

MONTEIRO, ANALDO O. (ENG.)  
 FARIAS, MARIA ADÉLIA C. (PROF. DR<sup>a</sup>)  
 CENTRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA DA  
 UNIVERSIDADE DE CAMPINAS - UNICAMP  
 SÃO PAULO - BRASIL

RESUMO

Propõe-se, neste trabalho, mostrar um equipamento baseado em um microcomputador que permita a avaliação contínua do estado funcional do coração. Como o equipamento se destina ao tratamento de pacientes cardiopatas sob observação constante, a avaliação - deve ser feita da maneira menos invasível - possível. O monitor proposto deverá avaliar o estado do coração através da análise dos intervalos RR (período entre 2 batimentos - consecutivos) do Eletrocardiograma (ECG). Compõe-se de um sistema para detecção do complexo QRS e de uma unidade processadora que deverá ter acoplada uma saída vídeo e/ou pa-

teções e, a partir daí, executar a análise dos dados e avisar o usuário caso exista alguma anomalia.

Observação: Explicações mais detalhadas sobre terminologia médica usada no texto a respeito do ECG, podem ser encontradas ao final do artigo, no Apêndice.

1.- PARTE ANALÓGICA

Um esquema geral de toda a parte analógica - (alimentada a baterias e pela rede) pode ser visto na fig. 1 - diagrama de blocos.

1.1.-Etapa Alimentada a Baterias

Amplifica o sinal de ECG até cerca de 200 mV e o transfere à etapa seguinte por meio de um acoplador óptico. A alimentação desta etapa é feita por pilhas recarregáveis de NiCd, ligadas de forma a fornecer tensões simétricas em relação ao nível terra. Com a descarga das pilhas, sua tensão cai, mas não há necessidade de regulação para os amplificadores - pois são razoavelmente imunes à variação da tensão de alimentação. A vantagem da utilização de baterias está em proporcionar proteção contra choques elétricos ao paciente, evitando por completo quaisquer riscos de choques elétricos, caso haja falha do transformador alimentador e/ou problemas de aterramento de outros equipamentos auxiliares.

Como são utilizados 3 eletrodos de captação, no primeiro estágio de amplificação usa-se um amplificador de instrumentação (diferencial) com alto índice de rejeição de modo comum - (CMRR), pois a amplitude do sinal de entrada é baixa (cerca de 1,0 mV) e o nível de ruído é elevado. As entradas diferenciais fica ligado um circuito de proteção, capaz de suportar picos de alta tensão (como descargas de desfibriladores e bisturis elétricos) que evita transientes que possam danificar as entradas dos amplificadores e eliminando, assim, a necessidade de desconectar o aparelho do paciente no caso de alguma emergência.

O amplificador de entrada consiste de um amplificador AC de alta impedância de entrada com ganho 10. O ganho deste estágio está limitado a um valor aparentemente baixo (10), para evitar a saturação dos amplificadores seguintes quando ocorrerem variações lentas da linha de base (alteração dos potenciais de meia-célula), originadas na interface de

INTRODUÇÃO

O número de indivíduos que morrem ou se tornam incapacitados, dentro da faixa etária - produtiva, devido a patologias no sistema cardiovascular, além de ser muito grande, vem aumentando. Pesquisadores em todo o mundo têm se dedicado a atividades que visam aperfeiçoar o diagnóstico e o tratamento das doenças cardiovasculares. Constata-se - que o êxito do tratamento depende de maneira significativa da monitoração constante do estado funcional do sistema cardiovascular, para que as medidas corretivas possam ser tomadas assim que se tornem necessárias.

A idéia de utilizar-se do intervalo entre ondas R (intervalo RR) do sinal de ECG para a detecção das arritmias é bastante simples, o que leva a um sistema de baixo custo quando comparado a outros processos (detecção digital de ondas R por software), e de grande confiabilidade.

Tal sistema pode ser dividido em duas partes principais:

- Analógica (captação, amplificação e detecção) e
- Digital (processamento, armazenamento e indicação).

A parte analógica destina-se à captação do sinal de ECG, que é obtido por três (3) eletrodos de metal colocados na superfície do tórax do paciente, amplificação e filtragem para posterior detecção do complexo QRS do sinal de ECG.

A parte digital consta de um microcomputador capaz de contar os intervalos entre de-

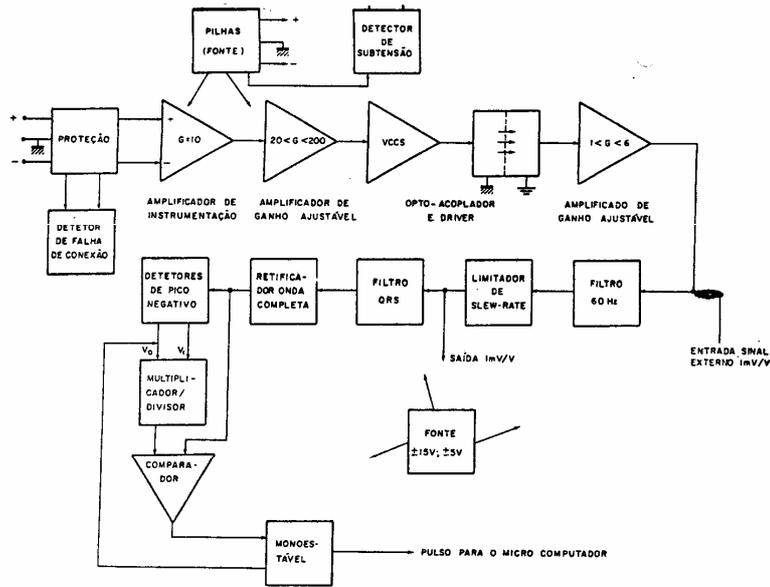


fig. 1 - Diagrama de Blocos da Parte Analógica

conexão dos eletrodos com a pele. Está incorporado neste estágio um filtro passa-altas de frequência de corte igual a 0,5 Hz; após este filtro o sinal poderá ser amplificado a um alto nível sem problemas de saturação (fig. 2), referências 4 e 5.

Segue a este circuito um amplificador não-inversor de ganho ajustável entre 20 e 200. Esta larga faixa é aconselhável para proporcionar versatilidade ao circuito no caso de substituição de componentes críticos, como o acoplador óptico, cuja taxa de transferência pode ser grandemente variável de um componente a outro.

O sinal é enviado, então, ao acoplador óptico e seu driver, permitindo a transferência

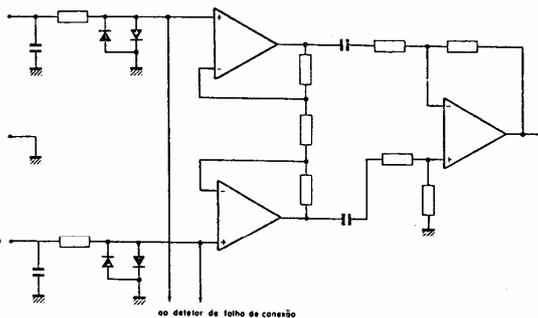


fig. 2 - Amplificador Diferencial

de sinal sem contato elétrico obtendo-se, assim o completo isolamento do paciente em relação à rede elétrica.

Têm-se ainda, incorporados nesta etapa, circuitos auxiliares, como o detector de falha de conexão e o detector de subtensão. O detector de falha de conexão indica quando algum dos eletrodos está mau conectado ao corpo do paciente. É acionado pelas correntes de polarização dos amplificadores de entrada, as quais são normalmente descarregadas pelo corpo; caso exista alguma falha de conexão de algum dos eletrodos, tal corrente levará um amplificador operacional à saturação, acionando um LED indicador. Quanto ao detector de subtensão, indica que a tensão das baterias (pilhas) está inferior a um nível pré-determinado (baixa tensão), acionando um LED indicador. Faz uso de um comparador de tensão e utiliza como referência de tensão uma junção PN polarizada diretamente.

Foram realizados diversos testes nesta etapa para que se pudesse avaliar o desempenho da mesma:

- Teste de consumo: a corrente drenada das pilhas, para tensão de alimentação dentro da faixa, não ultrapassou 4 mA, o que resulta em cerca de 250 horas de operação contínua ou mais de 10 dias, para carga completa.

- Teste do CMRR do amplificador de entrada: o CMRR AC, para várias condições de entrada não foi inferior a 86 dB ; enquanto que o CMRR DC, da mesma forma, não foi inferior a 128 dB.

- Teste de faixa de frequência passante: frequência de corte inferior 0,52 Hz frequência de corte superior 61 Hz

- Teste do tempo de recuperação: caso haja saturação momentânea dos amplificadores, durante descarga de desfibriladores ou outros artefatos, a recuperação dos mesmos se faz em menos de 3 segundos, após a retirada da perturbação.

## 1.2.-Etapa alimentada pela rede

O sinal de ECG proveniente do acoplador óptico é novamente amplificado a um nível padrão (1 V/mV) e passado por um filtro atenuador do ruído da rede (50 ou 60 Hz). A seguir o sinal passa por um circuito eliminador de sinal de marca-passo, cuja função é limitar o slew-rate em 200 V/s, eliminando por completo sinais provenientes do marca-passo do paciente, caso este exista.

Neste ponto, o sinal está pronto para ser aplicado ao detector de QRS propriamente dito, que consta de um filtro passa-banda (ênfatização do QRS), retificador de onda completa, multiplicador/divisor analógico, comparador e monoestável.

A ênfatização do QRS (filtro passa-banda) está suportada na afirmação de que a faixa de concentração (espectro) de maior potência do complexo QRS está compreendida entre 15 e 19 Hz (1). Assim sendo, um filtro centrado em 17 Hz e com  $Q = 3,4$  deverá servir para enfatizar o complexo QRS do ECG e atenuar ruídos de outras frequências que possam interferir no processo de detecção.

Um retificador de onda completa torna-se necessário após o estágio anterior pois os estágios seguintes só aceitam sinais unipolares e como o complexo QRS pode apresentar -se invertido em casos anômalos, faz-se uso deste circuito para haver um correto casamento de sinais.

À saída do retificador está ligado um duplo detector de picos, ficando disponíveis dois sinais idênticos, com a diferença que um dos detectores será resetado durante a ocorrência do QRS sendo que, desta forma, apenas o ruído estará armazenado no detector em questão. Este fica sendo o "detector de ruído", fornecendo a tensão Vr; e o outro, o detector de picos de QRS, fornece a tensão Vp. Ambos sinais são aplicados às entradas de um circuito multiplicador/divisor (M/D), implementado para executar a seguinte função:

$$V_c = \frac{1,05 \cdot V_p \cdot V_r}{V_r + 0,25 \cdot V_p}$$

onde: Vr é a tensão do detector de ruído, Vp é a tensão do detector de pico e Vc é a tensão de saída do M/D

Na função  $V_c = f(V_p, V_r)$  estão computadas variações no nível de ruído e possibilidades de falsas detecções, tendo seus coeficientes sido calculados por métodos estatísticos.

O sinal de saída Vc é aplicado a um comparador que também recebe informação do retificador de onda completa. O comparador comanda um monoestável que é disparado toda vez que a tensão proveniente do retificador ultrapassar o nível do sinal Vc. Isto ocorre sempre que acontece o complexo QRS. O pulso do monoestável reseta o detector de ruído ao mesmo tempo que envia um sinal ao microcomputador, avisando a ocorrência do evento.

O M/D analógico pode ser visto na fig. 3 e merece alguma atenção pois é trabalho implementar um divisor analógico de precisão - razoável sem incorrer num circuito muito complexo. O coração do circuito é um FET dual que executa simultaneamente as funções de divisão e multiplicação. Deve-se tomar o cuidado de se trabalhar sempre na região de resistência controlada por tensão do FET. Para isso, é aconselhável testar o FET e obter alguns pontos nesta região (2).

O pulso de saída do monoestável tem uma latência de 200 ms, pois durante esse tempo não existe possibilidade fisiológica de se ocorrer outro complexo QRS. Essa latência é também importante para se minimizar os riscos de falsas detecções.

Foram realizados testes com o detector de QRS com gravações de cerca de 1 hora de ECGs anômalos. Constatou-se a presença das seguintes arritmias: Bigeminismo, Trigemismo, Extra-Sístoles e Bloqueios A-V 2:1. Além disso, houve veram intervalos com grande variação da linha de base e ruído presente no sinal de ECG.

|                                   |      |
|-----------------------------------|------|
| - número de batimentos testados   | 3619 |
| - número de falsos positivos (FP) | 02   |
| - número de falsos negativos (FN) | 00   |

obs.- falso positivo: ocorre a detecção, mas não ocorre o QRS.

- falso negativo: ocorre o QRS, mas não ocorre detecção(pulso).

## 2.- PARTE DIGITAL

### 2.1.-Unidade de Processamento

O desenvolvimento da parte inteligente do monitor de arritmias foi baseado num algoritmo de reconhecimento de arritmias apresentado -

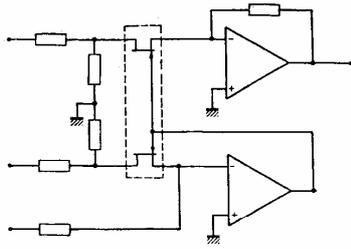


fig. 3 - M/D Analógico com FET dual

por Webster, J. G. (3). A função básica da unidade de processamento é a seguinte:

- a) detectar uma arritmia grave,
- b) soar um alarme,
- c) especificar o tipo de arritmia e
- d) mostrar alguns complexos QRS relacionados com a arritmia.

O microcomputador deve ser capaz de contar os intervalos entre as detecções, ou seja, o intervalo RR e a partir disto executar a análise dos dados, avisando o usuário caso ocorra alguma anomalia.

A análise é feita pela comparação entre a média dos últimos 8 intervalos RR com o próximo e, em alguns casos, com o seguinte a este.

A unidade processadora está baseada na CPU 8085 da Intel. Como o processamento é feito em tempo real, existe um tempo de computação limitado por isso o monitor está restrito a detectar somente as arritmias que colocam diretamente em risco a vida do paciente e as arritmias de advertência que também indicam que o paciente requer cuidados especiais.

As arritmias mais graves são: Taquicardia extrema, Bradicardia extrema, Fibrilação Ventricular e Assístole.

As arritmias de advertência são: Contrações Ventriculares Prematuras (PVC), Bigeminismo, Trigemínismo, Fenômeno R sobre T (R on T), Salto de um Batimento (Skipped Beat), Batimentos Atriais Prematuros (APB) e PVCs Interpolados.

Para que o sistema possa detectar as arritmias em tempo real, cada uma deve ter uma definição matemática relativamente simples e a condição de alarme será satisfeita sob um critério numérico exato, que poderá ser alterado através de um teclado e de acordo com os critérios do médico.

Uma definição mais objetiva das arritmias é dada a seguir, para se ter uma idéia de como um evento fisiológico pode ser modelado

matematicamente:

**Bradicardia extrema:** é a redução de frequência dos batimentos cardíacos. Se o intervalo entre dois batimentos consecutivos for maior que 1,5s (=40 bat/min), o monitor produz um alarme. Se a média dos 8 últimos intervalos-RR for maior que 1,2s (=50 bat/min), o monitor também produzirá o mesmo alarme.

**Taquicardia extrema:** é o aumento da frequência dos batimentos. Se a média for menor que 0,5s (=120 bat/min), o monitor produz um alarme.

**Assístole e Fibrilação Ventricular:** podem ser identificadas pela falta de complexos QRS por um período superior a 1,6s, quando, então, soará um alarme.

**Skipped Beat:** pode ser detectado por um intervalo RR aproximadamente igual a duas vezes a média dos 8 intervalos anteriores e se não seguir um batimento prematuro.

**Contrações Ventriculares Prematuras:** um batimento prematuro seguido por uma pausa compensadora completa indica um PVC. Usando-se apenas a análise rítmica para detecção do PVC surgem certos problemas. Primeiro, é a detecção do batimento prematuro; é difícil determinar quando um batimento é prematuro. Decidiu-se que se o intervalo RR for menor que 0,9 vezes a média anterior, tem-se um batimento prematuro. Segundo, é difícil definir exatamente uma pausa compensadora completa. Um exame em registros de PVCs, mostra que a pausa compensatória completa somada ao intervalo RR anterior, não é exatamente igual a duas vezes o intervalo médio. Portanto, se o próximo intervalo for adicionado ao anterior e se a soma for cerca de duas vezes a média, uma pausa completa é determinada. Se o PVC ocorrer em uma taxa maior que 10/min, o monitor produz um alarme.

**Fenômeno R on T:** é uma arritmia muito perigosa. É uma contração ventricular prematura que ocorre durante a repolarização ventricular (onda T). Uma vez que não é detectada a onda T, a análise deve ser feita pelo ritmo. Quando um complexo QRS ocorrer no primeiro 1/3 do intervalo RR médio e for seguido por uma pausa compensatória completa, tem-se o fenômeno R sobre T. Quando tal ocorrer, o monitor soará um alarme.

**Bigeminismo:** é uma condição onde PVCs vêm como batimentos alternados, de tal modo que cada batimento normal está parelhado com um PVC. Se dois PVCs são detectados em uma série, o Bigeminismo será indicado por um alarme do monitor.

**Trigemínismo:** é uma condição onde um batimento normal é seguido por dois batimentos prematuros e uma pausa compensadora completa. Quando for detectado, o monitor dá o alarme.

**PVCs Interpolados:** são batimentos prematuros que não são seguidos por uma pausa compensadora completa. Portanto, o intervalo RR de um batimento prematuro somado ao próximo, é aproximadamente igual à média dos intervalos RR que precederam o prematuro. Se esta condição for detectada em uma faixa superior a 10/min, um alarme soa.

**Batimentos Atriais Prematuros:** os AFBs são identificados por um batimento prematuro seguido por pausa compensadora não completa. Se ocorrerem em taxa maior que 20/min, soará um alarme.

Atualmente, o hardware e o software da unidade de processamento ainda estão sob testes, faltando poucas definições. Entretanto os diagramas gerais podem ser apreciados às figuras 4 e 5.

## 2.2.-Sistema de Visualização de Sinal

O sistema de armazenamento contínuo e visualização do sinal de ECG é baseado em memórias RAM e conversores A/D e D/A, gravando, automaticamente, os últimos 10s de ECG; além de armazenar também outros 10s de ECG, referentes à última detecção de arritmia. Estes sinais podem ser mostrados em qualquer momento, conforme a vontade do usuário, na tela de um osciloscópio comum ou gravados em papel.

O conversor A/D trabalha em conjunto com um circuito sample-and-hold (S/H), numa frequência de 100 Hz. O sinal digitalizado é guardado em uma memória RAM de 2Kx8, dividida em dois blocos de 1Kx8. Uma varredura constante é mantida no 1º bloco enquanto não houver indicação de arritmia detectada, chegando da unidade de processamento. Caso ocorra alguma arritmia, este sistema é avisado, sendo feita a transferência de varredura ao 2º bloco, ficando congelado (armazenado) o 1º bloco.

No caso do usuário necessitar ver o que está armazenado, existe um botão de parada e

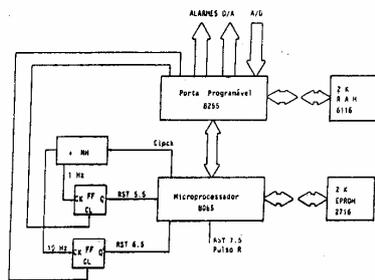


fig. 4 - Diagrama de Hardware

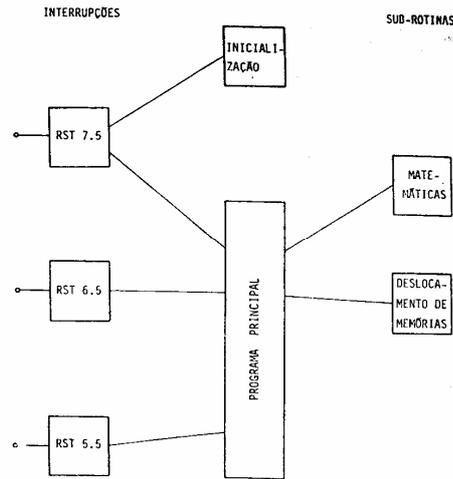


fig. 5 - Diagrama de Software

chave de seleção de bloco. O sinal é mostrado numa frequência de 50 Hz (1000 pontos) para a saída vídeo ou 0,01 Hz para a saída papel (varredura única). O diagrama geral pode ser visto à fig. 6.

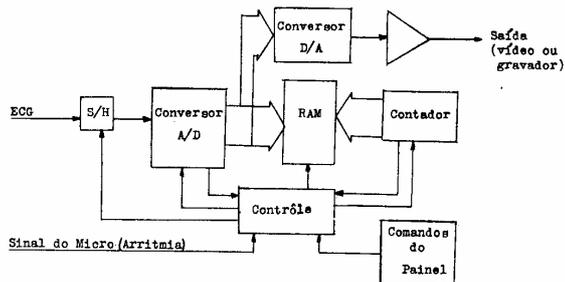


fig. 6 - Diagrama do Armazenador de sinais de ECG

## CONCLUSÃO

Foi apresentado sucintamente um sistema de monitoração constante da condição do coração, para pacientes cardiopatas. Foram feitas descrições das partes analógicas e digitais que constituem o sistema. A aplicação do mesmo é de grande valor para uma Unidade de Terapia Intensiva (UTI), onde é necessária a observação constante dos pacientes e o risco de uma desatenção humana pode trazer consequências sérias.

Devido à sua simplicidade e pouca informação enviada à unidade de processamento, este sistema tem algumas limitações, no que se refere ao número de arritmias identificadas, pois a indicação baseada apenas na análise

lise rítmica (intervalo RR) e definições matemáticas do comportamento do coração, nem sempre corresponde à realidade fisiológica. No entanto, devido ao seu baixo custo e por ter incorporado um teclado para o médico alterar os parâmetros de indicação das arritmias conforme seus princípios, este sistema torna-se muito versátil e econômico, podendo ser utilizado tanto em grandes hospitais gerais como em pequenas clínicas especializadas.

A título de pesquisas posteriores, fica a sugestão de se eliminar o detector de QRS analógico, entregando ao microcomputador o ECG digitalizado, usando uma rotina de detecção que execute a mesma função analógica. Pode-se fazer um estudo para saber se o processo de detecção do QRS e das arritmias é compatível e pode ser executado em tempo real.

Como último enfoque, deve-se mencionar que o presente trabalho serve para mostrar que equipamentos médico-hospitalares podem ser facilmente desenvolvidos, desde que exista um bom intercâmbio de informações entre médicos e engenheiros. O intuito principal não é apenas mostrar um sistema eletrônico, mas tentar motivar as pessoas a dar uma maior importância a este ramo novo da Engenharia e divulgar mais os progressos efetuados na área.

#### REFERÊNCIAS

- (1) - N. V. Thakor & J. G. Webster  
"Optimal QRS filter and Detector"  
Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - pp.7-12
- (2) - D. F. Stout & M. Kaufman  
"Handbook of Operational Amplifier Circuit Design"  
Ed. McGraw-Hill - 1976
- (3) - W. J. Tompkins & J. G. Webster  
"Design of Microcomputer-based Medical Instrumentation"  
Ed. Prentice-Hall - 1981
- (4) - J. G. Webster  
"Medical Instrumentation - Application and Design"  
Houghton Mifflin Company - 1978
- (5) - P. Strong  
"Biophysical Measurements"  
Tektronix, Inc. - 1971

#### APÊNDICE

##### O Eletrocardiograma (ECG)

O coração atua nos seres humanos como uma bomba de 4 câmaras (2 átrios-direito e esquerdo, 2 ventrículos-direito e esquerdo). Sua principal função é bombear sangue pelo organismo para nutrir os tecidos (células). O coração é um músculo e, como tal, é eletricamente excitado. Em seu funcionamento normal, existe uma propagação de um estímulo elétrico pelo miocárdio (músculo cardíaco), resultando disto, uma contração (batimento).

O ECG é a medida à distância dos potenciais (tensões) provocados pela atividade elétrica do coração. A forma de onda básica do ECG de um indivíduo normal pode ser vista na fig. 7.

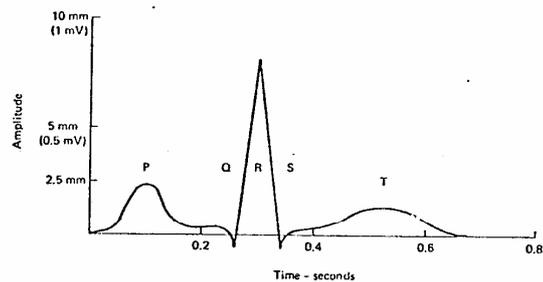


fig. 7 - O Eletrocardiograma

As ondas P, QRS e T refletem a atividade elétrica rítmica relacionadas com a contração e relaxamento dos átrios e ventrículos. O ECG é largamente utilizado na Medicina como auxiliar no diagnóstico de patologias associadas ao coração. As tensões medidas na superfície do corpo variam numa faixa de 0,5 a 4,0 mV.

#### BIOGRAFIA



MONTEIRO, ANALDO DE OLIVEIRA. Formado em Engenharia Elétrica, ênfase Eletrônica, em 1982 pela Faculdade de Engenharia Industrial (FEI) de São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil. Trabalhou durante um ano no desenvolvimento de computadores analógicos, geradores de funções e sistemas de indicação visual de processos industriais. Admitido em 1983 no plano de Mestrado em Engenharia Biomédica da Universidade Estadual de Campinas, onde trabalha atualmente. Faz parte do projeto de desenvolvimento de um monitor inteligente de arritmias cardíacas e de um amplificador para indicar a pressão arterial, a ser incorporado posteriormente no monitor de arritmias.