

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

SEGURANÇA EM EQUIPAMENTOS DE MONITORIZAÇÃO
EM SALA CIRÚRGICA E UTI
OXÍMETRO DE PULSO, CAPNÓGRAFO, MONITOR CARDÍACO E
MONITOR DE PRESSÃO NÃO INVASIVO

MARIO AUGUSTO SILVA DA PAZ

FLORIANÓPOLIS

1996

MARIO AUGUSTO SILVA DA PAZ

**SEGURANÇA EM EQUIPAMENTOS DE MONITORIZAÇÃO
EM SALA CIRÚRGICA E UTI
OXÍMETRO DE PULSO, CAPNÓGRAFO, MONITOR CARDÍACO E
MONITOR DE PRESSÃO NÃO INVASIVO**

**DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DE SANTA CATARINA**

FLORIANÓPOLIS

1996

MARIO AUGUSTO SILVA DA PAZ

**SEGURANÇA EM EQUIPAMENTOS DE MONITORIZAÇÃO
EM SALA CIRÚRGICA E UTI
OXÍMETRO DE PULSO, CAPNÓGRAFO, MONITOR CARDÍACO E
MONITOR DE PRESSÃO NÃO INVASIVO**

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título
de Mestre, especialidade em Engenharia Elétrica e aprovada em
sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em

Engenharia Elétrica



PROF. RENATO GARCIA OJEDA, Dr.
Orientador



PROF. ADROALDO RAIZER, Dr. INPG
Coordenador da Pós-graduação Eng. Elétrica

Banca Examinadora:



PROF. RENATO GARCIA OJEDA, Dr. (Presidente)



PROF. FERNANDO MENDES DE AZEVEDO, Dr.



PROF. WALTER CELSO DE LIMA, Dr.

a DEUS, meus pais, meu irmão,
meus avós, a Lúcia e a Kristen

Aos amigos

*'A Solidariedade nas horas difíceis,
faz nascer Amizades Eternas'*

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Renato Garcia Ojeda, pela orientação, amizade e admiração de sua conduta.

Ao Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB), na pessoa do Prof. Fernando Mendes de Azevedo, pelo apoio operacional que possibilitou o desenvolvimento deste trabalho, desde a aceitação ao mestrado até o seu término.

Ao Núcleo de Engenharia Clínica (NEC), pela oportunidade de desenvolvimento deste trabalho, de ampliação de meus conhecimentos e de realização de novos amigos.

A Fundação Universidade de Rio Grande, pela confiança e oportunidade para realização deste trabalho.

Ao CNPq e à CAPES, pelo apoio financeiro.

Aos amigos que contribuíram no meu dia a dia.

A Samuel, Marlene, Paulo, Ciro, Maria, Lúcia e Kristen, por todo incentivo, carinho e amor.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	viii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	viii
RESUMO	ix
ABSTRACT	x
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 PROPOSTA	2
1.1.1 Objetivo Geral	2
1.1.2 Objetivos Específicos	3
1.2 JUSTIFICATIVA	3
1.3 METODOLOGIA	4
2 CAPNÓGRAFO	6
2.1 PRINCÍPIOS DE MEDIÇÃO DE CO ₂	7
2.1.1 Espectrografia de Massa	7
2.1.2 Espectrografia Raman	8
2.1.3 Espectrografia Fotoacústica	10
2.1.4 Espectrografia Infravermelha	12
2.2 TIPOS DE CAPNÓGRAFOS QUANTO A LOCALIZAÇÃO DO SENSOR..	14
2.2.1 <i>Sidestream</i>	14
2.2.2 <i>Mainstream</i>	16
2.3 RECOMENDAÇÕES PARA UTILIZAÇÃO	17
2.4 CARACTERÍSTICAS PARA A ESPECIFICAÇÃO BÁSICA	18
3 OXÍMETRO DE PULSO	20
3.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO	20
3.2 RECOMENDAÇÕES PARA UTILIZAÇÃO	25
3.2.1 Interferências	25
3.2.2 Condições Fisiológicas	26
3.2.3 Condições técnicas	27
3.3 CARACTERÍSTICAS PARA A ESPECIFICAÇÃO BÁSICA	30

4 MONITOR CARDÍACO	31
4.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO.....	32
4.2 RECOMENDAÇÕES PARA UTILIZAÇÃO	35
4.2.1 Eletrodos	35
4.2.2 Gerais.....	37
4.3 CARACTERÍSTICAS PARA A ESPECIFICAÇÃO BÁSICA	38
5 MONITOR DE PRESSÃO NÃO-INVASIVO	40
5.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO.....	40
5.1.1 Método Auscultatório.....	40
5.1.2 Método Oscilométrico.....	41
5.1.3 Método Palpatório	43
5.1.4 Método por Infra-som	44
5.1.5 Método por Ultra-som.....	44
5.1.6 Outros Métodos.....	44
5.2 RECOMENDAÇÕES PARA UTILIZAÇÃO	45
5.3 CARACTERÍSTICA PARA A ESPECIFICAÇÃO BÁSICA.....	46
6 SEGURANÇA TOTAL	47
6.1 SEGURANÇA DA APLICAÇÃO	47
6.2 SEGURANÇA DO EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO	49
6.3 SEGURANÇA E O TREINAMENTO	52
7 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	54
7.1 DISCUSSÃO	54
7.2 CONCLUSÕES	56
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58
GLOSSÁRIO	64

Lista de Ilustrações

Figura 1 - Diagrama simplificado da espectrografia de massa	7
Figura 2 - Analisador infravermelho não dispersivo (NDIR)	13
Figura 3 - Detalhe da lâmina giratória	13
Figura 4 - Capnografia <i>sidestream</i>	15
Figura 5 - Capnografia <i>mainstream</i>	16
Figura 6 - Curva de absorção de HbO ₂ e Hb	21
Figura 7 - Características de absorção de luz dos diversos componentes do sistema.....	22
Figura 8 - Oximetria de Pulso por sensor de transmissão	23
Figura 9 - Oximetria de Pulso por sensor de refletância.....	23
Figura 10 - Forma de onda pletismográfica normal	24
Figura 11 - Forma de um eletrocardiograma (ECG) normal	31
Figura 12 - Diagrama de blocos básico de um monitor cardíaco	33
Figura 13 - Padrões das terminações dos cabos do paciente.....	34
Figura 14 - Posição ideal para colocação dos eletrodos no paciente.....	35
Figura 15 - Curva característica da medição oscilométrica	43
Figura 16 - Fluxo informação - riscos	47
Figura 17 - Correntes de fuga na interação de equipamentos com paciente	52
Figura 18 - Interação do equipamento	54

Lista de Abreviaturas e Siglas

ABNT	- Associação Brasileira de Normas Técnicas
ASTM	- <i>American Society for Testing and Materials</i>
COBEI	- Comitê Brasileiro de Eletricidade
GPEB	- Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica
HU	- Hospital Universitário
IEC	- <i>International Electrotechnical Commission</i>
NBR	- Norma Brasileira
NEC	- Núcleo de Engenharia Clínica
UFSC	- Universidade Federal de Santa Catarina
UTI	- Unidade de Tratamento Intensivo

RESUMO

Na área de equipamentos eletromédicos é indispensável a utilização de recomendações de utilização, instalação e segurança, principalmente na sala cirúrgica e UTI, onde estão os pacientes com maior potencial de risco. Além de debilitados, estão ligados simultaneamente a diversos equipamentos.

Um estudo da norma NBR IEC 601-1, artigos técnicos, manuais dos fabricantes e outras fontes, permitiu que fossem sugeridos elementos para contribuir neste contexto.

Palavras-chaves: Engenharia Clínica, Segurança, Equipamentos Eletromédicos, Instalação de Equipamentos e Utilização de Equipamentos.

***Safety in monitoring equipments in operating room and ICU -
Pulse Oximeter, Capnograph, ECG Monitor and Non-invasive
Blood Pressure Monitor***

ABSTRACT

The utilization, handling, installation and safety procedures are essential in electromedical equipment using in operating room and ICU, mainly in where the more critical patients stay. These are very debilitated and connected simultaneously to many equipments.

A study of brazilian NBR IEC 601-1 standard, papers, manufacturer's manuals and other sources, allow to suggest contributing elements in this context.

Key-words: *Clinical Engineering, Safety, Biomedical Equipment, Installation of Equipment, Handling of Equipment.*

Capítulo 1 - Introdução

As instituições assistenciais de saúde são compostas de postos de saúde a hospitais, fazendo desde atendimento primário e preventivo a grandes cirurgias.

Nos hospitais encontram-se a maior variedade de ambientes com diferentes finalidades, como recepção, atendimento e internação de pacientes, dentre outros.

O diagnóstico inicial do estado de saúde do paciente vai determinar o encaminhamento a ser adotado. Em casos críticos é necessário a internação em Unidade de Tratamento Intensivo (UTI) ou intervenção cirúrgica.

Na UTI e sala cirúrgica, os pacientes encontram-se em condições de saúde mais desfavoráveis, muitas vezes inconscientes, anestesiados ou imobilizados. Necessitando de observação constante da equipe médica [52].

Para o corpo clínico estes locais devem apresentar condições necessárias ao bom desempenho de seu trabalho, ou seja, conforto, tranqüilidade e recursos materiais. Dentre estes recursos estão os destinados a acompanhar constantemente a condição clínica do paciente: os equipamentos de monitorização.

Este acompanhamento traz a possibilidade de melhor avaliação, facilitando a tomada de decisão pela equipe médica. Para o equipamento garantir esta possibilidade devem ser asseguradas:

- segurança do equipamento,
- segurança da aplicação,
- segurança da instalação.

1.1 - Proposta

O equipamento de monitorização é um valioso instrumento para o trabalho do corpo clínico, objetivando uma melhor avaliação e acompanhamento do estado de saúde do paciente, que é o elemento principal de uma instituição de saúde.

Os equipamentos de monitorização em sala cirúrgica e UTI são de fundamental importância para o procedimento médico, sendo o oxímetro de pulso, capnógrafo, monitor cardíaco e monitor de pressão arterial os mais utilizados.

1.1.1 Objetivo geral

Este estudo visa a busca e documentação de conhecimentos relativos a segurança e manipulação dos equipamentos de monitorização mais utilizados em UTI e sala cirúrgica, fornecendo elementos iniciais ao desenvolvimento de programas de treinamento, segurança e gerenciamento de Engenharia Clínica.

1.1.2 Objetivos específicos

Para atingir a segurança do equipamento e da utilização é necessário percorrer etapas, que afetam de forma direta e indireta a segurança envolvida.

Esta busca pretende:

- Explicitar os principais princípios de funcionamento dos equipamentos estudados,
- Apresentar recomendações e cuidados de utilização,
- Esboçar as características necessárias à correta especificação, proporcionando uma compra adequada,
- Sugerir testes necessários, conforme norma de segurança.

1.2 Justificativa

Além de serem os mais utilizados, Vieira [52] em seu estudo aconselha como equipamentos básicos em anestesia o oxímetro de pulso, capnógrafo, monitor cardíaco e monitor de pressão arterial.

A disponibilidade destes equipamentos não implica em um nível suficiente de segurança para o corpo clínico, sendo que o estado dos equipamentos e a sua correta utilização são fundamentais para assegurar um nível apropriado de segurança.

O levantamento do histórico de manutenção dos equipamentos em questão, feitos por da Paz [18], mostra a necessidade da sistematização de recomendações de utilização.

O equipamento fornecendo um valor e/ou um gráfico ao corpo clínico, não indica que esta informação é suficientemente confiável e nem que o risco de choque elétrico ao paciente e ao operador inexistente. A formação de consciência no que se refere a segurança é fundamental. Assim não será só do engenheiro clínico, mas também toda equipe médica, a se preocupar com esta questão. Não só na sala cirúrgica e UTI, mas em todo ambiente assistencial de saúde.

1.3 Metodologia

Este estudo foi desenvolvido junto ao Núcleo de Engenharia Clínica (NEC) do Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB) na UFSC.

O NEC está inserido ao Hospital Universitário (HU), que é de fundamental importância para o desenvolvimento de trabalhos na área de Engenharia Clínica.

Na busca e sistematização de conhecimentos procurou-se:

- Analisar o histórico de manutenção de cada equipamento junto ao NEC, que apresenta a condição de manipulação dos mesmos,
- Estudar livros e artigos em revistas e congressos, para obter os princípios de funcionamento e características de funcionalidade e manipulação,

- Verificar através dos manuais técnicos dos fabricantes, as características e condições técnicas e de uso dos equipamentos disponíveis no mercado,

- Troca de informações com o departamento técnico e análise de catálogos de fabricantes,

- Estudo e análise de norma e projeto de norma nacionais, visando à adequação para estes equipamentos.

Capítulo 2 - Capnógrafo

O capnógrafo é o equipamento eletromédico que realiza a determinação de CO₂ nos gases expirados durante o ciclo respiratório, ou seja, a capnometria. Este é um método não invasivo e os valores são mostrados numericamente e também em forma gráfica, dióxido de carbono em função do tempo, denominado de capnograma [10,12].

A capnometria também pode ser obtida por medição transcutânea ou por gasometria arterial, mas não são objetos deste estudo.

O CO₂ é produzido pelo metabolismo celular, sendo transportado pela corrente sanguínea até os pulmões, onde é eliminado pela respiração [17]. Dependendo do valor e do formato do capnograma pode ser identificado:

- a) o nível de eliminação de CO₂ através dos pulmões,
- b) a variação de CO₂ a nível de tecido,
- c) entrega de CO₂ para os pulmões pelo sistema circulatório,
- d) falta de perfusão pulmonar, etc... [10,17]

No caso da utilização do capnógrafo junto com ventiladores pulmonares pode ser detectado:

- a) mau posicionamento do tubo endotraqueal,
- b) intubação esofágica,
- c) hipoventilação,
- d) hiperventilação,
- e) desconexões no circuito respiratório, etc... [10,17,48].

2.1 Princípios da medição de CO₂

2.1.1 Espectrografia de massa

A espectrografia de massa separa gases de diferentes pesos moleculares, ou seja, produz um fluxo de partículas carregadas do gás analisado, separando os íons em um espectro em função da razão carga-massa. Um diagrama simplificado é mostrado na figura 1:

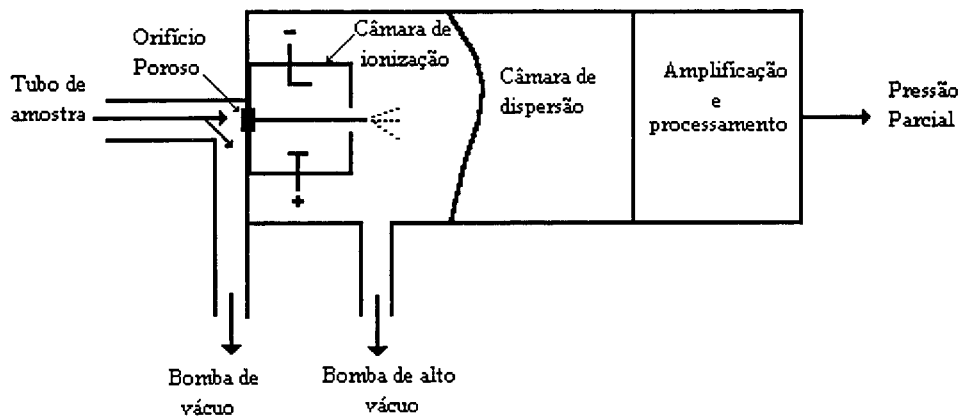


Figura 1 - Diagrama simplificado da espectrografia de massa

(Fonte: "Medical Instrumentation" [44])

A amostra de gás é aspirada por uma bomba de vácuo. Uma pequena quantidade desse gás passa do sistema de amostragem, por um pequeno orifício poroso [44] ou por uma válvula de agulha [12], para a câmara de ionização, onde um vácuo de aproximadamente 10^{-7} mmHg é produzido por uma bomba de alto vácuo.

Na câmara de ionização o gás é bombardeado por um fluxo de elétrons, causando perda de elétrons, produzindo assim íons positivos. Estes íons são acelerados por um campo elétrico para a câmara de dispersão, na qual tem um campo magnético perpendicular ao caminho do fluxo do gás ionizado. No campo magnético as partículas seguem uma trajetória, onde o raio de curvatura é proporcional a carga. Placas detectoras são varridas sequencialmente pelos componentes do gás, em uma alta taxa de repetição e circuitos individuais de retenção e amostragem, cada um correspondendo a uma espécie particular, registram a corrente iônica de cada componente.

A espectrometria de massa tem boa exatidão e um rápido tempo de resposta [12]. Suas principais desvantagens são o alto custo inicial [12], grande volume, não portabilidade, para uso ao lado de leito, então usa-se um sistema multiplexado, que monitora vários pacientes simultaneamente. O gás é aspirado de todos os locais por uma grande bomba de vácuo, uma válvula rotativa (multiplexadora) é usada para a amostragem do gás sequencialmente [10,12,17,44].

2.1.2 Espectrografia Raman

Quando uma luz colide com moléculas de um gás, os fótons perdem energia, resultando em um comprimento de onda maior, conseqüentemente uma frequência menor em relação a luz original.

Esta frequência é determinada pela densidade molecular do gás, como a fonte de luz é constante, a intensidade da luz nesta frequência (frequência Raman) é proporcional a concentração do gás na amostra [33].

Em um espectroscópio Raman disponível comercialmente que analisa gás respiratório, o gás é aspirado para uma célula de amostra onde é excitado por um laser de argônio. O laser produz luz monocromática suficientemente intensa para gerar o espalhamento Raman até mesmo em concentrações de gás muito baixa. A luz espalhada segue dois caminhos óticos através de janelas sobre lados opostos da célula. Ambos caminhos contêm filtros de luz no comprimento de onda do laser, um dos caminhos contém um segundo filtro que passa seletivamente somente no comprimento de onda do espalhamento Raman característico do CO_2 . Isto permite monitorar continuamente o CO_2 .

O segundo caminho ótico é interrompido por um disco rotativo que tem uma série de janelas com filtros, cada uma seletiva para comprimentos de ondas correspondentes ao O_2 , N_2 , N_2O e agentes anestésicos voláteis respectivamente.

Como o disco gira, a luz do espalhamento Raman de cada destes gases é permitido passar sequencialmente ao longo do caminho em um intervalo determinado pela velocidade angular do disco. Um tubo fotomultiplicador no final de cada caminho registra a luz filtrada, um sistema fóton-contador e um microcomputador são usados para quantificar os picos Raman para cada gás analisado.

O tempo de resposta do instrumento é limitado somente pelo tempo requerido para troca do gás na célula de amostra e do fluxo no sistema de amostragem. Um analisador de gás Raman pode monitorar gases e vapores como um espectrômetro de massa dedicado, é mais barato que o mesmo. Os sinais do espalhamento Raman são de baixa intensidade. Os

espectros das linhas podem ser usados para identificar todos tipos de moléculas na fase gasosa [10,12,44].

Recentemente o espalhamento Raman tem sido incorporado em monitores para identificar e quantificar instantaneamente CO_2 e agentes inaláveis, usados na prática anestésica, como no Ohmeda Rascal II [33].

2.1.3 Espectrografia fotoacústica (PAS)

Segundo Primiano [33], o efeito fotoacústico é o processo de geração de som em um gás que resulta da absorção de fótons. Ele salientou que Alexander Graham Bell, entre outros, descreveu este fenômeno em 1880. Bell foi capaz de produzir som pela interrupção repetitiva de um raio de luz do sol, que foi focalizado sobre um tubo de teste preenchido com fumaça de cigarro.

As ondas de pressão do som eram causadas pela expansão do gás, resultante da absorção da radiação infravermelha incidente e pela contração do gás, quando a fonte de luz era bloqueada. Esta observação tem formado a base para a análise de gás, onde a energia radiante absorvida pelo gás é proporcional a concentração daquele gás. Conseqüentemente, uma maior concentração do gás mais barulhento o som para a mesma entrada da luz.

A medição fotoacústica de gás, baseia-se no mesmo princípio do analisador de gás infravermelho convencional: a capacidade do CO_2 , N_2O e agentes anestésicos para absorver luz infravermelha (IR). Eles diferem na

técnica de medição, o IR usa o método ótico, enquanto o PAS usa técnica acústica.

Quando a luz IR é aplicada a um gás, ele irá expandir devido a absorção de IR, causando um aumento na pressão. Se a luz é entregue em pulsos, o aumento da pressão será intermitente, resultando em flutuação da pressão. As frequência de pulsação estando no range audível, as flutuações criarão uma onda de som que pode ser detectada por um microfone sensível. A amplitude do sinal é diretamente proporcional a concentração do gás.

Analísadores de gás que utilizam percepção fotoacústica tem encontrado aplicações na monitoração de anestesia. Instrumentos disponíveis medem fotoacusticamente três gases simultaneamente: CO₂, N₂O e um dos vários anestésicos voláteis. Isto é feito pelo uso de uma roda cortadora com três fileiras concêntricas de aberturas de espaços e tamanhos diferentes.

Assim, para a mesma velocidade rotacional da roda, três raios são criados, cada um interrompido em sua própria frequência (20 a 20 KHz). Cada raio é filtrado até que contenha somente o comprimento de onda que irá ser absorvido pelo gás de interesse. O raio é focalizado para a célula e excita simultaneamente constituintes específicos da mistura. Três sons são produzidos, cada um com uma característica correspondendo a uma frequência de corte e com uma amplitude aproximadamente proporcional a concentração do gás [10,27,44].

O monitor multigás 1304 da Brüel and Kjaer utiliza esta técnica de medição [34].

2.1.4 Espectrografia Infravermelha (IR)

O princípio da absorção de infravermelho pelo CO_2 foi introduzido em aparelho de medição e registro por Luft, em 1943 [35]. Este tipo é muito compacto e menos caro que os outros métodos de medição. É o mais popular meio usado correntemente para monitorar CO_2 . Substâncias químicas, na fase gasosa ou líquida, absorvem energia em faixas específicas do espectro de radiação eletromagnética. A região infravermelha, comprimento de onda maior que $1,0 \mu\text{m}$, enquanto a luz visível permanece entre $0,4$ e $0,8 \mu\text{m}$, é muito útil no estudo dos gases. Isto é porque a maioria dos gases absorvem o infravermelho em um comprimento de onda característico para cada gás.

Os feixes de IR são absorvidos por gases poliatômicos, gases não elementares, tais como óxido nitroso (N_2O), dióxido de carbono (CO_2) vapor d'água, monóxido de carbono (CO) e agentes anestésicos. Moléculas simétricas, tais como, O_2 , N_2 , H_2 e gases nobres, não absorvem IR.

Os instrumentos que utilizam esta técnica de medição, medem o comportamento da amostra de gás em um comprimento de onda definido, de modo a maximizar a resposta para a substância de interesse e minimizar a interferência com outras substâncias. Estes instrumentos são analisadores infravermelho não dispersivos (NDIR).

Os analisadores NDIR, conforme esquema básico mostrado na figura 2, possui duas câmaras de medição, uma é relativa ao gás de referência e a outra relativa ao gás a ser analisado. Dois feixes de IR são interrompidos intermitentemente (10 a 90 vezes por segundo, dependendo do

instrumento) pela rotação de uma lâmina giratória que contém janelas com filtros de comprimento de onda específico, como mostra a figura 3.

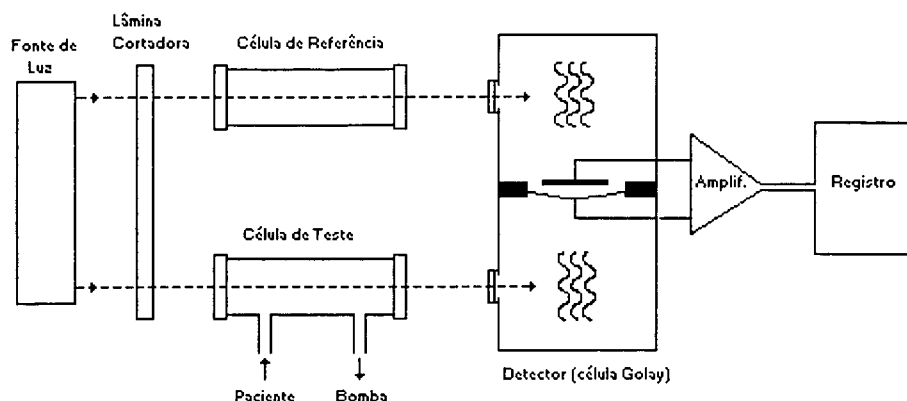


Figura 2 - Analisador infravermelho não dispersivo (NDIR)

(Fonte modificada: "Respiratory Care Equipment" [12])

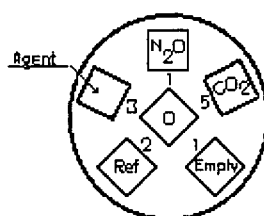


Figura 3 - Detalhe da lâmina giratória

(Fonte: "Cicero - Integrated Anaesthesia Workplace" [24])

Os pulsos de IR que são produzidos viajam em dois caminhos paralelos, um dos quais inclui a célula de teste. Uma amostra da mistura de gás a ser analisada é continuamente aspirada para a célula de teste. No outro caminho inclui uma célula de referência, onde circula o gás de referência. O

detector é uma célula Golay, constituída de duas câmaras vedadas e separadas por um diafragma. Qualquer diferença na pressão entre as duas câmaras produz um deslocamento do diafragma, causando uma mudança de capacitância em um circuito sensível. A diferença de pressão entre os dois lados do diafragma detector é proporcional a amplitude da potência pulsante e assim também é aproximadamente proporcional a concentração do gás absorvido na célula de teste.

A saída do circuito detector é processada para produzir um sinal proporcional a concentração do gás de teste. Este tipo de analisador pode requerer um período de aquecimento (*warmup*) para saída estável.

O CO₂ absorve IR em 4,3µm e o óxido nitroso (N₂O) em 4,5µm, então a presença de N₂O causa uma leitura superestimada de CO₂. Fatores de correção já vem incorporados aos equipamentos [10,27,44].

2.2 Tipos de capnógrafos quanto a localização do sensor

Existem dois tipos de capnógrafos quanto a localização do sensor:

2.2.1 Sidestream

O sensor é localizado na própria unidade principal do equipamento, uma bomba de vácuo aspira amostra de gás das vias aéreas do paciente através de um tubo capilar de amostragem, conforme figura 4. O tubo

de amostragem é conectado na máscara de anestesia, no tubo endotraqueal ou inserido dentro da narina do paciente.

A maior dificuldade é a condensação do vapor d'água e secreções dentro do sistema sidestream, acarretando erro. Para evitar este problema é usada uma armadilha d'água na entrada do equipamento, uma membrana separadora d'água tenta eliminar este problema reduzindo a necessidade de limpeza da câmara de amostragem de CO₂. Um tubo de Nafion também é utilizado no sistema de amostragem, permitindo que o vapor d'água se difunda através de sua própria parede, devido as suas características próprias [10,12].

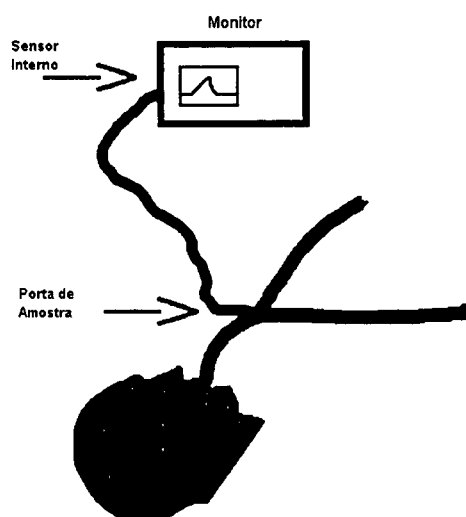


Figura 4 - Capnografia *sidestream*

(Fonte: "Respiratory Care Equipment" [12])

2.2.2 Mainstream

Um *cuvette* contendo o sensor de CO₂ é inserido entre o tubo endotraqueal e o circuito de respiração, de acordo com a figura 5. Para prevenir a condensação do vapor d'água, que pode causar leitura falsa de CO₂, os sensores mainstream são aquecidos acima da temperatura do corpo humano. Isso não evita a oclusão da janela ótica do *cuvette* por secreção e podem acontecer queimaduras faciais pela proximidade entre o *cuvette* e o paciente [10,12].

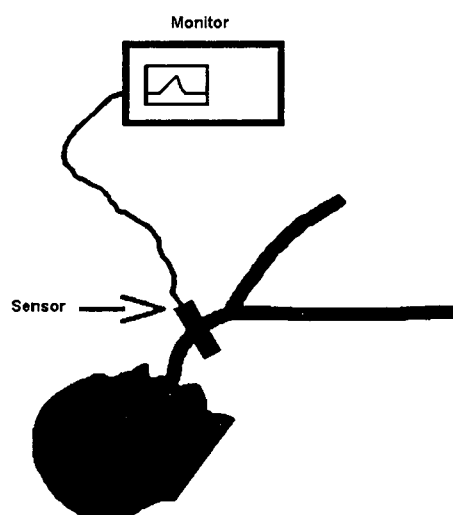


Figura 5 - Capnografia *mainstream*
(Fonte: "Respiratory Care Equipment" [12])

2.3 Recomendações para utilização

Para melhor utilização do equipamento deve-se seguir as instruções do fabricante juntamente com o conhecimento do seu princípio de funcionamento.

As principais características de utilização podem ser resumidas em:

- Observar a tensão de alimentação e a bateria interna deve ser somente usada em caso de emergência, devendo alimentar o equipamento por aproximadamente 1 hora,

- Observar a temperatura de operação, visto que alguns trabalham entre 10°C e 40°C (CO₂SMO da Dixtal, 1260 da Novamatrix) e outros entre 15°C e 40°C (POET TE Plus da Criticare, 5200 da Ohmeda),

- Verificar as conexões da tubulação dos gases,

- Verificar que a rotina de auto-teste, quando o equipamento é ligado, foi concluída e que o tempo de *warmup* foi atendido

- Selecionar os alarmes de ETCO₂ (alto e baixo), N₂O, apnéia e frequência respiratória,

- Verificar a seleção do fluxo de amostragem no sidestream,

- Calibração com o gás de calibração e periodicidade especificada pelo fabricante. Ajustar o zero e o *span* para compensar o *drift* normal, onde o *span* é um valor determinado na faixa de medição de CO₂,

- As especificações do fabricante são válidas se o monitor está calibrado com o gás de calibração, com o *warmup* atendido e trabalhando dentro da faixa da temperatura de operação.

Se a leitura do monitor variar significativamente com os resultados do gás no sangue, ou não existir forma de onda, deve-se fazer o seguinte procedimento:

- a - Recalibre o monitor,
- b - Limpe o tubo de amostragem da mistura e da secreção (*sidestream*) ou limpe a *cuvette* (*mainstream*),
- c - Verifique possibilidade de vazamento no sistema de amostragem ou nas conexões para as vias aéreas,
- d - Caso continue o problema, consulte um profissional de engenharia clínica [11,40].

A parte do sensor que entra em contato com as vias aéreas do paciente (adaptador endotraqueal, adaptador de máscara, cânula nasal) devem ser trocados entre cada paciente, ou submetida a desinfecção de acordo com as recomendações do fabricante [1].

2.4 Características para a especificação básica

Na especificação devem ser observadas algumas características do equipamento:

*** *Sidestream***

- possuir reservatório externo para apreensão de líquidos expirados pelo paciente,
- necessita de uma periodicidade de calibração,
- no sistema *sidestream* a sucção algumas vezes pode levar a obstrução do circuito interno, caso o aparelho seja submetido a pacientes em condições severas de umidade e secreção,

* *Mainstream*

- devido a localização do sensor ser externa no sistema, este coloca peso ao circuito do paciente, provocando desconforto e até algumas vezes desconexões no circuito respiratório em pacientes intubados,

- apresenta facilidade de monitorização do ETCO_2 com óculos nasal em pacientes não intubados, aconselhado para sala de recuperação (onde não há utilização de N_2O),

- não recomendável para pacientes pediátricos intubados,

* deve apresentar CO_2 expirado (ETCO_2),

* deve fornecer CO_2 inspirado, o que aumenta a segurança quando utilizado em anestesia,

* apresentar a concentração de N_2O na mistura, o que também aumenta a segurança quando utilizado em anestesia,

* capnograma em tempo real,

* curva de tendência,

* bateria interna com duração de no mínimo 1 hora no sidestream, principalmente,

* alarme sonoro e visual de ETCO_2 (alto e baixo), N_2O , apnéia e frequência respiratória.

Capítulo 3 - Oxímetro de pulso

Oxímetro de pulso é o equipamento eletromédico que monitora a saturação de oxigênio no sangue arterial (SpO_2) de forma contínua, não invasiva e em tempo real. Da mesma maneira que o capnógrafo, também tem o método transcutâneo e a gasometria arterial, que não são objetos deste estudo.

Sua aplicação compreende:

- Procedimento anestésico: indispensável para detecção de hipoxemia, que é a causa mais comum de acidentes fatais em anestesia,
- Unidade de Tratamento Intensivo: onde condições clínicas podem levar a uma diminuição repentina no nível de oxigênio no sangue arterial, como por exemplo a hemorragia pulmonar,
- Transporte de pacientes: ambulância, procedimentos de emergência e outros [28,50].

3.1 Princípio de funcionamento

O princípio de funcionamento está baseado na medição do oxigênio (O_2) associado à hemoglobina (Hb), encontrado em grande quantidade no sangue arterial.

A percentagem de SpO_2 , usada na oximetria de pulso, é dada pela seguinte equação:

$$SpO_2 \% = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100 \quad \text{onde,}$$

HbO₂ é a hemoglobina saturada em oxigênio,

Hb é a hemoglobina reduzida, sem oxigênio.

A medição dos fatores dessa equação pode ser feita usando a espectrometria. A hemoglobina saturada e a hemoglobina reduzida têm diferentes características de absorção nos comprimentos de onda da luz vermelha e da luz infravermelha, como mostra a figura 6.

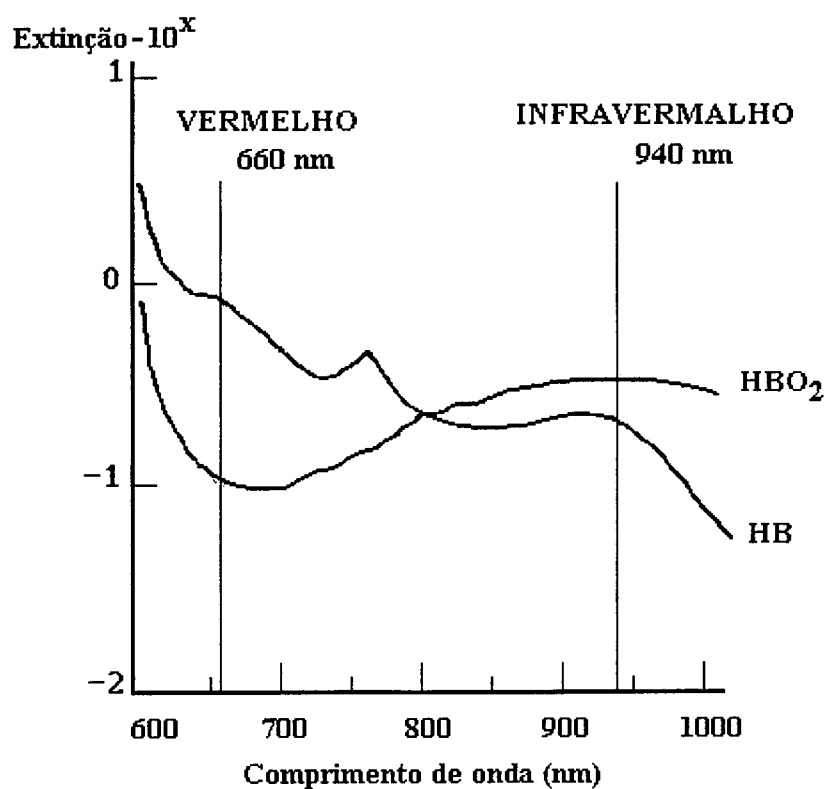


Figura 6 - Curva de absorção da HbO₂ e Hb
(Fonte: "Respiratory Care Equipment" [12])

Diodos emissores de luz (LEDs) produzem o vermelho (660nm), o infravermelho (940nm) e um fotodiodo recebe o sinal. A luz é transmitida através de um leito vascular pulsátil, parte dessa luz é absorvida por cada constituinte do tecido. O único componente que possui absorção variável é devido a pulsação arterial, o que pode ser visto na figura 7.

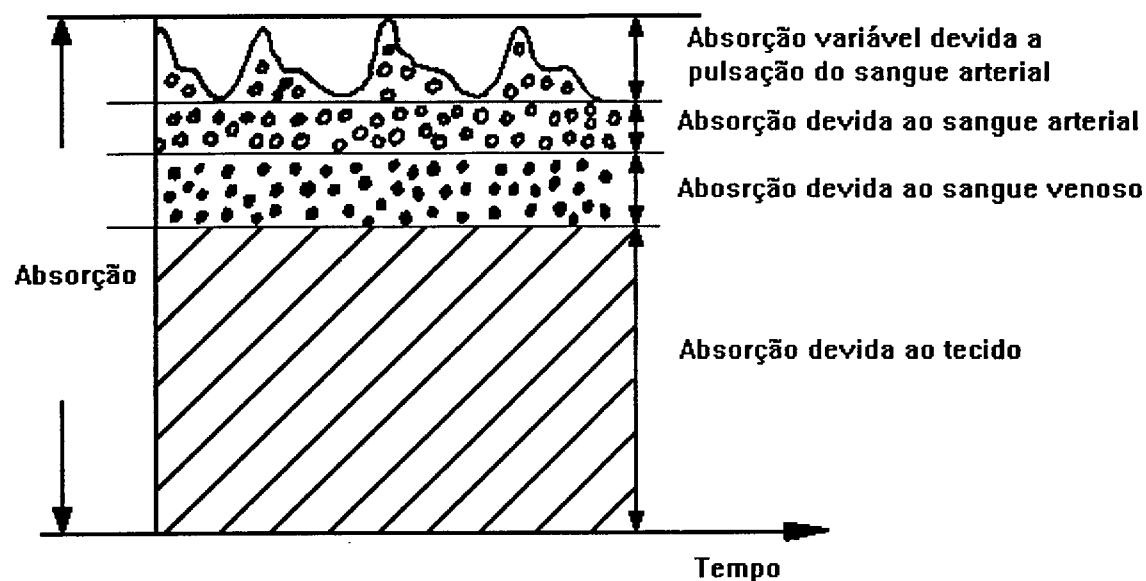


Figura 7 - Características de absorção de luz dos diversos componentes do sistema

(Fonte: "Respiratory Care Equipment" [12])

Dois tipos de sensores são usados, o de transmissão e o de refletância. No de transmissão os dois diodos emissores ficam em oposição ao fotodiodo, figura 8.

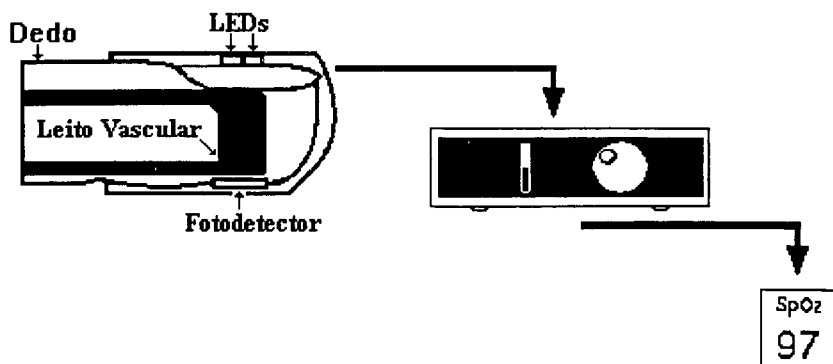


Figura 8 - Oximetria de Pulso por sensor de transmissão

(Fonte: "A Guide to Pulse Oximetry Monitoring and Troubleshooting" [30])

No de refletância os componentes óticos são posicionados lado a lado, sobre uma superfície plana que tenha um bom suprimento arterial, como a testa ou a têmpora.

A luz emitida pelos LEDs passam pela região vascular e difunde-se dentro dela. O fotodetector recebe a quantidade de luz que retorna a superfície, figura 9.

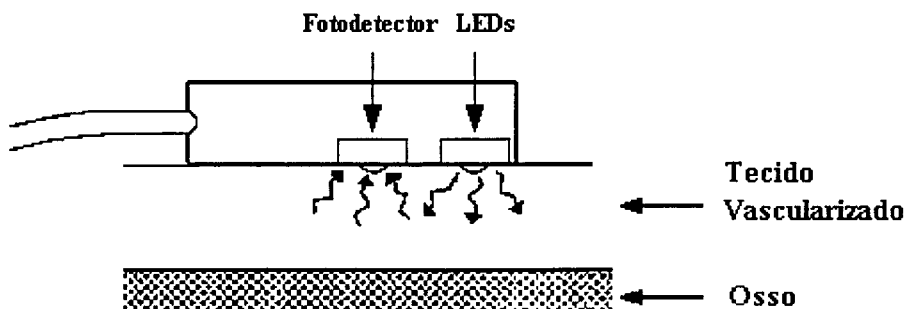


Figura 9 - Oximetria de Pulso por sensor de refletância

(Fonte: "A Guide to Pulse Oximetry Monitoring and Troubleshooting" [30])

O sensor de refletância e o de transmissão têm uso em locais específicos, dependendo da aplicação. O primeiro é posicionado na testa ou têmpora e o segundo nas mão, pés, nariz ou orelha.

O fotodetector recebe o sinal, passando este por um processamento e depois é mostrado num visor.

No leito vascular durante a sístole, como o pulso do sangue alcança o sensor, o vaso tem uma maior quantidade de volume sanguíneo, portanto uma maior quantidade de luz será absorvida. Durante a diástole tem um menor volume sanguíneo, tendo assim uma menor quantidade de luz absorvida.

Estas variações de luz absorvidas têm uma forma de onda característica que é chamada de forma de onda pletismográfica [12,28,30,41,42,54], conforme figura 10.

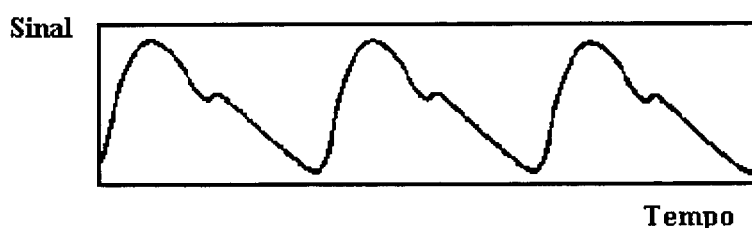


Figura 10 - Forma de onda pletismográfica normal

(Fonte: "A Guide to Pulse Oximetry Monitoring and Troubleshooting" [30])

3.2 Recomendações para utilização

Além de observar as instruções do fabricante e o conhecimento do princípio de funcionamento, destaca-se abaixo características importantes para melhor utilização do oxímetro de pulso.

3.2.1 Interferências

Projetados para medir sinais de luz de baixa intensidade transmitido através da pele, os fotodetectores nos sensores podem também serem afetados por outras fontes de luz, tais como lâmpadas cirúrgicas, fluorescentes, incandescentes e luz do sol. No oxímetro de pulso, para minimizar o efeito da luz ambiente, o sistema de leitura e medição lê o nível de luz ambiente para depois ler o vermelho e o infravermelho, fazendo assim a compensação. A prevenção pode ser realizada envolvendo a *probe* (compartimento que contém o sensor) com tecido escuro ou outro material opaco [28,30,41,42,45,46].

O campo magnético dos equipamentos de Imagem por Ressonância Magnética (MRI), podem afetar a exatidão do oxímetro de pulso, e também a frequência eletrônica do oxímetro pode interferir com a imagem do equipamento de MRI. Queimaduras têm sido relatadas no local de uso da *probe* no paciente, durante o uso do equipamento de MRI, provavelmente resultante de altas correntes induzidas (geradas pela unidade de MRI) no cabo da *probe* [28].

Para evitar interferência a *probe* do oxímetro deve ficar o mais longe possível dos equipamentos eletrocirúrgicos e as tomadas de energia elétrica de ambos devem ser distintas [30,46].

3.2.2 Condições fisiológicas

Anemia e pele levemente pigmentada podem complicar a detecção do sinal. Os fabricantes para prevenir este problema, usam luz suficientemente intensa, que atinja o fotodetector de maneira a se obter resultados mais exatos. Recomenda-se verificar o nível de hemoglobina e usar outros métodos de determinação do nível de oxigenação, como a gasometria [28,30].

Em relação a baixa perfusão, o oxímetro de pulso necessita de um sinal de pulso adequado para fornecer a leitura de saturação e pulso. Muitos pacientes, que necessitam ser monitorizados, não têm bom fluxo sangüíneo em suas extremidades devido à doença vascular periférica, hipovolemia ou hipotermia. Nestas situações, o oxímetro fornecerá informação intermitente ou não fornecerá nenhuma informação [41,42]. Algumas alternativas são sugeridas para minimizar este efeito:

- * Assegurar que o pulso do paciente no local do sensor seja significativo para a exatidão do oxímetro. Isso pode ser realizado por testes em diversos locais do paciente até conseguir um pulso aceitável,

- * Escolha da *probe* correta, quando um pulso adequado não está presente nos pés ou nas mãos, pode-se colocar em uma região mais central do corpo, como nariz ou orelha. Ou usar a oximetria por refletância, colocando a *probe* na testa ou na têmpora,

* Aquecer o local do sensor, em pacientes hipotérmicos principalmente, pode ser útil aplicar um tecido morno no local do sensor, antes da aplicação do mesmo, caso não haja contraindicação clínica [12,28,30].

3.2.3 Condições técnicas

Para melhorar a exatidão, uma variedade de *probes* tem sido desenvolvidos relativas a diferentes locais de uso no paciente e também em tamanho adulto pediátrico e neonatal.

Os oxímetros de pulso tem um alto potencial de errar em baixas saturações (menor de 80%), uma vez que os fabricantes não podem induzir hipoxias severas, repetidamente em voluntários para calibrar seu equipamento [47].

Carboxihemoglobina (HbCO) e Metahemoglobina (MetHb) absorvem o vermelho e o infravermelho dos LEDs, como estas hemoglobinas não são computadas pelo equipamento, afetam a exatidão da medida [46]. Para minimizar este, os fabricantes usam um valor fixo para estas hemoglobinas, como por exemplo o oxímetro de pulso da Ohmeda - Modelo 3740 adota 1,6% para a Carboxihemoglobina e 0,4% para a Metahemoglobina [42]. Estes valores também devem ser quantificados, quando necessários clinicamente [30].

Referente aos artefatos gerados devido ao movimento do paciente em relação a *probe*, os oxímetros de pulso foram primeiramente

planejados para salas cirúrgicas onde os pacientes estavam anestesiados. Atualmente são usados em pacientes ativos em vários setores do hospital. A atividade do paciente principalmente no local da *probe*, cria dificuldade para monitorização. O artefato gerado pelo movimento pode aparecer na forma de onda pletismográfica, resultando em uma leitura de SpO₂ inexata [16,41,42].

Para minimizar o efeito gerado pelo movimento deve-se observar:

- * Aplicar o sensor em um local minimamente ativo do paciente,

- * Usar sensor apropriado, confortavelmente e de baixa massa. Por exemplo, uma *probe* adesiva permanece mais seguramente posicionado do que uma *probe* tipo clip,

- * A maioria dos oxímetros calculam a cada 5 segundos de amostragem. Se possível aumentar este tempo sobre o qual a medida é realizada, como por exemplo o oxímetro de pulso DX - 2405 da Dixtal, que atualiza a medida a cada 8 segundos e permite ao usuário alterar este valor para 2 segundos [21],

- * Alguns fabricantes deixam a interface de comunicação entre o oxímetro e o monitor de ECG, permitindo assim o oxímetro usar o complexo QRS do sinal do ECG, que diz ao oxímetro de pulso quando deve computar o pulso arterial [12,30].

Unhas pintadas, artificiais ou não, podem causar inexatidão na leitura. As cores mais críticas são o azul, verde, marrom e preto. No intuito de minimizar este problema deve ser removida a pintura ou escolhido outro local [12,30].

Inspeccionar o local do paciente onde está colocado a *probe*, que pode causar irritação na pele. Se detectada trocar a *probe* de local. Realizar inspeções periódicas, conforme recomendação do fabricante, como por exemplo o Oxicapnógrafo POET TE Plus da Criticare que sugere que a cada 4 a 6 horas seja inspecionado o local da *probe* [16].

A utilização do oxímetro de pulso com a medição de pressão não invasiva, dever ser realizada com a colocação da *probe* no dedo oposto ao lado usado para a medida de pressão arterial [21].

Observar a temperatura de operação, verificar que a rotina de auto-teste, quando o equipamento é ligado foi concluída [11], selecionar os alarmes de SpO₂ alta, SpO₂ baixa, pulso alto e pulso baixo.

A bateria interna só deve ser usada em caso necessário, não substituir *probes* incompatíveis entre instrumentos e limpar e esterilizar de acordo com as recomendações dos fabricantes [2].

Para monitorização contínua, as *probes* descartáveis com adesivos são mais estáveis e confortáveis, enquanto as *probes* permanentes são mais apropriadas para inspeção ao acaso [11].

O pulso apresentado pelo oxímetro pode ser confrontado com o valor apresentado pelo monitor cardíaco, verificando assim os valores apresentados.

Se o sinal é fraco ou erro de luz insuficiente ocorre, deve-se observar:

- a - Limpe a *probe* e o local do paciente com álcool,
- b - Reposicione a *probe* até que a luz dos LEDs esteja diretamente em oposição com o fotodetector,
- c - Remova a pintura da unhas, ou remova as unhas artificiais,
- d - Tente um lugar diferente,
- e - Tente uma *probe* diferente ou um tipo de *probe* diferente [24].

3.3 Características para a especificação básica

Na especificação devem ser observadas algumas características do equipamento:

- * deve possuir bateria interna, para uso em caso de transporte ou falta de energia elétrica,
- * deve apresentar o pulso do paciente,
- * deve apresentar a saturação de oxigênio (SpO₂),
- * deve apresentar a curva de saturação de oxigênio (pletismograma), quando solicitada pelo corpo clínico,
- * alarme sonoro e visual de SpO₂ (alto e baixo), pulso (alto e baixo) e *probe off*,
- * curva de tendência,
- * display de cristal líquido (LCD),
- * especificar os tipos de *probes*, deve ser especificado mais de um tipo (*probe* descartável com adesivo, *probe* permanente, neonato, pediátrico, adulto), pelos motivos já descritos nos procedimentos de utilização.

Capítulo 4 - Monitor Cardíaco

O eletrocardiograma (ECG) é a forma de onda que mostra a atividade elétrica do músculo cardíaco, medida entre pontos pré-determinados, através de eletrodos colocados na superfície do corpo humano. Esta forma de onda é mostrada na figura 11, onde:

- A onda P é relativa a contração atrial,
- O complexo QRS é relativo a contração ventricular,
- A onda T é o retorno do ventrículo ao repouso elétrico (repolarização).

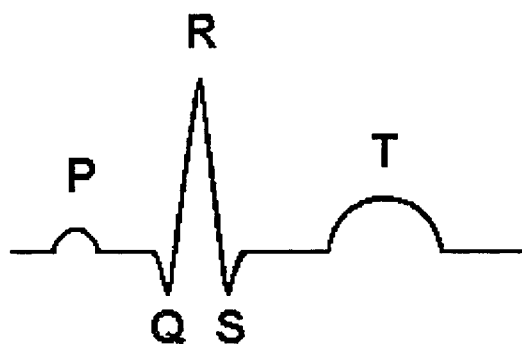


Figura 11 - Forma de um eletrocardiograma (ECG) normal

(Fonte: "Descomplicando o eletrocardiograma" [31])

O ECG é apresentado por dois equipamentos eletromédicos: eletrocardiógrafo e monitor cardíaco. O eletrocardiógrafo que fornece um registro permanente do ECG, permitindo um diagnóstico mais específico e preciso de doenças cardíacas.

O monitor cardíaco, que é o objeto deste estudo, é destinado a visualizar e acompanhar continuamente (monitorizar) a atividade cardíaca do paciente, através do traçado do ECG na tela do monitor, onde também é indicada a frequência dos batimentos cardíacos.

O registro do traçado na tela é contínuo com a possibilidade de congelamento da imagem, tem duas velocidades padrões de registro (varredura do sinal na tela), 25 milímetros/segundo e 50 milímetros/segundo.

Existem situações clínicas em que esta monitorização do ECG e do batimento cardíaco é importante para o tratamento do paciente, tais como:

- Acompanhamento da atividade cardíaca durante a anestesia e a cirurgia,

- No caso de paciente infartado do miocárdio, durante o período crítico após o incidente, tem sido possível a detecção de arritmias cardíacas, que poderiam levar a morte, se não tivessem sido detectadas no momento da ocorrência,

- Testes de esforço em esteira ergométrica,

- Ambulâncias e outros que requeiram monitorização [7,31,44].

4.1 Princípio de funcionamento

O diagrama de blocos básicos mostrado na figura 12, ilustra o funcionamento básico do monitor cardíaco.

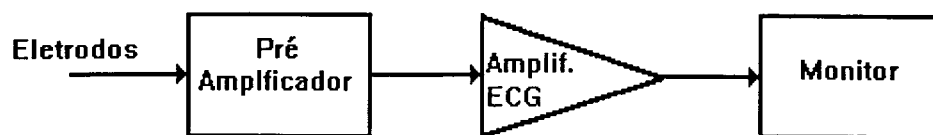


Figura 12 - Diagrama de blocos básico de um monitor cardíaco

O sinal de ECG é captado pelos eletrodos colocados na superfície do corpo humano, em pontos predeterminados, passando por uma chave de derivações, na qual o usuário seleciona a derivação de interesse.

As derivações, definida em [6] como combinação de eletrodos utilizados para um certo registro de ECG, permitem avaliar a atividade cardiovascular em várias direções.

Após, um sistema pré-amplificador com entrada isolada e flutuante, que protege o paciente contra choque elétrico. Neste sistema também deve existir proteção contra a descarga de desfibriladores.

Um circuito destinado a amplificação do sinal de ECG faz a amplificação necessária e o sinal de ECG e o batimento cardíaco são mostrados em um monitor.

Os monitores cardíacos têm opções de duas respostas de frequência selecionáveis:

- Aproximadamente de 0,5 a 45 Hz, para eliminar tremores musculares e interferência da rede elétrica de 60 Hz ,

- Em torno de 0,05 a 100 Hz, que apresenta uma morfologia da onda de ECG mais real.

Este também permite o congelamento da imagem na tela. Apesar do congelamento e da morfologia mais real do sinal de 0,05 a 100 Hz, quando necessário utilizar o registro para diagnóstico, deve-se utilizar o eletrocardiógrafo.

A interferência de rádio-freqüência (RF), é outro problema causado pelas Unidades Eletro-cirúrgicas (UECs), filtros são utilizados no monitor cardíaco para eliminar este problema. Foi desenvolvido também [49], um monitor de ECG com a utilização de fibra ótica para eliminar a RF.

O posicionamento correto dos eletrodos é essencial para captar o sinal e detectar a onda R. Tem-se dois tipos de codificação de cores das terminações dos cabos de paciente, a americana e a européia. A figura 13 abaixo mostra os dois padrões:

Posição Relativa	Padrão Americano	Padrão Europeu
Braço direito	RA - Branco	R - Vermelho (VM)
Braço esquerdo	LA - Preto	L - Amarelo (AM)
Perna esquerda	LL - Vermelho	F - Verde (VD)
Perna direita	RL - Verde	N - Preto (PT)
Tórax (Pré-cordial)	V - Marrom	V - Branco (BC)

Figura 13 - Padrões das terminações dos cabos do paciente

(Fonte: "Monitor em ação" [3])

A figura 14 mostra a posição ideal para colocação dos eletrodos.

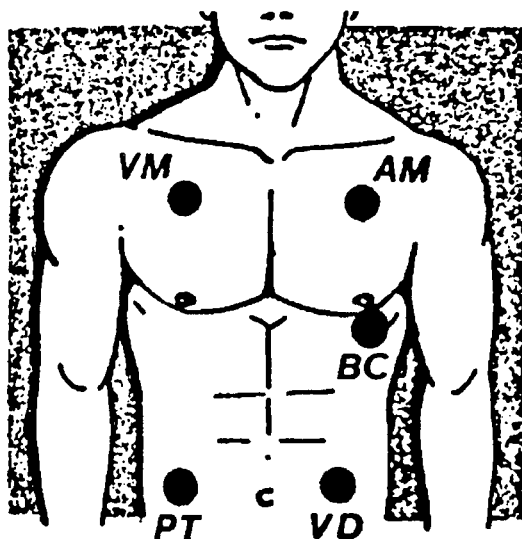


Figura 14 - Posição ideal para colocação dos eletrodos no paciente

(Fonte: "Monitor de eletrocardiograma TEB - Linha M10" [51])

4.2 Recomendações para utilização

Para que uma apropriada utilização dos monitores cardíacos seja obtida é conveniente atentar as observações descritas a seguir.

4.2.1 Eletrodos

Para obtenção de melhor traçado e com poucas interferências, os eletrodos devem ser aplicados no tórax. A correta colocação dos mesmos evita erros na detecção da onda R [3,7,51].

Nunca usar, num mesmo paciente, eletrodos de marcas ou modelos diferentes. A qualidade destes é muito importante, principalmente a tensão de *off-set*, que é grande causadora de problemas[51].

Em cirurgia pode ser conveniente colocar os eletrodos nas costas do paciente. Neste caso devem estar exatamente em oposição as posições indicadas na figura 14 [51].

Para colocação de eletrodos reutilizáveis é descrita abaixo uma sugestão de procedimentos:

- a - Limpar o local com álcool, deixando secar,
- b - Preencher a cavidade condutora com pasta ou gel condutor,
- c - O adesivo de dupla face é fixado um lado na pele e no outro é fixado o eletrodo,
- d - Fixar as terminações do cabo do paciente nos eletrodos e imobilizar os fios com tiras de esparadrapo [51].

Os eletrodos devem ficar afastados do local da cirurgia (placa), mas o mais próximo possível das posições recomendadas, no tórax ou nas costas (figura 14). A derivação que dá melhor sinal para o acompanhamento é a derivação D - I I. Deve-se obter um sinal maior que 1 milivolt, caso contrário tentar outra derivação ou outra posição de eletrodos [4,8,51]. A distância entre os eletrodos de monitorização e as pás do desfibrilador ou a placa neutra da UEC, deve ser no mínimo de 15 centímetros. Em caso de dúvidas, desconectar o cabo do paciente do monitor durante a atuação do desfibrilador e do eletrocautério [26].

Os eletrodos reutilizáveis devem ser lavados em água quente e sabão, nunca limpar com materiais abrasivos [26,51].

4.2.2 - Gerais

Leitura completa do Manual do Usuário do equipamento e seguir as recomendações dos fabricantes. Assegura que as condições prescritas estão sendo atendidas pelo usuário.

Observar a ligação elétrica do equipamento a tomada de energia. Deve haver ligação do terra do equipamento ao sistema de aterramento. Não devem ser feitas ligações em qualquer ponto de paredes ou em fios desconhecidos, a exemplo de [32].

Todos equipamentos eletromédicos e estruturas metálicas circundantes devem estar aterrados: mesa cirúrgica, unidades eletro-cirúrgicas (UECs), desfibrilador, etc ...

No uso de UECs muita atenção deve ser dada à ligação da placa neutra. Se essa ligação estiver interrompida por defeito do fio, condutores frouxos, condutores soltos, se a placa estiver colocada muito distante do local da cirurgia ou em contato insuficiente com o paciente, poderão ocorrer queimaduras nos locais onde está conectado os eletrodos [7,36].

Todas as partes condutoras ligadas à entrada de paciente do aparelho, não devem entrar em contato com outras partes condutoras

aterradas. Caso ocorra, a proteção assegurada pela entrada isolada de paciente será ineficaz.

4.3 Características para a especificação básica

Na especificação devem ser observadas as seguintes características do equipamento:

- * definir a dimensão da tela de apresentação do sinal de ECG, que facilita a visualização do ECG pelo corpo clínico, principalmente na sala cirúrgica e UTI,

- * deve ter a entrada protegida contra a alta tensão proveniente de desfibriladores e UECs, com retorno rápido do traçado, para não afetar a monitorização,

- * definir o número de derivações necessárias,

- * deve apresentar a velocidade do traçado do sinal na tela, 25 milímetros/segundo e 50 milímetros/segundo,

- * alarme sonoro e visual de bradicardia, taquicardia e de eletrodo solto,

- * sensibilidade (amplitude) de 0,5 milivolts/centímetro, 1 milivolt/centímetro e 2 milivolts/centímetro, para facilitar a visualização do ECG,

- * deve ter saída de pulso para sincronismo com o desfibrilador para cardioversão,

- * apresentar detecção de pulsos de marcapasso, caso contrário interfere na contagem do batimento cardíaco, que é feito pela onda R, causando erro,

- * apresentar filtro de 60 Hz da rede elétrica e tremores musculares, o que faz com que tenhamos duas respostas de frequência

distintas no monitor (selecionáveis). Uma aproximadamente de 0,5 a 40 Hz com filtro, e a outra de 0,05 a 100 Hz sem filtro.

* fornecer o batimento cardíaco, com erro máximo de ± 1 bpm (batimento por minuto),

* ter sinal de calibração de 1 milivolt.

Capítulo 5 - Monitor de Pressão Sangüínea Não-Invasivo

O monitor de pressão sangüínea não-invasivo (NIBP) faz a medida da pressão arterial, fornecendo ao corpo clínico [14,38]:

- Indicação do estado do sistema cardiovascular,
- Informação da condição e resposta do paciente frente à anestesia,
- Auxílio na escolha do método clínico de tratamento e na administração de drogas,
- Auxílio na prática médica de rotina, e outros.

5.1 Princípio de funcionamento

O princípio de funcionamento do NIBP é baseado em um dos métodos de medição descritos a seguir [14,25,39,53].

5.1.1 Método Auscultatório

Este método é baseado no padrão clínico mais aceito para medição da pressão sangüínea, o método auscultatório convencional.

O manguito é inflado acima da pressão sistólica, que é em torno de 120 mm Hg, após é desinflado vagarosamente a uma taxa de aproximadamente 2 mmHg / segundo. Um estetoscópio é usado para detectar os sons do movimento do sangue arterial, sons de Korotkoff.

O primeiro som detectado, um ruído surdo, determina a pressão sistólica. Depois aparecem sons claros, após estes sons passam a ter tom surdo, neste momento ocorre a pressão diastólica, em torno de 80 mm Hg.

No método auscultatório automático o estetoscópio é substituído por um microfone. O manguito é inflado em torno de 20 a 30 mm Hg acima da pressão sistólica, o primeiro e o último som detectado são armazenados. Após estes valores são mostrados ao usuário pelo equipamento.

Para melhorar a imunidade a ruídos e artefatos devido ao movimento do paciente, microfones de face de captação única, que detectam o sinal em um lado específico, e microfones de face de captação dupla, que captam o sinal por ambos os lados, são utilizados.

A qualidade do sinal e a sensibilidade do microfone, para artefatos do movimento do braço e flexibilidade dos músculos, depende do formato do sensor e de sua posição no manguito em relação ao braço.

Este processo tipicamente mede a pressão sistólica e a diastólica. A forma de onda é obtida através de uma fórmula matemática pré-determinada a partir dos valores medidos.

5.1.2 Método Oscilométrico

É o mais utilizado atualmente nos monitores de pressão não-invasivos. Baseado nas oscilações da pressão do sangue arterial, captadas

(induzidas) através do manguito, a estas oscilações chamamos de pulsos oscilométricos.

O manguito é inflado acima da pressão sistólica, ocluindo a artéria, de maneira que nenhum sangue passe através dela. Após o manguito é desinflado, quando a pressão do manguito começa a ficar menor que a pressão arterial, o sangue começa a circular pela artéria, aumentando repentinamente a amplitude das oscilações.

Com a redução constante da pressão do manguito, a parede arterial oscila até chegar num ponto máximo de amplitude das oscilações. Este ponto determina a pressão arterial média (MAP).

A partir deste ponto, a parede arterial se movimenta com menos intensidade (amplitude) em relação ao manguito, até que esta amplitude de oscilação se torne constante.

Dois critérios têm sido utilizados para determinação da pressão sistólica e diastólica, conforme ilustra a figura 15.

Os critérios são:

- Baseado na altura. Este é em função da razão sistólica (H_s / H_{max}) e da razão diastólica (H_d / H_{max}). Estas razões são pré-estabelecidas [25,39]. Conhecendo-se a razão e o H_{max} , que é medido, calcula-se a pressão diastólica e a sistólica,

- Baseado na inclinação. O ponto de máxima inclinação corresponde à pressão diastólica e o ponto de mínima inclinação à pressão sistólica.

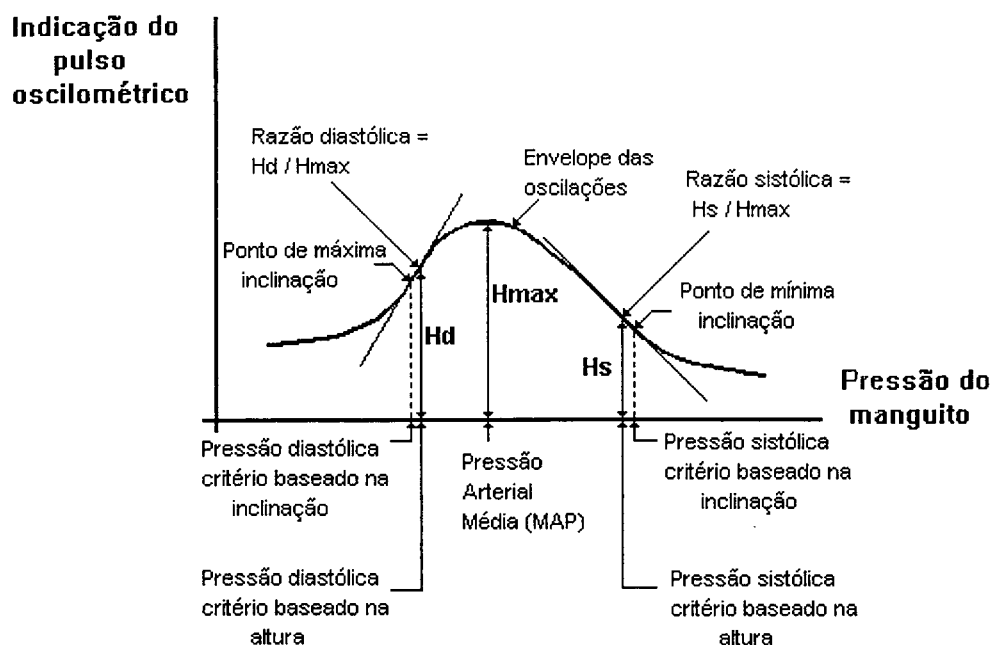


Figura 15 - Curva característica da medição oscilométrica

(Fonte: "Survey of automated noninvasive blood pressure monitors" [39])

Este método dispensa o uso de microfones ou sensores externos, não havendo assim os problemas de captação de ruídos e interferência de UECs.

5.1.3 Método Palpatório

Com o manguito inflado acima do nível da pressão sistólica, desinfla-se o mesmo até aparecer o pulso em uma artéria periférica, por palpação. Este valor é a pressão sistólica.

5.1.4 Método por infra-som

As pressões são determinadas através das baixas frequências dos sons de Korotkoff, abaixo de 50 Hz, incluindo as frequências inaudíveis.

5.1.5 Método por ultra-som

Fundamentado na detecção do movimento da parede arterial. Um transdutor gera ultra-som, transmitido através da artéria, enquanto outro transdutor recebe as ondas refletidas. A pressão sanguínea é determinada a partir da variação da frequência entre a onda transmitida e a refletida.

Quando a artéria está totalmente ocluída, não há diferença entre a frequência da onda transmitida e a refletida. No momento da oclusão parcial, a parede arterial pulsa com o batimento cardíaco, ocorrendo diferença em frequência, da onda transmitida e da refletida, devido ao efeito doppler.

A pressão sistólica é aquela em que é detectada a primeira mudança na frequência e a diastólica é quando a mudança na frequência é diminuída. Este método permite seu uso em equipamentos que trabalhem em ambientes ruidosos.

5.1.6 Outros métodos

Outros métodos também são usados: volume oscilométrico, descarregamento vascular, tonometria arterial, velocidade da onda de pulso e o método COR.

5.2 Recomendações para utilização

Os monitores de pressão não invasivos requerem alguns cuidados na sua utilização para melhor exatidão de medição. O movimento relativo do manguito em relação ao membro, onde está conectado, é um dos principais problemas que geram a inexatidão da medição.

O membro selecionado para a conexão do manguito, deve ser aquele que não será movimentado durante a cirurgia e protegido de manipulação por outras pessoas. A colocação do manguito deve ser feita de forma que a bolsa de borracha inflável fique sobre a artéria, principalmente na face interna do braço. Além disso, não deve ser usado no membro onde estiver havendo infusão de líquidos, pois bloqueia o sistema de infusão, podendo causar danos ao paciente [14,43].

Outro problema é o tamanho do manguito, que deve ser apropriado. A largura deve ser 20% maior que o diâmetro do membro a ser usado ou 40% da circunferência do ponto médio do membro a ser usado na medida. O comprimento deve ser 80% da circunferência do membro. Para cada faixa etária há um manguito específico. Também selecionar no monitor a opção adulto ou neonato, que informa para o equipamento a pressão máxima de inflação do manguito [14,19,20,43].

Ao ligar o equipamento deve-se esperar que o autoteste seja concluído. Havendo falha contínua na medição das pressões, verificar se não há vazamento no sistema de mangueiras ou colocação incorreta das mesmas.

O NIBP já vem calibrado de fábrica, mas pode ser feita com uma coluna de mercúrio, conforme recomendação do fabricante.

5.3 Característica para a especificação básica

Na especificação devem ser observadas algumas características do equipamento:

- * observar o método de medição na especificação do NIBP,
- * deve ter alarme visual e sonoro para pressão sistólica, pressão diastólica, pressão média e batimento cardíaco,
- * verificar o tempo de medição,
- * possuir operação em modo manual e modo automático,
- * ter ciclo de repetição, intervalo entre as medidas, ajustável,
- * obrigatoriamente deve possuir esvaziamento automático do manguito, evitando assim pressões excessivas de inflação no manguito, pois pode causar sérios danos no paciente,
- * possuir opção do tamanho do paciente, neonato/adulto,
- * ter gráfico de tendência.

Capítulo 6 - Segurança total

A monitorização através de equipamentos traz a possibilidade de uma melhor avaliação pela equipe médica do estado de saúde do paciente, principalmente na sala cirúrgica e UTI.

Para que isso ocorra, deve ser alcançado e mantido um nível suficiente de segurança total, que engloba a segurança da instalação elétrica, do equipamento e da aplicação. Estes aspectos visam eliminar os riscos que o equipamento pode trazer aos pacientes e ao corpo clínico.

No que se refere a instalação elétrica no centro cirúrgico e UTI, o sistema de aterramento deve ser eficiente, associado ao sistema IT - Médico, popularmente conhecido como sistema isolado. Um maior detalhamento deste aspecto pode ser encontrado no estudo de Dobes [22].

6.1 Segurança da aplicação

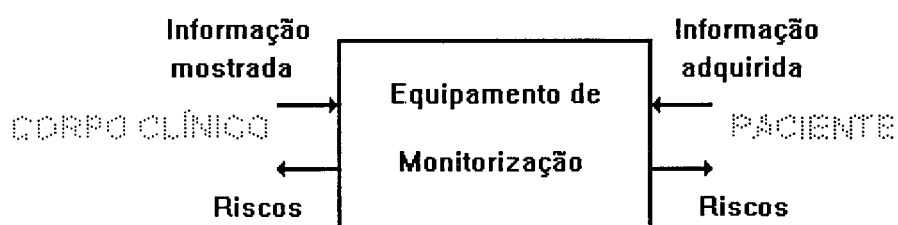


Figura 16 - Fluxo de informação - riscos

A figura 16 mostra a iteração do equipamento com o usuário e o paciente. A informação adquirida do paciente através do equipamento é mostrada à equipe médica.

Para que esta informação tenha um nível mínimo aceitável de confiabilidade, é necessário atentar às características metrológica e o modo de utilização do equipamento. Caso contrário pode-se incorrer em riscos para o paciente e para o corpo clínico. O paciente pode ficar sujeito a um tratamento clínico equivocado ou de risco, e conseqüentemente pode trazer também um ônus profissional ao corpo clínico.

Atualmente os dados metrológicos disponíveis ao usuário são os apresentados e garantidos pelo fabricante. Esta garantia é assegurada se o uso do equipamento for feito com a observância das recomendações do fabricante, o que também evita danos ao paciente. A verificação destas características metrológicas pelo usuário está sendo buscada e amadurecida [9].

É necessário conhecer o princípio de funcionamento e da iteração com o paciente, para uma correta manipulação do equipamento. O estudo deste princípio e recomendações de utilização de cada equipamento estudado, foram feitas nos respectivos capítulos deste trabalho.

Um aspecto muito importante na aplicação destes no processo de anestesia em sala cirúrgica, é que requer cuidado, principalmente na presença de anestésicos inflamáveis. Os equipamentos disponíveis comercialmente não são selados à entrada de gases, cabe ao corpo clínico estar atento à um possível vazamento do agente anestésico inflamável.

A especificação correta é outro aspecto importante da aplicação, é indispensável o conhecimento das necessidades e das características envolvidas e esta deve ser feita com a observância do conhecimento médico e da tecnologia médica disponível. Uma especificação equivocada pode acarretar em prejuízo ao corpo clínico e/ou paciente, como por exemplo a especificação de um capnógrafo com sistema mainstream para o uso em anestesia, que não é recomendado, pois este sistema não consegue medir o valor verdadeiro do N₂O ministrado.

6.2 Segurança do equipamento eletromédico

O aumento crescente da tecnologia médica trouxe uma grande proliferação de equipamentos eletromédicos, tanto em quantidade como em complexidade. Aumentando assim o número de acidentes por eletrocução durante a realização de procedimentos médicos.

Estes valores não foram e nem puderam ser documentados, porque normalmente a morte é atribuída a outras causas, pois o paciente está com a saúde debilitada. Em geral é atribuída a parada cardíaca [37].

Este relato, dentre outros, serviu para que fossem realizados estudos relativos as prescrições de segurança, de modo a minimizar os riscos provocados por equipamentos eletromédicos. Resultando nas publicações de caráter normativo como a IEC 601-1.

A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) através do Comitê Brasileiro de Eletricidade (COBEI) está estudando as Normas IEC's e adequando à realidade brasileira. A primeira norma brasileira nessa área foi

publicada em 1994, NBR IEC 601-1, que traz as prescrições gerais mínimas para segurança de equipamentos eletromédicos [5]. As normas particulares de equipamentos estão em fase de estudo e regulamentação.

A conformidade com a norma NBR IEC 601-1 dos equipamentos eletromédicos disponíveis comercialmente, será exigida compulsoriamente a partir de dezembro de 1996, de acordo com o cronograma do Ministério da Saúde [9].

Esta conformidade deve ser exigida na especificação técnica para a compra, para que os fabricantes se obriguem a ter seus equipamentos certificados, conseqüentemente mais seguros para o usuário.

É importante observar que a conformidade com a NBR IEC 601-1 é apenas o início da cultura de segurança que deve-se ter. O certificado de conformidade não garante o nível de segurança apropriado durante toda vida útil. A utilização imprópria pelo usuário fora das recomendações do fabricante e a qualidade do sistema de alimentação de energia elétrica são fatores que podem vir a comprometer este nível.

Outro fator que também pode afetar este nível é a manutenção. É necessário que sejam feitas manutenções preventivas e corretivas de acordo com as recomendações dos fabricantes. Como por exemplo, a Ohmeda sugere que sempre, quando houver a troca do espectrofotômetro, deve ser feito o teste de corrente de fuga.

Com base no exposto acima, no documento apresentado da Comissão Técnica de Equipamentos para Saúde [15] e no estudo da NBR IEC

601-1 [5]. Testes de segurança elétrica são sugeridos periodicamente e após a manutenção, e obrigatoriamente quando feita na parte elétrica do equipamento com base no documento [15] e no estudo realizado [29].

Os ensaios elétricos sugeridos devem ser feitos individualmente a cada equipamento:

- a) Funcionamento do equipamento
- b) Separação (Claúsula 17 da NBR IEC 601-1)
- c) Aterramento (Claúsula 18 da NBR IEC 601-1)
- d) Corrente de Fuga (Claúsula 19 da NBR IEC 601-1)
- e) Rigidez dielétrica (Claúsula 20 da NBR IEC 601-1), a periodicidade deste ensaio deve ser no máximo uma vez por ano, acima disso compromete a isolação do equipamento. Estes testes são aplicáveis aos quatro equipamentos deste estudo.

No caso do monitor cardíaco, o projeto de norma da ABNT 03:062.04-011 [6], informa sobre as prescrições particulares de segurança de equipamento para monitorização de eletrocardiograma. Uma prescrição muito importante, sugere que todo monitor cardíaco deve ser ensaiado contra o efeito da atuação de um desfibrilador, ou seja, o sinal de ECG deve voltar a ser visível dentro de 10 segundos após a descarga do desfibrilador, já incluído a recuperação dos eletrodos.

O projeto de norma da ABNT 26:002.04 refere-se as prescrições particulares para segurança de monitores de pressão sanguínea não invasiva. Em relação ao oxímetro de pulso e ao capnógrafo tem-se as Normas da ASTM F1415 e F1456, respectivamente.

Uma consideração importante deve ser feita quando mais de um equipamento é ligado simultaneamente ao paciente, um possível *loop* de corrente pode ocorrer, como mostra a figura 17. Se estes valores de corrente (corrente de fuga e corrente auxiliar através do paciente) estiverem dentro dos valores previstos nas normas, nenhum dano ocorrerá ao paciente ou ao usuário.

Nos equipamentos deste estudo, pode ocorrer este *loop* de corrente entre quaisquer destes equipamentos, especialmente entre o monitor cardíaco (que tem parte aplicada elétrica ligada ao paciente) e os outros, pois todos podem ser utilizados simultaneamente em uma sala cirúrgica e UTI.

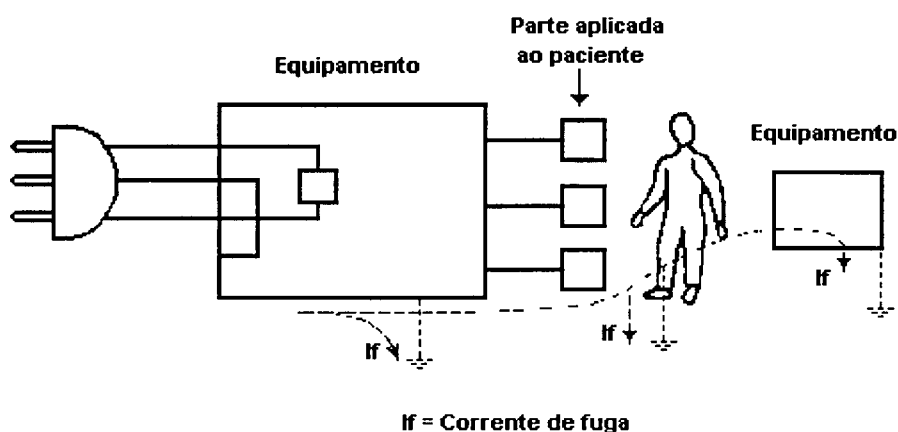


Figura 17 - Correntes de fuga na interação de equipamentos com paciente

6.3 A segurança e o treinamento

O treinamento é um aspecto importante, principalmente em relação a utilização do equipamento. O conhecimento do equipamento e de suas características pela equipe médica, traz a possibilidade de fazer com que as

recomendações de uso do fabricante sejam seguidas, assegurando um nível confiável da informação fornecida pelo equipamento. Além disso, tende a diminuir a incidência de equipamentos no setor de manutenção, pois muitas vezes não apresentam defeito e sim falhas de manipulação, como por exemplo, o estudo de Domingos e Garcia no NEC/HU [23], o trabalho apresentado por Castro [13].

Capítulo 7- Discussão e Conclusão

7.1 Discussão

O crescente aumento da tecnologia médica trouxe a possibilidade de uma melhor avaliação clínica do paciente pelo corpo médico, principalmente na sala cirúrgica e UTI, onde tem-se a monitorização por um longo tempo. A simples conexão do equipamento ao paciente não garante esta possibilidade; para assegurar essa condição deve-se atentar para a segurança total.

Esta segurança engloba o equipamento, sua utilização e as características da instalação elétrica, na qual está conectado, dentre outros aspectos, que envolvem o corpo clínico, paciente, engenharia clínica e o fabricante.

Para que um nível satisfatório de segurança seja garantido, todos os fatores descritos acima devem interagir, como ilustra a figura 17 e descrito abaixo.

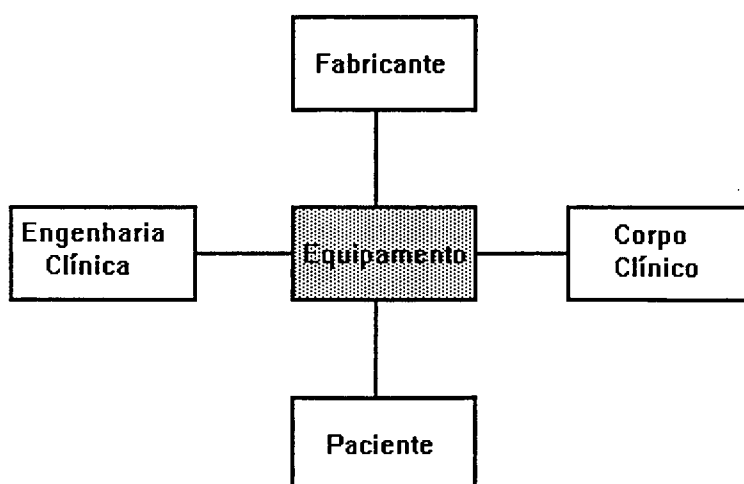


Figura 18 - Interação do equipamento

O Corpo clínico deve manipular de acordo com as recomendações do fabricante, fornecer informações objetivas à engenharia clínica para uma boa especificação conjunta, exigir conhecimento dos equipamentos e treinamentos da engenharia clínica.

Cabe ao paciente informar qualquer desconforto causado pelo equipamento ou por um procedimento médico adotado.

O fabricante deve fornecer treinamento de qualidade e todas as informações requeridas pela engenharia clínica e fazer a adequada instalação do equipamento, quando necessário.

A Engenharia Clínica deve fazer conjuntamente com o corpo clínico as especificações de compra verificando a conformidade com normas de segurança, fornecer treinamento do princípio de funcionamento e da utilização ao corpo clínico, gerenciar e realizar ensaios de segurança.

O conhecimento do princípio de funcionamento auxilia no entendimento dos cuidados de utilização e na especificação. Como por exemplo, a grande maioria dos monitores de pressão não invasivos disponíveis comercialmente usam o método oscilométrico de medida, mas o método por ultrassom permite a utilização em ambientes ruidosos.

Na sala cirúrgica e UTI deve-se ter um sistema de alimentação com aterramento eficiente associado ao sistema IT-médico. Isto aliado a correta especificação, adequada utilização e a realização dos testes sugeridos, tende a diminuir os riscos ao operador e ao paciente.

7.2 Conclusões

Este trabalho não esgota o tema em questão, mas fornece subsídios para o amadurecimento e aprofundamento do assunto, objetivando criar uma cultura voltada à segurança relacionada principalmente a estes e conseqüentemente a outros equipamentos.

Não é obrigando a observância de determinada norma que se conseguirá êxito, mas sim mostrando a importância de sua utilização. Além disso ela dá uma orientação, principalmente na área da tecnologia médica onde as literaturas são escassas.

Outro aspecto importante é o desenvolvimento de novos equipamentos na área médica, que tanto na indústria como na área acadêmica, devem observar as prescrições das normas de segurança.

Os três aspectos de segurança que englobam a segurança total: equipamento, utilização e instalação, tem importância equivalentes. Todos devem ser garantidos. Pior do que não ter o equipamento disponível para o uso é o seu funcionamento e/ou utilização inadequada, que aumenta o risco para o paciente, pois induz ao corpo clínico uma enganosa sensação de segurança, que repercutirá no paciente.

O treinamento é um mecanismo importante para a formação de uma cultura em segurança, juntamente com a conscientização diária junto ao corpo clínico, mostrando a sua importância, sempre que possível.

As características metrológicas dos equipamentos deste estudo e dos testes de segurança, devem ser abordadas em um estudo futuro, para uma melhor avaliação destes equipamentos em seus aspectos globais de segurança total.

Referências Bibliográficas

- [1] AMERICAN ASSOCIATION FOR RESPIRATORY CARE (AARC). Clinical practice guideline: Capnograph/ Capnometry during mechanical ventilation. **Respiratory Care**, v 40, n. 12, p. 1321-1324, 1995.
- [2] AMERICAN ASSOCIATION FOR RESPIRATORY CARE (AARC). Clinical practice guideline: Pulse Oximetry. **Respiratory Care**, v. 36, p. 1406-1409, 1991.
- [3] ANAMED. **Monitor em ação**. Informativo, n. 3, out./nov., 1996.
- [4] ANAMED. **Monitor em ação**. Informativo, n. 4, abr., 1996.
- [5] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Equipamento eletromédico - Parte 1 - Prescrições gerais para segurança**. NBR IEC 601-1. Rio de Janeiro, 1994.
- [6] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Projeto de Norma: Prescrições particulares para segurança de equipamento para monitorização de eletrocardiograma**, Projeto 03:062.04-011. Rio de Janeiro, 1996.
- [7] BARRETO, Sérgio M. et al. **Rotinas em terapia intensiva**. Porto Alegre, RS: Editora Artes Médicas Sul Ltda., 1993. p. 351-361.
- [8] BENDERS, Donald. Electrosurgery interference - minimiz its effects on ECG monitors. **Hewlett-Packard AN-743**.
- [9] BESKOW, Wayne B.; GARCIA, Renato. **Estudo para implementação de estruturas de calibração e certificação de equipamentos eletromédicos**. Relatório interno do GPEB/UFSC. Dissertação de mestrado a ser defendida em 1997 GPEB/UFSC.
- [10] BHAVANI-SHANKAR, K. et al. Capnometry and anaesthesia. **Canadian Journal Anaesthesia**, v. 39, n.2, p. 617-632, 1992.

- [11] BLAZER, Cristina. Capnometry and oximetry, assembly and troubleshooting. In: _____. **Quick reference to respiratory care equipment - assembly and troubleshooting**. St. Louis, Missouri: Mosby-Yearbook, Inc, 1994. p. 60-63.
- [12] BRANSON, Richard D.; HESS, Dean R.; CHATBURN, Robert L.. Noninvasive respiratory monitoring equipment. In:_____.**Respiratory Care Equipment**. Philadelphia: J. B. Lippincott Company, 1995. p. 184-216.
- [13] CASTRO, Ana Cláudia R.; GARCIA, Renato. Treinamento em segurança e operação de unidades eletrocirúrgicas de alta frequência. **Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde**. v. 1. São Carlos, SP. p.159-160, 1996.
- [14] COLLIINS, Vicent J. Monitorização de paciente anestesiado. In:_____. **Princípios de anestesiologia**. Editora Guanabara Kougan, 1978.
- [15] COMISSÃO TÉCNICA DE EQUIPAMENTOS PARA SAÚDE. **Regras específicas para certificação compulsória de equipamentos eletromédicos**. INMETRO, 1996.
- [16] CRITICARE. **POET TE Plus - Transportable End-Tidal CO₂ Plus SpO₂ Monitor**. 1995. Service Manual.
- [17] da FONSECA, Leonardo José C. Monitorização do paciente anestesiado. In: MANICA, James et al. **Anestesiologia - Princípios e técnicas**. Porto Alegre ,RS: Editora Artes Médicas Sul Ltda., 1994. p. 75-86.
- [18] da PAZ, Mario Augusto S.; GARCIA, Renato. Segurança em equipamentos de monitorização em sala cirúrgica e UTI - oxímetro, capnógrafo, monitor de ECG e monitor de pressão. **Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde**. v. 1. São Carlos, SP. p. 157-158, 1996.
- [19] DATASCOPE. **Accutorr Non-Invasive Blood Pressure Monitor and Pulse Oximeter - Accutorr 3/4 SAT**. 1994. Service Manual.

- [20] DIXTAL. **Monitor de pressão arterial não invasiva DX 2710**. 1990. Manual do usuário e Manual de Hardware.
- [21] DIXTAL. **Oxímetro de Pulso Oxyleth DX - 2405**. 1992. Manual do Usuário.
- [22] DOBES, Maurício I.; GARCIA, Renato. **Estudo de segurança em instalações elétricas hospitalares para equipamentos eletromédicos**. Relatório interno do GPEB/UFSC. Dissertação de mestrado a ser defendida em 1997 GPEB/UFSC.
- [23] DOMINGOS, Jean Claudi S.; GARCIA, Renato. **Falhas de operação em eletrocardiógrafos e monitores cardíacos do Hospital Universitário/UFSC**. Trabalho apresentado ao VII Simpósio Latino Americano de Ingeniería Biomédica, Bucaramanga, Colômbia, 1996.
- [24] DRÄGER. **Evita Care Ventilation**. Germany, 1995. Thecnical documentation.
- [25] DRZEWIECKI, Gary. **Noninvasive Assessment of Arterial Blood Pressure and Mechanics**. In: BRONZINO, Joseph D. **The Biomedical Engineering Handbook**. Florida, USA: CRC Press, Inc, 1995. p. 1196-1211.
- [26] ECAFIX-FUNBEC. **Monitor cardíaco MCL 07**. 1994. Manual do usuário.
- [27] ECRI. Multiple Medical Gas Monitors, Respired/ Anesthetic. **ECRI**, p. 1-4, Aug. 1993.
- [28] ECRI. Oximeters, pulse. **ECRI**, p. 1-20, Jun. 1990.
- [29] ESPERANÇA, Carlos G.;da PAZ, Mario Augusto S.; BESKOW, Wayne B. **Ensaio elétricos de segurança contidos na Norma NBR IEC 601-1**. Relatório interno do NEC-GPEB/UFSC. 1996.
- [30] HAMLIN, Michael D.; M.B.A.; R.R.T. A guide to pulse oximetry monitoring and troubleshooting. **Journal of Clinical Engineering**, v. 20, n.6, p. 476-483, Nov./Dec. 1995.

- [31] HAMPTON, John R. **Descomplicando o Eletrocardiograma**. Porto Alegre ,RS: Editora Artes Médicas Sul Ltda., 1994.
- [32] LIU, Cladir C., et al. **Normas e rotinas para utilização e manutenção de equipamentos em unidades de terapia intensiva**. Documento interno da Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre. p. 1-70, 1991.
- [33] LOCKWOOD, G. G. et al. The ohmeda Rascal II - A new gas analyser for anaesthetic use. **Anaesthesia**, v. 49, p. 44-53, 1994.
- [34] MCPEAK, H. B. et al. An evaluation of Brüel and Kjaer - monitor 1304. **Anaesthesia**, v. 47, p. 41-47, 1992.
- [35] MCPHERSON, Steven P. Beside measuring and monitoring devices. In: _____. **Respiratory Care Equipment**. Tucson, AZ: Mosby-Yearbook, Inc, 1995. p. 140-154.
- [36] MINISTÉRIO DA SAÚDE, SECRETARIA NACIONAL DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE. **Segurança no ambiente hospitalar**, Brasília, 1995. 196 p.
- [37] MONTE, Adilson André M.; FARINA, Evandro F. **Segurança em instalações e equipamentos elétricos hospitalares**. Florianópolis, 1993. Monografia - Engenharia de Segurança do Trabalho, Universidade Federal de Santa Catarina.
- [38] NG, K.; SMALL, C. F. Review of methods & simulators for evaluation of noninvasive blood pressure monitors. **Journal of Clinical Engineering**, v. 17, n.6, p. 469-479, Nov./Dec. 1992.
- [39] NG, K.; SMALL, C. F. Survey of automated noninvasive blood pressure monitors. **Journal of Clinical Engineering**, v. 19, n.6, p. 452-475, Nov./Dec. 1994.
- [40] OHMEDA. **5200 CO₂ Monitor**. USA, 1989. Service Manual.
- [41] OHMEDA. **Pulse Oximeter - Model Biox 3700**. USA, 1994. Operation and Maintenance Manual.

- [42] OHMEDA. **Pulse Oximeter - Model Biox 3740**. USA, 1988. Operation and Maintenance Manual.
- [43] OMEGA. **Non-Invasive Blood Pressure Monitor Omega 1400**. 1987. Service Manual.
- [44] PRIMIANO, Frank P. Measurement of the respiratory system. In: WEBSTER, John G. **Medical Instrumentation - Application and design**. Boston, USA: Houghton Mifflin Company, 1992. p. 457-539.
- [45] RALSTON, A. C.; WEBB, R. K.; RUNCIMAN, W. B. Potentials errors in pulse oximetry - I. Pulse oximeter evaluation. **Anaesthesia**, v. 46, p. 202-206, 1991.
- [46] RALSTON, A. C.; WEBB, R. K.; RUNCIMAN, W. B. Potentials errors in pulse oximetry - III. Effects of interference, dyes, dyshaemoglobins and other pigments. **Anaesthesia**, v. 46, p. 291-295, 1991.
- [47] RALSTON, A. C.; WEBB, R. K.; RUNCIMAN, W. B. Potentials errors in pulse oximetry - II. Effects of changes in saturation and signal quality. **Anaesthesia**, v. 46, p. 207-212, 1991.
- [48] STORCH, J. Nitrogen and CO₂ monitoring. **Biomedical Instrumentation & Technology**, p. 358-360, Jul./Aug. 1995.
- [49] TAKAKI, T. et al. Fibre-optic ECG monitoring instrument for use in the operating room. **Medical & Biological Engineering & Computing**, p. 443-447, Jul. 1987.
- [50] TAYLOR, M. B.; WHITWAN, J. G. The current status of pulse oximetry. **Anaesthesia**, v. 41, p. 943-949, 1986.
- [51] TECNOLOGIA ELETRÔNICA BRASILEIRA LTDA. **Monitor de eletrocardiograma - TEB Linha M 10**. 1993. Manual do Usuário e Manual de Serviço.

[52] VIEIRA, Zairo E. G.; TSA. Monitorização em Anestesia: Análise Crítica. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, v. 42, n.1, p. 3-14, Jan./Fev. 1992.

[53] _____. Blood Pressure. **Medical Eletronics**, p. 129-137, Apr. 1994.

[54] _____. Oximetry, Blood Gas. **Medical Electronics**, p. 127-134, Oct. 1995.

Glossário

- CO₂** - Gás carbônico expirado durante o processo respiratório.
- N₂O** - Óxido Nitroso, usado durante o processo anestésico auxiliando na sedação do paciente.
- PAS** - *Spectroscopy Photoacoustic*, um dos princípios de medição do CO₂.
- IR** - *Infra Red*, comprimento de onda no espectro do infravermelho.
- Cuvette** - Conjunto do suportado sensor mais o sensor, é usado na capnografia mainstream.
- ETCO₂** - End Tidal CO₂, valor de CO₂ no final da expiração.
- SpO₂** - Saturação do oxigênio arterial.
- Probe** - Conjunto do suporte do sensor mais o sensor, é usado no oxímetro de pulso.
- Span** - Ponto de medida na faixa de medição de um capnógrafo.
- Drift** - Variação da medida mostrada pelo capnógrafo pela oclusão da janela ótica.