

WILMA APARECIDA NUNES

OXIMETRIA DE PULSO NA AVALIAÇÃO DO TRANSPORTE DE OXIGÊNIO
EM PACIENTES CRÍTICOS

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

1993

WILMA APARECIDA NUNES

OXIMETRIA DE PULSO NA AVALIAÇÃO DO TRANSPORTE DE OXIGÊNIO
EM PACIENTES CRÍTICOS

Tese submetida ao Instituto
de Biologia da Universidade
Estadual de Campinas, para a
obtenção do grau de Mestre em
Ciências Biológicas, na área
de Fisiologia

Orientador: Prof Dr^e Renato G. G. Terzi

CAMPINAS - SÃO PAULO

1993

Este exemplar corresponde à redação final
da tese defendida pelo(a) candidato(a)
Wilma Aparecida

Dedico este trabalho à minha mãe,
Dolôres, que me alfabetizou e me
incentivou na busca do
conhecimento, e a meu pai,
Joaquim, pelo apoio e liberdade
na busca de minhas realizações.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Renato G. G. Terzi,
pelo privilégio do convívio
profissional e desta criteriosa
orientação. E aos pacientes da
UTI-HC-UNICAMP, reais sujeitos do
conhecimento que assimilamos,
cujas esperanças e vida estiveram
depositadas em nossas mãos.

GRATIDÃO E RECOHHECIMENTO:

À direção do HC-UNICAMP, cuja filosofia contempla e favorece o desenvolvimento da pesquisa.

À equipe de trabalho da UTI, cujas ações permeiam as informações aqui registradas.

À prof^a Dr^a Maria Sumie Koizume, à enfermeira Maria de Fátima P. Imai e aos médicos Sebastião Araújo e André Luiz B. Nunes, pela inestimável contribuição advindas de nossas interlocuções.

À Soninha, cujo conhecimento e determinação tornaram possível a execução técnica deste trabalho.

À Ivone, Rosângela, Fred e Onice, amizades compartilhadas e reforçadas no trajeto comum.

Ao Antônio e Samuel, pelas informações que assimilei de campos tão diversificados do saber.

Aos meus queridos irmãos (Vidal, Fátima, Joaquim, Luis Antônio e Elaine), pela compreensão daquilo de que eu possa tê-los privado, trilhando este caminho.

ÍNDICE

INTRODUÇÃO	pag. 1
OBJETIVOS	pag. 26
MATERIAL E MÉTODOS	pag. 27
RESULTADOS	pag. 37
DISCUSSÃO	pag. 49
CONCLUSÕES	pag. 67
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	pag. 68
ANEXO	pag. 83

RESUMO

A oximetria de pulso constitui um avanço tecnológico que permite a monitorização, de forma contínua e não invasiva, da saturação de oxigênio no sangue arterial. Neste estudo, a monitorização de 35 pacientes de terapia intensiva, submetidos a ventilação mecânica, permitiu estabelecer o nível de precisão de dois oxímetros de pulso de diferentes fabricantes. O desempenho foi determinado em função de dados comparativos obtidos pela hemo-oximetria e para proceder a análise estatística, foi utilizado o teste *t*.

A exatidão (médias das diferenças) não se mostrou diferente entre os oxímetros de pulso quando comparados com a hemo-oximetria, entretanto, o Pulsat^{IM^R}, apresenta maior precisão (desvio padrão das diferenças). Pacientes críticos são portadores de condições clínicas que podem, eventualmente, limitar o uso desta técnica. No presente trabalho foi demonstrado que a discrepância nos resultados obtidos pode ser atribuída a presença de metemoglobina e possivelmente à anemia associada a hipóxia.

ABSTRACT

Pulse oximetry is a new technological development that permit continuous and noninvasive monitoring of the oxygen saturation of the arterial blood. In this clinical investigation 35 patients under mechanical ventilation were studied. It was possible to establish the precision of two pulse oximeters of different brands. The performance of these equipments was evaluated by comparing data with the hemo-oximeter, statistical analysis employed the *student t test*.

The results showed that bias (mean differences) between oximeters readings and hemo-oximeter was similar for both instruments. However, precision (standard deviation of differences) resulted higher with Pulsat^{IM}^R then with SatitleTRANSTM^R. Eventually critical patients may be limited for the use of this technique. In this study it was showed that discrepancy in the results observed, may be attributed to the presence of the methemoglobin and possible to anaemia associated to hypoxia.

LISTA DE ABREVIACÕES

pO_2	<i>pressão parcial de oxigênio.</i>
pAO_2	<i>alveolar.</i>
paO_2	<i>no sangue arterial.</i>
pVO_2	<i>no sangue venoso.</i>
pCO_2	<i>pressão parcial de gás carbônico.</i>
sO_2	<i>saturação por oxigênio.</i>
saO_2	<i>no sangue arterial.</i>
svO_2	<i>no sangue venoso.</i>
$\bar{svO}_2$	<i>no sangue venoso-misto.</i>
DO_2	<i>oferta de oxigênio aos tecidos.</i>
VO_2	<i>consumo de oxigênio.</i>
DC	<i>débito cardíaco.</i>
ΔpO_2	<i>gradiente de pressão de oxigênio.</i>
cO_2	<i>conteúdo de oxigênio no sangue.</i>
caO_2	<i>no sangue arterial.</i>
$c(a - v)O_2$	<i>diferença de conteúdo artério-venoso no sangue.</i>
cO_2Hb	<i>concentração de oxiemoglobina.</i>
$cCOHb$	<i>concentração de carboxiemoglobina.</i>
cHb	<i>concentração de deoxiemoglobina.</i>
$cMetHb$	<i>concentração de metemoglobina.</i>
CDO	<i>curva de dissociação da oxiemoglobina.</i>
psO_2	<i>saturação parcial de oxigênio.</i>

"A ciência não progride quando os modelos são confirmados pela investigação, mas quando certas anomalias forçam os cientistas a questioná-los."

- RUBEM ALVES -

INTRODUÇÃO

A manutenção da vida de pacientes em estado crítico tem sido garantida em inúmeras circunstâncias, pela monitorização eficiente das funções vitais^{40, 41}. Informações por ela obtidas fornecem aviso precoce de alterações sucessivas que se não forem detectadas podem conduzir à falência orgânica; elas permitem acompanhar o tratamento instituído, determinar se a intervenção foi apropriada e avaliar como repercute a correção do problema sobre o quadro evolutivo do paciente²⁵.

A Unidade de Terapia Intensiva reúne uma população com doenças agudas reversíveis que teria pouca possibilidade de sobrevivência em outros setores do hospital. São pacientes com enfermidades de fisiopatologia complexa e múltiplas alterações orgânicas, cujo diagnóstico muitas vezes permanece obscuro, mas que terão suas perspectivas ampliadas a cada terapêutica instituída num setor especializado²⁵. Nessas condições, o que se busca em primeira instância é garantir níveis adequados de oxigênio no sangue arterial para evitar a hipóxia tecidual³⁰.

A hipóxia é danosa ao organismo porque desencadeia o processo de metabolismo anaeróbico. A observação clínica de sinais e sintomas é o método primário de monitorização, mas possui sérias limitações. Sinais e sintomas de disfunção orgânica por hipóxia são insuficientes para determinar a causa específica de transporte inadequado de oxigênio e em algumas circunstâncias são manifestações tardias que aparecem após a

ocorrência de dano tecidual₁₀₇.

A monitorização invasiva é o recurso disponível atualmente para a instituição de terapêuticas adequadas nas mais diversas condições clínicas. Contudo, é desejável desenvolver métodos não invasivos - menos agressivos para o paciente - capazes de estimar as pressões de gases no sangue arterial, uma vez que a informação sobre elas tem servido de parâmetro, para acompanhar o curso das patologias críticas e estabelecer as bases da oxigenoterapia_{37,86}.

A avaliação do transporte de oxigênio é possível pela mensuração de algumas variáveis e pelo cálculo de outras₁₂₁. Para tanto são instituídos procedimentos invasivos, que se por um lado são úteis, pois permitem avaliar o consumo e suprimento de oxigênio, por outro exigem manipulação invasiva, que aumenta o risco de agravamento do estado geral do paciente₁₁₉.

BASES TEÓRICO CONCEITUAIS

O transporte de oxigênio pelo sangue é garantido por um sistema complexo com grande capacidade de reserva, organizado num processo altamente elaborado, no qual estão envolvidos uma série de fatores: concentração atmosférica de oxigênio, eficácia das trocas gasosas no pulmão, quantidade de oxigênio dissolvido no plasma, concentração de hemoglobina, a quantidade de oxigênio ligada à hemoglobina e o débito cardíaco_{1,36}. Cada constituinte precisa desempenhar sua função de forma eficaz para evitar

sobrecarga compensatória dos demais.

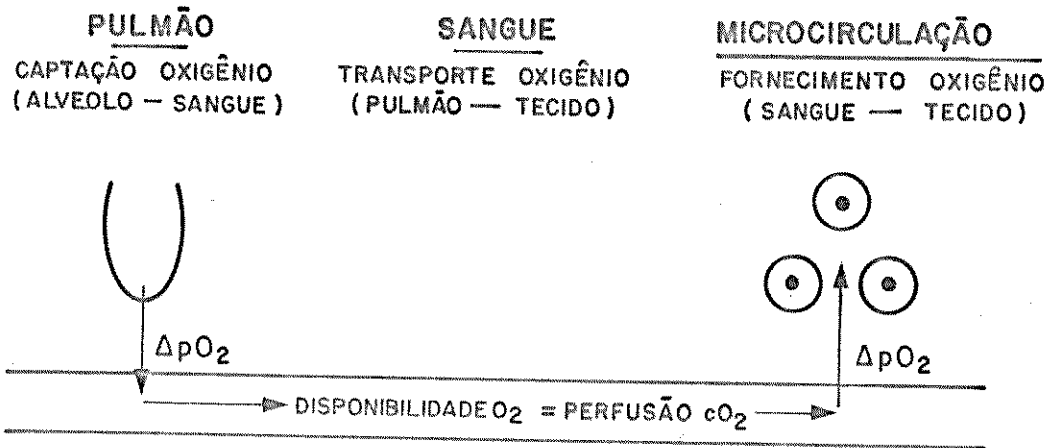


FIG. 1. Representação esquemática do transporte de oxigênio dos pulmões aos tecidos com os fatores determinantes: gradiente de pressão nos alvéolos (ΔpO_2), conteúdo de oxigênio no sangue (cO_2) e gradiente de pressão a nível tecidual (ΔpO_2)¹

O órgão responsável pelas trocas gasosas é o pulmão, que utiliza dois mecanismos - ventilação e difusão - para exercer as funções de captar o oxigênio atmosférico e eliminar o gás carbônico proveniente de processos metabólicos. Em condições basais, o pulmão é capaz de fornecer 4ml/Kg/min de oxigênio, porém quando solicitado possui a capacidade de multiplicar esse valor 15 vezes. Os ajustes na ventilação são controlados a nível de sistema nervoso central em resposta a estímulos provenientes de receptores químicos periféricos - sensíveis à concentração de oxigênio - localizados na crossa da aorta e no seio carotídeo, bem como daqueles presentes a nível central, aptos a responder às variações nas concentrações de gás carbônico e de íons H^+ ₁₀₁.

¹adaptado de ZANDER, R. The oxygen status of arterial human blood. Scand J Clin Lab Inves, suppl 50, v.203, p.187-196, 1990.

O gradiente alvéolo-capilar (ΔpO_2) é fator determinante do processo de difusão, ou seja é a força que regula a velocidade com a qual o oxigênio contido no espaço alveolar - cuja pressão é 105mmHg ao nível do mar - chega ao capilar pulmonar, onde a pressão do sangue venoso misto é de 40mmHg (Fig. 1.). Uma pequena quantidade de sangue passa no pulmão através de alvéolos não funcionantes e permanece venoso. São os chamados "shunts" fisiológicos, que num pulmão normal constituem menos de 5% do fluxo total de sangue, e causam uma discreta queda na pressão parcial de oxigênio no sangue arterial (paO_2) em relação à pressão parcial de oxigênio alveolar (pAO_2), atingindo em média 90mmHg₁₂₅.

Nem todo gás fornecido é consumido, pois há "sobra de oxigênio" no sangue venoso que retorna aos pulmões. Este fato evidencia a presença de mecanismo de reserva na respiração. Outra forma de ajuste é a capacidade dos tecidos manterem o metabolismo, através da formação de produtos metabólicos intermediários, quando a razão entre oferta e consumo de oxigênio é anormal₁₂.

A extensão da capacidade de reserva neste sistema permite determinar os limites dos recursos fisiológicos compensatórios do organismo humano. Eles se manifestam como aspectos adaptativos desenvolvidos no transporte de oxigênio em resposta à hipóxia originária de alterações patológicas ou de condições ambientais adversas_{27,65}.

A associação dos parâmetros rotineiramente utilizados na clínica com os algoritmos calculados por poderosos programas de computador permite calcular de forma precisa e exata variáveis adicionais que expressam fatores de compensação e contribuem para uma melhor assistência na terapia com oxigênio. O aumento dos fatores de compensação é indicativo de que o sangue arterial não está conseguindo fornecer um suprimento tissular adequado de oxigênio¹²².

A garantia de suprimento adequado de oxigênio aos tecidos depende da organização do sistema cardiovascular, tanto do ponto de vista de funcionamento da bomba propulsora, como da distribuição da oferta mediada pelo fluxo⁴⁵. A paO_2 é o indicador que avalia a eficiência no processo de difusão, expressando o funcionamento do pulmão ou a adequação da ventilação mecânica; contudo ela não indica se o transporte de oxigênio atingiu níveis adequados, porque a oferta de oxigênio aos tecidos (DO_2) está na dependência do débito cardíaco (DC) e do conteúdo arterial de oxigênio (caO_2)³⁰.

$$DO_2 = DC \times caO_2 \times 10ml/min$$

O débito cardíaco em condições basais atinge 3 a 4,5l/min, com capacidade de aumentar até cinco vezes em função da atividade metabólica. O fluxo sanguíneo, por sua vez, é regulado pelo próprio tecido, através de dois mecanismos. O

primeiro, pela capacidade de desviar o fluxo de regiões com baixa extração para outras de alta extração, e o segundo, pelo aumento da densidade de capilares perfundidos nos tecidos com alta extração₉₅.

O conteúdo de oxigênio no sangue arterial (caO_2) normal é cerca de 9,2mM/l (20,6ml%), sendo 9,1mM (20,3ml%) ligado à hemoglobina, e 0,1mM (0,3ml%) fisicamente dissolvido.

Numericamente, isto é expresso por:

$$caO_2 = (1,39 \times Hb \times saO_2) + (0,003 \times paO_2)$$

Hb = concentração de hemoglobina no sangue (g/100 mL).

saO₂ = % de oxiemoglobina.

1,39 = volume de oxigênio ligada a 1 gr de hemoglobina a 100% de saturação.

0,003 = solubilidade do oxigênio no plasma.

A quantidade de oxigênio dissolvido no plasma segue a lei de Henry, segundo a qual a solubilidade do gás num líquido é dada pela natureza e temperatura do líquido e pelo coeficiente de solubilidade do gás₉₆. No caso específico do oxigênio para cada mmHg de pressão há 0,0031ml de gás dissolvido em 100ml de sangue. Com esta baixa solubilidade do oxigênio, o sangue não é capaz de transportar - na forma física - uma quantidade suficiente deste gás para garantir em condições basais a extração periférica de 5ml/100ml de sangue. Embora seja uma quantidade insignificante, quando comparada com o consumo de

oxigênio, ela é de extrema importância para o organismo, pois é o fator que regula a quantidade de oxigênio transportado pela hemoglobina, assim como pelo desencadeamento dos mecanismos reflexos de compensação₁.

A forma mais importante de transporte de oxigênio no sangue é ligado à hemoglobina. Esta molécula presente na hemácia é uma proteína oligomérica, constituída por quatro cadeias peptídicas, iguais duas a duas, sendo duas α com 141 aminoácidos cada e duas β com 146 aminoácidos compondo cada cadeia₆₇. A hemoglobina normal do adulto, conhecida como A, além da parte protéica possui também quatro anéis formados por hidrogênio, carbono e nitrogênio, que se agrupam de forma cíclica constituindo uma porfirina (Fig. 2.), cuja capacidade de ligação a metais tem uma profunda importância dentro do sistema biológico. A ligação do íon ferroso (Fe^{++}) ao anel de porfirina permite a cada átomo de ferro estabelecer ligação covalente com os nitrogênios dos grupos pirrólicos (Fig. 2.); forma-se então a estrutura conhecida como Heme. Este arranjo atômico deixa uma das valências do ferro disponível para ligações reversíveis com a molécula de oxigênio₁₀₁. O significado fisiológico para as interações heme-heme está não somente em garantir o aumento da afinidade das moléculas de oxigênio quando de sua ligação sucessiva, como também em fazer essa afinidade decrescer gradativamente quando a molécula se dissocia₈₄.

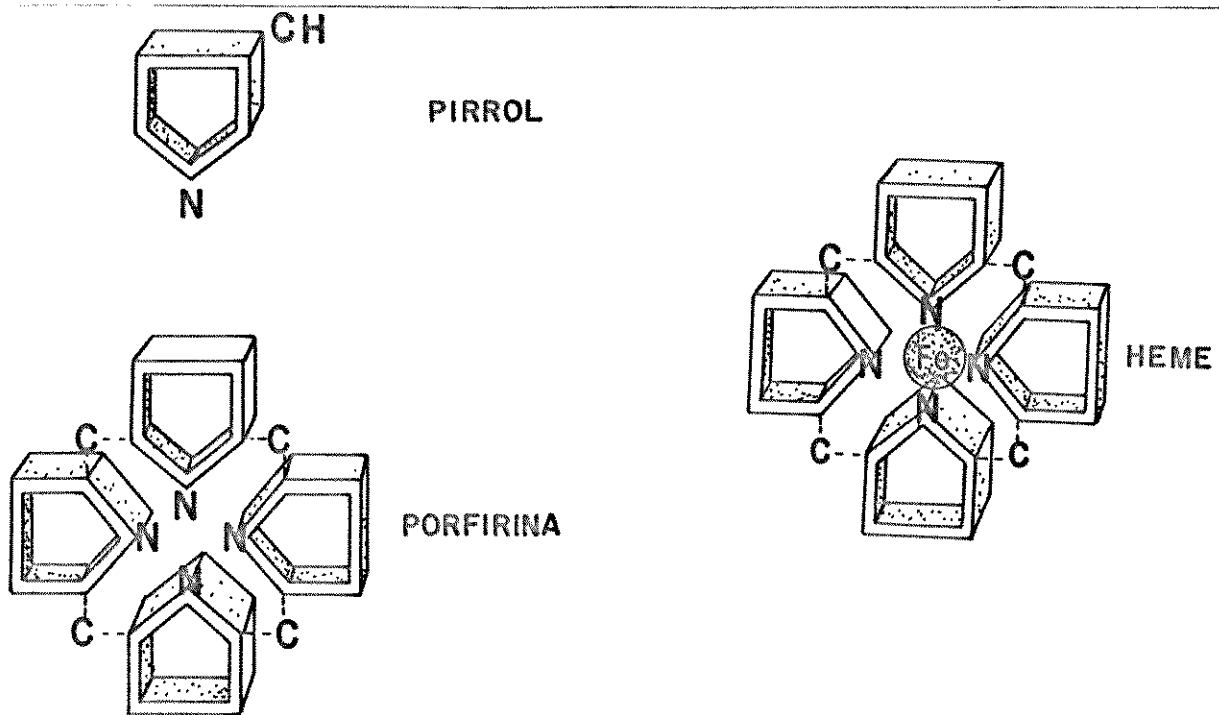


FIG. 2. Estrutura química do heme²

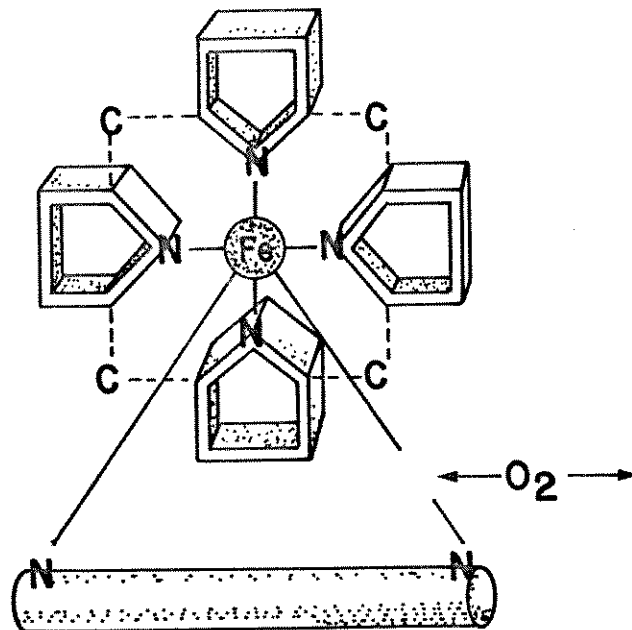


FIG. 3. Molécula Heme ligada a uma cadeia polipeptídica através de³ ligações covalentes entre nitrogênios imidazólicos e ions metálicos.

² Adaptado de Shapiro et al, *Manejo Clínico De Los Gases Sanguíneos*, 3^a edição, ed Panamericana, Buenos Aires, 1984.

³ Adaptado de Shapiro et al. *Manejo Clínico De Los Gases Sanguíneos*, 3^a edição, ed. Panamericana, Buenos Aires, 1984.

polipeptídicas da hemoglobina, que dependem de haver ou não ligação com o oxigênio. Com a utilização da técnica de cristalografia, duas configurações foram evidenciadas para a molécula de hemoglobina: a conformação deoxi ou T (tensa), com maior número de ligações entre as subunidades componentes da cadeia, e a conformação oxi ou R (relaxada), onde essas ligações são mais frouxas e em menor número. Portanto, no transporte de oxigênio, existe um efeito cooperativo dentro de um sistema dinâmico, onde ambas as estruturas terciárias de cada subunidade e a estrutura quaternária da hemoglobina oscilam rápida e continuamente entre a conformação oxi e deoxi₈₅.

O transporte de oxigênio é essencialmente determinado pelo comportamento da curva de dissociação da oxiemoglobina (CDO), que representa uma relação entre a pressão parcial e o conteúdo de oxigênio no sangue; são variáveis determinantes da pressão parcial de oxigênio no capilar₁₀₃.

A posição da curva de dissociação da oxiemoglobina oscila da direita para a esquerda em resposta a alterações na afinidade Hb-O₂. A afinidade da hemoglobina é definida pelo p50, que representa a pressão parcial de oxigênio quando 50% da hemoglobina está ligada ao oxigênio num pH de 7,4 e a temperatura de 37°C (Fig. 4.)₁₀₀.

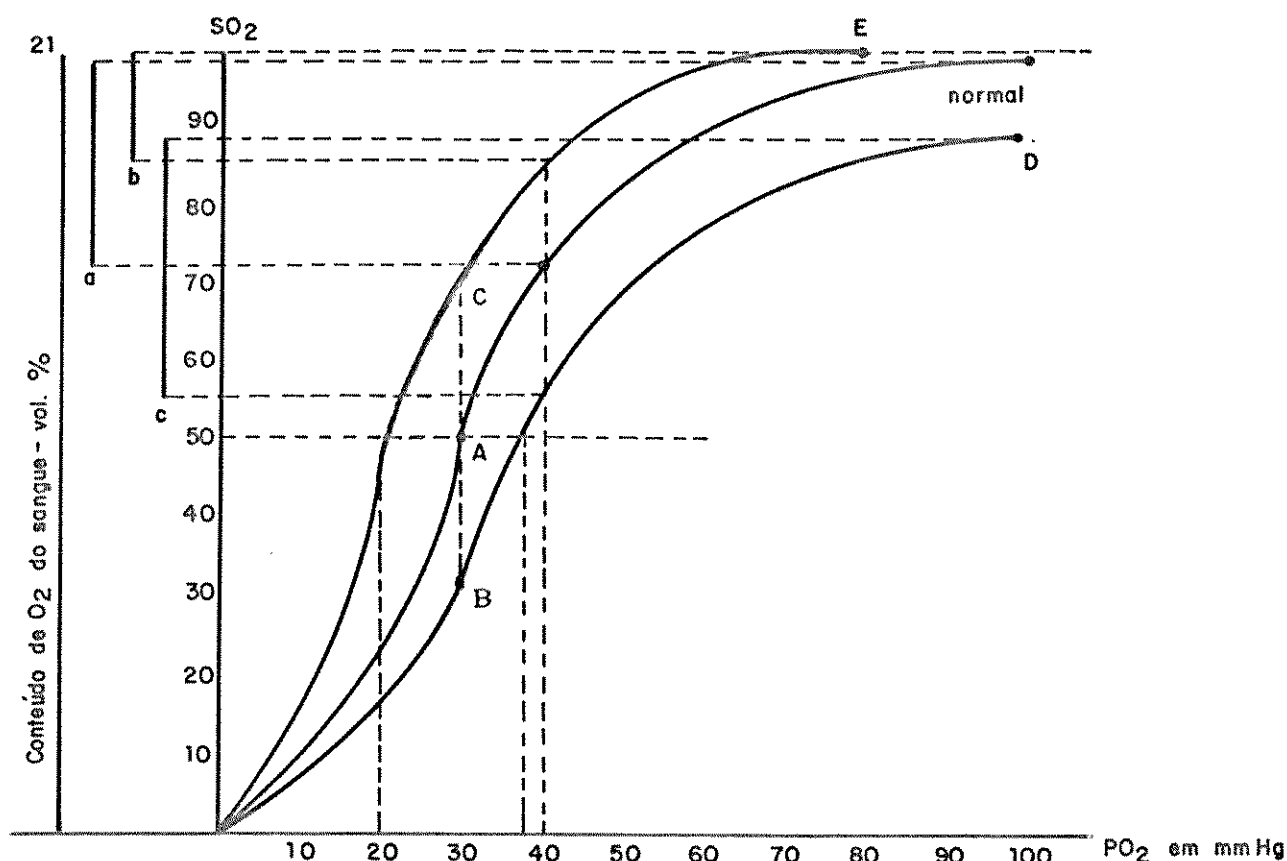


FIG. 4. Variações da Curva de Dissociação da oxiemoglobina. Na curva normal, pO_2 de 27mmHg dá uma saturação de 50%, ponto A (p50); na curva desviada para a direita, para a mesma pO_2 a sO_2 é de 30% (ponto B), e na desviada para a esquerda a sO_2 é de 70% (ponto C). A nível pulmonar, a hemoglobina com a curva desviada para a direita satura-se menos: para uma pO_2 de 100mmHg a saturação se mantém em 90% (ponto D), na curva desviada para a esquerda a saturação atinge 100% com uma pO_2 de 77mmHg (ponto E). Atingindo os tecidos onde a pO_2 é de 40mmHg a liberação de oxigênio também se altera em função da posição da curva. Na curva normal a saturação passa para 75% após liberar 4,5 vol% de oxigênio para os tecidos (segmento a). Na curva desviada para a direita a saturação cairá para 55% após liberar 7,49 vol% (segmento b) e na curva desviada para a esquerda a saturação atingirá 87% liberando apenas 2,91 vol% de oxigênio (segmento c)⁴

A afinidade entre a hemoglobina e o oxigênio é

⁴ Adaptado de Afonso, J.E. Transporte de oxigênio. J Pneum, v.7, n.4, p.231-238, 1981.

modificada primariamente por quatro fatores: a concentração de íons hidrogênio [H^+], a pCO_2 , a temperatura e a concentração de 2,3 difosfoglicerato (2,3-DPG). Em tecidos com intensa atividade metabólica há um aumento nos valores da pCO_2 , na temperatura e na concentração de íons H^+ , que contribuem para liberação do oxigênio pela hemoglobina. O aumento na pO_2 local facilita a captação de oxigênio pelos tecidos. A situação se inverte a nível de pulmões, onde a captação do oxigênio pela hemoglobina é o processo mais importante₁₀₀.

O interesse na interação entre O_2 , H^+ e hemoglobina₉₂, visa estabelecer um entendimento detalhado do efeito Bohr (segundo o qual o aumento da pCO_2 promoveria a dissociação da oxiemoglobina, facilitando o transporte de oxigênio para os tecidos)₁₉ e do efeito Haldane (para o qual a dissociação do oxigênio facilitaria a captação do gás carbônico e sua eliminação pelos pulmões, com mínima mudança na concentração de H^+)₁₀₂.

A produção de 2,3-DPG aumenta em resposta à redução na oferta de oxigênio, promovendo um deslocamento na CDO para a direita₁₀. Esta queda na afinidade da hemoglobina facilita a liberação de oxigênio e reflete a capacidade do fosfato em estabilizar a estrutura da deoxiemoglobina₄. Isso ocorre porque no arranjo das cadeias polipeptídicas existe uma fenda feita sob medida para acomodar a molécula de 2,3-DPG₈₅.

Na conformação da curva de dissociação da oxiemoglobina observa-se dois segmentos distintos: um vertical e outro horizontal (Fig. 4.). Eles refletem o comportamento da interação entre os grupos heme, componentes da estrutura da hemoglobina, quando se ligam ao oxigênio (Fig. 3.).

A porção horizontal da curva representa saturação acima de 80%; neste intervalo, grandes variações na p_{aO_2} determinam pequena alteração na saturação. Esse comportamento do sistema de transporte evidenciado na curva reflete um importante mecanismo de proteção contra hipóxia, pois demonstra que o conteúdo arterial sofre pequena variação em detrimento das flutuações na pressão de oxigênio alveolar^{1,103}.

No segmento vertical há uma considerável alteração quanto ao comportamento de interação entre as duas variáveis, pois pequenas variações na pressão determinam sensível mudança no conteúdo de oxigênio e na saturação do sangue. Este intervalo caracteriza-se por garantir um mecanismo de proteção da oxigenação celular, pois pequenas reduções da pressão parcial de oxigênio no sangue favorecerem a liberação de grande quantidade de oxigênio para os tecidos, o que provoca uma queda acentuada do conteúdo de oxigênio e de saturação no sangue^{1,103}.

Os deslocamentos na posição da curva, como mecanismo para reduzir a hipóxia tecidual, podem ser expressos pela alteração na capacidade de transporte de oxigênio, refletida no

aumento da diferença do conteúdo artério-venoso no sangue $c(a-v)O_2$. Considerando-se o fato de não haver uma uniformidade nas respostas orgânicas, as variações no comportamento da curva estão na dependência da causa da hipóxia. Quando a hipóxia tem origens respiratórias, o desvio será uma função da concentração de hemoglobina, indo para a esquerda caso ela permaneça normal e para a direita em situações de eritrocitose; se a origem não for respiratória o desvio será para a direita e não estará vinculado a eritrocitose.

A vantagem do desvio para a direita é a possibilidade de liberar o oxigênio com uma queda menor na paO_2 . Por outro lado, o desvio para a esquerda dificulta a extração de oxigênio, porque aumenta a afinidade da hemoglobina, e a pO_2 do sangue venoso misto terá que cair para um valor menor para a mesma quantidade de oxigênio ser extraída. Embora essas mudanças possam afetar profundamente a quantidade de oxigênio disponível para os tecidos, elas pouco interferem na captação deste gás pela hemoglobina a nível pulmonar (Fig. 4.)

A velocidade de consumo de oxigênio nos tecidos atinge normalmente $11,2 \text{ mmol/min}$, com um débito cardíaco de 5 l/min para adulto com 70 Kg ; nesta condição a diferença de conteúdo artério-venoso é cerca de $2,3 \text{ mmol/l}$. Quando a oferta é gradualmente reduzida por queda no conteúdo arterial ou no débito cardíaco, o consumo é mantido normal nos tecidos por um aumento na fração de extração. Estes recursos, contudo são

limitados₁₂₂. Em situações de hemodiluição aguda, os ajustes hemodinâmicos não são suficientes para compensar completamente o "deficit" no conteúdo arterial de oxigênio_{44,16}.

A pO₂ dos tecidos é muito baixa, na mitocôndria é cerca de 2mmHg. Um gradiente normal de pressão no final do capilar venoso e da mitocôndria é essencial para o metabolismo oxidativo normal; uma queda moderada na pO₂ venosa mista é tolerada mas uma grande queda pode indicar hipóxia, e quando atinge o valor de 20mmHg indica risco de dano cerebral₁₀₃.

O CONCEITO DE SATURAÇÃO

A saturação (sO₂) refere-se à porcentagem que expressa a relação entre a hemoglobina oxigenada e a quantidade total de hemoglobina no sangue. Ou seja, ela retrata o resultado da medida do conteúdo de oxigênio (após deduzir o oxigênio fisicamente dissolvido) em relação à capacidade de oxigênio, podendo ser medida no sangue arterial (saO₂), venoso (svO₂) e venoso misto (s $\bar{v}$ O₂)₁₂₆.

$$sO_2 = \frac{(cO_2 - O_2 \text{ fisicamente dissolvido})}{\text{capacidade de } O_2}$$

cO₂ = conteúdo de oxigênio

capacidade de O₂ = a máxima quantidade de oxigênio que pode se ligar à hemoglobina em um volume de sangue determinado.

Quando a saturação for determinada por equipamentos com múltiplos comprimentos de onda (4-7), ela poderá expressar a porcentagem de oxiemoglobina em relação ao total de hemoglobina, e alguns autores preferem referi-la como saturação fracional.

$$sO_2 = \frac{cO_2Hb}{(cO_2Hb + cHb + cCOHb + cMetHb)}$$

cO_2Hb = concentração de oxiemoglobina

$cCOHb$ = concentração de carboxiemoglobina

cHb = concentração de deoxiemoglobina

$cMetHb$ = concentração de metemoglobina

A saturação parcial de oxigênio (psO_2), que poderá ser obtida tanto por uma leitura fotométrica com dois comprimentos de onda, quanto utilizando-se a curva de dissociação da hemoglobina, expressa a relação entre oxiemoglobina e a soma das concentrações de oxi e deoxiemoglobina. O termo parcial é utilizado porque somente uma porção do total de hemoglobina é considerada, ou seja, aquela disponível para o transporte de oxigênio, podendo ser referenciada como saturação funcional₁₂₆.

$$psO_2 = \frac{cO_2Hb}{(cO_2Hb + cHb)}$$

O valor da saturação poderá ser obtido por diferentes técnicas, como os métodos invasivos que exigem a coleta do material em condições de anaerobiose, e podem fornecer os resultados da análise direta do sangue: gasometricamente₈₆,

espectrofotometricamente⁷⁶ e galvanicamente⁹⁷ ou indiretamente com a medida de outras variáveis do sangue como a paO_2 , pCO_2 e pH associadas a algoritmos que são executados e corrigidos com auxílio de programas de computadores¹⁰⁴. Métodos não invasivos, que permitem monitorização contínua da saturação vem sendo desenvolvidos para utilização clínica.

A EVOLUÇÃO TECNOLÓGICA NA MEDIDA DOS GASES SANGÜÍNEOS

Heirinch Gustav Magnus (1802-1870) foi o primeiro pesquisador a tentar fazer uma medida quantitativa dos gases sangüíneos⁵, porém a medida efetiva do conteúdo total de oxigênio no sangue só foi realizada em 1924, fruto do trabalho desenvolvido por Van Slike e Neill¹¹⁵. Kurt Kramer em 1934 aplicou os princípios da espectrofotometria - técnica já estudada por Ludwig Nicolai - ao sangue total depositado numa cubeta. Ele demonstrou que a absorção de um comprimento de onda é uma função linear da saturação em ambas as regiões vermelha e infravermelha, fazendo surgir a oximetria, um método fundamentado na lei de Lambert-Beer⁵⁹⁸.

Durante a Segunda Guerra Mundial, oxímetros não-invasivos foram usados para estudar a oxigenação dos pilotos em aeronaves desprovidas de cabine pressurizada⁹⁸. Squire construiu em 1940 um equipamento capaz de proceder medidas

⁵Os princípios da lei estão detalhados na página 19.

diferenciadas da luz incidente sobre tecidos submetidos a isquemia, por um processo de compressão¹⁰⁶. O método foi aperfeiçoado por Goldie em 1942 quando desenvolveu um aparelho para indicação contínua da saturação de oxigênio, independente de variações na quantidade de sangue circulante no local onde se aplicava o equipamento⁴².

A tentativa de solucionar um problema da aviação militar levou Milikan e seus associados a se empenharem em produzir um oxímetro auricular⁹⁸. Wood e Geraci fizeram uma contribuição notável a essa técnica, quando adicionaram um filtro infravermelho e um balão inflável ao aparelho: o ajuste permitia a determinação absoluta do valor da saturação arterial de forma não invasiva¹²⁹. Para consolidar os avanços da oximetria, Brinkman e Zijlstra comprovaram o fato de não haver necessidade de hemólise, para manter a relação logarítmica existente entre a intensidade da luz incidente, e a quantidade da substância submetida à refletância⁶, conforme pressuposto pela lei de Lambert-Beer⁹⁸.

Em 1954 Leland Clark inventou um eletrodo polarográfico que tornou-se padrão para monitorizar a oxigenação, através da análise dos gases sanguíneos¹⁹.

⁶REFLETÂNCIA: relação entre o fluxo luminoso refletido por uma superfície e aquele que incide sobre ela

A técnica da refletância sofreu avanço considerável na década de setenta com o surgimento do oxímetro de pulso, desenvolvido por Takuo Aoyagi, quando pesquisava uma forma de mensuração não invasiva para o débito cardíaco. Utilizando os princípios da fotometria com dois comprimentos de onda, da luz vermelha e infravermelha, ele pode observar como a razão de absorção entre os dois comprimentos de onda mudava durante a pulsação, acompanhando a variação na saturação da hemoglobina^{apud111}. Trata-se de uma descoberta recente para monitorizar a saturação arterial de oxigênio, e ainda é motivo de controvérsias na definição dos valores fornecidos e de sua simbologia^{126,127}.

OS PRINCÍPIOS DA OXIMETRIA DE PULSO

O oxímetro de pulso permite uma monitorização contínua e não invasiva da saturação funcional de oxigênio. Existe no mercado uma grande variedade de modelos fornecidos por diferentes fabricantes, e embora o princípio de funcionamento seja o mesmo, há diferenças consideráveis na forma de processamento e obtenção dos dados.

Os oxímetros de pulso obedecem ao princípio da espectrofotometria fundamentado na lei de Lambert-Beer, segundo a qual existe uma relação entre a concentração de um soluto e a luz transmitida através de uma solução.

$$L_{trans} = L_{in} \times e^{-A} \text{ onde } A = D \times C \times e \quad (1)$$

L_{trans} = intensidade da luz transmitida

L_{in} = intensidade da luz incidente

e = coeficiente de extinção do soluto

A = absorção

C = concentração do soluto

D = distância percorrida pela luz na solução

Quando o solvente e o recipiente onde se encontra a solução são transparentes para um comprimento de onda específico, toda absorção ocorrida no feixe de luz incidente será em decorrência do soluto. Cada comprimento de onda da luz possui um coeficiente de extinção específico para cada substância. Portanto, é possível avaliar qual é o comportamento deste coeficiente para os comprimentos da luz vermelha e infravermelha sobre as diferentes espécies de hemoglobinas_{2,111}.

O oxímetro de pulso fornece leituras da saturação do sangue, avaliando o comportamento de absorção da oxiemoglobina e deoxiemoglobina em relação aos comprimentos de luz vermelha e infravermelha (Fig. 5). O aparelho possui um receptáculo para acomodar a porção distal do dedo, com um dos lados contendo uma fonte de luz - composta de dois fotoemissores de luz (LED) - e do outro lado um fotodetector. Um LED emite luz vermelha ($\lambda \approx 660\text{nm}$) e outro luz infravermelha ($\lambda \approx 940\text{nm}$)_{2,111}.

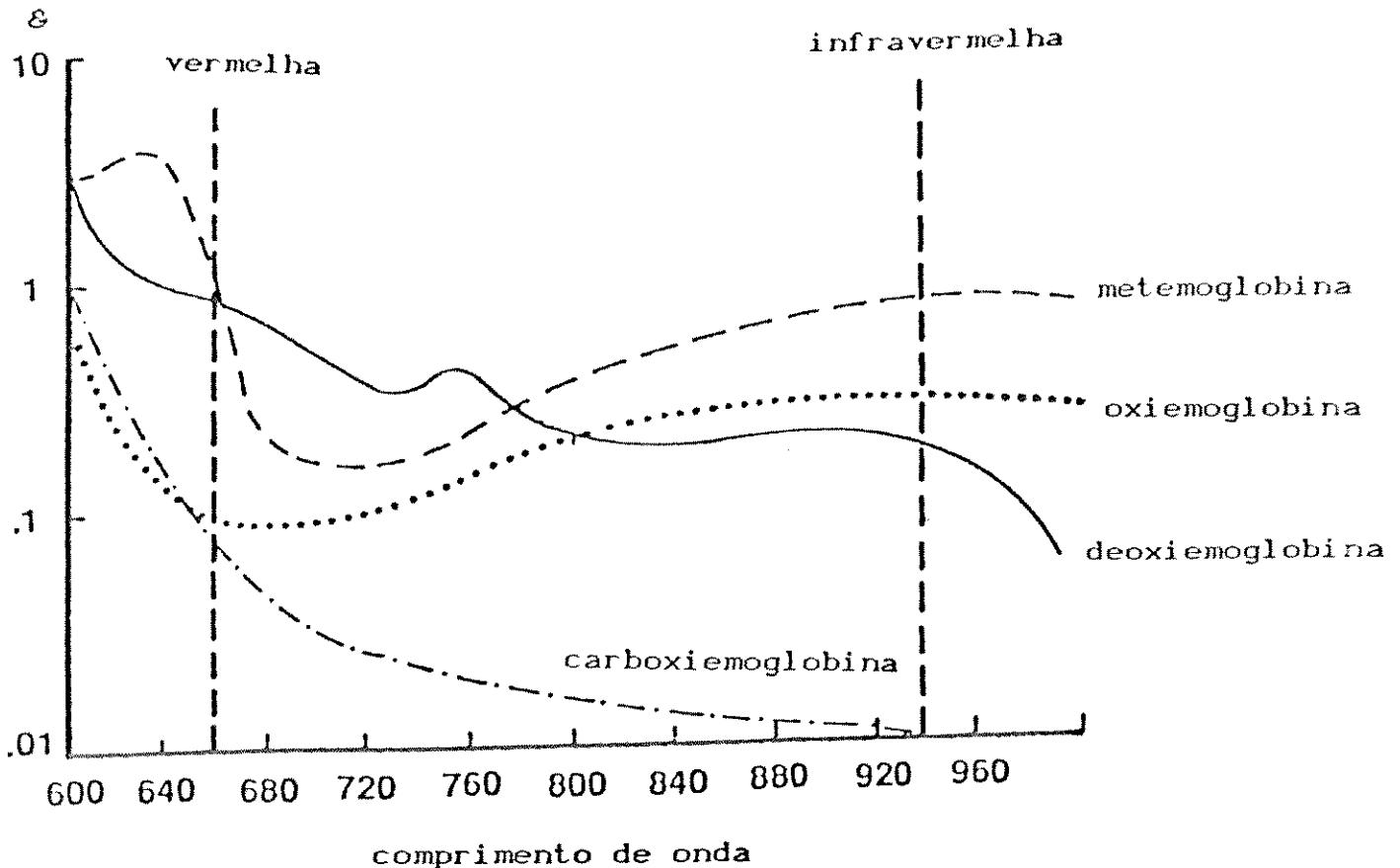


FIG. 5. Espectro de Absorção óptica das quatro espécies de hemoglobina: oxiemoglobina, deoxiemoglobina, metemoglobina e carboxiemoglobina.⁷

O oxímetro é equipado com um sistema dedicado (composto pelo software e hardware), e o alinhamento dos componentes permite assumir que toda luz incidente sobre o fotodetector tem o comprimento de onda do LED iluminante. Em alguns modelos a leitura é processada em três intervalos de tempo: um para o comprimento de onda vermelha, um para a infravermelha e outro

⁷Adaptado de Barker, S.J.; e Tremper, K.K.: *Pulse Oximetry: Applications and limitations*, *Advances in Oxygen Monitoring*, International Anesthesiology Clinics. Boston, Little, Brown and Company, pag 155-175, 1987.

com os dois desligados. Este último intervalo de tempo é utilizado para captar a luz ambiente, possibilitando a compensação do efeito dessa interferência sobre o fotodetector₁₁₁.

Para fornecer uma medida contínua da oxigenação arterial analisando a luz que atinge o fotodetector, o oxímetro do pulso possui dois componentes. O primeiro é o componente basal (CB), com uma transmitância⁸ constante ao longo do tempo, originária do conjunto de elementos não pulsáteis, formados por tecidos, capilares, sangue venoso e pele. O segundo componente é pulsátil (CP), decorrente do fluxo fásico de sangue arterial no leito tecidual, que muda de intensidade no tempo, em sincronia com o ciclo cardíaco (Fig. 6). Durante a sístole há um aumento do volume de sangue o que promove maior absorção da luz, com decréscimo correspondente na transmitância; durante a diástole, quando diminui o volume sangüíneo, haverá aumento proporcional na intensidade da luz refletida_{2,111}.

A mudança de absorção da luz em função da pulsação é utilizada para o cálculo da psO₂ baseada na razão (R) de transmitância da luz absorvida nos dois comprimentos de onda.

⁸ TRANSMITÂNCIA: num sistema que recebe energia radiante, fração dessa energia que é transmitida pelo sistema.

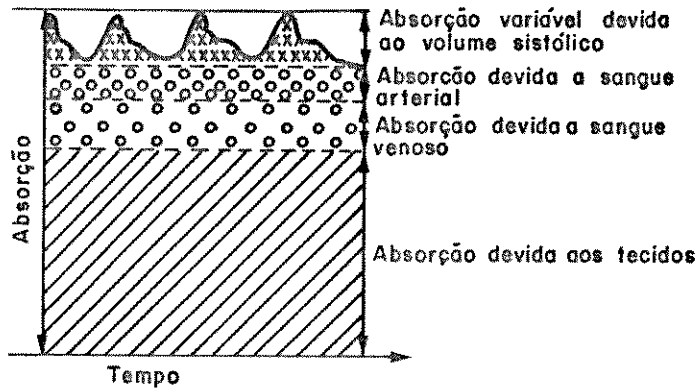
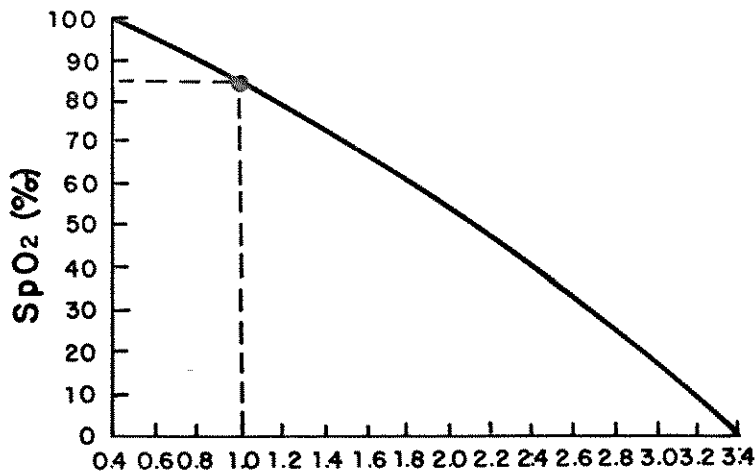


FIG. 6. Componentes responsáveis pela absorção da luz incidente, mostrando a variabilidade na absorção determinada pela fluxo intermitente do sangue arterial.⁹



$$R = \frac{CP_{660}/CB_{660}}{CP_{940}/CB_{940}}$$

FIG. 7. Curva de calibração do oxímetro de pulso, baseada em dados experimentais obtidos por Polge.¹⁰

⁹ Adaptado de Tremper e Barker, *Anesthesiol*, v.70, p.98-108, 1989.

¹⁰ Adaptado de Tremper e Barker, *Anesthesiol*, v.70, p.98-108, 1989.

Nos oxímetros de pulso somente a absorbância¹¹ do componente pulsátil entre a fonte e o fotodetector é considerada decorrente do sangue arterial. A absorbância dos dois componentes (CB E CP) nos dois comprimentos de onda estabelece uma razão empiricamente correlacionada com a saturação (Fig. 7.). O cálculo desta razão é uma forma de estabelecer uma correção, para aplicar-se a lei de Lambert-Beer em situações clínicas, nas quais não há possibilidade de mensuração de todas as variáveis determinantes da medida. ¹¹¹

A aceitação e aplicação de um novo método na clínica é factível quando ele é submetido a um programa de controle de qualidade. Está é uma prática rotineira aplicada aos exames laboratoriais com objetivo de evitar a prevalência de erros e conseqüentemente de condutas inadequadas e adversas na recuperação dos pacientes. A análise de amostras comparativas fornecidas por diferentes instrumentos permite estabelecer os limites de confiabilidade de um novo método ^{47,77, 11}.

O oxímetro vem sendo recomendado para acompanhar pacientes com comprometimento do sistema respiratório, que recebem oxigênio suplementar, submetidos ou não a ventilação

¹¹ ABSORBÂNCIA: Co-logarítimo da transmitância de uma solução.

mecânica^{53, 54, 59}. O objetivo é detectar intercorrência cuja correção tenha - com alta probabilidade - impacto sobre o prognóstico do paciente⁹⁶.

Com melhor desempenho do que outras formas de monitorização não invasiva⁵⁹, a oximetria de pulso surgiu como uma alternativa mais econômica e de menor risco para pacientes hemodinamicamente estáveis, submetidos ao processo de desmame da ventilação mecânica em unidades semi - intensivas¹⁴.

No Centro Cirúrgico o oxímetro de pulso é útil para detectar episódios de dessaturação durante a indução anestésica⁵⁸, na sala de cirurgia⁸⁰, no período pós-operatório e na recuperação anestésica^{6, 105, 114}. A introdução de oxímetros de pulso em todas as salas cirúrgicas determinou uma redução significativa na quantidade de pacientes que necessitavam de tratamento na unidade de terapia intensiva no período pós-operatório²⁶.

Despontando como um dos grandes avanços dos últimos tempos, o oxímetro de pulso tem se tornado um equipamento confiável para avaliar a oxigenação do sangue em unidades de terapia intensiva pediátrica e neonatal^{34, 48, 52}.

A literatura aponta resultados divergentes no aproveitamento da aplicação deste recurso: enquanto o departamento de emergência registra uma redução de 37% nas

solicitações de gasometria sem afetar a qualidade da assistência prestada⁵⁵, em enfermarias gerais os episódios de dessaturação passam despercebidos, são pouco registrados e raras vezes resultam em alteração na terapia respiratória¹⁵.

A monitorização de variáveis fisiológicas é essencial para conduzir o tratamento de pacientes críticos^{30, 40, 41, 103, 114}, porém a validade da informação depende da técnica executada para adquiri-la, da exatidão dos dados fornecidos e do quanto irá repercutir sobre o resultado do cuidado prestado. Dispor de método não invasivo capaz de estimar a oxigenação do sangue é uma perspectiva atraente para profissionais da terapia intensiva: contudo, vale perguntar quais pacientes poderão se beneficiar com aplicação da oximetria de pulso e qual é a qualidade da informação obtida.

O presente estudo está sendo empreendido visando estabelecer se a oximetria de pulso é uma forma de monitorização adequada para estimar a saturação arterial de oxigênio em pacientes adultos submetidos a ventilação mecânica, avaliando o desempenho de dois equipamentos fornecidos por diferente fabricantes, disponíveis na Unidade de Terapia Intensiva.

"toda ciência seria supérflua se a aparência, a forma das coisas fosse totalmente idêntica à sua natureza."

- KARL MARX -

OBJETIVOS

1 Verificar a possibilidade de proceder medidas da saturação arterial de oxigênio em pacientes internados na Unidade de Terapia Intensiva (UTI) e submetidos a assistência respiratória mecânica, utilizando a oximetria de pulso.

2 Avaliar o desempenho de dois oxímetros de pulso, de diferentes fabricantes e estabelecer o grau de exatidão e precisão tendo como padrão a hemo-oximetria.

"Encarada sob uma certa perspectiva, a "metodologia" parece uma questão puramente técnica, sem nenhuma relação com a ideologia; pressupõe-se que ela tem a ver apenas com métodos para extrair informações fidedignas do mundo,... Entretanto, ela é sempre muito mais do que isto, pois comumente está carregada de pressuposições que todos aceitam..."

- ALVIN GOUDNER -

MATERIAL E MÉTODOS

POPULAÇÃO

A população do estudo está constituída por 35 pacientes admitidos na Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital de Clínicas da UNICAMP, submetidos a assistência respiratória mecânica, no período de 4 de janeiro a 18 de fevereiro de 1993.

Após autorização da diretoria médica e de enfermagem da UTI - HC - UNICAMP, os dados foram coletados nos dias úteis, no período da manhã. Foram incluídos os pacientes que necessitavam de gasometria, a pedido do médico intensivista, para acompanhamento clínico.

INSTRUMENTO PARA COLETA DE DADOS

FORMULÁRIO

O formulário apresenta dados de identificação do paciente: nome, idade, sexo, nº de registro e o diagnóstico principal, extraídos do prontuário do paciente.

Foram anotadas as medidas de saturação e pulso fornecidas pelos oxímetros de pulso, a temperatura, as pressões

sistólica e diastólica do paciente, a frequência respiratória e a fração inspirada de oxigênio (FiO_2) fornecida pelo respirador e registradas as drogas vasoativas com a dosagem infundida. Constam também os parâmetros da gasometria (pH , pCO_2 , pO_2 , BE , HCO_3^- e TCO_2), parâmetros da hemo-oximetria ($\%HbO_2$, $\%HbCO$, $\%MetaHb$, conteúdo de O_2 e concentração total de hemoglobina) e o Hematócrito.

EQUIPAMENTOS

OXÍMETRO DE PULSO

1º - O PulsatTM é um equipamento portátil que mede a saturação do oxigênio e a frequência cardíaca, baseado nos princípios da espectrofotometria e pletismografia. Pode ser operacionalizado com bateria ou em tensão alternada. É dotado de um sistema de alarme padronizado em 85% mas que poderá ser alterado para 80% ou 90%. Se a saturação cair abaixo do limite estabelecido por um tempo superior a 10 segundos dispara o alarme sonoro. Quando o aparelho não capta o sinal do pulso, aparece na tela uma mensagem "search"₇₄.

2º - O SATLITE TRANSTM é um oxímetro de pulso portátil. Ele monitoriza a saturação da hemoglobina arterial e a frequência cardíaca, e oferece um traçado da onda do pletismógrafo. A monitorização da onda de pulso poderá alertar o usuário quando houver depressão circulatória, arritmias, e mudanças na

circulação.¹²

A onda de pulso pletismográfica é derivada da intensidade de luz transmitida, e reflete as mudanças no volume de sangue medido naquele sítio de monitorização.

O aparelho é dotado de um sistema de alarme acionado dez segundos após a ausência de sinal ou quando atinge limites de alta e baixa saturação, que serão regulados pelo usuário. O equipamento é dotado de sinais que direcionam para o problema responsável pela ausência da leitura: "pulse search" quando perde o sinal de pulso, "artifact" quando movimentos do paciente alteram subitamente a amplitude do pulso e "low pleth signal" quando o sinal de pulso torna-se muito fraco₇₃.

HEMO-OXÍMETRO

O IL - 282¹³ é um equipamento capaz de medir automaticamente o total de hemoglobina, de oxiemoglobina, de carboxiemoglobina, de metemoglobina e conteúdo de oxigênio numa amostra de sangue total. O sangue é inicialmente hemolisado e mantido à temperatura de 37°C. Uma luz monocromática com quatro feixes, cada qual com comprimento de onda específico, incide sobre a

¹²DATEX/Instrumentarium Corp, Helsinki, Finland.

¹³Instrumental Laboratory, Massachussets, U.S.A.

cubeta e atinge um fotodetector. A análise espectrofotométrica dos diferentes comprimentos de onda, permite diferenciar as quatro espécies de hemoglobina, e um microprocessador faz os cálculos para determinar o total de hemoglobina e conteúdo de oxigênio.

O aparelho é composto por uma bomba com dois cilindros e uma alavanca destinada a aspirar a amostra de sangue. Após aspirada, a amostra é conduzida para a junção (1), onde será misturada ao diluente proveniente da curva (1) e à solução zero proveniente da curva (2). Essa mistura passa por um hemolisador e em seguida para uma cubeta. O fluxo continua até atingir a junção (3), onde permanece para que ocorra o equilíbrio de temperatura. Terminado o tempo de aquecimento, são realizadas as medidas de absorção e computados os resultados (Fig. 7.).

A fase de limpeza inicia-se automaticamente com o fluxo direcionado em sentido contrário utilizando-se a solução zero. Todo circuito é lavado e a solução desprezada no recipiente abaixo do aspirador.

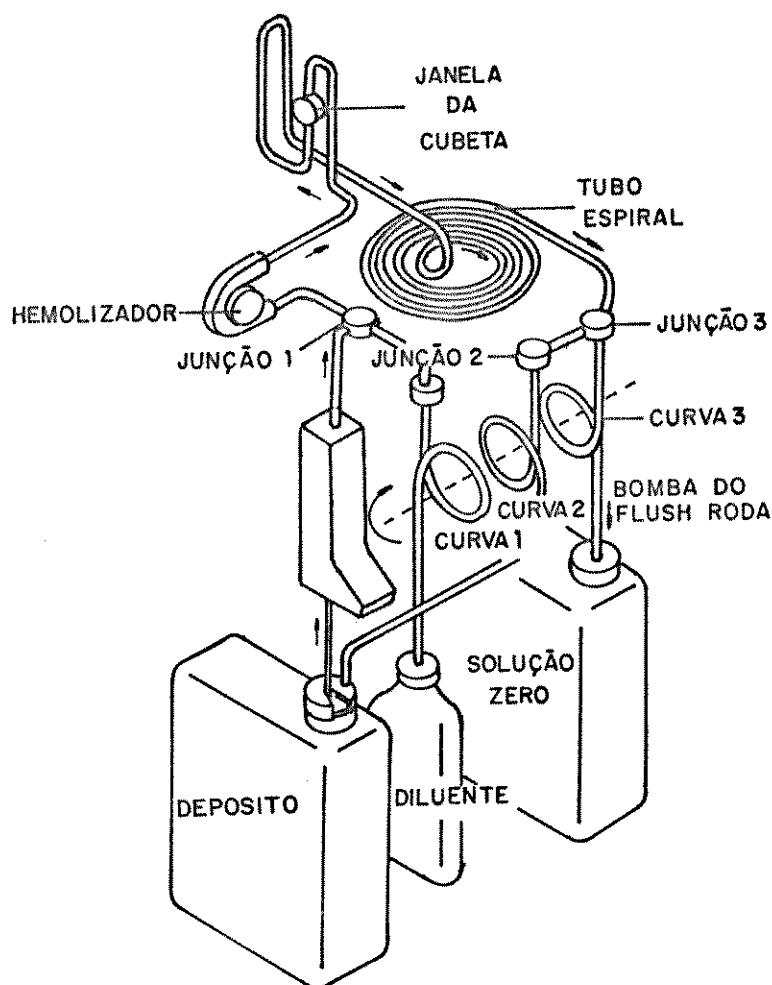


FIG. 7. Apresentação dos componentes mecânicos do IL-282 demonstrando o sentido em que a amostra e os reagentes são transportados através do instrumento.¹⁴

As medidas são realizadas por um sistema computadorizado, que considera os valores de absorbância. Primeiro são estabelecidos os padrões, que derivam de quatro leituras feitas nos diferentes comprimentos de onda, utilizando-se a solução zero. Quando a solução hemolisada entra

¹⁴ Adaptado do manual do operador do IL-282.

no circuito são feitas mais quatro medidas dos diferentes comprimentos de onda (fig. 8.).

$$A \text{ (amostra)} - A \text{ (padrão)} = A \text{ (sangue)}$$

A = absorbância de cada comprimento de onda.

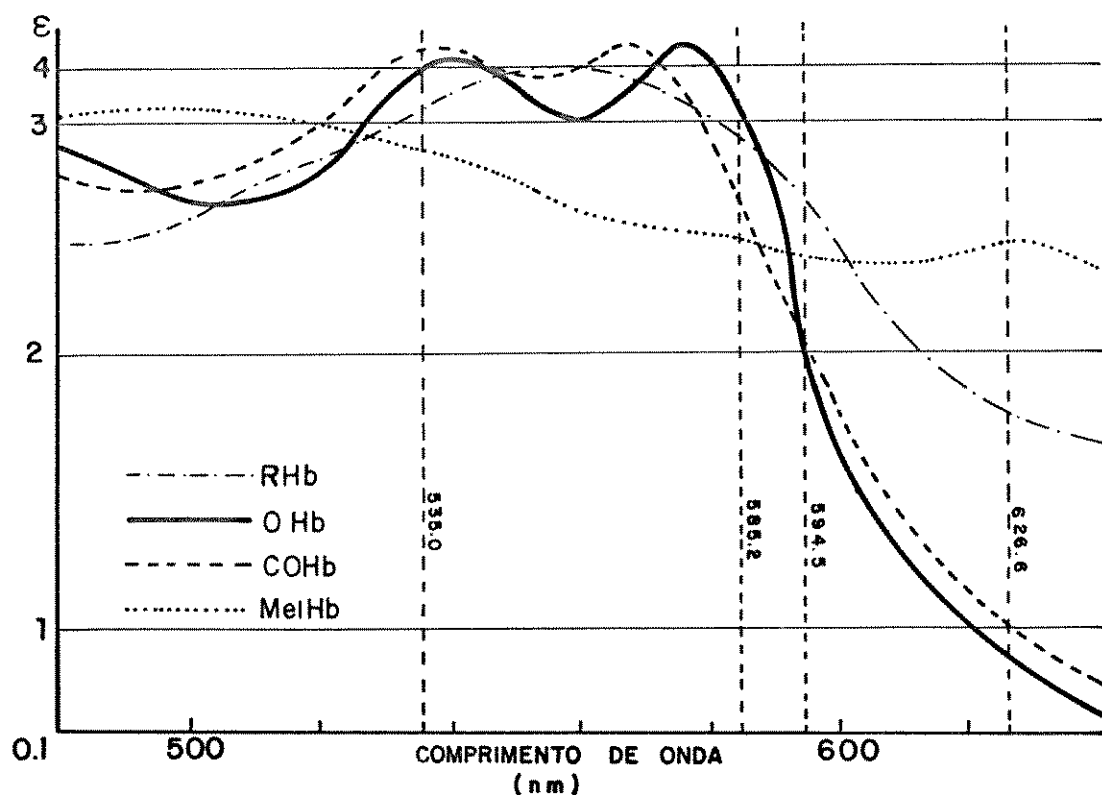


FIG. 8. Espectro de absorção óptica da Oxiemoglobina, Deoxiemoglobina, Metemoglobina e Carboxiemoglobina entre 500 e 600nm, mostrando os quatro comprimentos de onda em que as leituras do Hemo-oxímetro são tomadas para cálculo das porcentagens das formas de ligação da hemoglobina.¹⁵

¹⁵ Adaptado do Manual do Operador do IL-282.

Para obter a concentração de cada uma das quatro espécies de hemoglobina o computador multiplica o valor da absorbância por coeficientes específicos previamente calculados, que estão estocados em sua memória permanente. O valor total da hemoglobina será a somatória das concentrações das quatro espécies de hemoglobina. As porcentagens serão determinadas pela divisão da concentração de cada espécie pelo valor total multiplicado por 100. O conteúdo de oxigênio deriva da seguinte equação₇₀:

$$\text{vol\% de O}_2 = 1,39 \times \text{tHb} \times \% \text{O}_2 \text{Hb} / 100$$

ANALISADOR DE GASES SANGÜÍNEOS

O IL - 813¹⁶ é um equipamento que utiliza três sistemas para medir quantitativamente o pH, PO₂, PCO₂, na amostra de sangue total. Está apto também, através de algoritmos, a fornecer valor do bicarbonato plasmático, conteúdo total de CO₂ e de diferença de base.

O princípio de funcionamento para leitura do pH é o estabelecimento de uma diferença de potencial proporcional à diferença de pH entre duas soluções separadas por uma membrana de vidro. Se o pH de uma solução é conhecido e constante,

¹⁶Instrumental Laboratory, Massachussets, U.S.A.

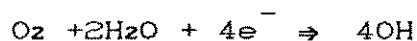
qualquer desenvolvimento de potencial terá um valor decorrente do pH da outra solução.

A medida da PCO₂ é uma adaptação do método de leitura do pH; há uma membrana permeável ao gás separando-o de uma solução. O CO₂ difunde-se através da membrana, em resposta a um aumento na pressão parcial, que provocará uma mudança na atividade dos íons H⁺, e sofrerá, um processo de hidratação em contato com o eletrólito.



Essa mudança no pH do eletrólito está exponencialmente relacionada com a variação da PCO₂, ou seja, uma diminuição de uma unidade no valor do pH corresponde a um aumento de aproximadamente dez na PCO₂.

O valor da PO₂ é determinado amperometricamente; o eletrodo produz uma tensão constante de (0,6 V) diretamente proporcional a pressão de oxigênio. A corrente formada é fruto do consumo de quatro elétrons para cada molécula de oxigênio reduzida.



PROCEDIMENTO PARA COLETA DE DADOS

Os dados foram coletados pela própria autora e os exames foram realizados pela equipe técnica do Laboratório da UTI. O estudo foi realizado mediante uma solicitação do médico intensivista para acompanhamento clínico do paciente.

Todos os dias úteis os equipamentos eram ligados para o processo de aquecimento e calibração necessários para proceder os exames. O procedimento da coleta de dados desenvolveu-se de acordo com as seguintes fases:

1. Seleção de paciente por observação direta, de acordo com os critérios de inclusão;
2. Monitorização do paciente com os dois oxímetros de pulso, colocando um sensor no dedo indicador e outro no anular, utilizando membro superior direito ou esquerdo de acordo com a disponibilidade;
3. Os oxímetros de pulso eram ligados e após estabilização dos valores de saturação e pulso eram anotados os valores das variáveis discriminadas no formulário;
5. A coleta de 4ml de sangue foi feita em seringa de material plástico, previamente heparinizada com 0,2 ml de uma solução de 5000 unidades por ml do anticoagulante e lubrificada com movimentos do êmbolo;
6. O local para coleta foi a artéria radial do membro superior oposto à monitorização.

7. Ao término da coleta, a seringa foi vedada com uma tampa de borracha inserida na agulha e procederam movimentos rotatórios com o corpo da seringa para homogeneizar o anticoagulante com a amostra de sangue.
8. O sangue foi imediatamente analisado no laboratório da UTI, dentro da própria unidade.

TRATAMENTO E ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para comparar os resultados de saturação obtidos através do método não invasivo (dados obtidos da monitorização com os dois oxímetros de pulso) com os do método invasivo (chemo-oximetria) foi utilizado um teste t .

O teste - t é empregado em trabalhos de pequena amostragem, principalmente na comparação das médias de duas amostras. Existem tabelas estatísticas com os valores críticos de t , para os vários limites de significação. Neste trabalho são empregados os valores para o limite de 95%.

Como parte da metodologia estatística, foi feita a análise exploratória dos dados através de "Box-Plot" e histogramas. Foram realizados testes de normalidade do tipo Kolmogorov para verificar a condição de normalidade imposta pelo teste t .

" A investigação científica não termina com os seus dados; ela se inicia com eles. O produto final da ciência é a teoria ou hipótese de trabalho e não os assim chamados fatos."

- G.H. MEAD -

RESULTADOS

1 CARACTERIZAÇÃO DOS PACIENTES QUANTO AO SEXO, COR, IDADE E DIAGNÓSTICO PRINCIPAL.

TABELA 1 - DISTRIBUIÇÃO DOS PACIENTES SEGUNDO SEXO, UTI-HC-UNICAMP. 1993

SEXO	PACIENTES	
	N	%
MASCULINO	21	60,00
FEMININO	14	40,00
TOTAL	35	100,00

Na população estudada houve predominância do sexo masculino com total de 21 pacientes (60,00%)

TABELA 2 - DISTRIBUIÇÃO DOS PACIENTES SEGUNDO GRUPO ETÁRIO E SEXO UTI-HC-UNICAMP. 1993

GRUPO ETÁRIO			SEXO				TOTAL	
			FEMININO		MASCULINO		N	%
			N	%	N	%		
14	I-----I	20	3	8.57	3	8.57	6	17.14
21	I-----I	30	2	5.71	4	11.42	6	17.14
31	I-----I	40	2	5.71	3	8.57	5	14.28
41	I-----I	50	2	5.71	1	2.85	3	8.57
51	I-----I	60	2	5.71	1	2.85	3	8.57
61	I-----I	70	2	5.71	6	17.14	8	22.85
71	I-----I	80	1	2.85	3	8.57	4	11.42
TOTAL			14	40.00	21	60.00	35	100.00

A população estudada apresenta distribuição aproximadamente equitativa entre os adultos jovens, na faixa de 14 a 30 anos, sendo 5 (14,28%) pacientes do sexo feminino e 7 (19,99%) do sexo masculino. Esta proporção se altera para os idosos, na faixa de 61 a 80 anos com 3 (8,36%) pacientes do sexo feminino e 9 (25,71%) do sexo masculino.

QUADRO - 1 DISTRIBUIÇÃO DOS PACIENTES SEGUNDO A COR E O
DIAGNÓSTICO PRINCIPAL, UTI-HC-UNICAMP. 1993

PACIENTE	COR	DIAGNÓSTICO PRINCIPAL
01	BR	ANGINA INSTÁVEL
02	BR	INSUFICIÊNCIA HEPÁTICA
03	BR	ABDOMEM AGUDO HEMORRÁGICO
04	BR	POLITRAUMA
05	BR	PÓS OP RESSEC CORDOMA CERVICAL
06	BR	FERIMENTO POR ARMA DE FOGO
07	BR	FERIMENTO POR ARMA DE FOGO
08	BR	HIDROCEFALIA
09	BR	EMPIEMA EXTRADURAL
10	BR	PNEUMONIA
11	BR	CHOQUE SEPTICO
12	BR	CHOQUE SEPTICO
13	NB	I. A. M. E A. V. C. I.
14	BR	POLITRAUMA
15	BR	T. C. E. E PNEUMONIA
16	BR	I. A. M.
17	BR	C. I. V. D.
18	NB	FERIMENTO POR ARMA DE FOGO
19	NB	PÓS OP DE REVASCULARIZAÇÃO
20	BR	POLITRAUMA
21	BR	S. A. R. A
22	BR	PÓS OP DE GASTRECTOMIA
23	BR	T. C. E
24	NB	POLITRAUMA
25	BR	PÓS OP DE TROCA DE VÁLVULA
26	BR	C. I. V. D
27	BR	SEPSIS
28	BR	PÓS OP DE CISTECTOMIA
29	BR	PÓS OP RESSEC DE TUMOR CEREBRAL
30	BR	PANCREATITE NECRO-HEMORRÁGICA
31	BR	PÓS OP DE TROCA DE VÁLVULA
32	NB	PÓS OP RESSEC DE ANEURISMA CER.
33	NB	PÓS OP DERIVAÇÃO CEREBRAL
34	NB	A. V. C. H.
35	BR	A. V. C. H.

I. A. M. (infarto agudo do miocárdio), A. V. C. I. (acidente vascular cerebral isquêmico), T. C. E. (trauma craneo-encefálico), C. I. V. D. (coagulação intravascular disseminada), S. A. R. A. (síndrome da angústia respiratória do adulto), A. V. C. H. (acidente vascular cerebral hemorrágico), BR (branco) NB (não branco).

2. APRESENTAÇÃO DE MEDIDAS OBTIDAS DE FORMA DIRETA E INDIRETA

QUADRO 2 - DESCRIÇÃO DOS VALORES OBTIDOS NA ANÁLISE DIRETA DA AMOSTRA DE SANGUE DOS PACIENTES ESTUDADOS (O_2Hb , METHb , COHb , PO_2 , PCO_2 , Hb) E CALCULADO (caO_2) UTI-HC-UNICAMP. 1993

Nº	% O_2Hb	% METHb	% COHb	$\text{pO}_2(\text{mmHg})$	$\text{pCO}_2(\text{mmHg})$	$\text{Hb}(\text{g/dl})$	caO_2
1	97.50	0.70	0.70	160.60	30.20	9.10	12.33
2	98.70	0.00	0.80	271.60	56.10	11.80	16.19
3	97.10	1.20	1.00	143.80	24.40	8.20	11.07
4	96.60	1.50	0.70	82.80	28.70	8.00	10.74
5	97.70	0.30	0.30	106.70	42.40	10.20	13.85
6	97.20	0.00	2.40	139.20	39.00	12.10	16.35
7	99.10	0.50	1.20	375.00	31.00	12.30	16.95
8	97.60	0.10	0.70	93.20	30.60	14.70	19.94
9	97.50	0.70	0.70	166.30	32.60	9.80	13.28
10	81.30	18.00	0.00	159.00	28.00	16.00	18.08
11	98.00	0.20	0.00	108.70	22.20	11.60	15.80
12	97.20	0.00	0.70	136.10	24.20	9.40	12.70
13	95.70	0.10	0.80	64.50	25.20	15.00	19.95
14	96.90	0.30	1.00	76.60	22.60	11.20	15.08
15	78.10	0.20	0.40	43.20	45.20	10.40	11.29
16	84.20	0.00	0.90	50.30	34.30	14.30	16.73
17	92.70	0.10	1.10	63.00	29.80	10.40	13.40
18	96.50	0.50	0.90	80.60	31.50	11.80	15.83
19	97.30	0.30	1.20	83.90	28.20	11.00	14.87
20	98.40	0.40	1.80	168.00	27.50	14.70	20.11
21	96.10	0.00	1.40	71.30	37.90	8.20	10.95
22	98.00	0.20	1.50	153.10	37.70	11.80	16.07
23	92.20	0.50	0.70	52.40	29.20	7.60	9.74
24	98.60	0.50	1.10	128.30	23.20	10.80	14.80
25	100.00	0.00	1.20	320.00	26.40	7.60	10.60
26	98.50	0.30	0.50	132.50	33.70	9.70	13.28
27	98.00	0.50	1.00	137.40	29.80	9.00	12.26
28	98.40	0.50	1.10	141.60	36.30	13.20	18.05
29	99.30	0.70	0.80	201.50	16.40	12.20	16.84
30	98.30	0.20	0.70	124.80	26.10	7.90	10.79
31	97.40	0.40	1.80	139.90	36.60	10.10	13.67
32	98.30	0.10	0.70	103.70	25.00	10.90	14.89
33	89.10	0.20	1.40	281.40	28.00	7.40	10.09
34	98.60	0.00	0.50	190.00	33.00	13.30	18.23
35	99.40	0.00	0.00	136.60	22.90	13.50	18.65

% O_2Hb (percentagem de oxiemoglobina IL-282), % METHb (percentagem de metemoglobina IL-282), % COHb (percentagem de carboxiemoglobina IL-282), pO_2 (pressão parcial de oxigênio IL-813), pCO_2 (pressão parcial de gás carbônico IL-813), Hb (concentração de hemoglobina), caO_2 (conteúdo de oxigênio de acordo com a equação da página 6).

Nota-se no Quadro 1. a variedade de pacientes atendidos no serviço em função da diversidade dos diagnósticos. Embora haja predominância de pacientes cirúrgicos no período pós-operatório, os pacientes são provenientes de diferentes clínicas. Os pacientes de cor branca são 28, perfazendo 80% da população estudada.

No Quadro 2. observa-se que, os menores valores registrados para oxiemoglobina, são do paciente número 10 com 81.30% e do paciente número 15 com 78.10% . O nível de metemoglobina está elevado no paciente de número 10, com valor registrado de (18.00%). O valor máximo atingido de carboxiemoglobina foi de (1.80%). A pressão parcial de oxigênio no sangue arterial está abaixo dos níveis considerados normais (95-100mmHg) nos pacientes (4,8,13,14,15,16,17,18,19,21,23). A exceção do paciente de número 23, a queda na saturação acompanhou a queda na pressão parcial de oxigênio no sangue. A pCO₂ se manteve num intervalo de 16.40 a 56.10mmHg . O conteúdo arterial caiu acentuadamente no paciente de número 23, este paciente apresenta níveis de hemoglobina e pO₂ reduzidos e a porcentagem de oxiemoglobina é 92.20.

QUADRO -3 APRESENTAÇÃO DOS VALORES DE SATURAÇÃO OBTIDOS POR
MÉTODOS INVASIVO E NÃO INVASIVO UTI-HC-UNICAMP. 1993

Nº	SAT ₁	SAT ₂	%O ₂ Hb	DIF ₁	DIF ₂
1	98	99	97.50	0.50	1.50
2	99	99	98.70	0.30	0.30
3	99	99	97.10	1.90	1.90
4	96	95	96.60	0.60	1.60
5	99	99	97.70	1.30	1.30
6	94	99	97.20	3.20	1.80
7	99	98	99.10	0.10	1.10
8	99	99	97.60	1.40	1.40
9	99	99	97.50	1.50	1.50
10	99	99	81.30	17.70	17.70
11	99	98	98.00	1.00	0.00
12	97	98	97.20	0.20	0.80
13	96	96	95.70	0.30	0.30
14	99	96	96.90	2.10	0.90
15	76	78	78.10	2.10	0.10
16	83	83	84.20	1.20	1.20
17	93	93	92.70	0.30	0.30
18	99	98	96.50	2.50	1.50
19	98	98	97.30	0.70	0.70
20	98	99	98.40	0.40	0.60
21	97	97	96.10	0.90	0.90
22	99	99	98.00	1.00	1.00
23	99	99	92.20	6.80	6.80
24	99	99	98.60	0.40	0.40
25	99	99	100.30	1.30	1.30
26	99	99	98.50	0.50	0.50
27	98	99	98.00	0.00	1.00
28	98	99	98.40	0.40	0.60
29	98	98	99.30	1.30	1.30
30	98	99	98.30	0.30	0.70
31	98	99	97.40	0.60	1.60
32	98	98	98.30	0.30	0.30
33	99	99	99.40	0.40	0.40
34	97	99	98.60	1.60	0.40
35	99	99	98.10	0.90	0.90

SAT₁ (saturação do oxímetro de pulso SatelliteTM TRANS), SAT₂ (saturação do oxímetro de pulso Pulsat^{IM}), %O₂Hb (percentagem de oxiemoglobina do IL-282 = Padrão), DIF₁ (diferença em valor absoluto entre SAT₁ e o Padrão), DIF₂ (diferença em valor absoluto entre SAT₂ e o padrão).

Na apresentação dos dados no quadro 3 percebe-se que as diferenças entre o método invasivo e não invasivo estão acentuadas nos pacientes 10 (17.70) e 23 (6.80)

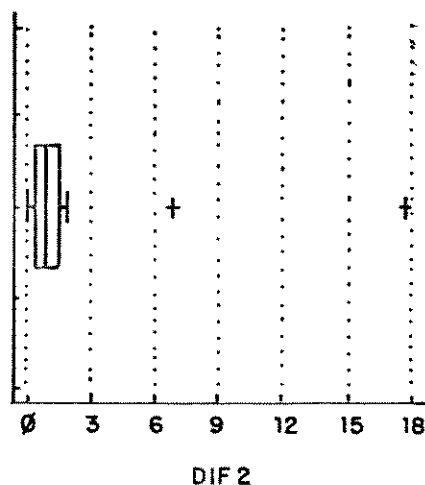
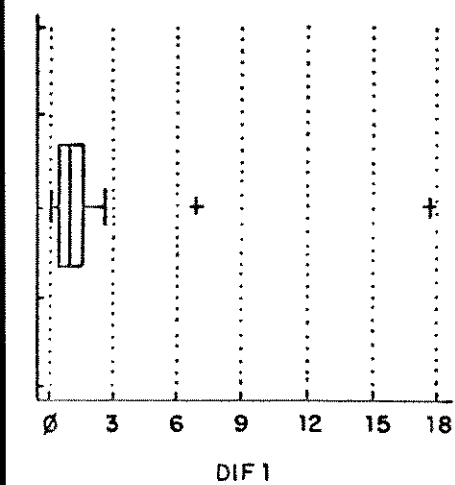
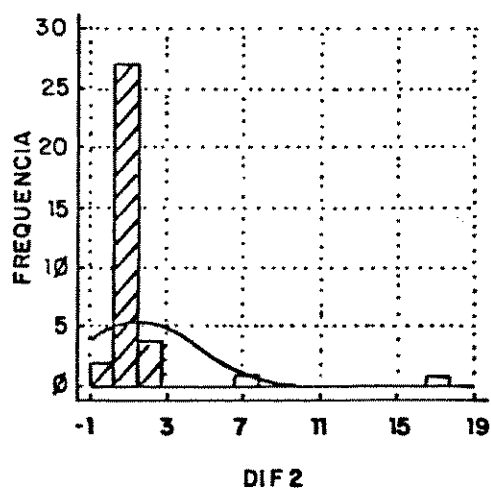
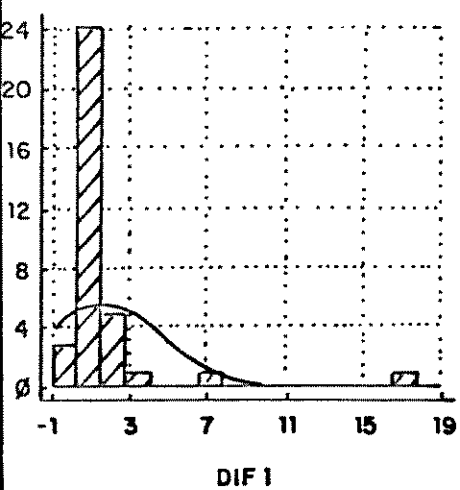
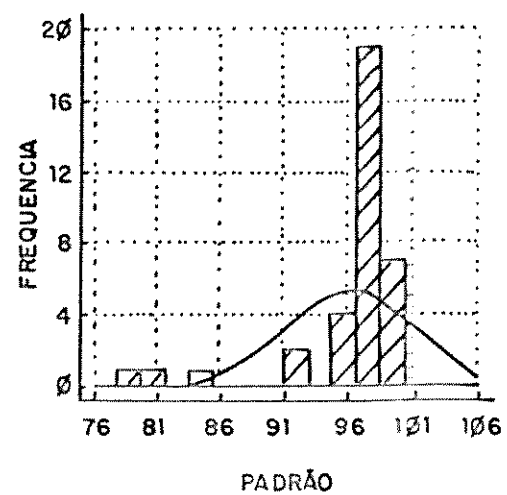
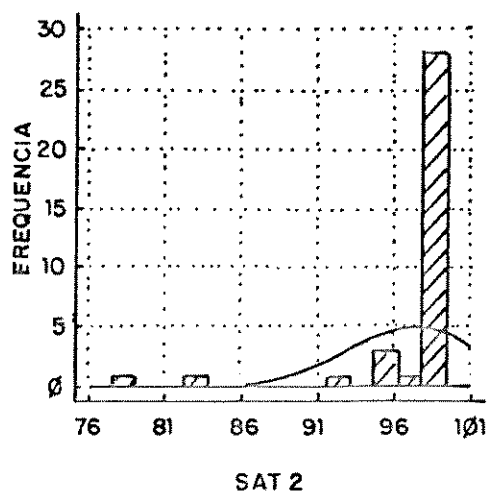
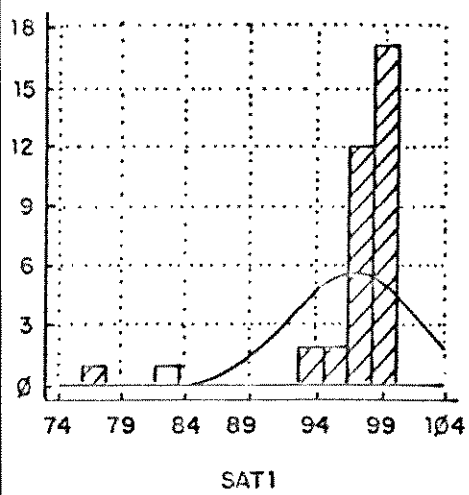
3. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente foi obtida a média, variância e desvio padrão para cada uma das variáveis. Os resultados são apresentados no quadro abaixo.

QUADRO - 4 DESCRIÇÃO DA MÉDIA, VARIÂNCIA E DESVIO PADRÃO DAS VARIÁVEIS UTI-HC-UNICAMP. 1993

	SAT ₁	SAT ₂	O ₂ Hb	DIF ₁	DIF ₂
MÉDIA	96.97	97.23	96.14	1.60	1.56
VARIÂNCIA	21.79	19.65	24.58	9.37	9.14
DESVIO PADRÃO	4.67	4.43	4.96	3.06	3.02

Para verificar as distribuições das variáveis foram feitos histogramas, "box-plot" e testes de normalidade. Foi utilizado o teste de Kolmogorov para normalidade, e ao nível de significância $\alpha = 0.05$ rejeitou-se a hipótese de normalidade para todas as variáveis (SAT₁, SAT₂, %O₂Hb, DIF₁, DIF₂).

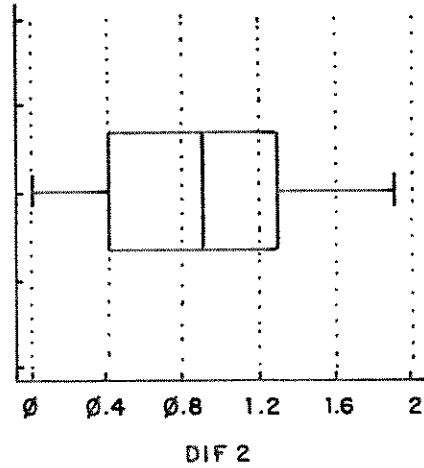
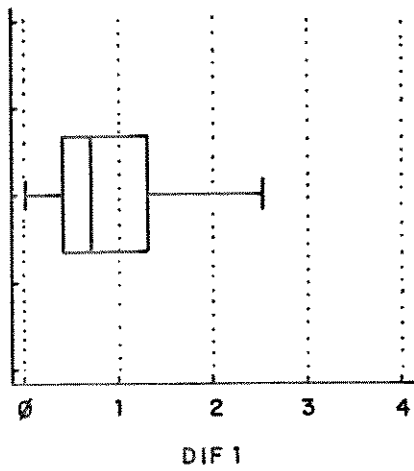
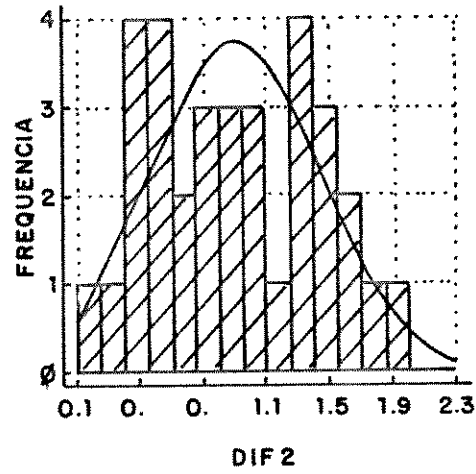
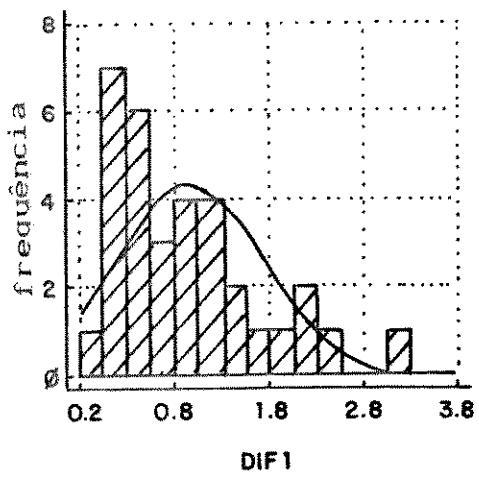
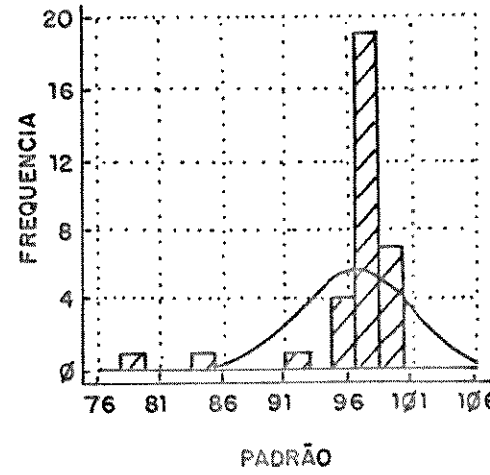
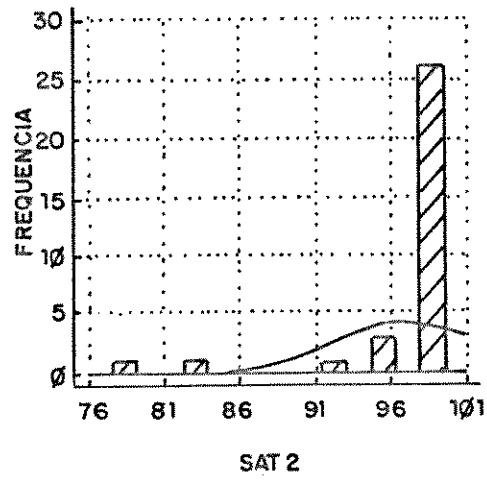
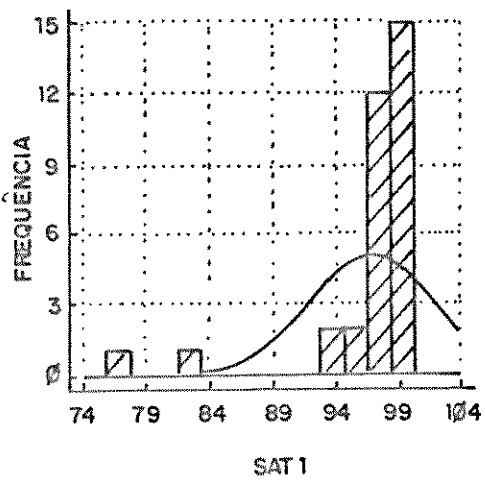


Nota-se nos três primeiros histogramas que as distribuições de SAT₁, SAT₂ e %O₂Hb não se aproximam da distribuição normal, enquanto nos dois últimos histogramas, nota-se que, à exceção de duas variáveis distoantes, as distribuições de DIF₁ e DIF₂ se aproximam da normal. Estas observações são mais visíveis através do "box-plot" sendo denominadas pontos fora ou " outliers ". Estes pontos correspondem aos pacientes 10 e 23 do Quadro 2.

A análise foi feita sem estes dois pontos. Foi novamente calculada a média, variância e desvio padrão quadro 5 e feitos os histogramas, "box-plot" e testes de normalidade.

QUADRO -5 DESCRIÇÃO DA MÉDIA, VARIÂNCIA E DESVIO PADRÃO COM EXCLUSÃO DOS " OUTLIERS " UTI-HC-UNICAMP. 1993

	SAT ₁	SAT ₂	%O ₂ Hb	DIF ₁	DIF ₂
MÉDIA	96.85	97.12	96.71	0.95	0.91
VARIÂNCIA	22.88	20.67	18.42	0.58	0.28
DESVIO PADRÃO	4.78	4.55	4.29	0.76	0.52



Nos histogramas com exclusão dos valores " outliers " nota-se que as distribuições de SAT₁, SAT₂ e %O₂Hb não se aproximam da normal. Já para DIF₁ e DIF₂, verifica-se a proximidade com a distribuição normal.

O teste de Kolmogorov para normalidade ao nível de significância $\alpha = 0.05$, rejeitou a hipótese de normalidade para SAT₁, SAT₂ e %O₂Hb, já para DIF₁ e DIF₂, o teste não rejeitou a hipótese de normalidade dos dados.

Considerando-se o fato que DIF₁ e DIF₂ representam o quanto o método não invasivo difere do método padrão, foi aplicado o teste t para observações pareadas às duas variáveis. O teste t, ao nível de significância $\alpha = 0,05$, não rejeitou a hipótese de igualdade das médias de DIF₁ e DIF₂, ou seja não existe diferença significativa (ao nível $\alpha = 0,05$) entre as médias de DIF₁ e DIF₂.

Foi feita uma análise a partir do intervalo de confiança para a razão das variâncias de DIF₁ e DIF₂. O intervalo de 95% de confiança obtido foi (1.04 ; 4.27), significando que a variância de DIF₁ é no mínimo igual, podendo chegar a quatro vezes a variância de DIF₂.

De acordo com os resultados apresentados não há diferença significativa (ao nível $\alpha = 0.05$) entre o método não

invasivo para leitura da saturação de oxigênio no sangue (para os dois aparelhos utilizados) em relação ao método padrão, no entanto a variabilidade do primeiro equipamento é maior que o segundo, sugerindo maior precisão deste segundo equipamento.

"O conhecimento está a serviço da
necessidade de viver... E a
necessidade criou no homem os
órgãos do conhecimento..."

- MIGUEL DE UNAMUNO -

DISCUSSÃO

Entre os pacientes incluídos neste trabalho, 21 (60%) são do sexo masculino. Dragsted et al₂₉, em estudo comparativo das admissões em terapia intensiva de 4 hospitais, observaram que a relação masc/fem foi, em termos percentuais, 45/55, 61/39, 53/47, 62/38, confirmando a predominância do sexo masculino em 1 hospital dinamarquês, 1 americano e 1 francês. Conclui-se que a distribuição da população em termos de sexo seguiu a frequência esperada, entre os pacientes admitidos em terapia intensiva.

Os adultos jovens (< 30 anos), geralmente vítimas de trauma, ₂₉ perfazem 28,28% (12) dos pacientes admitidos na UTI e nota-se equilíbrio na distribuição dos sexos, sendo 14,28% (5) feminino e 19,99 (7) masculino. Entre os idosos (>60 anos) também havia 12 pacientes, sendo 3 (8,36) feminino e 9 (25.71) masculino. O predomínio do sexo masculino nesta faixa etária pode estar relacionado ao fato de haver atendimento exclusivo a pacientes do sexo feminino no CAISM (Centro de Atendimento Integral à Saúde da Mulher) anexo ao HC-UNICAMP.

O diagnóstico em si pode ser insuficiente para estabelecer a gravidade dos pacientes. Knaus et al demonstraram que aproximadamente metade dos pacientes admitidos em terapia intensiva está no período pós-operatório de cirurgias eletivas,

com baixo risco de mortalidade e necessitando exclusivamente de monitorização₅₆. Em nosso trabalho eles são 9 e perfazem 25,75% da população estudada (Quadro. 1.).

Limitado pelo princípio de funcionamento, o oxímetro de pulso não é uma forma de monitorização adequada para todos os pacientes críticos₉₄. Em nossa casuística, um paciente em choque cardiogênico, com queda acentuada da resistência periférica e uma paciente com alteração da perfusão por insuficiência arterial periférica, não puderam ser estudados, pela incapacidade do equipamento de captar o sinal pletismográfico.

Tremper et al confirmaram que, o oxímetro de pulso se torna incapaz de proceder leituras da saturação, em condições onde a resistência periférica está profundamente afetada, onde há quadros de anemia severa e/ou baixo débito cardíaco. Este fato não elimina a possibilidade de sua utilização clínica pois o equipamento tem se mostrado suficientemente preciso em largo intervalo de condições hemodinâmicas₁₁₂.

As complexas interações entre as drogas simpatomiméticas, a distribuição do fluxo sanguíneo em situações de colapso relacionadas ao choque e as disfunções dos vasos de resistência não foram analisadas no presente trabalho. Contudo vale retomar os aspectos apontados por Lawson, quando salienta que o oxímetro de pulso - do ponto de vista reométrico - pode ser considerado um equipamento altamente sensível para detectar

o estado de pulsação⁶². Hovagin et al demonstraram que a capacidade do oxímetro de pulso em detectar compressão arterial - pela ausência de pulsação - ajuda no posicionamento adequado do paciente na mesa cirúrgica⁵⁰. Chawla et al, determinaram a pressão sistólica acompanhando o desaparecimento da curva no visor do oxímetro de pulso durante a insuflação de um "cuff"¹⁸.

Glavin avaliou a adequação de fluxo colateral nas mãos de pacientes inconscientes e comprovou que apesar da capacidade em detectar o pulso, o oxímetro não pode ser classificado como um monitor de perfusão periférica ou da oferta de oxigênio⁹⁹. Especialmente em pacientes críticos, nos quais, Villar et al confirmaram que grandes mudanças na oferta (DO₂) e consumo de oxigênio (VO₂) podem ocorrer espontaneamente¹¹⁸.

O oxímetro de pulso fornece o valor da saturação funcional de oxigênio, definida pela razão entre a oxiemoglobina e toda a hemoglobina capaz de transportar oxigênio^{73,74}. A presença de outras espécies de hemoglobina no sangue altera a leitura, superestimando ou subestimando os valores da saturação. Esta variação depende do tipo de hemoglobina e de sua concentração no sangue, e podem ser identificadas utilizado-se oxímetros cujo feixe de luz contém múltiplos comprimentos de onda.

Os níveis de carboxiemoglobina normalmente são inferiores a 2% no ser humano¹²⁶. E aumentam em caso de

tabagistas crônicos ou em situações de inalação de fumaça.¹¹⁶ Barker e Tremper demonstraram, com experimentos realizados em cães, que o oxímetro de pulso superestima a saturação arterial na presença de carboxiemoglobina. Quando o nível de saturação arterial atingiu 70% - com riscos para o homem - foram registrados índices de 90% no oxímetro de pulso.⁷

A leitura elevada ocorre porque, no comprimento de onda 660nm, a carboxiemoglobina tem um coeficiente de extinção de 0,07, que é praticamente indistinguível do coeficiente da oxiemoglobina neste mesmo comprimento de onda, associado ao fato do coeficiente de extinção da carboxiemoglobina ser zero a 940nm. Assim sendo aumento na concentração de carboxiemoglobina tende a diminuir o valor do denominador da equação que estabelece a razão com a qual a saturação está correlacionada.¹⁷
31

Os resultados do presente trabalho, apresentados no Quadro 2, demonstram que os níveis de carboxiemoglobina determinados pela hemo-oximetria estiveram dentro do intervalo de normalidade, e portanto não poderiam afetar a fidedignidade dos valores de saturação fornecidos pelo oxímetro de pulso. O mesmo não se pode afirmar em relação a metemoglobina que aparece em nível extremamente elevado no 10º paciente.

¹⁷ equação apresentada na página 21

Barker et al aumentaram gradativamente os níveis de metemoglobina em cães e observaram que, a saturação do oxímetro de pulso (psO_2), torna-se progressivamente maior que a saturação do IL-282 (saO_2)₈. Quando a percentagem de metemoglobina aumenta, a razão de absorção 660/940 tende para a unidade e a leitura da psO_2 aproxima-se de 85%, independentemente do percentual de oxi e deoxiemoglobina presentes no sangue. Haverá um falso aumento da psO_2 em períodos de baixa saturação arterial e os valores estarão subestimados em situações de alta saturação arterial_{28,32}.

No presente trabalho, entretanto, observa-se que os dois oxímetros de pulso forneceram um valor de 99 para as leituras de saturação no 10º paciente, enquanto o hemo-oxímetro, registra 81.30 de oxiemoglobina, o que determinou diferença significativa nas leituras. Ralston et al atribuem à bilirrubina, a discrepância entre as medidas do oxímetro de pulso e a hemo-oximetria₈₈.

A curva de absorção da bilirrubina possui um pico elevado a 450nm, que, embora fora do intervalo das medidas, pode se estender, atingir a faixa 535-585 e provocar uma falsa elevação dos níveis de metemoglobina. Beall e Moorthy demonstraram que os níveis séricos de metemoglobina podem não ser compatíveis com as leituras elevadas fornecidas pelo hemo-oxímetro, em paciente com hiperbilirrubinemia. Nesta circunstância, segundo eles, os resultados da oximetria de pulso

estarão mais fidedignos do que aqueles obtidos pela hemo-oximetria₉.

Em estudo prospectivo para determinar a influência de altos níveis séricos de bilirrubina na leitura do oxímetro de pulso, Veyckemans et al concluíram que a hipótese de melhor desempenho do oxímetro de pulso não pode ser rejeitada, em função dos erros induzidos pela bilirrubina, que torna o hemo-oxímetro inadequado para estabelecer a importância das diferenças de leituras obtidas na clínica. Segundo os autores, não houve diferença significativa nos níveis de metemoglobina entre os pacientes ictericos e o grupo controle. Na concepção deles, algumas drogas (nitroglicerina e xilocaína) poderiam ser responsáveis por alterações nos valores desta espécie de hemoglobina.₁₁₇

Eisenkraft relata um caso clínico onde a terapia com dapsona promoveu um aumento nos níveis de metemoglobina que determinou uma queda nos valores da psO_2 ₃₂. Relato semelhante foi feito por Delwood et al, em paciente submetido a tratamento com dapsona associado a nitratos₂₈. No tratamento do 10º paciente de nossa casuística, foi utilizado nitrato, substância que facilita o acúmulo de metemoglobina por ser metabolizada no fígado à gliceril dinitrato e nitrito. O nitrito favorece a conversão da $(HbFe^{++})$ a $(HbFe^{+++})$, reduzindo a capacidade de transporte de oxigênio₆₀.

O tratamento da metemoglobinemia com azul de metileno poderá confundir ainda mais a exatidão do oxímetro de pulso. Scheller et al, estudando o efeito de três diferentes corantes, concluíram que o azul de metileno tem o maior grau de interferência na determinação da saturação₉₉. O aparelho interpreta a absorção deste corante como um aumento na fração de hemoglobina reduzida, e faz uma falsa leitura, subestimando os valores reais da saturação₈₉.

Para Ralston et al os corantes causam erros significativos ao estimar a saturação de oxigênio, devido à interferência na absorção da luz. Para eles, trata-se de um fenômeno transitório e facilmente reconhecido, em virtude da diluição, da rápida distribuição e eliminação do corante pelo fígado₈₇.

Pacientes ictericos e submetidos a tratamento com drogas que alteram os níveis de metemoglobina, são portadores de uma situação peculiar, na qual estão associados dois fatores que interferem com as medidas fotométricas, os níveis de bilirrubina e de metemoglobina. Nesse sentido, mais estudos serão necessários para estabelecer o grau de interferência de cada variável tanto no oxímetro de pulso como no padrão, para avaliar a validade da aplicação clínica dos métodos.

A surpreendente capacidade de tolerância do ser humano à hipóxia e a extensão do comprometimento orgânico determinado

pela patologia de base são fatores que dificultam determinar o grau de hipoxemia tolerado, sem produzir sérios danos teciduais.

O fornecimento inadequado de oxigênio aos tecidos (hipóxia tecidual) pode estar vinculado à queda da pO_2 no sangue arterial (hipóxia hipóxica), à redução na capacidade do sangue em transportar oxigênio (hipóxia anêmica), à redução do fluxo sanguíneo tecidual (hipóxia circulatória) e também à ação de algumas substâncias tóxicas que interferem na capacidade dos tecidos de utilizar o oxigênio disponível (hipóxia histotóxica)₁₂₀.

Yelderman e New submeteram voluntários a hipóxia progressiva e estabeleceram que o oxímetro de pulso é preciso e exato no intervalo de saturação da hemoglobina de 50%-100%₁₂₄. Mihn e Halperin confirmaram a possibilidade da utilização deste tipo de monitor da saturação para pacientes críticos com falência do sistema respiratório₇₈.

Severinghaus e Naifeh encontraram em alguns oxímetros valores superestimados em baixas saturações, assim como a incapacidade de detectar hipóxia de instalação rápida. Segundo eles, o motivo para o oxímetro de pulso superestimar o valor da saturação da hemoglobina - quando seus níveis são inferiores a 70% - pode ser atribuído à alteração da curva de dissociação da hemoglobina, que passa de uma conformação logarítmica para linear₉₉.

Fanconi, preocupado com as divergências apontadas na literatura a respeito do desempenho do oxímetro de pulso em situações de hipoxemia, alerta os fabricantes e usuários, sugerindo cautela na interpretação dos resultados₃₉. Essa questão foi abordada por Webb et al, numa série de trabalhos que apontam os potenciais erros da oximetria de pulso. Os autores analisam o efeito da variação nos níveis de saturação em função dos valores da pressão parcial de oxigênio no sangue. Eles mencionam o risco de retinopatia para neonatos submetidos a hiperóxia, uma vez que, atingido o limite de 100% de saturação, aumentos na paO_2 não serão detectados pelo oxímetro. Em contrapartida, em virtude da calibração dos oxímetros de pulso ser deficitária abaixo de 80%, existe piora na precisão dos equipamentos quando a pressão parcial de oxigênio diminui₁₁₉.

Os procedimentos podem se tornar mais seguros quando monitorizados em tempo real ("on line"). Moore et al documentaram episódios de hipóxia detectados pelo oxímetro de pulso em terapia intensiva e recomendam sua utilização para todo paciente submetido a ventilação mecânica ou que recebe terapia suplementar com oxigênio₈₁. O oxímetro de pulso tem sido empregado para orientar a oxigenioterapia suplementar durante broncoscopia₄₉, lavagem broncopulmonar₇₉, endoscopias com risco de aspiração pulmonar₇₀, no transporte de pacientes críticos dentro do hospital₆₉ ou em aeronaves em detrimento da trepidação₁₀₈.

No Quadro 2 nota-se que os níveis de hemoglobina de 12 pacientes incluídos no trabalho estiveram abaixo de 10g/dl, Heusser et al, demonstraram em trabalhos experimentais, que maiores concentrações de hemoglobina fornecem maior reserva e tolerância às reduções no transporte sistêmico de oxigênio₄₉. Contudo, os pacientes possuem níveis de tolerância variados e não se pode especificar um valor para hematócrito ou oferta de oxigênio que possa ser aplicado a todas situações₆₈.

Em nossa casuística observamos que a leitura no oxímetro de pulso não foi afetada em situações de anemia moderada ($Hb \cong 8$) na ausência de hipóxia (pacientes 3,25,30,33, (Quadro. 2.)). Quando a anemia foi moderada e associada à hipóxia, a queda nos valores de saturação acompanharam a queda nos níveis da paO_2 (4 e 21). Entretanto, observamos que a anemia associada à hipóxia provocou falhas na leitura, com o oxímetro de pulso registrando valores superestimados para a saturação.

Este fato aparentemente contraditório no paciente anêmico - cuja curva de dissociação supõe-se desviada para a direita, de forma que a queda na pressão parcial de oxigênio no sangue estaria associada com queda na sua saturação - também foi observado por Jay e Renzi, que sugeriram dois mecanismos explicativos para a contradição: o primeiro, que a anemia não afeta significativamente o valor da absorção até que reduza a oxigenação da hemoglobina; e o segundo, que a eventual presença de hemoglobinas anômalas interferem nos resultados da oximetria₅₁.

Considerando o sangue como o componente responsável pela maior fração de absorção da luz, Craft et al estudaram a influência dos níveis de hemoglobina sobre a exatidão do oxímetro de pulso. Concluíram que o efeito das variações da concentração de hemoglobina, sobre a luz incidente foi insuficiente para causar erros clinicamente significantes²⁴. Por outro lado, Lee et al, em experimentos com cães, notaram que há uma redução de 5,4% na leitura da saturação da hemoglobina para hematócrito inferior a 10%⁶⁴.

O oxímetro de pulso oferece algumas vantagens sobre outros monitores da oxigenação para pacientes críticos; ele não requer calibração, preparo da pele ou aquecimento tissular para fornecer a leitura confiável dentro de quinze segundos após sua aplicação. A oximetria é de fácil uso, oferece uma monitorização constante que permite o ajuste entre os requerimentos de oxigênio e a ventilação mecânica adequada.

Algumas limitações no uso da oximetria de pulso têm sido relatadas na literatura^{21,22,23,27,32,59,61,87}. Em geral, nenhuma informação é fornecida quando o aparelho não consegue detectar o pulso, exceção feita a situações onde a luz incidente sobre o fotodetector induzirá a uma falsa leitura.

Hanowell, pode constatar este fato quando obteve valores de saturação e pulso, com o sensor desconectado do

paciente₄₆. A razão deste erro está no fotodetector, que é incapaz de diferenciar a procedência da luz que incide sobre ele, em virtude do alinhamento, o aparelho está programado para assumir que toda luz incidente no fotodetector tem um comprimento de onda correspondente ao do LED iluminante. O caso de um paciente com intensa cianose clínica durante a cirurgia e que apresentava registro de psO_2 elevado, em virtude do sensor estar iluminado pela lâmpada do foco, foi relatado por Costarino et al₂₃.

Por este motivo Ralston et al recomendam a utilização de tecidos opacos ou borrachas para vedar o fotosensor₈₇. Para evitar interferência dessa natureza durante o período de experimentação, os pacientes incluídos no presente trabalho foram instruídos a manter a mão protegida da luz ou tiveram suas mãos imobilizadas sob os lençóis.

Artefatos gerados pela mobilização do sensor são apontados por Norley como uma possível fonte de erro na determinação da saturação pelo oxímetro de pulso₈₃. Langton e Hanning avaliaram o desempenho de quatro sensores digitais e sugerem alguns ajustes que poderiam ajudar na redução de artefatos gerados pela movimentação₆₁.

Os sensores podem ser aplicados a diferentes partes do corpo, o que é adequado para pacientes com limitação nos sítios de monitorização₁₀₇. Knill considera os oxímetros com eletrodos

auriculares a forma mais rápida, direta e exata de se detectar hipoxemia₅₇. Severinghaus e Naifeh confirmaram a exatidão destes modelos, comparando o seu desempenho em adultos submetidos a hipóxia profunda₉₉. Clayton et al recomendam ao usuário que ao escolher um oxímetro, busquem aquele de maior precisão₂₀.

A determinação dos benefícios da utilização de um equipamento sobre o quadro evolutivo dos pacientes é um desafio que necessita de comprovações estatísticas. No presente trabalho os oxímetros de pulso foram utilizados para obter informação da oxigenação de pacientes críticos submetidos a ventilação mecânica e tiveram seu desempenho determinado em função de dados comparativos obtidos pela hemo-oximetria.

Embora o método de Van Slyke e Neill seja padrão para determinar a saturação da hemoglobina no sangue, Forte et al confirmaram o fato da hemo-oximetria constituir o padrão secundário com o qual outros métodos podem ser comparados₉₈. Existem limitações para o uso da hemo-oximetria como padrão, se for referência para a oximetria de pulso (bilirrubina, corantes, hemoglobinas anômalas). Contudo o método pode ser apropriado quando se comparam dois ou mais oxímetros de pulso.

Bland e Altman enfatizaram que a análise de regressão linear não é um método apropriado para a avaliação de uma nova técnica de medida₁₁. A desvantagem da regressão é que a alta correlação entre as variáveis não indica necessariamente

concordância entre elas. Este fato é confirmado por Webb et al, numa revisão de estudos publicados sobre monitorização com oxímetro de pulso em pacientes e voluntários¹¹⁹.

Uma série de trabalhos que definem o desempenho de diferentes modelos de oxímetros de pulso em diversas condições clínicas^{17,21,22,81,99,109}, utilizaram testes estatísticos para cálculo da exatidão (aproximação do valor do teste do valor real) e da precisão (dispersão entre os resultados quando uma amostra é analisada repetitivamente)

O uso da exatidão e precisão é útil para fornecer um quadro de desempenho do equipamento quando comparado a outros modelos ou outros estudos. Uma unidade pode ser precisa (quando os resultados atingem valores muito próximos entre si) e inexata (se eles estão desviados dos verdadeiros valores). Por outro lado, a unidade poderá ser exata, mas pouco precisa, com resultados variáveis que não atingem o valor verdadeiro⁸².

Clayton et al demonstraram que, em pacientes com má perfusão periférica, a exatidão e precisão de 20 oxímetros de pulso variaram respectivamente de 0.1 a 4,5% e 0,96 a 5,78% em relação à hemo-oximetria respectivamente²¹. Jubran e Tobin confirmaram que as diferenças se acentuam em pacientes críticos: eles demonstraram que a exatidão $\pm$ precisão passou de 1.7 ± 1.2 para $SaO_2 > 90\%$, para 5.1 ± 2.7 quando $SaO_2 \leq 90\%$. Esses autores apresentaram também os resultados diferenciados em pacientes da

raça negra, onde eles atingiram valores de $3,3 \pm 2,7$, enquanto mantiveram-se em $2,2 \pm 1,8$ nos pacientes de raça branca₅₉. Este fato já havia sido constatado por Cahan e Decker, quando observaram que a exatidão de oxímetros variava de $(1.9 \pm 10.2\%)$ em brancos para $(5.1 \pm 9.2\%)$ em pessoas da raça negra₁₇. Segundo esses autores a cor da pele afeta a exatidão sem alterar a precisão do equipamento.

Por outro lado, Ralston et al, afirmam que a pigmentação, em teoria, não pode interferir na leitura da psO_2 , porque a pigmentação da pele absorveria uma fração constante de luz. Como o oxímetro de pulso utiliza a variação do componente pulsátil, sua forma de leitura impede a interferência da pigmentação nos resultados₈₈.

O Quadro 1 apresenta a distribuição dos pacientes segundo a cor. A classificação é feita entre brancos e não brancos. Neste segundo grupo estão incorporados os pacientes classificados nos prontuários como "morenos, pardos e pretos". No presente trabalho, as análises estatísticas não contemplam a diferença de cor da pele, em virtude do caráter subjetivo de classificação desta variável. Araújo aponta para o fato de que a percepção social da cor e a escolha e/ou atribuição de categorias de cor é uma operação complexa que envolve não apenas uma apreensão de características fenotípicas, mas que esta operação se processa num contexto de interação social e segue a ideologia das relações raciais vigentes na sociedade

brasileira₃.

De acordo com o Quadro 3, dois pacientes apresentaram diferenças acentuadas nas medidas de saturação (10 e 23), o primeiro com níveis elevados de metemoglobina e o segundo apresentando quadro associado de anemia e hipóxia. Por serem portadores de condições registradas na literatura, como limitantes para o uso da oximetria de pulso, a análise estatística foi realizada em duas etapas, a primeira contendo todos os pacientes e a segunda com a exclusão dos dados destes pacientes da série.

A exclusão dos dois pacientes no cálculo permitiu estabelecer um grau de exatidão e precisão que passou de (1.60 e 3.06) respectivamente para (0.95 e 0.76) no oxímetro Satlite e de (1.56 e 3.02) para (0.91 e 0.52) no oxímetro Pulsat.

A tecnologia de monitorização é um componente que eleva o custo da terapia intensiva₇₅. A seleção dos equipamentos deve ser criteriosa, pois o paciente, além de estar exposto às complicações da técnica em si, sofre os efeitos negativos advindos de erros nos dados fornecidos_{25,35}.

Visando o aperfeiçoamento da tecnologia de monitorização da oxigenação tecidual, Ronald et al associaram o oxímetro de pulso a um computador para o acompanhamento de pacientes de alto risco. Em sua concepção, a utilização de

programas complexos compondo um sistema apto a captar, analisar dados e sugerir intervenções terapêuticas adequadas, poderá ser útil na prática clínica₉₁.

Para Scuderi et al pouca atenção tem sido dada às potencialidades do oxímetro de pulso como um instrumento para diagnóstico. Esta constatação será confirmada com a documentação do reconhecimento e tratamento precoce da hipoxemia, determinando uma redução da morbidade dos pacientes₉₆.

O resultado do presente trabalho, em consonância com aqueles revisados pelo Grupo de Trabalho em Terapia Intensiva de Ontário, confirma que o oxímetro de pulso pode fornecer monitorização contínua, exata e precisa de pacientes adultos em condições críticas₉₃. O conhecimento do princípio de funcionamento é recomendado, para evitar a falsa interpretação das informações obtidas e a conseqüente implantação de condutas inadequadas₁₁₀.

Suas conhecidas limitações na prática clínica devem ser amplamente divulgadas, de modo a permitir uma reflexão do grau de segurança que se espera da aplicação da técnica₉₀. A precaução deve estar sempre presente, pois trata-se de uma descoberta recente, que necessita de mais estudos e aperfeiçoamento, apesar de já estar se tornando procedimento de uso rotineiro. O processamento do sinal é realizado por algoritmos que corrigem os diferentes fatores que influem na

absorção de luz, feita pelo fotorreceptor. Estes algoritmos variam de acordo com o fabricante e não são divulgados por serem considerados propriedade industrial. Por este motivo diferentes oxímetros de pulso podem ter diferentes respostas para o mesmo paciente. Especialmente em pacientes críticos nos limites de suas reservas fisiológicas e que ocultam fatores ainda não considerados no processo de produção e de calibração do equipamento.

"...a ciência é uma
especialização, um refinamento de
potenciais comuns a todos."

- RUBEM ALVES -

CONCLUSÕES

A oximetria de pulso permite a monitorização não invasiva da saturação arterial em pacientes de terapia intensiva, submetidos à ventilação mecânica, porém não é um método adequado para todos os pacientes críticos.

Não há diferença significativa (ao nível $\alpha = 0.05$) entre os dois oxímetros de pulso estudados em relação ao hemo-oxímetro, ou seja ambos são exatos, no entanto, a variabilidade nas leituras de saturação do SatlitetransTM é maior, o que confirma uma maior precisão do PulsatTM.

"O que está em jogo não é a
transmissão daquilo que se
inventa, mas antes a transmissão
do poder de inventar"

- JUAN DAVID NASIO -

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 AFONSO, J.E. Transporte de Oxigênio. Jornal de Pneumologia, v.7, n.4, p.231-8. 1981.
- 2 ALEXANDER, C.M.; TELLER, L.E.; GROSS, J.B. Principles of Pulse Oximetry. Anaesthesia, v.68, p.368-76. 1989.
- 3 ARAÚJO, T.C.N. A classificação de "cor" nas pesquisas do IBGE: Notas para uma discussão. Cadernos de Pesquisa, n.63, p.14-16, 1987.
- 4 ARNONE, A. X-ray Diffraction Study of Binding of 2,3-Diphosphoglycerate to Human Deoxihaemoglobin. NATURE, v.237, n.19, p.146-148, 1972.
- 5 ASTRUP, P.; SEVERINGHAUS, J.W. The History of Blood Gases, Acids and Bases. 1ª ed., Copenhagen: Ed. Interprint A/S. Denmark. 1986.
- 6 BACH, A. Pulse oximetry in the recovery room. Anaesthesia, v.44, n.12, p.1007, 1989.
- 7 BARKER, S. J.; TREMPER, K. K. The effect of Carbon Monoxide Inhalation on Pulse Oximetry and transcutaneous PO₂. Anesthesiology, v.66, n.5, p.677-679, 1987.
- 8 BARKER, S.J.; TREMPER, K.K.; HYATT, J. Effects of Methemoglobinemia on Pulse Oximetry and Mixed Venous Oximetry. Anesthesiology, v.67, n.3A, p.171, 1987.
- 9 BEALL, S.N.; MOORTHY, S.S. Jaundice, Oximetry and Spurious Hemoglobin Desaturation. Anesth Analg, v.68, p.806-807, 1989.

- 10 BENESCH, R.; BENESCH, R.E. Intracellular Organic Phosphates as Regulators of Oxygen Release by Haemoglobin. NATURE, v.221, n.15. p.618-622, 1969.
- 11 BLAND, J.M.; ALTMAN, D.G. Statiscal methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet, v.8, p.307-310, 1986.
- 12 BOHR, C. Über die spezifische Tätigkeit der Lungen bei der respiratorischen Gasnahme und ihr Verhalten zu der durch die Alveolarwand stattfindenden Gasdiffusion. Skand Arch Physiol, v.22, p.221-280, 1909.
- 13 BOHR, C.; HASSELBALCH, K.A.; KROGH, A. Ueber einen in Biologischer Beziehung wichtigen einfluss den die Kohlensäuerespannung des blutes auf dessen stoffbindung übt. Skand Arch Physiol, v.16, p.402-412, 1904.
- 14 BONE, R. C.; BALK, R. A. Noninvasive Respiratory Care Unit A Cost Effective Solution for the Future. Chest, v.93, n.2, p.390-394, 1988
- 15 BOWTON, D.L.; SCUDERI, P.E.; HARRIS, L.L.; HAPONIK, E.F. Pulse oximetry Monitoring outside the Intensive Care Unit: Progress or Problem? Ann Int Med, v.115, n.6, p.450-454, 1991.
- 16 BRUCE, J.L.; SPAHN, D.R. Anemia, Hemodilution, and Oxygen Delivery. Anesth Analg, v.75, p.651-653, 1992.
- 17 CAHAN, C.; DECKER, M.J.; HOEKJE, P.L.; STROHL, K.P. Agreement between noinvasive oximetric values for oxygen saturation. Chest, v.97, p.814-19. 1990.
- 18 CHAWLA, R.; KUMARVEL, V.; GIRDHAR, K.K.; SETHI, A.K.;

- INDRAYAN, A.; BHATTACHARYA, A. Can Pulse Oximetry Be Used to Measure Sysolic Blood Pressure? Anaesh Analg, v.74, p.196-200, 1992.
- 19 CLARK, L. C. Measurement of oxygen tension: A historical perspective. Crit Care Med, v.9, n.10, p.690-692, 1981.
- 20 CLAYTON, D.G.; WEBB, R.K. Choosing an oximeter. Intensive & Critical Care Digest, v.10, n.2, p.25-26. 1991.
- 21 CLAYTON, D.G.; WEBB, R.K.; RALSTON A.C.; DUTHIE, D.; RUNCIMAN, W.B. A comparasion of the performance of 20 pulse oximeters under conditions of poor perfusion. Anaesthesia, v.46, p.3-10. 1991.991.
- 22 CLAYTON, D.G.; WEBB, R.K.; RALSTON, A.C.; DUTHIE, D.; RUNCIMAN, W.B. Pulse oximeter probes. Anaesthesia, v.46, p.260-265, 1991.
- 23 COSTARINO, A.T.; DAVIS, D.A.; KEON, T.P. Falsely normal saturation reading with the pulse oximeter. Anesthesiology, v.67, n.5, p.830-831, 1987.
- 24 CRAFT, T.M.; LAWSON, R.A.; YOUNG, J.D. Finger blood content, light transmission, and pulse oximetry errors. Anaesthesia, v.47, p.52-53, 1992.
- 25 CRITICAL CARE - CONSENSUS CONFERENCE, Jama, v.250, n.6, p.798-804, 1983
- 26 CULLEN, D.J.; NEMEDKAL, A.R.; COOPER, J.B.; ZASLAVSKY, A.; DWYER, M.J. Effect of Pulse Oximetry, Age, and ASA Physical Status on the Frequency of Patients Admitted Unexpectedly to a Posoperative Intensive Care Unit and the Severity of

- Their Anesthesia-Related Complications. Anesth Analg, v.74, p.181-188, 1992.
- 27 DANIEL, A.; COHEN, J.; MARSHALL, A. L.; MURPHY, M.S.; SCHREINER, B. F.; SHAH, P.M. The relationships among arterial oxygen flow rate oxygen binding by hemoglobin, and oxygen utilization in chronic cardiac decompensation. J Lab Clin Med, v.91, n.4, p.635-649, 1978.
- 28 DELWOOD, L.; FLAHERTY, D.; PREJEAN, E.J.; GIESECKE, A.H. Methemoglobinemia and Its Effect on Pulse Oximetry. Crit Care Med, v.19, n.7, p.988, 1991.
- 29 DRAGSTED, L.; JÓRGENSEN, J.; JENSEN, N.; BÓNSING, E.; JACOBSEN, E.; KNAUS, W.A.; QVIST, J. Interhospital comparisons of patient outcome from intensive care: Importance of lead-time bias. Crit Care Med, v.17, n.5, p.418-422, 1989.
- 30 EDWARDS, J.D. Oxygen Transport in the Critically Ill. Intensive & Critical Care Digest, v.10, n.2, p.23-25, 1991.
- 31 EISENKRAFT, J. B. Carboxyhemoglobin and Pulse Oximetry. Anesthesiology, v.68, n.2, p.300, 1988.
- 32 EISENKRAFT, J. B. Pulse Oximeter Desaturation Due to Methemoglobinemia. Anesthesiology, v.68, n.2, p.279-282, 1988.
- 33 FANCONI, S. Pulse oximetry for hypoxemia: a warning to users and manufacturers. Intensive Care Med, v.15, p.540-542, 1989.
- 34 FANCONI, S.; DOHERTY, P.; EDMONDS, J.F.; BARKER, G.A.; BOHN,

- D.J. Pulse oximetry in pediatric intensive care: Comparison with measured saturations and transcutaneous oxygen tension. J. Pediatr., v.107, n.3, p.362-366, 1985.
- 35 FAUBERT, P.R. Pulse Oximeters. Anesth Analg., v.69, p.851, 1989.
- 36 FINCH, A.C.; LENFANT, C. Oxygen Transport in man. N Engl J Med, v.286, n.8, p.407-415. 1972
- 37 FULMER, J.D.; SNIDER, G.L. National Conference on Oxygen Therapy. Chest, v.86, n.2, p.234-246. 1984.
- 38 FORTE, A.V.; MALCONIAN, M.K.; BURSE, R.,L.; ROCK, P.B.; YOUNG, P.M.; TRAD, L.A.; RUSCIO, B.A.; SUTTON, J.R.; HOUSTON, C.S.; CYMERMAN, A. Operation Everest II: comparison of four instruments for measuring blood O₂ saturation. J. Appl. Physiol., v.67, n.5, p.2135-2140, 1989.
- 39 GLAVIN, R.J.; JONES, H.M. Assessing collateral circulation in the hand-four methods compared. Anaesthesia, v.44, p.594-595, 1989.
- 40 GOLDENHEIM, P.D.; KAZEMI, H. Cardiopulmonary monitoring of critically ill patients (part 1). N Engl J Med v. 311, n. 11, p.717-721. 1984.
- 41 GOLDENHEIM, P.D.; KAZEMI, H. Cardiopulmonary monitoring of critically ill patients (part 2). N Engl J Med, v. 311, n. 12, p.776-780. 1984
- 42 GOLDIE, E.A.G. A device for the continuous indication of oxygen saturation of circulating blood in man. J Sci Instrum, v. 19, p. 23-24. 1942.
- 43 GOLDHILL, D.R.; HILL, A.J.; WHITBURN, R.H.; FFENECK, R.O.;

- GEORGE, P.J.M.; KEELING, P. Carboxihaemoglobin concentrations, pulse oximetry and arterial blood-gas tensions during jet ventilation for Nd-YAG laser bronchoscopy. Br J Anaesth, v.65, p.749-753, 1990.
- 44 GUMP, F.E.; BUTLER, H.; KINNEY, J.M. Oxygen transport and consumption during acute hemodilution. Ann Surg, v.168, n.1, p.54-60, 1968.
- 45 GUYTON, A.C. Tratado de fisiologia médica, 6ª ed, Rio de Janeiro, ed Interamericana, Brasil, 1984.
- 46 HANOWELL, L. Ambient light affects pulse oximeters. Anesthesiology, v.67, n.5, p.864-865, 1987.
- 47 HANSEN, J.E.; FEIL, M.C. Blood gas quality control materials compared to tonometered blood in examining for interinstrument bias in pO₂. Chest, v.94, n.1, p.49-54. 1988.
- 48 HAY, W.W.; THILO, E.; CURLANDER, J.B. Pulse oximetry in neonatal medicine. Clin Perinat, v.18, n.3, 1991.
- 49 HEUSSER, F.; FAHEY, J.T.; LISTER, G. Effect of hemoglobin concentration on critical cardiac output and oxygen transport. Am. J. Physiol. v.235, n.22, p.H100-H106, 1987.
- 50 HOVAGIM, A. R.; BACKUS, W.W.; MANEGKE, G.; LAGASSE, R. SIDHU, U.; POPPERS, P.J. Pulse oximetry and patient positioning: A report of eight cases. Anesthesiology, v.71, n.3, p.454-456, 1989.
- 51 JAY, G.D.; RENZI, F.P. Evaluation of pulse oximetry in anemia from hemoglobin-H disease. Ann Emerg Med, v.21, n.5, p.572-574, 1992.

- 52 JOHNSON, N.; JOHNSON, V.A.; FISHER, J.; FOBBINGS, B.; BANNISTER, J.; LILFORD, R.J. Fetal monitoring with pulse oximetry. Br J Obst Gynaec, v.98, p.36-41. 1991.
- 53 JUBRAN, A.; TOBIN, M.J. Reability of pulse oximetry in titrating supplemental oxygen therapy in ventilator-dependent patients. Chest, v.67, n.6, p.1420-1425, 1990.
- 54 JUVE, J. I.; ROCA, J.V.; RAURICH, J.M. Monitorización no invasiva del intercambio de gases sanguíneos durante la ventilación mecánica. Medicina Intensiva, v.16, n.8, p.446-451, 1992.
- 55 KELLERMAN, A.L.; COFER, C.A.; JOSEPH, S.; HACKMAN, B.B. Impact of portable pulse oximetry on arterial blood gas test ordering in an urban emergency departament. Ann Emerg Med, v.20, n.2, p.130-134, 1991.
- 56 KNAUS, W.A.; WAGNER, D.P.; DRAPER, E.A. The range of intensive care services today. Jama, v.246, n.23, p.2711-2716, 1981.
- 57 KNILL, R. L. Correspondence .Can Anaesth Soc J v.33, n.1, p.109, 1986.
- 58 KONG, A.S.; BRENNAN, L.; BINGHAM, R. MORGAN-HUGHES, J. An audit of induction of anaesthesia in neonates and small infants using pulse oximetry. Anaesthesia, v.47, p.896-899, 1992.
- 59 KRIGER, B. P.; ERSHOWSKY, B. S. Noninvasive Detection of Respiratory Failure in the Intensive Care Unit. Chest, v.94, n.2, p.254-261, 1988.
- 60 KUMAR, A.; CHAWLA, R.; AHUJA, S.; GIRDHAR, K.K.;

- BHATTACHARYA, A. Nitrobenzene poisoning and spurious pulse oximetry. Anaesthesia, v.45, p.949-951, 1990.
- 61 LANGTON, J.A.; HANNING, C.D. Effect of motion artefact on pulse oximeters: evaluation of four instruments and finger probes. British J of Anaesth, v.65, p.564-570, 1990.
- 62 LAWSON, D.; NORLEY, I.; KORBON, G. LOEB, R.; ELLIS, J. Blood Flow limits and pulse oximeter signal detection. Anesthesiology, v.67, p.599-603. 1987.
- 63 LEASA, J.D. Noninvasive blood gas monitoring: a review for use in the adult critical care unit. Can Med Assoc J, v.146, n.5, p.703-712, 1992.
- 64 LEE, S.E.; TREMPER, K.K.; BARKER, M.D. Effects of anemia on pulse oximetry continuous mixed venous oxygen saturation monitoring in dog. Anesth Analg, v.67, p.S130, 1988.
- 65 LENFANT, C.; SULLIVAN, K. Adaptation to high altitude. N England J Med, v.284, n.23, p.1298-1309, 1971.
- 66 LENFANT, C.; WAYS, P.; AUCUTT, C.; CRUZ, J. Effect of Chronic Hypoxic Hypoxia on the O₂-Hb Dissociation Curve and Respiratory Gas Transport in Man. Resp Physiol, v.7, n.7, p.7-29, 1969.
- 67 LEHNINGER, A.L. Princípios de Bioquímica, 3ª ed, São Paulo, Ed. Sarvier, 1989.
- 68 LEONE, B.J.; SPAHN, D.R. Anemia, hemodilution, and oxygen delivery. Anesth Analg, v.75, p.651-653, 1992.
- 69 LINK, J.; KRAUSE, H.; WAGNER, W.; PAPADOULOS, G. Intrahospital transport of critically ill patients. Crit Care Med, v.18, n.12, p.1427-1429, 1990.

- 70 LIPPER, B.; SIMON, D.; CERRONE, F. Pulmonary aspiration during emergency endoscopy in patients with upper gastrointestinal hemorrhage. Crit Care Med, v.19 n.3, p.330-333, 1991.
- 71 Manual do operador do Co-oxímetro "IL 282" Instrumental Laboratory, Massachussets/ U.S.A., 1978.
- 72 Manual do operador do analisador de gases sangüíneos "IL 813" Instrumental Laboratory, Massachussets/ U.S.A, 1976.
- 73 Manual do operador do SATLITETRANSTM Datex/Instrumentarium Corp, Helsinki/Finlnd, 1991.
- 74 Manual de Instrução do PULSATTM, Spectramed Inc.CCD, U.S.A., 1987.
- 75 MARSDEN, C. Technology assessment in critical care. Heart & Lung, v.20, n.1, p.93-94, 1991.
- 76 MENDELSON, Y.; CHEUNG, P.W.; NEUMAN, M.R.; FLEMING, D.G.; CAHN, S.D. Spectrophotometric investigation of pulsatile blood flow for transcutaneous reflectance oximetry. Adv Exp Med Biol, v.159, p.93-102, 1981.
- 77 METZGER, L.F.; STAUFFER, W.B.; KRUPINSKI, A.V.; MILLMAN, R.P.; CEMBROWSKI, G.S.; PACK, A.I. Detecting errors in blood-gas measurement by analyses with two instruments. Clin Chem, v.33, n.4, p.512-517. 1987.
- 78 MIHN, F.G.; HALPERIN, B.D. Noinvasive detection of profound arterial desaturations using a pulse oximetry device. Anesthesiology, v.62, p.85-87, 1985.
- 79 MISUTANI, T.; KIMURA, T.; MIZUYAMA, K.; SAITO, S. Use of Pulse oximeter in New SaO₂-oriented Technique for

- Bronchopulmonary Lavage. Chest, v.100, n.5, p.1477, 1991.
- 80 MOLLER, J.T.; JENSEN, P.F. JOHANNESSEN, N.W.; ESPERSEN, K.
Hypoxaemia is reduced by pulse oximetry monitoring in the
operating theatre and in the recovery room. Br J Anaesth,
v.68, p.146-150, 1992.
- 81 MOORE, F.A.; HAENEL, J.B.; MOORE, E.E.; ABERNATHY, C. M.
Hypoxic events in the surgical intensive care unit. Am J
Surg, v.160, p.647-651, 1990.
- 82 NICKERSON, B. G.; SARKISIAN, C.; TREMPER, K. Bias and
precision of pulse oximeters and arterial oximeters. Chest,
v.93, n.3, p.515-517, 1988.
- 83 NORLEY, I. Erroneous actuation of the pulse oximeter.
Anaesthesia, v.42, p.1116, 1987.
- 84 PERUTZ, M.F. Stereochemistry of Cooperative Effects in
Haemoglobin, Nature, v.228, n.21, p.726-739, 1970.
- 85 PERUTZ, M.F. Hemoglobin Structure and Respiratory Transport
Sci Am, v.239, n.6, p.68-86, 1978.
- 86 RAFFIN, T.A. Indications for arterial blood gas analysis.
Ann Int Med, v.105, p.390-8. 1986.
- 87 RALSTON, A. C.; WEBB, R.K.; RUNCIMAN, W.B. Potencial errors
in pulse oximetry. I Pulse oximeter evaluation.
Anaesthesia, v.46, p.202-206, 1991.
- 88 RALSTON, A.C.; WEBB, R.K.; RUNCIMAN, W.B. Potencial errors in
pulse oximetry. III Effect of interference, dyes,
dyshaemoglobins and other pigments. Anaesthesia, v.46
p.291-295, 1991.
- 89 RIEDER, H.U.; FREI, J.F.; ZBINDEN, A.M.; THOMSON, D.A. Pulse

- oximetry in methaemoglobinaemia. Anaesthesia, v.44, p.326-327, 1989.
- 90 RIES, L.A. Oximetry-Know thy limits. Chest, v.91, n.3, p.316. 1987.
- 91 RONALD, A.L.; RAMYYA, G.P.; CHAMBERS, W.A. Continuous collection of pulse oximetry data: a new, inexpensive, portable computerized method. Br J Anaesth, v.69, p.105-107, 1992.
- 92 ROUGHTON, F.J.W. Some Recent Work on the Interactions of Oxygen, Carbon Dioxide and Haemoglobin. Biochem J, v.117, p.801-812, 1970.
- 93 SCHELLER, M.S.; UNGER, R.J.; KELNER, M.J. Effects of intravenously administered dyes on pulse oximetry readings. Anesthesiology, v.65, p.550-552, 1986.
- 94 SCHNAPP, L. M.; COHEN, N. H. Pulse oximetry Uses and Abuses. Chest, v.98, n.5, p.1244-1250, 1990.
- 95 SCHUMACKER, P.T.; LONG, G.R.; WOOD, L.D.H. Tissue oxygen extration during hypovolemia: role of hemoglobin p50. J Appl Physiol, v.62 n.5, p.1801-1807, 1987.
- 96 SCUDERI, P.E.; BOWTON, D.L.; ANDERSON, R.L., ; PROUGH, D.S.; PULSE OXIMETRY: Would further technical alterations improve patient outcome? Anesth Analg, v.74, p.177-180, 1992.
- 97 SELMAN, B.J.; WHITE, Y.S.; TAIT, A.R. An evaluation of the Lex-O₂-Con oxygen content analyser. Anaesthesia, v.30, p.206-211, 1975.
- 98 SEVERINGHAUS, J.W.; ASTRUP, P. History of blood gas analysis VI Oximetry. J Clin Monit, v.2, n.4, p.270-288. 1986.

- 99 SEVERINGHAUS, J.W.; NAIFEH, K.H. Accuracy of response of six pulse oximeters to profound hypoxia. Anesthesiology, v.67, p.551-558, 1987.
- 100 SHAPELL, S.D.; LENFANT, C.J.M. Adaptive, Genetic, and Iatrogenic Alterations of the Oxyhemoglobin-dissociation Curve. Anesthesiology, v.37, n.2, p.127-139, 1972.
- 101 SHAPIRO, B.A.; HARRISON, R.A.; WALTON, J.R. Manejo Clínico de los gases sanguíneos, 3ª ed, Buenos Aires, ed Panamericana, Argentina, 1984.
- 102 SIGGARD-ANDERSEN, O.; GARBY, L. The Bohr Effect and the Haldane Effect. Scand J Clin Lab Invest, v.31, n.1, p.1-8, 1973.
- 103 SIGGARD-ANDERSEN, O.; GÆTHGEN, I.H.; WIMBERLEY, P.D.; FOGH-ANDERSEN, N. The oxygen of the arterial blood revised: relevant oxygen parameters for monitoring the arterial oxygen availability. Scand J Clin Lab Invest, v.50, supp.203, p.17-28, 1990.
- 104 SIGGARD-ANDERSEN, O.; WIMBERLEY, P.D.; FOGH-ANDERSEN, N.; GÆTHGEN, I.H. Arterial oxygen status determined with routine pH/blood gas equipment and multi-wavelength hemoximetry: reference values, precision and accuracy. Scand J Clin Lab Invest, v.50, supp.203, p.57-66, 1990.
- 105 SMITH, D.C.; CANNING, J.J.; CRUL, J.F. Pulse oximetry in the recovery room. Anaesthesia, v.44, p. 345-348, 1989.
- 106 SQUIRE, J.R. An instrument for measuring quantity of blood and its degree of oxygenation in web of the hand. Clin Sci, n.4, p.331-339, 1940.

- 107 SZAFLARSKI, N.L. ; COHEN, N.H. Use of pulse oximetry in critically ill adults. *Heart & Lung*, v.18, n.5, p.444-453, 1989.
- 108 TALKE, P. O. Measurement of systolic blood pressure using pulse oximetry during helicopter flight. *Crit Care Med*, v.19, n.7, p.934-937, 1991.
- 109 TAYLOR, M. B.; WHITWAM, J.G. The accuracy of pulse oximeters. *Anaesthesia*, v. 43, p. 229-232, 1988.
- 110 TELES, C.V.M. Oximetria de pulso em terapia intensiva: manuseio e limitações. *Rev Bras Terap Intens*, v.3, n.4, p.93-95, 1991.
- 111 TREMPER, K.K.; BARKER, S.J. Pulse Oximetry. *Anesthesiology*, v.70, p.98-108, 1989.
- 112 TREMPER, K.K.; HUSTSTEDLER, S.M.; BAKER, S.J.; ADAMS, A.L.; WONG, D.H.; ZACCARY, J.; BENIK, K.; LEMONS, V. Accuracy of a pulse oximeter in the critically ill adults effect of temperature and hemodynamics. *Anesthesiology*, v.63, n.3A, p.A175, 1987.
- 113 TULLI, G.; VIGNALI, G.; GUADAGNUCCI, A.; MONDELLO, V. The oxygen status of the arterial blood in the critically ill. *Scand J Lab Invest*, v.50, suppl.203, p.107-118, 1990.
- 114 TYLER, I.L.; TANTISIRA, B.; WINTER, P.M.; MOTOYAMA, E.K. Continuous monitoring of arterial oxygen saturation with pulse oximetry during transfer to the recovery room. *Anesth Analg*, v.64, p.1108-12. 1985.
- 115 VAN SLYKE, D.D.; NEILL, J.M. The determination of gases in blood and other solutions by vacuum extraction and

- manometric measurement. J Biol Chem, v.61, p.523-575. 1924.
- 116 VEGFORS, M.; LENNMARKEN, C. Carboxyhaemoglobinaemia and pulse oximetry. Br J Anaesth, v.66, p.625-626, 1991.
- 117 VEYCKEMANS, F.; BAELE, P.; GUILLAUME J.E.; WILLEMS, E.; ROBERT, A.; CLERBAUX, T. Hyperbilirubinemia does not interfere with hemoglobin saturation measured by pulse oximetry. Anesthesiol, v.70, p.118-122, 1989.
- 118 VILLAR, J.; SLUTSKY, A.S.; HEW, E.; ABERMAN, A. Oxygen transport and oxygen consumption in critically ill patients. Chest, v.98, n.3, p.687-691, 1990.
- 119 WEBB, R.K.; RALSTON, A.C.; RUNCIMAN, W. B. Potencial errors in pulse oximetry. II Effects of changes in saturation and signal quality. Anaesthesia, v.46, p.207-212, 1991.
- 120 WEST, J.B. Fisiologia Respiratória Moderna, 3ª ed, São Paulo, Ed Manole Ltda, 1990.
- 121 WILLIS, N.; CLAPHAM, C.C.; MAPLESON, W.W. Additional blood-gas variables for the rational control of oxygen therapy. Br. J. Anaesth., v.59, p.1160-1170, 1987.
- 122 WILLIS, N. Parameters derived from a computed in vivo oxygen dissociation curve as an aid to oxygen therapy. Scand J Clin Lab Invest, v.50, suppl.203, p.13-16, 1990.
- 123 WOOD, E.H.; GERACI, J.E. Photoelectric determination of arterial oxygen saturation in man. J Lab Clin Med, v. 34, n.3, p.387-400. 1949.
- 124 YELDERMAN, M.; NEW, W. Evaluation of Pulse Oximetry. Anesthesiology, v.62, p.85-87, 1983.

-
- 125 ZANDER, R. The oxygen status of arterial human blood.
Scand J Clin Invest, v.50, suppl.203, p.187-196, 1990.
- 126 ZANDER, R.; MERTZLUFFT, F. Oxygen parameters of blood:
definitions and symbols. Scand J Clin Invest, v.50
suppl.203, p.177-185, 1990.
- 127 ZIJLSTRA, W.G.; OESEBURG, B. Definition and notation of
hemoglobin oxygen saturation. Biomed Eng, v.36, n.8,
p.872, 1989.

ANEXO 1

NOME		Nº de UTD	
SEXO		IDADE	
DIAGN. PRINC.			
PULSAT ^{IM}		SATLITE TRANS TM	
SAT:	PULSO:	SAT:	PULSO:
TEMP:	F.R.:	FiO ₂ :	PAS:
			PAD:
DROGAS VASOATIVAS	TIPO	DOSAGEM	
CO - OXIMETRIA		GASOMETRIA	
%O ₂		PH	
%CO		PCO ₂	
%MET		PO ₂	
VOL O ₂		BE	
Hb		HCO ₃	
		TCO ₂	
HT			