

Universidade Positivo
Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas – NCET
Engenharia da Computação
Ana Paula Vier

**Sistema de Eletrocardiograma (ECG) com
Reconhecimento de Arritmias**

Curitiba
2008

Universidade Positivo
Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas – NCET
Engenharia da Computação
Ana Paula Vier

Sistema de Eletrocardiograma (ECG) com Reconhecimento de Arritmias

Monografia apresentada á disciplina de
Projeto Final, como requisito parcial a
conclusão do curso de Engenharia da
Computação.
Orientador: Prof. Maurício Perretto.

Curitiba, 08 de Dezembro de 2008.

TERMO DE APROVAÇÃO

Ana Paula Vier

Sistema de Eletrocardiograma (ECG) com Reconhecimento de Arritmias

Monografia aprovada como requisito parcial á conclusão do curso de Engenharia da Computação do Centro Universitário Positivo, pela seguinte banca examinadora:

Professor Mauricio Perretto (Orientador)

Professora Maristela Regina Weinfurter

Professor Ibrahim El Chamaa Neto

Curitiba, 08 de Dezembro de 2008.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por estar sempre do meu lado nos momentos tristes e alegres de minha vida.

Agradeço a minha avó Julia e a minha Tia Deizere, pela dedicação, esforço físico e mental, pela força de lutarem juntas comigo com determinação e garra nestes anos de universidade. Foram anos árduos e com muita dificuldade onde cada batalha era uma montanha erguida de realização concretizada por nós.

Agradeço ao meu amigo Chang pelo companheirismo e pela amizade incondicional, que Deus esteja com você meu amigo!

Agradeço a minha mãe, Joecy, e ao meu Tio Edílson, pelo esforço, ajuda e dedicação.

Agradeço ao meu irmão Edson pela amizade e trocas de informações de altas noites de conversas acadêmicas.

Agradeço ao meu novo amiguinho Haslan por ter uma vitalidade e energia que alegra a minha vida e ao Tio Renato que hoje faz parte da nossa família.

Agradeço aos professores, especialmente ao professor Mauricio Perretto.

Agradeço a Dra. Rita de Cássia pela ajuda e pelas informações que foram necessárias para conclusão deste projeto.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE SIGLAS	11
LISTA DE SÍMBOLOS	12
RESUMO	13
ABSTRACT	14
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	15
1.1 Histórico	15
1.2 Motivação	16
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1 Fisiologia do Coração	18
2.2 Despolarização e Repolarização	19
2.3 O Triângulo de Einthoven	21
2.4 Arritmia	21
2.4.1 Tipos de Arritmias	22
CAPÍTULO 3 – ESPECIFICAÇÃO DO PROJETO	24
3.1 Conceito de Eletrodos	24
3.2 Amplificador de Instrumentação	25
3.3 Filtros Butterworth e Chebyshev	25
3.4 PIC 16F877	27
3.5 Porta Serial	28
3.6 FFT – Transformada de Fourier	29
3.7 Desvio Padrão Amostral	33
CAPÍTULO 4 – PROJETO DO HARDWARE	35
4.1 Introdução ao Desenvolvimento	35
4.2 Fluxograma do Hardware	37
CAPÍTULO 5 – PROJETO DO SOFTWARE	38
5.1 Software	38
5.2 Diagrama de Caso de Uso	38
5.3 Diagrama de Classes	40
5.4 Fluxograma do Software	41
CAPÍTULO 6 – RESULTADOS	43
6.1 Resultado dos Testes	43
6.2 Característica dos resultados	44

CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO	48
CAPÍTULO 8 – REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....	49

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Processo efetuado antigamente para aquisição do sinal (STEIN, 2001).	16
Figura 2. Fluxo do Projeto.....	17
Figura 3. Anatomia do Coração.....	19
Figura 4. Intervalos do ECG.	20
Figura 5. Derivação do triângulo de Einthoven.	21
Figura 6. Eletrodo de superfície de placa metálica.	24
Figura 7. Eletrodo de agulha.....	24
Figura 8. Filtro Passa Alta (PERTENCE, 2001).	27
Figura 9. Filtro Passa Faixa (PERTENCE, 2001).	27
Figura 10. Microcontrolador.....	28
Figura 11. Comunicação Serial.....	29
Figura 13. Circuito de Aquisição do Sinal.	35
Figura 14. Esquemático do Filtro de Butterworth.....	36
Figura 15. Diagrama do microcontrolador.	36
Figura 16. Fluxograma do Hardware.	37
Figura 17. Diagrama de Caso de Uso.....	38
Figura 18. Diagrama de Classe.	40
Figura 19. Fluxograma do Software.	41
Figura 20. Eletrodos descartáveis.....	43
Figura 21. Caixa de filtros do circuito.	43
Figura 22. Caixa do microcontrolador.	44
Figura 23. Laudo médico sem problemas de arritmias.	45
Figura 24. Contração Atrial Prematura.....	46
Figura 25. Resultado do Laudo: Taquicardia Atrial.....	46
Figura 26. Resultado do Laudo: Ritmo Juncional Acelerado.....	47

LISTA DE SIGLAS

NCET- Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas

ROM - Read Only Memory

RAM - Random Access Memory

CPU - Unidade central de processamento

I/O – Input/ output

BPS - Bits por Segundo

Bpm - Batimentos por minuto

LISTA DE SÍMBOLOS

Ω - ohm

R - resistor

C – capacitor

F – Farad

Fc – Frecuencia de Corte

FPA – Filtro Passa Alta

FPB - Filtro Passa Baixa

AMP – Amplificador

AOP – Amplificador Operacional

UP – Universidade Positivo

V - Volts

RESUMO

O projeto consiste em reconhecer através da aquisição do sinal do eletrocardiograma (ECG) quatro tipos de anomalias que ocorre no coração, estas anomalias são conhecidas como arritmias cardíacas.

Para o reconhecimento, utiliza-se no hardware o microcontrolador da família 16F do fabricante Micro chip que auxilia na execução da aquisição do sinal e efetua o tratamento e conversão do sinal de analógico e digital, além de liberar a leitura da porta serial para o software.

O software é desenvolvido na linguagem C++ , no ambiente de desenvolvimento Borland Builder 6 C++ , este recebe a sinal da porta serial e inicia em tempo real a amostragem do sinal e internamente aplica-se um algoritmo para transformar o tempo discreto em frequência e o calculo de desvio padrão para qualificar a patológica cardíaca existente, a arritmia cardíaca.

ABSTRACT

The project is to recognize the signal through the acquisition of electrocardiogram (ECG) four types of anomalies that in the heart, these anomalies are known as cardiac arrhythmias.

For recognition, is used in the microcontroller hardware manufacturer's family 16F Micro chip that helps in implementing the acquisition of the signal and makes the processing and conversion of analog and digital signal, in addition to free reading the serial port for software.

The software is developed in C + + language, the development environment, Borland C + + Builder 6, it receives a signal from the serial port and start real-time sampling of the sign and internally shall apply an algorithm to transform the discrete in time and frequency calculation, standard deviation to characterize the existing heart disease, the cardiac arrhythmia.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 Histórico

Nos primórdios da eletrocardiografia, o paciente tinha que colocar ambos os braços e a perna esquerda dentro de tinas de solução condutora (salina), assim a aquisição do sinal era feito com eletrodos conectados diretamente às tinas (STEIN, 2001).

Desta forma o Willem Einthoven, pai da eletrocardiografia, identificou os primeiros sinais do eletrocardiograma, este é conhecido pela abreviatura ECG e é responsável pelo registro da atividade elétrica do coração e, portanto, oferece informação acerca da função cardíaca que permite obter informações a respeito do estado e condição do coração, estabelecer o prognóstico de certas cardiopatias podendo avaliar o momento para intervenção cirúrgica de uma cardiopatia congênita e avaliar a extensão do comprometimento muscular (STEIN, 2001). A figura1 mostra os detalhes descritos neste parágrafo.

Atualmente o mercado apresenta vários métodos não invasivos que permite um diagnóstico seguro e preciso da condição do aparelho cardiovascular. São eles:

- Prova de esforço – acompanhamento da atividade elétrica do coração e da pressão arterial durante atividade física. Para isto utilizam-se equipamentos especiais para a indução do esforço físico e monitorização cardíaca. Este teste possibilita que sejam identificadas doenças que não seriam diagnosticadas em repouso e com equipamentos mais simples.
A intensidade do esforço realizado é determinada pela resposta cardiovascular de cada paciente.
- Holter 24 horas – acompanhamento contínuo da atividade elétrica do coração por um período de 24 horas durante um dia normal na vida do indivíduo. Conectam-se no tórax do paciente alguns fios que captam a atividade elétrica do coração, assim gravam-se numa fita magnética os batimentos e a frequência do usuário. (gravador acoplado na cintura do paciente).
- M.A.P.A. - monitorização da pressão arterial por um pequeno equipamento que, acoplado na cintura ao braço do paciente, por um período de 24 horas, durante

suas atividades habituais e no período de sono noturno. Permite assim que seja acompanhado o comportamento da pressão arterial do indivíduo em um dia normal de sua vida.

- E.C.G. (Eletrocardiograma) - Exame de simples realização que consiste no estudo da atividade elétrica do coração com o paciente em repouso.



Figura 1. Processo efetuado antigamente para aquisição do sinal (STEIN, 2001).

1.2 Motivação

A proliferação de unidades de tratamento coronariano deu grande impulso ao estudo. Muitas arritmias que ocorrem em pacientes com infarto do miocárdio podem ser interrompidas ou inteiramente prevenidas.

Visando o melhoramento e praticidade, o projeto tem o objetivo de auxiliar no tratamento e prevenção. Assim o projeto está dividido em etapas como mostra a figura 2. A descrição breve das etapas é:

- Aquisição do Sinal - utilização de eletrodos descartáveis.
- Amplificador de Instrumentação – para amplificar o sinal de aquisição.
- Filtros – utilizado para identificar a freqüência de corte e tratamento do sinal.
- Microcontrolador – processamento do sinal e conversão de analógico para digital

- Computador Pessoal (PC) - instalação e desenvolvimento do software.

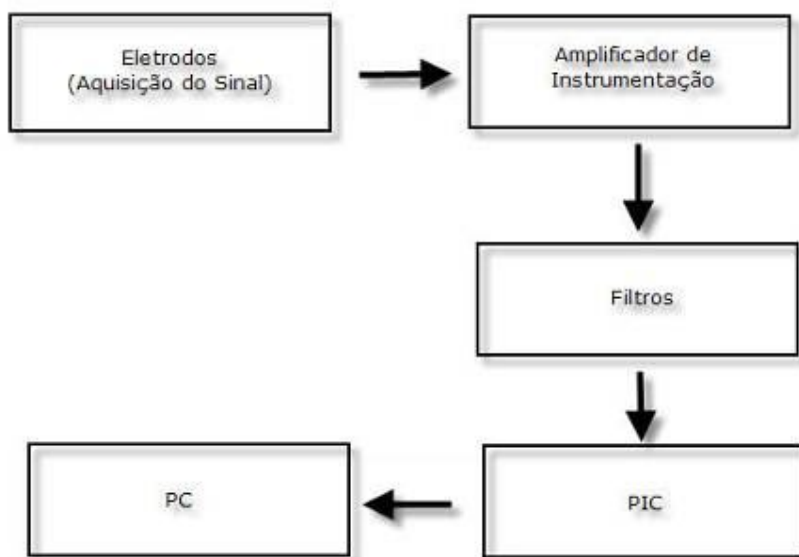


Figura 2. Fluxo do Projeto.

CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Fisiologia do Coração

O coração é um dos órgãos fundamentais para o ser humano, este atua como uma bomba que se contrai gerando pressão necessária para deslocar o sangue pelo corpo humano. Para executar o processo do circuito sanguíneo, o coração apresenta duas cavidades, átrio e ventrículo, interligados por uma válvula chamada válvulas atrioventriculares (A-V).

O átrio direito comunica-se com o ventrículo direito através da válvula tricúspide e o átrio esquerdo, por sua vez, comunica-se com o ventrículo esquerdo através da válvula bicúspide ou mitral. A função das válvulas cardíacas é garantir que o sangue siga uma única direção, sempre dos átrios para os ventrículos (DUBIN,1999). A figura 3 ilustra resumidamente a anatomia do coração.

Resumidamente apresenta-se a principal etapa do circuito do coração:

- Primeira Etapa – O sangue que foi oxigenado no pulmão volta para o átrio esquerdo pela veia pulmonar. Esse sangue flui do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo através da válvula mitral.
- Segunda etapa – O sangue é ejetado do ventrículo esquerdo, passando pela válvula aórtica.
- Terceira Etapa – Ocorre o débito cardíaco, onde é distribuído para os órgãos.
- Quarta Etapa – O sangue que sai dos órgãos é o sangue venoso, que contém dióxido de carbono (CO₂). A veia cava é responsável por levar este sangue até o coração direito.
- Quinta Etapa – O sangue venoso retorna ao átrio direito.
- Sexta Etapa – O sangue venoso flui do átrio direito para o ventrículo direito, passando pela válvula tricúspide.
- Sétima Etapa – O sangue é ejetado pelo ventrículo direito para a artéria pulmonar.
- Oitava Etapa – O fluxo sanguíneo dos pulmões retorna ao coração por meio das veias pulmonares iniciando o ciclo no átrio esquerdo.

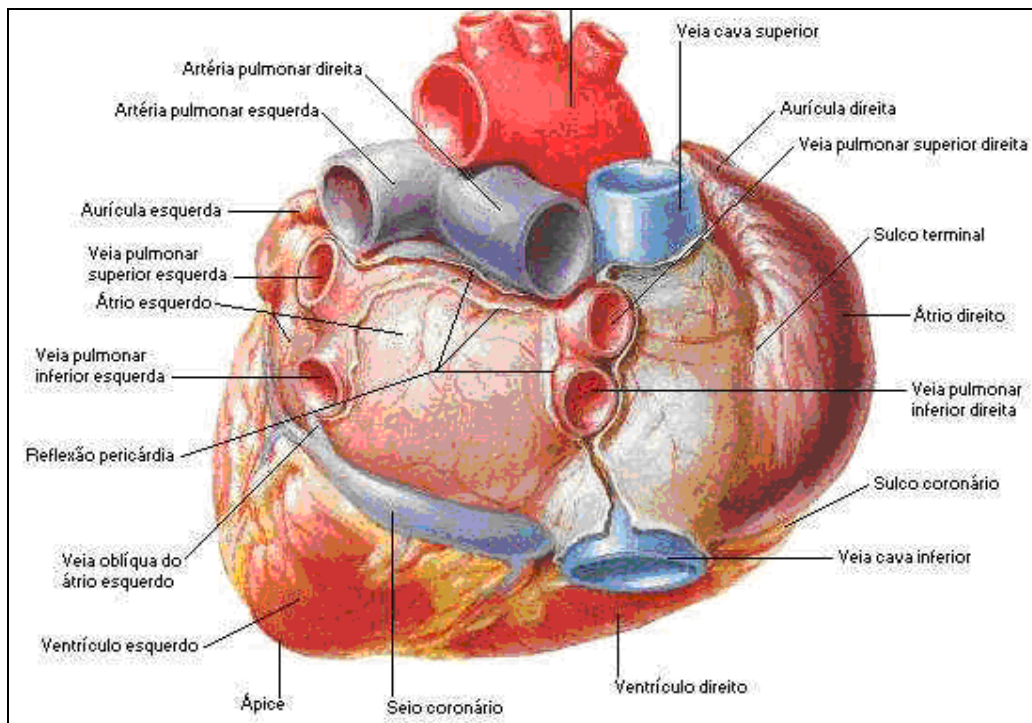


Figura 3. Anatomia do Coração

2.2 Despolarização e Repolarização

A função do coração é bombear sangue para suprir as necessidades do corpo este ato mecânico do bombeamento sanguíneo é procedido por um estímulo elétrico (THALER,1997).

Conseqüentemente o eletrocardiograma é um registro desses eventos elétricos, onde deve fluir uma corrente que apresente carga positiva (+) e negativa (-). As cargas estão dentro e em volta das células especializadas do coração, a célula miocárdica.

Quando as fibras do músculo do coração se encontram em repouso ou relaxamento, estas levam a carga negativa no interior da célula e carga positiva no seu lado externo, este processo é chamado de polarização. A troca da carga negativa para a positiva denomina-se despolarização e seu efeito é a contração da fibra miocárdica.

A célula retorna ao seu ponto inicial de repouso e este processo é chamado e repolarização. As propriedades fisiológicas das células do miocárdio permitem a ocorrência destes eventos que leva a contração do músculo cardíaco e são elas:

- Automaticidade – capacidade de iniciar um impulso;
- Excitabilidade – capacidade de responder a um impulso;
- Condutividade – capacidade transmitir a um impulso;
- Contratilidade – capacidade de responder com ação de bomba.

O processo de despolarização e repolarização seguem vias específicas dentro do coração, conhecida como sistema de condução elétrica. O nodo sinoatrial (S-A) ou nódulo sinusal é o local de origem do impulso elétrico, levando a despolarização dos atrios. Localizado no atrio direito, próximo a veia cava superior. O impulso elétrico se espalha através do nodo atrioventricular (A-V) e do feixe de His para os ramos direito e esquerdo e para os ventriculos através da rede de fibras de Perkinje, acarretando a despolarização ventricular.

A frequência de formação dos impulsos (impulsos por minuto) para o nodo sinoatrial (S-A) emite 60 a 100 impulsos por minuto, o nodo atrioventricular emite de 40 a 60 impulsos por minuto e o ventriculo de 20 a 40 impulso por minuto (THALER,1997).

A Figura 4 descreve os intervalos do sinal do eletrocardiograma.

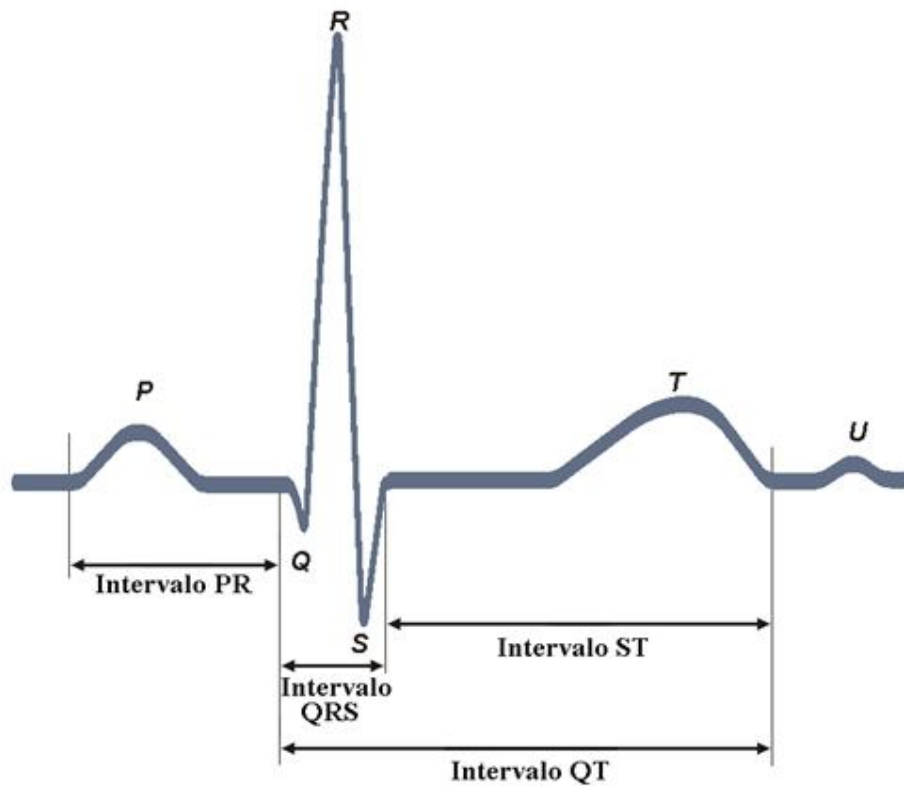


Figura 4. Intervalos do ECG.

2.3 O Triângulo de Einthoven

O ECG padrão é composto por 12 derivações diferentes onde temos seis derivações das extremidades e seis derivações precordiais.

Einthoven achou que se conectando o braço direito ao eletrodo negativo e o braço esquerdo ao eletrodo positivo e produzindo um fluxo de corrente, algumas deflexões seriam gravadas e conhecidas como Derivação I. Para gravar, Einthoven usou um galvanômetro de bobina, um elemento registrador móvel dentro de um campo magnético.

Conectando-se o braço direito e a perna esquerda, o braço direito ao eletrodo negativo e a perna esquerda ao eletrodo positivo, Einthoven registrou a Derivação II.

Conectando-se o braço esquerdo e a perna esquerda, o braço esquerdo ao eletrodo negativo e a perna esquerda ao eletrodo positivo tem-se a Derivação III.

As três derivações são conhecidas como Triângulo de Einthoven. O braço direito é sempre negativo e a perna esquerda é sempre positiva. A figura 5 mostra a definição:

$$\text{Derivação I} + \text{Derivação III} = \text{Derivação II}$$

Figura 5. Derivação do triângulo de Einthoven.

2.4 Arritmia

O coração possui atividade elétrica própria que consiste na geração e transmissão de estímulos. Distúrbios destas propriedades resultam em alterações do ritmo cardíaco ou arritmia cardíaca (THALER,1997).

O sistema de condução elétrica do coração inicia os impulsos, no nodo sinoatrial (S-A) onde os atrios são despolarizados e o impulso se espalha através do nodo atrioventricular e do feixe de His para os ramos direito e esquerdo seguindo para os músculo ventricular através da rede de Purkinje resultando a despolarização ventricular. Porém em alguns casos, por diversos motivos, esse estímulo não é gerado na frequência correta (podendo ser para mais ou para menos) ou nasce em locais não habituais. As arritmias cardíacas representam esse grupo de distúrbios do ritmo cardíaco, causando ou não sintomas e podendo levar à morte (THALER,1997).

2.4.1 Tipos de Arritmias

Os tipos de arritmias depende do local de origem, assim classificam-se em:

- **Atriais:** como sabemos, o coração é composto de quatro câmaras (ou divisões), dois átrios e dois ventrículos. O estímulo normal para o batimento cardíaco é gerado no átrio direito. Em algumas arritmias, esses estímulos são gerados em excesso ou em menor número, pela própria estrutura que normalmente os gera; em outras, o estímulo surge em algum outro lugar nos átrios, levando à ocorrência de arritmias atriais.
- **Juncionais:** essas arritmias surgem na junção entre os átrios e os ventrículos.
- **Ventriculares:** surgem dentro dos ventrículos, algumas com grande potencial para levar à morte.

Existem 26 tipos de arritmias cardíacas, porém não serão abordadas, assim resumidamente descrevem-se apenas os principais tipos de arritmias abordados no desenvolvimento do projeto. São elas:

- **Taquicardia Atrial** é caracterizada como frequência rápida entre 160 á 250 por minuto e um ritmo regular , de início súbito e terminando abruptamente. O nodo S-A pode emitir impulsos até aproximadamente 160 por minutos no estado de repouso.
- **Ritmo Juncional** os atrios são despolarizados retrogradamente enquanto os ventriculos são despolarizados anterogradamente normalmente.A despolarizaçõa atrial retrógrada é representada no eletrocardiograma por uma onda P negativa , invertida também, nas derivações II, III e aVF. Deve-se analisar a posição da onda P quando os átrios são despolarizados antes dos ventriculos, a onda P é invertida na derivação II com um intervalo P-R curto com 0,12 segundos ou menos. Também pode ocorrer que os atrios e os ventriculos serem despolarizados simultaneamente com isso a onda P encontra-se oculta no complexo QRS e não é visível no eletrocardiograma. Outro caso é de os atrios serem despolarizados

após os ventrículos e a onda P é , então, invertida na derivação II e depois no complexo QRS. Outra possibilidade é que o ritmo juncional quando não apresenta onda P , ambos os átrios e ventrículos são despolarizados simultaneamente ou a despolarização é bloqueada ou quando a onda P são visíveis antes do complexo QRS, o intervalo P-R é usualmente de 0,12 segundos ou menos.

- **Ritmo Juncional Acelerado** apresenta frequência de 60 por minutos. Aqui observa-se a onda P invertida (retrograda) seguindo o complexo QRS.
- **Ritmo Idioventricular Acelerado** ocorre quando o marcapasso é acelerado na frequência de 40 a 150 por minuto e é um ritmo de escape ou segurança e não pode ser suprido. É visto em pacientes com infarto do miocárdio.
- **Fibrilação Ventricular** é a parada cardíaca, pode ter início súbito ou pode seguir as contrações ventriculares prematuras, taquicardia ventricular e o flutter ventricular.

CAPÍTULO 3 – ESPECIFICAÇÃO DO PROJETO

3.1 Conceito de Eletrodos

Para medir e detectar Biopotenciais e também correntes pelo corpo, é necessário uma interface entre o corpo e o sistema eletrônico de medida (Webster,1998).

Os eletrodos podem ser classificados pelo método de aquisição, como:

- Eletrodos invasivos: são utilizados internamente no corpo para a detecção de biopotenciais. Estes eletrodos podem ser colocados abaixo da pele, conhecidos como subcutâneos, ou podem ser inserido no corpo, exemplo um circuito de radiotelemetria (Webster,1998).
- Eletrodos não evasivos: utilizado para detectar biopotenciais a partir da superfície do corpo, não ocorrendo danos físicos durante a detecção dos Biopotenciais (Webster,1998).

A figura 04 apresenta a ilustração de um eletrodo de superfície de placa metálica e na figura 05, a ilustração de um eletrodo de agulha.

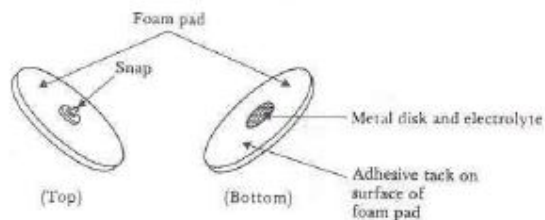


Figura 6. Eletrodo de superfície de placa metálica.

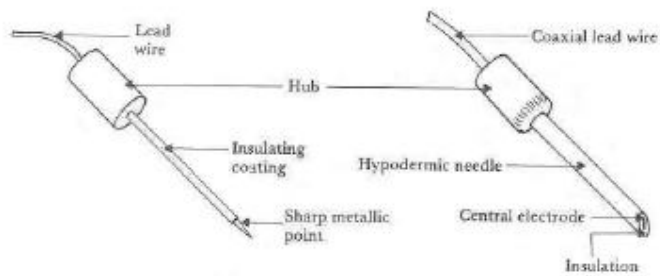


Figura 7. Eletrodo de agulha.

Além disso, podemos classificar os eletrodos em monopolar, bipolar e multipolar.

- Monopolar – existe um eletrodo de referencia e utiliza-se mais um para detectar o biopotencial.
- Bipolar – existe o eletrodo de referencia e mais dois eletrodo para captação do biopotencial. Utilizado para fazer aquisição diferencial.
- Multipolar – vários eletrodos são utilizados para captar o biopotencial.

No projeto utilizam-se eletrodos descartáveis, não evasivos e bipolares para executar a interface entre o corpo e o sistema de aquisição do sinal.

3.2 Amplificador de Instrumentação

Utilizado na maioria dos casos para medir sinais analógicos de baixa amplitude, encontramos em termopares, extensômetros, entre outros (PERTENCE,1996).

O Amplificador de Instrumentação (AI) será utilizado no desenvolvimento do hardware para amplificar os sinais na aquisição do sinal. Acrescentam-se também a capacidade do AI de cancelar ou rejeitar certos tipos de sinais de tensão indesejáveis, conhecidos como “ruídos”.

O Amplificador de Instrumentação apresenta as seguintes características:

- Resistência de entrada extremamente alta
- Resistência de saída menor que a dos AOPs comuns
- CMRR superior a 100dB
- Ganho em malha aberta muito superior ao dos AOPs comuns
- Tensão de *offset* de entrada muito baixa
- *Drift* extremamente baixo

No projeto está previsto a utilização do amplificador de instrumentação a série INA128/129 da Texas.

3.3 Filtros Butterworth e Chebyshev

O filtro é responsável em atenuar uma determinada frequência do espectro do sinal de entrada.

Segundo Pertence (PERTENCE,1996)., “*Um filtro elétrico é um quadripolo capaz de atenuar determinadas freqüências do espectro do sinal de entrada e permitir a passagem das demais*”.

Os filtros possuem vantagens e desvantagens, são elas:

- Vantagens - Eliminação dos indutores, que em baixas freqüências são volumosos, pesados e caros; flexibilidade nos projetos, principalmente quando envolvendo filtros complexos (PERTENCE,1996).
- Desvantagens – devem ter fonte de alimentação e a resposta de freqüência está limitada á capacidade de resposta dos amplificadores operacionais(PERTENCE,1996).

Apresentam-se quatro tipos de filtros, onde estes permitem a passagem de uma determinada freqüência e atenua as demais.

- Filtro Passa Baixa (FPB) – Apenas permite a passagem de uma determinada freqüência abaixo da freqüência de corte (f_c), assim as freqüências superiores f_c são atenuadas.
- Filtro Passa Alta (FPA) – permite a passagem de uma determinada freqüência acima da freqüência de corte (f_c),assim as freqüências inferiores são atenuadas.
- Filtro Passa Faixa (FPF) – permite a passagem de uma freqüência que esteja delimitada entre a freqüência de corte inferior e superior. As demais freqüências citados abaixo da freqüência de corte inferior e as freqüências situada acima da freqüência de corte superior são atenuadas.
- Filtro Rejeita Faixa (FRF) – permite a passagem das freqüências abaixo da freqüência de corte inferior e a passagem das freqüências acima da freqüência de corte superior. As freqüências situadas entre a freqüência de corte inferior e superior são atenuadas.

Os filtros são classificados em relação à tecnologia embutida.

- Passivos: utilização de resistores, capacitores e indutores.
- Ativos: utilização de válvulas, transistores ou amplificadores operacionais.
- Digitais: utilização de componentes digitais. Exemplo mais prático é a filtragem de um sinal em analógica - digital convertido para digital - analógico.

Neste projeto a atenção é voltada para os filtros digitais. A relação á função resposta, a classificação dos filtros difere apenas nas equações matemáticas utilizadas

para aproximação, obtendo assim a curva de resposta para os tipos de filtros digitais. Apresentam-se os tipos mais comuns de filtros digitais: (PERTENCE,1996).

- Butterworth – A curva obtida da atenuação em função da frequência possui variação monotônica decrescente, portanto não possui ondulações e é uma curva mais estável. A resposta Butterworth é denominada de resposta plana (PERTENCE,1996).
- Chebyshev – apresentam instabilidade através das ondulações ou *ripples* na faixa de passagem da frequência de corte, que aumenta em amplitude e em numero de oscilações conforme a ordem do filtro (PERTENCE,1996).

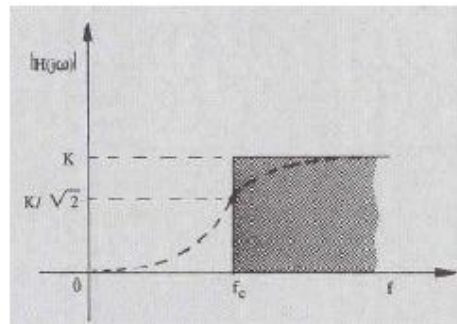


Figura 8. Filtro Passa Alta (PERTENCE, 2001).

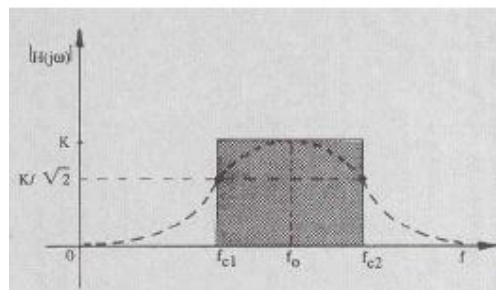


Figura 9. Filtro Passa Faixa (PERTENCE, 2001).

3.4 PIC 16F877

O PIC 16F877 é o microcontrolador da família 16F, fabricado pela Microchip e oferece uma estrutura interna básica e funcional para o projeto.

O PIC apresenta memória programada, RAM, processador e geradores PWM.

A aplicação do microcontrolador no projeto é para o processamento rápido que é executado pelo circuito integrado (CI). A figura 10 apresenta o componente.

As principais características do componente são:

- Apresenta 35 pinos de entrada e saída

- Comunicação serial
- 8 bits a 10 bits de conversão A/D
- Comparadores de PWM e geradores
- 368 bytes de RAM
- 256 de EEPROM
- Máximo de 8KWords de programação de memória
- Clock de até 20MHz, isso equivale a 5 milhões de instruções por segundo.
- Arquitetura RISC
- 35 instruções
- Instrução ciclo de 200 μ s

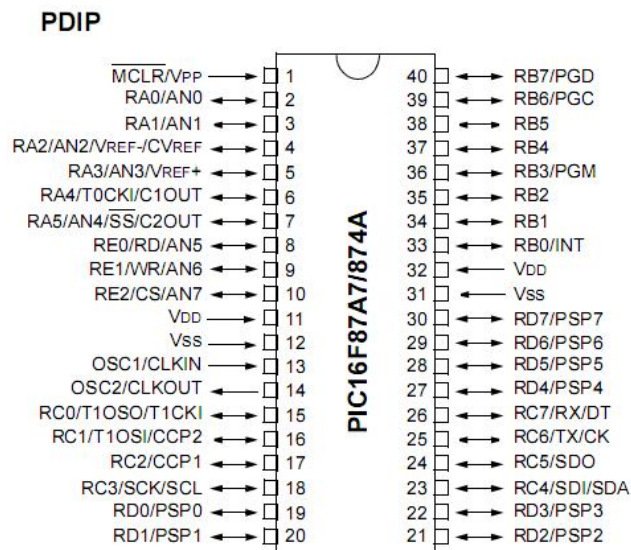


Figura 10. Microcontrolador.

3.5 Porta Serial

A maioria das mensagens digitais são mais longas que alguns poucos bits. Por não ser prático nem econômico transferir todos os bits de uma mensagem simultaneamente, a mensagem é quebrada em partes menores e transmitida seqüencialmente. A transmissão bit-serial converte a mensagem em um bit por vez através de um canal. Cada bit representa uma parte da mensagem. Os bits individuais são então rearranjados no destino para compor a mensagem original. Em geral, um canal irá passar apenas um bit por vez. A transmissão bit-serial é normalmente chamada de transmissão serial, e é o método de comunicação escolhido no desenvolvimento do projeto.

A transmissão byte-serial converte 8 bits por vez através de 8 canais paralelos. Embora a taxa de transferência seja 8 vezes mais rápida, são necessários 8 canais.

DB-9S

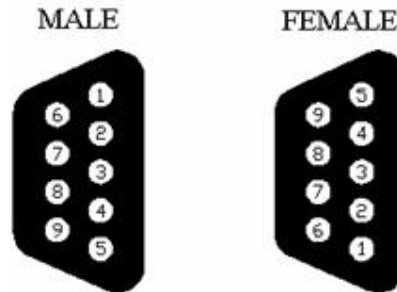


Figura 11. Comunicação Serial.

3.6 FFT – Transformada de Fourier

A Transformada de Fourier apresentada neste projeto é “*Fast Fourier Transforms*” que recebe o abreviamento de FFT (DINIZ, 2004).

Por motivos práticos a DFT (Discrete Fourier Transform) apresenta uma limitação a grande número de operações aritméticas envolvidas no seu cálculo, especialmente para seqüências longas. Este problema foi parcialmente resolvido com a introdução de algoritmos eficientes para cálculo de DFT, geralmente conhecidos como transformada rápida de Fourier. Os primeiros algoritmos de FFT foram propostos em Cooley & Tukey em 1965 (DINIZ, 2004).

O Objetivo do algoritmo é reduzir as operações necessárias de N^2 multiplicações complexas para $N \log_2 N$ multiplicações, onde N é o número de pontos da função a ser transformada.

Suponha que se tem uma freqüência $x(n)$ cujo comprimento é a potencia de dois, isto é, $N = 2^L$. Agora, se expressa a relação para DFT dada na equação 1, quebrando a somatório em duas partes, uma com elementos $x(n)$ de índice par e outra com elementos $x(n)$ de índice impar, assim tem-se:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{kn} \quad \text{Para } 0 < k < N - 1 \quad (1)$$

Desenvolvimento:

$$= X(k) = \sum_{n=0}^{n/2-1} x(2n) W_N^{2nK} + X(k) = \sum_{n=0}^{n/2-1} x(2n+1) W_N^{(2n+1)K} \quad (2)$$

$$= X(k) = \sum_{n=0}^{n/2-1} x(2n) W_N^{2nK} + X(k) = \sum_{n=0}^{n/2-1} x(2n+1) W_N^{2nK} \quad (3)$$

Se notarmos que para N par tem-se:

$$e^{-j 2\pi/N(2nK)} = e^{-j 2\pi/(N/2) * (nK)} = W_{N/2}^{nK} \quad (4)$$

$$X(k) = \sum_{n=0}^{n/2-1} x(2n) W_{N/2}^{nK} + W_N^K \sum_{n=0}^{n/2-1} x(2n+1) W_{N/2}^{nK} \quad (5)$$

Assim observa-se que a cada somatória pode representar uma DFT distinta de tamanho N/2. Portanto, uma DFT de tamanho N pode ser calculada através de duas DFTs de tamanho N/2, além das multiplicações por W_N^K . Note que cada nova DFT tem

somente $N/2$ coeficiente e para o cálculo desses coeficientes precisamos, agora de apenas $(N/2)_2$ multiplicações. Adicionalmente, já que temos um coeficiente distinto W_N^K para cada K entre 0 e $N - 1$, precisando efetuar N multiplicações por W_N^K .

Portanto, o cálculo da DFT de acordo com a equação 5, requer multiplicações complexas. Como $(N+N^2/2)$ é menor que N^2 para $N > 2$, a equação 5 resulta num decréscimo de complexidade quando comparada ao cálculo usual da DFT.

Agora compare o número de adições complexas das duas formas de cálculo. O cálculo usual de uma DFT de comprimento N precisa de um total de $N(N-1) = N^2 - N$ adições. Na Equação 5, precisa calcular duas DFTs de comprimento $N/2$. Em seguida, após a multiplicação por W_N^K . Deve efetuar as N adições das duas DFTs parciais, uma para cada K entre 0 e $N - 1$. Portanto, o número total de adições complexas na equação 5 é : $2[(N/2)^2 - N/2] + N = N^2/2$ o que também corresponde a uma redução da complexidade.

Explora-se a fato de que N é uma potência de 2, e que o procedimento mostrado na equação 5 é aplicado recursivamente a cada uma das DFTs resultantes até que todas as DFTs remanescentes sejam de comprimento 2, podemos atingir uma redução muito significativa da complexidade. O procedimento completo é formalizado num algoritmo escrevendo-se, primeiramente, como: $X(K) = X_e(K) + W_N^K X_o(K)$

Onde $X_e(K)$ e $X_o(K)$ são, respectivamente, as DFTs de comprimento $N/2$ das amostras com índices pares e ímpares de $x(n)$, isto é,

$$X(k) = \sum_{n=0}^{n/2-1} x(2n) W_{N/2}^{nK} = \sum_{n=0}^{n/2-1} X_e(2n) W_{N/2}^{nK} \quad (6)$$

$$X(k) = \sum_{n=0}^{n/2-1} x(2n+1) W_{N/2}^{nK} = \sum_{n=0}^{n/2-1} X_o(2n) W_{N/2}^{nK} \quad (7)$$

As DFTs acima podem ser calculadas separando $x_e(n)$ e $x_o(n)$ em suas amostras de índices pares e ímpares de forma que

$$X_e(K) = X_{ee}(K) + \sum_{N/2}^K X_{oe}(K) \quad (8)$$

$$X_o(K) = X_{oe}(K) + \sum_{N/2}^K X_{oo}(K) \quad (9)$$

Onde $X_{ee}(K)$, $X_{eo}(K)$, $X_{oe}(K)$ e $X_{oo}(K)$ correspondem a DFTs de comprimento $N/4$.

Genericamente em cada etapa calcula-se DFTs de comprimento L usando DFTs de comprimento $L/2$, como a seguir:

$$X_i(K) = X_{ie}(K) + \sum_L^K X_{io}(K) \quad (10)$$

A aplicação recursiva do procedimento descrito acima pode conduzir o cálculo de uma DFT de comprimento $N = 2^l$, ao longo de l etapas, até o cálculo de 2^l em duas DFTs de comprimento $L/2$, mais uma multiplicação complexa e soma complexa. Portanto, supondo que $M(N)$ e $A(N)$ são, respectivamente, os números de multiplicação e adição complexas necessárias para se calcular uma DFT de comprimento N , vale as seguintes relações:

$$M(N) = 2M(N/2) + N \quad (11)$$

$$A(N) = 2A(N/2) + N \quad (12)$$

A fim de calcularmos os valores de $M(N)$ a $A(N)$, temos de resolver as equações recursivas acima. As condições iniciais são $M(1) = A(1) = 0$, já que uma DFT de comprimento 1 é igual identidade. Note que, uma vez que as equações 8 e 9 são idênticas, é claro que $M(N) = A(N)$. Fazendo a mudança da variável $N=2^l$ e $T(l) = M(N)/N$, a equação 7 se torna $T(l) = T(l - 1) + 1$.

Como $T(0) = M(1) = 0$, então $T(l) = l$. Portanto, $M(N) = A(N) = N \log_2 N$, ou sendo, a transformada rápida de Fourier (FFT) pode ser calculada efetuando $N \log_2 N$. (DINIZ, 2004).

3.7 Desvio Padrão Amostral

Quando se trabalham com vários resultados em condições de repetitividade de uma medição, usam-se alguns conceitos estatísticos para resumir e consolidar as informações obtidas. Assim, como o objetivo é apenas identificação de quatro tipos de arritmias, foi definido a utilização do desvio padrão amostral.

Sendo assim, a definição teórica do desvio é:

Se uma variável aleatória X toma os valores x_1, \dots, x_N , então o desvio padrão para esta amostra de N números (ou **desvio padrão** amostral) pode ser calculado como segue na equação 13, 14 e 15:

Primeiro, a média de X , \bar{x} , é definida como:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_N}{N} \quad (13)$$

Depois, o desvio padrão amostral é calculado como:

$$s = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (14)$$

Quando os dados estão agrupados(frequência) temos:

$$s = \sqrt{\frac{1}{\sum f_i} \sum_{i=1}^N ((x_i - \bar{x})^2 f_i)} \quad (15)$$

O desvio padrão amostral de uma variável aleatória X calcula-se:

- Para cada valor x_i calcula-se a diferença entre x_i e o valor médio \bar{x} .
- Calcula-se o quadrado dessa diferença.
- Encontra-se a soma dos quadrados das diferenças.
- Divide-se por: (número de valores - 1), ou seja, $(N - 1)$.

- Tome a raiz quadrática deste resultado.

No projeto aplica-se o desvio padrão logo após o algoritmo da FFT, ou sendo, no resultado da FFT.

CAPÍTULO 4 – PROJETO DO HARDWARE

4.1 Introdução ao Desenvolvimento

Conforme apresentado na figura 12, segue a descrição dos blocos do hardware.

Aquisição do Sinal: composto por três grandes blocos onde o primeiro utiliza a metodologia de triângulo de Einthoven que com auxílio de eletrodos auxilia na aquisição do sinal juntamente com o amplificador de instrumentação. A estrutura é apresentada na figura 13.

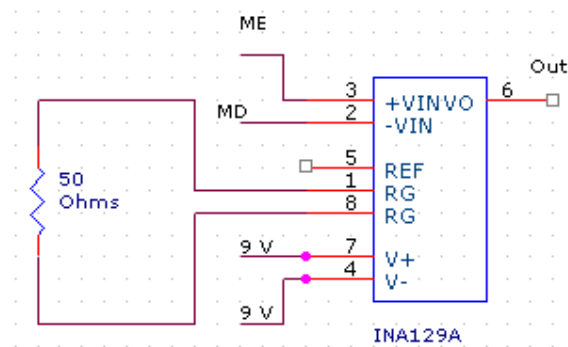


Figura 13. Circuito de Aquisição do Sinal.

Os pinos de entrada do componente são os pinos dois e três, nestes temos os eletrodos conectados e auxiliando na aquisição. Os pinos um e oito define o ganho desejado para trabalhar, no projeto definido ganho de 1000 conforme a equação apresentada no *datasheets* do componente. [www.alldatasheet.com,2008]

Os pinos quatro e sete é a alimentação de nove volts e o pino seis é à saída do sinal.

Os filtros são interligados com o pino seis da figura 14, e tem a função de filtrar o sinal entre 0,1 Hz até 110 Hz. As frequências definidas foram calculadas conforme a fundamentação Teórica dos Filtros Passa Alta e Filtro Passa Baixo de *Butterworth* conforme apresentado no capítulo 3. A figura xx apresenta o esquemático do filtro.

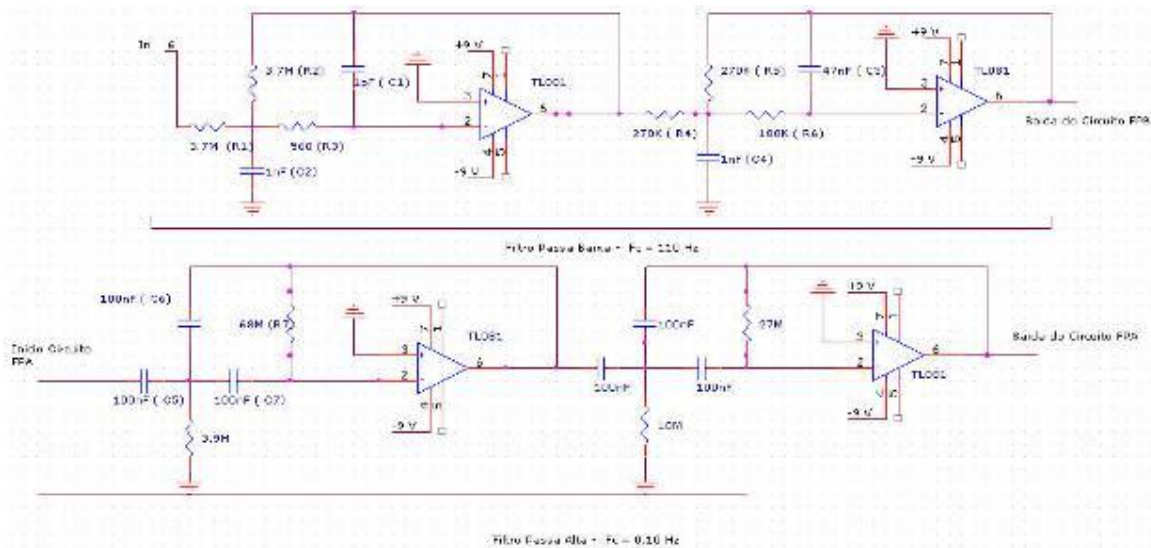


Figura 14. Esquemático do Filtro de Butterworth.

Microcontrolador PIC16F877A: o sinal que sai do filtro entra no pino RA0 e passa por um circuito somador inversor com objetivo de deixar o sinal com tensão entre 0 e 5 volts. O pino RC6/TX/CK é utilizado para transmissão para comunicação serial e RC7/RX/DT é utilizado para recepção [www.solbet.com.br,2008].

A figura 15 apresenta o esquemático do microcontrolador.

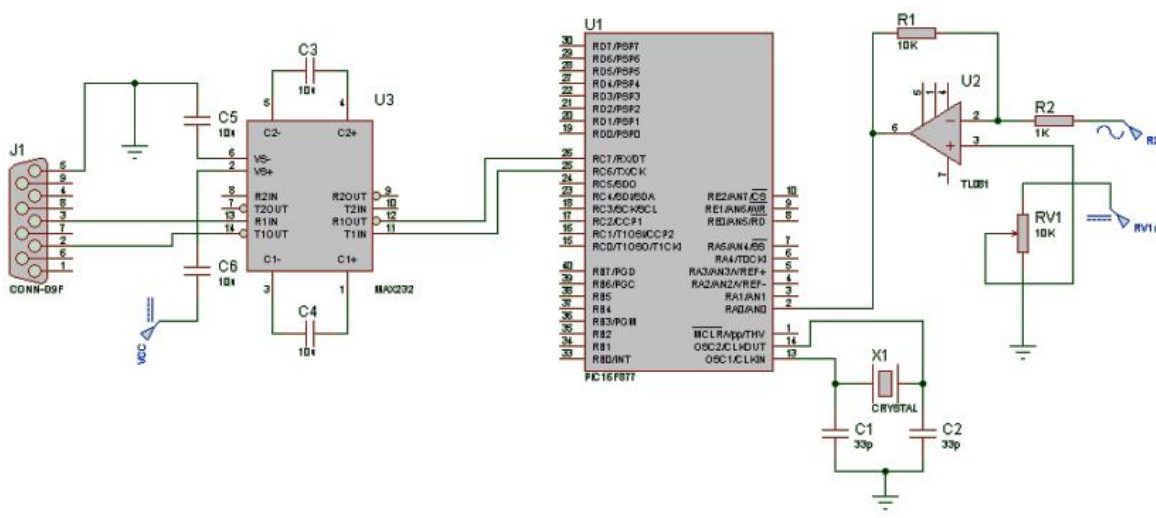


Figura 15. Diagrama do microcontrolador.

4.2 Fluxograma do Hardware

Na figura 16 está representado o fluxograma do *hardware*.

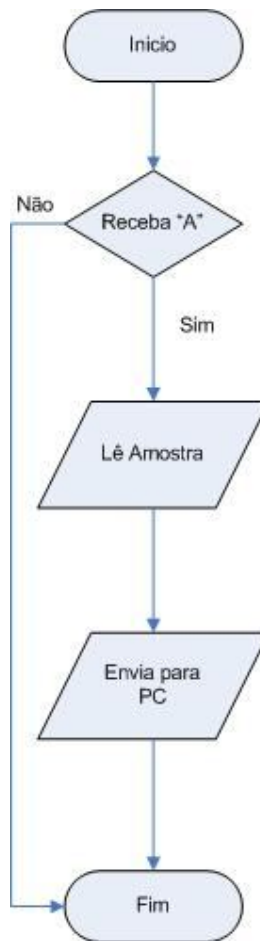


Figura 16. Fluxograma do Hardware.

Primeiramente é verificado se o está recebendo o sinal, isso é a leitura inicia quando recebe o caractere "A". Caso seja, sim, as amostras são enviadas ao PC.

CAPÍTULO 5 – PROJETO DO SOFTWARE

5.1 Software

O *software* desenvolvido utiliza o sistema operacional Windows XP. Este sistema foi escolhido por ser um dos mais usados nos computadores pessoais. Porém não implicará na utilização em outras versões anteriores ao do Windows XP.

O compilador usado é o *Borland C++ Builder*, por ser um ambiente amigável ao programador.

Neste capítulo será apresentado o diagrama de classes do *software*, assim como uma descrição de cada classe.

5.2 Diagrama de Caso de Uso

Na figura 17 é mostrado o diagrama de caso de uso.

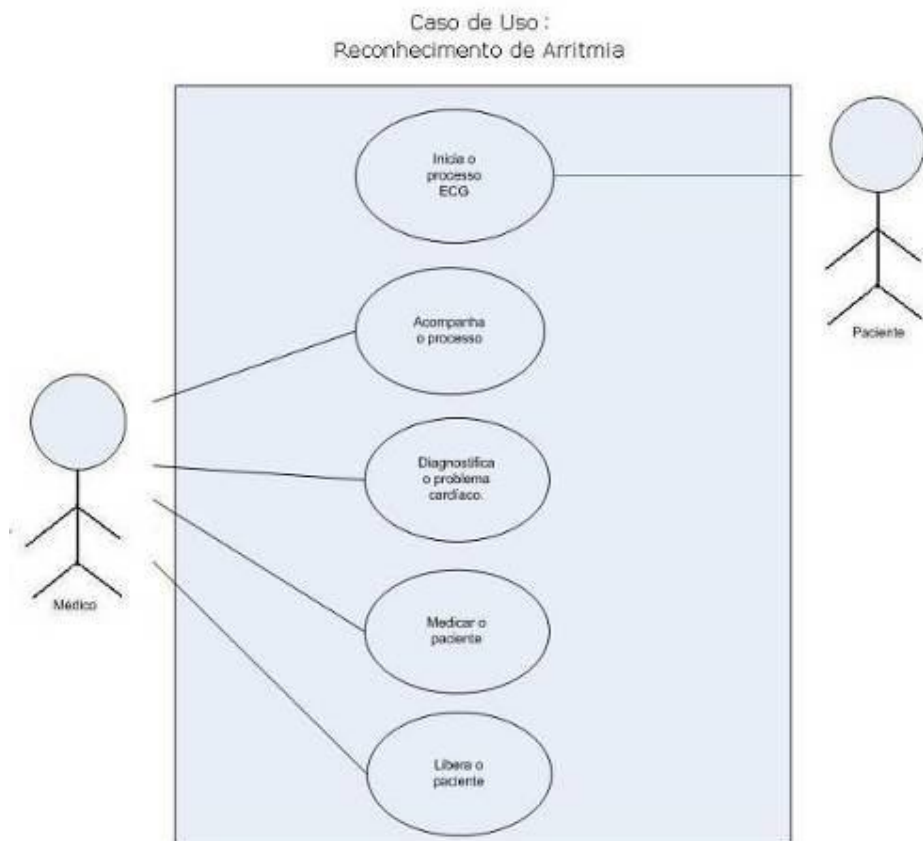


Figura 17. Diagrama de Caso de Uso.

Abaixo a descrição do caso de uso:

- Caso de Uso: Inicia Processo ECG
 - Atores: Paciente.
 - Tipo: Primário
 - Descrição: O paciente é colocado no equipamento que faz a análise dos batimentos cardíacos.
-
- Caso de Uso: Acompanha o Processo
 - Atores: Médico.
 - Tipo: Primário
 - Descrição: O médico analisa as possíveis anomalias existentes no paciente e diagnóstica.
-
- Caso de Uso: Medica Paciente
 - Atores: Paciente, Médico.
 - Tipo: Primário
 - Descrição: O médico orienta na medicação do paciente e finaliza o laudo.
-
- Caso de Uso: Libera Paciente
 - Atores: Paciente, Médico.
 - Tipo: Primário
 - Descrição: O paciente é colocado no equipamento que faz a análise dos batimentos cardíacos. O médico analisa as possíveis anomalias existentes e diagnóstica, orienta na medicação liberando-o depois.

5.3 Diagrama de Classes

O diagrama de classes do *software* é visualizado na figura 18.

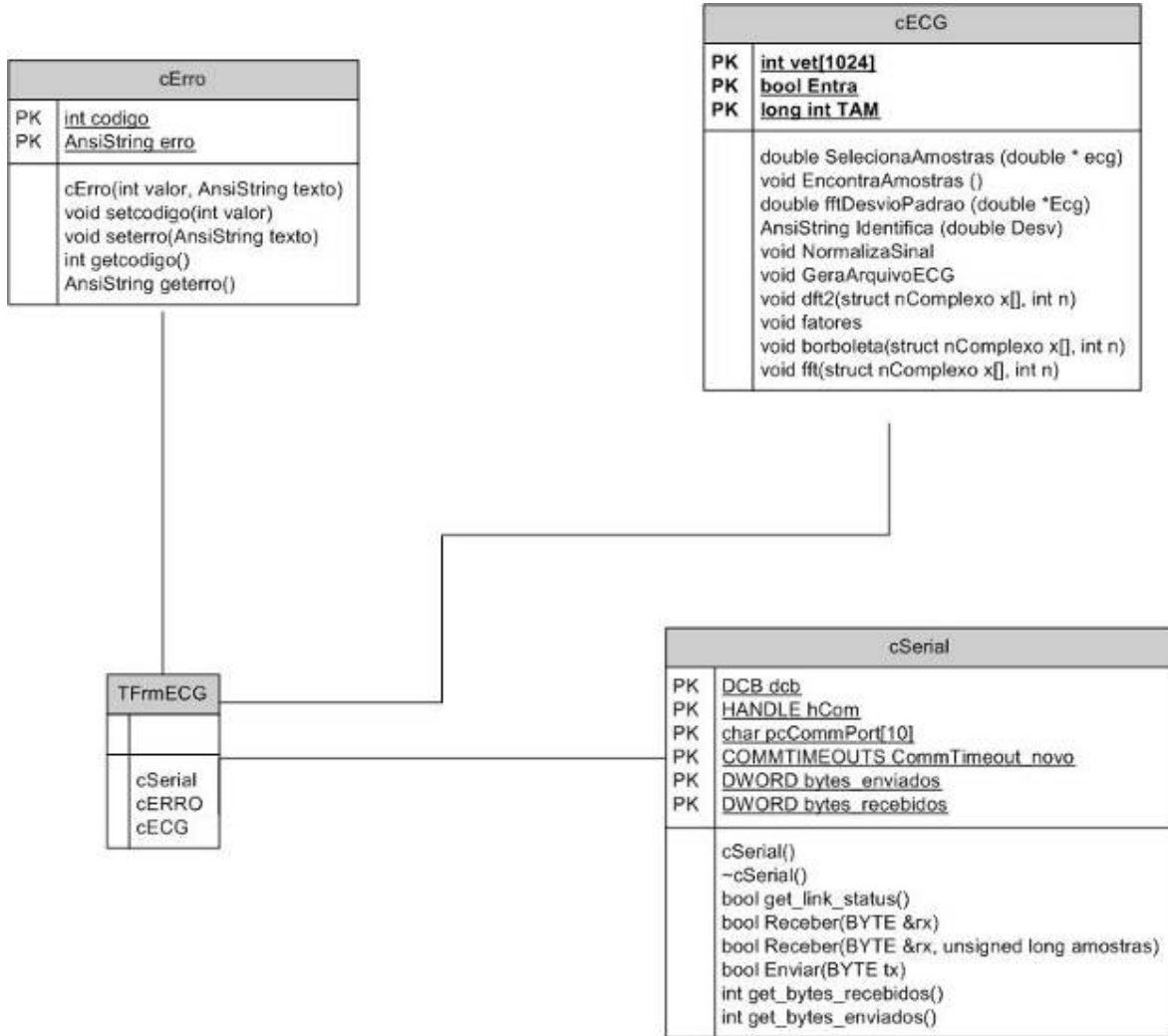


Figura 18. Diagrama de Classe.

A classe **TFrmECG** é o centro do software. Nesta classe ocorre o processamento e distribuição dos objetos. A classe **cErro** é responsável pelo tratamento de erros no software. A classe **cECG** é responsável por ler as amostras, simular o sinal graficamente e disponibilizar as informações que vem do hardware na tela principal.

A classe **cSerial** contém as configurações de transmissão e comunicação com hardware, ou sendo, responsável pelo envio e recepção do sinal.

5.4 Fluxograma do Software

Na figura 19 temos o fluxograma do software.

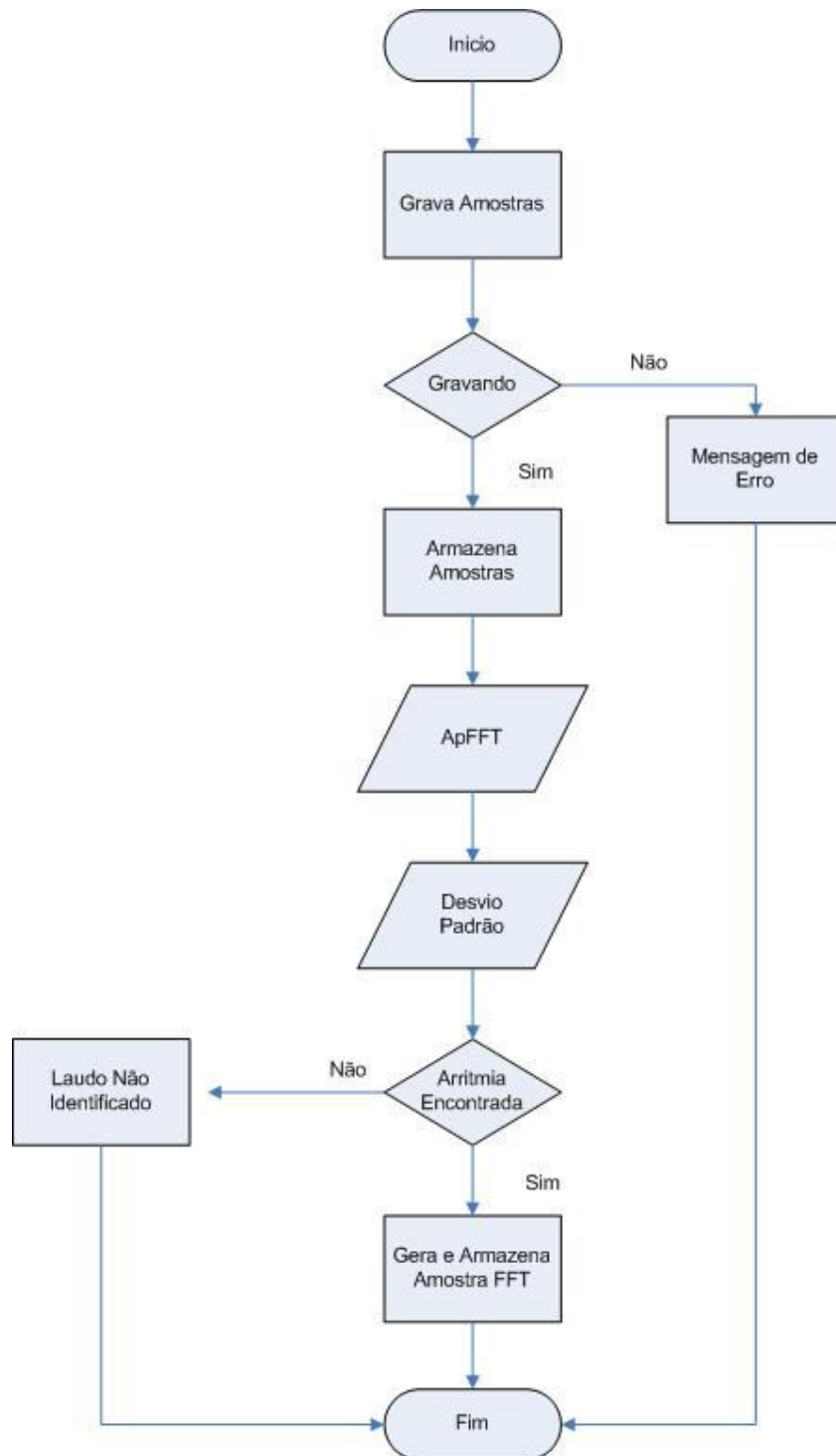


Figura 19. Fluxograma do Software.

Primeiramente o *software* recebe e grava as informações, que são as amostras.

Caso seja detectado algum erro inicial, a mensagem será informada.

Segundo passo é a aplicação do algoritmo FFT nas amostras e terceiro passo classificar as anomalias, aplicando o algoritmo de desvio padrão.

CAPÍTULO 6 – RESULTADOS

6.1 Resultado dos Testes

Foi definido desde o início do projeto a identificação de quadro tipos de arritmias, desta forma apresenta-se neste capítulo os resultados dos testes do hardware e software.

Hardware: Conforme descrito no capítulo quatro, a aquisição do sinal tem auxílio do eletrodo descartável e não evasivo, conforme mostra a figura 20. Logo apos passa para o componente INA129P, que amplifica o sinal e aplica um ganho de 1000. O proximo passo é os filtros de segunda ordem, com estrutura MFB calculado para ter a frequencia de corte entre 0,1 Hz até 110 Hz. A figura 21 apresenta a caixa do circuito do filtro.



Figura 20. Eletrodos descartáveis.



Figura 21. Caixa de filtros do circuito.

Apos a calibração dos filtros, o proximo passo é a parametrização do microcontrolador, PIC 16F877. Este trabalha com 4 KHz de amostragem, coleta 1024 amostras em cada 0.25 segundos e a taxa de comunicação serial está selecionada para 115200 Kbps. A alimentação é de 9 volts. A figura 22 apresenta a caixa do microcontrolador.



Figura 22. Caixa do microcontrolador.

Software: O software é maleável e interage com o usuário em tempo real. A calibração do software foi iniciada primeiramente pela aquisição do sinal de uma pessoa sem anomalias cardíacas. Estes dados são salvos e internamente aplica-se o algoritmo da FFT, este algoritmo foi utilizado na disciplina de processamento de sinais e desenvolvido pelo Professor Mauricio Perreto (Ano 2005). O intuito da utilização deste algoritmo é apenas identificar os pontos das frequências para depois utilizar o desvio padrão como critério de classificação. Como são poucas arritmias para identificar foi possível aplicar o desvio padrão logo após a FFT. Assim o desvio padrão mostra qual a tendência do sinal adquirido. Portanto o desvio padrão é preciso na análise destas quatro anomalias, porém se fossemos identificar diversos tipos de arritmias, somente um cálculo estatístico como o desvio padrão sobre a FFT, não seria suficiente. Neste caso teria que usar um processo de classificação mais elaborado como uma Rede Neural por exemplo. Como é para um número reduzido de arritmias e apresenta o sinal de frequência com FFT's diferenciadas, um cálculo puramente estatístico já resolve o problema. Pelo resultado do sistema está provado que para poucas arritmias o processo funciona com sucesso.

6.2 Característica dos resultados

O Objetivo é classificação de quatro tipos de arritmias, porém com ajuda do especialista na área cardiovascular, que cedeu amostras de algumas anomalias, foram identificadas seis tipos de arritmias, porém apresenta-se neste capítulo apenas quatro arritmias conforme solicitado inicialmente pela proposta acadêmica. Detalhes sobre as características são descritas no capítulo dois. As arritmias são:

- Contração Atrial Prematura
- Taquicardia Atrial
- Ritmo Juncional Acelerado
- Fibrilação Atrial
- Coração Normal

As seqüências de imagens abaixo mostra os resultados obtidos pela aquisição do sinal.

A figura 23 apresenta a aquisição do ECG de um paciente em repouso e sem problemas de amonalias cardíacas.

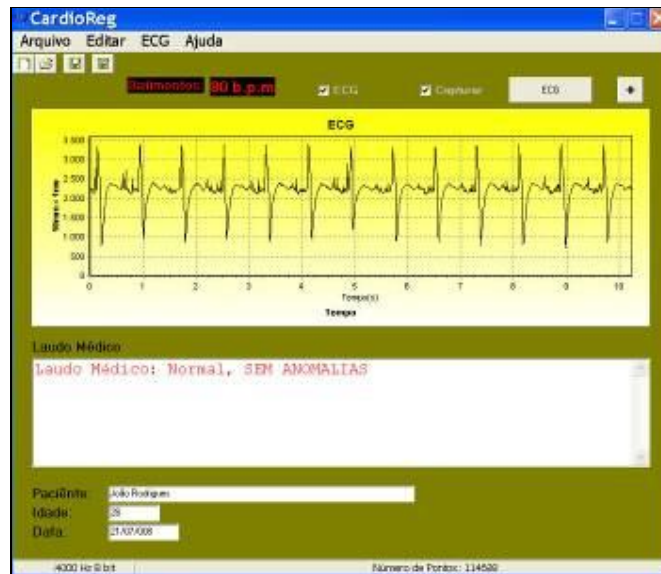


Figura 23. Laudo médico sem problemas de arritmias.

A figura 24 até a figura 26, apresenta os resultados com o laudo médicos das arritmias cardíacas.

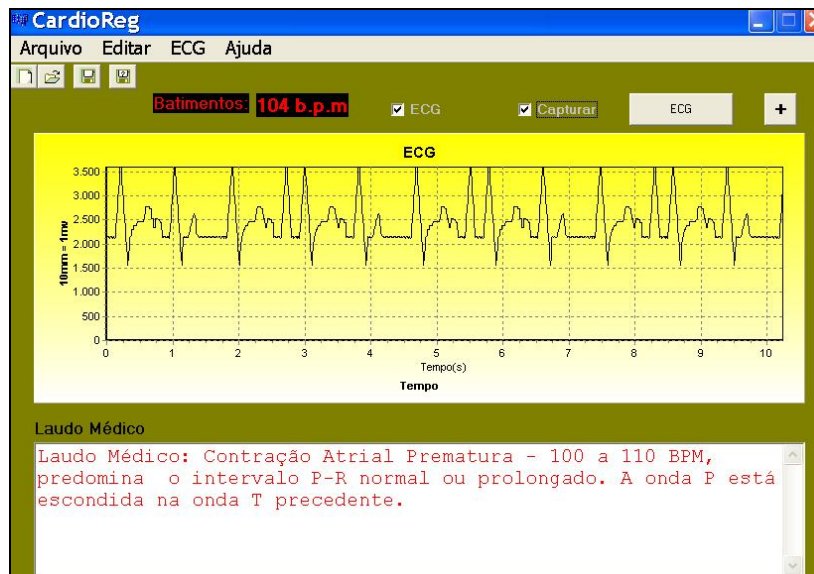


Figura 24. Contração Atrial Prematura.

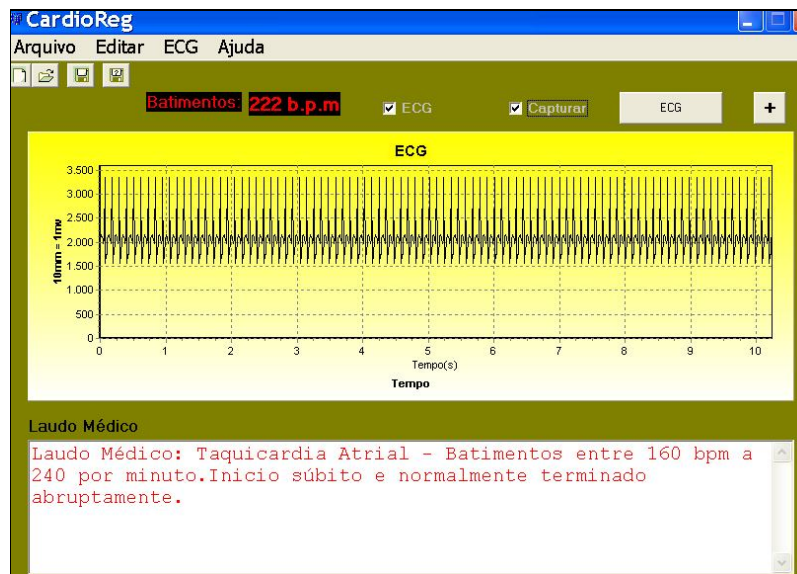


Figura 25. Resultado do Laudo: Taquicardia Atrial.

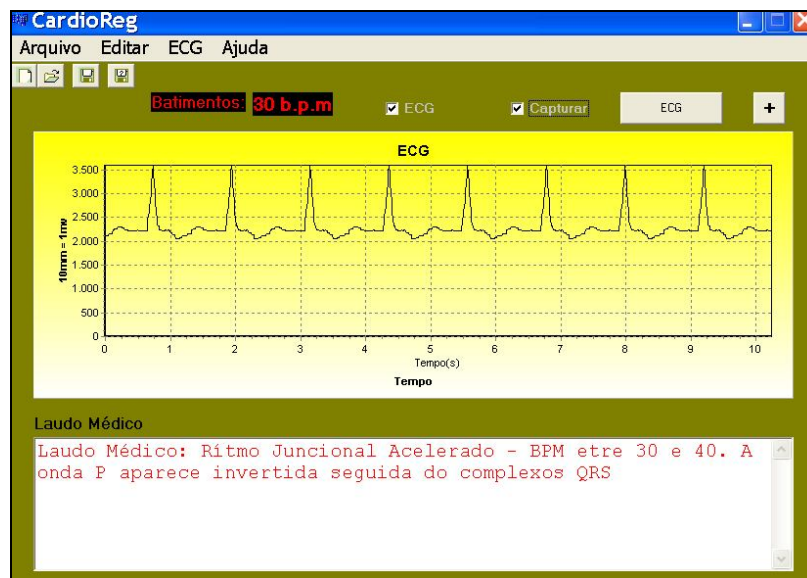


Figura 26. Resultado do Laudo: Ritmo Juncional Acelerado.

CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO

No projeto houve diversos imprevistos que mostrou-se inviável ou até mesmo impossível , como por exemplo ausência de mais colaboradores para a coleta dos sinais para identificação das anomalias cardíacas. Esta ausência foi contornada com a ajuda de especialistas que cederam informações e dados da aquisição do sinal de arritmias.

O hardware mostrou-se apto ao o projeto proposto e gerenciou perfeitamente as informações e aquisição do sinal.

O software apresentou ótimo desempenho para as coletas das amostras, processando e informando ao especialista o laudo médico com precisão.

Futuramente, novas propostas de aperfeiçoamento podem ser sugeridos como:

- Porta de comunicação USB
- Usar banco de filtros digitais
- Detectar outras anomalias cardíacas
- Aplicar outro metodo de busca e qualificação, como por exemplo rede neurais.
- Visualização mais amigável do software.

CAPÍTULO 8 – REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

PERRRTO, Mauricio. Aplicação do Algoritmo de Otimização por Colônia de Formigas aos Problemas de Reconstrução de Árvores Filogenéticas e Dobramento de Proteínas, 2005.

DUBIN, Dale B. Interpretação Fácil do ECG, 1999.

THALER, M. S. Eletrocardiogram, 1997.

EDMINISTER, J. A.: Circuitos Elétricos, 1985.

PERTENCE Jr., A.: Amplificadores Operacionais e filtros ativos: Teoria, projetos, aplicações e laboratório, 1996.

WEBSTER, JOHN: Medical Instrumentation, 1998.

SOMMERVILLE, IAN: Engenharia de Software, 2003.

STEIN, EMANUEL. Análise Rápida dos Eletrocardiogramas, 2001.

DINIZ, PAULO SERGIO RAIREZ. Processamento Digital de Sinais, 2004.