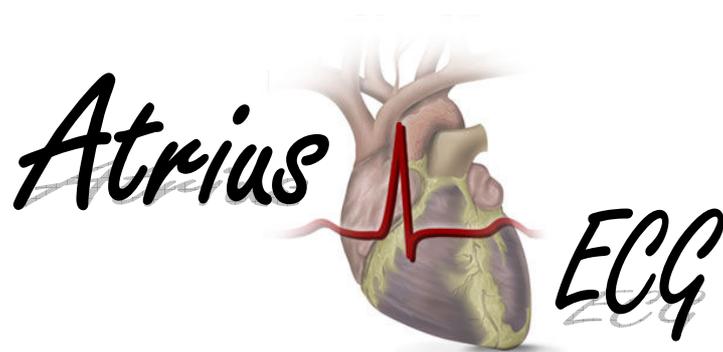


PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DE TECNOLOGIA



CURITIBA

2009

**GEOVANE VINICIUS FERREIRA  
JHONY KAESEMODEL PONTES**

**ATRIUS ECG**

**Proposta de trabalho apresentado ao curso de Engenharia de Computação (Turma U – Noturno) do Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como critério de avaliação do PA Microprocessadores I.**

**Orientador: Prof. Afonso Ferreira Miguel.**

**CURITIBA**

**2009**

## ÍNDICE

<b>1- INTRODUÇÃO.....</b>	<b>5</b>
<b>2- FISIOLOGIA DO CORAÇÃO.....</b>	<b>6</b>
2.1. Atividade Elétrica do Coração e o Eletrocardiograma .....	6
2.2. Atividade Elétrica do Coração .....	6
2.3. Eletrocardiograma .....	8
2.4. Correção Entre o ECG e as Bulhas Cardíacas.....	10
2.5. Arritmias Detectadas Pelo Eletrocardiógrafo.....	10
2.6. Flutter e Fibrilação .....	11
2.7. Passos da Atividade Elétrica do Coração.....	12
<b>3- PLANO DE TRABALHO .....</b>	<b>13</b>
<b>4- AMPLIFICADORES .....</b>	<b>14</b>
4.1. Amplificador de Instrumentação INA129 .....	14
4.2. Não-Inversores .....	15
4.3. Diferenciais .....	15
<b>5- COMPARADORES DE TENSÃO.....</b>	<b>16</b>
<b>6- FILTROS.....</b>	<b>17</b>
6.1. Passa-Baixa .....	17
6.2. Passa-Alta.....	17
<b>7- ETAPAS DO CIRCUITO .....</b>	<b>18</b>
<b>8- MICROCONTROLADOR AT89S52.....</b>	<b>20</b>
<b>10- CONCLUSÃO .....</b>	<b>21</b>

## ÍNDICE DAS FIGURAS

<b>FIGURA 01:</b> Derivações eletrocardiográficas .....	<b>9</b>
<b>FIGURA 02:</b> Algumas arritmias detectadas pelo ECG .....	<b>11</b>
<b>FIGURA 03:</b> Bloqueios AV .....	<b>11</b>
<b>FIGURA 04:</b> Diagrama em Blocos .....	<b>13</b>
<b>FIGURA 05:</b> Símbolo de um Amplificador OP.....	<b>14</b>
<b>FIGURA 06:</b> Configuração de um amplificador não inversor e sua fórmula de tensão na saída .....	<b>15</b>
<b>FIGURA 07:</b> Configuração de um amplificador diferencial .....	<b>15</b>
<b>FIGURA 08:</b> Sinal ECG na saída do Ina129 .....	<b>18</b>
<b>FIGURA 09:</b> Saída apos filtragem e amplificação .....	<b>18</b>
<b>FIGURA 10:</b> Saída do Diferenciador .....	<b>19</b>
<b>FIGURA 11:</b> Sinal de Entrada no Microcontrolador .....	<b>19</b>

## 1- INTRODUÇÃO

A proposta deste projeto é a implementação de um Eletrocardiógrafo, pelo fato de que problemas cardiológicos decorrentes de anomalias, doenças e estresse causado pelo mundo agitado que vivemos hoje, está cada vez maior, mas que muitas vezes poderia ser evitado por simples hábitos de monitorar o coração através de eletrocardiogramas evitando assim problemas graves no futuro.

O coração humano pode ser considerado um grande músculo que bate apenas por contrações musculares. Conseqüentemente, estas contrações causam uma diferença de potencial.

O campo despolarizante no coração é um vetor que altera a sua direção e magnitude através do ciclo cardíaco. Esse sinal de *ECG* (Eletrocardiograma) mostra ao clínico as formas de ondas elétricas associadas com as contrações dos ventrículos e artérias. A partir desse, o clínico pode determinar o tempo das contrações dos ventrículos e artérias e avaliar a magnitude relativa das polarizações e despolarizações ventriculares e arteriais. Estas informações podem permitir a identificação de anomalias no coração.

A obtenção desses sinais cardíacos será feita por intermédio de dois sensores de contato e um terceiro de aterramento, encostados à pele do paciente. Primeiramente o sinal será amplificado e filtrado para assim poder ser digitalizado através de um conversor Analógico/Digital, assim podendo ser tratado por um microprocessador. Como forma de informação haverá LEDs indicando qual a situação dos batimentos cardíacos:

- **VERDE:** Frequência Cardíaca Normal.
- **AMARELO:** Frequência Cardíaca Baixa.
- **VERMELHO:** Frequência Cardíaca Alta.

Será mostrada também a grandeza *frequência cardíaca* (BPM) do paciente em um monitor e talvez um possível gráfico do sinal no decorrer do tempo.

## 2- FISILOGIA DO CORAÇÃO

### 2.1. Atividade Elétrica do Coração e o Eletrocardiograma

A região marca-passo do coração (nó AS) apresenta uma despolarização espontânea que produz potenciais de ação, resultando no batimento automático do coração. Células miocárdicas atriais conduzem impulsos elétricos que são transmitidos aos ventrículos por um tecido de condução especializada. As ondas eletrocardiográficas correspondem aos seguintes eventos elétricos do coração:

- Onda P (despolarização atrial);
- Onda QRS (despolarização ventricular);
- Onda T (repolarização ventricular).

### 2.2. Atividade Elétrica do Coração

Quando o coração de um sapo é removido e todas as suas interações neurais são seccionadas, ele ainda continua a bater enquanto as células miocárdicas permanecerem vivas. A natureza automática do batimento cardíaco denomina-se automaticidade. Como consequência de experimentos com células miocárdicas isoladas e da experiência clínica com pacientes que apresentam distúrbios cardíacos específicos, muitas regiões do coração revelaram ser capazes de produzir potenciais de ação e atuar como marca-passos. No entanto, num coração normal, somente uma região apresenta atividade elétrica espontânea e, em razão disso, atua como um marca-passo. Essa região marca-passo denomina-se nó sinoatrial (ou nó SA). O nó SA está localizado no átrio direito, próximo da abertura da veia cava superior.

As células do nó SA não mantêm um potencial de membrana de repouso da maneira que os neurônios ou as células musculares em repouso. Em vez disso, durante o período de diástole, o nó SA apresenta uma despolarização espontânea lenta denominada potencial de marca-passo. O potencial de membrana inicia-se em torno de -60 mV e, gradualmente, despolariza-se a -40 mV o limiar para a produção de um potencial de ação nessas células. A difusão de  $\text{Ca}^{2+}$  através de aberturas na membrana denominadas canais de cálcio lentos produz essa despolarização espontânea. No nível do limiar de despolarização, outros canais denominados canais de cálcio rápidos, se

abrem e o  $\text{Ca}^{2+}$  difunde-se rapidamente para o interior das células. A abertura de canais de  $\text{Na}^+$  para o interior das células também podem contribuir para a fase de disparo do potencial de ação nas células marca-passo. A reposição é de canais de  $\text{K}^+$  e pela difusão de  $\text{K}^+$  para o exterior, como ocorre em outros tecidos excitáveis previamente analisados. Após a repolarização a  $-60$  mV ser obtida, começa um novo potencial de marca-passo, culminando novamente com um potencial de ação no final da diástole.

Algumas outras regiões do coração, incluindo a área em torno do nó SA e do fascículo atrioventricular, podem produzir potenciais de marca-passo. Entretanto, a velocidade da despolarização espontânea dessas células é mais lenta que a do nó SA. Portanto, as células que produzem potenciais de marca-passo são estimuladas por potenciais de ação do nó SA antes delas poderem estimular a si próprias por meio de seus potenciais de marca-passo. Quando potenciais de ação do nó SA são impedidos de atingir essas áreas (por meio do bloqueio de condução), eles geram potenciais de marca-passo em sua própria frequência e servem como locais de origem de potenciais de ação. Outro marca-passo deferente do nó SA denomina-se marca-passo ectópico ou, alternativamente ou, alternativamente, foco ectópico. Desta análise, está claro que o ritmo estabelecido por pelo nó SA.

Quando outra célula miocárdica é estimulada por potenciais de ação. A maioria das células miocárdicas possui potenciais de membrana de repouso de aproximadamente  $-90$  mV. Quando estimuladas por potenciais de ação da regia marca-passo, essas células são despolarizadas até o ponto liminar em que os canis de  $\text{Na}^+$  controlados pela voltagem se abrem. A fase de disparo do potencial de ação de células não marca-passo deve-se à difusão de  $\text{Na}^+$  para o interior. Após a reversão rápida da polaridade da membrana, o potencial de membrana diminui rapidamente para cerca de  $-15$  mV. No entanto de modo diferente do potencial de ação de outras células, esse nível de despolarização se mantém por 200 a 300 ms antes da repolarização. Essa fase de platô decorre da difusão lenta de  $\text{Ca}^{2+}$  para o interior que equilibra a difusão lenta de cátion para fora. A repolarização rápida no final da fase de platô é obtida, como em outras células, pela abertura de canais de  $\text{K}^+$  e pela conseqüente difusão rápida de  $\text{K}^+$  para o exterior.

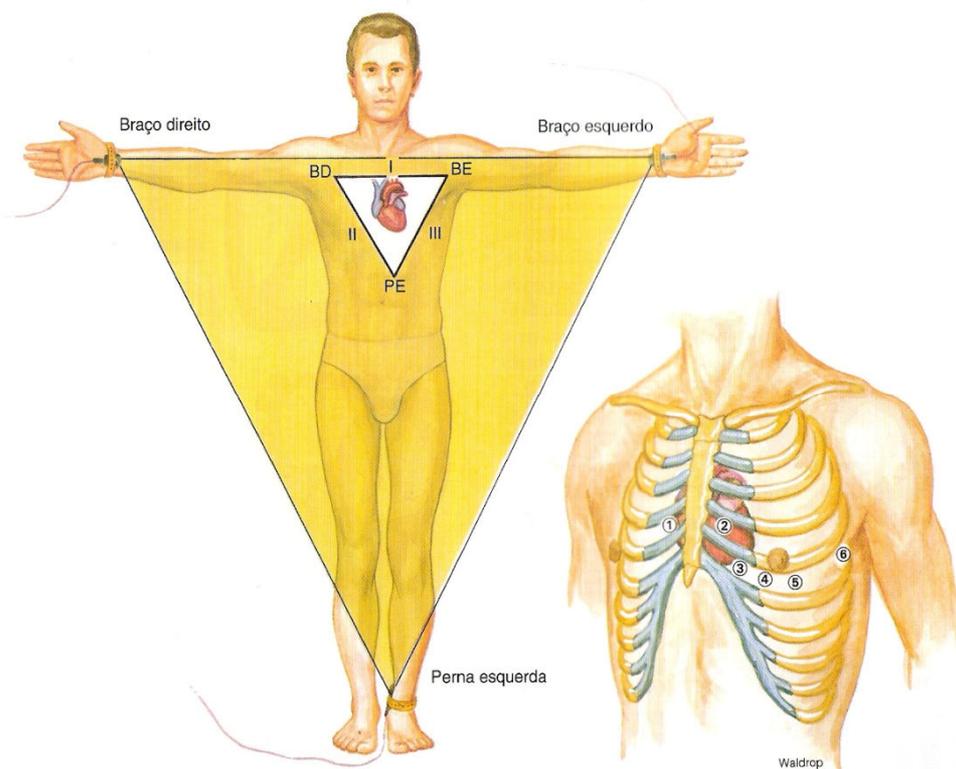
### 2.3. Eletrocardiograma

Um par de eletrodos superficiais colocado diretamente sobre o coração registra um padrão repetitivo de alterações de potencial. À medida que potenciais de ação se disseminam dos átrios aos ventrículos, a voltagem mensurada entre esses dois eletrodos varia de uma forma que fornece um “retrato” da atividade do coração.

O corpo é um bom condutor de eletricidade porque os líquidos teciduais possuem alta concentração de íons que se movem (criando uma corrente) em resposta às diferenças de potencial geradas pelo coração são conduzidas então à superfície corporal, onde elas podem ser registradas por eletrodos superficiais colocadas sobre a pele. O registro obtido denomina-se eletrocardiograma (ECG). O dispositivo de registro chama-se eletrocardiógrafo. Alterando-se a posição dos eletrodos de registro, um observador pode obter um retrato mais completo dos eventos elétricos.

Existem dois tipos de eletrodos de registro eletrocardiográfico, ou “derivações”. As derivações bipolares de extremidades registram a voltagem entre os eletrodos colocados nos punhos e nas pernas. Essas derivações bipolares incluem a derivação I (do braço direito ao braço esquerdo), a derivação II (do braço direito à perna esquerda) e a derivação III (do braço esquerdo à perna esquerda). Utiliza-se a perna direita como derivação terra. Nas derivações unipolares, a voltagem é registrada entre um único “eletrodo explorador” colocado sobre o corpo e um eletrodo integrado no eletrocardiógrafo e mantido num potencial zero (terra).

As derivações unipolares de extremidades são colocadas no braço direito, braço esquerdo e perna esquerda, e são abreviadas como AVR, AVL e AVF, respectivamente. As derivações unipolares torácicas são numeradas de 1 a 6, começando pela posição da linha média.



**Figura 1– Derivações eletrocardiográficas. Posicionamento das derivações bipolares de extremidades e do eletrodo explorador das derivações unipolares torácicas num eletrocardiograma (ECG). As posições torácicas numeradas correspondem a V1 até V6.**

Portanto, existe um total de doze derivações eletrocardiográficas padrões que “vêm” o padrão mutante da atividade elétrica do coração sob diferentes perspectivas. Isso é importante porque certas anormalidades são mais bem observadas com determinadas derivações e podem não ser visíveis nas outras.

Cada ciclo cardíaco produz três ondas eletrocardiográficas distintas, designadas como P, QRS e T. Deve-se observar que essas ondas não são potenciais de ação. Elas representam alterações de potencial entre duas regiões da superfície do coração que são produzidas pelo efeito composto de potenciais de ação de numerosas células miocárdicas. Por exemplo, a disseminação da despolarização através dos átrios produz uma diferença de potencial que é indicada por uma deflexão ascendente da linha do ECG. Quando cerca de metade da massa dos átrios é despolarizada, essa deflexão ascendente atinge um valor máximo porque a diferença de potencial entre as porções despolarizadas e as não estimuladas dos átrios encontra-se no máximo. Quando toda a massa dos átrios é despolarizada, o ECG retorna à linha de base porque todas as regiões

dos átrios apresentam a mesma polaridade. A disseminação da despolarização cria a onda P.

Do mesmo modo, a condução do impulso nos ventrículos cria uma diferença de potencial que resulta numa deflexão ascendente aguda da linha do ECG, a qual, a seguir, retorna à linha de base quando toda a massa dos ventrículos encontra-se despolarizada. A disseminação da despolarização nos ventrículos é representada pela onda QRS. A fase de platô dos potenciais de ação cardíacos está relacionada com o segmento S-T do ECG. Finalmente, a repolarização dos ventrículos produz a onda T.

#### **2.4. Correção Entre o ECG e as Bulhas Cardíacas**

A despolarização dos ventrículos, indicada pela onda QRS, estimula a contração ao promover a captação de  $\text{Ca}^{2+}$  para o interior das regiões dos sarcômeros. Por essa razão, observa-se a onda QRS no início da sístole. A elevação da pressão intraventricular resultante faz com que as válvulas AV se fechem, de modo que a primeira bulha cardíaca ( $S_1$ , ou “Tum”) seja produzida imediatamente após a onda QRS.

A repolarização dos ventrículos, indicada pela onda T, ocorre ao mesmo tempo em que os ventrículos relaxam no início da diástole. A conseqüente queda da pressão intraventricular faz com que as válvulas da aorta e do tronco pulmonar se fechem, de modo que a segunda bulha cardíaca ( $S_2$ , ou “tac”) é produzida logo após o início da onda T em um eletrocardiograma.

#### **2.5. Arritmias Detectadas Pelo Eletrocardiógrafo**

Arritmias, ou ritmos cardíacos anormais, podem ser detectados e descritos pelos traçados eletrocardiográficos anormais que produzem. Como um batimento cardíaco ocorre sempre que um complexo QRS é observado, e como o papel de registro eletrocardiográfico move-se numa velocidade conhecida (o seu eixo x indicando o tempo), a freqüência cardíaca (batimentos por minuto) pode ser facilmente obtida a partir de um registro eletrocardiográfico. Uma freqüência cardíaca inferior a sessenta batimentos por minuto indica bradicardia e uma freqüência superior a cem batimentos por minuto é descrita como taquicardia.

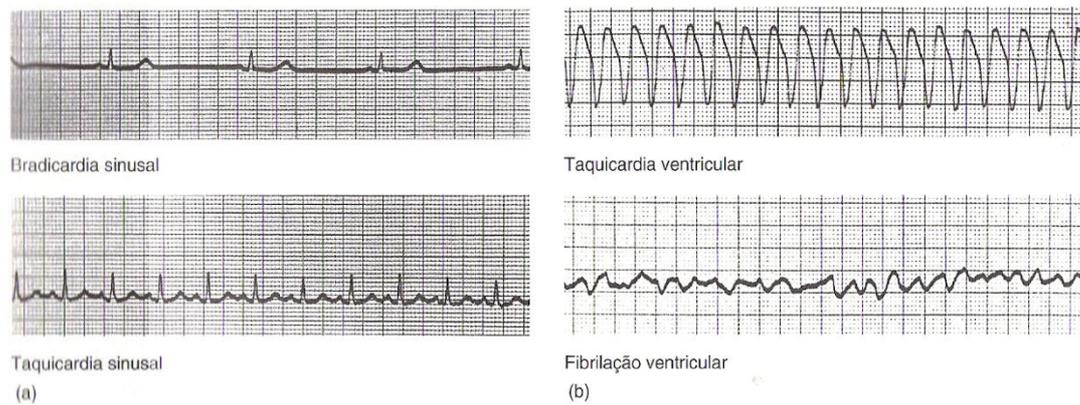


Figura 2 - Algumas arritmias detectadas pelo ECG.

## 2.6. Flutter e Fibrilação

Freqüências extremamente rápidas de excitação elétrica e a contração atrial ou ventricular podem produzir flutter ou fibrilação. No flutter, as contrações são muito rápidas (200-300 por minuto), mas coordenadas. Na fibrilação, ocorrem contrações de diferentes grupos de fibras miocárdicas em momentos diferentes, de modo que é impossível uma ação de bombeamento pelas câmaras cardíacas.

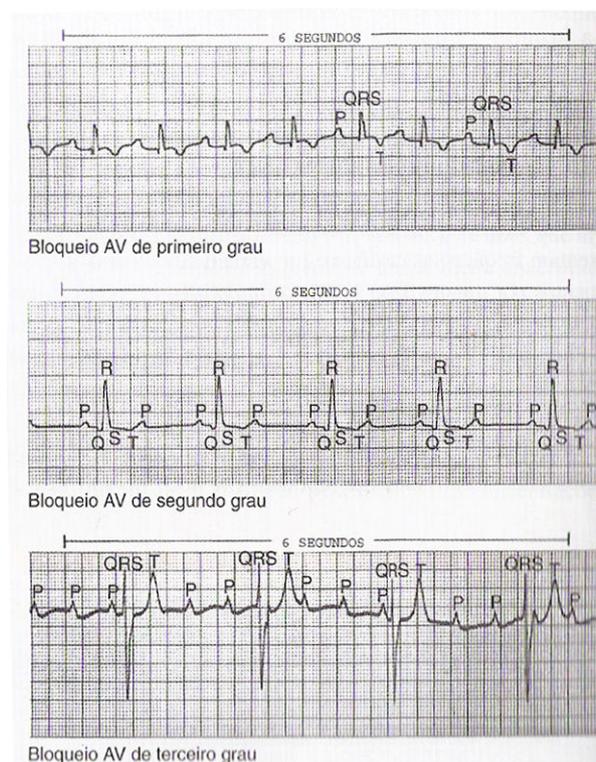


Figura 3 - Bloqueios AV.

## 2.7. Passos da atividade elétrica do coração

**I.** No coração normal, os potenciais de ação originam-se no nó SA em decorrência da despolarização espontânea denominada potencial de marca-passo.

- A.** Quando essa despolarização espontânea atinge um valor liminar, a abertura dos canais de  $\text{Na}^+$  controladas pela voltagem e a dos canais de  $\text{Ca}^{2+}$  rápidos produzem o potencial de ação.
- B.** A repolarização é produzida pela difusão do  $\text{K}^+$  para o exterior, mas um potencial de repouso da membrana estável não é obtido porque a despolarização espontânea volta a ocorrer.
- C.** Outras células miocárdicas são capazes de produzir atividade espontânea, mas o nó SA é o marca-passo normal porque a sua velocidade de despolarização espontânea é a mais rápida.
- D.** Quando o potencial de ação produzido pelo nó SA atinge outras células miocárdicas, elas produzem potenciais de ação com uma fase de platô longa por causa da lenta difusão de  $\text{Ca}^{2+}$  para o interior.
- E.** O potencial de ação longo e o período refratário longo das células miocárdicas permitem que toda a massa celular encontre um período refratário durante a contração. Isso impede que o miocárdio seja estimulado novamente após relaxar.

**II.** O padrão regular da condução cardíaca produz um padrão variável de diferenças de potenciais entre dois pontos da superfície corporal.

- A.** O registro desse padrão variável causado pela atividade elétrica do coração denomina-se eletrocardiograma (ECG).
- B.** A onda P é produzida pela despolarização dos átrios; o complexo QRS é produzido pela despolarização dos ventrículos; e a onda T é produzida pela repolarização dos ventrículos.

### 3- PLANO DE TRABALHO

Para a obtenção dos sinais de cardíacos foi utilizado um simulador de ECG (Lion-Heart 1) o qual simula dois sensores de contato e um terceiro de aterramento, encostados à pele do paciente. Primeiramente o sinal será amplificado com um ganho de 10 e passara por mais etapas de amplificação após isso o sinal será filtrado e diferenciado para assim poder ser tratado pelo microprocessador AT89S52. Como forma de informação haverá LEDs e um Buzzer indicando qual a situação dos batimentos cardíacos:

- **VERDE:** Frequência Cardíaca Normal.
- **AMARELO:** Frequência Cardíaca Baixa.
- **VERMELHO:** Frequência Cardíaca Alta.

Também é mostrada a grandeza *frequência cardíaca* (BPM) do paciente em um display LCD 16x2.

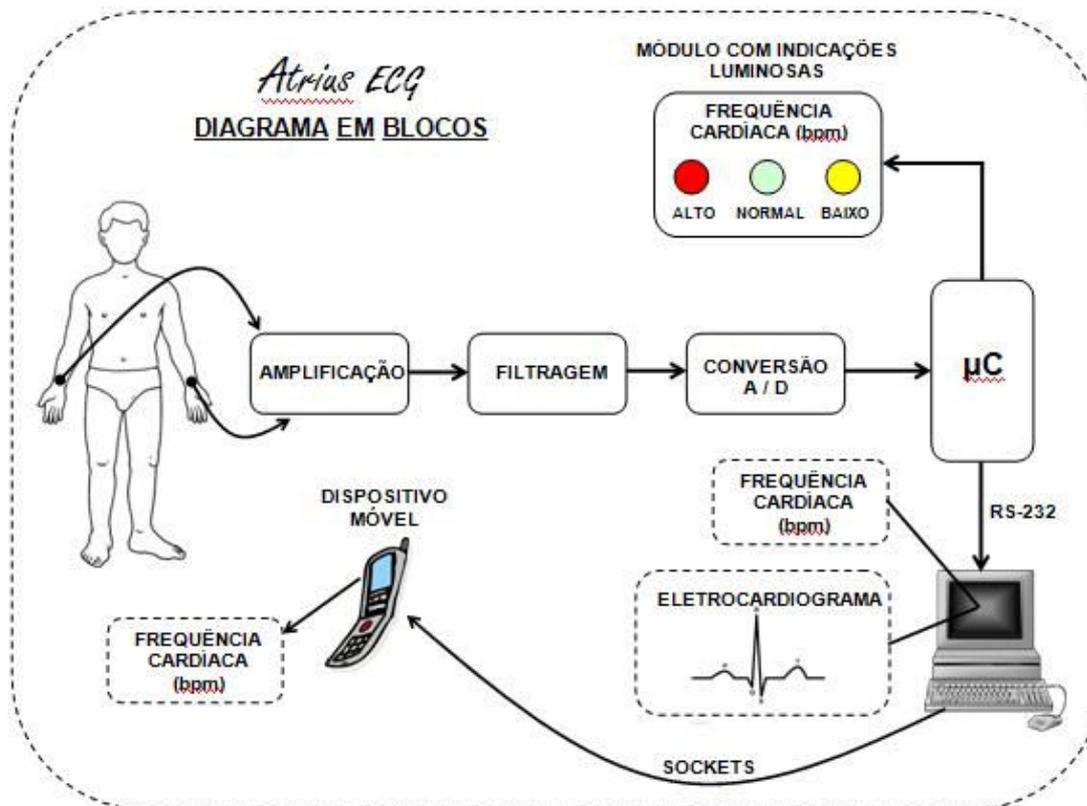


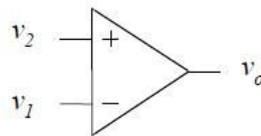
Figura 4 - Diagrama em Blocos

#### 4- AMPLIFICADORES

Um amplificador operacional é um amplificador com um ganho muito alto que possui duas entradas, uma inversora (-) e uma não inversora (+). A tensão de saída é a diferença entre as entradas + e -, multiplicado pelo ganho em malha aberta:

$$V_{\text{out}} = (V_+ - V_-) \cdot G_{\text{malhaaberta}}$$

A saída do amplificador pode ser única ou diferencial, o que é menos comum. Os circuitos que utilizam amplificadores operacionais normalmente utilizam a realimentação negativa. Porque devido ao seu ganho elevado, o comportamento destes amplificadores é quase totalmente determinado pelos elementos de realimentação. Os amplificadores do Atrius ECG utilizados foram o INA129 e OP400 sendo necessária realimentação negativa. Para obter a tensão negativa utilizamos os reguladores de tensão 7905 e 7805 para obter -5V e +5V respectivamente.



$$v_d = v_2 - v_1$$

$v_2$  – entrada não-inversora

$v_1$  – entrada inversora

$v_o$  – saída

Figura 5 - Símbolo de um Amplificador OP.

##### 4.1. Amplificador de Instrumentação INA129

Os amplificadores INA128 e INA129 são de baixa potência, finalidade geral para amplificadores de instrumentação oferecendo excelente precisão. O INA é um amplificador muito versátil pelo seu desenho de tamanho reduzido tornando muito viável para uma ampla gama de aplicações.

#### 4.2. Não-Inversores

A conexão de realimentação negativa, também chamada de configuração de amplificador não inversor, é o uso mais comum de um amplificador operacional, porém muitas configurações diferentes são possíveis, fazendo dele um dos mais versáteis blocos de construção em eletrônica. Um amplificador não inversor como o próprio nome sugere não inverte o sinal de saída, tendo assim somente um sinal amplificado.

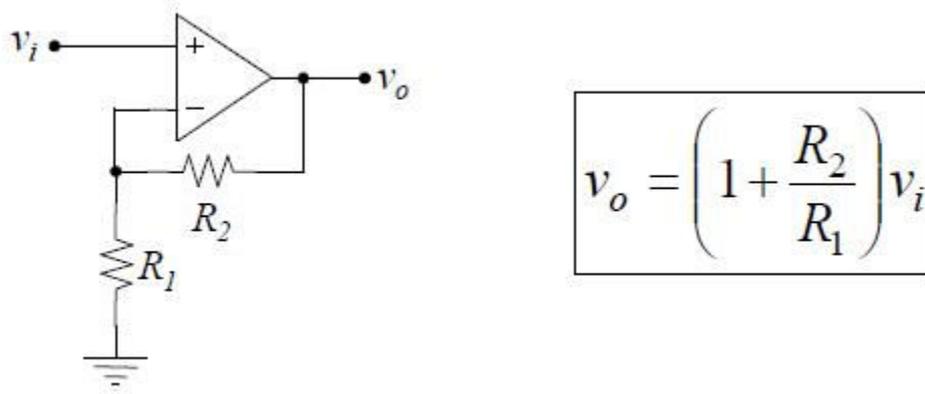


Figura 6 – Configuração de um amplificador não inversor e sua fórmula de tensão na saída.

#### 4.3. Diferencial

Um amplificador diferencial é um tipo de amplificador eletrônico que multiplica a diferença entre duas entradas por um valor constante (o ganho diferencial).

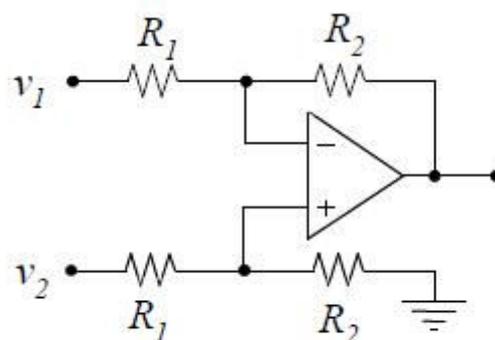


Figura 7 - Configuração de um amplificador diferencial.

## 5- COMPARADORES DE TENSÃO

Um comparador é um circuito com duas tensões de entrada (não inversora e inversora) e uma tensão de saída. Quando a tensão não inversora for maior que a tensão inversora, o comparador produzirá uma alta tensão; quando a entrada não inversora for menor que a entrada inversora, a saída será baixa. A saída alta simboliza a resposta *sim* e a resposta *não* será mais baixa.

## **6- FILTROS**

### **6.1. Passa-Baixa**

Filtro passa baixa é o nome comum dado a um circuito e que permite a passagem de baixas frequências sem dificuldades e atenua (ou reduz) a amplitude das frequências maiores que a frequência de corte. A quantidade de atenuação para cada frequência varia de filtro para filtro.

### **6.2. Passa-Alta**

O filtro passa alta possui um princípio de funcionamento oposto ao do filtro passa-baixas. Um filtro passa alta é um filtro que permite a passagem das frequências altas com facilidade, porém atenua (ou reduz) a amplitude das frequências abaixo de frequência de corte. A quantidade de atenuação para cada frequência varia de filtro para filtro.

Ele é muito utilizado para bloquear as frequências baixas não desejadas em um sinal complexo enquanto permite a passagem das frequências mais altas. As frequências são consideradas 'altas' ou 'baixas' quando estão acima ou abaixo da frequência de corte, respectivamente.

## 7- ETAPAS DO CIRCUITO

A primeira etapa do circuito é obter o sinal que vem do gerador de ECG com as derivações do braço direito e esquerdo. Para isto utilizamos o INA129, usando neste um ganho de dez para não saturar o sinal.

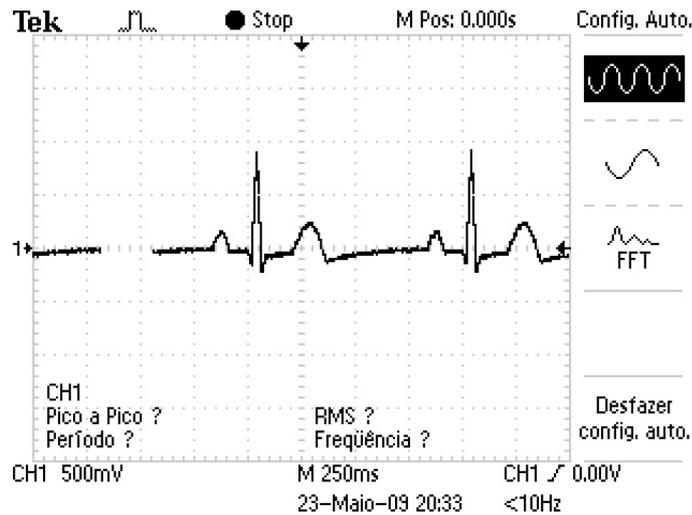


Figura 8 – Sinal ECG na saída do Ina129.

Após obter o sinal ECG este passa por mais um amplificador não inversor com um ganho de cem logo em seguida passa por um filtro passa baixa.

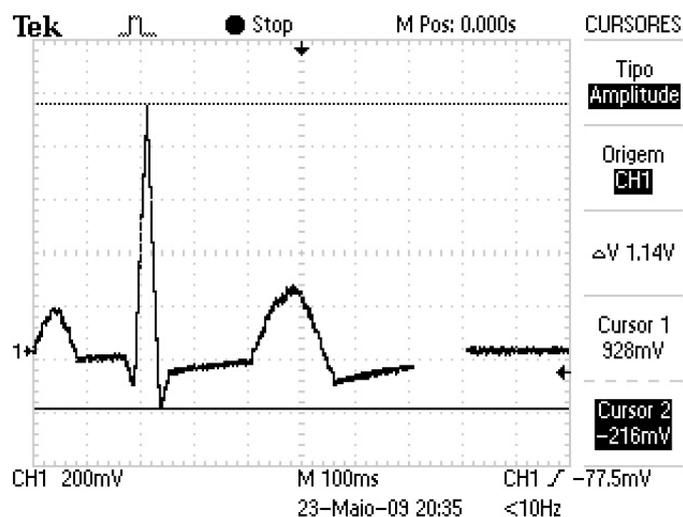


Figura 9 - Saída após filtragem e amplificação.

A próxima etapa do circuito é passar por um diferenciador para podermos obter os picos do sinal, logo em seguida o sinal passa por mais uma etapa de amplificação novamente com um aplicador não inversor e com um ganho de cem.

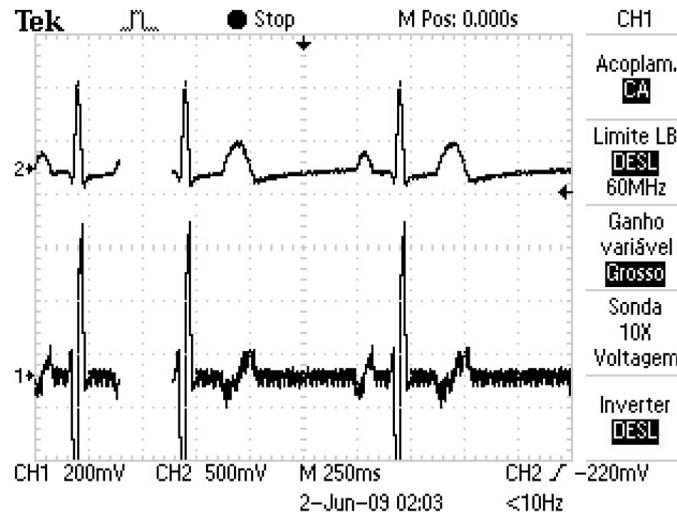


Figura 10 - Saída do Diferenciador.

Realizadas estas etapas o sinal passa por um comparador, para entrar somente cinco volts na entrada no microcontrolador.

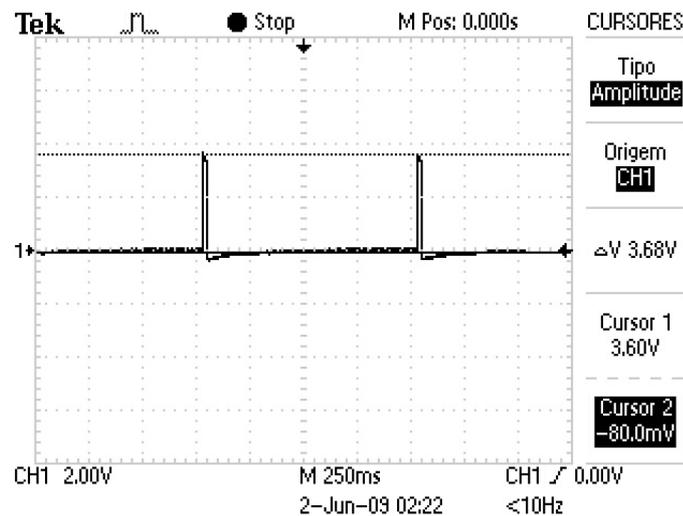


Figura 11 - Sinal de Entrada no Microcontrolador.

## 8- MICROCONTROLADOR AT89S52

O microcontrolador utilizado neste projeto foi o 89S52 da Atmel. A função do uso microcontrolador foi para através do sinal de entrada, calcular a frequência do sinal através das bordas de subida (picos de cinco volts).

Encontrado a frequência podemos calcula os batimentos por minuto. O programa para o micro foi desenvolvido em linguagem assembler utilizando a ferramenta uVision3. Para cada tipo de frequência imprimimos uma string mostrando o batimento atual, caso os batimentos estejam muito rápidos será exibida ao lado do batimento uma mensagem de perigo e também acendera o led vermelho. Para batimentos normais será mostrado os batimentos e acenderá um led verde, caso os batimentos estejam baixos, por exemplo trinta acedera o led amarelo. O microcontrolador também pode detectar duas arritmias do coração que são *bigeminy* e *vtach* onde e será mostrado o nome da arritmia a mensagem de perigo, e também acenderá o led vermelho.

## 9- CONCLUSÃO

O processo de desenvolvimento do projeto Atrius ECG decorreu como o esperado, enfrentando algumas dificuldades ao longo do caminho, mas que foram superados. A primeira dificuldade foi na compra do amplificador de instrumentação (INA 129), no qual o mesmo demorou para ser entregue atrasando a evolução do projeto. A equipe teve que estudar sobre vários tópicos entre os quais: amplificadores, filtros, fisiologia do coração, instrumentação, microcontroladores (8051) e a linguagem assembly.

As dificuldades maiores foram no tratamento do sinal gerado a partir do gerador de sinais cardíacos, passando por várias etapas até que o sinal estivesse interpretável pelo microcontrolador e na programação em assembly para fazer a leitura dos batimentos cardíacos.