

República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria
e do Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

(21) **PI0621380-4 A2**

(22) Data de Depósito: 11/12/2006
(43) Data da Publicação: 06/12/2011
(RPI 2135)



(51) *Int.Cl.:*

A61B 1/00
A61B 1/04
G06T 1/00
G06T 5/20
H04N 9/04

(54) **Título:** APARELHO DE OBSERVAÇÃO DE CORPO VIVO

(30) **Prioridade Unionista:** 03/03/2006 JP 2006-058711

(73) **Titular(es):** Olympus Medical Systems Corp.

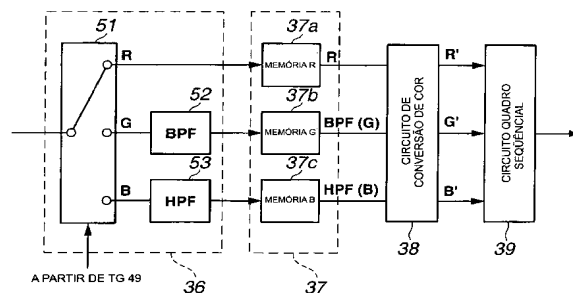
(72) **Inventor(es):** Kazuhiro Gono, Kenji Yamazaki

(74) **Procurador(es):** Dannemann, Siemsen, Bigler & Ipanema Moreira

(86) **Pedido Internacional:** PCT JP2006324681 de 11/12/2006

(87) **Publicação Internacional:** WO 2007/099681de
07/09/2007

(57) **Resumo:** APARELHO DE OBSERVAÇÃO DE CORPO VIVO. A presente invenção refere-se a uma luz de uma lâmpada 11 que passa através dos filtros R, G e B de um filtro rotativo 14 e se transforma em luzes de iluminação sequenciais por quando R, G e B de banda larga. As luzes são aplicadas em uma membrana mucosa viva em uma cavidade corporal através de um endoscópio eletrônico 2 e a captura de imagem sequencial é realizada por um CCD 25. Os sinais de saída do CCD 25 são sequencialmente comutados por um seletor em um circuito de filtro 36. Um sinal R, um sinal G e um sinal B passam através do circuito de filtro 36 através de nenhum meio, um BPF e um HPF, respectivamente e, são separados nos componentes de sinal que correspondem aos componentes de frequência espacial das estruturas de membrana mucosa viva. A separação leva à geração de sinais de imagem de uma imagem que permite a fácil identificação das estruturas de membrana mucosa viva.





PI0621380-4

**Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "APARELHO
DE OBSERVAÇÃO DE CORPO VIVO".**

Campo da Técnica

5 A presente invenção refere-se a um aparelho de observação de corpo vivo, tal como um aparelho de endoscopia que observa uma membrana mucosa viva, por exemplo, em uma cavidade corporal.

Técnica Antecedente

10 Os aparelhos de endoscopia que têm um endoscópio, um dispositivo de fonte de luz e similares têm sido, de maneira convencional, amplamente usados no campo médico, etc.

No campo médico, por exemplo, apresenta-se uma observação normal para a irradiação de um indivíduo, tal como uma membrana mucosa em um corpo vivo com luz branca e a captura de uma imagem do indivíduo que é substancialmente similar à observação a olho nu, assim como a ob-
15 servação de luz de banda estreita (NBI: Imagem de Banda Estreita) que é capaz de capturar uma imagem de um vaso sanguíneo de uma camada de membrana mucosa superficial em um corpo vivo com contraste melhor que a observação normal através da irradiação do indivíduo com luz de banda estreita que consiste em uma luz que tem uma banda mais estreita que a irra-
20 diação de luz em observação normal e na observação do indivíduo está disponível para um aparelho de endoscopia. Um primeiro exemplo convencional de um aparelho que realiza a imagem de banda estreita é a Publicação de Pedido de Patente Japonesa aberta à inspeção pública número 2002-095635.

25 Para se obter a luz de banda estreita usada na imagem de banda estreita descrita acima, uma banda de luz de iluminação precisa ser reduzida. Por este motivo, é necessário reduzir a luz de iluminação, por exemplo, inserindo-se um filtro na luz de iluminação de banda larga usada na normal observação.

30 Em contrapartida, a Publicação de Pedido de Patente Japonesa aberta à inspeção pública número 2003-93336 como um segundo exemplo convencional apresenta um aparelho de endoscopia de luz de banda estreita

que obtém informações sobre tecido em uma profundidade desejada de um tecido vivo conduzindo-se um processamento de sinal em um sinal de imagem obtido que usa a luz de iluminação normal gerando, deste modo, uma imagem espectral distinta.

5 O segundo exemplo convencional descrito acima sofre de uma desvantagem que complica a configuração, por exemplo, pelo fato de que é necessário realizar um controle de quantidade de luz, de modo que um sinal de captura de imagem não fique saturado, além do processamento de avaliação para obter uma imagem espectral.

10 A presente invenção foi produzida levando em consideração os pontos descritos acima e tem como seu objetivo proporcionar um aparelho de observação de corpo vivo que gera sinais de imagem de uma imagem que permite a fácil identificação das estruturas do corpo vivo, tais como as estruturas de membrana mucosa em um lado de camada superficial e em
15 um lado de camada profunda com uma configuração simples.

Descrição da Invenção

Meios para Solucionar o Problema

Um aparelho de observação de corpo vivo de acordo com a presente invenção inclui um meio de processamento de sinal capaz de realizar
20 o processamento de sinal em um sinal de saída de um dispositivo de captura de imagem que captura uma imagem sob a luz de iluminação de banda larga que será aplicada em um corpo vivo e produzir um sinal de imagem gerado para um lado do dispositivo de exibição, sendo que o meio de processamento de sinal inclui um meio de separação para separar o sinal de saída em um
25 componente de frequência espacial que corresponde a uma estrutura do corpo vivo.

Breve Descrição dos Desenhos

A figura 1 é um diagrama em bloco que mostra uma configuração total de um aparelho de endoscopia de acordo com uma primeira modalidade da presente invenção.
30

A figura 2 é uma vista que mostra uma configuração de filtro rotativo.

A figura 3 é um gráfico que mostra características espectrais dos filtros R, G e B proporcionados no filtro rotativo.

A figura 4 é um diagrama em bloco que mostra uma configuração de um circuito de filtro e adjacências.

5 A figura 5 é um gráfico que mostra uma característica de frequência de um BPF que constitui o circuito de filtro.

figura 6 é um gráfico que mostra a característica de frequência de um HPF que constitui o circuito de filtro.

10 A figura 7 é um gráfico que mostra características de entrada-saída de um conjunto de circuito de correção γ em um segundo modo de observação.

A figura 8 é um gráfico que explica o funcionamento quando o BPF na figura 5 é usado.

15 A figura 9 é um gráfico que explica o funcionamento quando o HPF na figura 6 é usado.

A figura 10 é um diagrama em bloco que mostra uma configuração total de um aparelho de endoscopia de acordo com uma segunda modalidade da presente invenção.

20 A figura 11 é um diagrama em bloco que mostra uma configuração de uma parte de transformada de ondaleta de acordo com uma terceira modalidade da presente invenção.

A figura 12 é um gráfico que mostra um exemplo de uma configuração de coeficientes de transformada de nível de decomposição 2 obtidos por uma transformada de ondaleta bidimensional distinta.

25 A figura 13 é um diagrama em bloco que mostra uma configuração de uma parte de transformada de ondaleta de acordo com uma modificação.

Melhor Modo para Realizar a Invenção

30 As modalidades da presente invenção serão descritas abaixo com referência aos desenhos.

Primeira Modalidade

As figuras 1 a 9 se referem a uma primeira modalidade da pre-

sente invenção. A figura 1 é um diagrama que mostra uma configuração total de um aparelho de endoscopia de acordo com a primeira modalidade da presente invenção. A figura 2 é uma vista que mostra uma configuração de um filtro rotativo. A figura 3 é um gráfico que mostra as características espectrais dos filtros R, G e B proporcionados no filtro rotativo. A figura 4 é um diagrama que mostra uma configuração de um circuito de filtro e adjacências.

A figura 5 é um gráfico que mostra uma característica de frequência de um BPF que constitui o circuito de filtro. A figura 6 é um gráfico que mostra uma característica de frequência de um HPF que constitui o circuito de filtro. A figura 7 é um gráfico que mostra características de entrada-saída de um conjunto de circuito de correção γ em um segundo modo de observação. A figura 8 é um gráfico que explica o funcionamento quando o BPF na figura 5 é usado. A figura 9 é um gráfico que explica o funcionamento quando o HPF na figura 6 é usado.

Conforme mostrado na figura 1, um aparelho de endoscopia 1 como o da primeira modalidade de um aparelho de observação de corpo vivo de acordo com a presente invenção inclui: um endoscópio eletrônico 2 que é inserido em uma cavidade corporal e captura uma imagem de um indivíduo, tal como um tecido vivo e produz a imagem como um sinal de captura de imagem na cavidade corporal; um dispositivo de fonte de luz 3 para fornecer o endoscópio eletrônico 2 com uma luz de iluminação de banda larga para iluminar o lado do indivíduo; um processador de vídeo 4 como o meio de processamento de sinal para gerar um sinal de vídeo como um sinal de imagem (também referido como um sinal biomédico) acionando-se o meio de captura de imagem incorporado no endoscópio eletrônico 2; e um monitor 5 como um dispositivo de exibição que exibe uma imagem de um indivíduo na base de um sinal de vídeo produzido a partir do processador de vídeo 4.

O endoscópio eletrônico 2 tem uma parte de inserção alongada 7 que será inserida em uma cavidade corporal e uma parte de operação 8 é proporcionada em uma extremidade posterior da parte de inserção 7. Um guia de luz 9 para transmitir luz de iluminação é inserido na parte de inser-

ção 7 e uma extremidade posterior (extremidade proximal) do guia de luz 9 é conectada de maneira separável ao dispositivo de fonte de luz 3.

O dispositivo de fonte de luz 3 inclui uma lâmpada 11, tal como uma xênon que gera luz de iluminação de banda larga que cobre uma região visível mediante o fornecimento de energia de iluminação a partir de um circuito de iluminação por lâmpada 10, um filtro de corte de onda de calor 12 que corta uma onda de calor na luz de iluminação, um dispositivo de abertura 13 que limita a quantidade de luz de iluminação que passa através do filtro de onda de calor 12, um filtro rotativo 14 que converte a luz de iluminação em luz de quadro seqüencial, uma lente condensadora 15 que condensa e fornece a luz de quadro seqüencial que passou através do filtro rotativo 14 em uma superfície incidente do guia de luz 9 disposta no endoscópio eletrônico 2 e um circuito de controle 16 que controla a rotação do filtro rotativo 14.

Conforme mostrado na figura 2, o filtro rotativo 14 é dotado de três filtros, um filtro R 14R, um filtro G 14G e um filtro B 14B, que transmite, ao longo de uma banda larga, luzes com comprimentos de onda vermelho (R), verde (G) e azul (B), respectivamente, que são dispostos em um formato de leque em uma direção circunferencial de um disco.

A figura 3 é uma vista que mostra as características de transmissão espectral do filtro R 14R, filtro G 14G e filtro B 14B. O filtro R 14R, filtro G 14G e filtro B 14B têm as propriedades para transmitir luzes das faixas de comprimento de onda R, G e B, respectivamente, ao longo de uma banda larga.

O filtro rotativo 14 é girado em uma velocidade rotacional predefinida por um motor 17 que é controlado por acionamento através do circuito de controle 16. O filtro rotativo 14 é girado para colocar, de modo seqüencial, o filtro R 14R, o filtro G 14G e o filtro B 14B em uma trajetória óptica de iluminação, de modo que as luzes R, G e B seja seqüencialmente condensadas e lançadas na superfície incidente do guia de luz 9 através da lente condensadora 15.

A luz de iluminação transmitida pelo guia de luz 9 é irradiada em um lado de tecido de cavidade corporal através de uma lente de iluminação

23 que é fixada a uma janela de iluminação de uma parte de extremidade distal 22 da parte de inserção 7.

Uma lente objetiva 24 é fixada em uma janela de observação que é proporcionada adjacente à janela de iluminação. Em uma posição de
5 formação de imagem da lente objetiva 24, um dispositivo de carga acoplada (daqui por diante abreviado como CCD) 25 é colocado como um dispositivo de captura de imagem. O CCD 25 converte, de modo fotoelétrico, uma imagem óptica formada pela lente objetiva 24.

O CCD 25 é conectado a um driver CCD 29 e a um pré-
10 amplificador 30 no processador de vídeo 4 através das linhas de sinal 26. Note que as linhas de sinal 26 são, na verdade, conectadas de maneira separável, ao processador de vídeo 4 através dos conectores (não mostrado).

O CCD 25 é aplicado por acionamento com um sinal de acionamento de CCD a partir do acionador CCD 29. Um sinal de captura de ima-
15 gem obtido a partir da conversão fotoelétrica é amplificado pelo pré-amplificador 30 e, então, lançado em um circuito conversor A/D 32 e um circuito de controle de luz 33 através de um circuito de processo 31 que realiza amostragem dupla com correlação (CDS), remoção de ruído e similar.

O sinal de captura de imagem é convertido a partir de um sinal
20 analógico em um sinal digital através do circuito conversor A/D 32, o sinal digital é submetido a um processamento de equilíbrio branco através de um circuito de equilíbrio branco 34. O sinal resultante é, então, amplificado em um nível predeterminado por um circuito de controle de ganho automático (daqui por diante abreviado como um circuito AGC) 35.

25 Note que, na presente modalidade, a operação de escurecimento na quantidade de luz de iluminação através do dispositivo de abertura 13 do dispositivo de fonte de luz 3 é realizada em detrimento da operação do circuito AGC 35 e, após uma abertura do dispositivo de abertura 13 atingir um estado aberto, o circuito AGC 35 realiza uma operação de amplificação
30 do sinal na base de informação sobre o estado aberto para aumentar um nível de sinal insuficiente.

O circuito de controle de luz 33 gera, com base no sinal de saída

do circuito de processo 31, um sinal de controle de luz para controlar a quantidade de luz de iluminação em uma quantidade apropriada ajustando-se um valor de abertura do dispositivo de abertura 13 do dispositivo de fonte de luz 3.

5 O dado produzido a partir do circuito AGC descrito acima 35 é lançado em um circuito de filtro 36 que forma o meio de separação na presente modalidade e para um circuito de correção γ 41 através de um comutador seletor 40.

O endoscópio eletrônico 2 é dotado de um comutador de alteração de modo 20 que é operado por um cirurgião ou similar para permitir a observação selecionada entre, por exemplo, dois modos de observação, um primeiro modo de observação que serve como um modo de observação normal e um segundo modo de observação que serve como um modo de observação aprimorado de membrana mucosa para a observação aprimorada de uma estrutura de uma membrana mucosa viva.

Uma instrução para comutação entre os modos de observação dados pelo comutador de alteração de modo 20 é lançada em um circuito de comutação de modo 21 do processador de vídeo 4. Em resposta à instrução de comutação de modo de observação, o circuito de comutação de modo 21 inverte o comutador seletor 40 e envia um sinal de comutação de modo para um gerador de tempo 49.

Note que o comutador de alteração de modo 20 pode não ser proporcionado no endoscópio eletrônico 2. Por exemplo, o comutador de alteração de modo 20 pode ser proporcionado em um painel frontal (não mostrado) do processador de vídeo 4 ou pode ser configurado como uma tecla predeterminada de um teclado (não mostrado) conectável ao processador de vídeo 4.

Em resposta à operação do comutador de alteração de modo 20, o comutador seletor 40 seleciona um contato no primeiro modo de observação que corresponde à observação normal e um contato b no segundo modo de observação, na base da instrução de comutação de modo de observação produzido através do circuito de comutação de modo 21.

Deste modo, se o segundo modo de observação for selecionado, um sinal de saída do circuito AGC 35 é passado através do circuito de filtro 36, processado por um circuito de sincronização 37, um circuito de conversão de cor 38 e um circuito de quadro seqüencial 39 e, então, lançado para o circuito de correção γ 41 através do comutador seletor 40. O circuito de filtro 36, aqui, serve como um meio de separação para separar e extrair as estruturas principais de um corpo vivo que serve como um objeto a ser observado, mais particularmente, componentes de frequência espacial de uma estrutura de membrana mucosa fina e uma estrutura de membrana mucosa grossa.

O circuito de filtro 36 inclui um seletor 51 que é invertido por um sinal de tempo a partir do gerador de tempo 49, um filtro passa-banda (daqui por diante abreviado como um BPF) 52 e um filtro passa-alta (daqui por diante abreviado como um HPF) 53 com características de frequência ajustadas que permitem a separação e extração de componentes de frequência espacial que correspondem as estruturas de membrana mucosa principais de um corpo vivo, conforme mostrado na figura 4.

Conforme mostrado na figura 4, o seletor 51 é invertido pelo gerador de tempo 49 no momento em que os sinais de banda larga R, G e B são lançados no circuito de filtro 36 de uma maneira quadro seqüencial.

Um sinal R é armazenado em uma memória R 37a do circuito de sincronização 37, um sinal G é armazenado em uma memória G 37b através do BPF 52 e um sinal B é armazenado em uma memória B 37c através do HPF 53.

Ou seja, um sinal R é diretamente armazenado na memória R 37a, um sinal G é processado por filtro através do BPF 52 e é armazenado na memória G 37b e um sinal B é processado por filtro através do HPF 53 e é armazenado na memória B 37c.

Neste caso, o BPF 52 é ajustado para ter uma característica de filtro (característica de frequência) que amplifica um componente de frequência em uma banda de frequência intermediária ou baixa F_a , de modo que uma amplitude do componente de frequência seja maior que 1 e supri-

ma uma banda de frequência alta F_b , conforme mostrado na figura 5. O HPF 53 é ajustado para ter uma característica de filtro que amplifica um componente de frequência em uma banda de frequência alta F_c , de modo que uma amplitude do componente de frequência seja maior que 1, conforme mostrado na figura 6. Note que o BPF 52 e o HPF 53 são ajustados para não alterar o valor de um componente DC. Especificamente, o BPF 52 e o HPF 53 são ajustados de modo que a amplitude de um componente DC seja 1.

O circuito de filtro 36 que constitui o meio de separação na presente modalidade separa uma estrutura de membrana mucosa fina e uma estrutura de membrana mucosa grossa em um corpo vivo umas das outras. Para facilitar a identificação das estruturas, as mesmas são submetidas ao processamento de conversão de contraste no circuito de correção γ 41

As partes de dados de sinal de R, G e B respectivamente armazenadas nas memórias R, G e B 37a, 37b e 37c do circuito de sincronização descrito acima 37 são simultaneamente lidas para produzirem os sinais sincronizados R, G e B. Os sinais R, G e B são lançados no circuito de conversão de cor 38 que serve como meio de ajuste de cor são convertidos em cores. Note que, uma vez que os sinais G e B passaram por processos de filtro através do BPF 52 e do HPF 53, respectivamente, conforme mostrado na figura 4, os sinais G e B são denotados por BPF(G) e HPF(B).

O circuito de conversão de cor 38 converte em cor as partes de informações sincronizadas sobre imagem, R, BPF(G) e HPF(B) que usam uma matriz 3×3 . As partes de informações sobre imagem são submetidas ao processamento de conversão de cor, de modo que uma parte estrutural fina em um lado de camada superficial e uma parte estrutural grossa em um lado de camada profunda de uma membrana mucosa seja exibida em tons diferentes. Tal processamento de conversão de cor faz com que as estruturas de membrana mucosa separadas sejam exibidas em tons diferentes, facilitando a identificação da parte estrutural fina em um lado de camada superficial de uma membrana mucosa e uma parte estrutural grossa em um lado de camada profunda da mesma.

Uma equação de conversão para conversão de cor de R,

BPF(G) e HPF(B) em R', G' e B' neste caso é dada pela seguinte fórmula 1 que usa uma matriz 3×3 K:

[Fórmula 1]

$$\begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = K \begin{pmatrix} R \\ BPF(G) \\ HPF(B) \end{pmatrix} \quad \text{Fórmula (1)}$$

$$K = \begin{pmatrix} 0 & m1 & 0 \\ 0 & 0 & m2 \\ 0 & 0 & m3 \end{pmatrix}$$

A matriz K é composta, por exemplo, por três elementos reais m1 a m3 (os outros elementos são 0). O uso de uma equação de conversão como a Fórmula 1 aumenta os pesos (razões) dos sinais de cor BPF(G) e HPF(B) dos sinais de cor R, BPF(G) e HPF(B). No exemplo, o sinal de cor R que tem um comprimento de onda longo é suprimido.

Os sinais de saída do circuito de conversão de cor 38 (embora os sinais tenham sido convertidos em sinais denotados por R', G' e B', uma descrição a seguir será fornecida usando R, G e B por motivo de simplicidade exceto em casos confusos) são lançados no circuito de quadro seqüencial 39.

O circuito de quadro seqüencial 39 é composto por memórias de quadro. O circuito de quadro seqüencial 39 lê seqüencialmente os dados de imagem R, G e B simultaneamente armazenados como imagens de componente de cor convertendo, assim, as imagens de componentes de cor em dados de imagem de quadro seqüencial. Os dados de imagem de quadro seqüenciais R, G e B são passados através do comutador seletor 40 e, então, submetidos à correção γ através do circuito de correção γ 41.

O circuito de correção γ 41 inclui dentro do mesmo, por exemplo, uma tabela γ que armazena as características de entrada-saída para a correção γ , que é comutada através do gerador de tempo 49.

No primeiro modo de observação, o circuito de correção γ 41 é ajustado para ter uma característica de entrada-saída para realizar a correção γ comum nos sinais R, G e B lançados de uma maneira quadro seqüencial. No segundo modo de observação, as características de entrada-saída

para a correção γ são comutadas através de cada um dos sinais R, G e B lançados de uma maneira quadro seqüencial.

Mais especificamente, o circuito de correção γ 41 realiza um processamento de conversão de contraste conforme exposto a seguir. Para um
 5 sinal R, o circuito de correção γ 41 é ajustado para ter uma característica de entrada-saída gama1 indicada por uma linha cheia na figura 7. Para os sinais G e B que reproduzem as informações de estrutura fina de uma camada de membrana mucosa superficial melhor que o sinal R, o circuito de correção γ 41 é ajustado para ter uma característica de entrada-saída gama2 in-
 10 dicada por uma linha pontilhada na figura 7.

A característica de entrada-saída gama2 é ajustada para ter uma saída menor que a característica de entrada-saída gama1 em uma faixa de pequenas entradas e tem uma saída maior que a característica de entrada-saída gama1 em uma faixa de grandes entradas.

15 O circuito de correção γ 41 realiza a correção γ nos sinais G e B com uma característica de entrada-saída, conforme descrita acima, permitindo, assim, o aumento no contraste de informações sobre estrutura de membrana mucosa fina que serão reproduzidas pelos sinais de imagem.

Estes sinais que passaram pela correção γ através do circuito de
 20 correção γ 41 são submetidos ao aumento de processamento de interpolação por ampliação através de um circuito de ampliação 42 e, então, lançados em um circuito de aumento 43.

Aqueles sinais processados pelo circuito de ampliação 42 são submetidos ao aumento de estrutura ou aumento de borda através do circui-
 25 to de aumento 43 e, então, lançados em um circuito de sincronização 45 através de um seletor 44. O circuito de sincronização 45 é formado por três memórias 45a, 45b e 45c.

Os dados de imagem R, G e B sincronizados pelo circuito de sincronização 45 são lançados em um circuito de processamento de imagem
 30 46 para passarem por um processamento de imagem, tal como a correção de mudança de cor de imagem em movimento e, então, lançados nos circuitos conversores D/A 47a, 47b e 47c. Os dados de imagem R, G e B lança-

dos nos circuitos conversores D/A 47a, 47b e 47c são convertidos em sinais de vídeo ou sinais de imagem analógicos (sinais biomédicos em um senso amplo) através dos circuitos conversores D/A 47a, 47b e 47c e então, lançados no monitor 5 como um dispositivo de exibição. O monitor 5 exibe uma
5 imagem endoscópica que corresponde aos sinais de vídeo lançados. O gerador de tempo 49 é proporcionado no processador de vídeo 4. O gerador de tempo 49 é lançado com um sinal de sincronização em sincronismo com a rotação do filtro rotativo 14 do circuito de controle 16 do dispositivo de fonte de luz 3. Em resposta, o gerador de tempo 49 produz diversos tipos de si-
10 nais de tempo em sincronismo com o sinal de sincronização para os circuitos descritos acima.

O circuito de controle de luz 33 controla o dispositivo de abertura 13 do dispositivo de fonte de luz 3 controlando, assim, a quantidade de luz de iluminação, a fim de obter uma imagem com um brilho apropriado para a
15 observação.

O trabalho do aparelho de endoscopia 1, de acordo com a presente modalidade, com a configuração descrita acima será descrito agora.

Primeiro, um cirurgião ou similar conecta o endoscópio eletrônico 2 ao dispositivo de fonte de luz 3 e ao processador de vídeo 4, conforme
20 mostrado na figura 1, e liga o mesmo. O cirurgião ou similar insere o endoscópio eletrônico 2 em uma cavidade corporal e observa um tecido vivo de uma parte a ser observada na cavidade corporal. As partes do aparelho de endoscopia 1 são inicialmente ajustadas, por exemplo, no primeiro modo de observação como observação normal.

25 Quando o filtro rotativo 14 é girado em uma velocidade constante em uma trajetória óptica da luz de iluminação, as luzes de iluminação R, G e B são condensadas através da lente condensadora 15 e tornam-se incidentes no guia de luz 9. As luzes de iluminação de banda larga R, G e B, conforme mostradas na figura 3, são irradiadas a partir de uma superfície
30 de extremidade distal do guia de luz 9, passando através da lente de iluminação 23 e seqüencialmente aplicadas no tecido vivo.

O CCD 25 captura uma imagem de tecido vivo sob as luzes de

iluminação de banda larga R, G e B. O CCD 25 converte fotoeletricamente a imagem capturada e os sinais de saída CCD resultantes são amplificados pelo pré-amplificador 30 no processador de vídeo 4. Um circuito CDS no circuito de processo 31, então, extrai os componentes de sinal dos sinais de saída CCD. Os sinais de saída do circuito de processo 31 são convertidos em sinais digitais através do circuito conversor A/D 32. Os sinais digitais passam através do circuito de equilíbrio branco 34 e do circuito AGC 35 (no primeiro modo de observação, conforme descrito acima) e, então, são lançados a partir do comutador seletor 40 para o circuito de correção γ 41.

Os sinais de saída do comutador seletor 40 são submetidos à correção γ através do circuito de correção γ 41, para aumentar o processamento de interpolação por ampliação através do circuito de ampliação 42, e, então, para aumentar a estrutura ou a borda através do circuito de aumento 43. Os sinais resultantes são, então, lançados no circuito de sincronização 45 através do seletor 44. Os dados de imagem sincronizados através do circuito de sincronização 45 são submetidos aos processos de imagem, tal como a correção de mudança de cor de imagem em movimento através do circuito de processamento de imagem 46. Os dados processados são em seguida convertidos em sinais de vídeo analógicos através dos circuitos conversores D/A 47a, 47b e 47c e, então, produzidos para o monitor 5. O monitor 5 exibe uma imagem endoscópica que corresponde aos sinais de vídeo lançados.

Como um resultado, no primeiro modo de observação, uma imagem de cor normal formada através da luz de iluminação em uma região visível é exibida no monitor 5.

Entretanto, se o comutador de alteração de modo 20 do endoscópio eletrônico 2 for operado para fornecer uma instrução para trocar para o segundo modo de observação, um sinal, de acordo com a instrução de comutação, é lançado no circuito de comutação de modo 21 do processador de vídeo 4.

O circuito de comutação de modo 21 envia para o gerador de tempo 49 uma conclusão de confirmação de sinal de comutação de modo da

instrução de comutação para o segundo modo de observação e inverte o comutador seletor 40, de modo que o contato b fique LIGADO.

Conforme mostrado na figura 4, o gerador de tempo 49 inverte seqüencialmente o seletor 51 no momento em que os sinais de banda larga
5 R, G e B são lançados no circuito de filtro 36. Neste caso, um sinal R passa através do circuito de filtro 36 sem ser processado por filtro e é armazenado na memória R 37a do circuito de sincronização 37.

Em contrapartida, um componente de freqüência na banda de freqüência baixa e intermediária Fa é extraído (separado) do sinal G pelo
10 BPF 52 ajustado para ter uma característica de freqüência, conforme mostrada na figura 5, que suprima a banda de freqüência alta Fb e amplifique a banda de freqüência baixa e intermediária Fa.

Além disso, um componente de freqüência na banda de freqüência alta Fc é extraído (separado) do sinal B pelo HPF 53 ajustado para
15 ter uma característica, conforme mostrada na figura 6, que amplifique a banda de freqüência alta Fc.

Deste modo, o BPF 52 e HPF 53 do circuito de filtro 36 são ajustados para ter características de separação de freqüência para separar e extrair componentes de freqüência espacial que correspondem a uma estrutura em um lado de camada superficial e uma estrutura em um lado situado
20 mais profundamente que a camada superficial de uma membrana mucosa viva (por exemplo, estruturas de fluxo sangüíneo) e características que permitam a fácil identificação dos sinais de geração de estruturas. O BPF 52 e HPF 53 geram um sinal que aumenta a visibilidade das estruturas, conforme
25 descrito abaixo.

A figura 8 é um gráfico que explica a separação e extração de um componente de sinal G similar a um sinal G obtido pela captura de imagem sob a luz de iluminação G de banda estreita que usa o BPF 52 na figura 5.

30 O trapezóide na figura 8 representa a luz de iluminação G de banda larga. A banda próxima ao centro da luz de iluminação G é limitada para incluir uma faixa de comprimento de onda G0 adequada para obter uma

estrutura de membrana mucosa grossa, uma faixa de comprimento de onda curta Ga mais próxima a um lado de comprimento de onda curta que a faixa de comprimento de onda G0 e uma faixa de comprimento de onda longa Gb mais próxima a um lado de comprimento de onda longa que a faixa de comprimento de onda G0. A absorbância de hemoglobina é baixa na faixa de comprimento de onda curta Ga. O contraste de uma figura de vaso sangüíneo ou similar torna-se baixo comparado à faixa de comprimento de onda G0 em um sinal G obtido a partir da captura de imagem através do CCD 25, embora contribua com a geração de uma imagem que representa uma estrutura de membrana mucosa fina de uma camada rasa (camada superficial).

Esta estrutura de membrana mucosa fina aparece como os componentes de frequência alta. Portanto, ajustar a característica do BPF 52 àquela que suprime um lado de frequência alta suprime a reprodução da estrutura de membrana mucosa fina.

Embora uma faixa de comprimento de onda longa Gb reproduza informações de uma camada mais profunda que a faixa de comprimento de onda G0, muitas das informações servem para uma estrutura de um vaso sangüíneo grande em uma camada profunda. Deste modo, é concebível que as informações não sejam muito diferentes das informações reproduzidas pela faixa de comprimento de onda adjacente G0. De preferência, a faixa de comprimento de onda longa Gb tem uma absorbância de hemoglobina mais baixa e, portanto, um contraste mais baixo que a faixa de comprimento de onda G0. Conseqüentemente, quando as informações sobre imagem da faixa de comprimento de onda longa Gb e as informações sobre imagem de contraste alto reproduzidas pela faixa de comprimento de onda G0 são sobrepostas umas às outras e calculados, o contraste total é reduzido.

Por este motivo, se uma característica de frequência do BPF 52 for ajustada em uma característica de frequência, conforme mostrado na figura 5, que aumente o contraste de um componente de frequência nas faixas baixa e intermediária, um sinal como um componente de frequência nas faixas baixa e intermediária pode ser extraído de maneira amplificada. Conseqüentemente, os componentes de sinal G que correspondem a uma ima-

gem de uma estrutura de membrana mucosa grossa em um lado de camada profunda são obtidos.

A figura 9 é um gráfico que explica a extração de um componente de sinal B similar a um sinal B obtido através da captura de imagem sob a luz de iluminação B de banda estreita que usa o HPF 53 na figura 6.

O trapezóide na figura 9 representa a luz de iluminação B de banda larga. A luz de iluminação B é limitada por banda em uma banda estreita e inclui uma faixa de comprimento de onda B0 adequada para obter uma estrutura de membrana mucosa fina e uma faixa de comprimento de onda longa Ba mais próxima a um lado de comprimento de onda longo que a faixa de comprimento de onda B0. Uma vez que a faixa de comprimento de onda longa Ba tem comprimentos de onda mais longos que a faixa de comprimento de onda B0, a faixa de comprimento de onda longa Ba contribui com a reprodução de informações de uma membrana mucosa levemente mais profunda que a faixa de comprimento de onda B0.

Os dados de imagem B obtidos a partir da faixa de comprimento de onda longa Ba servem como os componentes de frequência intermediários e também servem como um objeto a ser suprimido. Por este motivo, uma característica de frequência do HPF 53 é ajustada em uma característica que suprime a banda, conforme mostrado na figura 6.

Embora contribua com reprodução das mesmas informações sobre membrana mucosa que a faixa de comprimento de onda B0, a faixa de comprimento de onda longa Ba tem um contraste mais baixo que na faixa de comprimento de onda B0 devido à baixa absorbância de hemoglobina. Ou seja, uma imagem, na qual a faixa de comprimento de onda longa Ba e a faixa de comprimento de onda B0 com alto contraste são calculadas, tem um contraste mais baixo que uma imagem aplicada somente com a faixa de comprimento de onda B0.

Por este motivo, na presente modalidade, a aplicação do HPF 53 em um sinal de captura de imagem resulta em uma característica de frequência com uma banda de frequência alta amplificada aumentando, assim, o contraste na banda de frequência alta. Da maneira descrita acima, uma

imagem B na qual uma estrutura de membrana mucosa fina em um lado de camada superficial é facilmente visível pode ser gerada.

Conforme descrito acima, os sinais G e B que representam as estruturas de membrana mucosa similares na banda estreita G e os sinais B são sincronizados juntos com um sinal R. Após isso, os sinais são convertidos por cor através do circuito de conversão de cor 38 para terem tons que tornem as estruturas de membrana mucosa mais facilmente identificáveis. Os sinais de saída do circuito de conversão de cor 38 são adicionalmente convertidos nos sinais de quadro seqüenciais. Então, no circuito de correção γ 41, os sinais G e B são submetidos ao processamento de conversão de contraste para amplificar uma diferença entre as saídas em uma faixa de entrada pequena e uma faixa de entrada grande. Deste modo, uma imagem com fácil reconhecimento visual de uma estrutura de membrana mucosa em um lado de camada superficial é exibida no monitor 5.

Como tal, uma imagem exibida no monitor 5 é representada como uma imagem que facilita a identificação de uma parte estrutural de membrana mucosa fina e uma parte estrutural de membrana mucosa grossa em um corpo vivo, pelo fato de que as partes são separadas umas das outras na base de características de frequência que correspondem às frequências espaciais das partes estruturais.

Por este motivo, de acordo com a presente modalidade, é possível observar uma parte estrutural de membrana mucosa fina e uma parte estrutural de membrana mucosa grossa em um corpo vivo como uma imagem facilmente identificável com uma configuração simples. Deste modo, a presente modalidade tem um efeito de proporcionar uma imagem que permite um diagnóstico fácil.

Segunda Modalidade

Uma segunda modalidade da presente invenção será descrita com referência à figura 10. A figura 10 mostra um aparelho de endoscopia 1B de acordo com a segunda modalidade da presente invenção. Embora o aparelho de endoscopia 1 da primeira modalidade seja um aparelho de endoscopia tipo quadro seqüencial, o aparelho de endoscopia 1B de um tipo

simultâneo é usado na presente modalidade.

O aparelho de endoscopia 1B inclui um endoscópio eletrônico 2B, um dispositivo de fonte de luz 3B, um processador de vídeo 4B e um monitor 5.

5 O endoscópio eletrônico 2B é formado por fixação, como um filtro de separação de cor 60 que realiza a separação de cor óptica, filtros complementares com respectivos pixels em uma superfície de captura de imagem do CCD 25 no endoscópio eletrônico 2 mostrado na figura 1. Embora não mostrados, os filtros complementares são quatro chips de cores, ma-
10 genta (Mg), verde (G), ciano (Cy) e amarela (Ye) dispostos na frente de cada pixel. Especificamente, em uma direção horizontal dos filtros complementares, os chips de cores Mg e G são alternativamente dispostos. Em uma direção vertical dos filtros complementares, uma matriz de chips de cores Mg, Cy, Mg e Ye e uma matriz de chips de cores G, Ye, G e Cy são dispostas
15 nesta ordem de disposição.

O CCD 25 que usa os filtros complementares é configurado quando os pixels nas duas fileiras adjacentes na direção vertical são adicionados e seqüencialmente lidos, as fileiras de pixel para campos numerados ímpares e as fileiras de pixel para campos numerados pares são escalona-
20 das. À medida que é publicamente conhecido, os sinais de luminância e os sinais de diferença de cor podem ser gerados pelo circuito de separação de cor em um lado a jusante.

Por exemplo, em uma parte de operação 8 no endoscópio eletrônico 2B, proporciona-se um circuito de geração de ID 61. As informações
25 sobre ID do circuito de geração de ID 61 podem ser usadas para alterar a característica para o processamento de sinal dependendo, por exemplo, do tipo de filtro de separação de cor 60 do CCD 25 no endoscópio eletrônico 2B e a variação entre os filtros de separação de cor 60 realizando, assim, um processamento de sinal mais apropriado.

30 O dispositivo de fonte de luz 3B tem uma configuração do dispositivo de fonte de luz 3 na figura 1 que exclui o filtro rotativo 14, o motor 17 e o circuito de controle 16.

Ou seja, o dispositivo de fonte de luz 3B condensa a luz de iluminação branca através de uma lente condensadora 15 e ocasionar a luz de iluminação branca incidente em uma superfície de extremidade proximal de um guia de luz 9. A luz de iluminação passa de uma superfície de extremi-

5 dade distal do guia de luz 9 através uma lente de iluminação 23 e, então, é irradiada sobre um tecido vivo de uma parte a ser observada em uma cavidade corporal. Uma imagem óptica do tecido vivo iluminado é separada em cores complementares através do filtro de separação de cor 60 e é capturada pelo CCD 25.

10 Um sinal de saída do CCD 25 é lançado em um circuito CDS 62 no processador de vídeo 4B. O circuito CDS 62 extrai um componente de sinal do sinal de saída do CCD 25 e converte o mesmo em um sinal de banda base. O sinal de banda base é, então, convertido em um sinal digital através de um circuito conversor A/D 63 e ao mesmo tempo tem o brilho (lumi-

15 nância média do sinal) detectado através de um circuito de detecção de brilho 64.

O sinal que tem o brilho detectado através do circuito de detecção de brilho 64 é lançado em um circuito de controle de luz 33 e um sinal de controle de luz para obscurecimento que usa uma diferença do brilho de

20 referência (um valor almejado para obscurecimento) é gerado. O sinal de controle de luz do circuito de controle de luz 33 é usado para controlar um dispositivo de abertura 13 do dispositivo de fonte de luz 3B ajustando, deste modo, a luz para obter uma quantidade de luz de iluminação adequada para observação.

25 O sinal digital produzido a partir do circuito conversor A/D 64 é processado pelo circuito de separação Y/C 65 para ser um sinal de luminância Y e sinais de diferença de cor de linha seqüencial $Cr (= 2R - G)$ e $Cb (= 2B - G)$ (como os sinais de cores C em um senso amplo). O sinal de luminância Y é lançado em um seletor 67 através de um circuito γ 66 (daqui por

30 diante o sinal de luminância será denotado por Y_h) e para um LPF 71 que limita uma banda de passagem de sinal.

O LPF 71 é ajustado para ter uma banda de passagem ampla

para o sinal de luminância Y. Um sinal de luminância Y1 que tem um ajuste de banda através de uma característica banda passagem do LPF 71 é lançado em um primeiro circuito de matriz 72.

Os sinais de diferença de cor Cr e Cb são lançados para um circuito de sincronização 74 (de uma maneira seqüencial por linha) através de um segundo LPF 73 que limita uma banda passagem de sinal.

Neste caso, uma característica banda passagem do segundo LPF 73 é alterada por um circuito de controle 68 dependendo de um modo de observação. Mais especificamente, o segundo LPF 73 é ajustado para ter uma banda passagem mais baixa que o primeiro LPF 71 (banda baixa) em um primeiro modo de observação que corresponde à observação normal.

Por outro lado, o segundo LPF 73 é alterado para ter uma banda mais ampla que a banda baixa no primeiro modo de observação para observação normal, em um segundo modo de observação para a observação membrana mucosa aumentada. Por exemplo, o segundo LPF 73 é ajustado (alterado) para ter uma banda ampla da mesma maneira que o primeiro LPF 41. Conforme descrito acima, o segundo LPF 73 altera a banda passagem para os sinais de diferença de cor Cr e Cb em conjunção com a comutação entre os modos de observação. Note que uma alteração da característica do segundo LPF 73 em conjunção com a comutação entre os modos de observação é realizada sob o controle do circuito de controle 68.

O circuito de sincronização 74 produz os sinais de diferença de cor sincronizados Cr e Cb que são, então, lançados no primeiro circuito de matriz 72.

O primeiro circuito de matriz 72 converte o sinal de luminância Y e os sinais de diferença de cor Cr e Cb em sinais de cor R1, G1 e B1.

O primeiro circuito de matriz 72 é controlado através do circuito de controle 68. O primeiro circuito de matriz 72 altera um valor de um coeficiente de matriz (que determina uma característica de conversão) dependendo de uma característica do filtro de separação de cor 60 do CCD 25 convertendo, assim, o sinal de luminância Y e os sinais de diferença de cor Cr e Cb nos sinais de cor R1, G1 e B1 livres ou quase livres de cor mistura-

da.

Por exemplo, a característica do filtro de separação de cor 60 do CCD 25 montado no endoscópio eletrônico 2B pode variar de acordo com o endoscópio eletrônico 2B realmente conectado ao processador de vídeo 4B.

5 Neste caso, o circuito de controle 68 altera o coeficiente do primeiro circuito de matriz 72 usando as informações sobre ID que dependem da característica do filtro de separação de cor 60 do CCD realmente usado 25.

Com a configuração descrita acima, é possível lidar apropriadamente com um caso em que o tipo do meio de captura de imagem realmente
10 usado é diferente, evita a geração de uma cor falsa e faz uma conversão nos três sinais de cores primários R1, G1 e B1 livres de uma cor misturada.

Os sinais de cores R1, G1 e B1 gerados pelo primeiro circuito de matriz 72 são produzidos para um circuito de equilíbrio branco 86 através de um circuito de filtro 36B que corresponde ao circuito de filtro 36 na primeira
15 modalidade.

Na primeira modalidade, uma vez que os sinais seqüenciais por quadro R, G e B são lançados para o circuito de filtro 36, o seletor 51 é usado, conforme mostrado na figura 4. Na presente modalidade, em contrapartida, uma vez que os sinais de cores R1, G1 e B1 são simultaneamente lan-
20 çados, o seletor 51 na figura 4 é desnecessário.

O sinal R1 passa através do circuito de filtro 36B sem ser filtrado e é lançado no circuito de equilíbrio branco 86. Os sinais G1 e B1 se transformam em sinais G1' e B1', respectivamente, através do BPF 52 e do HPF 53 e são, então, lançados para o circuito de equilíbrio branco 86.

25 Na presente modalidade, o circuito de filtro 36B realiza substancialmente o mesmo processamento de sinal que a primeira modalidade. O circuito de equilíbrio branco 86, no qual o sinal R1 e os sinais G1' e B1' passaram através do circuito de filtro 36B são lançados e um circuito γ 75 no qual os sinais produzidos a partir do circuito de equilíbrio branco 86 são lan-
30 çados são controlados através do circuito de controle 68.

O circuito de equilíbrio branco 86 realiza o ajuste de equilíbrio branco nos sinais R1, G1' e B1' lançados e produz os sinais R1, G1' e B1'

após o ajuste de equilíbrio branco ao circuito γ 75.

Também na presente modalidade, um sinal de captura de imagem é submetido, através do circuito γ 75, a um processamento de conversão de contraste que é basicamente o mesmo que o circuito de correção γ 41 na primeira modalidade. Ou seja, no primeiro modo de observação, os sinais R1, G1' e B1' são corrigidos por γ com uma característica de entrada-saída comum, enquanto no segundo modo de observação, os sinais R1, G1 e B1 são corrigidos por γ com características de entrada-saída diferentes.

Embora a correção γ no circuito de correção γ 41 seja realizada após a conversão de cor na primeira modalidade, a presente modalidade é configurada, de modo diferente, para realizar a conversão de cor em um segundo circuito de matriz 76 (que será posteriormente descrita) após a correção γ .

Por este motivo, na presente modalidade, os sinais R1 e G1 são corrigidos por γ (neste caso, simultaneamente) com a característica de entrada-saída gama1, na figura 7, e o sinal B1 é corrigido por γ com a característica de entrada-saída gama2, na figura 7, no segundo modo de observação.

Conforme descrito acima, os sinais são alterados para ter uma característica γ com uma característica de correção γ mais aumentada que no primeiro modo de observação. Em tal estado, o circuito γ 75 da presente modalidade realiza um processamento de conversão de contraste. Deste modo, a presente modalidade pode proporcionar uma exibição que permite a identificação mais fácil com um contraste aumentado.

Os sinais de cores R2, G2 e B2 submetidos à correção γ através do circuito γ 75 são convertidos através do segundo circuito de matriz 76 em um sinal de luminância Y e os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y.

Neste caso, o circuito de controle 68 ajusta um coeficiente de matriz do segundo circuito de matriz 76 de modo que, no primeiro modo de observação, o segundo circuito de matriz 76 simplesmente converte os sinais R2, G2 e B2 no sinal de luminância Y e os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y.

No segundo modo de observação, o circuito de controle 68 altera o coeficiente de matriz do segundo circuito de matriz 76 para um coeficiente de matriz que faz com que o segundo circuito de matriz 76 também realize a conversão de cor a ser realizada através do circuito de conversão de cor 38 na primeira modalidade, isto é, também serve como meio de ajuste de cor.

O sinal de luminância Y_n produzido a partir do segundo circuito de matriz 76 é lançado no seletor 67. A comutação no seletor 67 é controlada através do circuito de controle 68. Ou seja, o sinal de luminância Y_h é selecionado no primeiro modo de observação enquanto o sinal de luminância Y_n é selecionado no segundo modo de observação.

Os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y produzidos a partir do segundo circuito de matriz 76 são lançados em um circuito de ampliação 77 junto com o sinal de luminância Y_h ou Y_n (daqui por diante denotado como Y_h/Y_n) passou através do seletor 67.

O sinal de luminância Y_h/Y_n que passou pelo processamento de ampliação através do circuito de ampliação 77 é submetido ao aumento de borda através de um circuito de aumento 78 e, então, lançado em um terceiro circuito de matriz 79. Os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y que passaram pelo processamento de ampliação através do circuito de ampliação 77 são lançados para o terceiro circuito de matriz 79 sem passar pelo circuito de aumento 78.

O sinal de luminância Y_h/Y_n e os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y são convertidos em três sinais de cores primários R, G e B através do terceiro circuito de matriz 79. Os sinais convertidos são adicionalmente convertidos em três sinais de cores primários analógicos através de um circuito conversor D/A 80 e, então, produzidos a partir dos terminais de saída de sinal de vídeo para o monitor 5.

Note que, o aumento de borda através do circuito de aumento 78 também pode ter sua característica de aumento (se uma banda de aumento for ajustada em uma banda baixa e intermediária ou em uma banda alta e intermediária) etc., alterada dependendo dos tipos do CCD 25, do filtro de

separação de cor 60 e similares.

A presente modalidade com a configuração descrita acima atua basicamente como o processamento de separação em um sinal capturado pelo CCD 25 de uma maneira quadro-seqüencial que usa um componente de frequência espacial, conforme descrito na primeira modalidade, que é aplicado ao tipo simultâneo.

Mais especificamente, o circuito de filtro 36 realiza um processo de separação usando-se componentes de frequência espacial com relação aos sinais R, G e B capturados de uma maneira quadro seqüencial, e seqüencialmente lançados e similares, na primeira modalidade. Na presente modalidade, em contrapartida, o circuito de filtro 36B realiza um processo de separação dos componentes de frequência espacial a partir dos sinais R, G e B simultaneamente lançados e similares.

Portanto, a presente modalidade do caso de tipo simultâneo também pode alcançar quase os mesmos efeitos que a primeira modalidade do caso de tipo seqüencial.

Ou seja, é possível observar uma estrutura de membrana mucosa fina em um lado de camada superficial e uma estrutura de membrana mucosa grossa em um lado de camada profunda de uma membrana mucosa viva em uma imagem na qual as estruturas de membrana mucosa são facilmente identificáveis em uma mesma condição de iluminação que a observação normal, como a captura de imagem sob a luz de banda estreita.

Note que, nas primeira e segunda modalidades descritas acima, os circuitos de filtro 36 e 36B realizam a separação baseada em frequência e o processamento de conversão de contraste em consideração com uma característica de reflexão (característica de absorção de luz) de uma membrana mucosa viva. A presente invenção todavia também inclui a separação simples (extração) de uma frequência espacial projetada para ser separada de uma estrutura viva.

Por exemplo, a presente invenção inclui a separação em um sinal biomédico que corresponde a ao menos uma estrutura de membrana mucosa fina em um lado de camada superficial e uma estrutura de membra-

na mucosa grossa, que usa um HPF ou LPF que tem como uma frequência de corte, uma frequência espacial entre os componentes de frequência espacial que correspondem às estruturas de membrana mucosa.

Terceira Modalidade

5 A terceira modalidade da presente invenção será descrita agora com referência às figuras 11 a 13. A figura 11 mostra uma parte de transformada de ondaleta 36C como o meio de separação de acordo com a terceira modalidade da presente invenção. Um aparelho de endoscopia da presente modalidade tem uma configuração na qual a parte de transformada de onda-
10 leta 36C mostrada na figura 11 é usada em vez do circuito de filtro 36B no aparelho de endoscopia 1B na figura 10.

Conforme mostrado na figura 11, a parte de transformada de ondaleta 36C inclui um circuito de transformada de ondaleta (daqui por diante abreviado como a DWT) 81 que realiza uma transformada de ondaleta
15 bidimensional distinta nos sinais G1 e B1 mostrados na figura 10, um circuito de conversão de coeficiente 82 que realiza o processamento de ponderação predeterminado em um coeficiente de transformada de ondaleta produzido a partir do DWT 81 e um circuito de transformada de ondaleta inversa (daqui por diante abreviado como um IDWT) 83 que realiza uma transformada de
20 ondaleta distinta inversa bidimensional em uma saída do circuito de conversão de coeficiente 82.

Note que um sinal R passa através da parte de transformada de ondaleta 36C sem ser processado e é lançado em um primeiro circuito de matriz 72.

25 O DWT 81 realiza uma transformada de ondaleta bidimensional distinta usando uma base Haar. A transformada de ondaleta bidimensional distinta usa um filtro bidimensional separável que inclui dois filtros unidimensionais, um usado para uma direção horizontal e o outro usado para uma direção vertical, publicamente conhecidos, e a descrição da transformada de ondaleta bidimensional distinta será omitida.
30

A figura 12 é um exemplo de uma configuração de coeficientes de transformada de nível de decomposição 2 em uma transformada de on-

daleta bidimensional distinta através do DWT 81. Na figura 12, os coeficientes de transformada (componentes de imagem) divididos em sub-bandas através de uma transformada de ondaleta distinta são denotados por HH1, LH1, HL1, HH2, LH2, HL2 e LL2.

5 Por exemplo, HH1 representa um componente de imagem obtido ao usar um filtro passa-alta tanto na direção horizontal como na direção vertical e x em HHx representa um nível de decomposição de uma imagem original.

10 Similarmente, um componente de imagem LH representa aquele obtido ao aplicar um filtro passa-baixa na direção horizontal e um filtro passa-alta na direção vertical. Um componente de imagem HL representa aquele obtido ao aplicar um filtro de filtro passa-alta na direção horizontal e um filtro passa-baixa na direção vertical. Um componente de imagem LL representa aquele obtido ao aplicar um filtro passa-baixa na direção horizontal e
15 um filtro passa-baixa na direção vertical. Os coeficientes de transformada LL2, HL2, LH2 e LL2 são derivados através da decomposição do coeficiente de transformada LL1 em sub-banda. Note que, no nível de decomposição 1, uma imagem antes da decomposição é decomposta em quatro coeficientes de transformada HH1, LH1, HL1 e LL1.

20 O DWT 81 torna um nível de decomposição para um sinal G lançado (como um sinal original) mais baixo que um nível de decomposição para um sinal B. Por exemplo, o DWT 81 ajusta o nível de decomposição em 1 e decompõe um sinal G em HH1, LH1, HL1 e LL1. Por outro lado, o DWT 81 torna o nível de decomposição para um sinal B lançado mais alto que o
25 nível de decomposição para um sinal G. Por exemplo, o DWT 81 ajusta o nível de decomposição em 4 e decompõe o sinal B em HH1, LH1 e HL1, HH2, LH2 e HL2, HH3, LH3 e HL3 e HH4, LH4, HL4 e LL4.

30 Os coeficientes de transformada gerados pelo DWT 81 da maneira descrita acima são lançados para o circuito de conversão de coeficiente 82.

Na ponderação através do circuito de conversão de coeficiente 82, os coeficientes de transformada HH1, LH1 e HL1 são multiplicados pelos

fatores de ponderação para um sinal G a ser reduzido.

Por exemplo, os fatores de ponderação são uniformemente ajustados em 0. Isto torna possível suprimir os componentes de frequência alta na direção horizontal, na direção vertical e na direção diagonal. O coeficiente de transformada LL1 é multiplicado por 1 como um fator de ponderação.

Por outro lado, os coeficientes de transformada HH2, LH2 e HL2, HH3, LH3 e HL3 e HH4, LH4 e HL4 são multiplicados por fatores de ponderação para um sinal B a ser reduzido. Por exemplo, os fatores de ponderação são uniformemente ajustados em 0. Isto suprime os componentes de frequência nas bandas de frequência baixa e intermediária. Os coeficientes de transformada HH1, LH1, HL1 e LL4 são multiplicados por fatores de ponderação de 1.

Os coeficientes que passaram pelo processamento de ponderação através do circuito de conversão de coeficiente 82 e são produzidos da maneira descrita acima são lançados para o IDWT 83 e, então, submetidos a uma transformada de ondaleta distinta inversa bidimensional.

Neste caso, um sinal G é submetido a uma transformada de ondaleta distinta inversa que usa HH1, LH1 e HL1, submetido ao processamento de ponderação, e LL1. Como um resultado, as informações sobre estrutura de membrana mucosa fina são suprimidas em um sinal de imagem sintetizado (G sinal).

Por outro lado, uma transformada de ondaleta distinta inversa é realizada em um sinal B que usa HH2, LH2, HL2, HH3, LH3, HL3, HH4, LH4 e HL4, submetida ao processamento de ponderação, HH1, LH1, HL1 e LL4. Como um resultado, a informação sobre membrana mucosa fina é principalmente reproduzida em um sinal de imagem sintetizado (B sinal).

Os sinais R, G e B processados, assim, são lançados em um circuito 75 mostrado na figura 10 para serem submetidos a um processamento similar, conforme descrito na segunda modalidade.

De acordo com a presente modalidade, uma imagem que reproduz uma estrutura de membrana mucosa com melhor qualidade de imagem é obtida usando-se um filtro bidimensional separável. Além disso, os mes-

mos efeitos de trabalho da segunda modalidade são obtidos. Note que, embora na descrição acima, um fator de ponderação 1 seja usado quando a ponderação não for realizada, o fator de ponderação pode ser ajustado em 1 ou mais para aumentar o contraste. Ou seja, para um sinal G, LL1 pode ser

5 multiplicado por um fator de ponderação 1 ou maior para aumentar o contraste dos componentes de imagem compostos por componentes na banda de frequência baixa e intermediária e para um sinal B, HH1, LH1 e HL1 podem ser multiplicados por um fator de ponderação 1 ou maior para aumentar o contraste de informações sobre membrana mucosa fina.

10 Modificação

A figura 13 mostra uma parte de transformada de ondaleta 36D de acordo com uma modificação. A parte de transformada de ondaleta 36D é formada proporcionando-se um circuito de geração de imagem com brilho médio 84 que calcula um valor de brilho médio de um sinal B e um somador

15 85 que adiciona um sinal de saída a partir do circuito de geração de imagem com brilho médio 84 e um sinal B produzido a partir do IDWT 83 na parte de transformada de ondaleta 36C na figura 11.

Como na configuração da figura 11, um sinal R passa através da parte de transformada de ondaleta 36D sem ser processado e é produzido

20 para o circuito γ 75 e os sinais G e B são sequencialmente lançados para o DWT 81, o circuito de conversão de coeficiente 82 e o IDWT 83. O sinal B é adicionalmente lançado para o circuito de geração de imagem com brilho médio 84. Um sinal de saída a partir do circuito de geração de imagem com brilho médio 84 e um sinal de saída a partir do IDWT 83 são adicionados e,

25 então, um sinal resultante é produzido no circuito γ 75.

Na modificação, os sinais G e B são decompostos em subbandas de um mesmo nível de decomposição (por exemplo, nível de decomposição 1) no DWT 81.

No circuito de conversão de coeficiente 82, os coeficientes de transformada HH1, LH1 e HL1 são multiplicados por fatores de ponderação

30 para um sinal G a ser reduzido (por exemplo, uniformemente multiplicados por fatores de ponderação 0) e o LL1 é multiplicado por 1.

Por outro lado, o circuito de conversão de coeficiente 82 multiplica o coeficiente LL1 no sinal B por um fator de ponderação 0 e os coeficientes HH1, LH1 e HL1 por 1.

Os coeficientes que passaram pelo processamento de ponderação através do circuito de conversão de coeficiente 82 são submetidos a uma transformada de ondaleta distinta inversa bidimensional no IDWT 83. O sinal B gera uma imagem sintética na base do LL1 ponderado, e HH1, LH1 e HL1. O sinal G também gera uma imagem sintética na base do LL1 ponderado, e HH1, LH1 e HL1.

O circuito de geração de imagem com brilho médio 84 calcula um brilho médio de um sinal B e produz um sinal de imagem no qual os pixels têm um valor de pixel igual ao brilho médio para todos os pixels. O sinal de imagem produzido a partir do circuito de geração de imagem com brilho médio 84 é lançado no somador 85. Então, um sinal B2 obtido adicionando-se o sinal de imagem no sinal B produzido a partir do IDWT 83, é produzido a partir da parte de transformada de ondaleta 36D.

Na presente modificação, o compartilhamento de um nível de decomposição entre os sinais G e B simplificam a configuração e o fornecimento de um meio de geração de imagem com brilho médio torna possível gerar facilmente um sinal de imagem com componentes de banda de frequência baixa melhor suprimida em um sinal B. Além disso, a modificação obtém os mesmos efeitos que na terceira modalidade.

Note que, embora a terceira modalidade e a modificação deste tenham sido descritas à medida que são aplicadas na segunda modalidade, a terceira modalidade e a modificação desta também pode ser aplicada em um tipo quadro seqüencial.

Em cada uma das modalidades descritas acima e similares, o aparelho de observação de corpo vivo pode incluir somente o processador de vídeo 4 ou 4B ter funções de meio de processamento de sinal.

As modalidades descritas acima e similares são configuradas de modo que a luz de iluminação de banda larga gerada pelo dispositivo de fonte de luz 3 ou 3B seja transmitida através do guia de luz 9 e a luz de ilumina-

ção transmitida a partir da superfície de extremidade distal do guia de luz 9 através da lente de iluminação 23 seja aplicada em uma membrana mucosa viva ou similar.

A presente invenção não se limita à configuração. Por exemplo, a presente invenção pode ter uma configuração em que um elemento que emite luz, tal como um diodo que emite luz (daqui por diante abreviado como um LED) é disposto na parte de extremidade distal 22 do endoscópio eletrônico 2 ou 2B para formar o meio de iluminação e um objeto de estudo, tal como uma membrana mucosa viva, é iluminado pelo elemento que emite luz diretamente ou através da lente de iluminação 23.

Note que uma modalidade ou similar que é configurada combinando-se parcialmente as modalidades descritas acima e similares também pertence à presente invenção.

A presente invenção não se limita às modalidades descritas acima e deve-se entender que diversas alterações e aplicações pode ser feitas sem sair do espírito e escopo da invenção.

O presente pedido é baseado na prioridade das reivindicações do Pedido de Patente Japonesa Número 2006-058711 depositado no Japão em 03 de março de 2006. A descrição descrita acima é incorporada na especificação, nas reivindicações e nos desenhos do presente pedido.

REIVINDICAÇÕES

1. Aparelho de observação de corpo vivo que compreende um meio de processamento de sinal capaz de realizar o processamento de sinal em um sinal de saída a partir de um dispositivo de captura de imagem que
5 captura uma imagem sob a luz de iluminação de banda larga a ser aplicada em um corpo vivo e produz um sinal de imagem gerado para um lado do dispositivo de exibição,
em que o meio de processamento de sinal compreende um meio de separação para separar o sinal de saída em um componente de frequên-
10 cia espacial que corresponde a uma estrutura do corpo vivo.
2. Aparelho de observação de corpo vivo, de acordo com a reivindicação 1, em que o meio de separação separa o sinal de saída em um sinal que representa ao menos uma estrutura de membrana mucosa fina e uma estrutura de membrana mucosa grossa no corpo vivo.
- 15 3. Aparelho de observação de corpo vivo, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, em que o meio de processamento de sinal compreende um meio de ajuste de cor para ajustar um tom de um sinal de saída do meio de separação produzido a partir do meio de separação.
4. Aparelho de observação de corpo vivo, de acordo com qual-
20 quer uma das reivindicações 1 a 3, em que o meio de processamento de sinal compreende um meio de processamento de conversão de contraste para submeter o sinal de saída do meio de separação produzido a partir do meio de separação ao processamento de conversão de contraste.
5. Aparelho de observação de corpo vivo, de acordo com qual-
25 quer uma das reivindicações 1 a 4, em que o meio de separação é configurado usando filtros que têm diferentes características de passagem de frequência que correspondem às estruturas do corpo vivo.
6. Aparelho de observação de corpo vivo, de acordo com qual-
quer uma das reivindicações 1 a 4, em que o meio de separação compreen-
30 de meios de transformada de ondaleta.
7. Aparelho de observação de corpo vivo, de acordo com qual-
quer uma das reivindicações 1 a 4, em que o meio de separação compreen-

de um filtro de passa-banda ajustado para ter uma característica de frequência que aumenta as amplitudes em bandas de frequência baixa e intermediária e suprime uma amplitude em uma banda de frequência alta de um sinal verde produzido como o sinal de saída.

- 5 8. Aparelho de observação de corpo vivo, de acordo com a reivindicação 7, em que o meio de separação compreende um filtro passa-alta ajustado para ter uma característica de frequência que aumenta uma amplitude em uma banda de frequência alta de um sinal azul produzido como o sinal de saída.

FIG.1

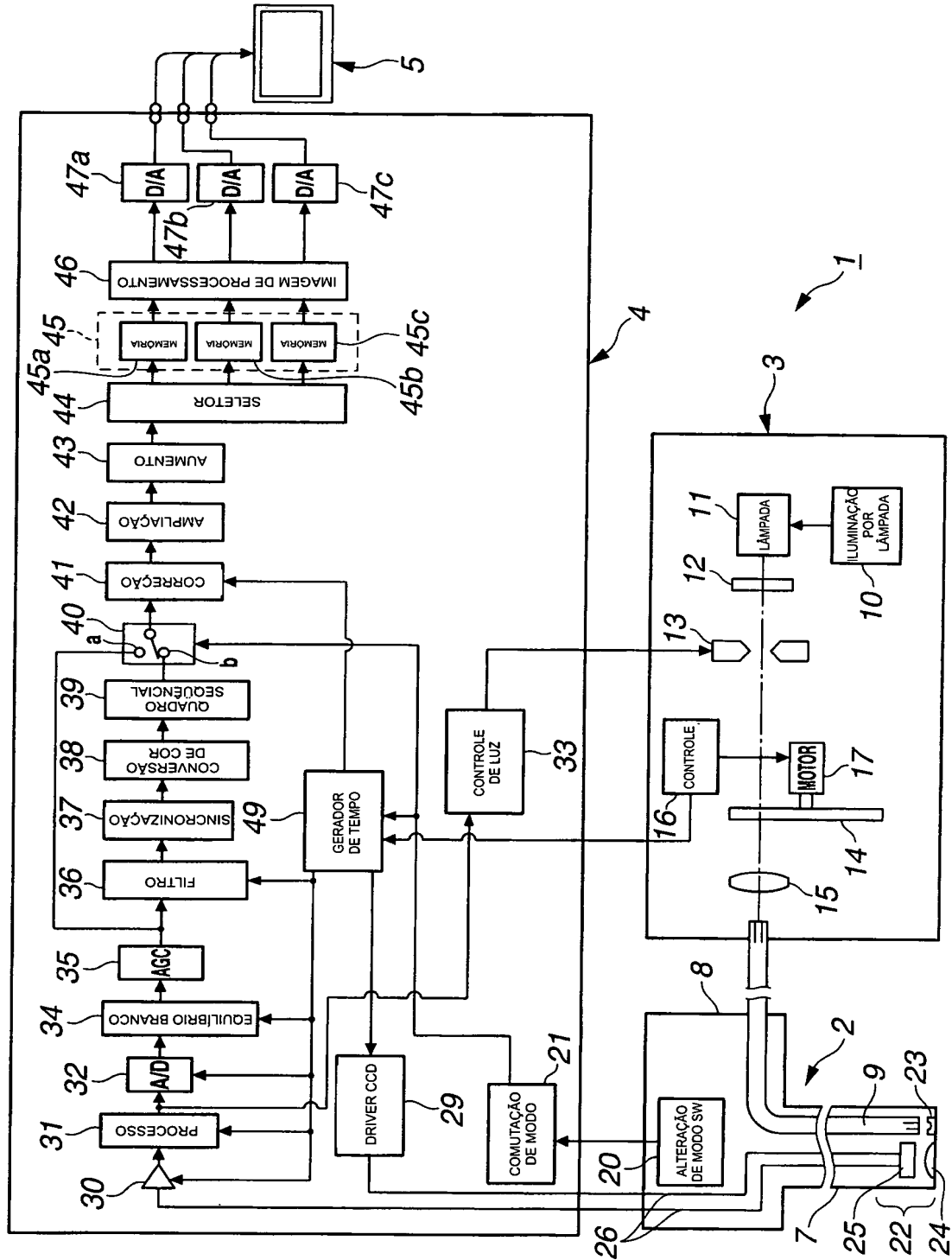


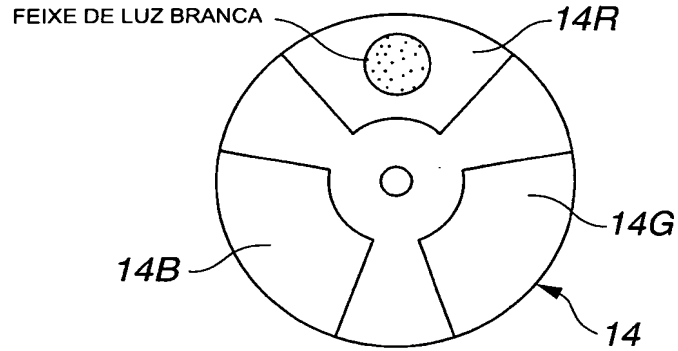
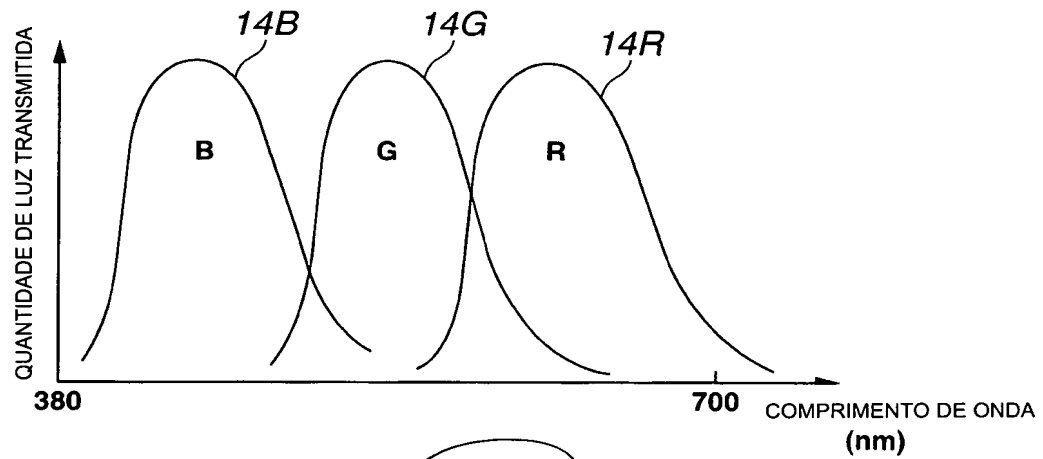
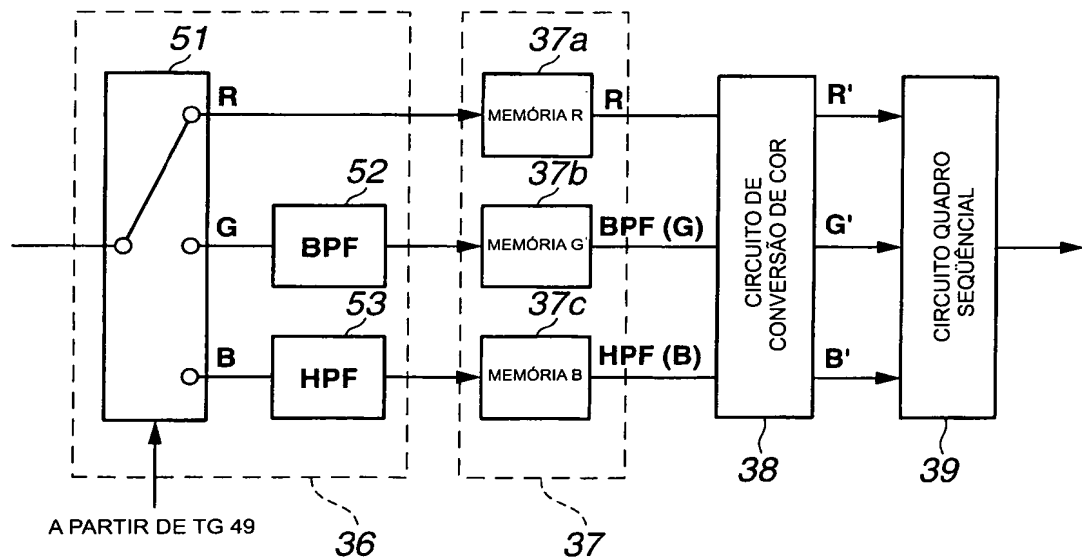
FIG.2**FIG.3****FIG.4**

FIG.5

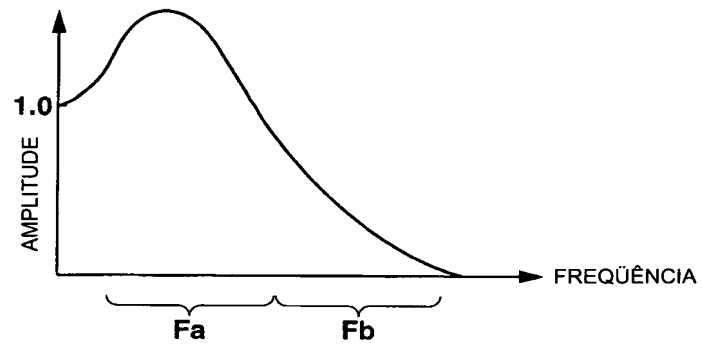


FIG.6

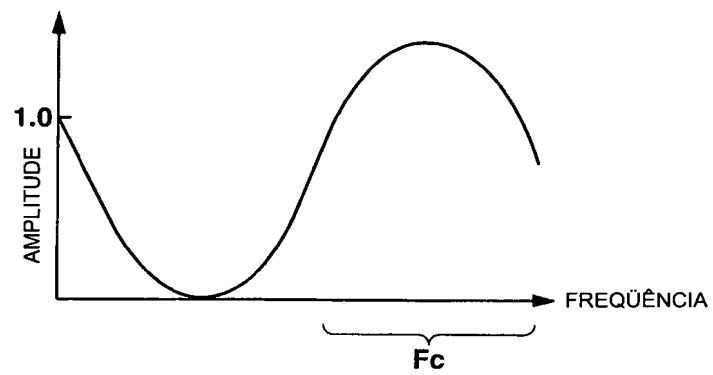


FIG.7

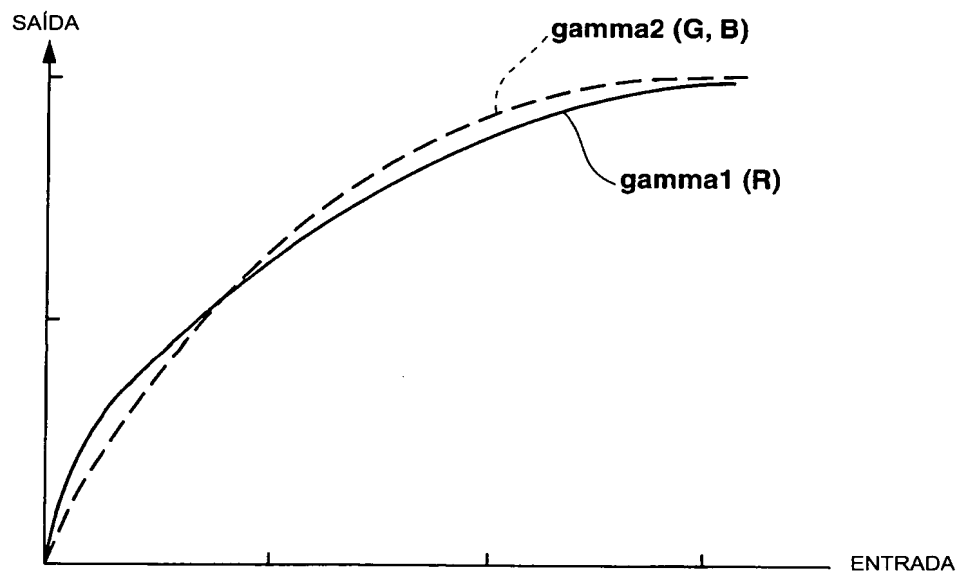


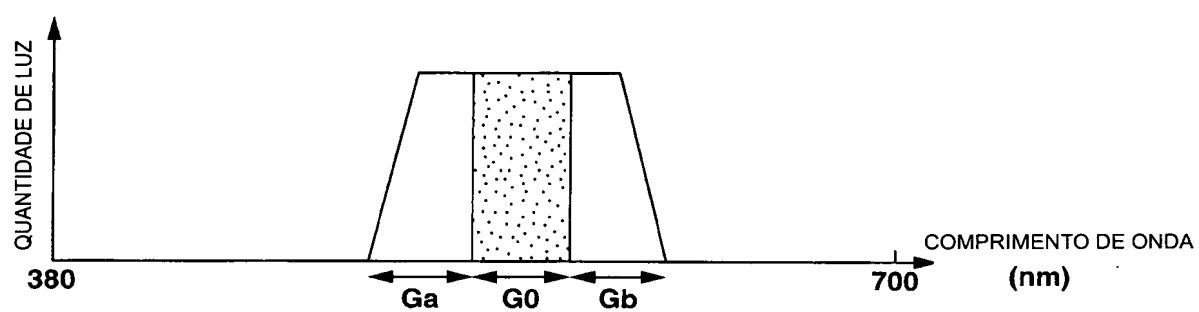
FIG.8**FIG.9**

FIG. 10

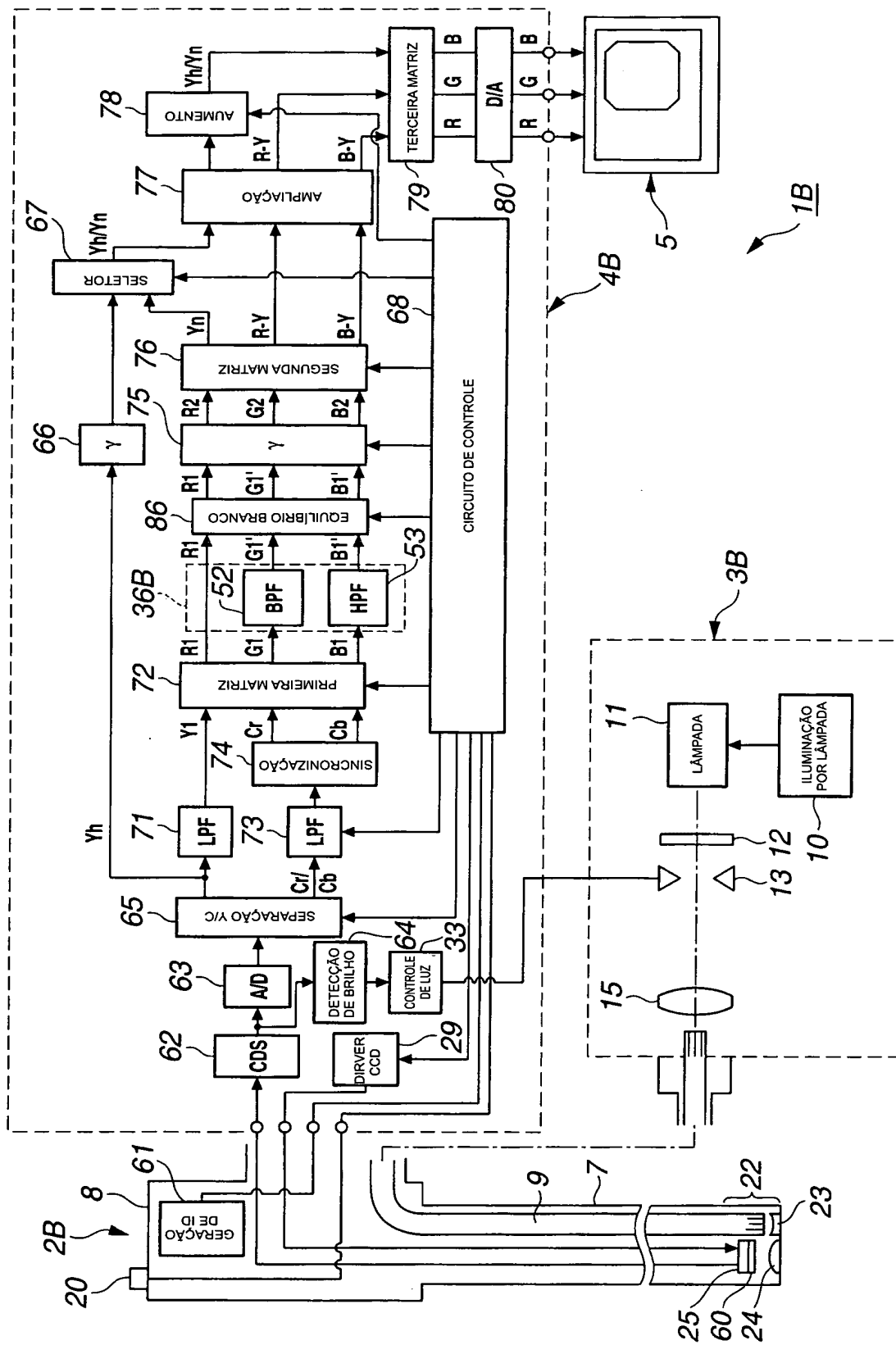


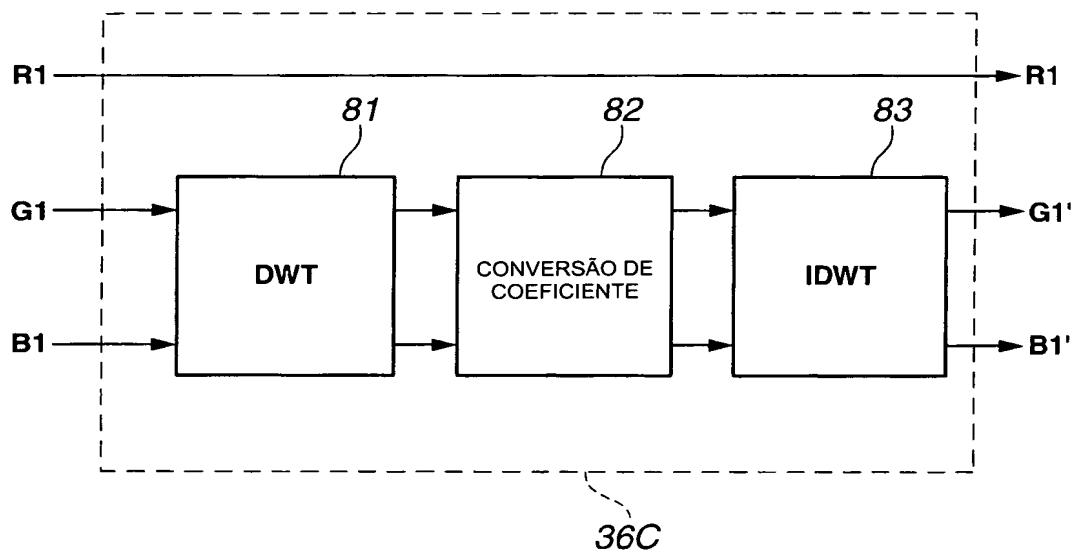
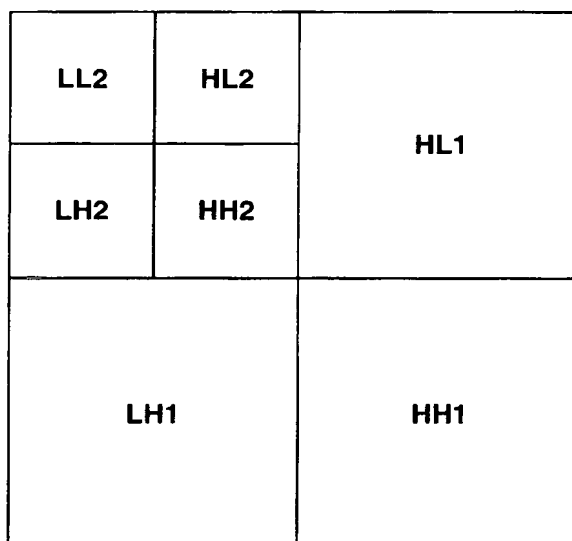
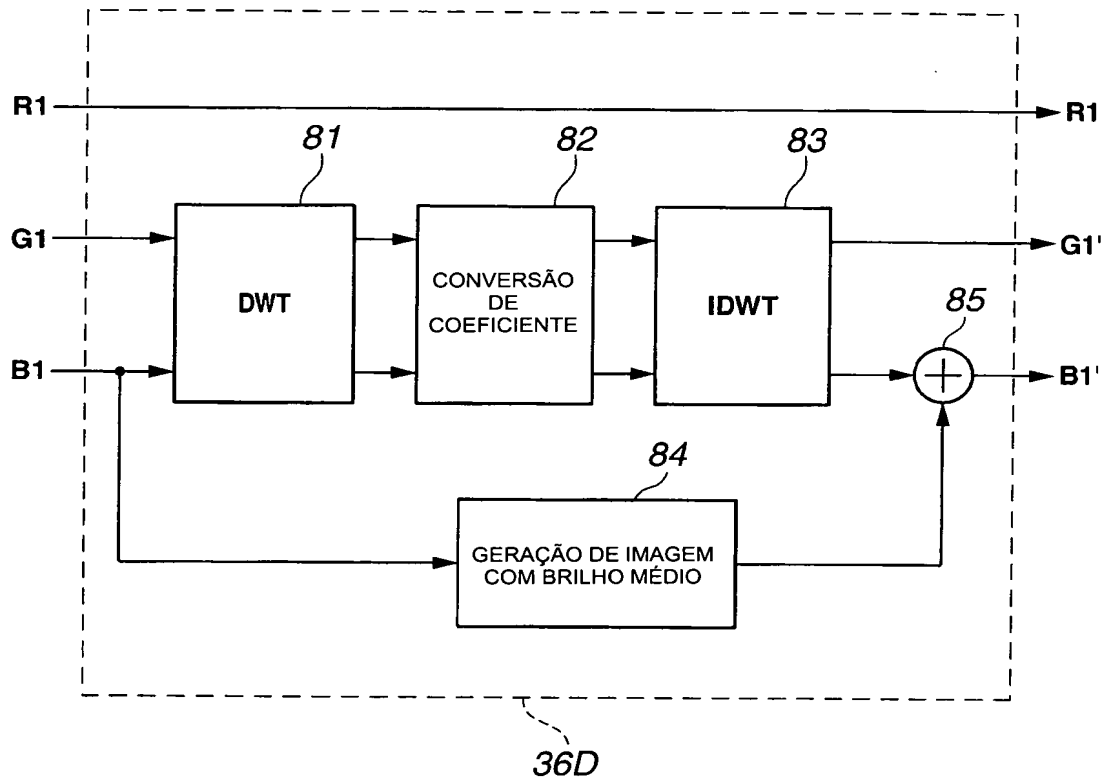
FIG.11**FIG.12**

FIG.13

RESUMO

Patente de Invenção: **"APARELHO DE OBSERVAÇÃO DE CORPO VIVO"**.

A presente invenção refere-se a uma luz de uma lâmpada 11 que passa através dos filtros R, G e B de um filtro rotativo 14 e se transforma em luzes de iluminação seqüenciais por quando R, G e B de banda larga. As
5 luzes são aplicadas em uma membrana mucosa viva em uma cavidade corporal através de um endoscópio eletrônico 2 e a captura de imagem seqüencial é realizada por um CCD 25. Os sinais de saída do CCD 25 são seqüencialmente comutados por um seletor em um circuito de filtro 36. Um sinal R,
10 um sinal G e um sinal B passam através do circuito de filtro 36 através de nenhum meio, um BPF e um HPF, respectivamente e, são separados nos componentes de sinal que correspondem aos componentes de frequência espacial das estruturas de membrana mucosa viva. A separação leva à geração de sinais de imagem de uma imagem que permite a fácil identificação
15 das estruturas de membrana mucosa viva.