



(19) INSTITUTO NACIONAL
DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
PORTUGAL

(11) *Número de Publicação:* PT 88724 B

(51) *Classificação Internacional:* (Ed. 5)

A61B005/00 A

(12) *FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO*

(22) <i>Data de depósito:</i> 1988.10.10	(73) <i>Titular(es):</i> CRITIKON, INC. 4110 GEORGE ROAD TAMPA, FLORIDA 33634 US
(30) <i>Prioridade:</i> 1987.10.09 US 107138	
(43) <i>Data de publicação do pedido:</i> 1989.07.31	(72) <i>Inventor(es):</i> LAWRENCE TOUREK HERSCH US RICHARD MEDERO US RUSH WINGLOW HOOD, JR. US
(45) <i>Data e BPI da concessão:</i> 06/93 1993.06.21	(74) <i>Mandatário(s):</i> JOÃO DE ARANTES E OLIVEIRA RUA DO PATROCÍNIO 94 1350 LISBOA PT
(54) <i>Epígrafe:</i> SISTEMA DE OXIMETRIA PARA MEDIR O CONTEÚDO DE OXIGÉNIO NO SANGUE ARTERIAL	
(57) <i>Resumo:</i>	

[Fig.]

12

DESCRIÇÃO
DA
PATENTE DE INVENÇÃO

N.º 88 724

REQUERENTE: CRITIKON, INC., norte-americana, estabelecida em 4110 George Road, Tampa, Florida 33634, Estados Unidos da América.

EPÍGRAFE: " SISTEMA DE OXIMETRIA PARA MEDIR O CONTEÚDO DE OXIGÊNIO NO SANGUE ARTERIAL ".

INVENTORES: Lawrence Tourek Hersch, Richard Medero e Rush Winglow Hood.

Reivindicação do direito de prioridade ao abrigo do artigo 4.º da Convenção de Paris de 20 de Março de 1883. Estados Unidos da América em 9 de Outubro de 1987, sob o n.º. 107,138.

Memória descritiva referente à patente de invenção de CRITIKON, INC., norte-americana, industrial e comercial, estabelecida em 4110 George Road, Tampa, Florida 33634, Estados Unidos da América (inventores: Lawrence Tourek Hersch, Richard Medero e Rush Winglow Hood, residentes nos E.U.A.), para, "SISTEMA DE OXIMETRIA PARA MEDIÇÃO CONTEÚDO DE OXIGÉNIO NO SANGUE ARTERIAL".

Memória Descritiva

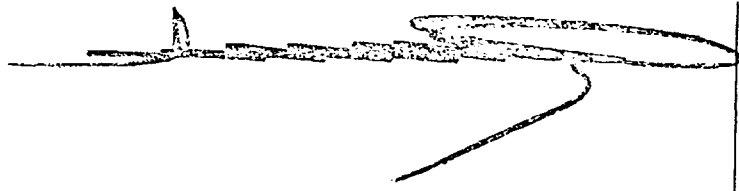
A presente invenção refere-se a sistemas de oximetria e em particular a um sistema de oximetria por impulsos é uma técnica médica não invasiva útil para a medição de alguns estados vasculares. Na prática da técnica faz-se passar luz através de uma parte do corpo do paciente que possua fluxo de sangue arterial. Utiliza-se um sensor para detectar a luz que passa através do corpo e utiliza-se depois as variações na luz detectada para diversos comprimentos de onda para se determinar a saturação do oxigénio arterial e/ou ritmos pulsatórios. Pode calcular-se a saturação em oxigénio utilizando uma forma adequada da equação de absorção clássica conhecida como Lei de Beer.

Na técnica anterior dos sistemas de oximetria produzem-se sinais eléctricos que sejam re-

representativos das transmissões dos dois comprimentos de onda de luz através de tecidos em que exista fluxo de sangue arterial. Estes sinais são fortemente dominados por uma componente essencialmente constante, sendo a componente representativa do fluxo de sangue pulsatório uma componente muito menor. Normaliza-se o sinal recebido fazendo a sua divisão por um nível de sinal médio referido frequentemente como uma componente DC. Efectua-se a normalização de sinais de ambos os comprimentos de onda para proporcionar amostras de sinal em escalas comparada.

Após a normalização é frequente converter as amostras em valores logarítmicos que se utilizam posteriormente para calcular a saturação em oxigénio. As fórmulas utilizadas para calcular a saturação de oxigénio apresentam-se geralmente na forma de um quociente de expansões de termos em série. Estes cálculos são frequentemente complexos, necessitam de muito tempo de execução e exigem uma substancial capacidade de cálculo.

De acordo com os princípios da presente invenção proporciona-se um sistema de oximetria por impulsos simples mas exacto. Os sinais analógicos recebidos a partir da transmissão dos dois comprimentos de onda são controladamente compensados de modo a ocuparem uma porção substancial de domínio de funcionamento dinâmico de um conversor analógico/digital (A/D). Seguidamente os sinais são controlados até se detectar o fim da diástole. Utiliza-se o nível do sinal no fim da diástole como valor de referência em conjunto com os sinais que ocorrem durante a sístole. Utiliza-se a sequência de amostras que ocorrem durante a sístole, para calcular um integral de cada sinal de forma de onda durante o intervalo sistólico e seguidamente faz-se a divisão dos valores do integral pelo correspondente valor de referência. No fim da sístole utilizam-se os dois termos assim calculados para os respectivos comprimentos de onda de luz para se



obter um quociente dos dois termos. Este quociente é o valor indexado, utilizado para acesso a uma tabela interior de referência, após o que é lido e impresso o nível de saturação de oxigênio. Os termos que formam o quociente representam efectivamente o integral de cada forma de onda óptica considerada durante a sístole dividindo-se pelo nível de sinal na transmissão entre a diástole e a sístole.

Referência às figuras:

A figura 1 ilustra na forma de diagrama de blocos um oxímetro por impulsos construído de acordo com os princípios da presente invenção;


A figura 2 ilustra esquematicamente o circuito utilizado para amplificar a forma de onda do sinal pulsatório;

A figura 3 ilustra graficamente o modo de operação do circuito da figura 2;

A figura 4 representa um fluxograma de um programa para computadores utilizado para se determinar a saturação em oxigênio; e

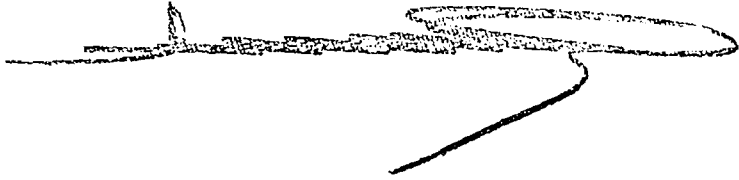
A figura 5 ilustra graficamente o modo de operação do programa para computador da figura 4.

Tomando como referência em primeiro lugar a figura 1, apresenta-se um sistema de oximetria por impulsos construído de acordo com os princípios da presente invenção. Com um condutor adequado ligam-se dois diodos emissores de luz (LEDs) 12 e 14 a um circuito de alimentação 10, o qual alimenta alternadamente os LEDs. Os LEDs transmitem luz em dois comprimentos de onda predeterminados, referidos como vermelho e infraver-



melho (IV), através de tecido que contém fluxo de sangue arterial. A luz transmitida que foi afectada pelo fluxo sanguíneo pulsatório é recebida por fotodíodo 16. O fotodíodo converte os sinais ópticos recebidos em sinais eléctricos os quais são transmitidos por um condutor adequado a um separador de sinal 20. O separador de sinal 20 separa as componentes de sinal da banda de vermelho e de infravermelhos (IV), as quais são depois detectadas por um desmodulador de amplitude 22. O dispositivo eléctrico para efectuar essas funções está descrito mais particularmente no Pedido de Patente dos Estados Unidos com o número (CRK-96) depositado em 8 de Outubro de 1987 com o título "PULSE OXIMETER PLETHYSMOGRAPH SYSTEM".

Os sinais separados da banda do vermelho e do infravermelho (IV) são amplificados por um amplificador 24 e transmitidos para um circuito de compensação 30. O circuito de compensação 30 desvia controladamente os níveis de sinal da banda do vermelho e do infravermelho (IV) de modo que ocupem uma porção significativa da entrada da zona de funcionamento dinâmico de um conversor 32 A/D. O conversor 32 A/D digitaliza os sinais da banda do vermelho e do infravermelho (IV) compensados e não compensados, os quais são depois transmitidos para um processador digital 34. O processador digital 34, adiante descrito com maior pormenor, controla as sucessivas amostras de sinal até se detectar o início da sístole. O pico do sinal na transmissão da diástole para a sístole é armazenado e efectua-se uma integração de cada forma de onda do sinal durante a sístole. Divide-se cada integral pelo seu nível de sinal de pico armazenado e utilizam-se os dois termos resultantes para calcular um quociente, referido como um valor indexado. O valor indexado representa uma medição bastante aceitável do grau de saturação em oxigénio do fluxo de sangue arterial. Utiliza-se o valor indexado para acesso a um valor de saturação de oxigénio correspondente numa tabela interior de referência 36, e



imprime-se este valor numa unidade de visualização 38 como percentagem da saturação de oxigénio.

O circuito de compensação 30 está esquematicamente representado na figura 2. Proporcionam-se dois destes circuitos, um para o sinal da banda de vermelho e outro para o sinal da banda do infravermelho (IV); o circuito para o sinal da banda do infravermelho (IV) está apresentado na figura 2, sendo idêntico ao circuito para o sinal da banda do vermelho. Na figura 2, o sinal IV está ligado capacitivamente por um condensador 40 à entrada de um amplificador 42 de alta impedância, tal como um amplificador FET. Na união do condensador 40 com a entrada do amplificador 42 existe um interruptor 44. O interruptor 44 é aberto e fechado controladamente pelo processador digital 34 para carregar selectivamente o condensador 40 a partir de uma ponte de tensão compensada v_o . Os sinais amplificados produzidos pelo amplificador 42 são ligados ao conversor 32 A/D.

O efeito do circuito de compensação consiste em "amplificar" a componente pulsatória do sinal óptico recebido. O circuito efectua esta função desviando o sinal para um nível apropriado predeterminado, sendo amplificado para ocupar uma porção substancial da zona de funcionamento dinâmico do conversor A/D. A Figura 3 explica o modo como ocorre este desvio. No exemplo da Figura 3, a componente IV (t) do sinal IV pulsatório variável no tempo é vista inicialmente no centro de um intervalo variável desde zero até "saturado". Este é o sinal que aparece na ligação do condensador 40, do interruptor 44 e do amplificador 42. No fim da diástole o sinal IV(t) atinge os picos apresentados em 40. O nível do sinal cai durante a sístole para os níveis indicados em 42, após o que o sinal sobe novamente durante a diástole para o nível de 40. Neste exemplo é desejável aumentar os ciclos 40 de modo que estejam próximos do nível de "satura-

ção" total. A amplificação subsequente do sinal a este nível leva-lo-à a ocupar uma porção substancial da zona de funcionamento dinâmico de um conversor A/D.


Os primeiros ciclos do sinal $IV(t)$ representam a condição para abertura do interruptor 44. Nesse momento o condensador 40 possui uma carga constante e liga o sinal $IV(t)$ ao amplificador. O grau de compensação é estabelecido pela carga do condensador. O processador digital verificará que o nível de sinal é muito baixo, e no momento t_c o interruptor 44 é fechado. A placa direita do condensador 40 é agora carregada pela corrente da fonte de tensão compensada V_0 , obrigando o nível de sinal a subir rapidamente. No momento t_0 o interruptor 44 está aberto e a carga do condensador permanece constante. A entrada do amplificador 42 segue o sinal $IV(t)$, mas a um nível superior. Nos momentos t_c' e t_0' o interruptor 44 está fechado e aberto uma vez mais, desviando o nível de sinal ainda mais para cima. Decorrido o tempo t_0' o sinal à entrada do amplificador 42 continua a seguir o sinal $IV(t)$ até se atingir o pico no fim da diástole conforme representado por 40'. O sinal $IV(t)$ desviado continua a este nível no intervalo desejado "amplificado" até se deteriorar por falta de corrente, a qual é minimizada pela elevada impedância de entrada do amplificador 42. Se devido à falta de corrente o nível de sinal $IV(t)$ se desviar para fora do domínio desejado o interruptor 44 em resposta fecha periodicamente durante a diástole para desviar novamente o sinal. O circuito de compensação alimentará sempre o sinal no domínio desejado, o qual se determina pela escolha da tensão de compensação V_0 . No aspecto preferencial da presente invenção é importante desviar o sinal apenas durante a diástole, uma vez que as medições são efectuadas durante a sístole conforme descrito a seguir.

O processador digital 34 é excita

do pelos valores amostrados dos sinais IV(t) e vermelho (t) para proporcionar um valor indexado representativo da saturação de oxigênio. Num aspecto preferencial o processador digital executa um programa para computador ilustrado pelo fluxograma da figura 4. As amostras dos sinais IV(t) e Vermelho (t) são continuamente controladas até se detectarem os picos de sinal dos sinais não compensados na transição entre a diástole e a sístole. Isto pode ser efectuado calculando continuamente o declive da forma de onda e procurando o ponto de inflexão. No aspecto preferencial, os picos de sinal IV_{pico} e $Vermelho_{pico}$ são calculados localizando as derivadas das respectivas formas de onda do sinal. Estes valores de pico são armazenados e seguidamente inicia-se o processo de integração dos circuitos integradores das formas de onda do sinal. Os integradores das respectivas formas de onda integram cada sinal compensado durante a sístole. A integração reduz os efeitos de ruído, e efectua-se sobre o sinal (compensado) "amplificado" para resolução máxima. O fim da sístole é indicado pelo ponto de inflexão seguinte da forma de onda do sinal, ou por uma variação de sinal da função derivada.

As funções integral $\int IV$ e $\int Vermelho$, efectuadas sobre o intervalo sistólico são combinadas para o cálculo de um valor indexado. Divide-se a função $\int IV$ pelo valor IV_{pico} armazenado e divide-se a função $\int RED$ pelo valor $Vermelho_{pico}$ armazenado. Combina-se num quociente as funções divididas o qual define o valor indexado. Utiliza-se depois o valor indexado para acesso a uma tabela interior de referência 36 onde se encontra o valor correspondente da saturação de oxigênio o qual é depois visualizado.

A tabela de referência interna pode ser gerada empiricamente por aplicação dos LEDs e dos fotodíodos a amostras de tecidos com níveis conhecidos de



saturação de oxigénio. A medida em que varia o nível de saturação de oxigénio registam-se os correspondentes valores indexados e armazenam-se os valores de saturação de oxigénio na Tabela interior de referência correspondentes aos valores indexados.

Tomando como referência a figura 5, ilustra-se o modo de operação do programa para computador da figura 4. (A forma de onda compensada $IV(T)$ atinge o seu valor de pico, IV_{max} , no fim da diástole. A forma de onda Vermelho (t) possui uma configuração idêntica e atinge o seu valor de pico Vermelho_{max} ao mesmo tempo. Por conseguinte a discussão do sinal IV é suficiente para descrever ambas). Uma vez atingido IV_{max} (ou IV_{pico}) o integrador começa a integrar a forma de onda durante a sístole. A amplitude entre cada valor sucessivo IV_1 , IV_2 ,, IV_{n-1} , IV_{min} , considerada no seu ponto respectivo no tempo, e o nível IV_{max} , define o integral da forma de onda que se apresenta como área ponteadada na figura 5. Quando a forma de onda atinge o seu valor mínimo em IV_{min} , o fim da sístole, termina a integração da forma de onda. Seguidamente, a forma de onda sobe de novo durante o intervalo diastólico seguinte.

Uma vez que o sistema não utiliza a informação durante a diástole para os cálculos dos integrais, é durante este período que o processador digital pode activar o circuito de compensação para reposição do nível do sinal.

Demonstra-se que os valores indexados calculados conforme anteriormente referido proporcionam resolução suficiente para uma indicação exacta da saturação de oxigénio.

REIVINDICAÇÕES

- 1ª -

Sistema de oximetria para medir a saturação em oxigénio no sangue caracterizado por se incorporarem:

meios para iluminar o tecido contendo sangue arterial com luz de dois comprimentos de onda;

meios para receber a luz a partir dos referidos meios de iluminação e produzir sinais eléctricos correspondentes dos comprimentos de onda de luz referidos;

meios para medir os picos dos sinais referidos na transição do sangue iluminado de diástole para a sístole;

meios para determinar os valores do integral das formas de onda durante a sístole para se obterem os valores do integral;

meios para combinar os referidos valores do integral e picos de sinal para determinar um valor indexado; e

meios que proporcionam uma indicação da saturação em oxigénio do sangue arterial, em resposta ao referido valor indexado.

- 2ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por os referidos meios receptores incluírem meios que proporcionam componentes de sinal separados representativos da luz de dois comprimentos de onda diferentes, em resposta à luz recebida.

- 3ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 2, caracterizado por os referidos meios receptores incluírem adicionalmente meios desmoduladores que proporcionam sinais eléctricos dos dois comprimentos de onda de

- 9 -

luz, em resposta aos referidos componentes de sinal separados.

- 4ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 3, caracterizado por os referidos meios desmoduladores serem constituídos por um desmodulador de amplitude.

- 5ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por adicionalmente se incorporarem: meios para converter sinais analógicos em sinais digitais, exibindo os referidos meios de conversão uma zona de funcionamento dinâmico à entrada; e meios que possuem uma entrada excitada pelos sinais eléctricos que correspondem aos dois comprimentos de onda de luz referidos e uma saída acoplada à entrada dos referidos meios de conversão, para desviar os níveis dos referidos sinais recebidos para uma porção significativa da referida zona de funcionamento dinâmico à entrada dos referidos meios de conversão.


- 6ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 5, caracterizado por os referidos meios de desvio incluírem uma fonte de tensão de compensação e um condensador que é carregado selectivamente pela fonte de tensão de compensação para desviar os referidos sinais eléctricos.

- 7ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 5, caracterizado por os referidos meios de conversão

- 10 -



serem posteriormente acoplados para receber os referidos sinais eléctricos correspondentes aos dois comprimentos de onda de luz que não tenha sido desviada em amplitude.

- 8ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por os referidos meios de medição serem excitados por sucessivos sinais para a detecção do pico de sinal na transmissão da diástole para a sístole.

- 9ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 8, caracterizado por os referidos meios de medição serem também excitados por sinais sucessivos para a detecção do nível de sinal mínimo no fim da sístole.

- 10ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 9, caracterizado por o funcionamento dos referidos meios de determinar os valores do integral se iniciar em resposta à detecção do referido pico de sinal, pelos meios de medição, e por terminar com a detecção do referido nível de sinal mínimo, pelos referidos meios de medição.

- 11ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 10, caracterizado por se incluir adicionalmente, meios para acumular os valores dos referidos picos de sinal detectados, em resposta aos meios de medição.

- 12ª -

Sistema de acordo com a reivindicação

- 11 -

cação 11, caracterizado por os referidos meios de combinação produzirem um quociente dividindo os referidos valores do integral pelos valores de pico de sinal.

- 13ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 12, caracterizado por os referidos meios de combinação produzirem um primeiro quociente correspondente a um dos comprimentos de onda de luz e um segundo quociente correspondente ao outro comprimento de onda de luz referido.

- 14ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 13, caracterizado por os referidos meios de combinação produzirem um valor indexado dividindo o primeiro quociente pelo segundo quociente referidos.

- 15ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 14, caracterizado por um dos comprimentos de onda de luz referido estar na região dos infravermelhos e o outro comprimento de onda de luz referido estar na região dos vermelhos, correspondendo o primeiro quociente referido aos sinais de luz infravermelhos e correspondendo o segundo quociente referido aos sinais de luz vermelha.

- 16ª -

Sistema de acordo com a reivindicação 14, caracterizado por os referidos meios excitados pelos referidos valores indexados incluírem uma tabela de ficheiro.

- 12 -

- 17a -

Sistema de acordo com a reivindicação 10, caracterizado por os referidos meios produtores de sinais eléctricos incluírem:

meios para desviar os níveis dos referidos sinais eléctricos correspondentes aos dois comprimentos de onda de luz referidos; e

meios para produzir amostras digitalizadas dos referidos sinais recebidos e desviados e dos sinais recebidos que não foram desviados;

em que os referidos meios de medição são excitados pelos referidos sinais, recebidos que não foram desviados e em que os referidos meios de determinação dos valores do integral são excitados pelos sinais que foram recebidos e desviados.

- 18a -

Sistema de acordo com a reivindicação 5, caracterizado por os referidos meios de desvio serem operáveis selectivamente durante o intervalo diastólico.

A requerente declara que o primeiro pedido desta patente foi apresentado nos Estados Unidos da América em 9 de Outubro de 1987, sob o número de série 107,138.

Lisboa, 9 de Outubro de 1988
o AGENTE OFICIAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL.



- 13 -



RESUMO

"SISTEMA DE OXIMETRIA PARA MEDIR O CONTEÚDO DE OXIGÉNIO NO SANGUE ARTERIAL"

A presente invenção refere-se a um sistema de oximetria por impulsos no qual LEDs (dois diodos emissores de luz) de dois comprimentos de onda diferentes iluminam tecidos que contêm fluxos de sangue arterial. Um fotodiodo recebe luz dos LEDs e produz sinais eléctricos que contem componentes pulsatórios. Separam-se os componentes dos dois comprimentos de onda e controlam-se as ondas pulsatórias até se detectarem picos de sinal no fim da diástole.

Determina-se então os valores do integral das formas de onda durante o intervalo sistólico e combinam-se esses valores com os valores de pico do sinal para determinar um valor indexado. Utiliza-se o valor indexado para seleccionar um valor representativo de saturação em oxigénio a partir de uma tabela de ficheiro.

FIG. 1

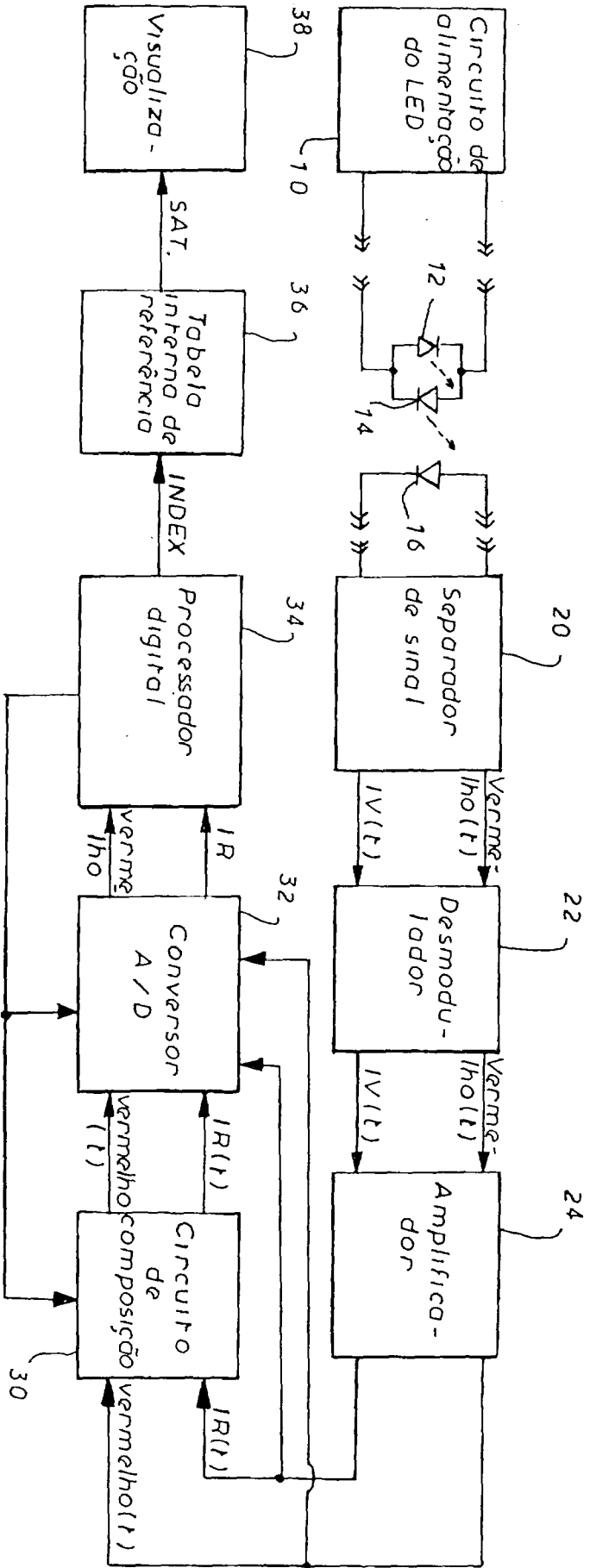
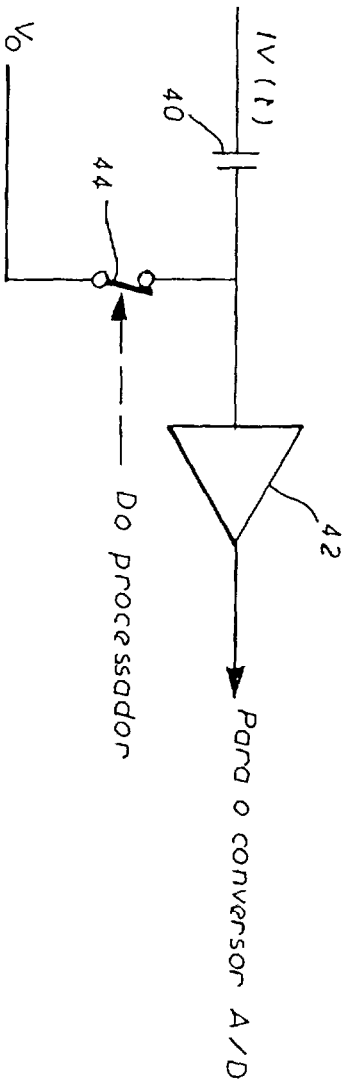
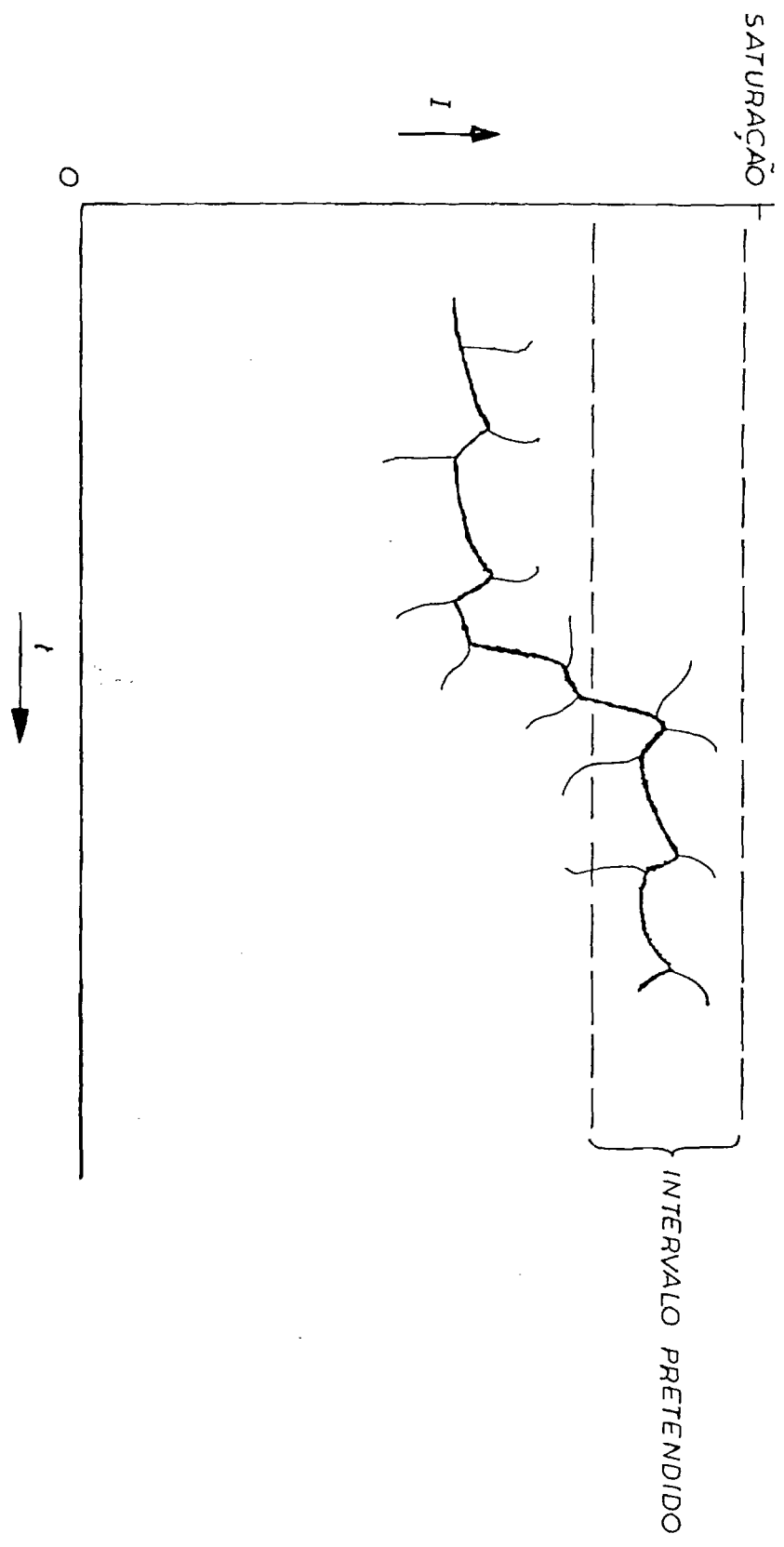


FIG. 2



88724

FIG. 3



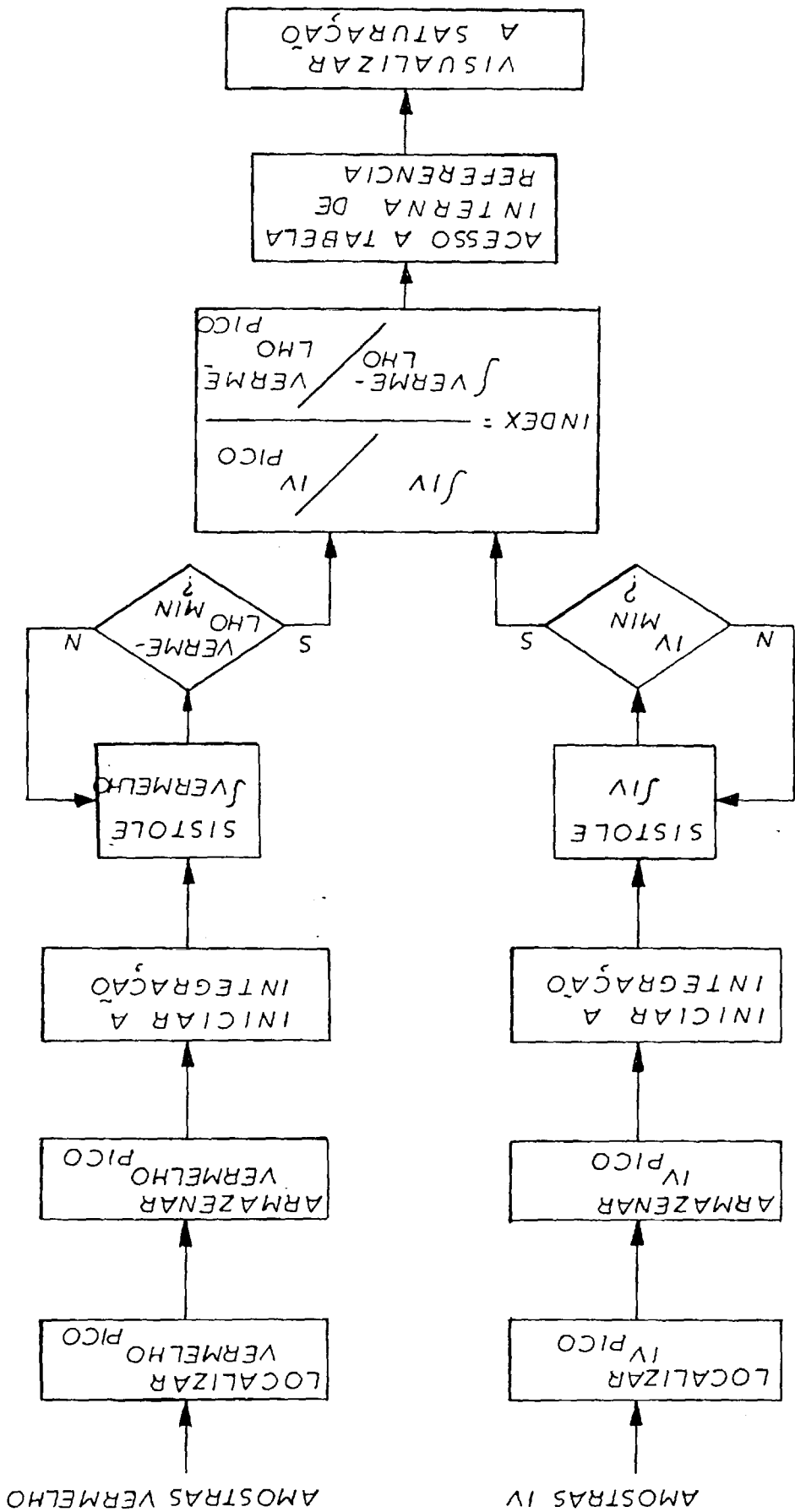


FIG. 4

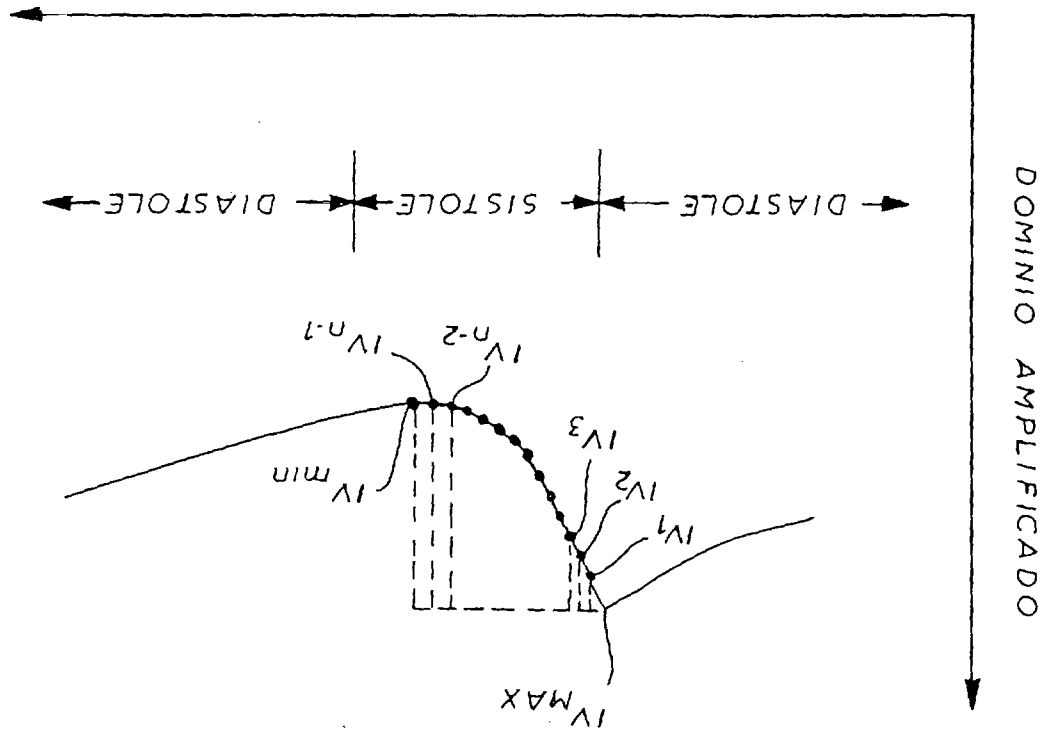


FIG. 5