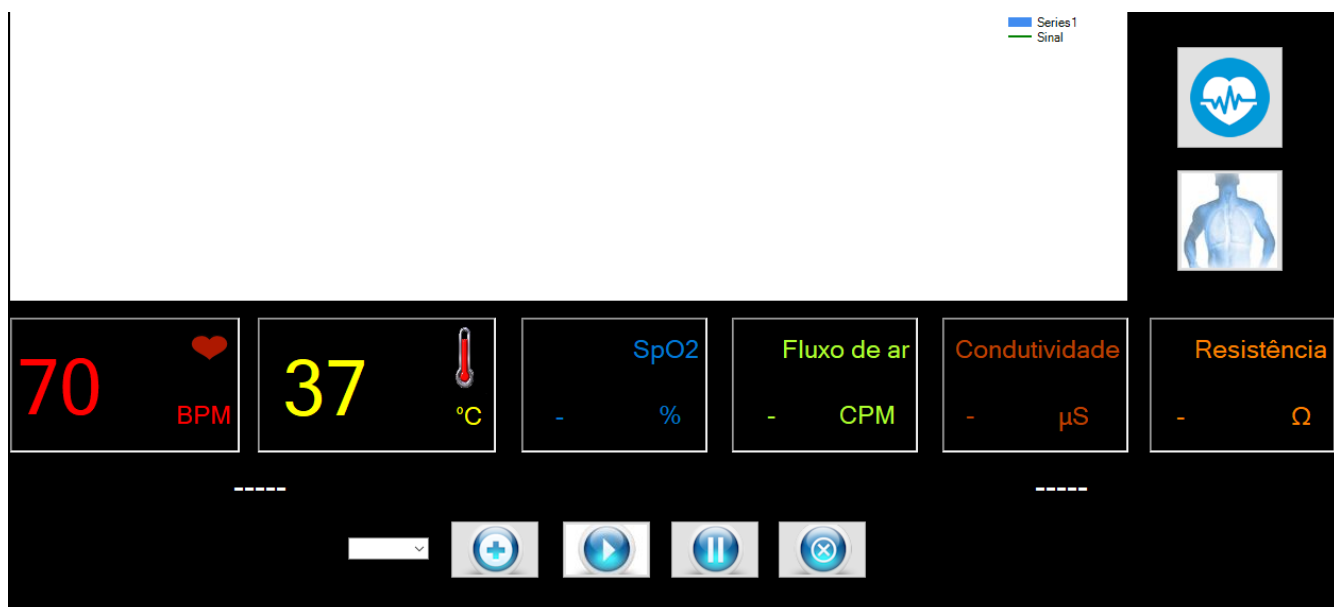
Após essa conversão os dados são enviados byte a byte para o C# onde é feita uma nova conversão de byte para inteiro e assim os dados são utilizados para plotar os gráficos e serem exibidos no monitor.

Para que esse envio ocorra de forma simultânea e ocupasse um espaço curto na memória foi utilizado Threads. Diz-se que threads são processos "leves". Na verdade, da mesma forma que processos são partes de um programa, threads são partes de um processo, ou seja, um conjunto de instruções dentro de um processo. Elas são (relativamente) baratas, em termos de custo de CPU, para serem criadas e destruídas.

Todas as threads criadas por um processo compartilham o mesmo espaço de memória. O uso de threads traz, para os programadores, a facilidade de escrever aplicações concorrentes, que rodam em máquinas monoprocessadas e multiprocessadas transparentemente, tendo a vantagem do processador adicional quando este existe[12]

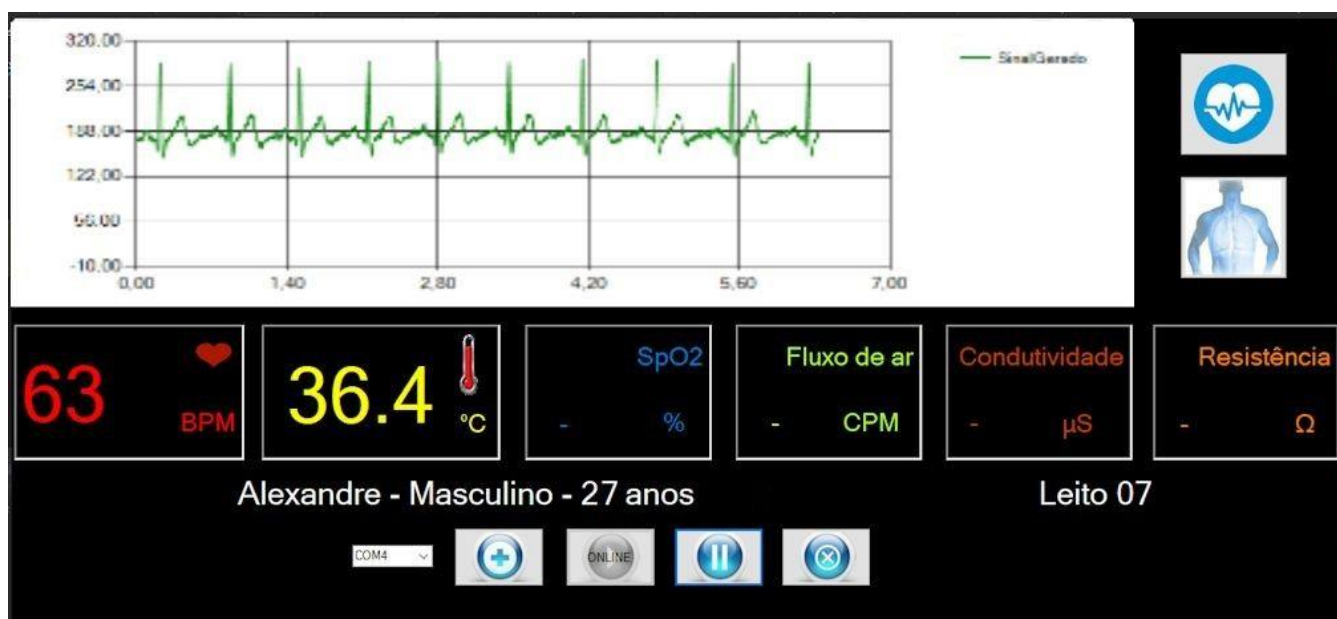
3. RESULTADOS

Figura 14 – Tela do monitor



A interface como mostrada na figura 1 é clara e de fácil entendimento e manipulação. Na parte superior aparecera os dados do paciente nome, sexo, idade e leito. A parte gráfica apresentara as ondas de ECG (Este já estará operante neste trabalho) ou da taxa de respiração podendo ser escolhido qual destes através de botões; também existe uma parte para apresentação de valores numéricos como o pulso em BPM (batimentos por minuto), a temperatura (Estes dois já estarão em funcionamento neste trabalho), e a taxa de oxigenação em %, o fluxo de ar em CPM (“counts per minute”- quantidade por minuto) e condutividade e resistência da pele.

Figura 15 – Tela do monitor em funcionamento



Foi realizado um teste comparativo com o monitor Omni 610, mostrado na figura 16 e figura 17 e tabela 02:

Figura 16 – Teste no monitor Omni



Figura 17 – Teste no protótipo

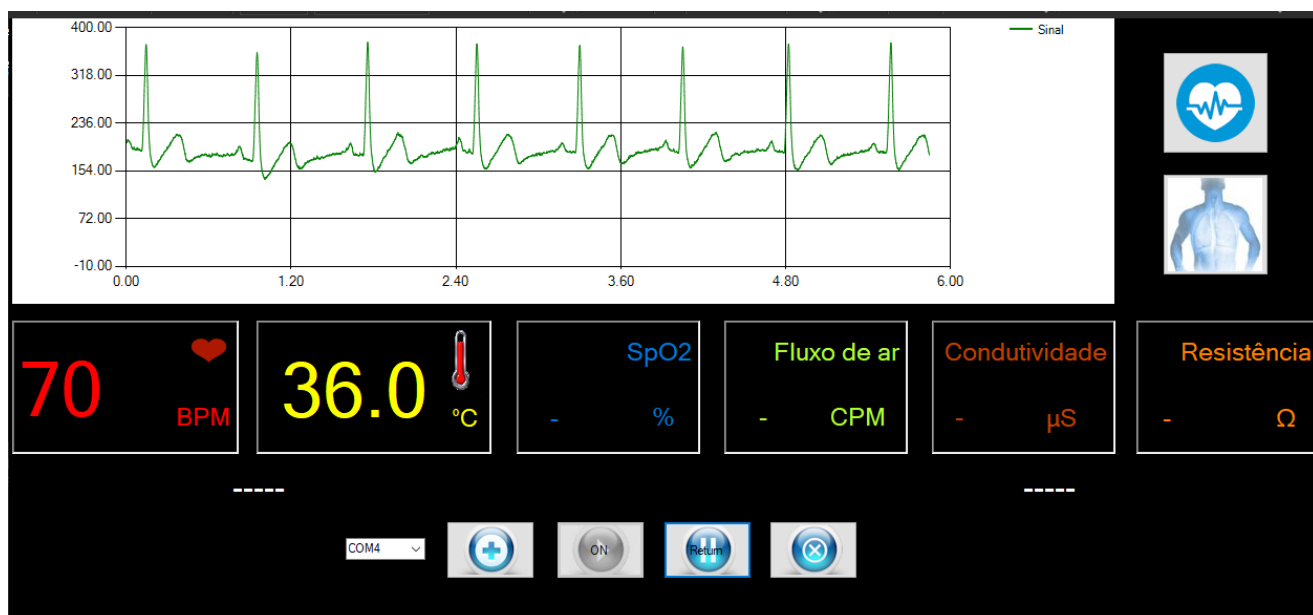


Tabela 02 – tabela comparativa dos resultados de BPM

BPM OMNI	BPM Protótipo	Erro Absoluto (BPM)	Erro Relativo (%)
73	70	3	4,11
73	70	3	4,11
74	75	1	1,35
72	70	2	0,03
72	75	3	4,17

Como podemos observar na tabela 02 os valores de BPM do monitor Omni e o protótipo foram bem próximos, a temperatura no Omni se manteve entre 35,9 e 36 graus Celsius, a do protótipo se manteve em 36 sendo, portanto praticamente iguais.

3. CONCLUSÕES

O resultado do software foi satisfatório, no entanto é importante notar que o sinal de ECG e BPM possuem ainda certa instabilidade por causa de ruídos dos acessórios utilizados para transmissão do sinal que foram adaptados. O sistema permite ser inserido além dos parâmetros já implementados neste trabalho: o eletrocardiograma, BPM e temperatura; posteriormente baseado no que foi criado neste sistema podem ser inseridos os parâmetros de oximetria, fluxo de ar, condutividade e resistência da pele sendo suportados pelo hardware, principalmente pelo suporte da shield e-heath e o software criado de forma modular onde facilita sua modificação para sua ampliação e inserção destes parâmetros citados.

4. REFERÊNCIAS

- [1] Livia de Oliveira Ribeiro, Sandrerley Ramos Pires . Monitorizacao de sinal vital por meio de um monitor cardíaco.XI CEEL – ISSN 2178-8308 25 a 29 novembro de 2013
- [2] Mathias Last, Mathias RS - Avaliação pré-operatória: um fator de qualidade. Rev Bras Anesthesiol, 1997;47:335-349.
- [3] Polito, M. D. Respostas de frequência cardíaca, pressão arterial e duploproduto ao exercício contra-resistência: uma revisão de literatura. In: Revista Portuguesa de Ciências do Desport. 2003.
- [4] Holtzclaw BJ .Monitorizacao da temperatura corporal. AACN Clin Issues Critério Cuidados. 1993 Feb; 4 (1): 44-55.
- [5] GUYTON; HALL, 2002; BERNE; LEVY, 2009
- [6] CROMWELL et al., 1980
- [7] BRAUNWALD, Eugene et al", "Braunwald's Heart Disease", Eight edition, Elsevier Inc., 2008
- [8] Dr. P. K. Dash, ELECTROCARDIOGRAM MONITORING - Indian J. Anaesth. 2002 : ELECTROCARDIOGRAM MONITO
- [9] BERNE; LEVY, 2009
- [10] WEBSTER et al., 2010
- [11] Hejlsberg, Anders, Scott Wiltamuth, and Peter Golde. C# language specification. Addison-Wesley Longman Publishing Co., Inc., 2003.
- [12]Penha, D. O., João Batista Torres Corrêa, and C. A. P. S. Martins. "Análise Comparativa do Uso de Multi-Thread e OpenMp Aplicados a Operações de Convolução de Imagem." III WSCAD (2002).