



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

(21) **PI0709580-5 A2**



(22) Data de Depósito: 20/02/2007
(43) Data da Publicação: 19/07/2011
(RPI 2115)

(51) *Int.Cl.:*
A61B 1/04 2006.01
G02B 23/24 2006.01
H04N 7/18 2006.01

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

(30) Prioridade Unionista: 16/03/2006 JP 2006-073183

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

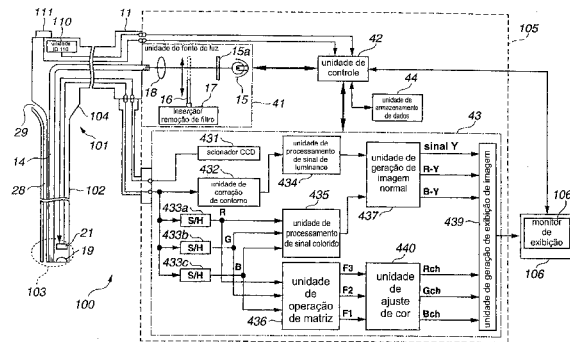
(72) Inventor(es): Kazuhiro Gono, Kenji Yamazaki, Takashi Takemura, Takeshi Urasaki

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

(86) Pedido Internacional: PCT JP2007053088 de 20/02/2007

(87) Publicação Internacional: WO WO2007/108270 de 27/09/2007

(57) **Resumo:** DISPOSITIVO DE OBSERVAÇÃO DE CORPO VIVO. A presente invenção refere-se a uma unidade de fonte de luz (41), que é conectada a uma unidade de controle (42) e um endoscópio (101), irradiando uma quantidade de luz predeterminada de luz branca com base em um sinal da unidade de controle (42). A unidade de fonte de luz (41) inclui uma lâmpada (15) como uma fonte de luz branca, um filtro de corte infravermelho (15a), um filtro de limitação de quantidade de luz (16), sendo inserido/removido em um percurso óptico, para limitar a quantidade de luz em uma região de comprimento de onda predeterminada de luz branca, uma unidade de acionamento de inserção/remoção de filtro (17) para inserir/remover o filtro de limitação de quantidade de luz (16) em um percurso óptico, e uma lente de condensação (18) para emitir a luz branca. Por exemplo, quando uma taxa de transmissão de uma banda azul é de 100%, o filtro de limitação de quantidade de luz (16) limita as taxas de transmissão de outras bandas para 50%. Isso aperfeiçoa S/N na geração de imagem espectral discreta com luz de iluminação em uma região de luz visível.



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

Campo Técnico

5 A presente invenção refere-se a um dispositivo de observação de corpo vivo para utilização de um sinal de imagem colorida obtido pelo recolhimento de uma imagem de um corpo vivo para exibição da imagem como uma imagem espectral em um monitor por processamento de sinal.

Técnica Antecedente

10 Convencionalmente, um dispositivo de endoscópio para obtenção de imagem endoscópica em uma cavidade do corpo por irradiação de luz de iluminação é amplamente utilizado como um dispositivo de observação de corpo vivo. Esse tipo de dispositivo endoscópico utiliza um endoscópio eletrônico incluindo uma unidade de recolhimento de imagem para orientar a luz a partir de uma fonte de luz para dentro de uma cavidade do corpo
15 utilizando um guia de luz e recolhendo uma imagem de um objeto apontado pelo retorno ótico da luz. Tal dispositivo processa um sinal de recolhimento de imagem a partir da unidade de recolhimento de imagem por um processador de vídeo para exibição de uma imagem endoscópica em um monitor de observação e observa uma parte observada tal como uma parte doente.

20 Como um esquema na realização da observação normal do tecido vivo por um dispositivo endoscópico, uma fonte de luz emite luz branca em uma região de luz visível, e irradia um objeto apontado com luz seqüencial através de um filtro rotativo RGB, por exemplo, e um processador de vídeo sincroniza o retorno ótico da luz seqüencial e processa uma imagem
25 para obter uma imagem colorida. Como outro esquema na realização da observação normal do tecido vivo pelo dispositivo endoscópico, os chips coloridos são dispostos em uma superfície dianteira de uma superfície de recolhimento de imagem da unidade de recolhimento de imagem do endoscópio, a fonte de luz emite luz branca em uma região de luz visível e os chips coloridos separam o retorno ótico da luz branca em componentes coloridos res-
30 pectivos para recolher uma imagem, e o processador de vídeo processa uma imagem para obter uma imagem colorida.

O tecido vivo possui diferentes características de absorção de luz e características de espalhamento dependendo do comprimento de onda de luz irradiada. Como tal, o pedido de patente japonês tornado público Nº 2002-95635, por exemplo, descreve um dispositivo endoscópico de luz de banda estreita para irradiação do tecido vivo com luz de iluminação em uma região de luz visível como luz seqüência RGB com características espectrais discretas e obtendo informação de tecido de uma parte profunda desejada do tecido vivo.

O pedido de patente japonês aberto à inspeção pública de publicação Nº 2003-93336 descreve um dispositivo endoscópico de luz de banda estreita para o processamento de um sinal de imagem com luz em uma região de luz visível, gerando uma imagem espectral discreta, e obtendo informação de tecido de uma parte profunda desejada do tecido vivo.

No dispositivo de acordo com o pedido de patente japonês aberto à inspeção pública de publicação Nº 2003-93336, uma unidade de controle de quantidade de luz realiza o processamento para reduzir a quantidade de luz para obtenção de uma imagem espectral (por exemplo, controle de temporização de irradiação de luz, controle de corte de luz, controle de corrente de aplicação de lâmpada ou controle de obturador eletrônico) para a quantidade de iluminação para obtenção de uma imagem de observação de luz normal, e controles para evitar a saturação de um CCD sendo uma unidade de recolhimento de imagem.

No entanto, para o dispositivo no pedido de patente japonês aberto à inspeção pública de publicação Nº 2003-93336, por exemplo, em um sistema ótico de iluminação para irradiação de um objeto apontado com luz de uma lâmpada e um sistema ótico de recolhimento de imagem para o recolhimento de uma imagem de um objeto apontado, as características de transmissão de um guia de luz de um endoscópio e características de transmissão de um filtro de corte por infravermelho inserido em um percurso ótico de fonte de luz reduzem a quantidade de luz de banda de comprimento de onda azul para isolar a luz quase ultravioleta, por exemplo, e características de sensibilidade de um CCD são freqüentemente baixas para uma ban-

da de comprimento de onda azul. Portanto, o dispositivo tem um problema no qual uma imagem espectral da banda de comprimento de onda azul gerada a partir da informação da imagem sendo recolhida tem S/N inferior às imagens espectrais em outras bandas de comprimento de onda.

- 5 Em vista das circunstâncias acima, é um objetivo da presente invenção se fornecer um dispositivo de observação de corpo vivo que possa aperfeiçoar S/N na geração de imagem espectral discreta com luz em uma região de luz visível.

Descrição da Invenção

10 Meios de Solucionar o Problema

Um dispositivo de observação de corpo vivo de acordo com um aspecto da presente invenção é um dispositivo de observação de corpo vivo compreendendo uma unidade de controle de processamento de sinal para controlar a operação de uma unidade de iluminação para irradiar um corpo vivo sendo um sujeito com luz e/ou uma unidade de recolhimento de imagem para a conversão fotoelétrica da luz refletida a partir do corpo vivo com base na luz da unidade de iluminação e para geração de um sinal de recolhimento de imagem, e para o envio do sinal de recolhimento de imagem para um monitor, o dispositivo de observação de corpo vivo incluindo:

20 uma unidade de geração de sinal espectral para a geração de um sinal espectral correspondente a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótica a partir do sinal de recolhimento de imagem pelo processamento de sinal; e

25 uma unidade de ajuste de cor para o ajuste de um tom de cor para cada uma dentre uma pluralidade de bandas formando o sinal espectral quando o sinal espectral é enviado para o monitor;

30 onde uma unidade de controle de características espectrais para o controle das características espectrais da luz em um percurso ótico é adicionalmente fornecida no percurso ótico a partir da unidade de iluminação para a unidade de recolhimento de imagem.

Breve Descrição dos Desenhos

A figura 1 é uma vista geral ilustrando uma aparência de um dis-

positivo endoscópico eletrônico de acordo com uma primeira modalidade da presente invenção;

A figura 2 é um diagrama em bloco ilustrando a configuração do dispositivo endoscópico eletrônico na figura 1;

5 A figura 3 é um diagrama ilustrando as características de transmissão de um filtro de limitação de quantidade de luz na figura 2;

A figura 4 é um diagrama ilustrando a disposição de filtros coloridos fornecidos em uma superfície dianteira de um CCD na figura 2;

10 A figura 5 é um diagrama ilustrando um método de cálculo de matriz para calcular uma matriz em uma unidade de operação de matriz na figura 2;

A figura 6 é um diagrama ilustrando as características espectrais das imagens espectrais geradas pela unidade de operação de matriz na figura 2;

15 A figura 7 é um diagrama ilustrando uma estrutura em uma direção de camada do tecido vivo observada por um dispositivo endoscópico eletrônico na figura 2;

20 A figura 8 é um diagrama ilustrando um estado da luz a partir do endoscópio eletrônico na figura 2 alcançando o tecido vivo na direção da camada;

A figura 9 é um diagrama ilustrando as características espectrais de cada banda da luz RGB durante observação normal pelo dispositivo endoscópico eletrônico na figura 2;

25 A figura 10 é um primeiro diagrama ilustrando uma imagem de banda com luz RGB durante a observação normal na figura 9;

A figura 11 é um segundo diagrama ilustrando uma imagem de banda com luz RGB durante a observação normal da figura 9;

A figura 12 é um terceiro diagrama ilustrando uma imagem de banda com luz RGB durante a observação normal na figura 9;

30 A figura 13 é um primeiro diagrama ilustrando uma das imagens espectrais da figura 6;

A figura 14 é um segundo diagrama ilustrando uma das imagens

espectrais da figura 6;

A figura 15 é um terceiro diagrama ilustrando uma das imagens espectrais da figura 6;

5 A figura 16 é um primeiro diagrama ilustrando uma interface de usuário gráfica com uma função de um painel sensível a toque da figura 2;

A figura 17 é um segundo diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2;

A figura 18 é um terceiro diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2;

10 A figura 19 é um quarto diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2;

A figura 20 é um quinto diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função de painel sensível a toque da figura 2;

15 A figura 21 é um sexto diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2;

A figura 22 é um sétimo diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2;

A figura 23 é um oitavo diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2;

20 A figura 24 é um nono diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2;

A figura 25 é um décimo diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2;

25 A figura 26 é um décimo primeiro diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2;

A figura 27 é um décimo segundo diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2;

30 A figura 28 é um diagrama ilustrando o processamento de equilíbrio de branco em uma imagem espectral gerada pela unidade de operação de matriz da figura 2;

A figura 29 é um décimo terceiro diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função de painel sensível a toque da figura 2;

A figura 30 é um décimo quarto diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função de painel sensível a toque da figura 2;

5 A figura 31 é um diagrama ilustrando a configuração de fendas de painel em uma superfície posterior de um corpo principal do dispositivo endoscópico da figura 1;

A figura 32 é um primeiro diagrama ilustrando um menu de funções adicionais de um substrato de expansão de função inserido em uma fenda de painel da figura 31;

10 A figura 33 é um segundo diagrama ilustrando um menu de funções adicionais de um substrato de expansão de função inserido na fenda de painel da figura 31;

A figura 34 é um terceiro diagrama ilustrando um menu de funções adicionais de um substrato de expansão de função inserido na fenda de painel na figura 31;

15 A figura 35 é um diagrama ilustrando um exemplo de um teclado dedicado à seleção de comprimento de onda que pode ser conectado ao corpo principal do dispositivo endoscópico na figura 2;

A figura 36 é um diagrama ilustrando a disposição em uma variação de filtros de cor na figura 4;

20 A figura 37 é um diagrama em bloco ilustrando a configuração de um dispositivo endoscópico eletrônico de acordo com uma segunda modalidade da presente invenção;

A figura 38 é um diagrama ilustrando a configuração de um filtro rotativo RGB na figura 37;

25 A figura 39 é um diagrama ilustrando as características espectrais da luz que é transmitida através do filtro rotativo RGB na figura 38 quando um filtro de limitação de quantidade de luz em um primeiro modo de geração de imagem espectral não está em um percurso ótico;

30 A figura 40 é um diagrama ilustrando as características espectrais da luz que é transmitida através do filtro rotativo RGB na figura 38 quando o filtro de limitação de quantidade de luz em um segundo modo de geração de imagem espectral está em um percurso ótico;

A figura 41 é um diagrama em bloco ilustrando a configuração de uma variação de dispositivo endoscópico eletrônico na figura 37;

A figura 42 é um diagrama ilustrando a configuração de um filtro rotativo RGB na figura 41; e

5 A figura 43 é um diagrama ilustrando a configuração de uma variação do filtro rotativo RGB na figura 37.

Melhor Modo de Realização da Invenção

A seguir as modalidades da presente invenção serão descritas com referência aos desenhos.

10 Primeira Modalidade

As figuras de 1 a 36 se referem a uma primeira modalidade da presente invenção. A figura 1 é uma vista geral ilustrando uma aparência do dispositivo endoscópico eletrônico; a figura 2 é um diagrama em bloco ilustrando a configuração do dispositivo endoscópico eletrônico na figura 1; a
15 figura 3 é um diagrama ilustrando as características de transmissão de um filtro de limitação de quantidade de luz na figura 2; a figura 4 é um diagrama ilustrando a disposição dos filtros de cor fornecidos em uma superfície dianteira de um CCD na figura 2; a figura 5 é um diagrama ilustrando um método de cálculo de matriz para calcular uma matriz em uma unidade de operação
20 de matriz na figura 2; a figura 6 é um diagrama ilustrando as características espectrais das imagens espectrais geradas pela unidade de operação de matriz da figura 2; a figura 7 é um diagrama ilustrando uma estrutura em uma direção de camada do tecido vivo observado por um dispositivo endoscópico eletrônico na figura 2; a figura 8 é um diagrama ilustrando um estado de luz de iluminação a partir do dispositivo endoscópico eletrônico na figura
25 2 alcançando o tecido vivo na direção de camada; a figura 9 é um diagrama ilustrando as características espectrais de cada banda da luz RGB durante a observação normal pelo dispositivo endoscópico eletrônico da figura 2; a figura 10 é um primeiro diagrama ilustrando uma imagem de banda com a
30 luz RGB durante a observação normal na figura 9.

A figura 11 é um segundo diagrama ilustrando uma imagem de banda com luz RGB durante a observação normal na figura 9; a figura 12 é

um terceiro diagrama ilustrando uma imagem de banda com a luz RGB durante a observação normal na figura 9; a figura 13 é um primeiro diagrama ilustrando uma das imagens espectrais da figura 6; a figura 14 é um segundo diagrama ilustrando uma das imagens espectrais na figura 6; a figura 15 é um terceiro diagrama ilustrando uma das imagens espectrais da figura 6; a figura 16 é um primeiro diagrama ilustrando uma interface de usuário gráfica com uma função de um painel sensível a toque na figura 2; a figura 17 é um segundo diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque na figura 2; a figura 18 é um terceiro diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque na figura 2; a figura 19 é um quarto diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque na figura 2; e a figura 20 é um quinto diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque na figura 2.

A figura 21 é um sexto diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque na figura 2; a figura 22 é um sétimo diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque na figura 2; a figura 23 é um oitavo diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função de painel sensível a toque na figura 2; a figura 24 é um nono diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque na figura 2; a figura 25 é um décimo diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2; a figura 26 é um décimo primeiro diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque da figura 2; a figura 27 é um décimo segundo diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque na figura 2; a figura 28 é um diagrama ilustrando o processamento de equilíbrio de branco em uma imagem espectral gerada pela unidade de operação de matriz na figura 2; a figura 29 é um décimo terceiro diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque na figura 2; e a figura 30 é um décimo quarto diagrama ilustrando a interface de usuário gráfica com a função do painel sensível a toque na figura 2.

A figura 31 é um diagrama ilustrando a configuração de fendas de painel em uma superfície posterior de um corpo principal do dispositivo endoscópico na figura 1; a figura 32 é um primeiro diagrama ilustrando um menu de funções adicionais de um substrato de expansão de função inserido em uma fenda de painel na figura 31; a figura 33 é um segundo diagrama ilustrando um menu de funções adicionais de um substrato de expansão de função inserido na fenda de painel na figura 31; a figura 34 é um terceiro diagrama ilustrando um menu de funções adicionais de um substrato de expansão de função inserido na fenda de painel na figura 31; a figura 35 é um diagrama ilustrando um exemplo de um teclado dedicado à seleção de comprimento de onda que pode ser conectado ao corpo principal do dispositivo endoscópico na figura 2; e a figura 36 é um diagrama ilustrando a disposição em uma variação de filtros de cor na figura 4.

Em um dispositivo endoscópico eletrônico como um dispositivo de observação de corpo vivo de acordo com a modalidade da presente invenção, a luz é irradiada para um corpo vivo sendo um sujeito a partir de uma fonte de luz de iluminação, e um dispositivo de recolhimento de imagem de estado sólido sendo uma unidade de recolhimento de imagem recebe a luz refletida do corpo vivo com base na luz irradiada, converte de forma fotoelétrica a luz recebida, de forma que um sinal de recolhimento de imagem sendo um sinal de imagem de cor é gerado e um sinal de imagem espectral (doravante, também simplesmente referida como uma imagem espectral) sendo um sinal espectral é gerado correspondendo a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótica a partir do sinal de recolhimento de imagem pelo processamento de sinal.

Como ilustrado na figura 1, um dispositivo endoscópico eletrônico 100 de acordo com a primeira modalidade inclui um endoscópio 101 como uma unidade observação, um corpo principal 105 do dispositivo endoscópico e um monitor 106 como um dispositivo de exibição. O endoscópio 101 é configurado principalmente com uma unidade de inserção 102 inserida em um corpo, uma unidade de extremidade distal 103 fornecida em uma extremidade distal da unidade de inserção 102, e uma unidade de operação de

ângulo 104, sendo fornecida em um lado oposto da extremidade distal a unidade de inserção 102, para instruir a operação de dobra na unidade de extremidade distal 103, por exemplo.

No corpo principal 105 do dispositivo endoscópico, o processamento de sinal predeterminado é realizado em uma imagem do sujeito adquirido pelo endoscópio 101 sendo um escopo flexível, e o monitor 106 exibe uma imagem processada. Uma unidade de exibição do monitor de exibição 106 é fornecida com um painel sensível a toque 106a, que realiza uma interface gráfica para exibir várias telas de configuração na unidade de exibição do monitor de exibição 106, e uso de uma função de dispositivo de apontar do painel sensível a toque 106a (doravante, referido como uma função de painel sensível a toque).

A seguir, com referência à figura 2, o corpo principal 105 do dispositivo endoscópico será descrito em detalhes. A figura 2 é um diagrama em bloco do dispositivo endoscópico eletrônico 100.

Como ilustrado na figura 2, o corpo principal 105 do dispositivo endoscópico é configurado basicamente com uma unidade de fonte de luz 41 como uma unidade de iluminação, uma unidade de controle 42 como uma unidade de controle de processamento de sinal, e um dispositivo de processamento de corpo principal 43. A unidade de controle 42 e o dispositivo de processamento de corpo principal 43 configuram uma unidade de controle de processamento de sinal para controlar a operação da unidade de fonte de luz 41 e/ou um CCD 21 como uma unidade de recolhimento de imagem, enviando um sinal de imagem para o monitor de exibição 106 sendo um dispositivo de exibição, e controlando uma função do painel sensível a toque do painel sensível a toque 106a. A unidade de controle 42 é conectada a uma unidade de armazenamento de dados 44 para o armazenamento de vários dados.

Na descrição da presente modalidade, o corpo principal 105 do dispositivo endoscópico sendo uma unidade única inclui a unidade de fonte de luz 41 e o dispositivo de processamento de corpo principal 43 para o processamento de imagem, por exemplo. No entanto, a unidade de fonte de luz

41 e o dispositivo de processamento de corpo principal 43 também podem ser configurados para serem removíveis como unidades separadas do corpo principal 105 do dispositivo endoscópico.

5 A unidade de fonte de luz 41 sendo uma unidade de iluminação, que é conectada à unidade de controle 42 e o endoscópio 101, irradia uma quantidade de luz predeterminada de luz branca (que pode ser luz branca incompleta) com base em um sinal da unidade de controle 42. A unidade de fonte de luz 41 inclui uma lâmpada 15 como uma fonte de luz branca, um filtro de corte por infravermelho 15a, um filtro de limitação de quantidade de luz 16, senso inserido/removido em um percurso ótico, como uma unidade de controle de características espectrais para limitação da quantidade de luz em uma região de comprimento de onda predeterminada de luz branca, uma unidade de acionamento de inserção/remoção de filtro 17 para a inserção/remoção do filtro de limitação de quantidade de luz 16 em um percurso 10 ótico, e uma lente de condensação 18 para enviar a luz branca.

A figura 3 ilustra as características de transmissão do filtro de limitação de quantidade de luz 16. Por exemplo, quando uma taxa de transmissão de uma banda azul é de 100%, o filtro de limitação de quantidade de luz 16 limita as taxas de transmissão de outras bandas para 50%, como ilustrado na figura 3.

O endoscópio 101 conectado à unidade de fonte de luz 41 através de um conector 11 compreende uma lente objetiva 19 e um dispositivo de recolhimento de imagem em estado sólido 21 tal como CCD (doravante, simplesmente referido como CCD) na unidade de extremidade distal 103. O 25 CCD 21 de acordo com a presente modalidade é um tipo de painel único (um CCD utilizado para um endoscópio eletrônico de tipo simultâneo) e um tipo de cor primária. A figura 4 ilustra a disposição de filtros coloridos dispostos em uma superfície de recolhimento de imagem do CCD 21. Os filtros coloridos dispostos na superfície de recolhimento de imagem do CCD 21 configuram uma unidade de separação de cor.

30 Como ilustrado na figura 2, a unidade de inserção 102 contém um guia de luz 14 para orientar a luz irradiada a partir da unidade de fonte

de luz 41 para a unidade de extremidade distal 103, uma linha de sinal para a transmissão de uma imagem de um sujeito obtido pelo CCD 21 ao dispositivo de processamento de corpo principal 43, um canal de fórceps 28 para o tratamento e similares. Um furo para fórceps 29 para inserção dos fórceps no canal de fórceps 28 é fornecido nas proximidades da unidade de operação 104.

A unidade de operação 104 contém uma unidade ID 110 para o armazenamento de informação de classificação do endoscópio 101. A unidade de operação 104 também é fornecida com uma unidade de comutação de instrução 111 para instruir várias operações em uma superfície externa. A unidade de comutação de instrução 111 inclui pelo menos um comutador de alteração de modo para instruir um modo de geração de imagem espectral, que será discutido posteriormente, para gerar uma imagem espectral com S/N aperfeiçoado.

O dispositivo de processamento de corpo principal 43 como um dispositivo de processamento de sinal para um dispositivo de observação de corpo vivo é conectado ao endoscópio 101 através do conector 11 de forma similar à unidade de fonte de luz 41. O dispositivo de processamento de corpo principal 43 contém um acionador de CCD 431 para acionar o CCD 21 no endoscópio 101. O dispositivo de processamento de corpo principal 43 também inclui um sistema de processamento de sinal de luminance e um sistema de processamento de sinal colorido como sistemas de circuito de sinal para obtenção de uma imagem colorida sendo uma imagem normal.

O sistema de processamento de sinal de luminance do dispositivo de processamento de corpo principal 43 inclui uma unidade de correção de contorno 432, sendo conectada ao CCD 21, para correção de um contorno de um sinal de recolhimento de imagem do CCD 21, e uma unidade de processamento de sinal de luminance 434 para a geração de um sinal de luminance a partir de dados corrigidos pela unidade de correção de contorno 432. O sistema de processamento de sinal colorido do dispositivo de processamento de corpo principal 43 também inclui circuitos de retenção de amostras (circuitos S/H) 433a a 433c, sendo conectados ao CCD 21, para amos-

tragem de um sinal de recolhimento de imagem obtido pelo CCD 21, por exemplo, para gerar um sinal RGB, e uma unidade de processamento de sinal colorido 435, sendo conectado às saídas dos circuitos S/H 433a a 433c, para geração de um sinal colorido.

5 O dispositivo de processamento de corpo principal 43 também inclui uma unidade de geração de imagem normal 437 para a geração de uma imagem colorida sendo uma imagem normal única a partir das saídas do sistema de processamento de sinal de luminance e o sistema de processamento de sinal colorido. A unidade de geração de imagem normal 437 en-
10 via um sinal Y sendo um sinal de luminance e um sinal R-Y e um sinal B-Y sendo sinais de diferença de cor para uma unidade de geração de imagem de exibição 439, e gera um sinal de imagem normal de uma imagem colorida sendo uma imagem normal exibida no monitor de exibição 106 pela unidade de geração de imagem de exibição 439 com base no sinal Y, no sinal R-Y e
15 no sinal B-Y.

Enquanto isso, o dispositivo de processamento de corpo principal 43 inclui uma unidade de operação de matriz 436 como uma unidade de geração de sinal espectral para a realização de uma operação de matriz predeterminada em um sinal RGB ao qual, como um sistema de circuito de
20 sinal para obtenção de um sinal de imagem espectral sendo um sinal espectral, as saídas (sinais RGB) dos circuitos S/H 433a a 433c são conectadas. A operação de matriz pela unidade de operação de matriz 436 está processando para realizar o processamento adicional, por exemplo, nos sinais de imagem colorida, e multiplica uma matriz obtida por um método de cálculo
25 de matriz descrito posteriormente.

Na presente modalidade, um método utilizando o processamento de circuito eletrônico (processamento por hardware com um circuito eletrônico) será descrito como um método para a operação da matriz. No entanto, um método também pode ser possível utilizando-se o processamento de
30 dados numéricos (processamento por software com um programa). Para implementação, uma combinação dos métodos também é possível.

Os sinais de imagem espectral F1 a F3 sendo enviados a partir

da unidade de operação de matriz 436 são submetidos à operação de ajuste de cor em uma unidade de ajuste de cor 440 sendo uma unidade de ajuste de cor para gerar sinais de imagem de canal colorido espectral Rch, Gch e Bch a partir dos sinais de imagem espectral F1 a F3. Os sinais de imagem de canal colorido espectral gerados Rch, Gch e Bch são enviados para os canais coloridos RGB R-(ch), G-(ch) e B-(ch) do monitor de exibição 106 através da unidade de geração de imagem de exibição 439.

A unidade de geração de imagem de exibição 439 gera uma imagem de exibição incluindo uma imagem normal e/ou imagem espectral e envia a imagem de exibição no monitor de exibição 106 e pode exibir imagens espectrais pela comutação entre as imagens. Isso é, um operador pode exibir seletivamente qualquer uma dentre uma imagem normal, uma imagem de canal colorido espectral através do canal colorido R-(ch), uma imagem de canal colorido espectral através do canal colorido G-(ch) e uma imagem de canal colorido espectral através do canal colorido B-(ch) no monitor de exibição 106. O monitor de exibição 106 também pode ser configurado para ser capaz de exibir simultaneamente quaisquer duas ou mais imagens. Particularmente, se uma imagem normal e uma imagem de canal colorido espectral (doravante, também referida como uma imagem de canal espectral) puderem ser exibidas simultaneamente, uma imagem normal para observação geral e uma imagem de canal espectral podem ser facilmente comparadas, de forma que a observação seja possível considerando-se suas características (uma imagem normal possui uma característica de um grau de coloração sendo similar à observação macroscópica normal e pode ser observada com facilidade; e uma imagem de canal espectral possui uma característica de um vaso sanguíneo predeterminado, por exemplo, poder ser observado o que não ocorre com uma imagem normal), o que é muito útil para fins de diagnóstico.

A seguir será descrito um método de cálculo de matriz para a unidade de operação de matriz 436 para se calcular uma matriz.

Método de Cálculo de Matriz

A figura 5 é um diagrama conceitual ilustrando um fluxo de um

sinal na geração de um sinal de imagem espectral correspondendo a uma imagem sendo mais equivalente a uma imagem de banda estreita e comprimento de onda ótico dos sinais de imagem colorida (referidos como R, G e B aqui para facilitar a descrição; no entanto, a combinação de G, Cy, MG e Ye também é possível em um dispositivo de recolhimento de imagem em estado sólido complementar como descrito posteriormente). Doravante, um vetor e uma matriz são representados em um caractere em negrito ou com "" (por exemplo, uma matriz A é representada como "A (caractere em negrito)", ou "A"), enquanto outros são representados sem a decoração do caractere.

10 Primeiro, o dispositivo endoscópico eletrônico 100 converte as características de sensibilidade à cor como características de sensibilidade espectral das respectivas unidades de recolhimento de imagem R, G e B em dados numéricos. As características de sensibilidade à cor R, G e B são características de saída para os comprimentos de onda obtidos quando uma
15 imagem de um objeto apontado branco é recolhida utilizando-se uma fonte de luz branca.

As respectivas características de sensibilidade à cor R, G e B são ilustradas no lado direito dos dados de imagem como um gráfico amplificado. No gráfico, as características de sensibilidade à cor R, G e B são representadas como vetores de coluna de n dimensões "R", "G" e "B", respectivamente.
20

A seguir, o dispositivo endoscópico eletrônico 100 converte as características dos filtros de passagem de banda de banda estreita F1, F2 e F3 para uma imagem espectral com comprimentos de onda centrais λ_1 , λ_2 e λ_3 (por exemplo, $\lambda_1 = 420$ nm, $\lambda_2 = 540$ nm e $\lambda_3 = 605$ nm). como as características espectrais básicas dos sinais espectrais a serem extraídos, por exemplo, três sinais espectrais em dados numéricos. As características dos filtros são representadas como vetores de coluna de n dimensões "F1", "F2" e "F3", respectivamente.
25

30 Com base nos dados numéricos adquiridos, um conjunto de coeficiente ideal é obtido para se aproximar de uma relação a seguir. Isso é, os elementos de matriz satisfazendo

Fórmula 1

$$(R \ G \ B) \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} = (F_1 \ F_2 \ F_3) \quad \dots(1)$$

devem ser obtidos.

Uma solução para uma proposta de otimização acima é fornecida matematicamente como se segue quando uma matriz representando as características de sensibilidade à cor R, G e B é "C", uma matriz representando as características espectrais de um filtro de passagem de banda de banda estreita a ser extraído é "F", e uma matriz de coeficiente a ser obtida que executa a análise de componente principal ou desenvolvimento ortogonal (ou transformação ortogonal) é "A".

10 Fórmula 2

$$C = (R \ G \ B) \quad A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \quad F = (F_1 \ F_2 \ F_3) \quad \dots(2)$$

Portanto, a proposta ilustrada na expressão (1) é igual à para obter a matriz "A" satisfazendo uma seguinte relação:

Fórmula 3

$$CA = F \quad \dots(3)$$

onde para um número de seqüência de ponto n como dados de espectro representando características espectrais, $n > 3$, de forma que a expressão (3) seja fornecida não como uma equação simultânea unidimensional, mas como uma solução para um método de quadrados médios linear. Isso é, uma matriz quase invertida pode ser solucionada a partir da expressão (3). Quando uma matriz transposta da matriz "C" é "C", a expressão (3) é como se segue:

Fórmula 4

$$'CCA = 'CF \quad \dots(4)$$

onde "CC" é uma matriz quadrada n x n. Portanto, a expressão (4) pode ser considerada como uma equação simultânea da matriz "A". Uma solução para a equação é fornecida como se segue:

5 Fórmula 5

$$A = ('CC)^{-1} 'CF \quad \dots(5)$$

O dispositivo endoscópico eletrônico 100 converte um lado esquerdo da expressão (3) para a matriz "A" obtida pela expressão (5) e pode aproximar as características dos filtros de passagem de banda estreita F1, F2 e F3 a serem extraídos.

10 A unidade de operação de matriz 436 gera um sinal de imagem espectral a partir de um sinal de imagem de cor normal utilizando a matriz calculada como acima.

A seguir, a operação do dispositivo endoscópico eletrônico 100 de acordo com a presente modalidade será descrita em detalhes com referência à figura 2.

15 A seguir, a operação da geração de imagem normal será descrita primeiro, e a operação da geração de imagem espectral será descrita depois.

Geração de Imagem Normal

20 Primeiro, a operação da unidade de fonte de luz 41 será descrita. Com base em um sinal de controle da unidade de controle 42, a unidade de acionamento de inserção/remoção de filtro 17 configura o filtro de limitação de quantidade de luz 16 para fora de uma posição em um percurso ótico. O fluxo de luz da lâmpada 15 é condensado em uma extremidade de entrada do guia de luz 14 sendo um feixe de fibra ótica fornecido no conector 11 em uma unidade de conexão entre o endoscópio 101 e a unidade de fonte de luz 41 pela lente de condensação 18 através do filtro de corte por infravermelho 15a sem
25 transmitir através do filtro de limitação de quantidade de luz 16.

O fluxo de luz condensada é irradiado para dentro de um corpo de um sujeito a partir de um sistema ótico de iluminação fornecido na unidade de extremidade distal 103 através do guia de luz 14. O fluxo de luz irradiado reflete no sujeito e sinais são coletados para cada filtro de cor ilustrado na figura 4 no CCD 21 através da lente objetiva 19.

Os sinais coletados entram no sistema de processamento de sinal de luminance acima e sistema de processamento de sinal colorido em paralelo. Os sinais coletados para cada filtro de cor são adicionados e registrados na unidade de correção de contorno 432 do sistema de sinal de luminance para cada pixel, e registrados na unidade de processamento de sinal de luminance 434 depois da correção de contorno. Os sinais de luminance são gerados na unidade de processamento de sinal de luminance 434, e registrados na unidade de geração de imagem normal 437.

Enquanto isso, os sinais coletados pelo CCD 21 são registrados nos circuitos S/H 433a a 433c para cada filtro, e sinais R, G e B são gerados. Adicionalmente, a unidade de processamento de sinal colorido 435 gera sinais coloridos a partir dos sinais R, G e B. A unidade de geração de imagem normal 437 gera sinais Y, sinais R-Y e sinais B-Y a partir dos sinais de luminance e sinais coloridos. A unidade de geração de imagem de exibição 439 exibe uma imagem normal do sujeito no monitor de exibição 106.

Geração de Imagem Espectral

A geração de imagem espectral possui dois modos de geração. Um primeiro modo de geração de imagem espectral é um modo para impedir o fluxo de luz a partir da lâmpada 15 de ser transmitido através do filtro de limitação de quantidade de luz 16 de forma similar à geração de imagem normal. Um segundo modo de geração de imagem espectral é um modo para fazer com que o fluxo de luz da lâmpada 15 transmita através do filtro de limitação de quantidade de luz 16. Em um estado padrão, a unidade de controle 42 configura um modo de geração de imagem espectral para o primeiro modo de geração de imagem espectral. Quando um comutador de alteração de modo da unidade de comutação de instrução 111 é operado, a unidade de controle 42 controla o acionamento da unidade de acionamento de inser-

ção/remoção de filtro 17, dispõe a unidade de acionamento de inserção/remoção de filtro 17 em um percurso ótico de fluxo de luz a partir da lâmpada 15, e configura o modo de geração para o segundo modo de geração de imagem espectral. Como resultado disso, no segundo modo de geração de imagem espectral, o fluxo de luz da lâmpada 15 será transmitido através do filtro de limitação de quantidade de luz 16.

Na presente modalidade, o modo de geração de imagem espectral também pode ser configurado para o segundo modo de geração de imagem espectral pela operação de um teclado ou painel sensível a toque 106a fornecido no corpo principal 105 ao invés do comutador de alteração de modo da unidade de comutação de instrução 111. O primeiro modo de geração de imagem espectral e o segundo modo de geração de imagem espectral são iguais em outras operações, logo a descrição tomará o primeiro modo de geração de imagem espectral como um exemplo. A operação similar à geração de imagem normal não será descrita.

Durante a geração de imagem espectral no primeiro modo de geração de imagem espectral, a unidade de operação de matriz 436a amplifica e adiciona saídas (sinais RGB) dos circuitos S/H 433a a 433c. A unidade de ajuste de cor 440 realiza a operação de ajuste de cor nos sinais de imagem espectral F1 a F3 sendo enviados a partir da unidade de operação de matriz 436 e os sinais de imagem de canal colorido espectral Rch, Gch e Bch são gerados a partir dos sinais de imagem espectral F1 a F3. Os sinais de imagem de canal colorido espectral gerados Rch, Gch e Bch são enviados para os canais coloridos RGB R-(ch), G-(ch) e B-(ch) do monitor de exibição 106.

Da forma acima, o dispositivo de processamento de corpo principal 43 pode exibir uma imagem espectral correspondendo a uma imagem de observação de luz de banda estreita obtida com a luz de banda estreita através dos filtros de passagem de banda de banda estreita F1, F2 e F3 com comprimentos de onda central λ_1 , λ_2 e λ_3 como ilustrado na figura 6 no monitor de exibição 106.

A seguir é ilustrado um exemplo de uma imagem espectral gerada utilizando-se características de quase filtro correspondendo aos filtros de

passagem de banda de banda estreita F1, F2 e F3.

Como ilustrado na figura 7, o tecido em uma cavidade do corpo 51 freqüentemente possui estruturas de distribuição absorventes tal como diferentes vasos sanguíneos em uma direção de profundidade, por exemplo.

5 Muitos vasos capilares 52 distribuem em torno de uma camada de superfície de mucosa, vasos sanguíneos 53, que são maiores do que os vasos capilares, distribuem em adição aos vasos capilares em uma camada intermediária sendo mais profunda do que a camada de superfície de mucosa, e adicionalmente vasos sanguíneos maiores 54 distribuem em uma camada adicional mais profunda.

10 Por outro lado, uma profundidade de invasão de luz em uma direção da profundidade dentro do tecido na cavidade do corpo 51 depende de um comprimento de onda de luz. Para a luz de iluminação incluindo uma região visível, a luz de comprimento de onda curto como luz azul (B) como ilustrado na figura 8 só invade perto de uma camada de superfície devido às características de absorção e características de espalhamento no tecido vivo, é absorvida e espalhada nessa faixa de profundidade, e a luz emitida a partir da superfície é observada. A luz verde (G) de comprimento de onda mais longo do que a azul (B) invade mais profundamente do que a faixa na qual a luz azul (B) invade, e é absorvida e espalhada nessa faixa, e a luz emitida a partir da superfície é observada. A luz vermelha (R) de um comprimento de onda maior do que a luz verde (G) alcança uma faixa mais profunda.

15 Como ilustrado na figura 9, visto que as respectivas regiões de comprimento de onda de luz RGB em observação normal do tecido em uma cavidade do corpo 51 se sobrepõem, (1) um sinal de recolhimento de imagem submetido ao recolhimento de imagem pelo CCD 21 através da luz de banda B recolhe uma imagem de banda com informação de tecido de camada superficial e camada intermediária contendo muita informação de tecido em uma camada de superfície como ilustrado na figura 10.

30 (2) Um sinal de recolhimento de imagem submetido ao recolhimento de imagem pelo CCD 21 através da luz de banda B recolhe uma imagem de banda com informação de tecido de camada superficial e camada

intermediária contendo muita informação de tecido em uma camada intermediária como ilustrado na figura 11; e

(3) Um sinal de recolhimento de imagem submetido ao recolhimento de imagem pelo CCD 21 através de luz de banda R recolhe uma imagem de banda com informação de tecido de camada intermediária e camada profunda contendo muita informação de tecido em uma camada profunda como ilustrado na figura 12.

O corpo principal 105 do dispositivo endoscópico realiza o processamento de sinal nos sinais de recolhimento de imagem RGB, de forma que uma imagem endoscópica possa ser obtida na qual a cor é reproduzida como desejado ou naturalmente como uma imagem endoscópica.

O processamento de matriz acima na unidade de operação de matriz 436 serve para criar um sinal de imagem espectral pela utilização de um filtro de quase passagem de banda (matriz) previamente gerado como acima para um sinal de imagem colorida. Por exemplo, os sinais de imagem espectral F1 a F3 são obtidos utilizando-se filtros de quase passagem de banda F1 a F3 com características espectrais discretas e de banda estreita que podem extrair a informação de tecido de camada profunda desejada como ilustrado na figura 6. Visto que as regiões de comprimento de onda respectivas dos filtros de quase passagem de banda F1 a G3 não se sobrepõem, como ilustrado na figura 6,

(4) um sinal de imagem espectral F1 através do filtro de quase passagem de banda F1 recolhe uma imagem de banda com a informação de tecido na camada superfície como ilustrado na figura 13, (5) Um sinal de imagem espectral F2 através do filtro de quase passagem de banda F2 recolhe uma imagem de banda com a informação de tecido na camada intermediária como ilustrado na figura 14, e (6) um sinal de imagem espectral F3 através do filtro de quase passagem de banda F3 recolhe uma imagem de banda com a informação de tecido na camada mais profunda como ilustrado na figura 15.

Para os sinais de imagem espectral F1 a F3 adquiridos da forma acima, a unidade de ajuste de cor 440 designa o sinal de imagem espectral

F3 para o sinal de imagem de canal colorido espectral Rch, o sinal de imagem espectral F2 para o sinal de imagem de canal colorido espectral Gch, e o sinal de imagem espectral F1 para o sinal de imagem de canal colorido espectral Bch, como um exemplo da conversão mais simples de cor, e envia os sinais para os canais coloridos RGB R-(ch), G-(ch) e B-(ch) do monitor de exibição 106 através da unidade de geração de imagem de exibição 439.

Se uma imagem colorida através dos canais coloridos R-(ch), G-(ch) e B-(ch) for observada no monitor de exibição 106, a mesma parece com uma imagem como ilustrado na figura 16, por exemplo. Os grandes vasos sanguíneos estão nas posições mais profundas, o sinal de imagem espectral F3 é refletido, e uma imagem colorida possuindo cores alvo predeterminadas é ilustrada como um padrão vermelho. Para uma rede vascular perto de uma camada intermediária, o sinal de imagem espectral F2 é refletido fortemente, de modo que uma imagem colorida possuindo cores alvo predeterminadas seja ilustrada como um padrão magenta. Algumas redes vasculares perto de uma superfície de mucosa são expressas como padrões amarelos.

Os sinais de imagem espectral F1 a F3 dependem da sensibilidade espectral de um endoscópio tal como uma lente ou um sistema de conversão oto-elétrico em adição à capacidade de reflexo espectral de um objeto apontado. Como tal, a unidade de controle 43 lê um ID sendo a informação de classificação do endoscópio 101 a partir da unidade de ID 110 na unidade de operação 104, e corrige os sinais de imagem espectral F1 a F3 com um coeficiente de correção dependendo do endoscópio conectado 101 armazenado na unidade de armazenamento de dados 44 com base no ID. A presente modalidade pode ser configurada de modo que um coeficiente de correção seja armazenado na unidade de ID 110 e unidade de controle 43 lê um ID e o coeficiente de correção a partir da unidade de ID 110.

Como descrito acima, os sinais de imagem espectral F1 a F3 são gerados através de matrizes correspondendo aos filtros quase de passagem de banda F1 a F3, enquanto os filtros de quase passagem de banda F1 a F3 são caracterizados pelos comprimentos de onda centrais λ_1 , λ_2 e λ_3 . Isso é, o dispositivo de processamento de corpo principal 43 configura

um comprimento de onda central λ para decidir um filtro de quase passagem de banda F, e gera um sinal de imagem espectral F com base no filtro de quase passagem de banda F.

5 De acordo com a presente modalidade, uma função do painel sensível a toque 106a pode ser utilizada para configurar um comprimento de onda central λ por uma interface de usuário gráfica e gerar um sinal de imagem espectral desejado F.

A seguir é descrita a interface de usuário gráfica pela função do painel sensível a toque 106a.

10 De acordo com a presente invenção, o dispositivo de processamento de corpo principal 43 exibe uma tela de configuração para a configuração de um comprimento de onda central de um filtro quase de passagem de banda correspondente a um sinal de imagem espectral no monitor de observação 106 incluindo o painel sensível a toque 106a como na figura 17. A
15 tela de configuração pode determinar uma pluralidade, por exemplo, de seis comprimentos de onda centrais λ_{11} , λ_{12} , λ_{13} , λ_{21} , λ_{22} , e λ_{23} . Por exemplo, se um botão λ_{11} 201 para iniciar a configuração do comprimento de onda λ_{11} for selecionado utilizando-se uma função do painel sensível a toque, o dispositivo de processamento de corpo principal 43 desenvolve e exibe
20 uma janela de pop-up 207 possuindo uma pluralidade de comprimentos de onda selecionáveis no monitor de observação 106. Então, um valor de comprimento de onda determinado da janela de pop-up 207 é selecionado através da função de painel sensível a toque, de forma que o dispositivo de processamento de corpo principal 43 configure o valor de comprimento de onda
25 determinado como o comprimento de onda λ_{11} . A figura 17 indica um estado do dispositivo de processamento de corpo principal 43 tendo configurado um valor de comprimento de onda determinado 425 nm como o comprimento de onda λ_{11} . As operações para a configuração de outros comprimentos de onda, isso é, um botão λ_{12} 202, um botão λ_{13} 203, um botão λ_{21} 204, um
30 botão λ_{22} 205 e um botão λ_{23} 206 também podem ser valores de comprimento de onda determinados a serem configurados utilizando-se a função de painel sensível a toque na tela de configuração de forma similar ao com-

primento de onda λ_{11} . Uma imagem espectral pode ser colorida pela configuração dos valores de comprimento de onda determinados como pelo menos três comprimentos de onda (por exemplo, os comprimentos de onda λ_{11} , λ_{12} e λ_{13}) na tela de configuração. Doravante, uma imagem espectral colorida é referida como uma imagem espectral colorida.

De acordo com a presente invenção, a tela de configuração para configurar um comprimento de onda central de um filtro de quase passagem de banda não está limitada ao que foi ilustrado na figura 17, mas pode ser uma tela de configuração incluindo uma tabela de configuração 208 para configurar uma pluralidade de configurações de comprimento de onda na qual três comprimentos de onda constituem uma configuração para a coloração prévia como ilustrado na figura 18 como uma primeira variação da presente modalidade. Se a tela de configuração na figura 18 for exibida no monitor de observação 106 incluindo o painel sensível a toque 106a, um conjunto de comprimento de onda desejado pode ser selecionado a partir da pluralidade de conjuntos de comprimento de onda sendo configurados na tabela de configuração 208 utilizando a função do painel sensível a toque.

Alternativamente, um botão de seleção 209 pode ser fornecido, a tabela de configuração 208 pode ser configurada pelo travamento dos conjuntos de comprimento de onda cada vez que o botão de seleção 209 é operado utilizando a função do painel sensível a toque como ilustrado na figura 19 como uma segunda variação da presente modalidade. Especificamente, cada vez que o botão de seleção 209 é operado utilizando a função de painel sensível a toque, um conjunto a ser configurado é travado para seleção como no conjunto 1 → conjunto 2 → conjunto 3 → conjunto 4 → conjunto 1 → A figura 20 ilustra a tela de configuração quando o botão de seleção 209 é operado utilizando a função do painel sensível a toque no estado da figura 19, a seleção do conjunto 1 como ilustrado na figura 19 muda para a seleção do conjunto 2 como ilustrado na figura 20 através de uma operação do botão de seleção 209.

De acordo com a presente modalidade, a unidade de geração de imagem de exibição 439 possui formas de exibição para exibir uma imagem

espectral colorida na tela de exibição do painel sensível a toque 106a (isso é, o monitor de observação 106) tal como: (1) uma forma de exibição para exibir simultaneamente uma imagem de observação de luz normal e uma imagem espectral colorida; (2) uma forma de exibição para exibir apenas uma imagem espectral colorida; e (3) uma forma de exibição para exibir apenas uma imagem de observação de luz normal.

Na forma de exibição simultânea de uma imagem de observação de luz normal e uma imagem colorida espectral, o dispositivo de processamento de corpo principal 43 pode exibir simultaneamente uma imagem de observação de luz normal 210 e uma imagem espectral colorida 211 no monitor de observação 106 pela exibição da unidade de geração de imagem de exibição 439, como ilustrado na figura 21. Durante o acima, a unidade de geração de imagem de exibição 439 pode exibir imagens em miniatura 221 a 226 das imagens espectrais com seis comprimentos de onda centrais sendo configurados, por exemplo, na tela de configuração acima disponível para ser utilizada na coloração da imagem espectral colorida 211 em adição à imagem de observação de luz normal 210 e imagem espectral colorida 211. Então, as imagens em miniatura das três imagens espectrais que configuram a imagem espectral colorida 211 são exibidas em uma forma de exibição diferente (por exemplo, luminance ou tom de cor) a partir de outras imagens em miniatura. De acordo com a presente modalidade, três imagens espectrais podem ser alteradas de forma arbitrária de forma que configurem a imagem espectral colorida 211 pela seleção de quaisquer imagens em miniatura 221 a 226 utilizando a função de painel sensível a toque. Especificamente, por exemplo, quando a imagem espectral colorida 211 é tocada, as imagens em miniatura 221 a 226 são selecionáveis, e três imagens espectrais são alteradas configurando a imagem espectral colorida 211 pela seleção de imagens em miniatura das imagens espectrais com três comprimentos de onda centrais para coloração. A figura 21 ilustra um estado da imagem espectral colorida 211 sendo gerada através de três imagens espectrais com o centro dos comprimentos de onda λ_{11} , λ_{12} , λ_{13} . A figura 22 ilustra um estado da imagem espectral colorida 211 sendo gerada através de três

imagens espectrais com os comprimentos de onda centrais λ_{12} , λ_{21} e λ_{23} .

Se o painel sensível a toque 106a exibir apenas uma imagem de luz normal como ilustrado na figura 23, o dispositivo de processamento de corpo principal 43 pode exibir uma janela de configuração de pintura 230 para mudar um tom de cor da imagem de luz normal pela sobreposição. O dispositivo 43 pode mudar o tom de cor da imagem de luz normal se o usuário tocar um indicador 230a da janela de configuração de pintura 203 utilizando a função de painel sensível a toque para mudar uma razão de vermelho para azul.

Na forma de exibição para exibição apenas de uma imagem espectral colorida, a janela de configuração de pintura 203 está disponível como uma janela de seleção de comprimento de onda 230 para um comprimento de onda central λ , como ilustrado na figura 24. Quando a janela 203 é utilizada como a janela de seleção de comprimento de onda 230, o indicador 230a mostra os comprimentos de onda, cada ponto de exibição do indicador 230a recebe uma pluralidade de comprimentos de onda centrais, três imagens espectrais configurando a imagem espectral colorida 211 podem ser selecionadas na janela de seleção de comprimento de onda 230 pela seleção de três pontos de exibição no indicador 230a. Quando três imagens espectrais são selecionadas, uma janela de configuração de luminance 231 para configurar a luminance de uma imagem espectral é exibida abaixo da janela de seleção de comprimento de onda 230, de forma que a luminance de uma imagem espectral com cada comprimento de onda possa ser configurada de maneira arbitrária.

Na forma de exibição para exibição apenas de uma imagem espectral colorida, o dispositivo de processamento de corpo principal 43 pode exibir refletividade espectral 242 de um sujeito nas proximidades de uma imagem espectral colorida 241 como um gráfico, como ilustrado na figura 25. Por exemplo, os comprimentos de onda λ_1 , λ_2 , λ_3 das três imagens espectrais configurando a imagem espectral colorida 241 são representados na refletividade espectral 242, os comprimentos de onda λ_1 , λ_2 , λ_3 podendo variar através da função de painel sensível a toque, quando os comprimentos de onda λ_1 , λ_2 , λ_3 variam, as três imagens espectrais configurando a

imagem espectral colorida 241 mudam de acordo.

Quando um comutador de congelamento (não-ilustrado) da unidade de comutação de instrução 111 fornecida na unidade de operação 104 do endoscópio 101, por exemplo, é operado na forma de exibição para exibir
5 apenas uma imagem espectral colorida, uma imagem espectral colorida sendo exibida como uma imagem em movimento se torna uma imagem espectral colorida congelada e estática 241, como ilustrado na figura 26. O dispositivo de processamento do corpo principal 43 exibe imagens em miniatura
10 221 a 226 das imagens espectrais com seis comprimentos de onda centrais sendo configurados, por exemplo, a tela de configuração acima disponível para ser utilizada na coloração da imagem espectral colorida congelada 241 nas proximidades da imagem espectral colorida congelada 241. Ademais, as imagens em miniatura das três imagens espectrais configurando a imagem espectral colorida congelada 241 são exibidas em uma forma de exibição
15 diferente (por exemplo, luminance ou tom de cor diferentes) de outras imagens em miniatura. De acordo com a presente modalidade, três imagens espectrais configurando a imagem espectral colorida congelada 241 podem ser arbitrariamente mudadas pela seleção das imagens em miniatura 221 a 226 utilizando a função de painel sensível a toque e operando um botão de
20 decisão de seleção 243 como ilustrado na figura 27. Adicionalmente, de acordo com a presente modalidade, a imagem espectral colorida 241 de uma imagem em movimento das três imagens espectrais selecionadas a partir das imagens em miniatura 221 a 226 pode ser exibida pela operação de um botão de confirmação 244 utilizando a função de painel sensível a toque. De
25 acordo com a presente modalidade, a imagem espectral colorida 241 da imagem em movimento das três imagens espectrais selecionadas a partir das imagens em miniatura 221 a 226 também pode ser automaticamente exibida apenas por uma operação do botão de decisão de seleção 243, ao invés do fornecimento do botão de confirmação 244.

30 Como descrito acima, de acordo com a presente modalidade, o corpo principal 105 do dispositivo endoscópico pode mudar arbitrariamente três imagens espectrais configurando uma imagem espectral colorida. Nesse

caso, o processamento de equilíbrio de branco para as três imagens espectrais é alterado simultaneamente. Em particular, o corpo principal 105 do dispositivo endoscópico armazena discretamente uma tabela de dados tridimensional com três comprimentos de onda λ_i , λ_j , λ_k como eixos como ilustrado na figura 28 previamente na unidade de armazenamento de dados 44, por exemplo. Cada elemento de volume da tabela de dados tridimensional armazena fatores de ponderação (k_x , k_y , k_z) utilizados para o processamento de equilíbrio de branco como dados de elemento de volume. O corpo principal 105 do dispositivo endoscópico realiza o processamento de equilíbrio de branco nas três imagens espectrais F_i , F_m e F_n com comprimentos de onda λ_{il} , λ_{jm} , λ_{kn} através da operação "imagem espectral colorida = $k_x \times F_i + k_y \times F_m + k_z \times F_n$ ", por exemplo.

O corpo principal 105 do dispositivo endoscópico armazena discretamente a tabela de dados tridimensional para reduzir a capacidade de armazenamento da unidade de armazenamento de dados 44 para o armazenamento de dados de elemento de volume respectivos. Como tal, os fatores de ponderação dentre os dados de elemento de volume são calculados através da interpolação linear geral para o processamento de equilíbrio de branco.

Na forma de exibição para exibição apenas de uma imagem de observação de luz normal, o dispositivo de processamento de corpo principal 43 designa um quadro de exibição de imagem espectral 281 na imagem de observação de luz normal 210 como ilustrado na figura 29, de forma que o dispositivo 43 possa exibir uma imagem espectral da região pela sobreposição em uma região do quadro de exibição de imagem espectral designado 281. Um tamanho e posição do quadro de exibição de imagem espectral 281 podem ser arbitrariamente alterados pela função do painel sensível a toque, como ilustrado na figura 30.

De acordo com a presente modalidade, a configuração de uma imagem espectral é configurada utilizando-se um comprimento de onda como um parâmetro de configuração, mas a presente invenção não está limitada a isso. Ao invés disso, a designação pode ser feita utilizando-se informação de profundidade sendo uma profundidade de invasão de luz como

um parâmetro de configuração, ou a designação pode ser feita utilizando-se um nome de função tal como o destaque do vaso sangüíneo como um parâmetro de configuração.

Adicionalmente, de acordo com a presente invenção, a configuração de uma imagem espectral sendo ideal para observação com base em um órgão a ser observado pode ser automaticamente designada. Nesse caso, um método de configuração de designação de uma imagem espectral com base em um órgão inclui um método de identificação e designação de um órgão para o qual o endoscópio 101 é utilizado com um ID da unidade de ID 110 na unidade de operação 104, um método de designação por um comutador de menu no painel sensível a toque 106a, um método de designação pela leitura de dados de um cartão PC gravando informações do paciente, ou um método de reconhecimento automático de um órgão pela realização do processamento de imagem em uma imagem de observação de luz normal por um módulo de compreensão de cena, por exemplo.

O corpo principal 105 do dispositivo endoscópico de acordo com a presente modalidade é fornecido com uma pluralidade de fendas de painel 300 em uma superfície posterior dentro das quais os substratos de expansão de função para a expansão de função podem ser inseridos, como ilustrado na figura 31. Enquanto isso, a unidade de controle 44 exibe uma janela de menu 260 como ilustrado na figura 32 no painel sensível a toque 106a para desenvolver as funções executáveis. Assumindo-se que as funções padrão da unidade de controle 44 sem um substrato de expansão de função ser inserido possam ser classificadas para quatro funções básicas, por exemplo, as funções são comutáveis utilizando-se indicadores 261 dos menus 1, 2, 3 e 4 na janela de menu 260. A janela de menu 260 inclui indicadores de menu 262 para uma pluralidade de substratos de expansão de função em adição aos indicadores 261 dos menus 1, 2, 3 e 4. Quando nenhum substrato de expansão de função é configurado nas fendas de painel 300 de forma padrão, os indicadores de menu 262 são para menus vazios, como ilustrado na figura 33. No entanto, quando um substrato de expansão de função é inserido nas fendas de painel 300, a unidade de controle 44 pode desenvolver

uma janela de menu de função adicional das funções do substrato de expansão de função inserido a partir da janela de menu 260 através de um indicador 262a de um menu 5, como ilustrado na figura 34.

5 A janela de menu de função adicional é configurada em software. Como tal, quando um substrato de expansão de função é inserido, a unidade de controle 44 identifica o substrato de expansão de função; e uma janela de menu com configuração similar às funções básicas é automaticamente gerada, de forma que uma versão do software não precise ser alterada, ou uma versão do software seja facilmente atualizada.

10 De acordo com a presente modalidade, a operação é realizada através do painel sensível a toque 106a, e especificações podem ser facilmente alteradas sem alteração de hardware, mas pela atualização de uma versão de software.

15 De acordo com a presente modalidade, nem todas as operações devem ser realizadas através do painel sensível a toque 106a, mas as operações podem ser realizadas utilizando-se um dispositivo de apontar tal como um TrackBall ou mouse, ou um comprimento de onda de uma imagem espectral pode ser configurado através de um teclado 270 dedicado à seleção de um comprimento de onda, por exemplo, como ilustrado na figura 35.
20 Ademais, uma função de configuração de comprimento de onda pode ser designada para uma chave de função de um teclado geral.

Como descrito acima, de acordo com a presente modalidade, em um estado padrão de um modo de geração de imagem espectral sendo o primeiro modo de geração de imagem espectral, o monitor de exibição 106
25 pode exibir seletivamente uma imagem de observação de luz normal e uma imagem espectral pela priorização de uma qualidade de imagem de uma imagem de observação de luz normal. Adicionalmente, o comutador de alteração de modo da unidade de comutação de instrução 111 comuta o modo de geração de imagem espectral para o segundo modo de geração de imagem espectral através da operação, transmite o fluxo de luz da lâmpada 15
30 através do filtro de limitação de quantidade de luz 16, e reduz a quantidade de luz em outras bandas do comprimento de onda para metade da luz em

uma banda de comprimento de luz azul, de forma que o monitor de exibição 106 possa exibir seletivamente a imagem de observação de luz normal e a imagem espectral pela priorização da qualidade de imagem de uma imagem espectral.

5 Em outras palavras, pela configuração do modo de geração de imagem espectral para o segundo modo de geração de imagem espectral, e transmissão do fluxo de luz da lâmpada 15 através do filtro de limitação de quantidade de luz 16, uma imagem espectral em uma banda de comprimento de onda azul pode ser aperfeiçoada para criar imagem da informação com
10 um S/N similar às imagens espectrais em outras bandas de comprimento de onda, por exemplo.

De acordo com a presente modalidade, o filtro de limitação de quantidade de luz 16 é configurado para ser inserido de forma removível em um percurso ótico. No entanto, o filtro 16 também pode ser fornecido perma-
15 nentemente em um percurso ótico. Ademais, um filtro colorido fornecido para o CCD 21 pode ter características espectrais similares a um filtro de limitação de quantidade de luz, omitindo assim o filtro de limitação de quantidade de luz 16.

Como uma variação da presente modalidade, filtros coloridos
20 complementares podem ser utilizados ao invés da utilização dos filtros coloridos primários RGB. A disposição dos filtros complementares é configurada com elementos G, MG, Ye e Cy como ilustrado na figura 36. Uma relação entre os elementos respectivos dos filtros de cores primárias e os elementos respectivos dos filtros coloridos complementares é: $Mg = R + B$, $Cy = G + B$,
25 e $Ye = R + G$.

De acordo com a variação, todos os pixels do CCD 21 são lidos, e o processamento de sinal ou processamento de imagem é realizado em uma imagem a partir de cada filtro colorido. Se os filtros complementares forem utilizados, não é necessário se dizer que o circuito S/H ilustrado na
30 figura 2 não é para R, G e B, mas para G, Mg, Cy e Ye, mas a refletividade espectral do corpo vivo pode ser aproximada com as três características espectrais para quatro ou menos unidades. De acordo, uma dimensão para se

calcular uma matriz estimada é alterada de três para quatro.

Segunda Modalidade

As figuras 37 a 43 se referem a uma segunda modalidade da presente invenção. A figura 37 é um diagrama em bloco ilustrando a configuração de um dispositivo endoscópico eletrônico. A figura 38 é um diagrama
5 ilustrando a configuração de um filtro rotativo RGB na figura 37; a figura 39 é um diagrama ilustrando as características espectrais da luz que é transmitida através do filtro rotativo RGB na figura 38 quando um filtro de limitação de quantidade de luz em um primeiro modo de geração de imagem espectral não está em um percurso ótico; a figura 40 é um diagrama ilustrando as ca-
10 racterísticas espectrais da luz que é transmitida através do filtro rotativo RGB na figura 38 quando o filtro de limitação de quantidade de luz em um segundo modo de geração de imagem espectral está em um percurso ótico; a figura 41 é um diagrama em bloco ilustrando a configuração de uma variação do
15 dispositivo endoscópico eletrônico da figura 37; a figura 42 é um diagrama ilustrando a configuração de um filtro rotativo RGB na figura 41; e a figura 43 é um diagrama ilustrando a configuração de uma variação do filtro rotativo RGB na figura 38.

A segunda modalidade é quase igual à primeira modalidade.
20 Como tal, apenas os pontos diferentes serão descritos e os mesmos componentes recebem as mesmas referências numéricas e não serão descritos.

A presente modalidade difere da primeira modalidade basicamente na unidade de fonte de luz 41 e no CCD 21. De acordo com a primeira modalidade, o CCD 21 é fornecido com o filtro colorido ilustrado na figura
25 4, e um tipo chamado simultâneo é utilizado no qual o filtro colorido gera um sinal colorido. Por outro lado, de acordo com a presente modalidade, o tipo chamado seqüencial é utilizado para iluminar luz em uma ordem RGB para gerar um sinal colorido.

Como ilustrado na figura 37, na unidade de fonte de luz 41 de
30 acordo com a presente modalidade, a luz através da lâmpada 15, o filtro de corte de infravermelho 15a e o filtro de limitação de quantidade de luz 16 é transmitida através de um filtro RGB 23. De forma similar à primeira modali-

dade, o filtro de limitação de quantidade de luz 16 é inserido de forma removível em um percurso ótico. O filtro de rotativo RGB 23, que é conectado a uma unidade de controle de filtro rotativo RGB 26, gira em uma velocidade de rotação predeterminada.

5 O filtro rotativo RGB 23 é configurado com uma unidade de filtro R 23r para a transmissão de luz de banda R, uma unidade de filtro G 23g para transmissão de luz de banda G, e uma unidade de filtro B 23b para transmissão de luz de banda B, como ilustrado na figura 38. A figura 39 ilustra características espectrais da luz transmitida pelo filtro rotativo RGB 23 no
10 primeiro modo de geração de imagem espectral, isso é, quando o filtro de limitação de quantidade de luz 16 não está em um percurso ótico. A figura 40 ilustra as características espectrais da luz sendo transmitida através do filtro rotativo RGB 23 no segundo modo de geração de imagem espectral, isso é, quando o filtro de limitação de quantidade de luz 16 está em um
15 percurso ótico.

Durante a operação da unidade de fonte de luz de acordo com a presente modalidade, componentes de infravermelho desnecessários do fluxo de luz enviado a partir da lâmpada 15 são cortados no filtro de corte de infravermelho 15a, e o fluxo de luz sendo transmitido através do filtro de corte de infravermelho 15a passa seletivamente através do filtro de limitação de
20 quantidade de luz 16 e é transmitido através do filtro rotativo RGB 23, de forma que o fluxo de luz seja enviado a partir da unidade de fonte de luz como luzes de iluminação R, G e B em cada momento predeterminado. As luzes de iluminação respectivas refletem em um sujeito e são recebidas pelo
25 CCD 21. Os sinais obtidos pelo CCD 21 são distribuídos por uma unidade de comutação (não-ilustrada) fornecida para o corpo principal 105 do dispositivo endoscópico dependendo do tempo de radiação, e entram nos circuitos S/H 433a a 433c, respectivamente. Isso é, se a luz for irradiada a partir da unidade de fonte de luz 41 através de um filtro R, os sinais obtidos pelo CCD 21
30 entram no circuito S/H 433a. A outra operação é similar à primeira modalidade e não será descrita.

De acordo com a presente modalidade, similar à primeira moda-

lidade, pela configuração de um modo de geração de imagem espectral para o segundo modo de geração de imagem espectral e transmissão do fluxo de luz da lâmpada 15 através do filtro de limitação de quantidade de luz 16, uma imagem espectral em uma banda de comprimento de onda azul pode ser aperfeiçoada para criar imagem da informação com S/N similar de imagens espectrais em outras bandas de comprimento de onda, por exemplo.

De acordo com a presente modalidade, o filtro de limitação de quantidade de luz 16 é configurado para ser inserido de forma removível em um percurso ótico, mas a modalidade não está limitada a isso. Ao invés disso, um filtro rotativo RGB 23 pode ser configurado como ilustrado na figura 42 para omitir o filtro de limitação de quantidade de luz 16 como ilustrado na figura 41.

Isso é, o filtro rotativo 23 é configurado em um formato de disco e possui uma estrutura dupla centralizada em um eixo geométrico de rotação como ilustrado na figura 42. Em uma parte de diâmetro externo do filtro 23, uma unidade de filtro R 23r1, a unidade de filtro G 23g1 e a unidade de filtro B 23b1 são dispostas e configuram um primeiro conjunto de filtro para envio da luz seqüencial de quadro com as características espectrais como ilustrado na figura 39. Em uma parte de diâmetro interno, uma unidade de filtro R' 23r2, uma unidade de filtro G' 23g2 e uma unidade de filtro B 23b2 são dispostas e configuram um segundo conjunto de filtro para enviar a luz seqüencial de quadro com as características espectrais como ilustrado na figura 40.

Para o filtro rotativo 23, a unidade de controle 42 controla o acionamento de um motor de filtro rotativo 26 e gira o motor 26 como ilustrado na figura 41, e a unidade de controle 42 move o filtro 23 em uma direção de diâmetro (move de forma perpendicular a um percurso ótico do filtro rotativo 23, e move seletivamente o primeiro conjunto de filtro ou segundo conjunto de filtro do filtro rotativo 23 no percurso ótico) através de um motor de comutação de filtro 17a.

De acordo com a presente modalidade, três luzes seqüenciais de quadro de banda R, G e B são irradiadas, mas a modalidade não está limitada a isso. Ao invés disso, o filtro rotativo 23 pode ser um filtro rotativo

para a transmissão de luzes seqüenciais de quadro de múltiplas bandas (quarto ou mais bandas) 11, 12, 13 e 14 em quatro bandas diferentes como ilustrado na figura 43, por exemplo, e para irradiação de luzes seqüências de quadro de múltiplas bandas.

- 5 Nesse caso, uma imagem espectral é estimada como nas expressões (6) a (8) a partir de quatro sinais de banda.

Fórmula 6

$$\begin{pmatrix} F1 \\ F2 \\ F3 \end{pmatrix} = \mathbf{K} \begin{pmatrix} I1 \\ I2 \\ I3 \\ I4 \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} k_1 & k_2 & k_3 & k_4 \\ l_1 & l_2 & l_3 & l_4 \\ m_1 & m_2 & m_3 & m_4 \end{pmatrix} \quad \dots(6)$$

A expressão (6) pode gerar imagens espectrais coloridas com três comprimentos de onda a partir de quatro sinais de banda.

10 Fórmula 7

$$F1 = \mathbf{N} \begin{pmatrix} I1 \\ I2 \\ I3 \\ I4 \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{N} = (n_1 \quad n_2 \quad n_3 \quad n_4) \quad \dots(7)$$

A expressão (7) pode gerar uma imagem espectral monocromática com um único comprimento de onda a partir de quatro sinais de banda.

Fórmula 8

$$\begin{pmatrix} F1 \\ F2 \\ F3 \\ F4 \end{pmatrix} = \mathbf{O} \begin{pmatrix} I1 \\ I2 \\ I3 \\ I4 \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{O} = \begin{pmatrix} o_1 & o_2 & o_3 & o_4 \\ p_1 & p_2 & p_3 & p_4 \\ q_1 & q_2 & q_3 & q_4 \\ r_1 & r_2 & r_3 & r_4 \end{pmatrix} \quad \dots(8)$$

A expressão (8) pode gerar imagens espectrais com quatro

comprimentos de onda a partir de quatro sinais de banda, e a unidade de geração de exibição de imagem 439 seleciona três das quatro imagens espectrais para gerar uma imagem espectral colorida.

5 A configuração acima para irradiar luz seqüencial de quadro de múltiplas bandas pode estimar as imagens espectrais a partir de quatro sinais de banda, de forma que as imagens espectrais possam ser estimadas com maior precisão.

10 A configuração acima para irradiação das luzes seqüenciais de quadro de múltiplas bandas pode realizar luzes de múltiplas bandas em diferentes bandas utilizando um LED ou LD multicolorido.

A presente invenção não está limitada às modalidades acima. Várias mudanças e alterações podem ser realizadas sem se desviar do escopo da presente invenção.

15 O presente pedido é baseado em e reivindica prioridade do pedido de patente japonês aberto à inspeção pública de Nº 2006-073183, depositado em 16 de março de 2006 no Japão, que é totalmente incorporado aqui por referência.

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo de observação de corpo vivo compreendendo uma unidade de controle de processamento de sinal para controlar a operação de uma unidade de iluminação para irradiar um corpo vivo sendo um sujeito
5 com luz e/ou uma unidade de recolhimento de imagem para a conversão fotoelétrica de luz refletida a partir do corpo vivo com base na luz de iluminação da unidade de iluminação e para gerar um sinal de recolhimento de imagem, e para enviar o sinal de recolhimento de imagem para um dispositivo de exibição, o dispositivo de observação de corpo vivo incluindo:

10 uma unidade de geração de sinal espectral para gerar um sinal espectral correspondendo a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótica a partir do sinal de recolhimento de imagem pelo processamento de sinal; e

 uma unidade de ajuste de cor para ajustar um tom de cor para
15 cada uma dentre uma pluralidade de bandas que formam o sinal espectral quando o sinal espectral é enviado para o dispositivo de exibição;

 onde uma unidade de controle de características espectrais para o controle das características espectrais da luz em um percurso ótico é adicionalmente fornecida no percurso ótico a partir da unidade de iluminação
20 para a unidade de recolhimento de imagem.

2. Dispositivo de observação de corpo vivo de acordo com a reivindicação 1, no qual:

 a unidade de controle de características espectrais é uma unidade de controle de intensidade espectral para o controle das características
25 de intensidade espectral da luz de iluminação e/ou uma unidade de controle de sensibilidade espectral do dispositivo de recolhimento de imagem para controle das características de sensibilidade espectral de um dispositivo de recolhimento de imagem na unidade de recolhimento de imagem.

3. Dispositivo de observação de corpo vivo de acordo com a reivindicação 1 ou 2, no qual:

30 a unidade de controle de características espectrais aumenta a intensidade e/ou sensibilidade em uma região de comprimento de onda pré-

determinado em comparação com a intensidade e/ou sensibilidade em outras regiões de comprimento de onda.

4. Dispositivo de observação de corpo vivo de acordo com qualquer uma das reivindicações 1, 2 ou 3, no qual:

5 a unidade de controle de características espectrais aumenta a intensidade e/ou sensibilidade em uma região de comprimento de onda azul em comparação com a intensidade e/ou sensibilidade em outras regiões de comprimento de onda.

10 5. Dispositivo de observação de corpo vivo de acordo com qualquer uma das reivindicações 1, 2, 3 ou 4, incluindo uma unidade de controle de geração de sinal para controlar a unidade de geração de sinal espectral através de uma função de painel sensível a toque, onde:

o dispositivo de exibição inclui a função de painel sensível a toque.

FIG. 1

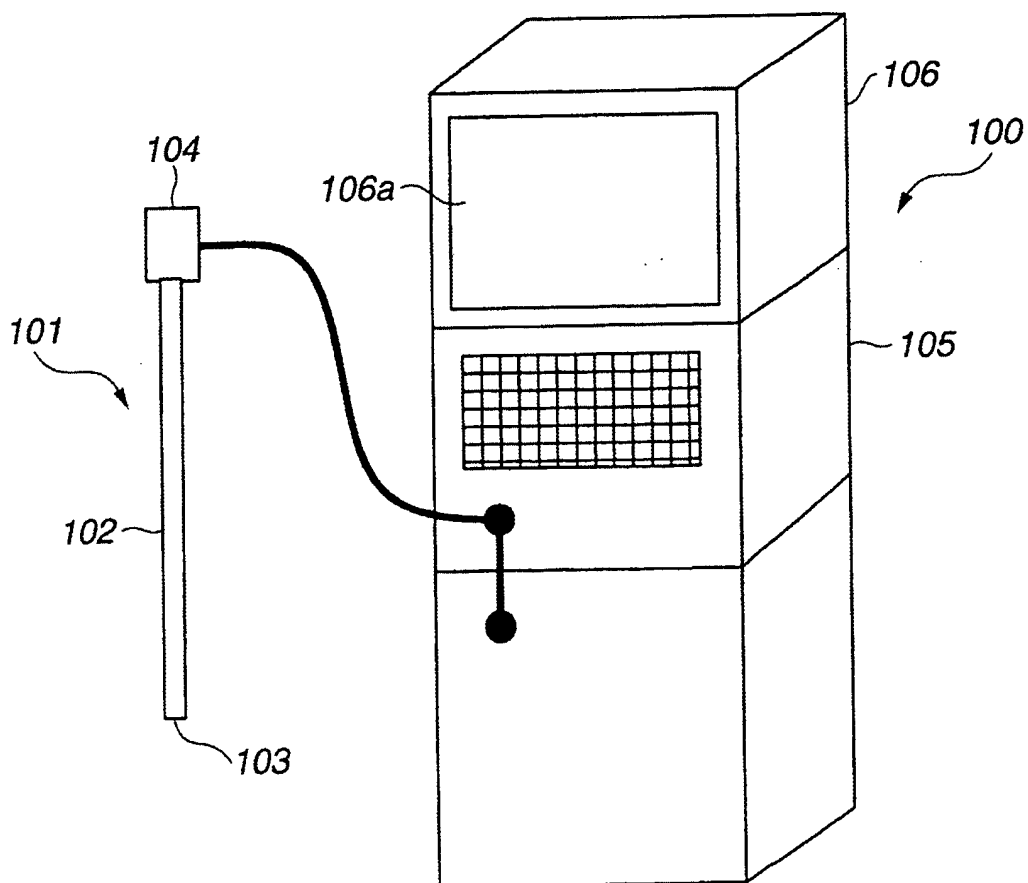


FIG.2

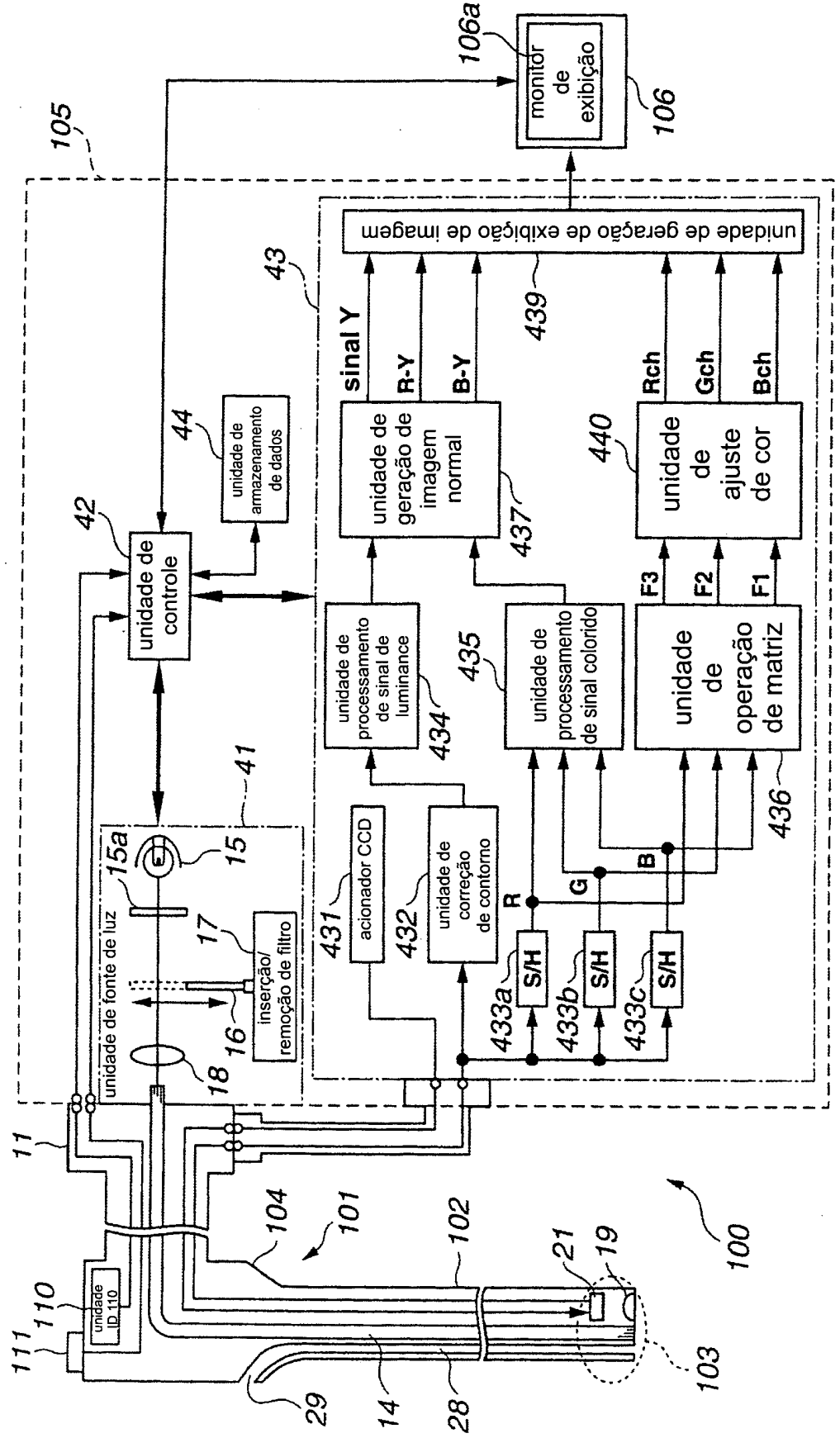
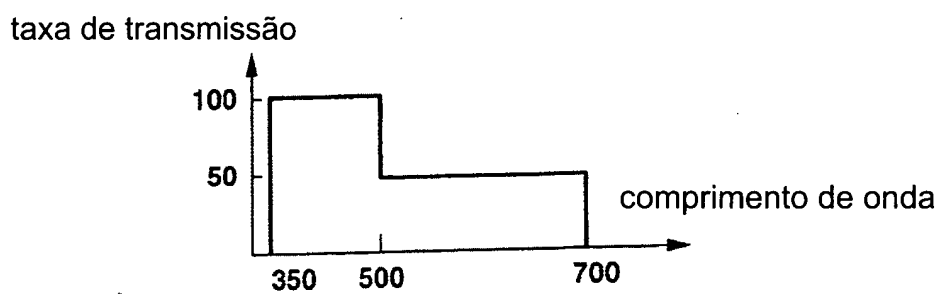


FIG.3**FIG.4**

R	G	R	G
R	B	R	B
R	G	R	G
R	B	R	B

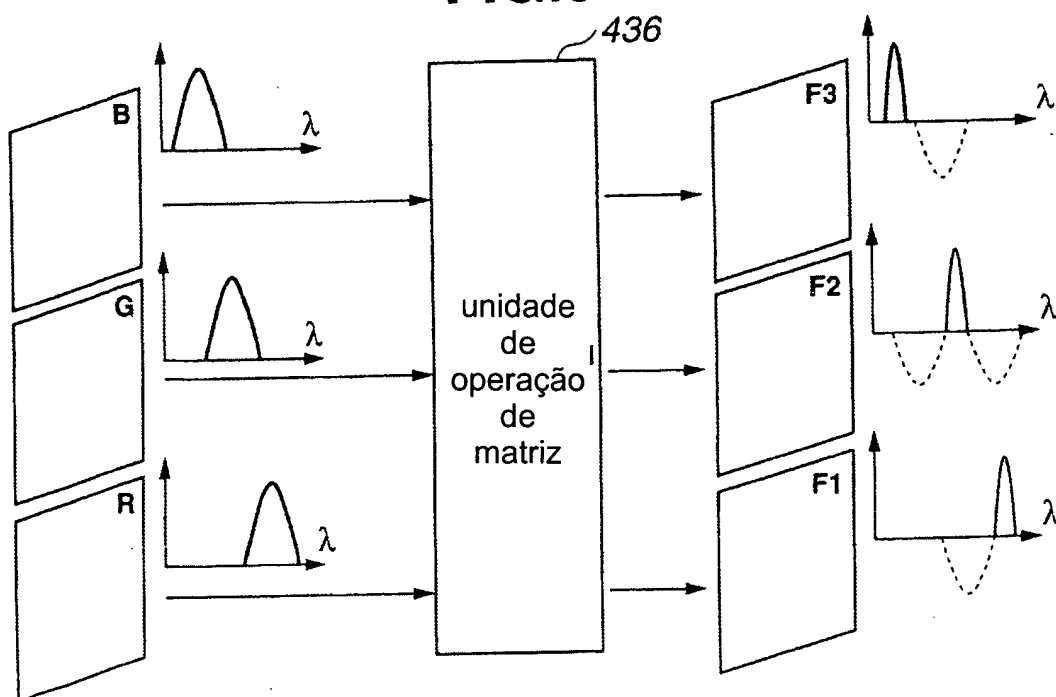
FIG.5

FIG.6

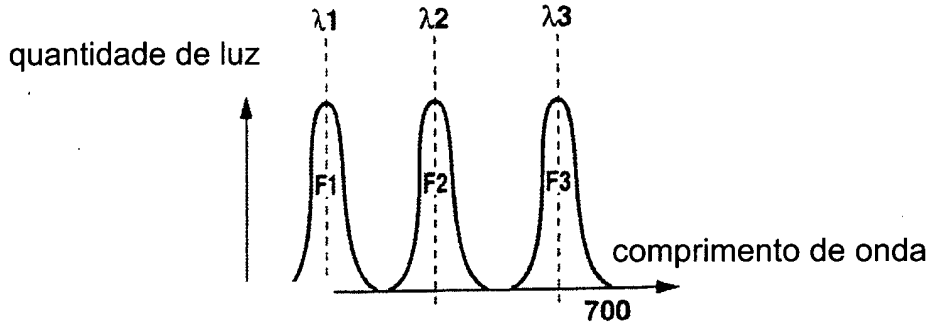


FIG.7

estrutura de superfície côncavo-convexa
 rede capilar próxima à camada de superfície
 rede vascular próxima à camada intermediária
 rede vascular grande próxima à camada profunda

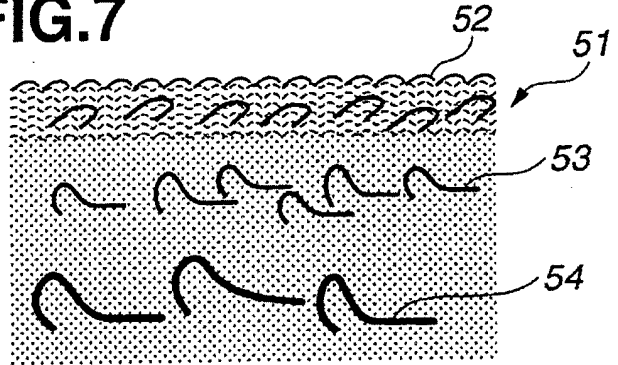


FIG.8

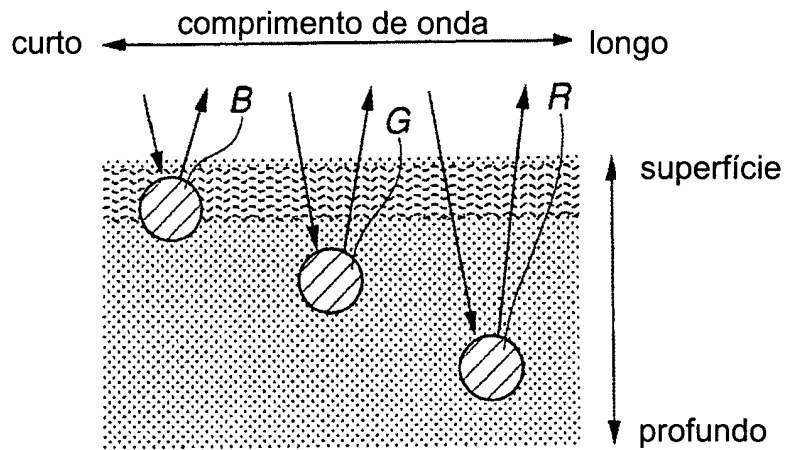


FIG.9

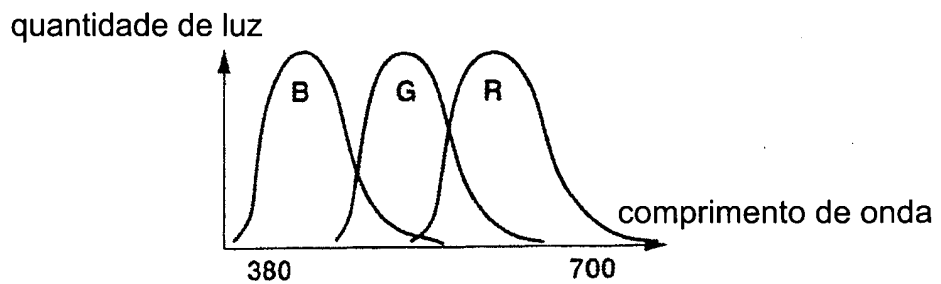


FIG.10



FIG.11



FIG.12

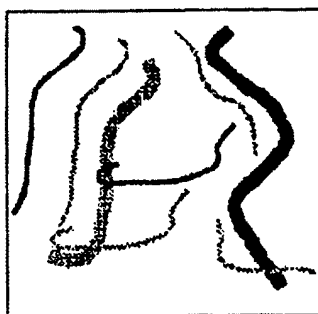


FIG.13

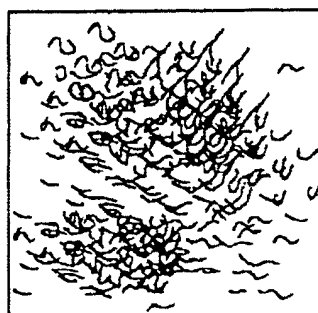


FIG.14

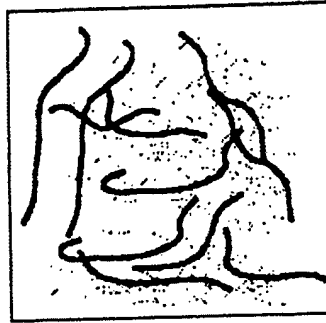


FIG.15

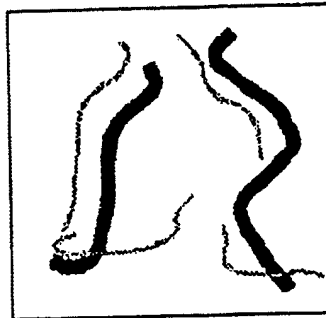


FIG.16

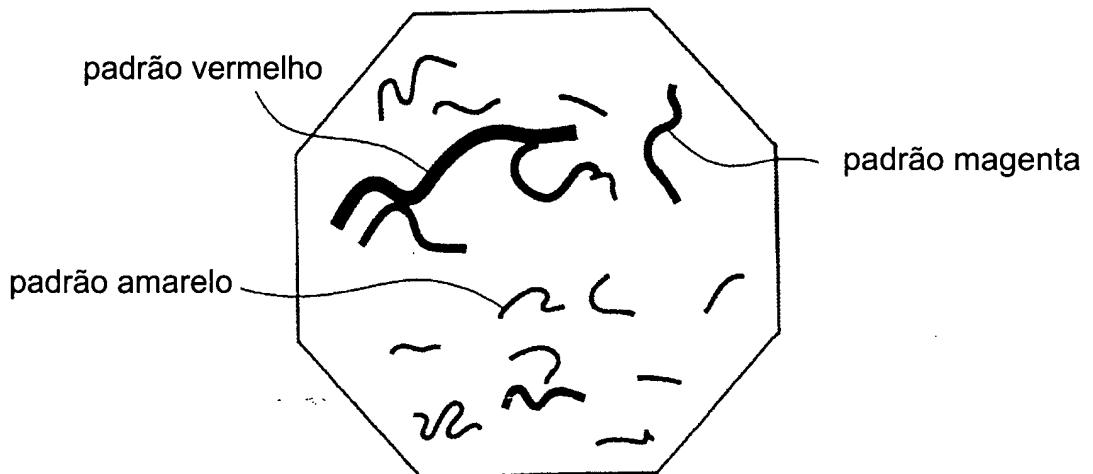


FIG.17

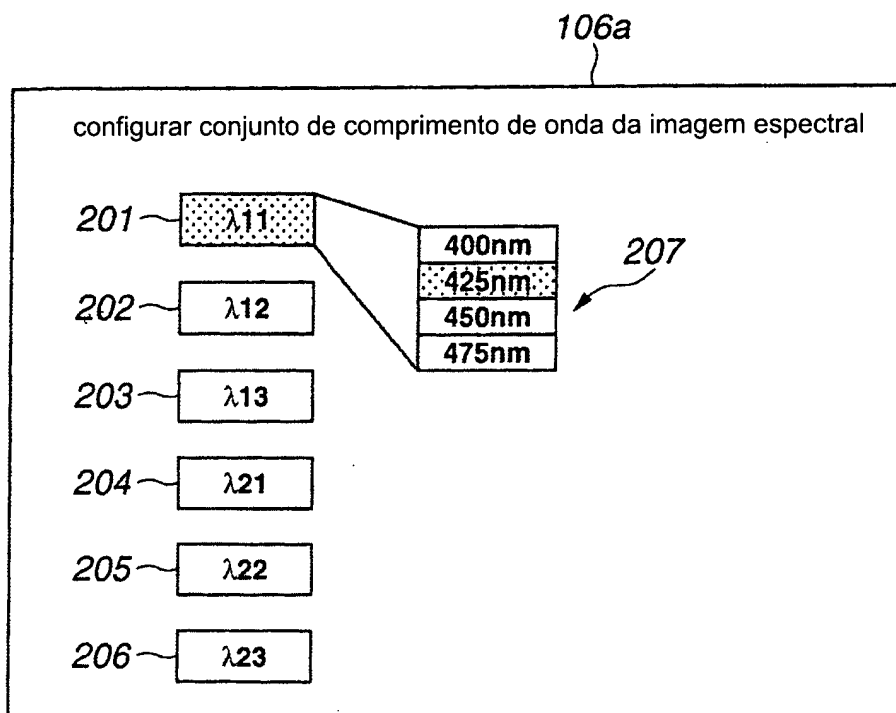


FIG.18

106a

configurar conjunto de comprimento de onda de imagem espectral

208

	λ_1	λ_2	λ_3
SET 1	400nm	445nm	500nm
SET 2	425nm	500nm	600nm
SET 3	450nm	540nm	650nm
SET 4	475nm	570nm	700nm

FIG.19

106a

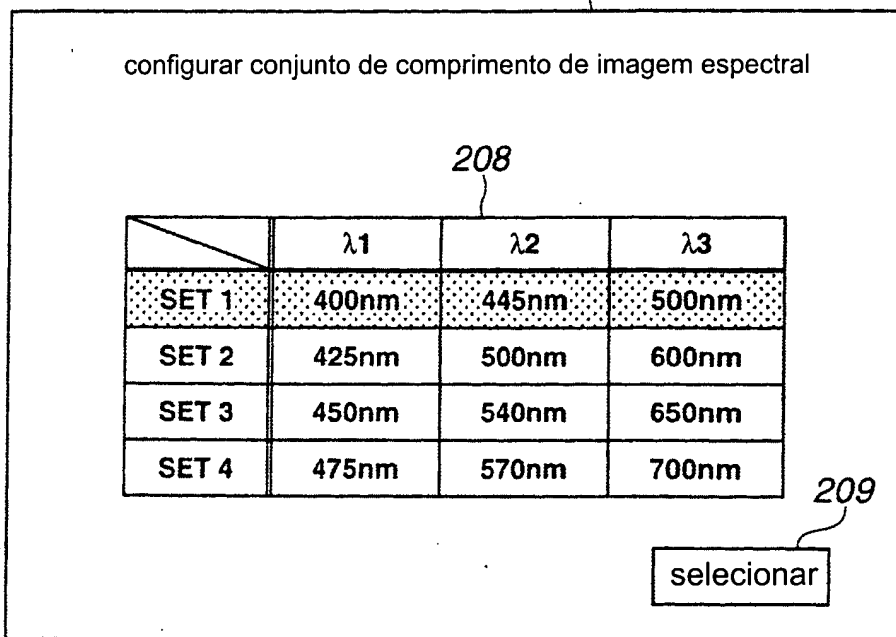


FIG.20

106a

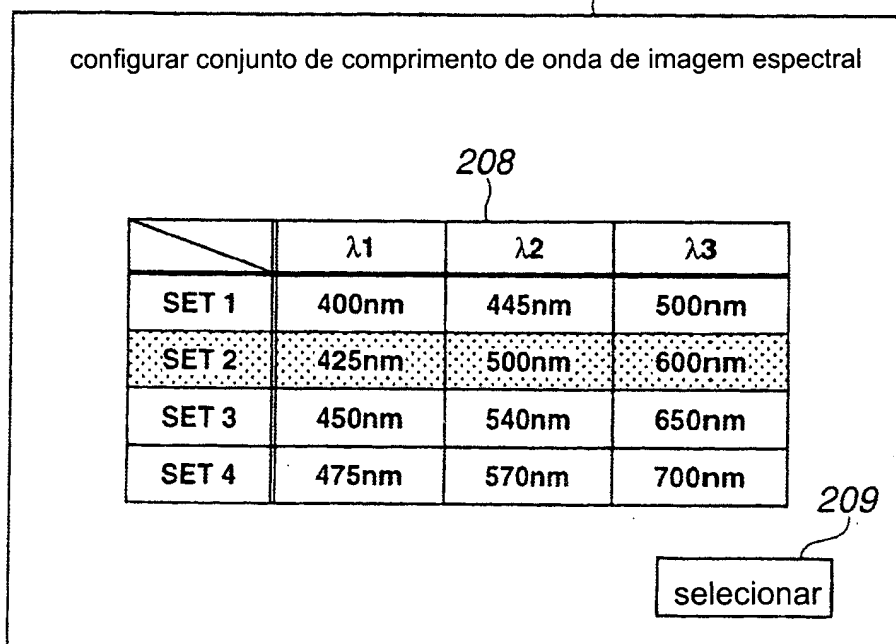


FIG.21

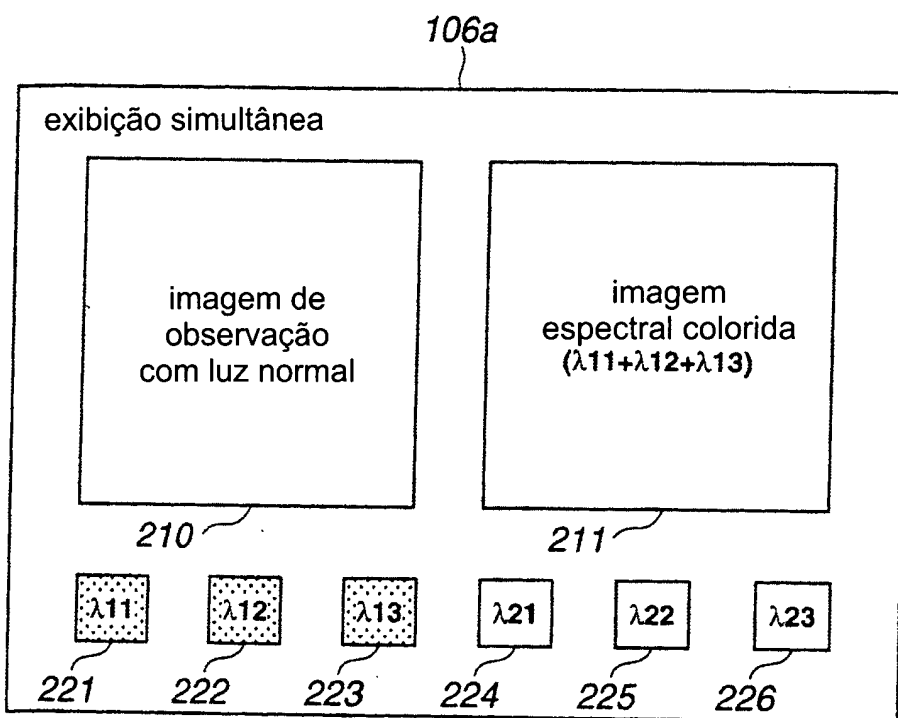


FIG.22

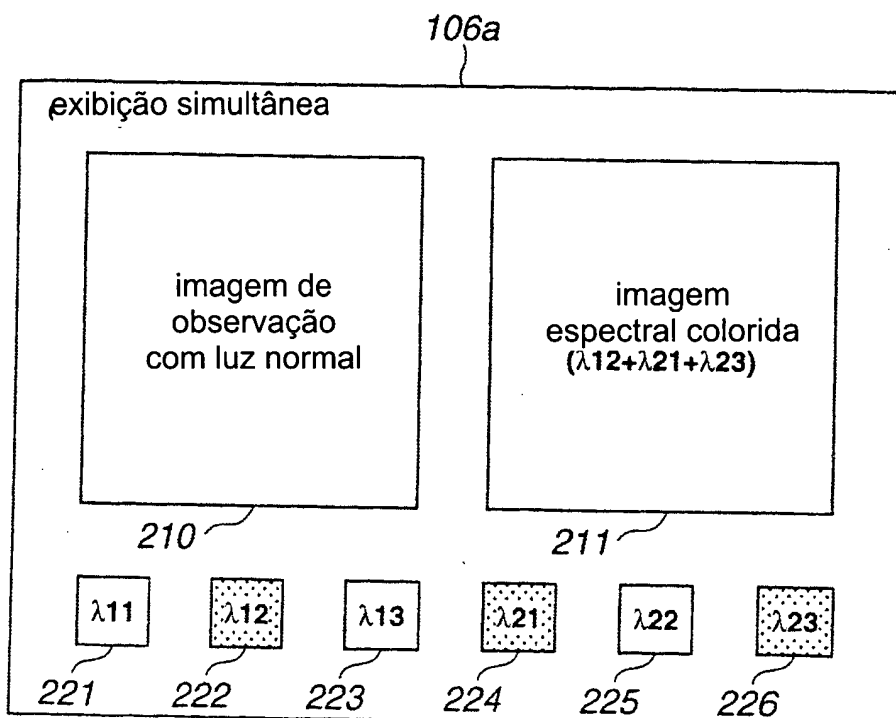


FIG.23

106a

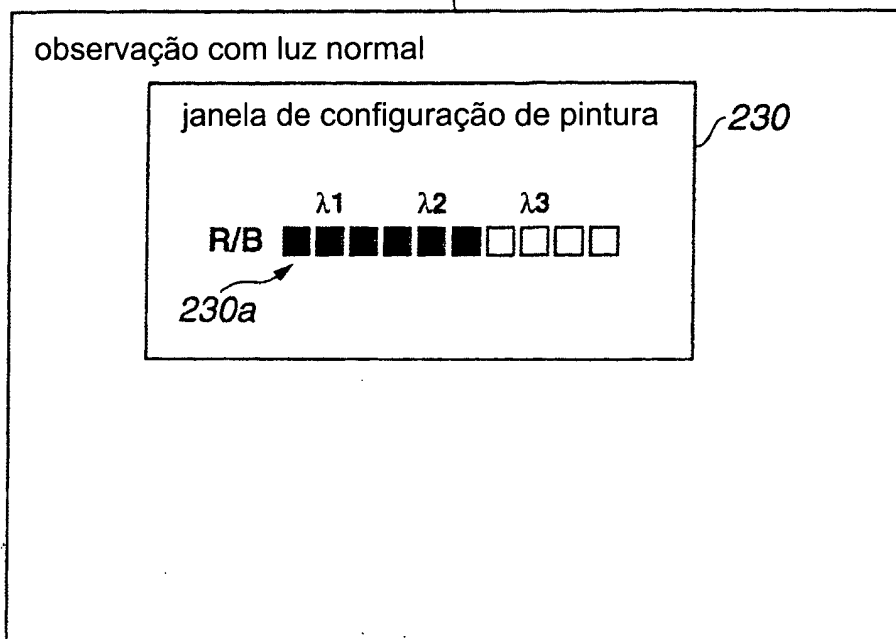


FIG.24

106a

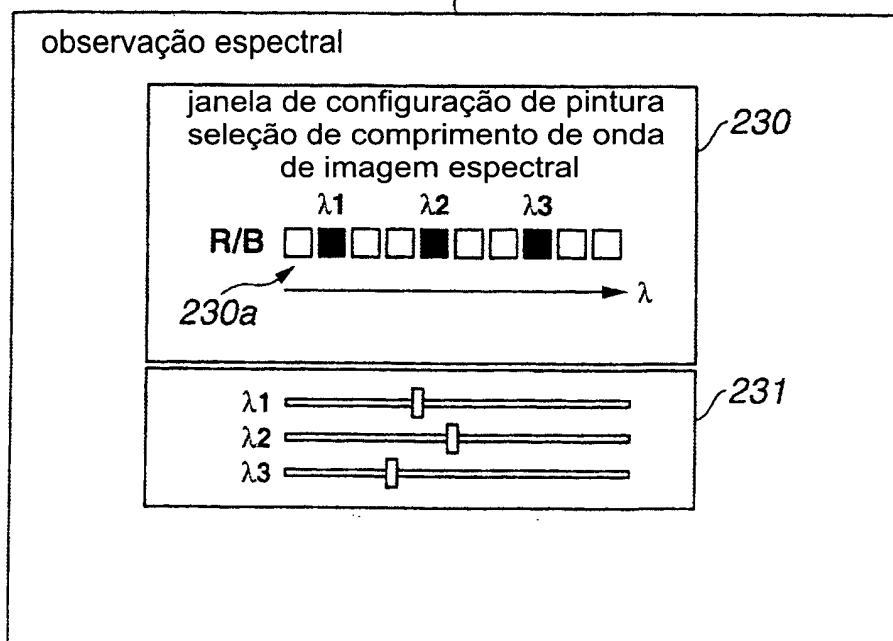


FIG.25

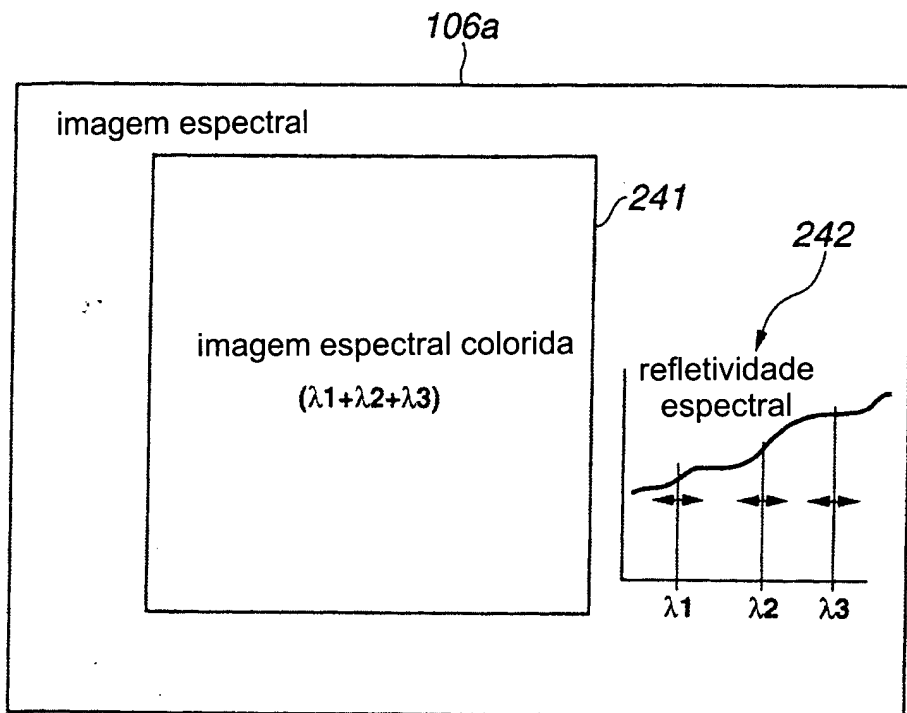


FIG.26

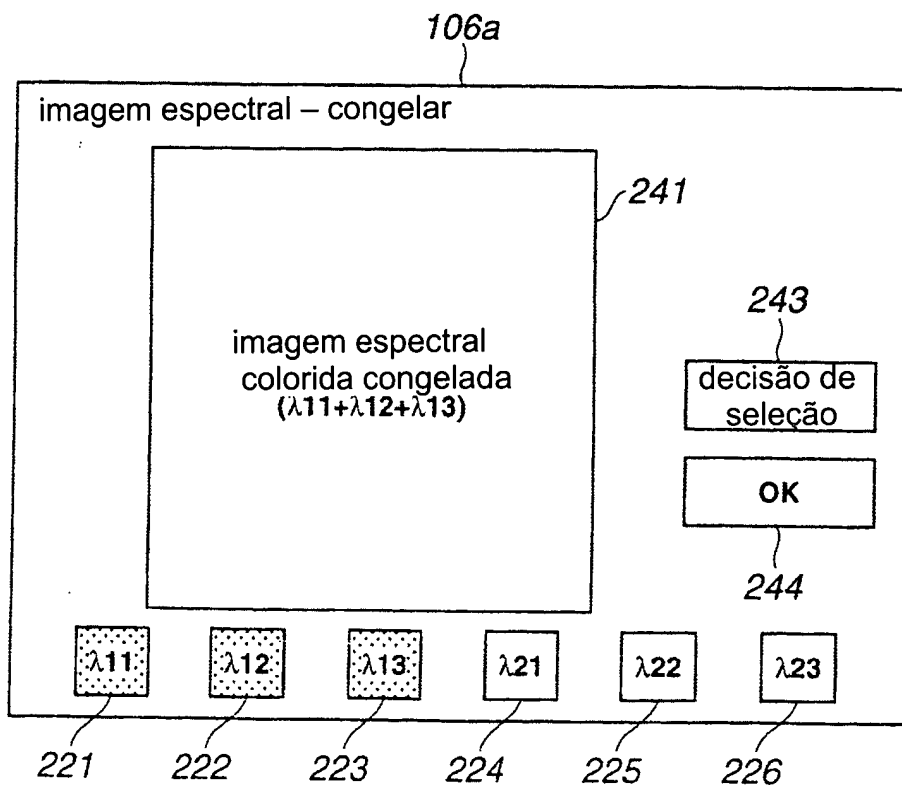


FIG.27

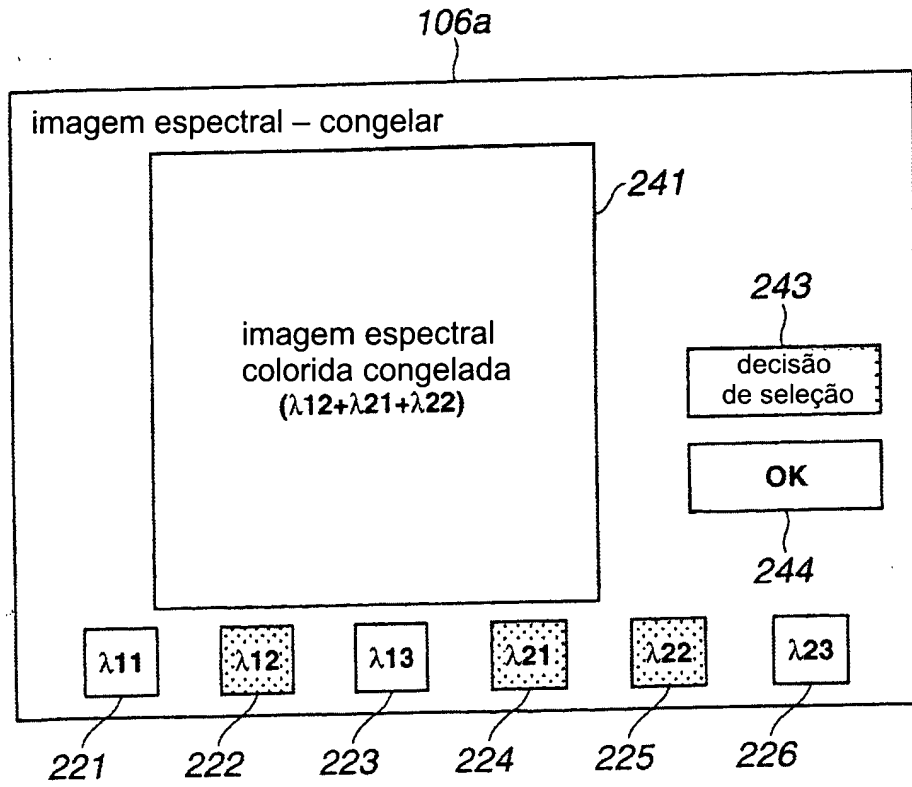


FIG.28

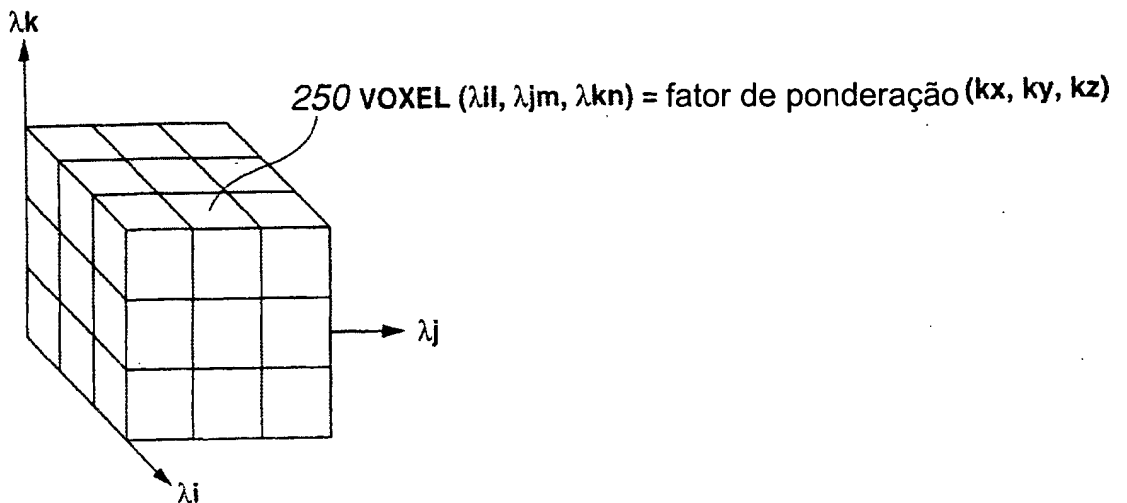


FIG.29

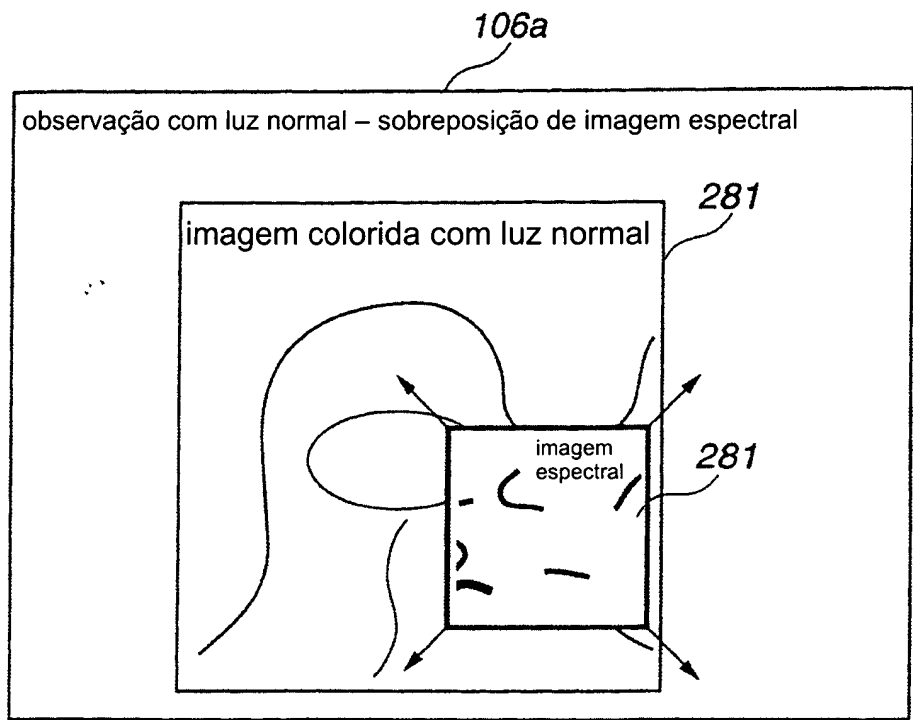


FIG.30

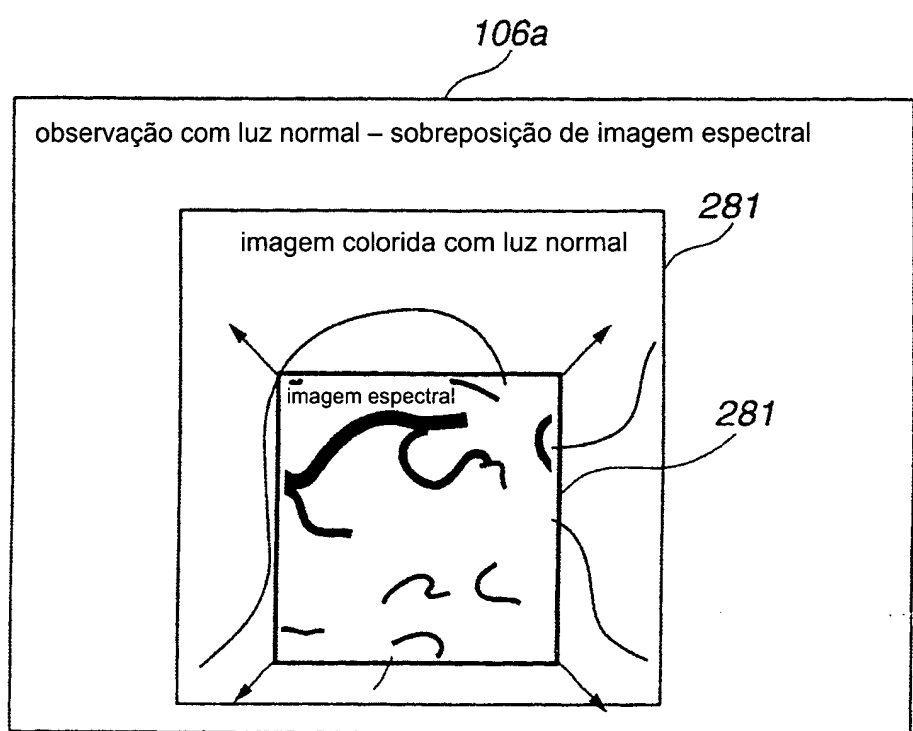


FIG.31

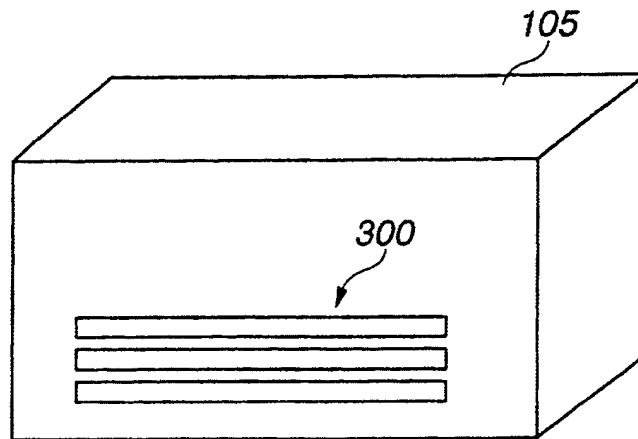


FIG.32

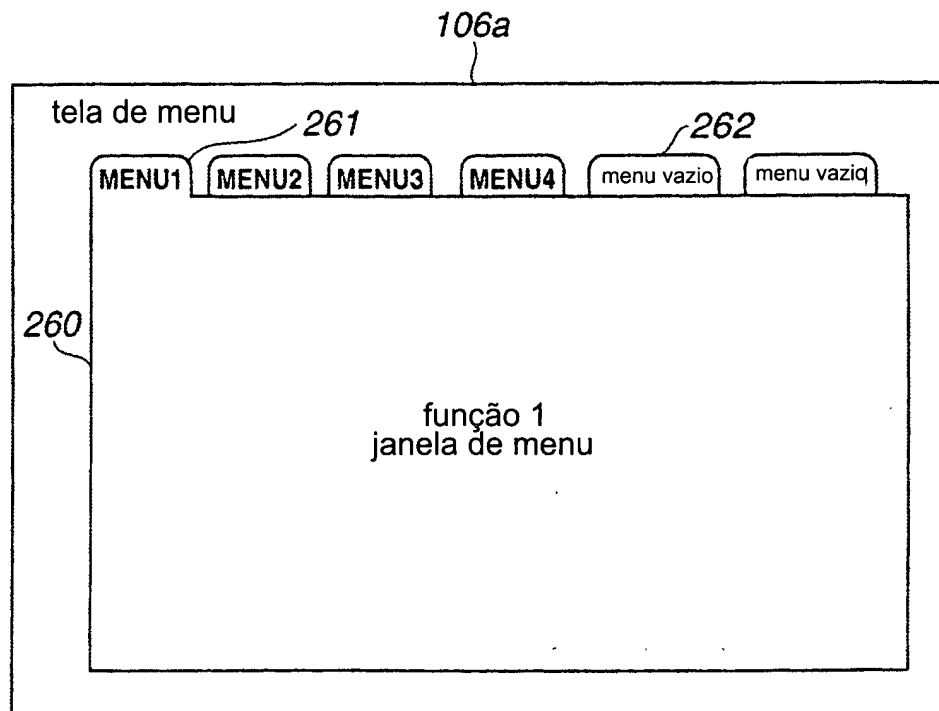


FIG.33

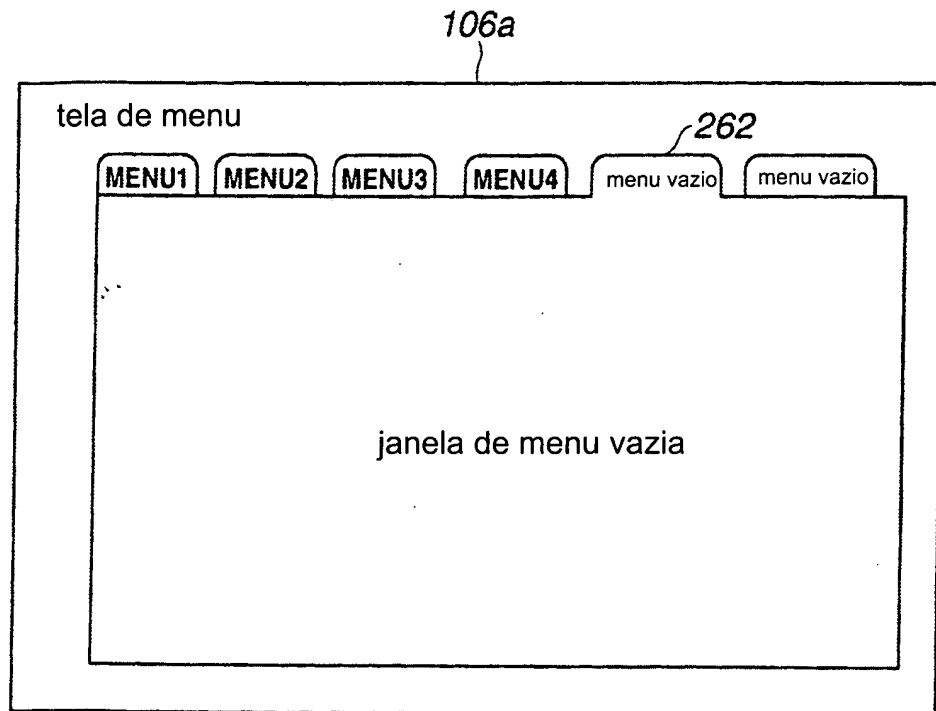


FIG.34

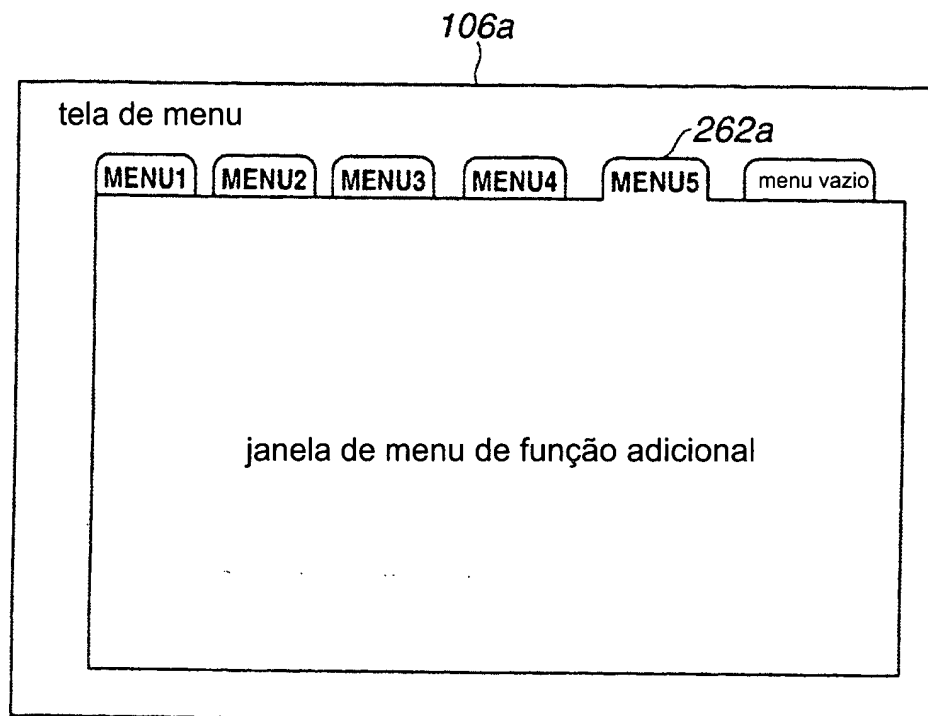


FIG.35

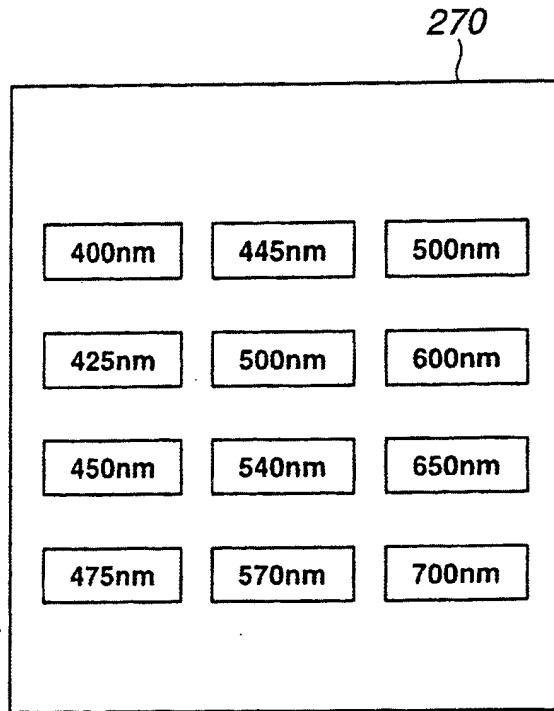


FIG.36

Mg	G	Mg	G
Cy	Ye	Cy	Ye
G	Mg	G	Mg
Cy	Ye	Cy	Ye

FIG.37

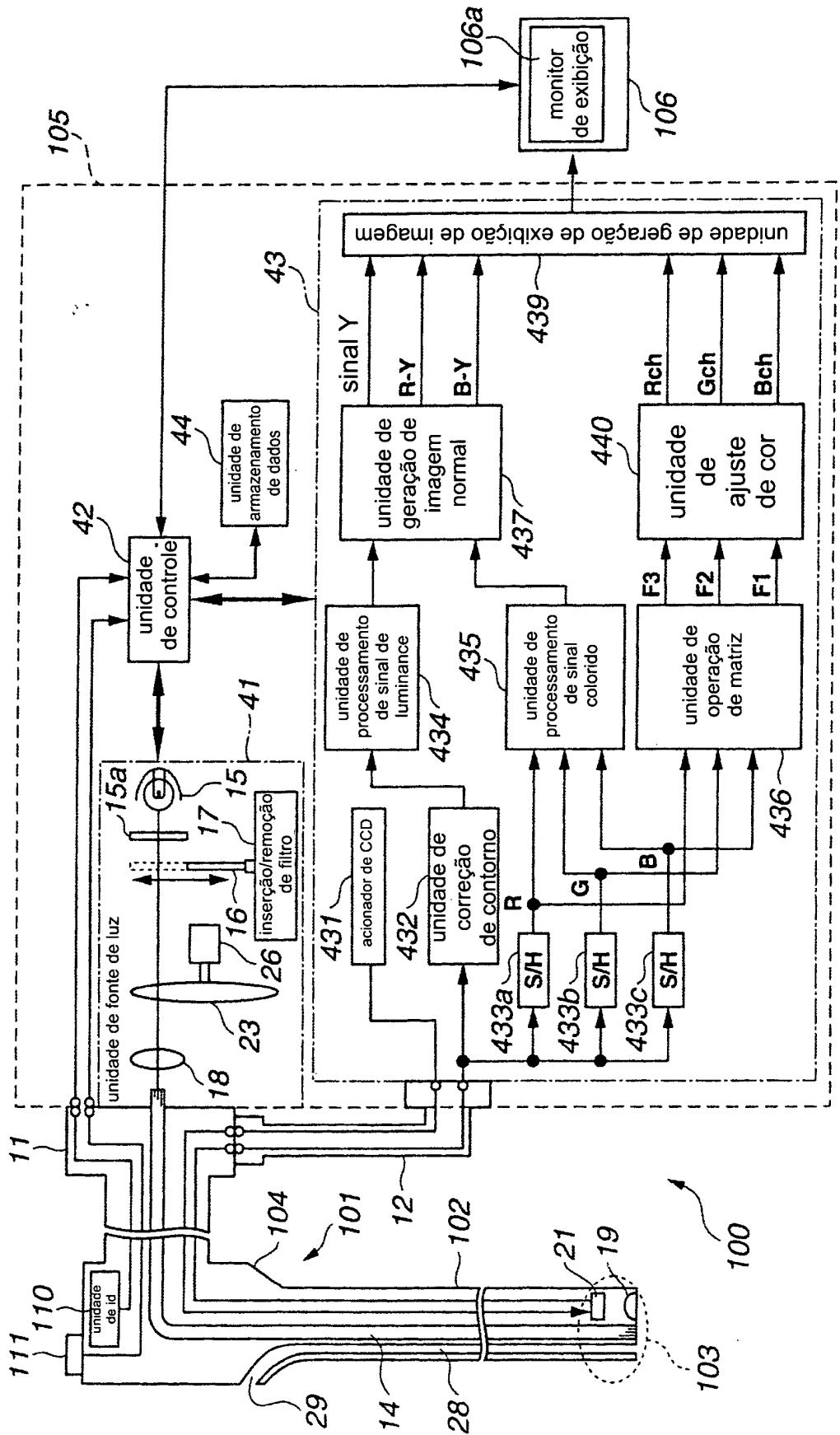


FIG.38

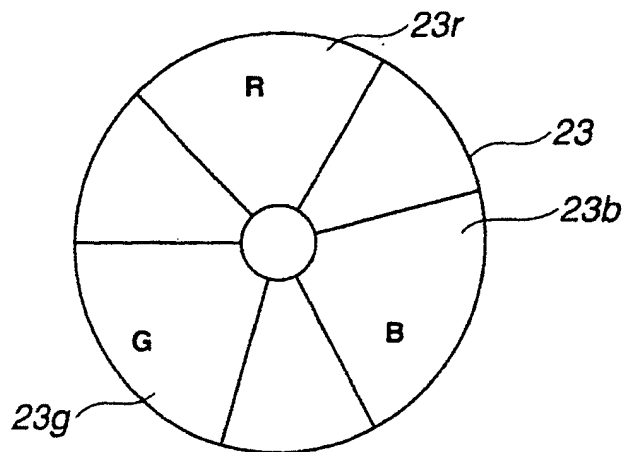


FIG.39

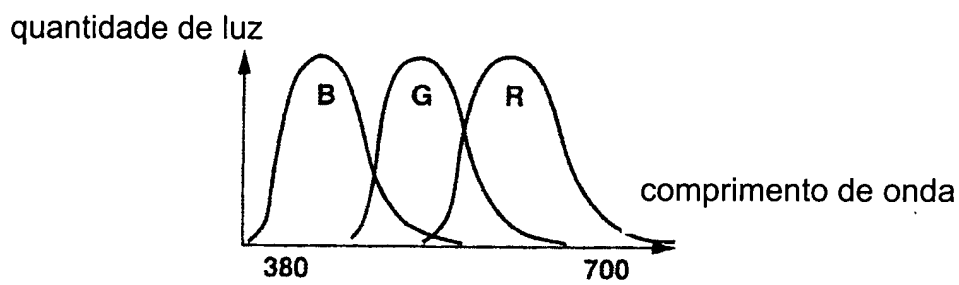


FIG.40

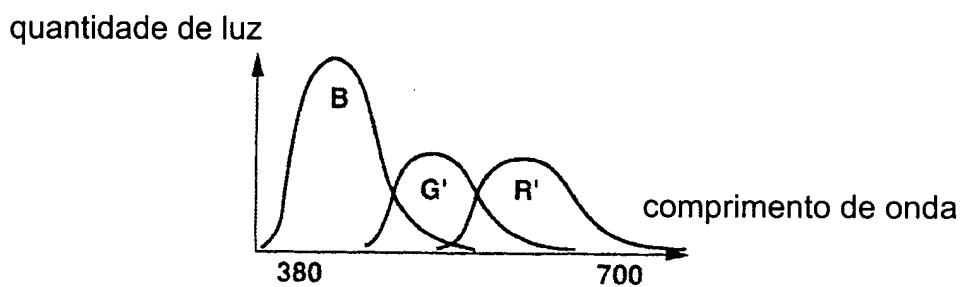


FIG.41

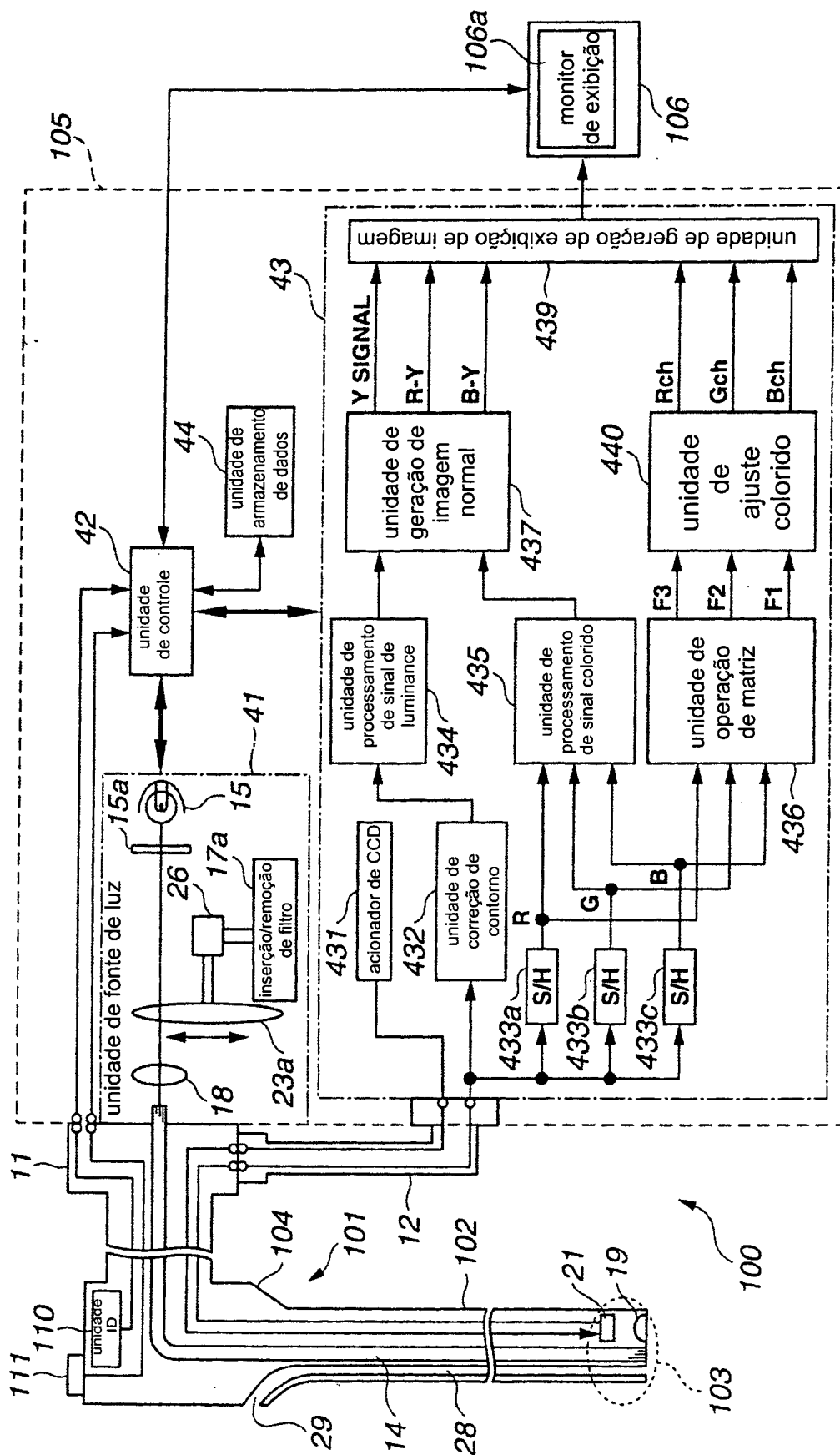


FIG.42

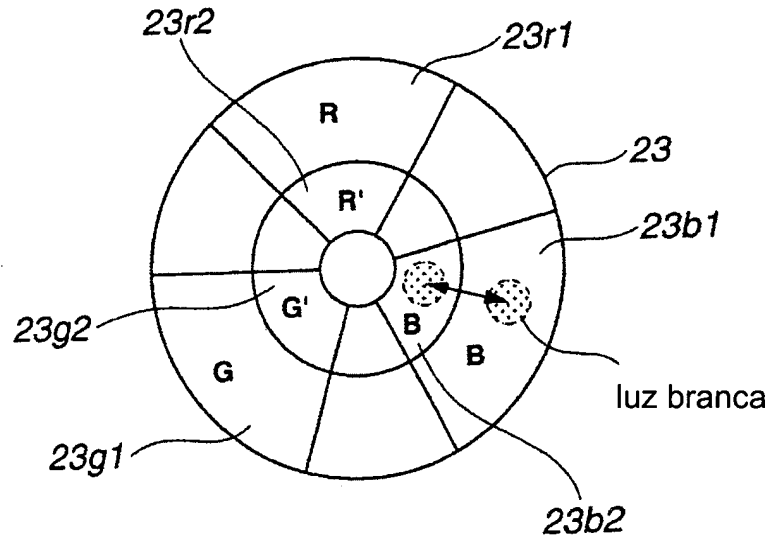
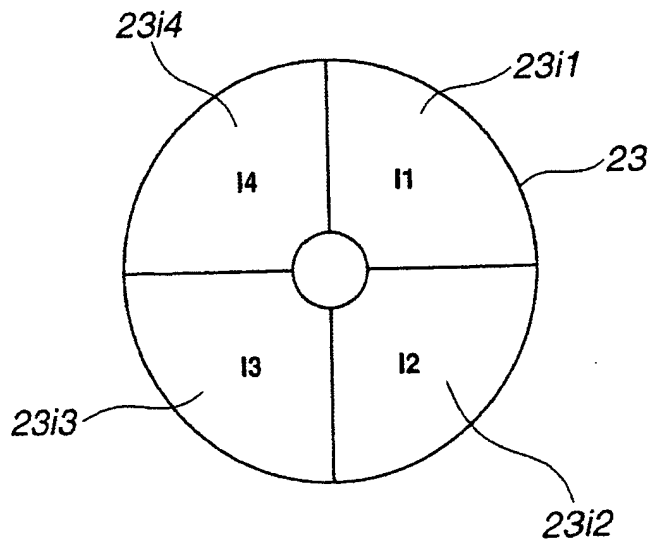


FIG.43



RESUMO

Patente de Invenção: "DISPOSITIVO DE OBSERVAÇÃO DE CORPO VIVO".

A presente invenção refere-se a uma unidade de fonte de luz
 5 (41), que é conectada a uma unidade de controle (42) e um endoscópio
 (101), irradia uma quantidade de luz predeterminada de luz branca com base
 em um sinal da unidade de controle (42). A unidade de fonte de luz (41) in-
 clui uma lâmpada (15) como uma fonte de luz branca, um filtro de corte in-
 fravermelho (15a), um filtro de limitação de quantidade de luz (16), sendo
 10 inserido/removido em um percurso ótico, para limitar a quantidade de luz em
 uma região de comprimento de onda predeterminada de luz branca, uma
 unidade de acionamento de inserção/remoção de filtro (17) para inse-
 rir/remover o filtro de limitação de quantidade de luz (16) em um percurso
 ótico, e uma lente de condensação (18) para emitir a luz branca. Por exem-
 15 plo, quando uma taxa de transmissão de uma banda azul é de 100%, o filtro
 de limitação de quantidade de luz (16) limita as taxas de transmissão de ou-
 tras bandas para 50%. Isso aperfeiçoa S/N na geração de imagem espectral
 discreta com luz de iluminação em uma região de luz visível.