



* 6 6 6 1 0 2 6 0 A 2 *

A61B 1/04
A61B 1/00
A61B 1/06
G02B 23/24
G02B 23/26

(87) Publicação Internacional: WO 2006/120795 de 16/11/2006

O diagrama ilustra a interface entre um mecanismo mecânico e um sistema de controle eletrônico para uma máquina de costura. O lado mecânico (à esquerda) inclui uma seção de fonte de tensão (11), um motor (16) e um sensor de velocidade (17). O lado eletrônico (à direita) é dividido em várias seções de controle (41, 42, 43) e processamento de sinais (431, 432, 433a, 433b, 433c, 434, 435, 436a, 436b, 436c, 436d, 436e, 436f, 436g, 436h, 436i, 436j, 436k, 436l, 436m, 436n, 436o, 436p, 436q, 436r, 436s, 436t, 436u, 436v, 436w, 436x, 436y, 436z). O sistema também inclui um monitor de display (100) e uma seção de entrada (101).



PI0610260-3

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

CAMPO DA TÉCNICA

A presente invenção refere-se a um aparelho de observação biológica que cria um filtro quase de banda estreita através de processamento de sinal utilizando um sinal de imagem de cor obtido pela captação de uma imagem de um corpo vivo, e exibe o sinal de imagem espectral como uma imagem espectral em um monitor.

FUNDAMENTOS DA TÉCNICA

10 Convencionalmente, um aparelho de endoscópio que irradia uma luz de iluminação para obter uma imagem endoscópica dentro de uma cavidade corporal é amplamente utilizado como um aparelho de observação biológica. Um aparelho de endoscópio deste tipo utiliza um endoscópio eletrônico que tem um meio de captação de imagem que guia a luz de iluminação de uma fonte de luz para dentro de uma cavidade corporal utilizando uma guia de luz ou similar e o qual capta uma imagem de objeto de sua luz de retorno, e está disposto de modo que um processamento de sinal de um sinal de captação de imagem do meio de captação de imagem seja executado por um processador de vídeo de modo a exibir uma imagem endoscópica em um monitor de observação para observar uma região observada tal como uma parte doente.

Um método para executar uma observação de tecido biológico normal que utiliza um aparelho de endoscópio envolve emitir uma luz branca na faixa de luz visível de uma fonte de luz, irradiar uma luz sequencial de quadro sobre um objeto através de um filtro rotativo tal como um filtro rotativo RGB, e obter uma imagem de cor pela execução de sincronização e de processamento de imagem sobre a luz de retorno da luz sequencial de quadro por um processador de vídeo. Além disso, outro método para executar uma observação de tecido biológico normal que utiliza um aparelho de endoscópio envolve posicionar um chip de cor sobre uma face dianteira de um plano de captação de imagem do meio de captação de imagem de um endoscópio, emitir uma luz branca na faixa de luz visível de uma fonte de luz,

captar as imagens pela separação da luz de retorno da luz sequencial de quadro no chip de cor dentro de cada componente de cor, e obter uma imagem de cor pela execução de um processamento de imagem por um processador de vídeo.

- 5 Com um tecido biológico, as características de absorção e as características de dispersão de luz diferem de acordo com o comprimento de onda de luz irradiada. Por exemplo, a Patente Japonesa Aberta à Inspeção Pública Número 2002-95635 propõe um aparelho de endoscópio de luz de banda estreita que irradia uma luz de iluminação na faixa de luz visível sobre um tecido biológico como uma luz sequencial de quadro RGB de banda estreita que tem características espectrais discretas para obter as informações do tecido em uma porção de profundidade desejada do tecido biológico.

- 10 Além disso, a Patente Japonesa Aberta à Inspeção Pública Número 2003-93336 propõe um aparelho de endoscópio de luz de banda estreita que executa um processamento de sinal sobre um sinal de imagem obtido da luz de iluminação na faixa de luz visível para criar uma imagem espectral discreta e obter as informações do tecido em uma porção de profundidade desejada do tecido biológico.

- 15 No entanto, por exemplo, com o aparelho descrito na acima mencionada Patente Japonesa Aberta à Inspeção Pública Número 2003-93336, apesar da obtenção de uma imagem espectral através de processamento de sinal eliminar a necessidade de um filtro para criar uma luz RGB de banda estreita, uma imagem espectral obtida é meramente emitida para um monitor. Portanto, existe um risco de que uma imagem exibida no monitor não seja uma imagem cuja tonalidade de cor é adequada para a observação de informações de tecido de uma profundidade desejada de tecido biológico e esta visibilidade não seja favorável.

- 20 Mais ainda, problemas adicionais existem no aparelho descrito na acima mencionada Patente Japonesa Aberta à Inspeção Pública Número 2003-93336 pelo fato de que uma configuração na qual os sistemas de circuito estão separados entre imagens normais e imagens espectrais resulta em um grande tamanho de circuito, e apesar de um ajuste de cor e de uma

correção de contorno serem executadas em imagens normais, um processamento de imagem tal com o ajuste de cor e a correção de contorno não são executados em imagens espectrais.

Conseqüentemente, a presente invenção foi feita em consideração às circunstâncias acima, e um seu objeto é prover um aparelho de observação biológica capaz de ajustar as informações de tecido de uma profundidade desejada de tecido biológico com base em uma imagem espectral obtida através de processamento de sinal para informações de imagem que tem uma tonalidade de cor adequada para observação, e ao mesmo tempo, aperfeiçoar a qualidade de imagem de um sinal a ser exibido/emitido de modo a alcançar uma visibilidade favorável.

Outro objeto da presente invenção é prover um aparelho de observação biológica capaz de ajustar as informações de tecido de uma profundidade desejada de tecido biológico com base em uma imagem espectral obtida através de processamento de sinal para informações de imagem que tem uma tonalidade de cor adequada para observação, e ao mesmo tempo, aperfeiçoar capaz de suprimir o tamanho de circuito e compartilhar os circuitos para executar o processamento de sinal necessário tal como o balanço de branco e o ajuste de γ .

20 DESCRIÇÃO DA INVENÇÃO

MEIOS PARA RESOLVER O PROBLEMA

Um aparelho de observação biológica de acordo com um aspecto da presente invenção compreende: uma seção de iluminação que irradia luz para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado; uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação e cria um sinal de captação de imagem; e uma seção de controle de processamento de sinal que controla as operações da seção de iluminação e/ou a seção de captação de imagem e emite o sinal de captação de imagem para um dispositivo de display, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui: uma seção de criação de sinal espectral que cria um sinal espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótico do sinal de captação de

imagem através de processamento de sinal; uma seção de ajuste de cor que, quando emitindo o sinal espectral para o dispositivo de display, aloca uma diferente tonalidade de cor para cada uma de uma pluralidade de bandas que formam o sinal espectral; e uma seção de ajuste de qualidade de
 5 imagem que ajusta a qualidade de imagem de um sinal a ser emitido para o dispositivo de display.

Além disso, um aparelho de observação biológica de acordo com outro aspecto da presente invenção compreende: uma seção de iluminação que irradia luz para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado;
 10 uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação e cria um sinal de captação de imagem; e uma seção de controle de processamento de sinal que controla as operações da seção de iluminação e/ou da seção de captação de imagem e emite o sinal de captação de imagem para um dispositivo de
 15 display, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui: uma seção de criação de sinal espectral que cria um sinal espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótico do sinal de captação de imagem através de processamento de sinal; e uma seção de ajuste de cor que, quando emitindo o sinal espectral para o dispositivo de display, aloca uma diferente tonalidade de cor para cada uma de uma
 20 pluralidade de bandas que formam o sinal espectral, ainda em que, com exceção de pelo menos a seção de criação de sinal espectral e da seção de ajuste de cor, as outras seções de processamento de sinal são compartilhadas para um respectivo processamento de sinal do sinal de captação de imagem e do sinal espectral.
 25

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

Figura 1 é um diagrama conceitual que mostra um fluxo de sinais quando criando um sinal de imagem espectral de um sinal de imagem de cor de acordo com uma primeira modalidade da presente invenção;

30 figura 2 é um diagrama conceitual que mostra uma computação de integração de um sinal de imagem espectral de acordo com a primeira modalidade da presente invenção;

figura 3 é um diagrama conceitual que mostra uma aparência externa de um aparelho de observação biológica de acordo com a primeira modalidade da presente invenção;

5 figura 4 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração do aparelho de observação biológica mostrado na figura 3;

figura 5 é uma vista externa de um pulsador mostrado na figura 4;

10 figura 6 é um diagrama que mostra uma rede de filtros de cor posicionados sobre um plano de captação de imagem de um CCD mostrado na figura 4;

figura 7 é um diagrama que mostra as características de sensibilidade espectral dos filtros de cor mostrados na figura 6;

figura 8 é um diagrama de configuração que mostra uma configuração de uma seção de computação de matriz mostrada na figura 4;

15 figura 9 é um diagrama de espectro que mostra um espectro de uma fonte de luz de acordo com a primeira modalidade da presente invenção;

20 figura 10 é um diagrama de espectro que mostra um espectro de refletância de um corpo vivo de acordo com a primeira modalidade da presente invenção;

figura 11 é um diagrama que mostra uma estrutura em modo de camada de tecido biológico a ser observada pelo aparelho de observação biológica mostrado na figura 4;

25 figura 12 é um diagrama que descreve os estados alcançados em um modo de camada em um tecido biológico de uma luz de iluminação do aparelho de observação biológica mostrado na figura 4;

figura 13 é um diagrama que mostra as características espectrais de respectivas bandas de luz branca;

30 figura 14 é um primeiro diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13;

figura 15 é um segundo diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13;

figura 16 é um terceiro diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13;

figura 17 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma imagem espectral criada na seção de computação de matriz
5 mostrada na figura 8;

figura 18 é um primeiro diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais da figura 17;

figura 19 é um segundo diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais da figura 17;

10 figura 20 é um terceiro diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais da figura 17;

figura 21 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de uma seção de ajuste de cor mostrada na figura 4;

15 figura 22 é um diagrama que descreve as operações da seção de ajuste de cor mostrada na figura 21;

figura 23 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de uma modificação da seção de ajuste de cor mostrada na figura 4;

20 figura 24 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma primeira modificação da imagem espectral mostrada na figura 17;

figura 25 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma segunda modificação da imagem espectral mostrada na figura 17;

25 figura 26 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma terceira modificação da imagem espectral mostrada na figura 17;

figura 27 é um fluxograma que mostra uma operação de troca de coeficiente manualmente executada quando a troca é feita para um modo de observação de imagem espectral;

30 figura 28 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma segunda modalidade da presente invenção;

figura 29 é um diagrama que mostra um exemplo de uma seção de controle de quantidade de luz em um aparelho de observação biológica de acordo com uma quarta modalidade da presente invenção;

5 figura 30 é um diagrama que mostra outro exemplo da seção de controle de quantidade de luz;

figura 31 é um diagrama que mostra ainda outro exemplo da seção de controle de quantidade de luz;

10 figura 32 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a quarta modalidade da presente invenção;

figura 33 é um diagrama que mostra os tempos de acumulação de carga de um CCD mostrado na figura 32;

figura 34 é um diagrama que é uma modificação da figura 32 e o qual mostra os tempos de acumulação de carga do CCD;

15 figura 35 é um diagrama que mostra um exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem em um aparelho de observação biológica de acordo com uma oitava modalidade da presente invenção;

20 figura 36 é um diagrama que mostra um exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem em um aparelho de observação biológica de acordo com uma nona modalidade da presente invenção;

figura 37 é um diagrama que mostra outro exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem em um aparelho de observação biológica de acordo com a nona modalidade da presente invenção;

25 figura 38 é um diagrama que mostra um exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem em um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima modalidade da presente invenção;

figura 39 é um diagrama que mostra um exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem em um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima segunda modalidade da presente invenção;

30 figura 40 é um diagrama que mostra outro exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem no aparelho de observação biológica de acordo com a décima segunda modalidade da presente invenção;

figura 41 é um diagrama que mostra ainda outro exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem no aparelho de observação biológica de acordo com a décima segunda modalidade da presente invenção;

5 figura 42 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima terceira modalidade da presente invenção;

figura 43 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima quarta modalidade da presente invenção;

10 figura 44 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima quinta modalidade da presente invenção;

figura 45 é um diagrama que mostra uma rede de filtros de cor em um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima sexta modalidade da presente invenção;

figura 46 é um diagrama que mostra as características de sensibilidade espectral dos filtros de cor mostrados na figura 45; e

figura 47 é um fluxograma durante a computação de matriz em um aparelho de observação biológica de acordo com a presente invenção.

20 MELHOR MODO PARA EXECUTAR A INVENÇÃO

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

PRIMEIRA MODALIDADE

25 As figuras 1 a 26 referem-se a uma primeira modalidade da presente invenção, em que: A figura 1 é um diagrama conceitual que mostra um fluxo de sinais quando criando um sinal de imagem espectral de um sinal de imagem de cor; a figura 2 é um diagrama conceitual que mostra uma computação de integração de um sinal de imagem espectral; a figura 3 é uma vista externa que mostra uma aparência externa de um aparelho de endoscópio eletrônico; a figura 4 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração do aparelho de endoscópio eletrônico mostrado na figura 3; a figura 5 é uma vista externa de um pulsador mostrado na figura 4; a figura 6 é um diagrama

que mostra uma rede de filtros de cor posicionados sobre um plano de captação de imagem de um CCD mostrado na figura 4; a figura 7 é um diagrama que mostra as características de sensibilidade espectral dos filtros de cor mostrados na figura 6; a figura 8 é um diagrama de configuração que mostra uma configuração de uma seção de computação de matriz mostrada na figura 4; a figura 9 é um diagrama de espectro que mostra um espectro de uma fonte de luz; e a figura 10 é um diagrama de espectro que mostra um espectro de refletância de um corpo vivo.

A figura 11 é um diagrama que mostra uma estrutura em modo de camada de tecido biológico a ser observada pelo aparelho de endoscópio eletrônico mostrado na figura 4; a figura 12 é um diagrama que descreve os estados alcançados em uma direção em modo de camada em um tecido biológico de uma luz de iluminação do aparelho de endoscópio eletrônico mostrado na figura 4; a figura 13 é um diagrama que mostra as características espectrais de respectivas bandas de luz branca; a figura 14 é um primeiro diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13; a figura 15 é um segundo diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13; a figura 16 é um terceiro diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13; a figura 17 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma imagem espectral criada pela seção de computação de matriz mostrada na figura 8; a figura 18 é um primeiro diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais mostradas na figura 17; a figura 19 é um segundo diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais mostradas na figura 17; e a figura 20 é um terceiro diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais mostradas na figura 17.

A figura 21 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de uma seção de ajuste de cor mostrada na figura 4; a figura 22 é um diagrama que descreve as operações da seção de ajuste de cor mostrada na figura 21; a figura 23 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de uma modificação da seção de ajuste de cor mostrada na figura 4; a figura 24 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma

primeira modificação da imagem espectral mostrada na figura 17; a figura 25 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma segunda modificação da imagem espectral mostrada na figura 17; e a figura 26 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma terceira modificação da imagem espectral mostrada na figura 17.

Um aparelho de endoscópio eletrônico como um aparelho de observação biológica de acordo com as modalidades da presente invenção irradia uma luz de uma fonte de luz de iluminação para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado, recebe a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação em um dispositivo de captação de imagem de estado sólido que é uma seção de captação de imagem e cria um sinal de captação de imagem que é um sinal de imagem de cor convertendo fotoeletricamente o sinal, e cria do sinal de captação de imagem através de processamento de sinal um sinal de imagem espectral que é uma imagem espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita que de comprimento de onda ótica.

Antes de apresentar uma descrição sobre a primeira modalidade da presente invenção, um método de cálculo de matriz que forma os fundamentos da presente invenção será abaixo descrito. Neste caso, "matriz" refere-se a um coeficiente predeterminado utilizado quando criando um sinal de imagem espectral de um sinal de imagem de cor obtido de modo a criar uma imagem de cor (daqui em diante referido como um sinal normal).

Além disso, seguindo a descrição sobre uma matriz, um método de correção para obter um sinal de imagem espectral mais preciso e um método de aperfeiçoamento de razão de S/N que melhora a razão de S/N de um sinal de imagem espectral criado será descrito. O método de correção e o método de aperfeiçoamento de razão S/N devem ser utilizados conforme necessário. Mais ainda, na descrição seguinte, os vetores e as matrizes deverão ser denotados utilizando caracteres em negrito ou $\langle \rangle$ (por exemplo, uma matriz A deverá ser denotada como "A em negrito" ou " $\langle A \rangle$ "). Outros conceitos matemáticos deverão ser denotado sem decoração de caractere.

MÉTODO DE CÁLCULO DE MATRIZ

A figura 1 é um diagrama conceitual que mostra um fluxo de sinais quando criando um sinal de imagem espectral para uma imagem que tem um comprimento de onda ótica de banda estreita de um sinal de imagem de cor (neste caso, apesar de R/G/B serem utilizados para simplicidade, uma combinação de G/Cy/Mg/Ye pode também ser utilizada com um dispositivo de captação de imagem de estado sólido do tipo complementar como é o caso em uma modalidade a ser posteriormente descrita).

Primeiro, o aparelho de endoscópio eletrônico converte as respectivas características de sensibilidade de cor de R/G/B em dados numéricos. Neste caso, as características de sensibilidade de cor de R/G/B referem-se às características de saída de comprimentos de onda respectivamente obtidos quando utilizando uma fonte de luz branca para captar uma imagem de um objeto branco.

As respectivas características de sensibilidade de cor de R/G/B estão exibidas no lado direito de cada dado de imagem como um gráfico simplificado. Além disso, as respectivas características de sensibilidade de cor de R/G/B neste ponto são assumidas serem vetores de coluna de dimensão $n \times \langle R \rangle / \langle G \rangle / \langle B \rangle$.

A seguir, o aparelho de endoscópio eletrônico converte em dados numéricos as características de filtro de passagem de banda estreita F1/F2/F3 para as imagens espectrais a serem extraídas (como uma informação a priori, o aparelho de endoscópio eletrônico está ciente das características de filtros capazes de extrair eficientemente as estruturas; quanto para as características dos filtros, é assumido que as bandas de passagem dos respectivos filtros são de faixas de comprimento de onda de aproximadamente 590 nm a 610 nm, aproximadamente 530 nm a 550 nm e aproximadamente 400 nm a 430 nm).

Neste caso, "aproximadamente" é um conceito que inclui ao redor de ± 10 nm no que diz respeito aos comprimentos de onda. As respectivas características de filtro neste ponto são assumidas serem os vetores de coluna de dimensão $n \times \langle F1 \rangle / \langle F2 \rangle / \langle F3 \rangle$. Com base nos dados numéricos obtidos, um ajuste de coeficiente ótimo que se aproxima da seguinte relação

é determinado. Em outras palavras, a determinação de elementos de uma matriz que satisfaça

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

será suficiente.

- 5 A solução da proposição de otimização acima apresentada é obtida como segue. Se $\langle C \rangle$ denota uma matriz que representa as características de sensibilidade de cor de R/G/B, $\langle F \rangle$ denota as características espectrais de um filtro de passagem de banda estreita a ser extraído, e $\langle A \rangle$ denota uma matriz de coeficientes a ser determinada, segue que

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

10

Portanto, a proposição expressa como Fórmula 1 é equivalente a determinar uma matriz $\langle A \rangle$ que satisfaça a seguinte relação.

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

- 15 Aqui, como $n > 3$ é verdadeiro para um número n de pontos em uma sequência como dados espectrais que representam as características espectrais, a Fórmula 3 é obtida como uma solução do método de menores quadrados linear ao invés de uma equação simultânea linear. Em outras palavras, derivar uma pseudo matriz inversa da Fórmula 3 será suficiente. Assumindo que uma matriz transposta da matriz $\langle C \rangle$ é $\langle {}^tC \rangle$, a Fórmula 3 pode
- 20 ser expressa como

$${}^tCCA = {}^tCF \quad \dots(4)$$

Como $\langle {}^tCC \rangle$ é uma matriz quadrada de n por n , a Fórmula 4 pode ser vista como uma equação simultânea sobre a matriz $\langle A \rangle$, por meio de que uma sua solução pode ser determinada de

$$A = ({}^tCC)^{-1} {}^tCF \quad \dots(5)$$

25

Pela transformação do lado esquerdo da Fórmula 3 em relação à matriz $\langle A \rangle$ determinada pela Fórmula 5, o aparelho de endoscópio eletrônico é capaz de aproximar as características dos filtros de passagem de ban-

da estreita F1/F2/F3 a serem extraídos. Isto conclui a descrição sobre o método de cálculo de matriz que forma os fundamentos da presente invenção.

Utilizando uma matriz calculada deste modo, uma seção de computação de matriz 436, a ser posteriormente descrita, normalmente cria um sinal de imagem espectral de um sinal de imagem de cor.

MÉTODO DE CORREÇÃO

A seguir, um método de correção para obter um sinal de imagem espectral mais preciso será descrito.

Na descrição do método de cálculo de matriz acima apresentado, o método é precisamente aplicado em um caso onde um fluxo de luz recebido por um dispositivo de captação de imagem de estado sólido tal como um CCD é uma luz branca perfeita (todas as intensidades de comprimento de onda são as mesmas na faixa visível). Em outras palavras, uma aproximação ótima é conseguida quando as respectivas saídas de R, G e B são as mesmas.

No entanto, na observação endoscópica do mundo real como um fluxo de luz iluminado (um fluxo de luz de uma fonte de luz) não é uma luz branca perfeita nem é o espectro de refletância de um corpo vivo uniforme, o fluxo de luz recebido por um dispositivo de captação de imagem de estado sólido também não é luz branca (a coloração sugere que os valores de R, G e B não são os mesmos).

Portanto, no processamento real, de modo a resolver mais precisamente a proposição expressa pela Fórmula 3, é desejável levar em consideração as características espectrais de luz de iluminação e as características de reflexão de um corpo vivo além das características de sensibilidade de cor RGB.

Assumamos agora que as características de sensibilidade de cor são respectivamente $R(\lambda)$, $G(\lambda)$ e $B(\lambda)$, um exemplo das características espectrais de luz de iluminação é $S(\lambda)$, e um exemplo das características de reflexão de um corpo vivo é $H(\lambda)$. Incidentalmente, as características espectrais de luz de iluminação e as características de reflexão de um corpo vivo não precisam necessariamente ser as características do aparelho a ser utili-

zado para o exame ou do objeto a ser examinado, e, por exemplo, as características gerais obtidas com antecedência podem ao contrário ser utilizadas.

Utilizando estes coeficientes, os coeficientes de correção $k_R/k_G/k_B$ podem ser determinados por

$$\begin{aligned} k_R &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times R(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_G &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times G(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_B &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times B(\lambda) d\lambda)^{-1} \end{aligned} \quad \dots (6)$$

5

Uma matriz de correção de sensibilidade denotada por $\langle K \rangle$ pode ser determinada como segue.

$$K = \begin{pmatrix} k_R & 0 & 0 \\ 0 & k_G & 0 \\ 0 & 0 & k_B \end{pmatrix} \quad \dots (7)$$

Portanto, quanto à matriz de coeficientes $\langle A \rangle$, a adição da correção representada pela Fórmula 7 na Fórmula 5 resulta no seguinte.

10

$$A' = KA = K(CC')^{-1}CF \quad \dots (8)$$

15

Além disso, quando executando uma otimização real, aproveitando-se do fato de que 0 substitui as características de sensibilidade espectral negativas de filtros alvo (F1/F2/F3 na figura 1) durante a exibição de imagem (em outras palavras, somente as porções que tem uma sensibilidade positiva entre as características de sensibilidade espectral de filtros são utilizadas), uma permissão para que porções de uma distribuição de sensibilidade otimizada torne-se negativa é adicionada. De modo a criar as características de sensibilidade espectral de banda estreita das características de sensibilidade espectral de banda larga, o aparelho de endoscópio eletrônico pode criar um componente que aproxima uma banda que tem sensibilidade pela adição de características de sensibilidade negativas às características alvo de F1/F2/F3 como mostrado na figura 1.

20

MÉTODO DE APERFEIÇOAMENTO DE RAZÃO DE S/N

25

A seguir, uma descrição será dada sobre um método para melhorar a razão de S/N e a precisão de um sinal de imagem espectral criado. Através da adição do método de processamento acima descrito, o método de aperfeiçoamento de razão de S/N ainda resolve os seguintes problemas.

(i) Quando qualquer um dos sinais originais (R/G/B) no método

de cálculo de matriz acima descrito entra temporariamente em um estado saturado, existe uma possibilidade de que as características dos filtros F1 a F3 no método de processamento difiram significativamente das características (características ideais) de um filtro capaz de extrair eficientemente uma estrutura (quando criada somente de dois sinais entre R/G/B, é requerido que nenhum dos dois sinais originais seja saturado).

(ii) Como um filtro de banda estreita é criado de um filtro de banda larga quando convertendo um sinal de imagem de cor em um sinal de imagem espectral, uma degradação de sensibilidade ocorre, resultando na criação de um menor componente de sinal de imagem espectral e uma razão de S/N inferior.

Com o método de aperfeiçoamento de razão de S/N presente, como mostrado na figura 2, a luz de iluminação é irradiada em diversos estágios (por exemplo, n estágios, onde n é um inteiro igual a ou maior do que 2) através de 1 campo (1 quadro) de uma imagem normal (uma imagem de cor comum) (a intensidade de irradiação pode ser variada para cada estágio; na figura 2, os estágios estão denotados por caracteres de referência I0 até In; este procedimento pode ser totalmente conseguido pelo controle da luz de iluminação).

Conseqüentemente, o aparelho de endoscópio eletrônico pode reduzir a intensidade de iluminação para cada estágio, por meio disto suprimindo as ocorrências de estados saturados nos respectivos sinais R, G e B. Além disso, os sinais de imagem separados em diversos estágios são adicionados n vezes em um pós estágio. Como um resultado, o aparelho de endoscópio eletrônico é capaz de aumentar o componente de sinal para melhorar a razão de S/N. Na figura 2, as seções de integração 438a a 438c funcionam como seções de ajuste de qualidade de imagem que aperfeiçoam a razão de S/N.

Isto conclui as descrições sobre o método de cálculo de matriz que forma os fundamentos da presente invenção, assim como o método de correção para determinar um sinal de imagem espectral preciso e executável e o método para melhorar a razão de S/N de um sinal de imagem espectral

criado.

Uma modificação do método de cálculo de matriz acima descrito, será agora descrita.

MODIFICAÇÃO DO MÉTODO DE CÁLCULO DE MATRIZ

5 Assumamos que os sinais de imagem de cor estão denotados como R, G, B, e os sinais de imagem espectral sendo estimados como F1, F2 e F3. Mais precisamente, apesar dos sinais de imagem de cor R, G, B serem funções de uma posição x,y sobre uma imagem e portanto, por exemplo, R deve ser denotado como R(x,y), tais notações serão aqui omitidas.

10 Um objetivo é estimar uma matriz de 3 por 3 <A> que calcula F1, F2 e F3 de R, G, e B. Uma vez que <A> é estimado, é agora possível calcular F1, F2 e F3 de R, G, B utilizando a Fórmula 9 abaixo

$$\begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} = A \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(9)$$

15 A notação dos seguintes dados será agora definida.

Características espectrais de um objeto a ser examinado: H(λ),
<H> = (H(λ 1), H(λ 2), ...H(λ n))^t,

onde λ denota o comprimento de onda e t denota uma transposição em computação de matriz. Em um modo similar,

20 características espectrais da luz de iluminação: S(λ), <S> = (S(λ 1), S(λ 2), ...S(λ n))^t,

características de sensibilidade espectral de um CCD: J(λ), <J> = (J(λ 1), J(λ 2), ...J(λ n))^t,

25 características espectrais de filtros que executam a separação de cor: no caso de cores primárias

$$R(\lambda), <R> = (R(\lambda 1), R(\lambda 2), \dots R(\lambda n))^t,$$

$$G(\lambda), <G> = (G(\lambda 1), G(\lambda 2), \dots G(\lambda n))^t, \text{ e}$$

$$B(\lambda), = (B(\lambda 1), B(\lambda 2), \dots B(\lambda n))^t.$$

30 Como indicado pela Fórmula 10, <R>, <G> e podem ser empacotados juntos em uma matriz <C>.

$$C = \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(10)$$

Os sinais de imagem R, G, B e os sinais espectrais F1, F2 e F3 podem ser expressos por matriz como segue.

$$P = \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix}, \quad Q = \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(11)$$

- 5 Um sinal de imagem <P> pode ser calculado utilizando a seguinte fórmula.

$$P = CSJH \quad \dots(12)$$

Assumindo agora que um filtro de separação de cor para obter <Q> está denotado como <F>, no mesmo modo que na Fórmula 12,

10
$$Q = FSJH \quad \dots(13)$$

Neste ponto, como uma primeira hipótese importante, se for assumido que a refletância espectral do objeto a ser examinado pode ser expressa como uma soma linear de três características espectrais elementares, <H> pode ser expresso como

15
$$H = DW \quad \dots(14)$$

- onde <D> denota uma matriz que tem três espectros elementares D1(λ), D2(λ), D3(λ) como vetores de coluna e <W> denota um coeficiente de ponderação que representa a contribuição de D1(λ), D2(λ), D3(λ) na direção de <H>. É conhecido que a aproximação acima é verdadeira quando a tonalidade de cor do objeto a ser examinado não varia significativamente.
- 20

Atribuindo a Fórmula 14 na Fórmula 12 obtemos

$$P = CSJH = CSJDW = MW \quad \dots(15)$$

onde a matriz de 3 por 3 <M> representa uma matriz na qual os resultados de cálculo de matrizes <CSJD> são empacotados juntos.

- 25 No mesmo modo, atribuindo a Fórmula 14 na Fórmula 13 obtemos

$$Q = FSJH = FSJDW = M'W \quad \dots(16)$$

onde, similarmente, a matriz de 3 por 3 $\langle M' \rangle$ representa uma matriz na qual os resultados de cálculo de matrizes $\langle FSJD \rangle$ são empacotados juntos.

Finalmente, eliminando $\langle W \rangle$ das Fórmulas 15 e 16 obtemos

$$\mathbf{Q} = \mathbf{M}' \mathbf{M}^{-1} \mathbf{P} \quad \dots (17)$$

- 5 onde $\langle M^{-1} \rangle$ representa uma matriz inversa da matriz $\langle M \rangle$. Finalmente, $\langle M', M^{-1} \rangle$ resulta ser uma matriz 3 por 3 a qual torna-se a matriz alvo de estimativa $\langle A \rangle$.

Neste ponto, como uma segunda hipótese importante, quando executando uma separação de cor utilizando um filtro de passagem de banda, assumamos que as características espectrais do objeto a ser examinado dentro da banda podem ser aproximadas utilizando um único valor numérico. Em outras palavras,

$$\mathbf{H} = (h_1, h_2, h_3)' \quad \dots (18)$$

- 15 Se a hipótese for verdadeira quando também levando em consideração um caso onde a passagem de banda para a separação de cor não é uma passagem de banda perfeita e pode ter uma sensibilidade em outras bandas, uma matriz similar àquela da Fórmula 17 pode ser finalmente estimada pela consideração do $\langle W \rangle$ nas Fórmulas 15 e 16 como $\langle H \rangle$ acima descrito.

- 20 A seguir, uma configuração específica de um aparelho de endoscópio eletrônico na primeira modalidade da presente invenção será descrita com referência à figura 3. Incidentalmente, as outras modalidades abaixo descritas podem ser similarmente configuradas.

- 25 Como mostrado na figura 3, um aparelho de endoscópio eletrônico 100 compreende um endoscópio 101, um corpo principal de aparelho de endoscópio 105, e um monitor de display 106 como um dispositivo de display. Além disso, o endoscópio 101 está primariamente constituído por: uma porção de inserção 102 a ser inserida no corpo de um objeto a ser examinado; uma porção de extremidade mais distante 103 provida em uma extremidade mais distante da porção de inserção 102; e uma seção de operação em ângulo 104 provida em um lado oposto do lado de extremidade
- 30

mais distante da porção de inserção 102, e a qual está provida para executar ou instruir operações tais como as operações de dobramento da porção de extremidade mais distante 103.

5 Uma imagem do objeto a ser examinado adquirida pelo endoscópio 101 é sujeita a um processamento de sinal predeterminado no corpo principal de aparelho de endoscópio 105, e uma imagem processada é exibida no monitor de display 106.

A seguir, o corpo principal de aparelho de endoscópio 105 será descrito em detalhes com referência à figura 4. A figura 4 é um diagrama de blocos do aparelho de endoscópio eletrônico simultâneo 100.

Como mostrado na figura 4, o corpo principal de aparelho de endoscópio 105 compreende: uma seção de fonte de luz 41 que primariamente atua como uma seção de iluminação; uma seção de controle 42 e um aparelho de processamento de corpo principal 43. A seção de controle 42 e o aparelho de processamento de corpo principal 43 controlam as operações da seção de fonte de luz 41 e/ou um CCD 21 como uma seção de captação de imagem, e constituem uma seção de controle de processamento de sinal que emite um sinal de captação de imagem para o monitor de display 106 que é um dispositivo de display.

20 Incidentalmente, para a presente modalidade, apesar da descrição ser dada na suposição de que a seção de fonte de luz 41 e o aparelho de processamento de corpo principal 43 que executa o processamento de imagem e similares serem providos dentro do corpo principal de aparelho de endoscópio 105 que é uma unidade única, a seção de fonte de luz 41 e o aparelho de processamento de corpo principal 43 podem ser alternativamente configurados como uma unidade destacável que é separada do corpo principal de aparelho de endoscópio 105.

A seção de fonte de luz 41 está conectada na seção de controle 42 e no endoscópio 101. A seção de fonte de luz 41 irradia uma luz branca (incluindo uma luz que não é perfeitamente branca) em uma quantidade de luz predeterminada com base em um sinal da seção de controle 42. Além disso, a seção de fonte de luz 41 compreende: uma lâmpada 15 como uma

fonte de luz branca; um pulsador 16 como uma seção de controle de quantidade de luz; e uma seção de operação de pulsador 17 para operar o pulsador 16.

Como mostrado na figura 5, o pulsador 16 está configurado como uma estrutura como disco que tem um raio r predeterminado ao redor de um ponto central 17a e que tem porções dentadas de comprimentos circunferenciais predeterminados. O ponto central 17a está conectado em um eixo rotativo provido na seção de operação de pulsador 17. Em outras palavras, o pulsador 16 executa um movimento rotativo ao redor do ponto central 17a.

Além disso, uma pluralidade de porções dentadas está provida em intervalos de um raio predeterminado. No diagrama, do raio r_0 até o raio r_a , a porção dentada tem um comprimento máximo de $2\pi r \times \theta_0$ graus/360 graus e uma largura de $r_0 - r_a$. Em um modo similar, a porção dentada esta configurada de modo a ter, do raio r_a até o raio r_b , um comprimento máximo de $2\pi r_a \times \theta_1$ graus/360 graus e uma largura de $r_a - r_b$, e do raio r_b até o raio r_c , um comprimento máximo de $2\pi r_b \times \theta_2$ graus/360 graus e uma largura de $r_b - r_c$ (onde os respectivos raios tem uma relação de $r_0 > r_a > r_b > r_c$).

Os comprimentos e as larguras das porções dentadas do pulsador 16 são meramente exemplares e não estão limitados à presente modalidade.

Além disso, o pulsador 16 tem uma porção protuberante 160a que estende-se radialmente em um centro aproximado da porção dentada. A seção de controle 42 está disposta de modo a minimizar os intervalos de luz irradiada antes e após 1 quadro para minimizar o borramento devido ao movimento do objeto a ser examinado pela troca de quadros quando a luz é cortada pela porção protuberante 160a.

Mais ainda, a seção de operação de pulsador 17 está configurada de modo a ser móvel em uma direção que faceia a lâmpada 15 como está indicado pela seta na figura 4.

Em outras palavras, a seção de controle 42 é capaz de mudar uma direção R entre o centro rotacional 17a do pulsador 16 mostrado na figura 5 e um fluxo de luz (indicado pelo círculo tracejado) da lâmpada. Por

exemplo, no estado mostrado na figura 5, como a distância R é consideravelmente pequena, a quantidade de luz de iluminação é baixa. Pelo aumento da distância R (movendo a seção de operação de pulsador 17 afastando da lâmpada 15), a porção dentada através da qual o fluxo de luz é passável torna-se mais longa, por meio disto estendo o tempo de irradiação e permitindo que a seção de controle 42 aumente a quantidade de luz de iluminação.

Como acima descrito, com o aparelho de endoscópio eletrônico, como existe uma possibilidade de que a razão de S/N de uma imagem espectral recentemente criada é insuficiente e uma saturação de qualquer um dos sinais RGB necessários quando da criação de uma imagem espectral resulta em uma computação imprópria, é necessário controlar a quantidade de luz de iluminação. O pulsador 16 e a seção de operação de pulsador 17 são responsáveis pelo ajuste de quantidade de luz.

Além disso, o endoscópio 101 conectado na seção de fonte de luz 41 através de um conector 11 compreende: uma lente de objetiva 19 na porção de extremidade mais distante 103; e um dispositivo de captação de imagem de estado sólido 21 tal como um CCD ou similar (daqui em diante simplesmente referido como CCD). O CCD 21 constitui uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida de um corpo vivo que é um objeto a ser examinado com base na luz de irradiação da seção de fonte de luz 41 que constitui uma seção de iluminação e cria um sinal de captação de imagem. O CCD na presente modalidade é do tipo de placa única (o CCD utilizado em um endoscópio eletrônico síncrono), e é do tipo de cor primária. A figura 6 mostra uma rede de filtros de cor posicionados sobre um plano de captação de imagem do CCD. Além disso, a figura 7 mostra as respectivas características de sensibilidade espectral de RGB dos filtros de cor mostrados na figura 6.

Mais ainda, como mostrado na figura 4, a porção de inserção 102 compreende: uma guia de luz 14 que guia a luz irradiada da seção de fonte de luz 41 para a porção de extremidade mais distante 103; uma linha de sinal para transferir uma imagem do objeto a ser examinado obtida pelo

CCD para o aparelho de processamento de corpo principal 43; e um canal de fórceps 28 ou similar para executar o tratamento. Incidentalmente, uma abertura de fórceps 29 para inserir um fórceps no canal de fórceps 28 está provida na vizinhança de uma seção de operação 104.

5 Mais ainda, no mesmo modo que a seção de fonte de luz 41, o aparelho de processamento de corpo principal 43 está conectado no endoscópio 101 através do conector 11. O aparelho de processamento de corpo principal 43 está provido com um circuito de operação de CCD 431 para operar o CCD 21.

10 Além disso, o aparelho de processamento de corpo principal 43 está provido com um sistema de processamento de sinal de luminância e um sistema de processamento de sinal de cor como os sistemas de circuito de sinal para obter uma imagem normal.

O sistema de processamento de sinal de luminância compreende: uma seção de correção de contorno 432 conectada no CCD 21 e a qual
15 executa uma correção de contorno; e uma seção de processamento de sinal de luminância 434 que cria um sinal de luminância de dados corrigidos pela seção de correção de contorno 432. Além disso, o sistema de processamento de sinal de cor compreende: circuitos de amostrar e reter (circuitos de S/H) 433a a 433c, conectados no CCD 21, os quais executam uma amostragem e similares em um sinal obtido pelo CCD 21 e criam um sinal RGB; e
20 uma seção de processamento de sinal de cor 435 conectada nas saídas dos circuitos de S/H 433a a 433c e a qual cria os sinais de cor.

Mais ainda, uma seção de criação de imagem normal 437 que
25 cria uma única imagem normal de saídas do sistema de processamento de sinal de luminância e do sistema de processamento de sinal de cor está provida, por meio de que um sinal Y, um sinal R-Y e um sinal B-Y são enviados da seção de criação de imagem normal 437 para o monitor de display 106 através da seção de troca 439.

30 Por outro lado, uma seção de computação de matriz 436 que recebe uma entrada da saída (sinais RGB) dos circuitos de S/H 433a a 433c e executa uma computação de matriz predeterminada nos sinais RGB está

provida como um sistema de circuito de sinal para obter as imagens espectrais. Uma computação de matriz refere-se a um processamento de adição de sinais de imagem de cor e a um processamento de multiplicação da matriz obtida pelo método de cálculo de matriz acima descrito (ou sua modificação).

Na presente modalidade, apesar de um método que utiliza um processamento de circuito eletrônico (processamento por hardware que utiliza um circuito eletrônico) ser descrito como o método de cálculo de matriz, um método que utilize um processamento de dados numéricos (processamento por software que utiliza um programa) tal como uma modalidade posteriormente descrita pode ser utilizado ao invés. Além disso, quando da execução, uma combinação dos métodos pode também ser utilizada.

A figura 8 é um diagrama de circuito da seção de computação de matriz 436. Os sinais RGB são respectivamente inseridos nos amplificadores 32a a 32c através de grupos de resistores 31-1a a 31-1c. Os respectivos grupos de resistores tem uma pluralidade de resistores aos quais os sinais RGB estão respectivamente conectados, e os valores de resistência dos respectivos resistores são valores que correspondem ao coeficiente de matriz. Em outras palavras, o ganho dos sinais RGB é variado pelos respectivos resistores e somado (ou subtraído) pelos amplificadores. As respectivas saídas dos amplificadores 32a a 32c tornam-se as saídas da seção de computação de matriz 436. Em outras palavras, a seção de computação de matriz 436 executa um assim denominado processamento de adição de ponderação. Incidentalmente, os valores de resistência dos respectivos resistores aqui utilizados podem ser dispostos para serem variáveis.

Uma saída da seção de computação de matriz 436 é inserida nas seções de integração 438a a 438c, respectivamente, para ser sujeita a uma computação integral. Subseqüentemente, uma computação de ajuste de cor a ser posteriormente é executada na seção de ajuste de cor 440 em respectivos sinais de imagem espectral $\Sigma F1$ a $\Sigma F3$ das seções de integração, e os canais de cor Rch, Gch e Bch são criados dos sinais de imagem espectral $\Sigma F1$ a $\Sigma F3$. Os canais de cor Rch, Gch e Bch criados são enviados

para o monitor de display 106 através de uma seção de troca 439. Uma configuração da seção de ajuste de cor 440 será posteriormente descrita.

Incidentalmente, a seção de troca 439 está provida para trocar entre uma imagem normal e uma imagem espectral, e é também capaz de

5 trocar/exibir entre as imagens espectrais. Em outras palavras, o operador pode fazer com que uma imagem entre uma imagem normal, uma imagem de canal espectral Rch, uma imagem de canal Gch e uma imagem de canal espectral Bch, seja seletivamente exibida no monitor de display 106, Mais

10 ainda, esta pode também ser configurada de modo que quaisquer duas ou mais imagens sejam simultaneamente exibíveis no monitor de display 106. Especificamente, no caso onde uma imagem normal e uma imagem de canal espectral são simultaneamente exibíveis, esta é capaz de prontamente comparar uma imagem de canal espectral contra uma imagem normal geralmen-

15 te observada. Mais ainda, o usuário é capaz de executar uma observação de imagens normais e imagens de canal espectral enquanto levando em consideração as suas respectivas características (uma característica de imagens normais é que as suas tonalidades de cor assemelham-se proximamente daquelas da observação a olho nu para uma fácil observação; uma caracte-

20 rísticas de imagens de canal espectral é que a observação de vasos sanguíneos predeterminados ou similares os quais não podem ser observados através de imagens normais é possível), e é extremamente útil em diagnósticos.

A seguir, uma descrição detalhada sobre as operações do aparelho de endoscópio eletrônico 100 de acordo com a presente modalidade

25 será dada com referência à figura 4.

A seguir, as operações durante a observação de imagem normal serão primeiramente descritas, seguido por uma descrição sobre as operações durante a observação de imagem espectral.

Primeiro, para descrever as operações da seção de fonte de luz

30 41, com base em um sinal de controle da seção de controle 42, a seção de operação de pulsador 17 é ajustada para uma posição predeterminada e gira o pulsador 16. Um fluxo de luz da lâmpada 15 passa através de uma porção

dentada do pulsador 16, e é coletado por uma lente de coletamento em uma extremidade incidente da guia de luz 14 que é um feixe de fibras de luz provido dentro do conector 11 localizado em uma porção de conexão do endoscópio 101 e da seção de fonte de luz 41.

5 O fluxo de luz coletado passa pela guia de luz 14 e é irradiado para dentro do corpo de um objeto a ser examinado de um sistema ótico de iluminação, provido na porção de extremidade mais distante 103. O fluxo de luz irradiado é refletido dentro do objeto a ser examinado, e os sinais são coletados através da lente de objetiva 19 pelo CCD 21 de acordo com cada
10 filtro de cor mostrado na figura 6.

Os sinais coletados são inseridos em paralelo no sistema de processamento de sinal de luminância e no sistema de processamento de sinal de cor acima descritos. Os sinais coletados de acordo com o filtro de cor são somados em uma base por pixel e inseridos na seção de correção
15 de contorno 432 do sistema de sinal de luminância, e após a correção de contorno, inseridos na seção de processamento de sinal de luminância 434. Um sinal de luminância é criado na seção de processamento de sinal de luminância 434, e é inserido na seção de criação de imagem normal 437.

Entrementes, os sinais coletados pelo CCD 21 são inseridos em
20 uma base por filtro de cor nos circuitos de S/H 433a a 433c, e os sinais R/G/B são respectivamente criados. Além disso, após os sinais R/G/B serem sujeitos a um processamento de sinal de cor na seção de processamento de sinal de cor 435, um sinal Y, um sinal R-Y e um sinal B-Y são criados na seção de criação de imagem normal 437 dos sinais de luminância e dos sinais
25 de cor acima mencionados, através da seção de troca 439, uma imagem normal do objeto a ser examinado é exibida no monitor de display 106.

A seguir, as operações durante uma observação de imagem espectral serão descritas. Incidentalmente, as descrições das operações similares àquelas executadas durante uma observação de imagem normal serão
30 omitidas.

O operador emite uma instrução para observar uma imagem espectral de uma imagem normal pela operação de um teclado provido no cor-

po principal de aparelho de endoscópio 105, uma chave provida na seção de operação 104 do endoscópio 101, ou similar. Neste ponto, a seção de controle 42 muda o estado de controle da seção de fonte de luz 41 e do aparelho de processamento de corpo principal 43.

- 5 Mais especificamente, conforme requerido, a quantidade de luz irradiada da seção de fonte de luz 41 é mudada. Como acima descrito, como a saturação de uma saída do CCD 21 é indesejável, durante a observação de imagem espectral, esta reduz a quantidade de luz de iluminação em comparação com a observação de imagem normal. Mais ainda, além de controlar a quantidade de luz de modo que um sinal de saída do CCD 21 não atinja a saturação, a seção de controle 42 é também capaz de mudar a quantidade de luz de iluminação dentro de uma faixa na qual a saturação não é atingida.

- Além disso, quanto ao controle de mudança sobre o aparelho de processamento de corpo principal 43 pela seção de controle 42, um sinal emitido da seção de troca 439 é trocado de uma saída da seção de criação de imagem normal 437 para uma saída da seção de ajuste de cor 440. Além disso, as saídas dos circuitos de S/H 433a a 433c são sujeitas a um processamento de amplificação/adição na seção de computação de matriz 436, emitidas de acordo com cada banda para as seções de integração 438a a 438c, e após o processamento de integração, emitidas para a seção de ajuste de cor 440. Mesmo quando a quantidade de luz de iluminação é reduzida pelo pulsador 16, o armazenamento e a integração pelas seções de integração 438a a 438c permitem que a intensidade de sinal seja aumentada como mostrado na figura 2, e uma imagem espectral com uma razão de S/N aperfeiçoada pode ser obtida.

- Uma descrição específica será agora dada sobre um processamento de matriz executado pela seção de computação de matriz 436 de acordo com a presente modalidade. Na presente modalidade, quando tentando criar os filtros de passagem de banda (daqui em diante referido como filtros de quase passagem de banda) que assemelham-se muito aos filtros de passagem de banda estreita F1 a F3 ideais (neste caso, as respectivas fai-

5 xas de transmissão de comprimento de onda são assumidas serem F1: 590 nm a 620 nm, F2: 520 nm a 560 nm, e F3: 400 nm a 440 nm) apresentados na figura 7 das características de sensibilidade espectral dos filtros de cor RGB indicados pelas linhas cheias na figura 7, de acordo com o conteúdo representado pelas Fórmulas 1 a 5 acima apresentadas, a matriz seguinte torna-se ótima.

$$A = \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.05 \\ -3.097 & 0.631 & -1.661 \\ 0.036 & -5.146 & 0.528 \end{pmatrix} \quad \dots(19)$$

Mais ainda, pela execução de uma correção utilizando o conteúdo representado pelas Fórmulas 6 e 7, o seguinte coeficiente é obtido.

$$K = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1.07 & 0 \\ 0 & 0 & 1.57 \end{pmatrix} \quad \dots(20)$$

10

Incidentalmente, o acima utiliza informações a priori de que o espectro $S(\lambda)$ de uma fonte de luz representada pela Fórmula 6 está apresentado na figura 9 e o espectro de refletância $H(\lambda)$ do corpo vivo a ser estudado representado pela Fórmula 7 está apresentado na figura 10.

15

Portanto, o processamento executado pela seção de computação de matriz 436 é matematicamente equivalente à computação de matriz abaixo.

$$A' = KA = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1.07 & 0 \\ 0 & 0 & 1.57 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.05 \\ -3.097 & 0.631 & -1.661 \\ 0.036 & -5.146 & 0.528 \end{pmatrix} \\ = \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.050 \\ -3.314 & 0.675 & -1.777 \\ 0.057 & -8.079 & 0.829 \end{pmatrix} \quad \dots(21)$$

20

Pela execução da computação de matriz, as características de quase filtro (indicadas como as características de quase filtros F1 a F3 na figura 7) são obtidas. Em outras palavras, o processamento de matriz acima mencionado é para criar um sinal de imagem espectral pela utilização de um filtro de quase passagem de banda (isto é, matriz) criado com antecedência como acima descrito em um sinal de imagem de cor.

25

Um exemplo de uma imagem endoscópica criada utilizando as características de quase filtro está abaixo descrito.

Como mostrado na figura 11, o tecido dentro de uma cavidade corporal 45 freqüentemente tem uma estrutura distribuída de corpo absor-

5 vente tal como os vasos sanguíneos os quais diferem em uma direção de profundidade. Os capilares 46 estão predominantemente distribuídos na vizinhança das camadas de superfície da membrana de mucosa, enquanto que as veias 47 maiores do que os capilares estão distribuídas juntamente com os capilares em camadas intermediárias que são mais profundas do que as camadas de superfície, e veias 48 ainda maiores estão distribuídas em camadas adicionalmente mais profundas.

10 Por outro lado, uma profundidade de luz alcançável na direção no modo de profundidade do tecido dentro de uma cavidade corporal 45 é dependente do comprimento de onda da luz. Como mostrado na figura 12, no caso de uma luz que tem um comprimento de onda curto tal como o azul (B), a luz de iluminação que inclui a faixa visível somente alcança a vizinhança das camadas de superfície devido às características de absorção e às características de dispersão do tecido biológico. Assim, a luz está sujeita
15 à absorção e à dispersão dentro de uma faixa até aquela profundidade, e a luz que sai da superfície é observada. Mais ainda, no caso da luz verde (G) cujo comprimento de onda é mais longo do que aquele da luz azul (B), a luz alcança uma maior profundidade do que a faixa alcançável de luz azul (B). Assim, a luz está sujeita à absorção e à dispersão dentro da faixa, e a luz
20 que sai da superfície é observada. Mais ainda, a luz vermelha (R) cujo comprimento de onda é mais longo do que aquele da luz verde (G), alcança uma profundidade ainda maior.

25 Como mostrado na figura 13, com a luz RGB durante a observação normal do tecido dentro de uma cavidade corporal 51, como a respectiva banda de comprimento de onda sobrepõe umas às outras:

(1) um sinal de captação de imagem captado pelo CCD 21 sob a luz de banda B capta uma imagem de banda que tem informações de tecido superficial e intermediário que inclui uma grande quantidade de informações de tecido superficial tal como aquele mostrado na figura 14;

30 (2) um sinal de captação de imagem captado pelo CCD 21 sob a luz de banda G capta uma imagem de banda que tem informações de tecido superficial e intermediário que inclui uma grande quantidade de informações

de tecido intermediário tal como aquele mostrado na figura 15; e

(3) um sinal de captação de imagem captado pelo CCD 21 sob a luz de banda R capta uma imagem de banda que tem informações de tecido intermediário e profundo que inclui uma grande quantidade de informações de tecido profundo tal como aquele mostrado na figura 16.

Além disso, pela execução de um processamento de sinal nos sinais de captação de imagem RGB no corpo principal de aparelho de endoscópio 105, é agora possível obter uma imagem endoscópica desejável ou uma imagem endoscópica com uma reprodução de cor natural.

O processamento de matriz executado pela seção de computação de matriz 436 acima descrita é para criar um sinal de imagem espectral utilizando filtro de quase passagem de banda (matriz) criado com antecedência como acima descrito em um sinal de imagem de cor. Por exemplo, os sinais de imagem espectral F1 a F3 são obtidos pela utilização de filtros de quase passagem de banda F1 a F3 que tem características espectrais de banda estreita discretas e os quais são capazes de extrair as informações de tecido profundo desejadas, como mostrado na figura 17. Como mostrado na figura 17, como as respectivas faixas de comprimento de onda dos filtros de quase passagem de banda F1 a F3 não sobrepõem umas às outras,

(4) uma imagem de banda que tem as informações de tecido superficial tal como aquela mostrada na figura 18 é captada no sinal de imagem espectral F3 pelo filtro de quase passagem de banda F3;

(5) uma imagem de banda que tem as informações de tecido de camada intermediária tal como aquela mostrada na figura 19 é captada no sinal de imagem espectral F2 pelo filtro de quase passagem de banda F2; e

(6) uma imagem de banda que tem as informações de tecido de camada profunda tal como aquela mostrada na figura 20 é captada no sinal de imagem espectral F1 pelo filtro de quase passagem de banda F1.

A seguir, em relação aos sinais de imagem espectral $\Sigma F1$ a $\Sigma F3$ obtidos deste modo, como um exemplo de uma conversão de cor a mais simplificada, a seção de ajuste de cor 440 respectivamente aloca o sinal de imagem espectral F1 para o canal de cor Rch, o sinal de imagem espectral

F2 para o canal de cor Gch e o sinal de imagem espectral F3 para o canal de cor Bch, e emite os mesmos através da seção de troca 439 para o monitor de display 106.

Como mostrado na figura 21, a seção de ajuste de cor 440 está constituída por um circuito de processamento de conversão de cor 440a que compreende: um circuito de matriz 3 por 3 61; três conjuntos de LUTs 62a, 62b, 62c, 63a, 63b e 63c providos anteriormente e posteriormente ao circuito de matriz 3 por 3 61; e um circuito de mudança de coeficiente 64 que muda os dados de tabela das LUTs 62a, 62b, 62c, 63a, 63b e 63c ou do coeficiente do circuito de matriz 3 por 3 61.

Os sinais de imagem espectral F1 a F3 inseridos no circuito de processamento de conversão de cor 440a estão sujeitos a uma correção de γ inversa, um processamento de conversão de contraste não linear e similares em uma base de dados por banda pelas LUTs 62a, 62b e 62c.

Então, após a conversão de cor ser executada no circuito de matriz 3 por 3 61, um processamento de correção de γ ou de conversão de tonalidade apropriado é executado nas LUTs 63a, 63b e 63c de pós-estágio.

Os dados de tabela das LUTs 62a, 62b, 62c, 63a, 63b e 63c ou o coeficiente de matriz do circuito de matriz 3 por 3 61 podem ser mudados pelo circuito de mudança de coeficiente 64.

As mudanças pelo circuito de mudança de coeficiente 64 são executadas com base em um sinal de controle de uma chave de conversão de processamento (não mostrada) provida na seção de operação do endoscópio 101 ou similar.

Quando recebendo o sinal de controle, o circuito de mudança de coeficiente 64 lê os dados apropriados de dados de coeficiente armazenados com antecedência na seção de ajuste de cor 440, e sobrescreve o coeficiente de circuito atual com os dados.

A seguir, o conteúdo específico do processamento de conversão de cor será descrito. A Fórmula 22 representa um exemplo de uma equação de conversão de cor.

$$\begin{pmatrix} R_{nbi} \\ G_{nbi} \\ B_{nbi} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(22)$$

O processamento representado pela Fórmula 22 é uma conversão de cor na qual os sinais de imagem espectral F1 a F3 são atribuídos para as imagens de canal espectral Rch, Gch e Bch em ordem ascendente de comprimentos de onda.

Em um caso de observação com uma imagem de cor com base nos canais de cor Rch, Gch e Bch, por exemplo, uma imagem tal como aquela mostrada na figura 22 é obtida. Uma grande veia existe em uma posição profunda sobre a qual o sinal de imagem espectral F3 é refletido, e quanto à cor, a grande veia é mostrada como um padrão azul. Como o sinal de imagem espectral F2 é fortemente refletido sobre uma rede vascular próximo das camadas intermediárias, a rede vascular é mostrada como uma imagem de cor em um padrão vermelho. Entre as redes vasculares, aquelas existentes próximo da superfície da membrana de mucosa são expressas como um padrão amarelo.

Especificamente, as mudanças no padrão na vizinhança da superfície da membrana de mucosa são importantes para a descoberta e o diagnóstico diferencial de doenças em estágio inicial. No entanto, um padrão amarelo tende a ter um fraco contraste contra uma mucosa de fundo e portanto uma baixa visibilidade.

Nesta luz, de modo a reproduzir mais claramente os padrões na vizinhança da superfície da membrana de mucosa, uma conversão expressa pela Fórmula 23 torna-se efetiva.

$$\begin{pmatrix} R_{nbi} \\ G_{nbi} \\ B_{nbi} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \omega_G & \omega_B \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(23)$$

O processamento representado pela Fórmula 23 é um exemplo de uma conversão na qual o sinal de imagem espectral F1 está misturado com o sinal de imagem espectral F2 em uma certa razão e os dados criados são atualmente utilizados como a imagem de canal G espectral Gch, e permite uma maior clarificação do fato de que os corpos de absorção/dispersão tais como uma rede vascular diferem de acordo com as posições de profun-

didade.

Portanto, pelo ajuste do coeficiente de matriz através do circuito de mudança de coeficiente 64, o usuário é capaz de ajustar as cores de display. Quanto as operações, em conjunto com uma chave de troca de modo 5 (não mostrada) provida na seção de operação do endoscópio 101, o coeficiente de matriz é ajustado para um valor padrão de uma operação atravessada no circuito de processamento de conversão de cor 440a.

Uma operação atravessada neste caso refere-se a um estado no qual uma matriz unitária está montada no circuito de matriz 3 por 3 61 e uma 10 tabela não de conversão está montada nas LUTs 62a, 62b, 62c, 63a, 63b, e 63c. Isto significa que, por exemplo, valores pré-ajustados de $\omega_G=0,2$, $\omega_B=0,8$ devem ser providos como os valores padrão do coeficiente de matriz ω_G , ω_B .

Então, pela operação da seção de operação do endoscópio 101 15 ou similar, o usuário executa um ajuste de modo que o coeficiente torna-se, por exemplo, $\omega_G=0,4$, $\omega_B=0,6$. Uma tabela de correção de γ inversa e uma tabela de correção de γ são aplicadas conforme requerido nas LUTs 62a, 62b, 62c, 63a, 63b e 63c.

Apesar do circuito de processamento de conversão de cor 440a 20 estar disposto para executar uma conversão de cor por uma unidade de computação de matriz constituída pelo circuito de matriz 3 por 3 61, a disposição não é restritiva e, ao contrário, um meio de processamento de conversão de cor pode ser configurado utilizando um processador numérico (CPU) ou uma LUT.

25 Por exemplo, na modalidade acima descrita, apesar do circuito de processamento de conversão de cor 440a estar ilustrado por uma configuração centrada ao redor do circuito de matriz 3 por 3 61, vantagens similares podem ser conseguidas pela substituição do circuito de processamento de conversão de cor 440a por LUTs tridimensionais 65 que correspondem a 30 cada banda como mostrado na figura 23. Neste caso, o circuito de mudança de coeficiente 64 executa uma operação para mudar o conteúdo de tabela com base em um sinal de controle de uma chave de conversão de proces-

samento (não mostrada) provida na seção de operação do endoscópio 101 ou similar.

Incidentalmente, as características de filtro dos filtros de quase
passagem de banda F1 a F3 não estão limitadas à faixa visível. Como uma
5 primeira modificação dos filtros de quase passagem de banda F1 a F3, as
características de filtro podem ser dispostas como, por exemplo, uma banda
estreita que tem características espectrais discretas tais como aquelas mos-
tradas na figura 24. Pelo ajuste de F3 na faixa próximo de ultravioleta e pelo
ajuste de F1 na faixa próximo de infravermelho de modo a observar as irre-
10 gularidades sobre uma superfície de corpo vivo e de corpos absorventes na
vizinhança de camadas extremamente profundas, as características de filtro
da primeira modificação são adequadas para obter as informações de ima-
gem não obteníveis através de uma observação normal.

Além disso, como uma segunda modificação dos filtros de quase
15 passagem de banda F1 a F3, como mostrado na figura 25, o filtro de quase
passagem de banda F2 pode ser substituído por dois filtros de quase passa-
gem de banda F3a e F3b que tem características de filtro adjacentes na fai-
xa de comprimento de onda curto. Esta modificação aproveita-se do fato de
que as faixas de comprimento de onda na sua vizinhança somente alcançam
20 a vizinhança das camadas mais superiores de um corpo vivo, e é adequada
para a visualização de diferenças sutis em características de dispersão ao
invés de características de absorção. De uma perspectiva médica, a utiliza-
ção na diagnose discriminatória de carcinoma inicial e outras doenças a-
companhadas por uma perturbação em disposição celular na vizinhança da
25 superfície de membrana de mucosa é prevista.

Mais ainda, como uma terceira modificação dos filtros de quase
passagem de banda F1 a F3, como mostrado na figura 26, dois filtros de
quase passagem de banda F2 e F3 que tem características de filtro de ban-
da estreita dupla com características espectrais discretas as quais são capa-
30 zes de extrair as informações de camada - tecido desejadas podem ser dis-
postas para serem criadas pela seção de computação de matriz 436.

No caso dos filtros de quase passagem de banda F2 e F3 mos-

trados na figura 26, para a colorização de uma imagem durante uma observação de imagem espectral de banda estreita, a seção de ajuste de cor 440 cria imagens de cor dos três canais RGB de modo que: imagem de canal espectral Rch ← sinal de imagem espectral F2; imagem de canal espectral Gch ← sinal de imagem espectral F3; e imagem de canal espectral Bch ← sinal de imagem espectral F3.

Em outras palavras, para os sinais de imagem espectral F2 e F3, a seção de ajuste de cor 440 cria as imagens de cor (Rch, Gch e Bch) dos três canais RGB da Fórmula 24 abaixo.

$$\begin{pmatrix} R_{ch} \\ G_{ch} \\ B_{ch} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \\ h_{31} & h_{32} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots (24)$$

Por exemplo, assumamos que $h_{11}=1$, $h_{12}=0$, $h_{21}=0$, $h_{22}=1$, $h_{31}=0$, e $h_{32}=0,8$.

Por exemplo, a imagem espectral F3 é uma imagem cujo comprimento de onda central principalmente corresponde a 415 nm, e a imagem espectral F2 é uma imagem cujo comprimento de onda central principalmente corresponde a 540 nm.

Mais ainda, por exemplo, mesmo quando a computação é executada na suposição de que a imagem espectral F3 é uma imagem cujo comprimento de onda central principalmente corresponde a 415 nm, a imagem espectral F2 é uma imagem cujo comprimento de onda central principalmente corresponde a 540 nm, e a imagem espectral F1 é uma imagem cujo comprimento de onda central principalmente corresponde a 600 nm, uma imagem de cor pode ser formada pela seção de ajuste de cor 440 das imagens F2 e F3 sem utilizar a imagem F1. Neste caso, será suficiente aplicar uma computação de matriz expressa pela Fórmula 24' abaixo ao invés da Formula 24.

$$\begin{aligned} R_{ch} &= h_{11} \times F_1 + h_{12} \times F_2 + h_{13} \times F_3 \\ G_{ch} &= h_{21} \times F_1 + h_{22} \times F_2 + h_{23} \times F_3 \\ B_{ch} &= h_{31} \times F_1 + h_{32} \times F_2 + h_{33} \times F_3 \quad \dots (24') \end{aligned}$$

Na computação de matriz expressa pela Fórmula 24' acima, será suficiente ajustar os coeficientes de h_{11} , h_{13} , h_{21} , h_{22} , h_{31} e h_{32} para 0

enquanto ajustando os outros coeficientes para valores numéricos predeterminados.

Como visto, de acordo com a presente modalidade, pela criação de um filtro quase banda estreita utilizando um sinal de imagem de cor para
5 criar uma imagem endoscópica eletrônica normal (imagem normal), uma imagem espectral que tem as informações de tecido de uma profundidade desejada tais como um padrão vascular pode ser obtida sem precisar utilizar um filtro de passagem de banda estreita de comprimento de onda ótico para as imagens espectrais. Além disso, pelo ajuste de um parâmetro do circuito
10 de processamento de conversão de cor 440a da seção de ajuste de cor 440 de acordo com a imagem espectral, é agora possível executar um método de representação que faz uso total de uma característica que são as informações de profundidade alcançável durante a observação de imagem espectral de banda estreita, e conseqüentemente, uma separação efetiva e
15 uma confirmação visual de informações de tecido de uma profundidade desejada na vizinhança da superfície de tecido do tecido biológico podem ser executadas.

Mais ainda, especificamente, com a seção de ajuste de cor 440:

(1) no caso de uma imagem espectral de duas bandas, quando
20 uma imagem que corresponde, por exemplo, a 415 nm é alocada para os canais de cor Gch e Bch e uma imagem que corresponde, por exemplo a 540 nm é alocada para o canal de cor Rch;

ou

(2) no caso de uma imagem espectral de três bandas, quando
25 uma imagem que corresponde, por exemplo, a 415 nm é alocada para o canal de cor Bch, uma imagem que corresponde, por exemplo, a 445 nm é alocada para o canal de cor Gch e uma imagem que corresponde, por exemplo, a 540 nm é alocada para o canal de cor Rch, os seguintes efeitos de imagem são conseguidos.

30 - Uma alta visibilidade de capilares em uma camada mais superior de um tecido biológico é atingida pela reprodução do epitélio ou da mucosa em uma camada mais superior do tecido biológico em uma cor que te-

nha uma baixa saturação e reproduzir os capilares na camada mais superior em baixa luminância ou, em outras palavras, como linhas escuras.

- Ao mesmo tempo, como os vasos sanguíneos posicionados mais profundo do que os capilares são reproduzidos girando na direção do azul em uma direção no modo de matiz, a discriminação dos capilares na
- 5 camada mais superior torna-se ainda mais fácil.

Mais ainda, de acordo com o método de alocação de canal acima descrito, os resíduos e a bile que são observados em uma tonalidade amarela sob uma observação normal durante um exame endoscópico do

10 intestino grosso são agora observados em uma tonalidade vermelha.

A figura 27 é um diagrama de blocos que mostra outro exemplo de configuração da seção de computação de matriz.

Os componentes outros do que a seção de computação de matriz 436 são os mesmos que aqueles na figura 4. A única diferença encontra-se na configuração da seção de computação de matriz 436 mostrada na

15 figura 27 da configuração da seção de computação de matriz 436 mostrada na figura 8. Somente as diferenças serão agora descritas, e aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e suas descrições serão omitidas.

20 Enquanto é assumido na figura 6 que a computação de matriz é executada por um assim denominado processamento de hardware que utiliza um circuito eletrônico, na figura 27, a computação de matriz é executada por um processamento de dados numéricos (processamento por software que utiliza um programa).

25 A seção de computação de matriz 436 mostrada na figura 27 inclui uma memória de imagem 50 para armazenar os respectivos sinais de imagem de cor de R, G e B. Além disso, um registro de coeficiente 151 está provido no qual os respectivos valores da matriz $\langle A' \rangle$ expressa pela Fórmula 21 estão armazenados como dados numéricos.

30 O registro de coeficiente 151 e a memória de imagem 50 estão conectados nos multiplicadores 53a a 53i; os multiplicadores 53a, 53d e 53g estão conectados por sua vez em um multiplicador 54a; e uma saída do mul-

5 multiplicador 54a está conectada na seção de integração 438a mostrada na figura 4. Além disso, os multiplicadores 53b, 53e e 53h estão conectados em um multiplicador 54b, e uma sua saída está conectada na seção de integração 438b. Mais ainda, os multiplicadores 53c, 53f e 53i estão conectados em um multiplicador 54c, e uma sua saída está conectada na seção de integração 438c.

10 Quanto às operações na presente modalidade, os dados de imagem RGB inseridos são temporariamente armazenados na memória de imagem 50. A seguir, um programa de computação armazenado em um dispositivo de armazenamento predeterminado (não mostrado) faz com que cada coeficiente da matriz $\langle A' \rangle$ do registro de coeficiente 151 seja multiplicado em um multiplicador por dados de imagem RGB armazenados na memória de imagem 50.

15 Incidentalmente, a figura 27 mostra um exemplo no qual o sinal R é multiplicado pelos respectivos coeficientes de matriz nos multiplicadores 53a a 53c. Além disso, como está mostrado no mesmo diagrama, o sinal G é multiplicado pelos respectivos coeficientes de matriz nos multiplicadores 53d a 53f, enquanto que o sinal B é multiplicado pelos respectivos coeficientes de matriz nos multiplicadores 53g a 53i. Quanto aos dados respectivamente
 20 multiplicados pelos coeficientes de matriz as saídas dos multiplicadores 53a, 53d e 53g são multiplicadas pelo multiplicador 54a, as saídas dos multiplicadores 53b, 53e e 53h são multiplicadas pelo multiplicador 54b, e as saídas dos multiplicadores 53c, 53f e 53i são multiplicadas pelo multiplicador 54c. Uma saída do multiplicador 54a é enviada para a seção de integração 438a.
 25 Além disso, as saídas dos multiplicadores 54b e 54c são respectivamente enviadas para a seção de integração 438b e 438c.

30 De acordo com o exemplo de configuração mostrado na figura 27, no mesmo modo que o exemplo de configuração mostrado na figura 8, uma imagem espectral sobre a qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode se obtida.

Mais ainda, com o exemplo de configuração mostrado na figura 27, como o processamento de matriz é executado utilizando um software

sem utilizar um hardware como é o caso com o exemplo de configuração mostrado na figura 8, por exemplo, as mudanças em cada coeficiente de matriz ou similares podem ser acomodadas em um modo imediato.

Além disso, em um caso onde os coeficientes de matriz são armazenados somente por valores resultantes ou, em outras palavras, não armazenados como uma matriz $\langle A' \rangle$ mas armazenados ao contrário de acordo com $S(\lambda)$, $H(\lambda)$, $R(\lambda)$, $G(\lambda)$ e $B(\lambda)$, e computados conforme requerido para determinar uma matriz $\langle A' \rangle$ para utilização subsequente, é possível mudar apenas um dos elementos, por meio disto aperfeiçoando a conveniência. Por exemplo, é possível mudar somente as características espectrais de luz de iluminação $S(\lambda)$ ou similares.

SEGUNDA MODALIDADE

A figura 28 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de endoscópio eletrônico de acordo com uma segunda modalidade da presente invenção.

Como a segunda modalidade é praticamente a mesma que a primeira modalidade, somente as suas diferenças serão descritas. Aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e as suas descrições serão omitidas.

A presente modalidade difere da primeira modalidade na seção de fonte de luz 41 que executa o controle de quantidade de luz de iluminação. Na presente modalidade, o controle de quantidade de luz irradiada da seção de fonte de luz 41 é executado pelo controle da corrente da lâmpada 15 ao invés de um pulsador. Mais especificamente, uma seção de controle de corrente 18 como uma seção de controle de quantidade de luz está provida na lâmpada 15 mostrada na figura 28.

Quanto às operações da presente modalidade, a seção de controle 42 controla a corrente que flui através da lâmpada 15 de modo que nenhum dos sinais de imagem de cor de RGB atinja um estado saturado. Conseqüentemente, como a corrente utilizada pela lâmpada 15 para emissão é controlada, a sua quantidade de luz varia de acordo com a magnitude da corrente.

Incidentalmente, como outras operações são as mesmas que aquelas na primeira modalidade, as suas descrições serão omitidas.

De acordo com a presente modalidade, no mesmo modo que a primeira modalidade, uma imagem espectral sobre a qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida. Além disso, a presente modalidade é vantajosa pelo fato de que o seu método de controle é mais simples do que o método de controle de quantidade de luz que utiliza um pulsador como é o caso na primeira modalidade.

TERCEIRA MODALIDADE

O aparelho de observação biológica mostrado na figura 4 executa o controle durante a aquisição de imagem espectral de modo a reduzir a quantidade de luz utilizando o pulsador 16 mostrado na figura 5 o qual executa um controle de quantidade de luz cortando a luz em intervalos de tempo predeterminados. Em outras palavras, a quantidade de luz da fonte de luz é reduzida de modo que todos os sinais separados em cor de R, G e B são fotografados em uma faixa dinâmica adequada.

Para a terceira modalidade da presente invenção, um exemplo será descrito no qual um membro de corte móvel tal como uma mola de diafragma ou um obturador ou um filtro de corte tal como uma torre de tela ou um filtro ND é utilizado no lugar do pulsador 16 no aparelho de observação biológica mostrado na figura 4.

A figura 29 mostra um exemplo de uma mola de diafragma 66. A mola de diafragma 66 executa o controle de quantidade de luz pelo corte de luz em intervalos de tempo predeterminados utilizando: uma seção de corte 69 que gira ao redor de um eixo geométrico central 67 e a qual corta um fluxo de luz 68 convergido para uma dada magnitude em uma sua porção de extremidade mais distante; e uma seção de lâmina de diafragma 71 que tem uma porção dentada 70 que controla a quantidade de luz de saída.

A mola de diafragma 66 pode operar também como uma mola de diafragma de modulação que controla a quantidade de luz de saída da seção de fonte de luz 41, ou outra unidade pode estar separadamente provida como um mecanismo de corte.

A figura 30 mostra um exemplo de um obturador 66A. Apesar do obturador 66A ser similar na forma ao exemplo da mola de diafragma 66, a sua estrutura é tal que a porção dentada 70 da mola de diafragma 66 está ausente da seção de corte 69. Quanto às operações do obturador 66A, a luz
5 é cortada em intervalos de tempo predeterminados para executar o controle de quantidade de luz pelo controle de dois estados de operação de totalmente aberto e totalmente fechado.

A figura 31 mostra um exemplo de uma torre de tela 73. Uma tela 75 que tem um amplo espaçamento de grade ou uma tela 76 com um
10 espaçamento de grade mais estreito está presa por soldagem ou similar em um furo provido em uma placa rotativa 74, e gira ao redor de um eixo geométrico central de rotação 77. Neste caso, a luz é cortada em intervalos de tempo predeterminados para executar o controle de quantidade de luz pela alteração do comprimento de tela, aspereza, posição ou similar.

15 QUARTA MODALIDADE

As figuras 32 e 33 referem-se a uma quarta modalidade da presente invenção, em que: a figura 32 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de endoscópio eletrônico; e a figura 33 é um diagrama que mostra os tempos de acumulação de carga do CCD
20 mostrado na figura 32.

Como a quarta modalidade é praticamente a mesma que a primeira modalidade, somente as suas diferenças serão descritas. Aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e as suas descrições serão omitidas.

25 A presente modalidade primariamente difere da primeira modalidade na seção de fonte de luz 41 e no CCD 21. Na primeira modalidade, o CCD 21 está provido com os filtros de cor mostrados na figura 6 e é um assim denominado CCD do tipo síncrono que cria um sinal de cor utilizando os filtros de cor. Em contraste a este, na quarta modalidade presente, um assim
30 denominado tipo sequencial de quadro é utilizado o qual cria um sinal de cor pela iluminação da luz de iluminação na ordem de R, G e B dentro de um período de tempo de um único quadro.

Como mostrado na figura 32, a seção de fonte de luz 41 de acordo com a presente modalidade está provida com um diafragma 25 que executa uma modulação sobre uma face dianteira da lâmpada 15, e um filtro rotativo RGB 23 que faz, por exemplo, uma rotação durante um quadro está
5 adicionalmente provido sobre uma face dianteira do diafragma 25 de modo a irradiar uma luz sequencial de quadro R, G e B. Além disso, o diafragma 25 está conectado em uma seção de controle de diafragma 24, como uma seção de controle de quantidade de luz, e está disposto de modo a ser capaz de executar a modulação limitando um fluxo de luz a ser transmitido entre o
10 fluxo de luz irradiado da lâmpada 15 para mudar a quantidade de luz em resposta a um sinal de controle da seção de controle de diafragma 24. Mais ainda, o filtro rotativo RGB 23 está conectado em uma seção de controle de filtro rotativo RGB 26 e é girado a uma velocidade rotacional predeterminada.

15 Quanto às operações pela seção de fonte de luz de acordo com a presente modalidade, um fluxo de luz emitido da lâmpada 15 é limitado a uma quantidade de luz predeterminada pelo diafragma 25. O fluxo de luz transmitido através do diafragma 25 passa através do filtro rotativo RGB 23, e é emitido como as respectivas luzes de iluminação de R/G/B em intervalos
20 de tempo predeterminados da seção de fonte de luz.

Além disso, as respectivas luzes de iluminação são refletidas dentro do objeto a ser examinado e recebidas pelo CCD 21. Os sinais obtidos no CCD 21 são classificados de acordo com o tempo de irradiação por uma seção de troca (não mostrada) provida no corpo principal de aparelho
25 de endoscópio 105, e são respectivamente inseridos nos circuitos de S/H 433a a 433c. Em outras palavras, quando uma luz de iluminação é irradiada através do filtro R da seção de fonte de luz 41, um sinal obtido pelo CCD 21 é inserido no circuito de S/H 433a. Incidentalmente, como as outras operações são as mesmas que aquelas na primeira modalidade, as suas descrições
30 serão omitidas.

De acordo com a quarta modalidade presente, no mesmo modo que a primeira modalidade, uma imagem espectral sobre qual os padrões

vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida. Além disso, ao contrário da primeira modalidade, a quarta modalidade presente é capaz de receber os benefícios totais do acima denominado método sequencial de quadro. Tais benefícios incluem, por exemplo, aqueles oferecidos por uma modi-

5 ficação mostrada na figura 34 a qual será posteriormente descrita.

Mais ainda, na primeira modalidade acima descrita, a quantidade de luz de iluminação (quantidade de luz de uma fonte de luz) é controlada/ajustada de modo a evitar a saturação dos sinais de cor R/G/B. Em contraste a isto, a quarta modalidade presente emprega um método no qual um
10 obturador eletrônico do CCD 21 é ajustado. No CCD 21, as cargas acumulam em proporção à intensidade de luz incidente dentro de um dado período de tempo, por meio de que a quantidade de carga é tomada como um sinal. O que corresponde ao tempo de acumulação é um assim denominado obturador eletrônico. Pelo ajuste do obturador eletrônico pelo circuito de opera-
15 ção de CCD 431, uma quantidade acumulada de carga, ou, em outras palavras, uma quantidade de sinal pode ser ajustada. Como mostrado na figura 33, pela obtenção de imagens de cor R/G/B em um estado onde os tempos de acumulação de carga são sequencialmente mudados por um quadro, uma imagem espectral similar pode ser obtida. Em outras palavras, em cada
20 uma das modalidades acima descritas, o controle de quantidade de luz de iluminação pelo diafragma 25 pode ser utilizado para obter uma imagem normal, e quando obtendo uma imagem espectral, é possível impedir a saturação de imagens de cor R/G/B pela variação do obturador eletrônico.

A figura 34 é um diagrama que mostra os tempos de acumula-
25 ção de carga de um CCD de acordo com outro exemplo da quarta modalidade da presente invenção. O presente exemplo é similar ao exemplo mostrado na figura 33 na utilização de um método sequencial de quadro, e aproveita-se de características do método sequencial de quadro. Em outras palavras, pela adição de uma ponderação respectivamente para R, G e B aos
30 tempos de acumulação de carga devido ao controle de obturador eletrônico de acordo com o exemplo mostrado na figura 33, a criação de dados de imagem espectral pode ser simplificada. Isto significa que, no exemplo mos-

trado na figura 33, um circuito de operação de CCD 431 está provido o qual é capaz de variar o tempo de acumulação de carga do CCD 21 para R, G e B respectivamente dentro do período de tempo de um quadro. De outro modo o presente exemplo é o mesmo que o exemplo mostrado na figura 33.

- 5 Quanto às operações do exemplo mostrado na figura 34, quando as respectivas luzes de iluminação são irradiadas através do filtro rotativo RGB 23, o tempo de acumulação de carga devido ao obturador eletrônico do CCD 21 é variado.

- 10 Neste ponto, assumamos que os respectivos tempos de acumulação de carga do CCD 21 para as luzes de iluminação R/G/B são t_{dr} , t_{dg} e t_{db} (incidentalmente, como um tempo de acumulação não está provido para o sinal de imagem de cor B, o t_{db} está omitido no diagrama). Por exemplo, quando executando a computação de matriz representada pela Fórmula 21, como a computação a ser executada pela imagem de quase filtro F3 pode
15 ser determinada das imagens RGB obtidas por um endoscópio normal como

$$F3 = -0.050R - 1.777G + 0.829B \quad \dots (25)$$

o ajuste do tempo de acumulação de carga devido ao controle de obturador eletrônico de acordo com RGB mostrado na figura 33 para

$$t_{dr}:t_{dg}:t_{db} = 0.050:1.777:0.829 \quad \dots (26)$$

- 20 será suficiente. Além disso, para a porção de matriz, um sinal no qual somente os componentes R e G estão invertidos assim como o componente B é adicionado. Como um resultado, uma imagem espectral similar àquela na primeira até a terceira modalidades pode ser obtida.

- 25 De acordo com a quarta modalidade mostrada nas figuras 33 e 34, uma imagem espectral sobre a qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida. Mais ainda, o exemplo mostrado na figura 34 utiliza o método sequencial de quadro para criar os sinais de imagem de cor, e os tempos de acumulação de carga podem ser variados utilizando o obturador eletrônico para cada sinal de imagem de cor. Conseqüentemente,
30 a seção de computação de matriz precisa somente executar um processamento de adição e de subtração, por meio disto permitindo uma simplificação do processamento. Em outras palavras, as operações que correspon-

dem à computação de matriz podem ser executadas através de controle de obturador eletrônico, e o processamento pode ser simplificado.

É desnecessário dizer que o controle de quantidade de luz da primeira até a terceira modalidades e o controle de obturador eletrônico
 5 (tempo de acumulação de carga) da quarta modalidade (no exemplo mostrado nas figuras 33 ou 34) podem estar configurados para serem executados simultaneamente. Além disso, como acima descrito, é óbvio que o controle de luz de iluminação pode ser executado utilizando um pulsador ou similar para uma imagem de observação normal, e quando obtendo uma ima-
 10 gem de observação espectral, o controle por um obturador eletrônico pode ser executado.

A seguir, como a quinta até a sétima modalidades, uma seção de amplificação de sinal que amplifica um nível de sinal de um sinal de cap-
 tação de imagem de uma imagem normal e/ou um sinal espectral de uma
 15 imagem espectral, assim como o seu controle de amplificação, serão descritos.

QUINTA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biol-
 ógica de acordo com a quinta modalidade da presente invenção, as figuras
 20 4, 28 ou 32 são aplicadas. Além disso, um AGC (controle de ganho automá-
 tico) nas configurações durante a observação de imagem normal é execu-
 do em um circuito de AGC (não mostrado) que é uma seção de amplificação
 de sinal para a seção de processamento de sinal de luminância 434 e a se-
 ção de processamento de sinal de cor 435, respectivamente, mostradas nas
 25 figuras 4, 28 ou 32. O AGC durante a observação de imagem espectral é
 executado em um circuito de AGC (no qual, por exemplo, os amplificadores
 32a a 32c mostrados na figura 8 estão substituídos por amplificadores variá-
 veis) que é uma seção de amplificação de sinal na seção de computação de
 matriz 436 de acordo com as figuras 4, 28 ou 32.

30 Mais ainda, o controle das operações de amplificação ou, em
 outras palavras, o controle AGC é alterado entre a observação de imagem
 normal e a observação de imagem espectral. O controle AGC refere-se a um

nível de amplificação, uma velocidade de operação (velocidade de acompanhamento), ou uma ativação/não ativação (a qual pode também ser referida como liga/desliga) de uma função de amplificação.

5 Quanto à ativação/não ativação da função de amplificação, em muitos casos, o AGC não é ativado durante a observação de imagem normal. Isto é devido ao fato de que existe uma quantidade de luz suficiente durante a observação sob a luz normal. Por outro lado, o AGC é ativado durante a observação de imagem espectral já que a quantidade de luz é insuficiente.

10 Quanto à velocidade de operação (velocidade de acompanhamento) da função de amplificação, por exemplo, conforme uma câmera move-se afastando de uma cena assumida ser um objeto, a quantidade de luz gradualmente diminui e torna-se mais escura. Apesar de uma função de modulação inicialmente tornar-se ativa e tentar aumentar a quantidade de luz
15 conforme fica mais escuro, a função de modulação é incapaz de acompanhar. Uma vez que o acompanhamento torna-se inoperável, o AGC é ativado. A velocidade da operação de AGC é importante, e uma velocidade de acompanhamento excessiva resulta em uma ocorrência de ruído quando escuro, o que pode ser perturbador. Conseqüentemente, uma velocidade
20 apropriada que não é nem muito rápida nem muito lenta é interativa. Apesar de uma operação de AGC durante a observação de imagem normal poder permitir-se ser consideravelmente lenta, uma operação de AGC durante a observação de imagem espectral deve ser executada em um ritmo mais rápido devido a uma atenuação mais rápida. Conseqüentemente, uma quali-
25 dade de imagem de um sinal a ser exibido/emitido pode ser aperfeiçoada.

SEXTA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a sexta modalidade da presente invenção, as figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas. Além disso, um AGC (controle de ganho automático) nas configurações durante a observação de imagem normal é executado em um circuito de AGC (não mostrado) que é uma seção de amplificação
30 de sinal para a seção de processamento de sinal de luminância 434 e a se-

ção de processamento de sinal de cor 435, respectivamente, mostradas nas figuras 4, 28 ou 32. O AGC durante a observação de imagem espectral é executado em um circuito de AGC (no qual, por exemplo, os amplificadores 32a a 32c mostrados na figura 8 estão substituídos por amplificadores variáveis) que é uma seção de amplificação de sinal na seção de computação de matriz 436 de acordo com as figuras 4, 28 ou 32.

Na sexta modalidade presente, o circuito de AGC que é uma seção de amplificação de sinal é controlado de modo a operar em conjunto com uma seção de controle de quantidade de luz que inclui o pulsador 16, a seção de controle de corrente de lâmpada 18 ou a seção de controle de diafragma 24 e similares. O controle da operação conjunta acima descrita é executado de modo que, por exemplo, o circuito de AGC que é uma seção de amplificação de sinal somente funciona após a quantidade de luz de irradiação atingir um máximo na seção de controle de quantidade de luz. Em outras palavras, o controle é executado de modo que o AGC é ativado somente após a seção de controle de quantidade de luz ser controlada para uma quantidade de luz máxima (quando, por exemplo, uma lâmina de modulação está totalmente aberta) e quando a tela está escura mesmo na quantidade de luz máxima. Conseqüentemente, uma faixa de controle de quantidade de luz pode ser expandida.

SÉTIMA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a sétima modalidade da presente invenção, as figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas. Além disso, um AGC (controle de ganho automático) nas configurações durante a observação de imagem normal é executado em um circuito de AGC (não mostrado) que é uma seção de amplificação de sinal para a seção de processamento de sinal de luminância 434 e a seção de processamento de sinal de cor 435, respectivamente, mostradas nas figuras 4, 28 ou 32. O AGC durante a observação de imagem espectral é executado em um circuito de AGC (no qual, por exemplo, os amplificadores 32a a 32c mostrados na figura 8 estão substituídos por amplificadores variáveis) que é uma seção de amplificação de sinal na seção de computação de

matriz 436 de acordo com as figuras 4, 28 ou 32.

No caso em que uma imagem normal e uma imagem espectral são simultaneamente exibidas (uma exibição simultânea é também possível já que uma imagem espectral pode ser estimada de RGB), existem casos onde a quantidade de luz é reduzida em consideração à saturação de CCD. Por exemplo, uma imagem normal pode ter a sua quantidade de luz reduzida de modo a suprimir a saturação de CCD. Neste caso, a imagem normal é obviamente escura. Por outro lado, quanto a uma imagem espectral, um ajuste é executado dentro de uma faixa dinâmica apropriada de modo a permitir uma observação de porções detalhadas. Portanto, quando uma imagem normal e uma imagem espectral são simultaneamente exibidas sem um meio de modificação, a imagem normal permanece escura, portanto a luminosidade da imagem normal é ajustada para ser aumentada e emitida para acomodar uma exibição simultânea. A amplificação de uma saída de imagem é executada aumentando eletricamente o ganho no circuito de AGC que é uma seção de amplificação de sinal. Conseqüentemente, a qualidade de imagem durante a exibição simultânea pode ser aperfeiçoada.

A seguir, o aperfeiçoamento de qualidade de imagem será descrito com referência à oitava até a décima primeira modalidades.

20 OITAVA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a oitava modalidade da presente invenção, a figura 35 é aplicada. A oitava modalidade presente está destinada a reformar a adição de ponderação de um sinal de luminância de banda larga para um componente de luminância de uma imagem espectral para aperfeiçoar a luminosidade e a razão de S/N.

Na figura 35 um aparelho de endoscópio eletrônico 100 compreende um endoscópio eletrônico 101, um corpo principal de aparelho de endoscópio 105, e um monitor de display 106. O corpo principal de aparelho de endoscópio 105 primariamente compreende uma unidade de fonte de luz 41, uma seção de controle 42, e um aparelho de processamento de corpo principal 43. O aparelho de processamento de corpo principal 43 está provido

com um circuito de operação de CCD 431 para operar o CCD 21, e está também provido com um sistema de circuito de sinal para obter imagens normais e um sistema de circuito de sinal para obter imagens espectrais.

O sistema de circuito de sinal para obter imagens normais compreende: os circuitos de S/H 433a a 433c que executam uma amostragem ou similar de sinais obtidos pelo CCD 21 e os quais criam um sinal RGB; e uma seção de processamento de sinal de cor 435 conectada nas saídas dos circuitos de S/H 433a a 433c e a qual cria os sinais de cor.

Por outro lado, uma seção de computação de matriz 436 está provida como um sistema de circuito de sinal para obter as imagens espectrais nas saídas dos circuitos de S/H 433a a 433c, por meio de que uma computação de matriz predeterminada é executada nos sinais RGB.

Uma saída da seção de processamento de sinal de cor 435 e uma saída da seção de computação de matriz 436 são supridas através de uma seção de troca 450 para um circuito de processamento de balanço de branco (daqui em diante WB) 451, um circuito de correção de γ 452 e um circuito de conversão de cor (1) 453 para criar um sinal Y, um sinal R-Y e um sinal B-Y. Então, um sinal de luminância melhorado YEH, um sinal R-Y e um sinal B-Y a serem posteriormente descritos são adicionalmente criados e supridos para um circuito de conversão de cor (2) 455, e enviados como saídas R, G e B para o monitor de display 106.

Incidentalmente, quando conduzindo uma observação de imagem espectral (observação NBI) sem ter um filtro ótico, um sistema de processamento dentro do aparelho (processador) de processamento de corpo principal 43 requer uma seção de computação de matriz 436 que cria individualmente as imagens espectrais separadas daquela a qual cria as imagens de observação normais. No entanto, uma tal configuração em quais imagens de observação normais são criadas separadamente das imagens espectrais necessita dois sistemas separados que incluem um processamento de balanço branco (WB), circuitos de correção de γ e de conversão de cor, causando um aumento no tamanho de circuito.

Além disso, como uma razão de S/N de uma imagem espectral

deteriora quando aumentando eletricamente o ganho de modo a melhorar a luminosidade, métodos para melhorar a razão de S/N captando e integrando uma pluralidade de imagens e aumentando os componentes de sinal (por exemplo, as seções de integração 438a a 438c na Patente Japonesa Aberta à Inspeção Pública 2003-93336 correspondem a um tal método) são propostos. No entanto, a obtenção de uma pluralidade de imagens requer que um CCD seja operado em uma alta frequência e é portanto tecnicamente difícil.

Assim, de modo a resolver o problema acima, as seguintes configurações são adicionadas à oitava modalidade da presente invenção como mostrado na figura 35.

A saber,

(1) Os seguintes circuitos a) a c) estão configurados para serem compartilhados quando criando as imagens de observação normais e as imagens espectrais. a) circuito de WB 451, b) circuito de correção de γ 452, c) circuito de melhoramento 454.

Incidentalmente, o compartilhamento de circuito está separadamente descrito na décima terceira até a décima quinta modalidades.

(2) De modo a melhorar a luminosidade e a razão de S/N, uma seção de criação de sinal de luminância de banda larga 444 está provida para criar um sinal de luminância de banda larga (YH) cuja razão de S/N não deteriorou de uma sinal de saída de CCD, e uma adição de ponderação com um componente de luminância Y de um sinal espectral é executada.

Mais especificamente, em relação ao sinal de luminância de banda larga (YH) acima mencionado e um sinal de luminância (Y) de sinais espectrais (F1, F2 e F3) criados no circuito de conversão de cor (1) 453, uma ponderação é respectivamente executada nos circuitos de ponderação (445 e 446), uma adição é executada em uma seção de adição 447, e uma correção de contorno é executada em um sinal de luminância de pós-adição no circuito de melhoramento 454. Em outras palavras, a seção de criação de sinal de luminância de banda larga 444, os circuitos de ponderação 445 e 446, e a seção de adição 447 constituem uma seção de ajuste de qualidade de imagem. Um sinal de luminância corrigido em contorno YEH é suprido

para o circuito de conversão de cor (2) 455, e subseqüentemente, mais uma vez convertido em RGB pelo circuito de conversão de cor (2) 455 e emitido para o monitor de display 106.

Os coeficientes de ponderação dos circuitos de ponderação acima descritos (445 e 446) podem ser trocados de acordo com o modo de observação ou de acordo com um número de pixels de um CCD a ser conectado a estes, e podem ser ajustados arbitrariamente dentro de uma tal faixa que não apresente um problema em termos de degradação de contraste de uma imagem espectral. Por exemplo, quando um coeficiente de ponderação do circuito de ponderação 445 está denotado por α e um coeficiente de ponderação do circuito de ponderação 446 está denotado por β , o seguinte método é concebível.

A) Durante a exibição de uma imagem de observação normal: $\alpha = 0, \beta = 1$

B) Durante a exibição de uma imagem espectral quando um CCD do tipo A está conectado: $\alpha = 0,5, \beta = 0,5$

C) Durante a exibição de uma imagem espectral quando um CCD do tipo B está conectado: $\alpha = 1, \beta = 0$

A configuração da oitava modalidade presente é vantajosa pelo fato de que uma luminosidade e uma razão de S/N melhoradas são agora possíveis sem precisar adquirir uma pluralidade de imagens; e como os coeficientes de ponderação podem ser otimizados de acordo com o tipo de CCDs conectados, uma otimização de acordo com o número de pixels ou com as características espectrais de cada CCD é agora possível dentro de tal faixa que não apresente um problema em termos de degradação de contraste.

NONA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a nona modalidade da presente invenção, as figuras 36 ou 37 são aplicadas. A nona modalidade presente está disposta para aperfeiçoar a razão de S/N.

Com o método de aperfeiçoamento de S/N presente, como mos-

trado na figura 2, a luz de iluminação é irradiada em diversos estágios (por exemplo, n estágios, onde n é um inteiro igual a ou maior do que 2) dentro de 1 campo (1 quadro) de uma imagem normal (uma imagem de cor comum) (a intensidade de irradiação pode ser variada para cada estágio; na figura 2, os estágios estão denotados por caracteres de referência I0 até In; este procedimento pode ser totalmente conseguido pelo controle da luz de iluminação).

Conseqüentemente, uma intensidade de iluminação para cada estágio pode ser reduzida, por meio disto permitindo a supressão de ocorrências de estados saturados nos respectivos sinais R, G e B. Mais ainda, os sinais de imagem separados em diversos estágios (por exemplo, n estágios) estão sujeitos a uma adição que corresponde ao número n de sinais de imagem em um pós-estágio. Como um resultado, os componentes de sinal podem ser aumentados para melhorar a razão de S/N.

Como acima descrito, está provida uma configuração na qual uma pluralidade (número n) de imagens é captada pela execução de uma pluralidade de captações de imagem dentro de um período de tempo 1 campo de modo a aperfeiçoar a luminosidade e a razão de S/N quando conduzindo uma observação de NBI sem ter um filtro ótico, e pela adição da pluralidade de imagens em um sistema de processamento de pós-estágio, os componentes de sinal podem ser aumentados para melhorar a razão de S/N.

No entanto, os seguintes problemas surgem quando executando uma pluralidade de captações de imagem dentro do período de tempo de 1 campo como descrito na configuração acima.

(1) Como quanto maior número de pixels de um CCD, mais alta é a frequência de operação, em uma configuração na qual o aparelho de processamento de corpo principal (processador) está provido com um circuito de operação, um cabo de conexão para o CCD deve ser operado por um circuito que tenha um alto desempenho de operação, por meio disto apresentando um alto grau de dificuldade técnica.

(2) Quanto mais alta a frequência de operação, mais alta é a frequência de componentes de campo eletromagnético radiados desnecessá-

rios, por meio disto tornando as medidas de EMC (ruído de onda eletromagnética) difíceis.

De modo a resolver os problemas acima, as seguintes configurações são adicionadas à nona modalidade da presente invenção.

5 A saber, por exemplo, em relação à configuração mostrada na figura 4, o circuito de operação de CCD 431 é realocado do aparelho de processamento de corpo principal (processador) 43 para o lado do endoscópio 101 como mostrado na figura 36 para executar uma configuração na qual o comprimento de um cabo de conexão entre o circuito de operação de CCD
10 431 e o CCD 21 seja mínimo.

Conseqüentemente, como o comprimento de cabo é reduzido, a distorção de forma de onda de operação pode ser reduzida. Também, uma radiação e EMC desnecessária é reduzida. Além disso, como o circuito de operação de CCD 431 está agora no lado do endoscópio 101, o desempenho de operação requerido para o circuito de operação pode ser determina-
15 do baixo. Em outras palavras, um baixo desempenho de operação é permitido, por meio disto apresentando uma vantagem de custo também.

Mais ainda, por exemplo, em relação à configuração mostrada na figura 4, apesar do circuito de operação de CCD 431 estar incorporado no
20 aparelho de processamento de corpo principal (processador) 43, como mostrado na figura 37, os pulsos de operação são emitidos do aparelho de processamento de corpo principal 43 em uma forma de onda que assemelha-se a uma onda senoidal para realizar uma configuração na qual uma modelagem de forma de onda é executada em um circuito de modelagem de forma
25 de onda 450 provido na vizinhança do CCD em uma extremidade mais distante do endoscópio 101 para operar o CCD 21.

Conseqüentemente, como os pulsos de operação de CCD do aparelho de processamento de corpo principal 43 podem ser emitidos em uma forma de onda que assemelha-se a uma onda senoidal, características
30 de EMC favoráveis podem ser conseguidas. Em outras palavras, campos eletromagnéticos radiados desnecessários podem ser suprimidos.

DÉCIMA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a décima modalidade da presente invenção, as figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas. Além disso, nas suas configurações, um circuito de supressão de ruído está provido dentro da seção de computação de matriz 436 requerido durante a observação de imagem espectral ou uma seção de saída em um pré-estágio da seção de computação de matriz 436. Como uma limitação de banda de comprimento de onda é executada durante a observação de imagem espectral, um estado pode ocorrer no qual a quantidade de luz de iluminação é menor do que durante a observação de imagem normal. Neste caso, apesar de uma deficiência em luminosidade devido a uma baixa quantidade de luz de iluminação poder ser eletricamente corrigida pela amplificação de uma imagem captada, simplesmente aumentando o ganho por um circuito de AGC ou similar resulta em uma imagem na qual o ruído é proeminente em suas porções escuras. Portanto, passando os dados de imagem através do circuito de supressão de ruído, o ruído em regiões escuras é suprimido enquanto a degradação de contraste em regiões luminosas é reduzida. Um circuito de supressão de ruído está descrito na figura 5 do Pedido de Patente Japonesa Número 2005-82544.

Um circuito de supressão de ruído 36 mostrado na figura 38 é um circuito para ser aplicado em um aparelho de observação biológica tal como aquele mostrado na figura 32 o qual manipula dados de imagem R, G e B sequencial de quadro. Os dados de imagem R, G e B sequencial de quadro são inseridos no circuito de supressão de ruído.

Na figura 38, o circuito de supressão de ruído 36 está configurado para compreender: uma seção de filtragem 81 que executa uma filtragem utilizando uma pluralidade de filtros espaciais sobre os dados de imagem captados por um CCD que é um meio de captação de imagem; uma seção de cálculo de valor de pixel médio 82 como um meio de cálculo de luminosidade que calcula a luminosidade em uma região localizada dos dados de imagem; uma seção de ponderação 83 que executa uma ponderação em uma saída da seção de filtragem 81 de acordo com a saída da seção de fil-

tragem 81 e/ou uma entrada da seção de cálculo de valor de pixel médio 82; e uma seção de processamento de filtro inverso 85 que executa uma filtragem inversa para criar os dados de imagem sujeitos a um processamento de supressão de ruído em uma saída da seção de ponderação 83.

- 5 Um número p de coeficientes de filtro da seção de filtragem 81 são trocados para cada dado de imagem de entrada R, G e B, e são lidos de uma seção de armazenamento de coeficiente de filtro 84 e ajustados para os respectivos filtros A1 a Ap.

- 10 A seção de cálculo de valor de pixel médio 82 calcula um Pav médio de valores de pixel de uma pequena região (região localizada) de n por n pixels dos mesmos dados de imagem de entrada que são utilizados para a filtragem espacial pela seção de filtragem 81. Um coeficiente de ponderação W é lido de uma tabela de consulta (LUT) 86 de acordo com o Pav médio e os valores de resultados de filtragem da seção de filtragem 81, e
15 ajusta para os circuitos de ponderação $W_1, W_2, \dots, W_p$ da seção de ponderação 83.

- De acordo com o circuito mostrado na figura 38, pela alteração da ponderação do processamento de supressão de ruído por filtros espaciais de acordo com uma luminosidade de uma região localizada de dados de i-
20 magem, o ruído é suprimido enquanto evitando uma redução de contraste nos dados de imagem.

DÉCIMA PRIMEIRA MODALIDADE

- As figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas em um aparelho de observação biológica de acordo com a décima primeira modalidade da presente
25 invenção. Nas suas configurações apesar de um filtro de frequência espacial (LPF), não mostrado, estar alocado dentro da seção de computação de matriz 436, um controle é executado de modo que a suas características de frequência espacial sejam ligeiramente mudadas, por exemplo, para alargar uma banda.

- 30 A seção de controle 42 muda um ajuste de características (características de LPF) de um filtro de frequência espacial provido na seção de computação de matriz 436 no aparelho de processamento de corpo principal

(processador) 43. Mais especificamente a seção de controle 42 executa um controle de modo que as características de banda do LPF muda para aquelas de uma banda larga durante a observação de imagem espectral. Tal operação de controle está descrita na figura 4 do Pedido de Patente Japonesa Número 2004-250978.

Agora, assumamos que o aparelho de observação biológica esteja atualmente no modo de observação de imagem normal.

Neste estado, um operador é capaz de executar uma endoscopia pela inserção da porção de inserção 102 do endoscópio 101 em uma cavidade corporal de um paciente. Quando desejando observar um percurso vascular ou similar da superfície de um tecido de objeto de exame tal como uma parte doente ou similar na cavidade corporal em maiores detalhes, o operador opera uma chave de troca de modo, não mostrada.

Quando a chave de troca de modo é operada, a seção de controle 42 muda os modos de operação da seção de fonte de luz 41 e do aparelho de processamento de corpo principal 43 para um estado de ajuste do modo de observação de imagem espectral.

Mais especificamente, a seção de controle 42 executa uma mudança/ajuste tal como: executar um controle de quantidade de luz de modo a aumentar a quantidade de luz em relação à seção de fonte de luz 41; mudar as características de banda de frequência espacial do LPF na seção de computação de matriz 436 para aquelas de uma banda larga em relação ao aparelho de processamento de corpo principal 43; e controlar a seção de troca 439 para trocar para o sistema de processamento de imagem espectral que inclui a seção de computação de matriz 436 e similares.

Pela execução de tal mudança/ajuste, o percurso de capilares na vizinhança das camadas de superfície de tecido biológico pode ser exibido em um estado prontamente identificável durante o modo de observação de imagem espectral.

Além disso, como as características de banda de passagem de sinal através de um LPF são mudadas para aquelas de uma banda larga, a resolução do percurso de capilares ou do percurso vascular próximo da vizi-

nhança de camadas de superfície pode ser aperfeiçoada de modo a igualar a resolução de um sinal de cor em uma cor G específica que é captada sob uma luz de iluminação colorida G, e uma imagem facilmente diagnosticada com boa qualidade de imagem pode ser obtida.

- 5 De acordo com a presente modalidade que opera como acima descrito, uma função de captação de imagem de cor síncrona existente pode ser retida em um modo de observação de imagem normal, e, ao mesmo tempo, mesmo no modo de observação de imagem espectral, as funções de observação no modo de observação de imagem espectral podem ser sufici-
10 entemente asseguradas pela mudança de características de processamento tais como a mudança dos ajustes de coeficientes ou similares das respectivas seções no aparelho de processamento de corpo principal 43.

DÉCIMA SEGUNDA MODALIDADE

- Quanto a uma configuração de um aparelho de observação bio-
15 lógica de acordo com a décima segunda modalidade da presente invenção, as figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas. Além disso, nas suas configurações, uma exibição de NBI que indica que uma observação de imagem espectral está em progresso é executada.

(1) Exibição no monitor de display 106

- 20 No monitor de display 106, nada é exibido durante a observação de imagem normal, enquanto que os caracteres "NBI" são exibidos durante a observação de imagem espectral. Alternativamente, ao invés de uma exibição de caractere, uma marca tal como $\circ$ pode ser exibida, por exemplo, em um dos quatro cantos do monitor.

- 25 (2) Exibição no painel dianteiro do corpo principal de aparelho de endoscópio 105: referir às figuras 39, 40 e 41

- Um LED está simplesmente provido no painel de operação, e está desligado durante a observação de imagem normal e ligado durante a observação de imagem espectral. Mais especificamente, como mostrado na
30 figura 39, uma seção de iluminação de LED 91 está provida na vizinhança dos caracteres "NBI" e está desligada durante a observação de imagem normal e ligada durante a observação de imagem espectral.

Como mostrado na figura 40, um LED está provido de modo que ou os próprios caracteres "NBI" 92 ou uma periferia de caractere 93 ao invés dos caracteres "NBI" são iluminados. A iluminação é desligada durante a observação de imagem normal e ligada durante a observação de imagem espectral.

Como mostrado na figura 41, um LED está provido de modo que ou os próprios caracteres "NBI" 94 ou uma periferia de caractere 95 ao invés dos caracteres "NBI" são iluminados. A iluminação é executada utilizando diferentes cores. Por exemplo, o verde é desligado durante a observação de imagem normal e o branco é ligado durante a observação de imagem espectral.

(3) Exibição em um controlador centralizado

Um aparelho de observação biológica está montado de um sistema que inclui uma pluralidade de dispositivos, por meio de que uma exibição é executada em uma tela de um controlador que executa um controle centralizado sobre os dispositivos no mesmo modo que nas figuras 39, 40 e 41. Alternativamente, uma própria chave de troca de modo de observação de imagem espectral (isto é, uma chave de NBI) é exibida em caracteres pretos durante a observação de imagem normal e exibida em caracteres invertidos durante a observação de imagem espectral.

(4) Outras localizações de exibição do que as acima incluem um teclado e uma chave de pé.

DÉCIMA TERCEIRA MODALIDADE

A figura 42 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima terceira modalidade da presente invenção. A figura 42 é um diagrama de blocos de um aparelho de endoscópio eletrônico síncrono 100.

Como mostrado na figura 42 um corpo principal de aparelho de endoscópio 105 primariamente compreende uma unidade de fonte de luz 41, uma seção de controle 42, e um aparelho de processamento de corpo principal 43. As descrições de porções iguais àquelas na primeira modalidade e mostrada na figura 4 estão omitidas, e a descrição abaixo focalizará sobre

as porções que diferem da figura 4.

Na figura 42, no mesmo modo que a seção de fonte de luz 41, o aparelho de processamento de corpo principal 43 está conectado no endoscópio 101 através do conector 11. O aparelho de processamento de corpo principal 43 está provido com um circuito de operação de CCD 431 para operar o CCD 21. Além disso, um sistema de processamento de sinal de cor está provido como um sistema de circuito de sinal para obter imagens normais.

O sistema de processamento de sinal de cor compreende: circuitos de amostrar e reter (circuitos de S/H) 433a a 433c, conectados no CCD 21, os quais executam uma amostragem e similares em um sinal obtido pelo CCD 21 e os quais criam sinais RGB; e uma seção de processamento de sinal de cor 435 conectada nas saídas dos circuitos de S/H 433a a 433c e a qual cria os sinais de cor R', G' e B'.

Os sinais de cor R', G' e B' são enviados para as seções de circuito comuns (451 a 455) da seção de processamento de sinal de cor 435 através da seção de troca 450.

O processamento de sinal dos circuitos 451 a 455 é um processamento de sinal para exibir um sinal de captação de imagem que é um sinal de imagem de cor e um sinal espectral criados do sinal de captação de imagem no monitor de display 106, e é capaz de compartilhar entre tanto o processamento de sinal de captação de imagem quanto o processamento de sinal espectral.

A seguir, uma descrição será dada sobre uma configuração das seções de circuito comuns (451 a 455) as quais permitem que os circuitos executem um processamento de sinal necessário que inclui um processamento de ajuste de cor tal como um processamento de balanço de branco (daqui em diante WB), um processamento de conversão de tonalidade tal como um ajuste de γ , um processamento de melhoramento de frequência espacial tal como uma correção de contorno a serem compartilhados enquanto suprimindo o tamanho de circuito do aparelho de observação biológico.

As seções de circuito comuns (451 a 455) estão configuradas de modo que o processamento de WB, o processamento de γ e o processamento de melhoramento possam ser compartilhados entre as imagens de observação normais e as imagens de observação espectrais.

5 Na décima terceira modalidade presente, como mostrado na figura 42, os seguintes circuitos a) a c) estão dispostos para serem compartilhados quando criando as imagens de observação normais e as imagens de observação espectrais. a) circuito de WB 451, b) circuito de correção de γ 452, e c) circuito de melhoramento 454 são compartilhados.

10 Uma saída da seção de ajuste de cor 440 e uma saída da seção de computação de matriz 436 são supridas através da seção de troca 450 para o circuito de WB 451, o circuito de correção de γ 452 e o circuito de conversão de cor (1) 453 para criar um sinal Y, um sinal R-Y e um sinal B-Y. Então, um sinal de luminância melhorado YEH, um sinal R-Y e um sinal B-Y
15 a serem posteriormente descritos são adicionalmente criados e supridos para o circuito de conversão de cor (2) 455, e enviados como saídas R, G e B para o monitor de display 106.

Incidentalmente, como um exemplo de filtros de quase passagem de banda F1 a F3, as imagens espectrais (F1, F2 e F3) da seção de
20 computação de matriz 436 são criados de acordo com o seguinte procedimento.

F1: imagem com uma faixa de comprimento de onda entre 520 nm e 560 nm (que corresponde à banda G)

25 F2: imagem com uma faixa de comprimento de onda entre 400 nm e 440 nm (que corresponde à banda B)

F3: imagem com uma faixa de comprimento de onda entre 400 nm e 440 nm (que corresponde à banda B)

30 As imagens que resultam do processamento de integração e do processamento de ajuste de cor executados nas imagens espectrais (F1 a F3) acima mencionadas, assim como nas imagens de observação normais (R', G' e B') são selecionadas na seção de troca 450 utilizando uma chave de troca de modo, não mostrada, provida em um painel dianteiro ou um te-

clado.

Uma saída da seção de troca 450 acima mencionada está sujei-
ta a um processamento pelo circuito de WB 451 e pelo circuito de correção
de γ 452, e subsequente convertida no circuito de conversão de cor (1)
5 453 em um sinal de luminância (Y) e sinais de diferença de cor (R-Y/B-Y).

Uma correção de contorno é executada pelo circuito de melho-
ramento 454 no sinal de luminância Y de pós-conversão acima mencionado.

Subseqüentemente, uma conversão para RGB é mais uma vez
executada pelo circuito de conversão de cor (2) 455, e a saída é executada
10 para o monitor de display 106.

A configuração da décima terceira modalidade presente é vanta-
josa pelo fato de que: para as imagens de observação normais e as imagens
de observação espectrais, é agora possível compartilhar e utilizar um pro-
cessamento de WB/ γ /melhoramento; e como a saída de imagens espectrais
15 (F1, F2, F3) da seção de computação de matriz 436 como G-B-B faz com
que um sinal de luminância de uma imagem espectral convertida pelo circui-
to de conversão de cor (1) 453 inclua uma alta proporção de componentes
B, é agora possível focalizar na execução do processamento de melhora-
mento em imagens vasculares superficiais obtidas de imagens espectrais B.

20 Mais ainda, na décima terceira modalidade mostrada na figura
42, apesar de uma configuração na qual primariamente um processamento
de WB, de correção de γ e de melhoramento ser compartilhado entre o sis-
tema de imagem de observação normal e o sistema de imagem de observa-
ção espectral, a presente invenção não está limitada a esta configuração.
25 Alternativamente, uma configuração é possível na qual pelo menos um do
processamento de WB, de conversão de tonalidade e de frequência espacial
é compartilhado.

De acordo com a presente modalidade, uma de imagem espec-
tral sobre a qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode ser
30 obtida.

DÉCIMA QUARTA MODALIDADE

A figura 43 é um diagrama de blocos que mostra uma configura-

ção de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima quarta modalidade da presente invenção.

Como a décima quarta modalidade é praticamente a mesma que a décima terceira modalidade, somente as suas diferenças serão descritas.

- 5 AOs componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e as suas descrições serão omitidas.

A presente modalidade difere primariamente da décima terceira modalidade na seção de fonte de luz 41 que executa o controle de quantidade de luz de iluminação. Na presente modalidade, o controle de quantidade
10 de luz irradiada da seção de fonte de luz 41 é executado pelo controle da corrente da lâmpada 15 ao invés de um pulsador. Mais especificamente, uma seção de controle de corrente 18 como uma seção de controle de quantidade de luz está provida na lâmpada 15 mostrada na figura 43.

Quanto às operações da presente modalidade, a seção de controle 42 controla a corrente que flui através da lâmpada 15 de modo que
15 nenhum dos sinais de imagem de cor de RGB atinja um estado saturado. Conseqüentemente, como a corrente utilizada pela lâmpada 15 para emissão é controlada, a sua quantidade de luz varia de acordo com a magnitude da corrente.

20 Incidentalmente, como outras operações são as mesmas que aquelas na primeira modalidade, as suas descrições serão omitidas.

De acordo com a presente modalidade, no mesmo modo que na décima terceira modalidade, uma imagem espectral sobre a qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida. Além disso, a presente
25 modalidade é vantajosa pelo fato de que o seu método de controle é mais simples do que o método de controle de quantidade de luz que utiliza um pulsador como é o caso na décima terceira modalidade.

DÉCIMA QUINTA MODALIDADE

A figura 44 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração
30 de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima quinta modalidade da presente invenção. Um diagrama que mostra os tempos de acumulação de carga de um CCD de acordo com a modalidade mos-

trada na figura 44 é o mesmo que a figura 33.

Como a décima quinta modalidade é praticamente a mesma que a décima terceira modalidade, somente as suas diferenças serão descritas. Aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e as suas descrições serão omitidas.

A presente modalidade difere primariamente da décima terceira modalidade na seção de fonte de luz 41 e no CCD 21. Na primeira modalidade, o CCD 21 está provido com os filtros de cor mostrados na figura 6 e é um assim denominado CCD do tipo síncrono que cria um sinal de cor utilizando os filtros de cor. Em contraste a isto, na décima quinta modalidade presente, um assim denominado tipo sequencial de quadro é utilizado o qual cria um sinal de cor pela iluminação da luz de iluminação na ordem de R, G e B dentro de um período de tempo de um único quadro.

Como mostrado na figura 44, a seção de fonte de luz 41 de acordo com a presente modalidade está provida com um diafragma 25 que executa uma modulação sobre uma face dianteira da lâmpada 15, e um filtro rotativo RGB 23 que faz, por exemplo, uma rotação durante um quadro está adicionalmente provido sobre uma face dianteira do diafragma 25 de modo a irradiar uma luz sequencial de quadro R, G e B. Além disso, o diafragma 25 está conectado em uma seção de controle de diafragma 24, como uma seção de controle de quantidade de luz, e está disposto de modo a ser capaz de executar a modulação limitando um fluxo de luz a ser transmitido entre o fluxo de luz irradiado da lâmpada 15 para mudar a quantidade de luz em resposta a um sinal de controle da seção de controle de diafragma 24. Mais ainda, o filtro rotativo RGB 23 está conectado em uma seção de controle de filtro rotativo RGB 26 e é girado a uma velocidade rotacional predeterminada.

Quanto às operações pela seção de fonte de luz de acordo com a presente modalidade, um fluxo de luz emitido da lâmpada 15 é limitado a uma quantidade de luz predeterminada pelo diafragma 25. O fluxo de luz transmitido através do diafragma 25 passa através do filtro rotativo RGB 23, e é emitido como as respectivas luzes de iluminação de R/G/B em intervalos

de tempo predeterminados da seção de fonte de luz. Além disso, as respectivas luzes de iluminação são refletidas dentro do objeto a ser examinado e recebidas pelo CCD 21. Os sinais obtidos no CCD 21 são classificados de acordo com o tempo de irradiação por uma seção de troca (não mostrada) provida no corpo principal de aparelho de endoscópio 105, e são respectivamente inseridos nos circuitos de S/H 433a a 433c. Em outras palavras, quando uma luz de iluminação é irradiada através do filtro R da seção de fonte de luz 41, um sinal obtido pelo CCD 21 é inserido no circuito de S/H 433a. Incidentalmente, como as outras operações são as mesmas que aquelas na primeira modalidade, as suas descrições serão omitidas.

De acordo com a décima quinta modalidade presente, no mesmo modo que a décima terceira modalidade, uma imagem espectral sobre qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida. Além disso, ao contrário da décima terceira modalidade, a décima quinta modalidade presente é capaz de receber os benefícios totais do acima denominado método sequencial de quadro. Tais benefícios incluem, por exemplo, aqueles descritos na modificação mostrada na figura 34.

Mais ainda, na décima terceira modalidade acima descrita, a quantidade de luz de iluminação (quantidade de luz de uma fonte de luz) é controlada/ajustada de modo a evitar a saturação dos sinais de cor R/G/B. Em contraste a isto, a décima quinta modalidade presente emprega um método no qual um obturador eletrônico do CCD 21 é ajustado. No CCD 21, as cargas acumulam em proporção à intensidade de luz incidente dentro de um dado período de tempo, por meio de que a quantidade de carga é tomada como um sinal. O que corresponde ao tempo de acumulação é um assim denominado obturador eletrônico. Pelo ajuste do obturador eletrônico pelo circuito de operação de CCD 431, uma quantidade acumulada de carga, ou, em outras palavras, uma quantidade de sinal pode ser ajustada. Como mostrado na figura 33, pela obtenção de imagens de cor R/G/B em um estado onde os tempos de acumulação de carga são sequencialmente mudados por um quadro, uma imagem espectral similar pode ser obtida. Em outras palavras, em cada uma das modalidades acima descritas, o controle de quanti-

dade de luz de iluminação pelo diafragma 25 pode ser utilizado para obter uma imagem normal, e quando obtendo uma imagem espectral, é possível impedir a saturação de imagens de cor R/G/B pela variação do obturador eletrônico.

5 DÉCIMA SEXTA MODALIDADE

As figura 45 e 46 referem-se a um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima sexta modalidade da presente invenção, em que: a figura 45 é um diagrama que mostra uma rede de filtros de cor; e a figura 46 é um diagrama que mostra as características de sensibilidade espectral dos filtros de cor mostrados na figura 45.

Como o aparelho de observação biológica na décima terceira modalidade é praticamente o mesmo que na primeira modalidade, somente as suas diferenças serão descritas. Aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e as suas descrições serão omitidas.

A presente modalidade primariamente difere da primeira modalidade nos filtros de cor providos no CCD 21. Comparada com a primeira modalidade na qual filtros de cor do tipo de cor primária RGB são utilizados como mostrado na figura 6, a presente modalidade utiliza filtros de cor do tipo complementar.

Como mostrado na figura 45, a rede dos filtros de cor do tipo complementar está constituída pelos respectivos elementos de G, Mg, Ye e Cy. Incidentalmente, os respectivos elementos dos filtros de cor do tipo de cor primária e os respectivos elementos dos filtros de cor do tipo de cor complementar formam as relações de $Mg = R + B$, $Cy = G + B$, e $Ye = R + G$.

Neste caso, esta executa uma leitura de pixel total do CCD 21 e um processamento de sinal ou processamento de imagem nas imagens dos respectivos filtros de cor. Além disso, pela transformação das Fórmulas 1 a 8 e 19 a 21 as quais acomodam os filtros de cor do tipo de cor primária de modo a acomodar os filtros de cor do tipo complementar as Fórmulas 27 a 33 abaixo apresentadas são derivadas. Note que as características de filtro de passagem de banda estreita alvo são as mesmas.

$$(G \quad Mg \quad Cy \quad Ye) \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} = (F_1 \quad F_2 \quad F_3) \quad \dots(27)$$

$$C = (G \quad Mg \quad Cy \quad Ye) \quad A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} \quad F = (F_1 \quad F_2 \quad F_3) \quad \dots(28)$$

$$\begin{aligned} k_G &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times G(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_{Mg} &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Mg(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_{Cy} &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Cy(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_{Ye} &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Ye(\lambda) d\lambda)^{-1} \quad \dots(29) \end{aligned}$$

$$K = \begin{pmatrix} k_G & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_{Mg} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k_{Cy} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_{Ye} \end{pmatrix} \quad \dots(30)$$

$$A = \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.040 & -3.590 & 2.085 \\ -0.011 & -2.504 & -1.802 \\ 0.332 & 3.233 & -3.310 \end{pmatrix} \quad \dots(31)$$

$$K = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.814 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.730 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.598 \end{pmatrix} \quad \dots(32)$$

$$\begin{aligned} A' = KA &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.814 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.730 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.598 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.040 & -3.590 & 2.085 \\ -0.011 & -2.504 & -1.802 \\ 0.332 & 3.233 & -3.310 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.033 & -2.922 & 1.697 \\ -0.008 & -1.828 & -1.315 \\ 0.109 & 1.933 & -1.979 \end{pmatrix} \quad \dots(33) \end{aligned}$$

10 Mais ainda, a figura 46 mostra as características de sensibilidade espectral quando utilizando os filtros de cor do tipo complementar, os filtros de passagem de banda alvo, e as características do filtro de quase passagem de banda determinados das Fórmulas 27 a 33 acima providas.

É desnecessário dizer que, quando utilizando os filtros de cor do tipo complementar, os circuitos de S/H mostrados na figura 4, 42 são respec-

tivamente aplicados a G/Mg/Cy/Ye ao invés de R/G/B.

De acordo com a presente modalidade, no mesmo modo que a primeira modalidade, uma imagem espectral capaz de exibir claramente um padrão vascular pode ser obtida. Além disso, a presente modalidade é capaz
5 de receber o benefício total de utilizar os filtros de cor do tipo complementar.

Apesar de várias modalidades de acordo com a presente invenção, terem sido acima descritas, a presente invenção permite que várias combinações das modalidades acima descritas sejam utilizadas. Além disso, as modificações podem ser feitas sem afastar-se do seu escopo.

10 Por exemplo, para todas as modalidades anteriormente descritas, o operador pode criar um novo filtro de quase passagem de banda durante a prática clínica ou em outros tempos e aplicar o filtro para utilização clínica. Em outras palavras, em relação à primeira modalidade, uma seção de projeto (não mostrada) capaz de computar/calcular os coeficientes de
15 matriz pode estar provida na seção de controle 42 mostrada nas figuras 4, 42.

Conseqüentemente, um filtro de quase passagem de banda adequado para obter uma imagem espectral desejada pelo operador pode estar disposto para ser projetado novo pela inserção de uma condição através do teclado provido no corpo principal de aparelho de endoscópio 105
20 mostrado na figura 3. Conseqüentemente, uma aplicação clínica imediata pode ser conseguida pelo ajuste de um coeficiente de matriz final (que corresponde aos respectivos elementos de matriz $\langle A' \rangle$ nas Fórmulas 21 e 33) derivado pela aplicação de um coeficiente de correção (que corresponde aos respectivos elementos de matriz $\langle K \rangle$ nas Fórmulas 20 e 32) no coeficiente
25 de matriz calculado (que corresponde aos respectivos elementos de matriz $\langle A \rangle$ nas Fórmulas 19 e 31) para a seção de computação de matriz 436 mostrada nas figuras 4, 42.

A figura 47 mostra um fluxo que culmina em uma aplicação clínica. Para descrever o fluxo em termos específicos, primeiro, o operador insere as informações (por exemplo, a banda de comprimento de onda ou similar)
30 sobre um filtro de passagem de banda alvo através de um teclado ou similar. Em resposta a isto, uma matriz $\langle A' \rangle$ é calculada juntamente com as

características de uma fonte de luz, os filtros de cor de um CCD ou similar armazenados com antecedência em um dispositivo de armazenamento predeterminado ou similar, e, como mostrado na figura 46, as características do filtro de passagem de banda alvo assim como um resultado de computação (filtro quase de passagem de banda) pela matriz $\langle A' \rangle$ são exibidos em um monitor como diagramas de espectro.

Após confirmar o resultado da computação, o operador executa os ajustes conseqüentemente quando utilizando a matriz $\langle A' \rangle$ criada nova, e uma imagem endoscópica real é criada utilizando a matriz $\langle A' \rangle$. Ao mesmo tempo, a matriz $\langle A' \rangle$ criada nova é armazenada em um dispositivo de armazenamento predeterminado, e pode ser reutilizada em resposta a uma operação predeterminada pelo operador.

Como um resultado, independentemente de uma matriz $\langle A' \rangle$ existente, o operador pode criar um novo filtro de passagem de banda baseado em uma experiência pessoal ou similar. Isto é especificamente efetivo quando utilizado para propósitos de pesquisa.

A presente invenção não está limitada às modalidades acima descritas, e várias mudanças e modificações podem ser feitas sem afastar-se do seu escopo.

20 APLICABILIDADE INDUSTRIAL

O aparelho de observação biológica de acordo com a presente invenção é especificamente útil em aplicações em um aparelho de endoscópio eletrônico para adquirir informações biológicas e executar observações detalhadas de tecido biológico.

25 O presente pedido está baseado no Pedido de Patente Japonesa Número 2005-141534 depositado em 13 de Maio de 2005 no Japão e no Pedido de Patente Japonesa Número 2005-154372 depositado em 26 de Maio de 2005 no Japão, o conteúdo apresentado dos quais está incorporado na presente especificação, o escopo de reivindicações por referência.

REIVINDICAÇÕES

1. Aparelho de observação biológica, que compreende:

uma seção de iluminação que irradia luz para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado;

5 uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação e cria um sinal de captação de imagem; e

uma seção de controle de processamento de sinal que controla as operações da seção de iluminação e/ou da seção de captação de imagem e emite o sinal de captação de imagem para um dispositivo de display, em que

a seção de controle de processamento de sinal inclui:

uma seção de criação de sinal espectral que cria um sinal espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótica do sinal de captação de imagem através de processamento de

uma seção de ajuste de cor que, quando emitindo o sinal espectral para o dispositivo de display, aloca uma diferente tonalidade de cor para cada uma de uma pluralidade de bandas que formam o sinal espectral; e

20 uma seção de ajuste de qualidade de imagem que ajusta a qualidade de imagem de um sinal a ser emitido para o dispositivo de display.

2. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 1, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui uma seção de controle de quantidade de luz que controla a quantidade de luz irradiada da seção de iluminação.

3. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 2, em que, em comparação com quando o sinal de captação de imagem é exibido, a seção de controle de quantidade de luz reduz a quantidade de luz quando o sinal de captação de imagem é adicionalmente convertido no sinal espectral e então exibido.

4. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 2, em que a seção de controle de quantidade de luz inclui um pulsador

que corta a luz de iluminação em intervalos de tempo predeterminados.

5. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 2, em que a seção de controle de quantidade de luz controla uma corrente ou voltagem de iluminação de fonte de luz da seção de iluminação.

5 6. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 1, em que a seção de captação de imagem está provida com um dispositivo de captação de imagem de estado sólido.

7. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 6, ainda compreendendo uma seção de controle de obturador eletrônico
10 que controla um obturador eletrônico que determina um tempo de acumulação de carga do dispositivo de captação de imagem de estado sólido.

8. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 7, em que, no caso onde diferentes luzes de cor são sequencialmente irradiadas da seção de iluminação, a seção de controle de obturador eletrônico é capaz de controlar independentemente o tempo de acumulação de
15 carga para cada um de uma pluralidade de sinais de captação de imagem que correspondem a cada luz de cor.

9. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 7, em que a seção de controle de processamento de sinal simultaneamente controla a quantidade de luz irradiada da seção de iluminação e o
20 tempo de acumulação de carga do dispositivo de captação de imagem de estado sólido.

10. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 2, em que a seção de controle de quantidade de luz está provida com
25 um membro de corte móvel que corta uma porção ou uma totalidade de um eixo geométrico ótico da luz de iluminação.

11. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 2, em que a seção de controle de quantidade de luz está provida com um membro de atenuador inserido sobre o eixo geométrico ótico da luz de
30 iluminação e o qual reduz a quantidade de luz.

12. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 1, em que a 2, em que a seção de controle de processamento de sinal

inclui uma seção de amplificação de sinal que amplifica um nível de sinal do sinal de captação de imagem e/ou do sinal espectral.

13. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 11, em que, entre o sinal de captação de imagem e o sinal espectral,
5 a seção de amplificação de sinal varia o controle de amplificação executado sobre estes.

14. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 13, em que o controle de amplificação é a ativação/não ativação de uma função de amplificação.

10 15. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 13, em que o controle de amplificação é um nível de amplificação da função de amplificação.

16. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 13, em que o controle de amplificação é uma velocidade de acompanhamento quando do começo de uma operação de amplificação pela função
15 de amplificação quando o controle de quantidade de luz pela seção de controle de quantidade de luz torna-se indisponível.

17. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 12, em que a seção de amplificação de sinal é controlada de modo a
20 operar em conjunto com o controle de quantidade de luz pela seção de controle de quantidade de luz de acordo com a reivindicação 2.

18. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 17, em que o controle de operação em conjunto faz com que a seção de amplificação de sinal opere uma função de amplificação após o controle
25 de quantidade de luz pela seção de controle de quantidade de luz atingir um máximo.

19. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 1, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui uma seção de ajuste de qualidade de imagem que aperfeiçoa a luminosidade
30 e/ou a razão de S/N.

20. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 19, em que a seção de ajuste de qualidade de imagem executa uma

adição de ponderação em um sinal de luminância de um sinal de captação de imagem e/ou um sinal de luminância de um sinal espectral.

21. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 19, em que a seção de ajuste de qualidade de imagem controla o contraste e a supressão de ruído de um sinal de captação de imagem e/ou uma
5 imagem espectral pela variação da ponderação de processamento de supressão de ruído por um filtro espacial de acordo com uma luminosidade de uma região localizada no sinal de captação de imagem e/ou no sinal espectral.

22. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 19, em que a seção de ajuste de qualidade de imagem executa um controle para mudar as características de frequência espacial em um sinal de captação de imagem, ou um sinal criado por uma conversão predeterminada do sinal de captação de imagem.

23. Aparelho de observação biológica, que compreende:
15 uma seção de iluminação que irradia luz para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado;

uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação e cria um
20 sinal de captação de imagem; e

uma seção de controle de processamento de sinal que controla as operações da seção de iluminação e/ou da seção de captação de imagem e emite o sinal de captação de imagem para um dispositivo de display, em que

25 a seção de controle de processamento de sinal inclui:

uma seção de criação de sinal espectral que cria um sinal espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótica do sinal de captação de imagem através de processamento de
sinal; e

30 uma seção de ajuste de cor que, quando emitindo o sinal espectral para o dispositivo de display, aloca uma diferente tonalidade de cor para cada uma de uma pluralidade de bandas que formam o sinal espectral, adi-

cionalmente em que

com a exceção de pelo menos a seção de criação de sinal espectral e a seção de ajuste de cor, as outras seções de processamento de sinal são compartilhadas para um respectivo de processamento de sinal do

5 sinal de captação de imagem e do sinal espectral.

24. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 23, em que as outras seções de processamento de sinal incluem pelo menos um de um processamento de balanço de branco, de conversão de tonalidade, e de melhoramento de frequência espacial.

Fig. 1

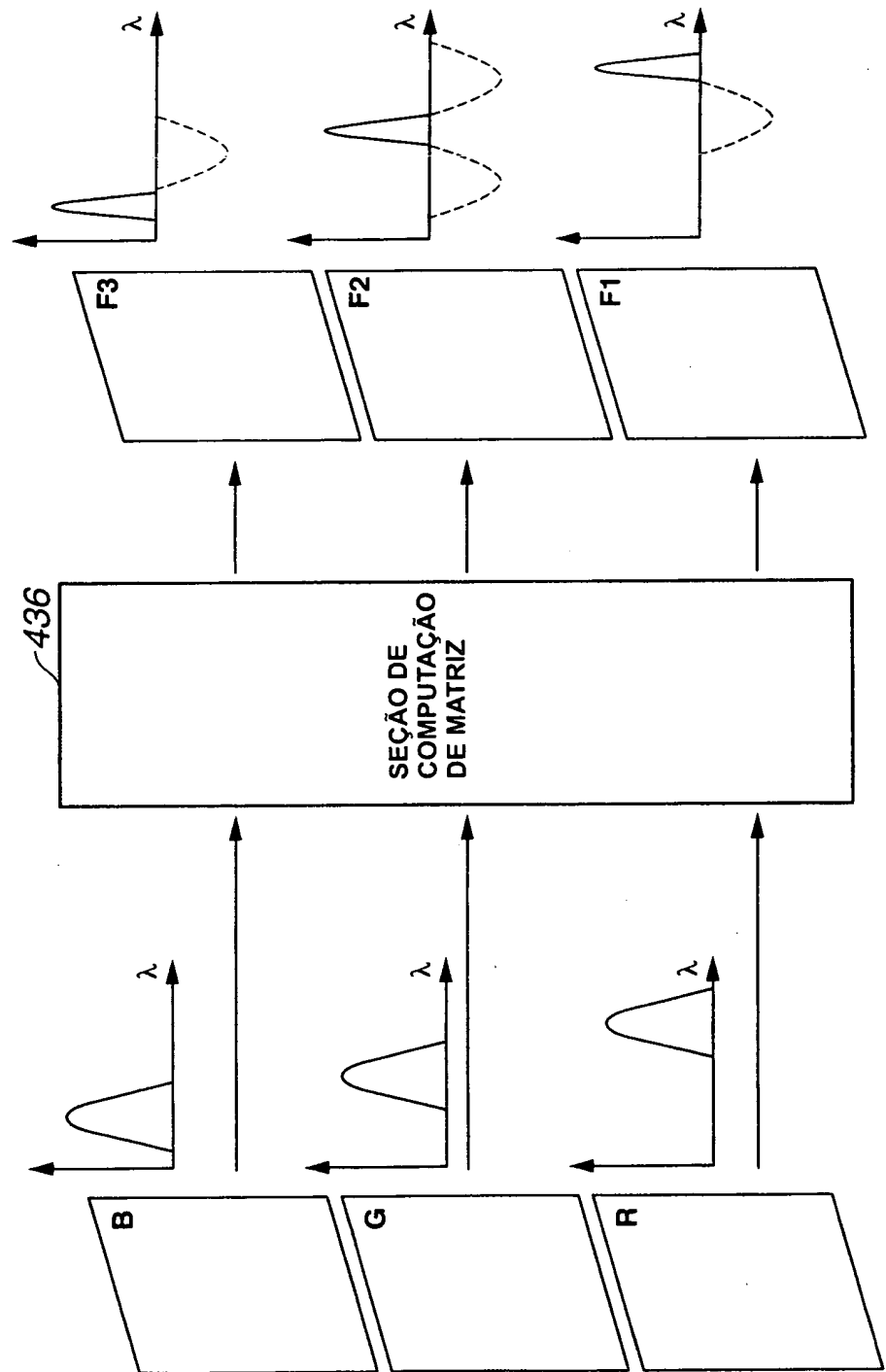


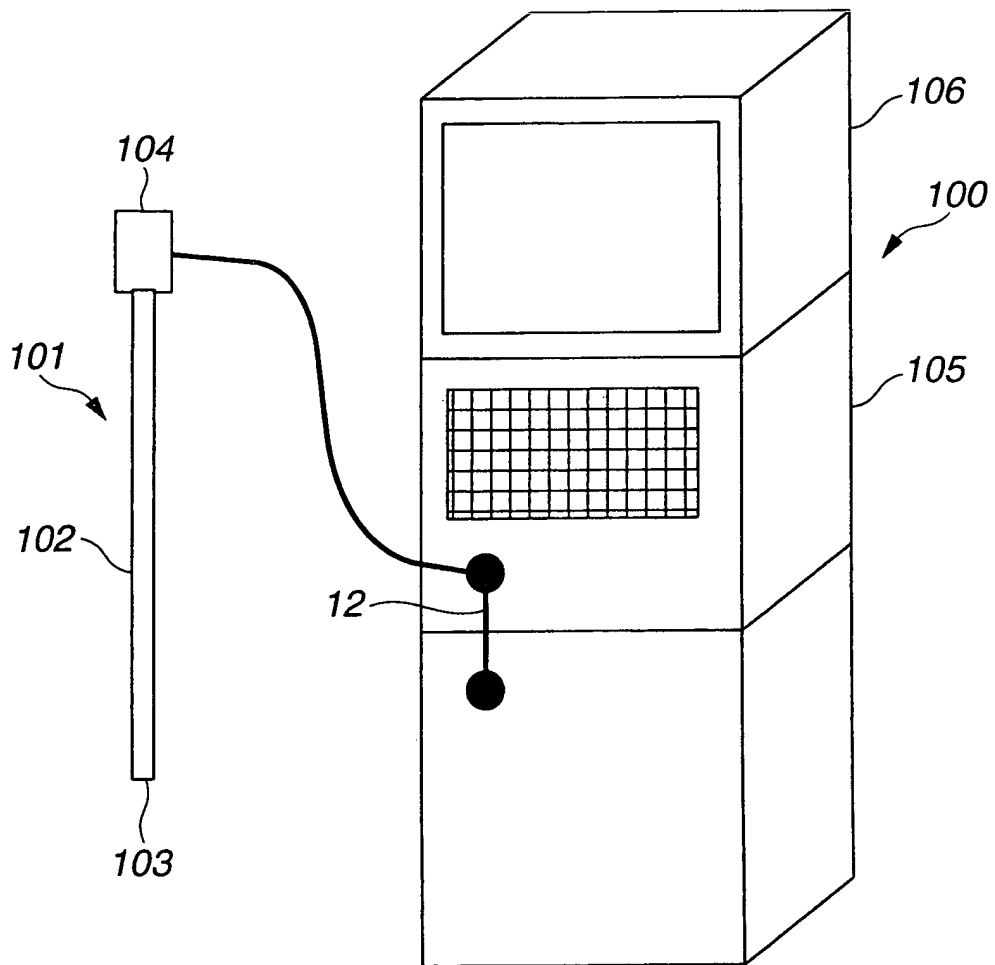
Fig. 3

Fig. 4

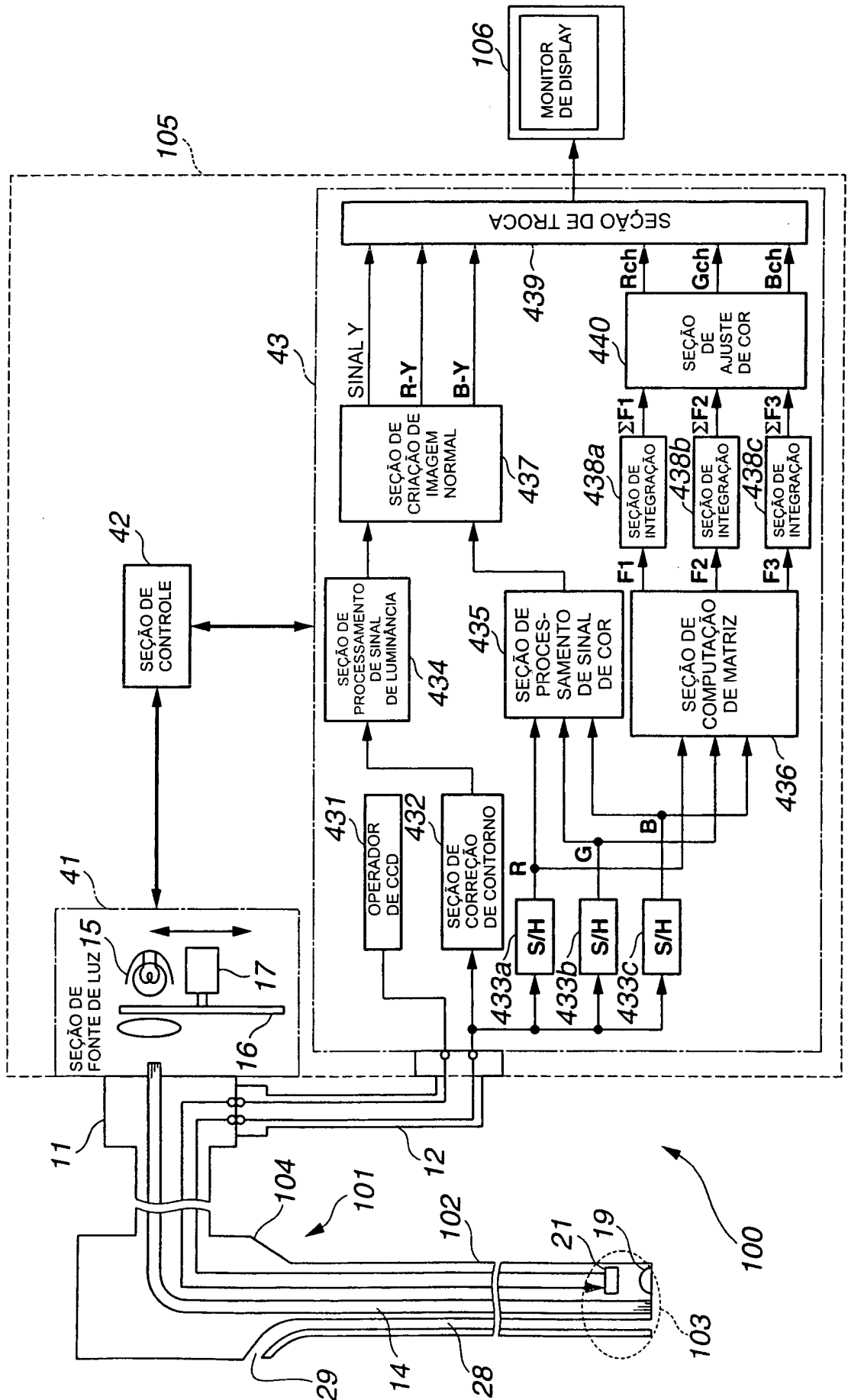


Fig. 5

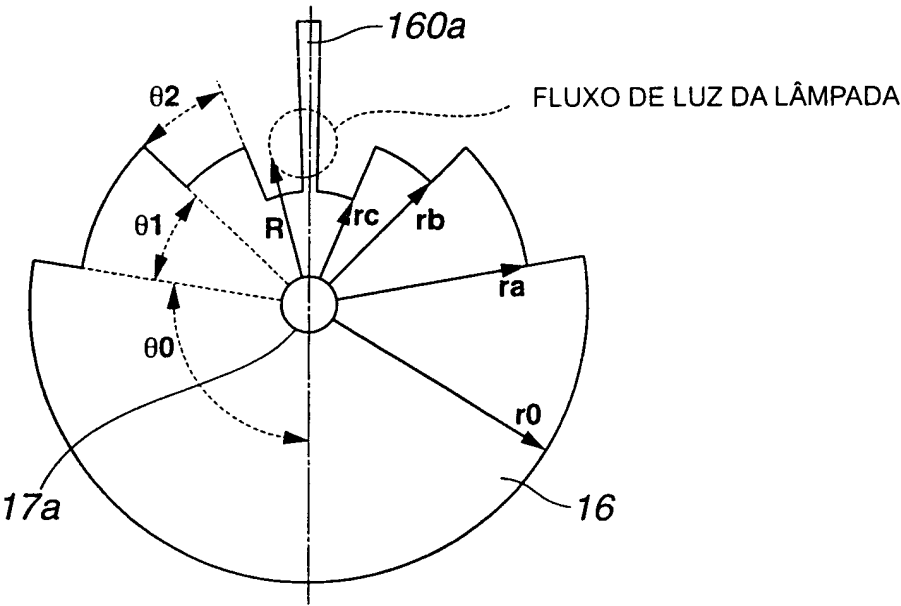


Fig. 6

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

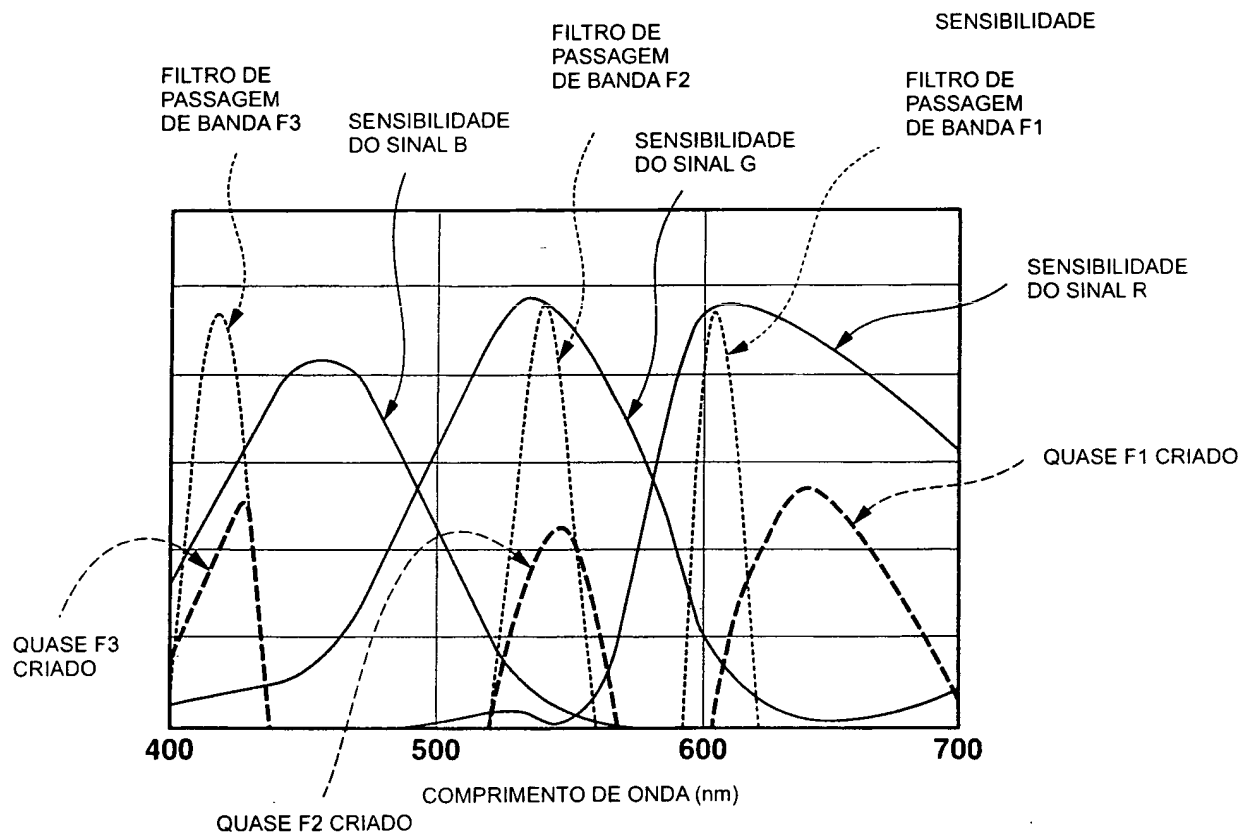
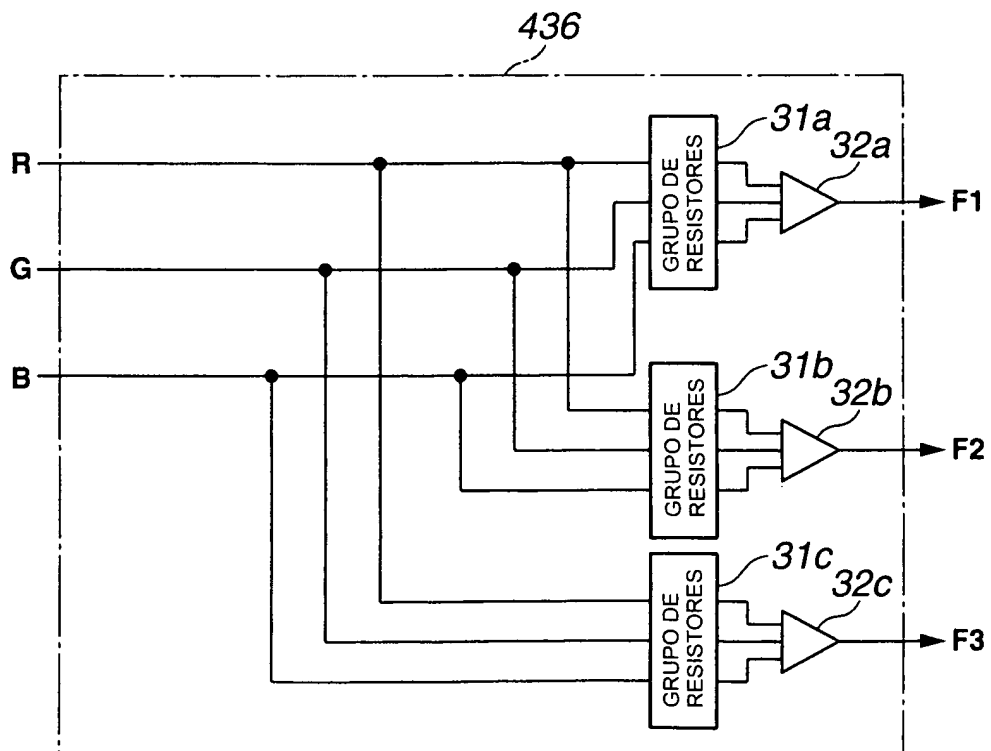
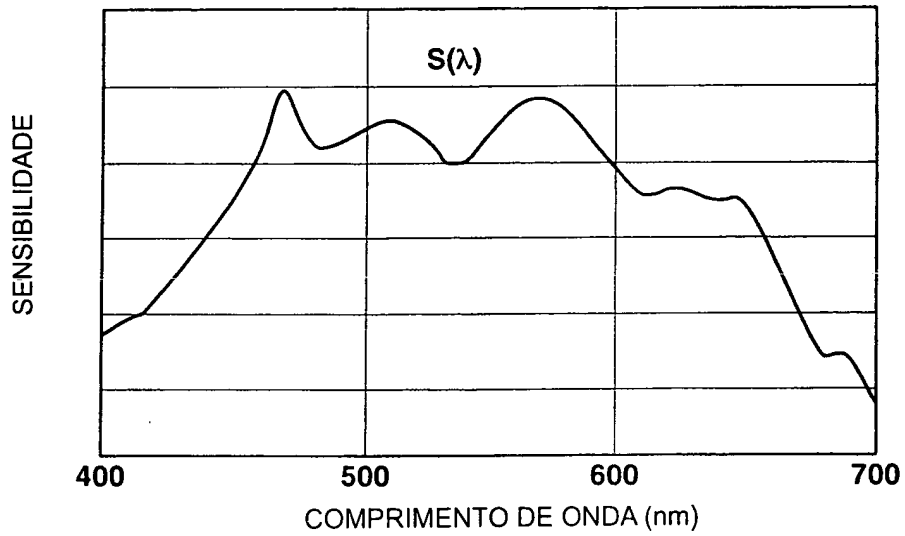
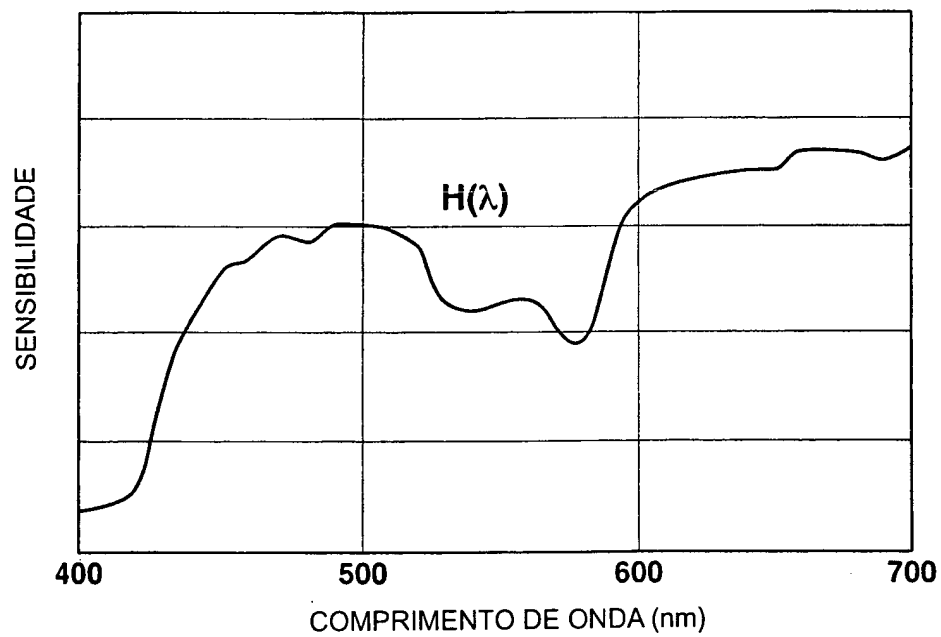
Fig. 7**Fig. 8**

Fig. 9**Fig. 10****Fig. 11**

ESTRUTURA IRREGULAR
SUPERFICIAL

REDE CAPILAR
PRÓXIMO DA
SUPERFÍCIE

REDE VASCULAR PRÓXIMO
DAS CAMADAS
INTERMEDIÁRIAS

REDE DE GRANDES VEIAS
PRÓXIMO DAS CAMADAS
PROFUNDAS

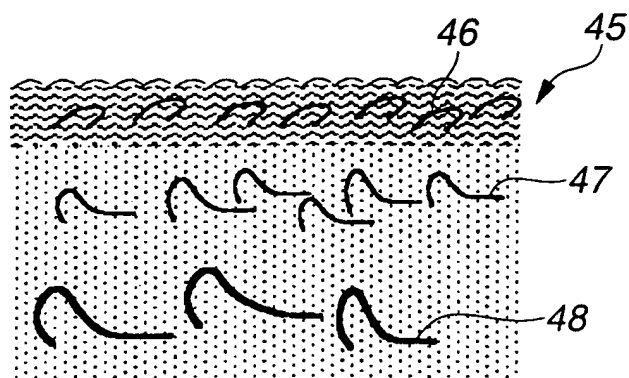


Fig. 12

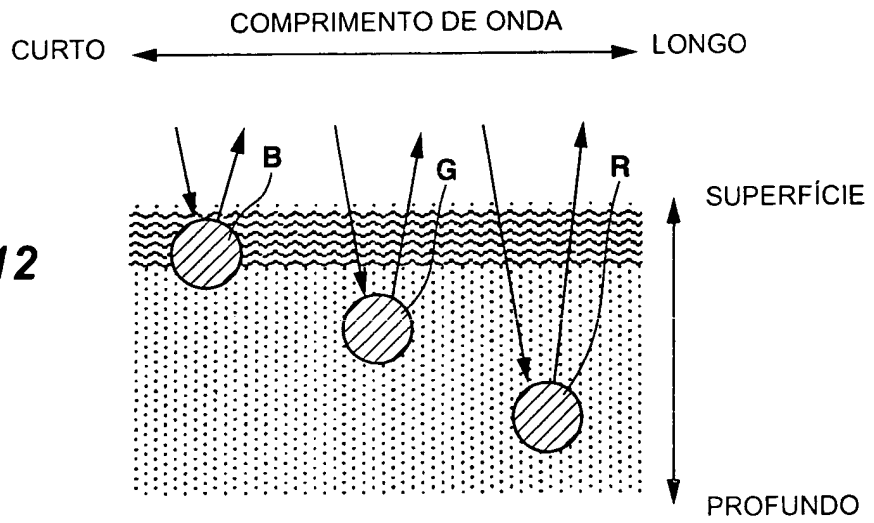


Fig. 13

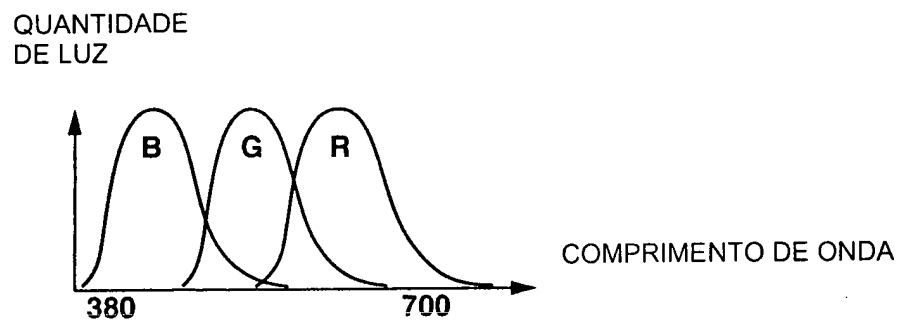


Fig. 14



Fig. 15



Fig. 16

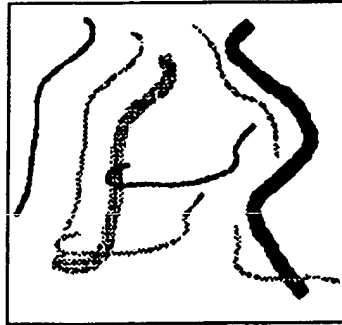


Fig. 17

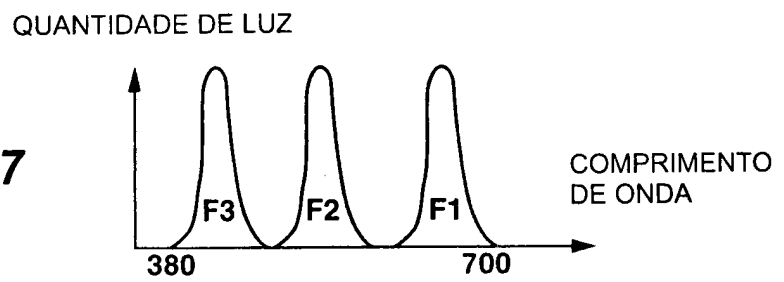


Fig. 18

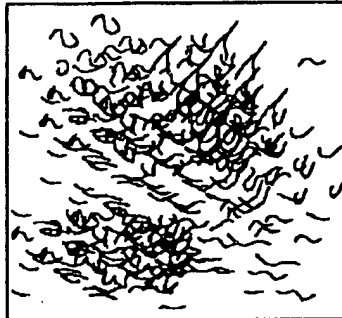


Fig. 19

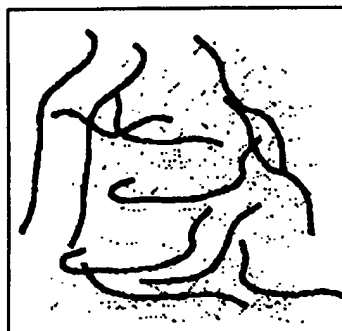


Fig. 20

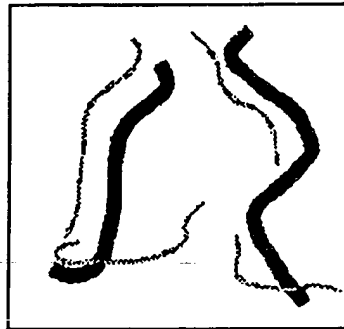


Fig. 21

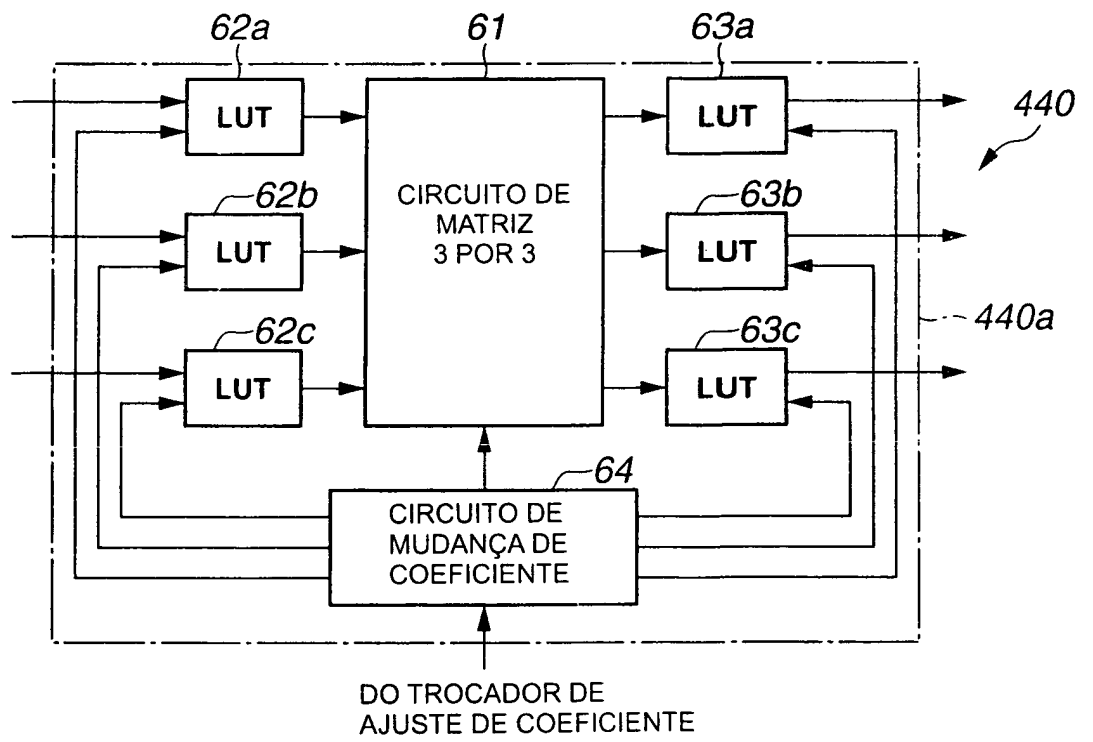


Fig. 22

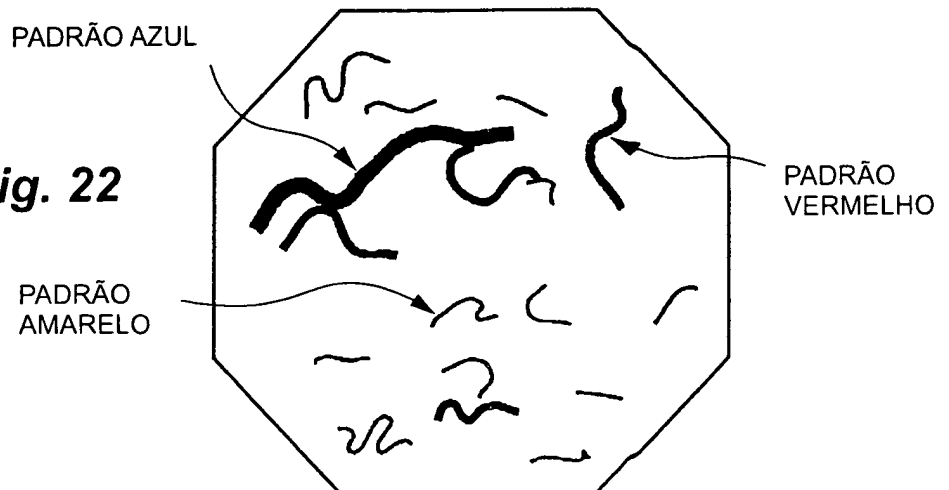


Fig. 23

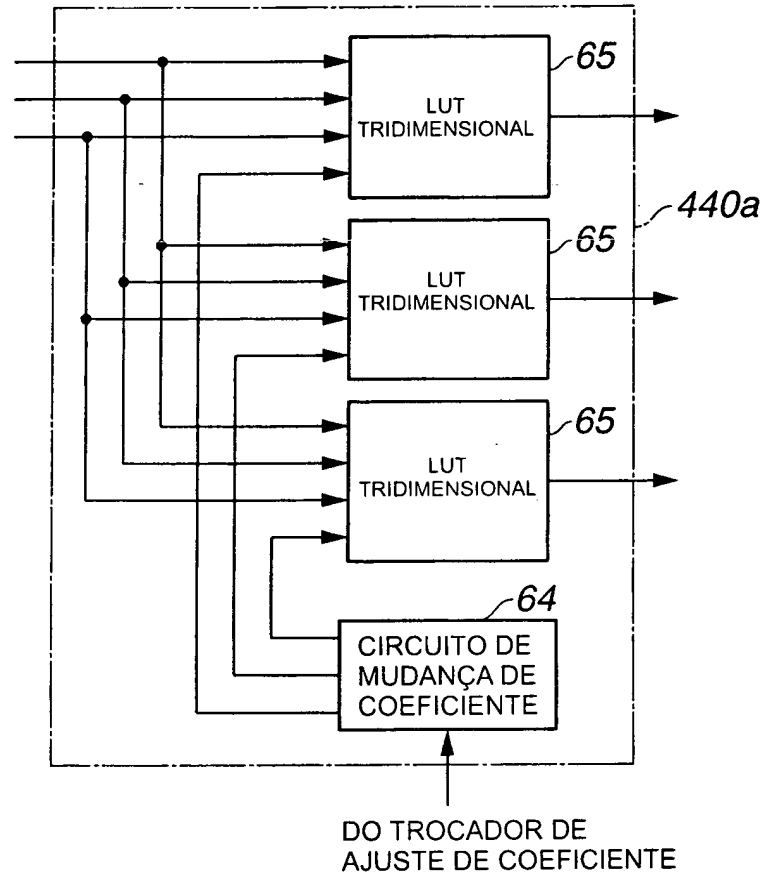


Fig. 24

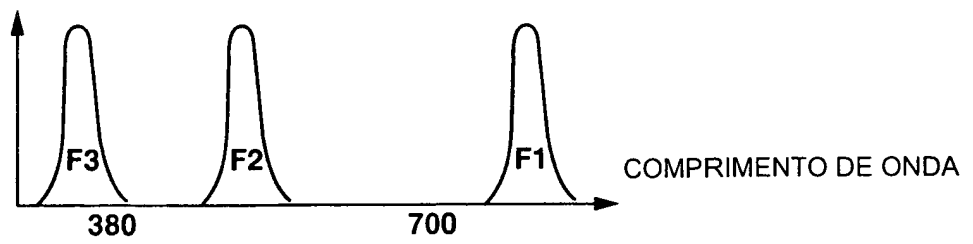


Fig. 25

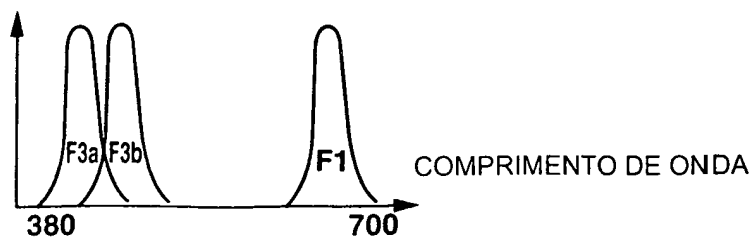


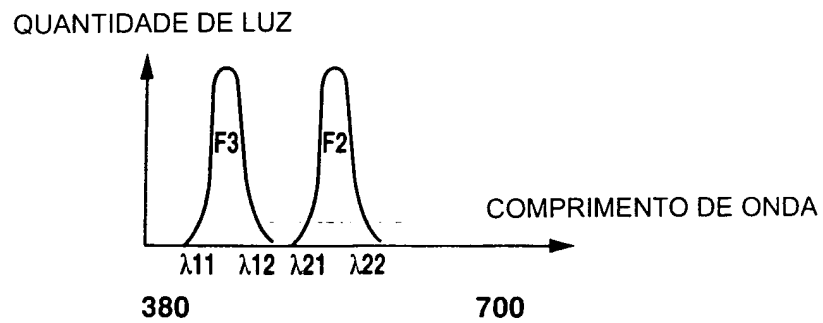
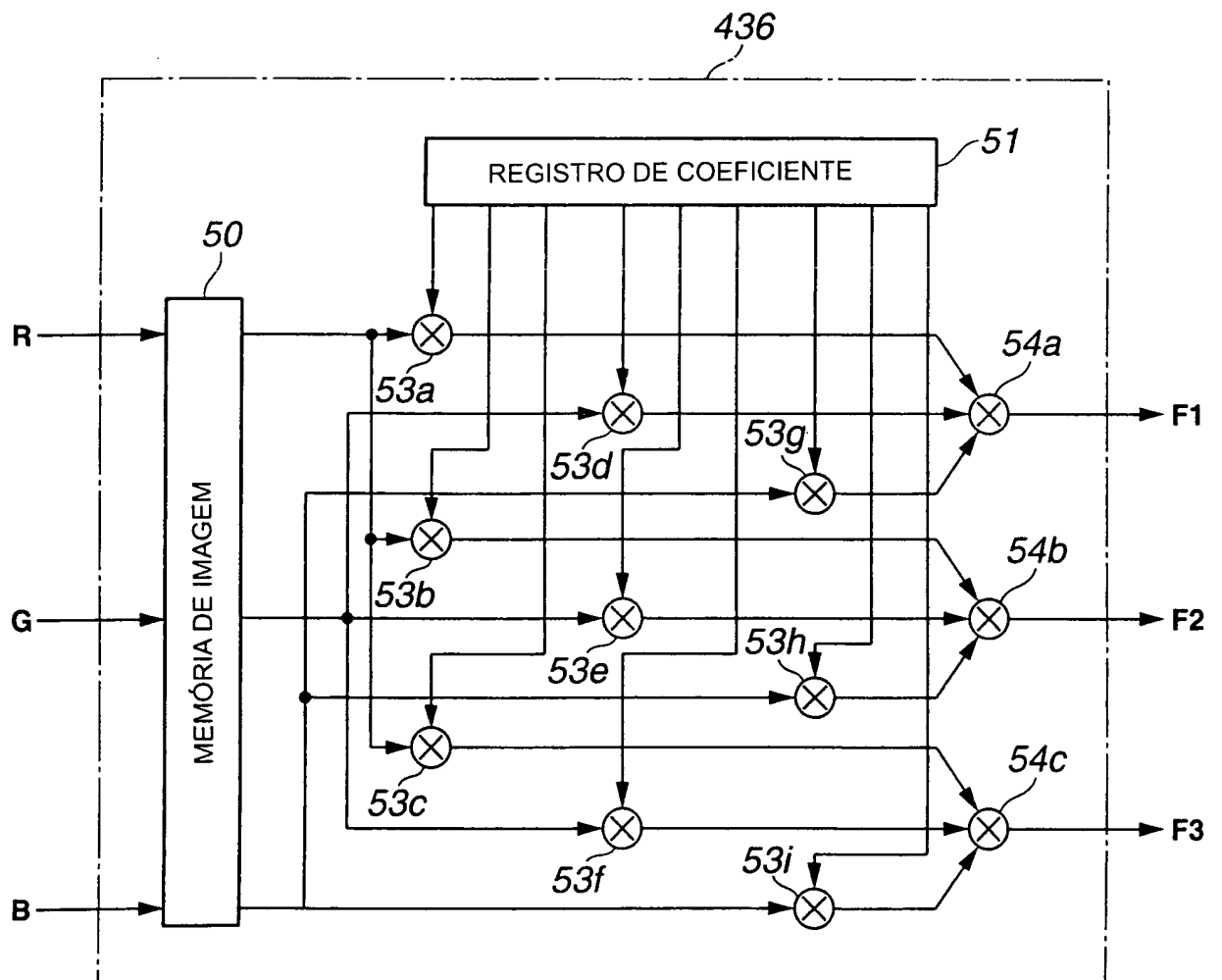
Fig. 26**Fig. 27**

Fig. 28

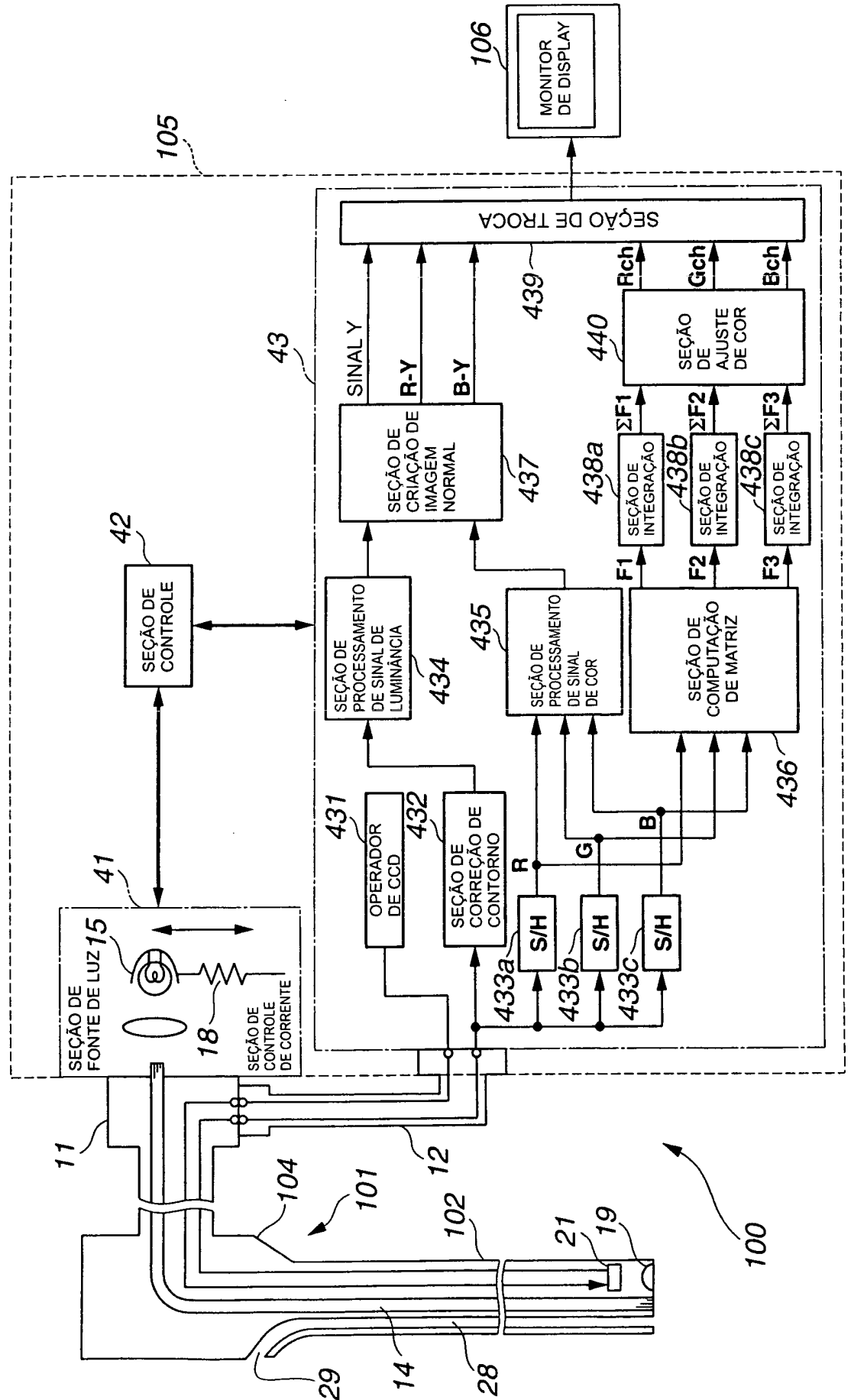


Fig. 29

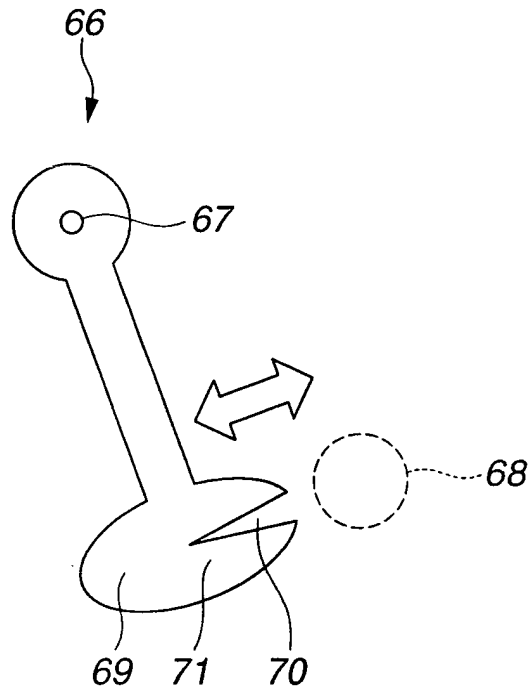


Fig. 30

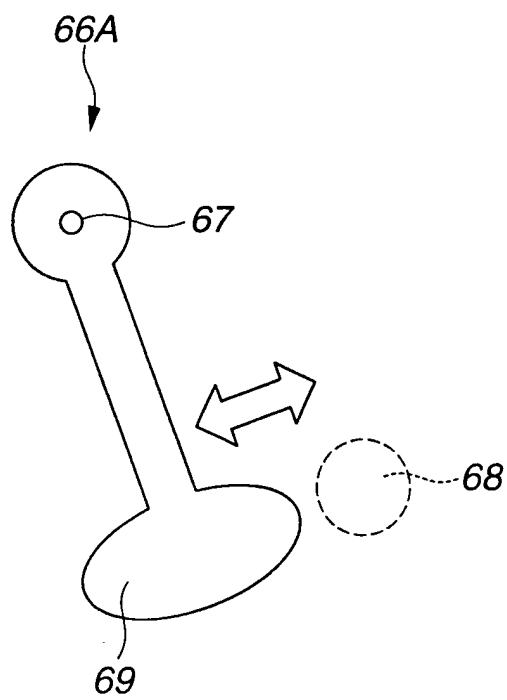


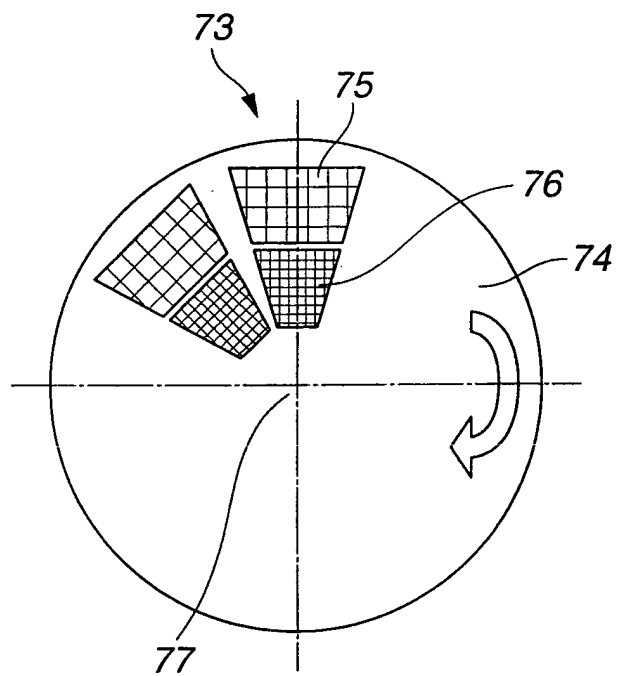
Fig. 31

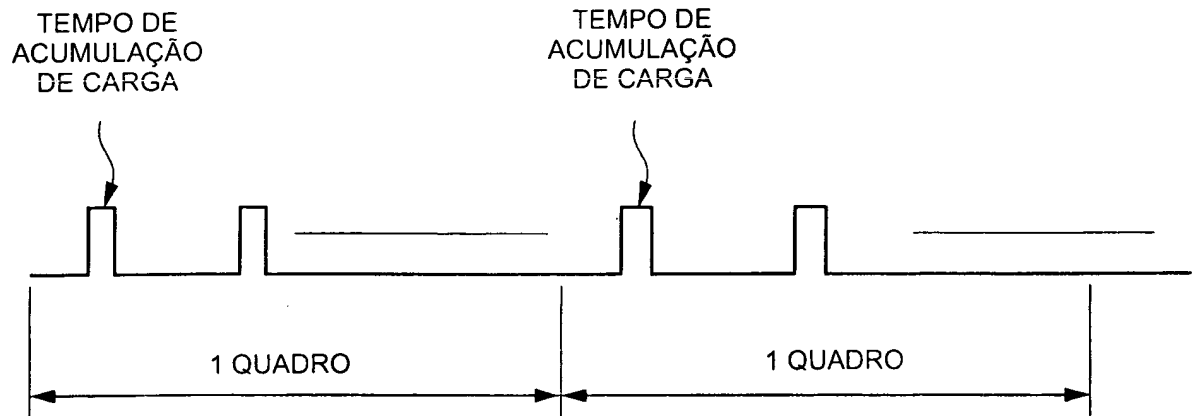
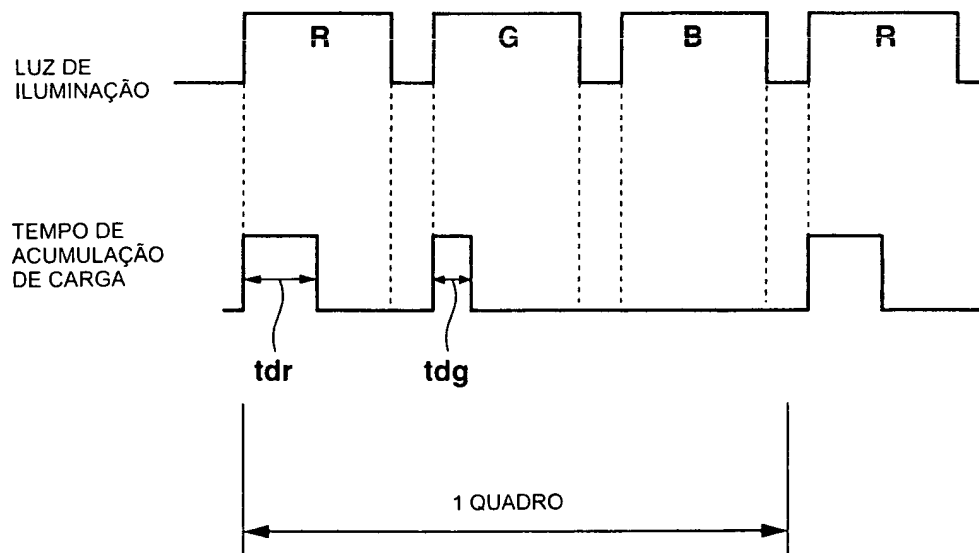
Fig. 33**Fig. 34**

Fig. 35

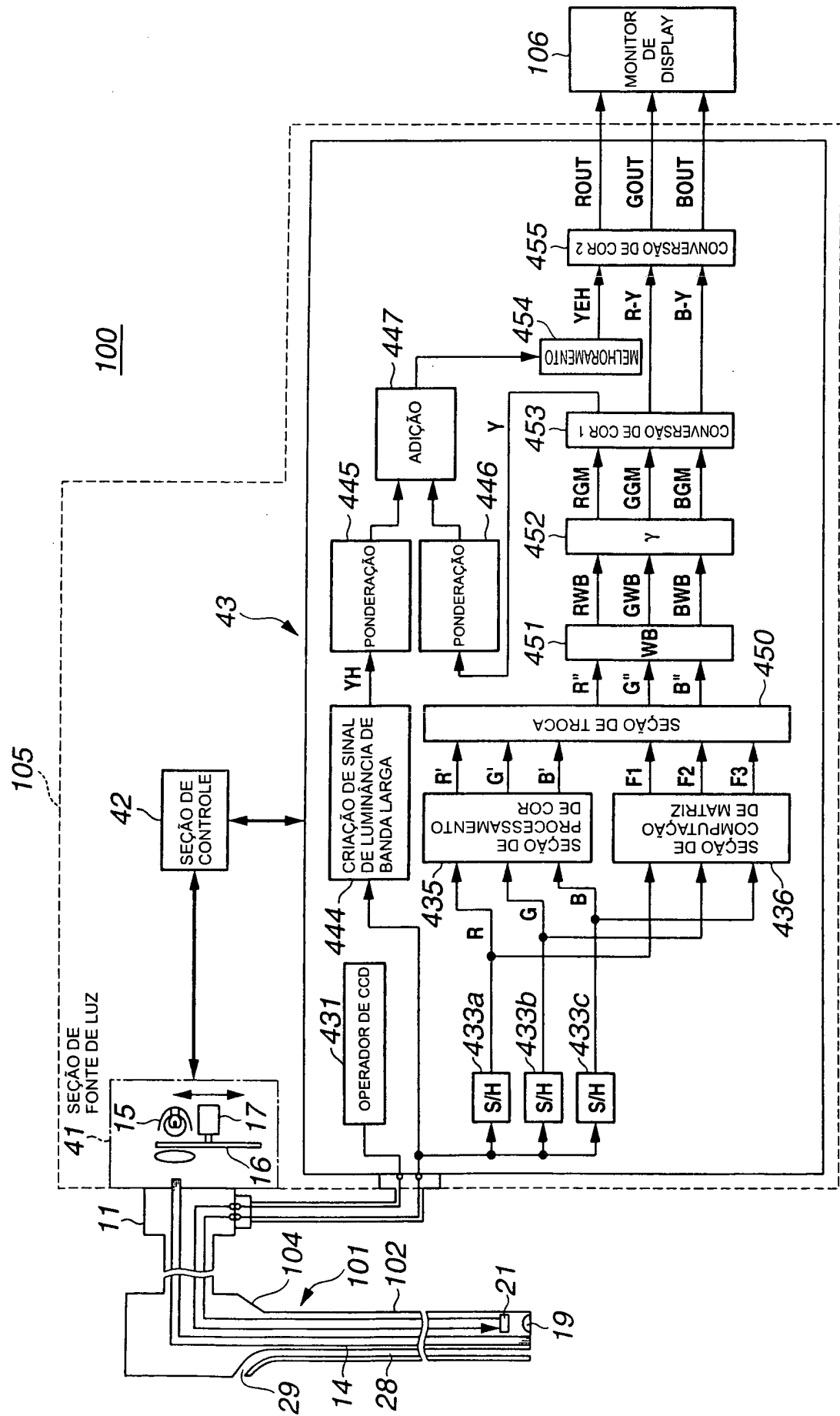


Fig. 36

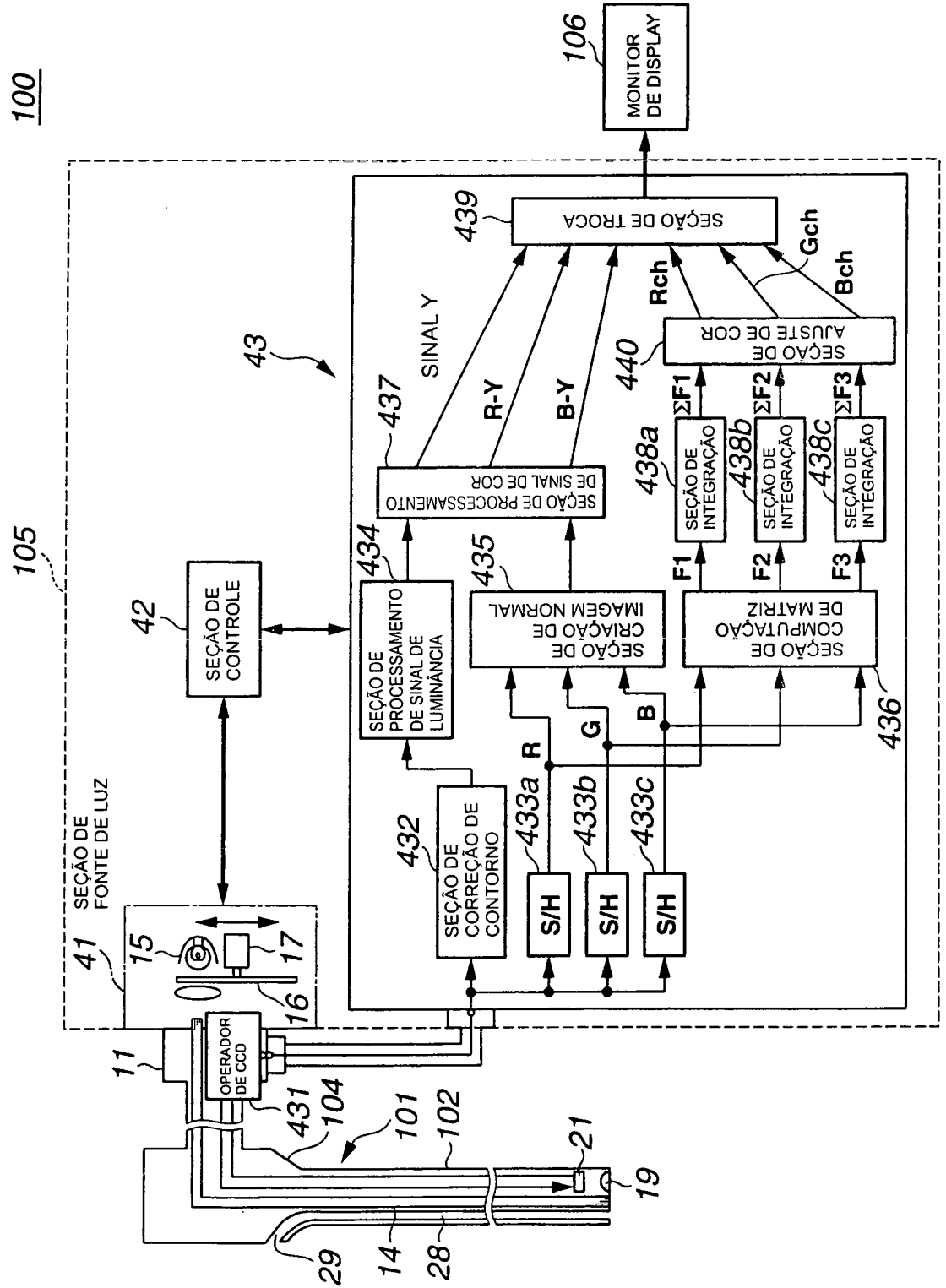


Fig. 37

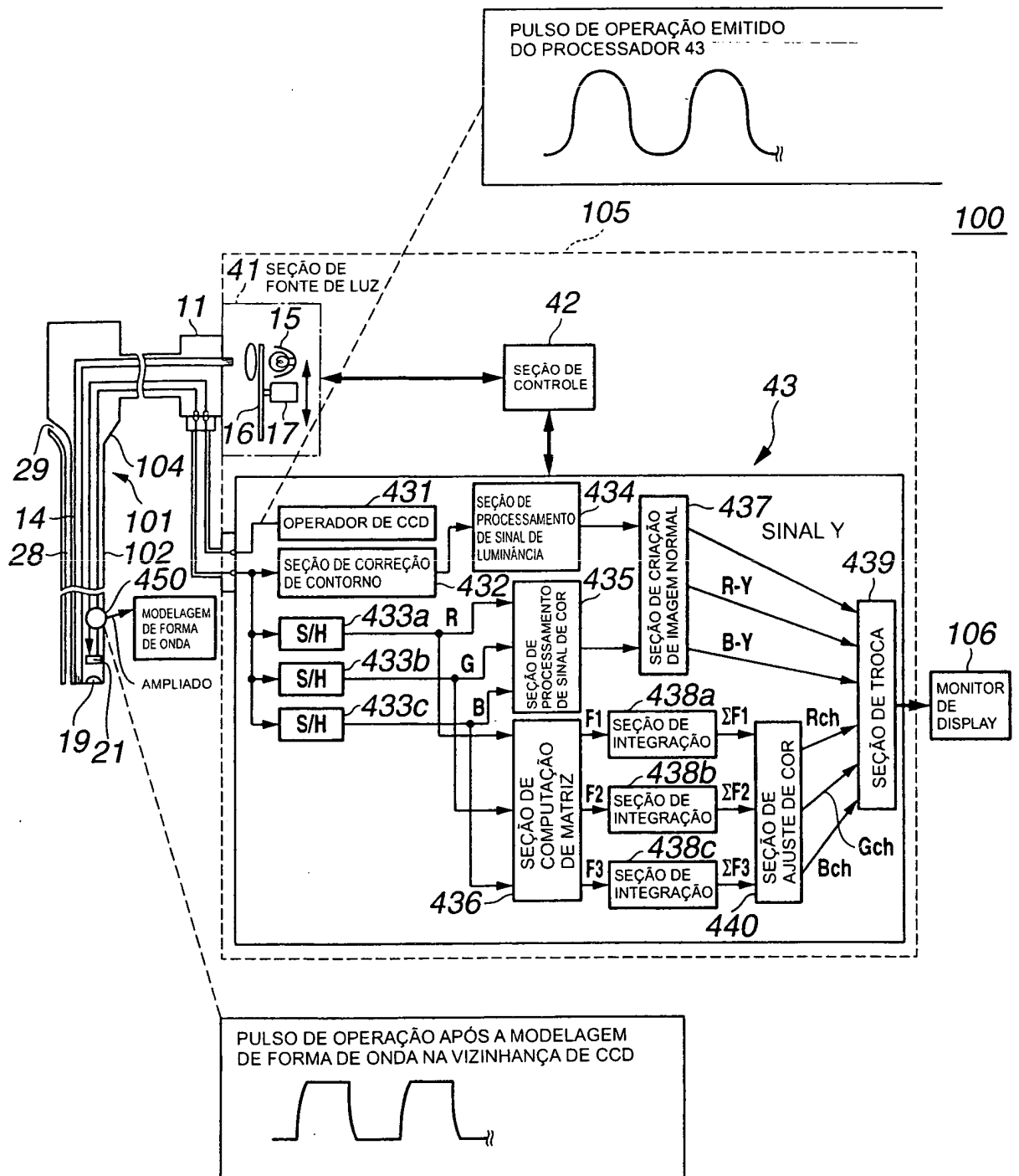
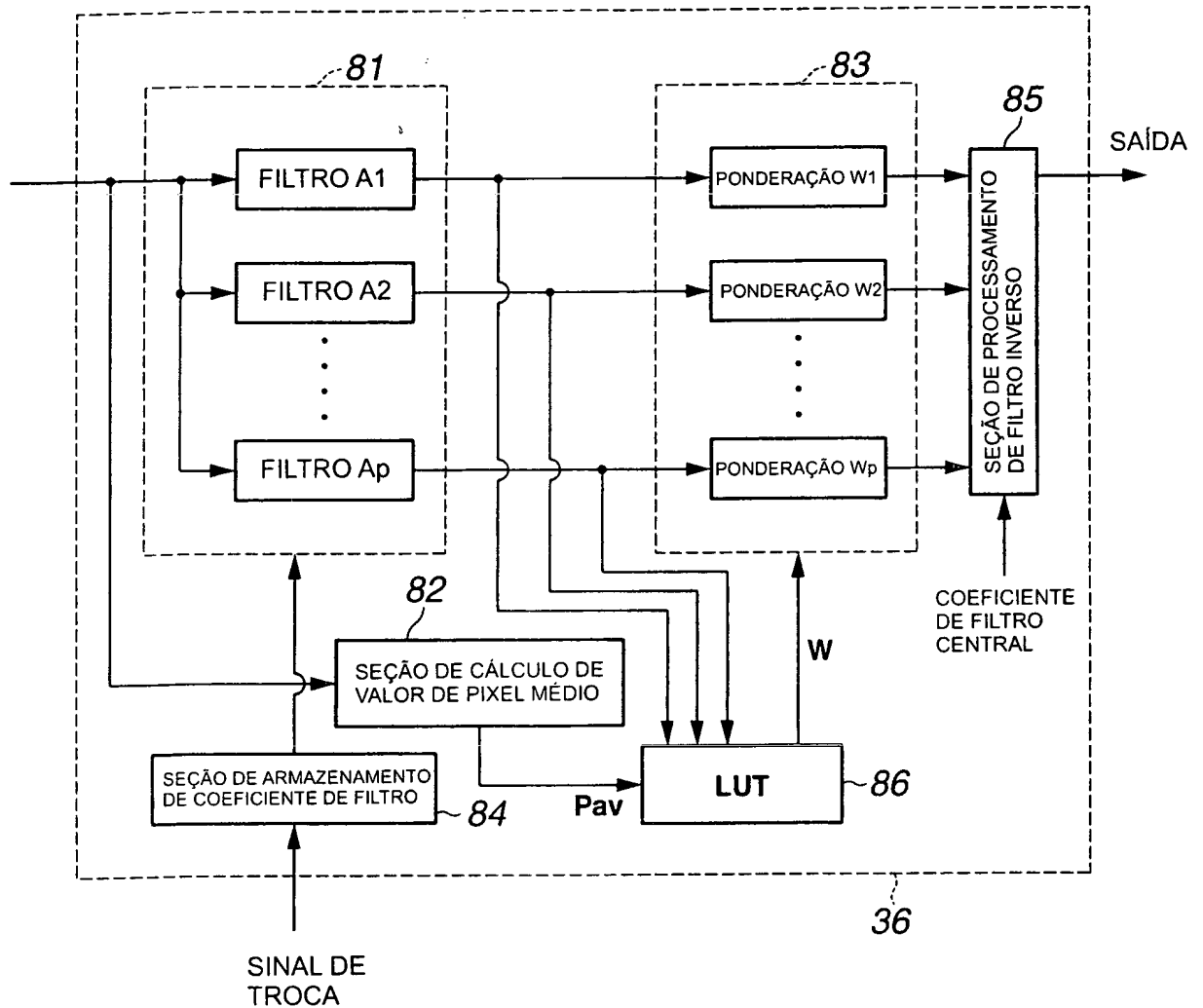
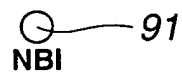
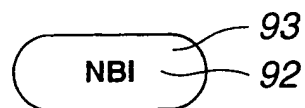


Fig. 38**Fig. 39****Fig. 40****Fig. 41**

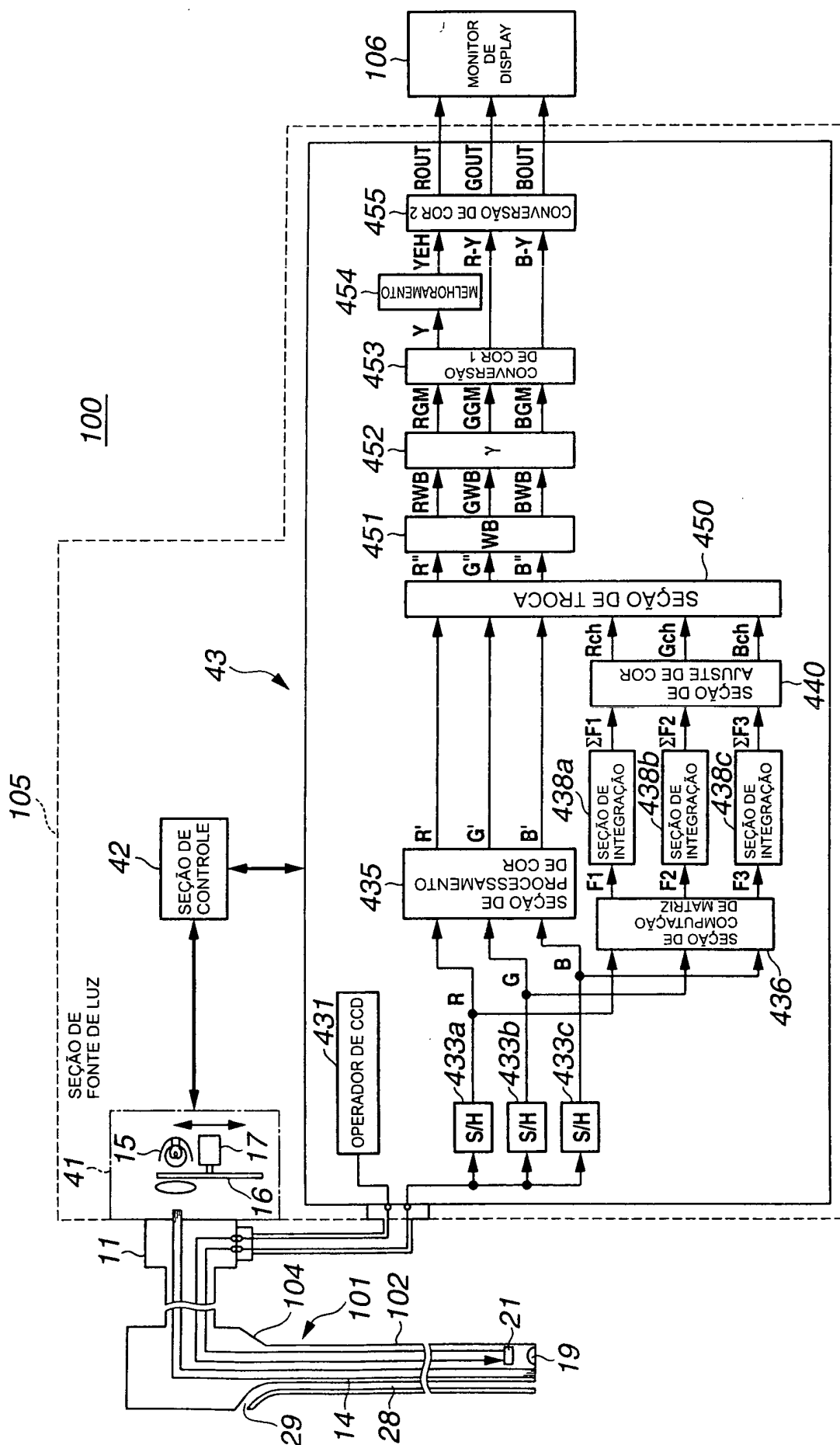


Fig. 42

Fig. 43

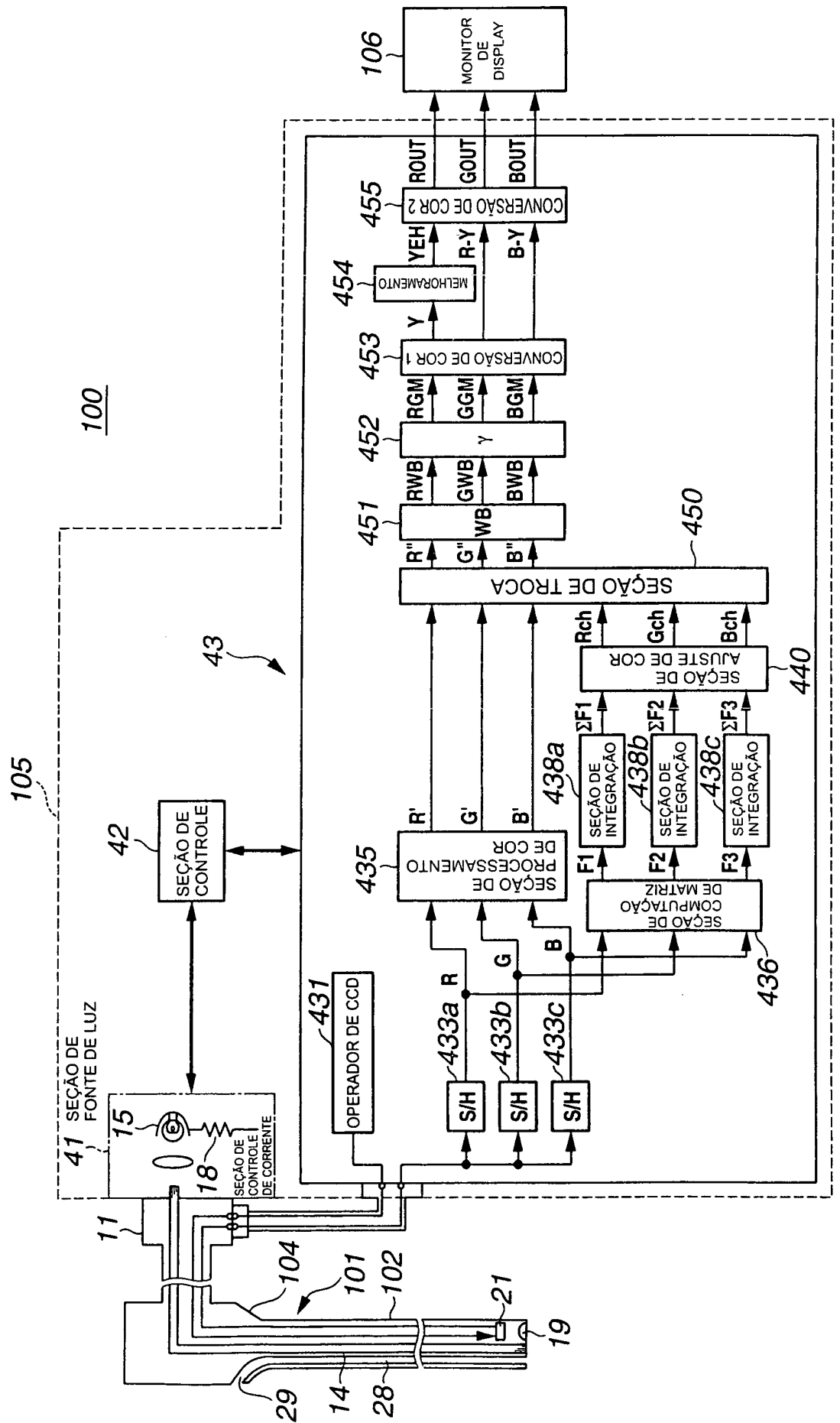


Fig. 44

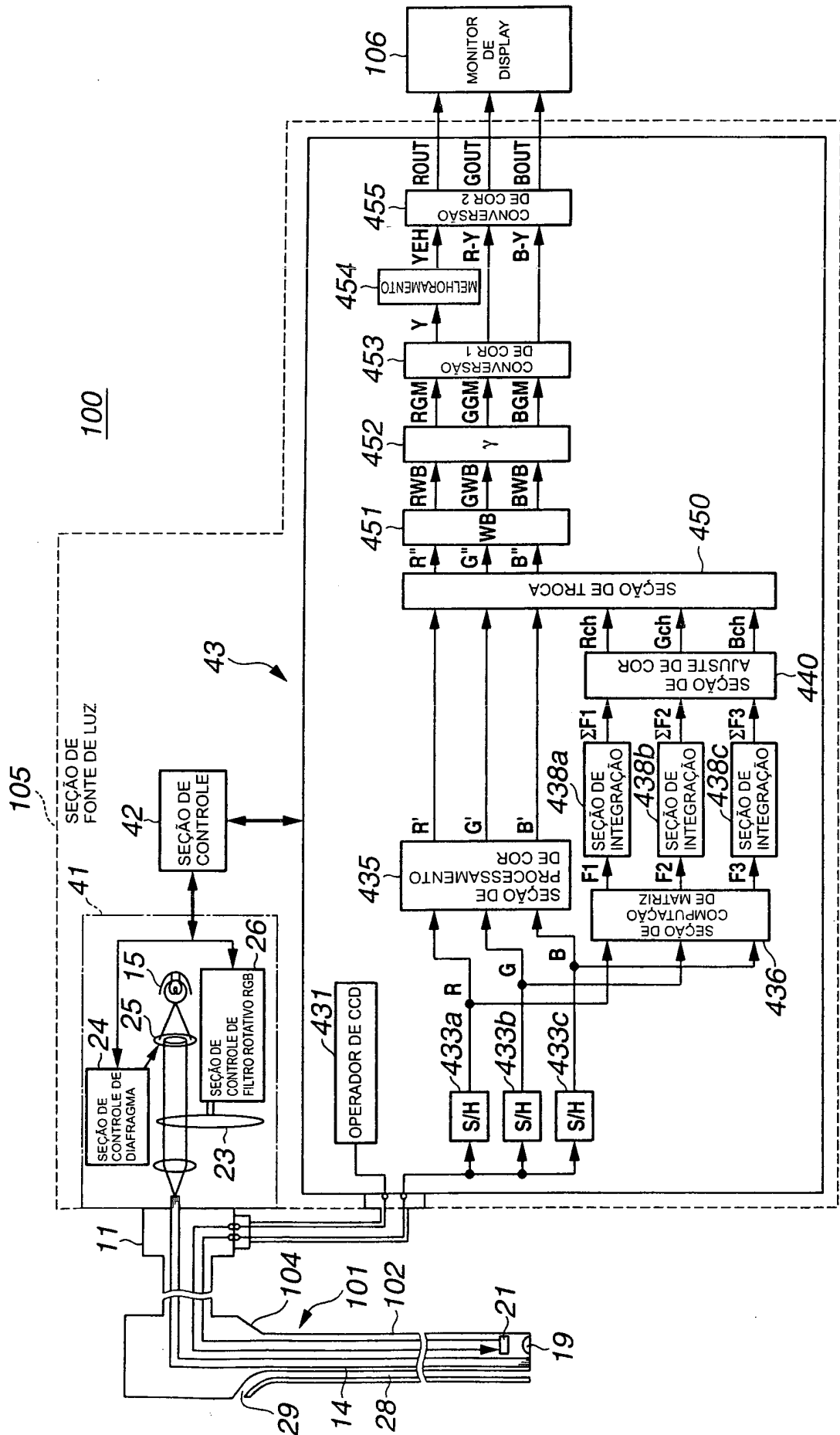


Fig. 45

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

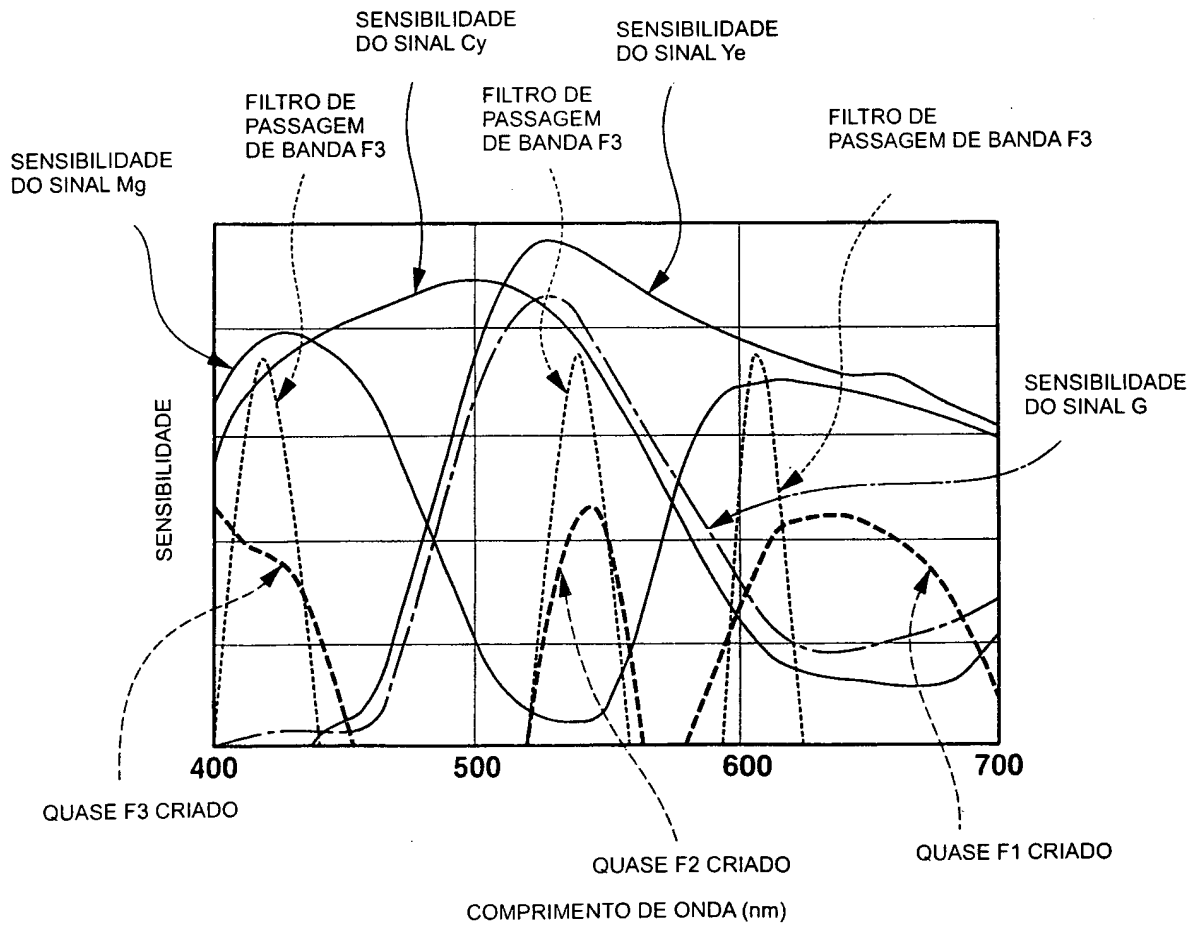
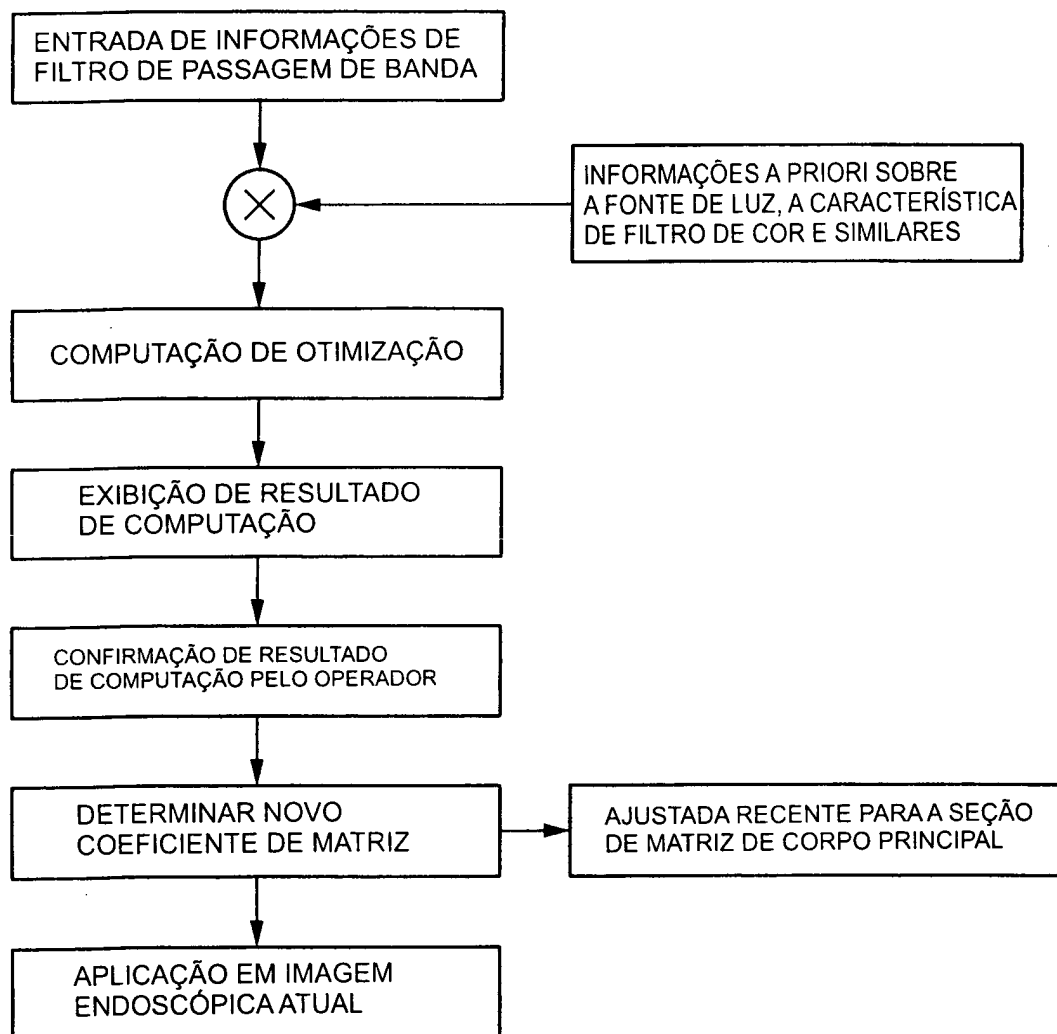
Fig. 46

Fig. 47

RESUMO

Patente de Invenção: "**APARELHO DE OBSERVAÇÃO BIOLÓGICA**".

A presente invenção refere-se a um aparelho de observação biológica, que compreende: uma seção de iluminação que irradia luz para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado; uma seção de captação de
5 imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação e cria um sinal de captação de imagem; e uma seção de controle de processamento de sinal que controla as operações da seção de iluminação e/ou da seção de captação de imagem e emite o sinal de cap-
10 tação de imagem para um dispositivo de display, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui: uma seção de criação de sinal espectral que cria um sinal espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótica do sinal de captação de imagem através de processamento de sinal; e uma seção de ajuste de cor que, quando emitindo
15 o sinal espectral para o dispositivo de display, aloca uma diferente tonalidade de cor para cada uma de uma pluralidade de bandas que formam o sinal espectral, adicionalmente em que o aparelho de observação biológica ainda compreende uma seção de ajuste de qualidade de imagem que ajusta uma qualidade de imagem de um sinal a ser emitido para o dispositivo de display,
20 ou, com a exceção de pelo menos a seção de criação de sinal espectral e a seção de ajuste de cor, as outras seções de processamento de sinal são compartilhadas para um respectivo processamento de sinal no sinal de captação de imagem e no sinal espectral.

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

CAMPO DA TÉCNICA

A presente invenção refere-se a um aparelho de observação biol
5 lógica que cria um filtro quase de banda estreita através de processamento de sinal utilizando um sinal de imagem de cor obtido pela captação de uma imagem de um corpo vivo, e exibe o sinal de imagem espectral como uma imagem espectral em um monitor.

ANTECEDENTES DA TÉCNICA

10 Convencionalmente, um aparelho de endoscópio que irradia uma luz de iluminação para obter uma imagem endoscópica dentro de uma cavidade corporal é amplamente utilizado como um aparelho de observação biológica. Um aparelho de endoscópio deste tipo utiliza um endoscópio eletr
15 ão que tem um meio de captação de imagem que guia a luz de iluminação de uma fonte de luz para dentro de uma cavidade corporal utilizando uma guia de luz ou similar e o qual capta uma imagem de objeto de sua luz de retorno, e está disposto de modo que um processamento de sinal de um sinal de captação de imagem do meio de captação de imagem seja executado por um processador de vídeo de modo a exibir uma imagem endoscópica
20 em um monitor de observação para observar uma região observada tal como uma parte doente.

Um método para executar uma observação de tecido biológico normal que utiliza um aparelho de endoscópio envolve emitir uma luz branca na faixa de luz visível de uma fonte de luz, irradiar uma luz sequencial de
25 quadro sobre um objeto através de um filtro rotativo tal como um filtro rotativo RGB, e obter uma imagem de cor pela execução de sincronização e de processamento de imagem sobre a luz de retorno da luz sequencial de quadro por um processador de vídeo. Além disso, outro método para executar uma observação de tecido biológico normal que utiliza um aparelho de en
30 doscópio envolve posicionar um chip de cor sobre uma face dianteira de um plano de captação de imagem do meio de captação de imagem de um endoscópio, emitir uma luz branca na faixa de luz visível de uma fonte de luz,

captar as imagens pela separação da luz de retorno da luz sequencial de quadro no chip de cor dentro de cada componente de cor, e obter uma imagem de cor pela execução de um processamento de imagem por um processador de vídeo.

- 5 Com um tecido biológico, as características de absorção e as características de dispersão de luz diferem de acordo com o comprimento de onda de luz irradiada. Por exemplo, a Patente Japonesa Aberta à Inspeção Pública Número 2002-95635 propõe um aparelho de endoscópio de luz de banda estreita que irradia uma luz de iluminação na faixa de luz visível sobre
- 10 um tecido biológico como uma luz sequencial de quadro RGB de banda estreita que tem características espectrais discretas para obter as informações do tecido em uma porção de profundidade desejada do tecido biológico.

- Além disso, a Patente Japonesa Aberta à Inspeção Pública Número 2003-93336 propõe um aparelho de endoscópio de luz de banda estreita que executa um processamento de sinal sobre um sinal de imagem
- 15 obtido da luz de iluminação na faixa de luz visível para criar uma imagem espectral discreta e obter as informações do tecido em uma porção de profundidade desejada do tecido biológico.

- No entanto, por exemplo, com o aparelho descrito na acima mencionada Patente Japonesa Aberta à Inspeção Pública Número 2003-93336, apesar da obtenção de uma imagem espectral através de processamento de sinal eliminar a necessidade de um filtro para criar uma luz RGB de banda estreita, uma imagem espectral obtida é meramente emitida para um monitor. Portanto, existe um risco de que uma imagem exibida no monitor não seja uma imagem cuja tonalidade de cor é adequada para a observação de informações de tecido de uma profundidade desejada de tecido biológico e esta visibilidade não seja favorável.
- 20
- 25

- Mais ainda, problemas adicionais existem no aparelho descrito na acima mencionada Patente Japonesa Aberta à Inspeção Pública Número 2003-93336 pelo fato de que uma configuração na qual os sistemas de circuito estão separados entre imagens normais e imagens espectrais resulta em um grande tamanho de circuito, e apesar de um ajuste de cor e de uma
- 30

correção de contorno serem executadas em imagens normais, um processamento de imagem tal com o ajuste de cor e a correção de contorno não são executados em imagens espectrais.

Consequentemente, a presente invenção foi feita em consideração às circunstâncias acima, e um seu objeto é prover um aparelho de observação biológica capaz de ajustar as informações de tecido de uma profundidade desejada de tecido biológico com base em uma imagem espectral obtida através de processamento de sinal para informações de imagem que tem uma tonalidade de cor adequada para observação, e ao mesmo tempo, aperfeiçoar a qualidade de imagem de um sinal a ser exibido/emitido de modo a alcançar uma visibilidade favorável.

Outro objeto da presente invenção é prover um aparelho de observação biológica capaz de ajustar as informações de tecido de uma profundidade desejada de tecido biológico com base em uma imagem espectral obtida através de processamento de sinal para informações de imagem que tem uma tonalidade de cor adequada para observação, e ao mesmo tempo, aperfeiçoar capaz de suprimir o tamanho de circuito e compartilhar os circuitos para executar o processamento de sinal necessário tal como o balanço de branco e o ajuste de γ .

20 DESCRIÇÃO DA INVENÇÃO

MEIOS PARA RESOLVER O PROBLEMA

Um aparelho de observação biológica de acordo com um aspecto da presente invenção compreende: uma seção de iluminação que irradia luz para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado; uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação e cria um sinal de captação de imagem; e uma seção de controle de processamento de sinal que controla as operações da seção de iluminação e/ou a seção de captação de imagem e emite o sinal de captação de imagem para um dispositivo de display, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui: uma seção de criação de sinal espectral que cria um sinal espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótico do sinal de captação de

imagem através de processamento de sinal; uma seção de ajuste de cor que, quando emitindo o sinal espectral para o dispositivo de display, aloca uma diferente tonalidade de cor para cada uma de uma pluralidade de bandas que formam o sinal espectral; e uma seção de ajuste de qualidade de
 5 imagem que ajusta a qualidade de imagem de um sinal a ser emitido para o dispositivo de display.

Além disso, um aparelho de observação biológica de acordo com outro aspecto da presente invenção compreende: uma seção de iluminação que irradia luz para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado;
 10 uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação e cria um sinal de captação de imagem; e uma seção de controle de processamento de sinal que controla as operações da seção de iluminação e/ou da seção de captação de imagem e emite o sinal de captação de imagem para um dispositivo de
 15 display, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui: uma seção de criação de sinal espectral que cria um sinal espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótico do sinal de captação de imagem através de processamento de sinal; e uma seção de ajuste de cor que, quando emitindo o sinal espectral para o dispositivo de display, aloca uma diferente tonalidade de cor para cada uma de uma
 20 pluralidade de bandas que formam o sinal espectral, ainda em que, com exceção de pelo menos a seção de criação de sinal espectral e da seção de ajuste de cor, as outras seções de processamento de sinal são compartilhadas para um respectivo processamento de sinal do sinal de captação de imagem e do sinal espectral.
 25

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

Figura 1 é um diagrama conceitual que mostra um fluxo de sinais quando criando um sinal de imagem espectral de um sinal de imagem de cor de acordo com uma primeira modalidade da presente invenção;
 30 figura 2 é um diagrama conceitual que mostra uma computação de integração de um sinal de imagem espectral de acordo com a primeira modalidade da presente invenção;

figura 3 é um diagrama conceitual que mostra uma aparência externa de um aparelho de observação biológica de acordo com a primeira modalidade da presente invenção;

figura 4 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração do aparelho de observação biológica mostrado na figura 3;

figura 5 é uma vista externa de um pulsador mostrado na figura 4;

figura 6 é um diagrama que mostra uma rede de filtros de cor posicionados sobre um plano de captação de imagem de um CCD mostrado na figura 4;

figura 7 é um diagrama que mostra as características de sensibilidade espectral dos filtros de cor mostrados na figura 6;

figura 8 é um diagrama de configuração que mostra uma configuração de uma seção de computação de matriz mostrada na figura 4;

figura 9 é um diagrama de espectro que mostra um espectro de uma fonte de luz de acordo com a primeira modalidade da presente invenção;

figura 10 é um diagrama de espectro que mostra um espectro de refletância de um corpo vivo de acordo com a primeira modalidade da presente invenção;

figura 11 é um diagrama que mostra uma estrutura em modo de camada de tecido biológico a ser observada pelo aparelho de observação biológica mostrado na figura 4;

figura 12 é um diagrama que descreve os estados alcançados em um modo de camada em um tecido biológico de uma luz de iluminação do aparelho de observação biológica mostrado na figura 4;

figura 13 é um diagrama que mostra as características espectrais de respectivas bandas de luz branca;

figura 14 é um primeiro diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13;

figura 15 é um segundo diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13;

figura 16 é um terceiro diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13;

figura 17 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma imagem espectral criada na seção de computação de matriz
5 mostrada na figura 8;

figura 18 é um primeiro diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais da figura 17;

figura 19 é um segundo diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais da figura 17;

10 figura 20 é um terceiro diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais da figura 17;

figura 21 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de uma seção de ajuste de cor mostrada na figura 4;

figura 22 é um diagrama que descreve as operações da seção
15 de ajuste de cor mostrada na figura 21;

figura 23 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de uma modificação da seção de ajuste de cor mostrada na figura 4;

figura 24 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma primeira modificação da imagem espectral mostrada na figura
20 17;

figura 25 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma segunda modificação da imagem espectral mostrada na figura 17;

figura 26 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma terceira modificação da imagem espectral mostrada na figura
25 17;

figura 27 é um fluxograma que mostra uma operação de troca de coeficiente manualmente executada quando a troca é feita para um modo de observação de imagem espectral;

30 figura 28 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma segunda modalidade da presente invenção;

figura 29 é um diagrama que mostra um exemplo de uma seção de controle de quantidade de luz em um aparelho de observação biológica de acordo com uma quarta modalidade da presente invenção;

figura 30 é um diagrama que mostra outro exemplo da seção de controle de quantidade de luz;

figura 31 é um diagrama que mostra ainda outro exemplo da seção de controle de quantidade de luz;

figura 32 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a quarta modalidade da presente invenção;

figura 33 é um diagrama que mostra os tempos de acumulação de carga de um CCD mostrado na figura 32;

figura 34 é um diagrama que é uma modificação da figura 32 e o qual mostra os tempos de acumulação de carga do CCD;

figura 35 é um diagrama que mostra um exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem em um aparelho de observação biológica de acordo com uma oitava modalidade da presente invenção;

figura 36 é um diagrama que mostra um exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem em um aparelho de observação biológica de acordo com uma nona modalidade da presente invenção;

figura 37 é um diagrama que mostra outro exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem em um aparelho de observação biológica de acordo com a nona modalidade da presente invenção;

figura 38 é um diagrama que mostra um exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem em um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima modalidade da presente invenção;

figura 39 é um diagrama que mostra um exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem em um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima segunda modalidade da presente invenção;

figura 40 é um diagrama que mostra outro exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem no aparelho de observação biológica de acordo com a décima segunda modalidade da presente invenção;

figura 41 é um diagrama que mostra ainda outro exemplo de aperfeiçoamento de qualidade de imagem no aparelho de observação biológica de acordo com a décima segunda modalidade da presente invenção;

figura 42 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima terceira modalidade da presente invenção;

figura 43 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima quarta modalidade da presente invenção;

figura 44 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima quinta modalidade da presente invenção;

figura 45 é um diagrama que mostra uma rede de filtros de cor em um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima sexta modalidade da presente invenção;

figura 46 é um diagrama que mostra as características de sensibilidade espectral dos filtros de cor mostrados na figura 45; e

figura 47 é um fluxograma durante a computação de matriz em um aparelho de observação biológica de acordo com a presente invenção.

20 MELHOR MODO PARA EXECUTAR A INVENÇÃO

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

PRIMEIRA MODALIDADE

As figuras 1 a 26 referem-se a uma primeira modalidade da presente invenção, em que: a figura 1 é um diagrama conceitual que mostra um fluxo de sinais quando criando um sinal de imagem espectral de um sinal de imagem de cor; a figura 2 é um diagrama conceitual que mostra uma computação de integração de um sinal de imagem espectral; a figura 3 é uma vista externa que mostra uma aparência externa de um aparelho de endoscópio eletrônico; a figura 4 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração do aparelho de endoscópio eletrônico mostrado na figura 3; a figura 5 é uma vista externa de um pulsador mostrado na figura 4; a figura 6 é um diagrama

que mostra uma rede de filtros de cor posicionados sobre um plano de captação de imagem de um CCD mostrado na figura 4; a figura 7 é um diagrama que mostra as características de sensibilidade espectral dos filtros de cor mostrados na figura 6; a figura 8 é um diagrama de configuração que mostra uma configuração de uma seção de computação de matriz mostrada na figura 4; a figura 9 é um diagrama de espectro que mostra um espectro de uma fonte de luz; e a figura 10 é um diagrama de espectro que mostra um espectro de refletância de um corpo vivo.

A figura 11 é um diagrama que mostra uma estrutura em modo de camada de tecido biológico a ser observada pelo aparelho de endoscópio eletrônico mostrado na figura 4; a figura 12 é um diagrama que descreve os estados alcançados em uma direção em modo de camada em um tecido biológico de uma luz de iluminação do aparelho de endoscópio eletrônico mostrado na figura 4; a figura 13 é um diagrama que mostra as características espectrais de respectivas bandas de luz branca; a figura 14 é um primeiro diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13; a figura 15 é um segundo diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13; a figura 16 é um terceiro diagrama que mostra as respectivas imagens de banda pela luz branca da figura 13; a figura 17 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma imagem espectral criada pela seção de computação de matriz mostrada na figura 8; a figura 18 é um primeiro diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais mostradas na figura 17; a figura 19 é um segundo diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais mostradas na figura 17; e a figura 20 é um terceiro diagrama que mostra as respectivas imagens espectrais mostradas na figura 17.

A figura 21 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de uma seção de ajuste de cor mostrada na figura 4; a figura 22 é um diagrama que descreve as operações da seção de ajuste de cor mostrada na figura 21; a figura 23 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de uma modificação da seção de ajuste de cor mostrada na figura 4; a figura 24 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma

primeira modificação da imagem espectral mostrada na figura 17; a figura 25 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma segunda modificação da imagem espectral mostrada na figura 17; e a figura 26 é um diagrama que mostra as características espectrais de uma terceira modificação da imagem espectral mostrada na figura 17.

Um aparelho de endoscópio eletrônico como um aparelho de observação biológica de acordo com as modalidades da presente invenção irradia uma luz de uma fonte de luz de iluminação para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado, recebe a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação em um dispositivo de captação de imagem de estado sólido que é uma seção de captação de imagem e cria um sinal de captação de imagem que é um sinal de imagem de cor convertendo fotoeletricamente o sinal, e cria do sinal de captação de imagem através de processamento de sinal um sinal de imagem espectral que é uma imagem espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita que de comprimento de onda ótica.

Antes de apresentar uma descrição sobre a primeira modalidade da presente invenção, um método de cálculo de matriz que forma os fundamentos da presente invenção será abaixo descrito. Neste caso, "matriz" refere-se a um coeficiente predeterminado utilizado quando criando um sinal de imagem espectral de um sinal de imagem de cor obtido de modo a criar uma imagem de cor (daqui em diante referido como um sinal normal).

Além disso, seguindo a descrição sobre uma matriz, um método de correção para obter um sinal de imagem espectral mais preciso e um método de aperfeiçoamento de razão de S/N que melhora a razão de S/N de um sinal de imagem espectral criado será descrito. O método de correção e o método de aperfeiçoamento de razão S/N devem ser utilizados conforme necessário. Mais ainda, na descrição seguinte, os vetores e as matrizes deverão ser denotados utilizando caracteres em negrito ou $\langle \rangle$ (por exemplo, uma matriz A deverá ser denotada como "A em negrito" ou " $\langle A \rangle$ "). Outros conceitos matemáticos deverão ser denotado sem decoração de caractere.

MÉTODO DE CÁLCULO DE MATRIZ

A figura 1 é um diagrama conceitual que mostra um fluxo de sinais quando criando um sinal de imagem espectral para uma imagem que tem um comprimento de onda ótica de banda estreita de um sinal de imagem de cor (neste caso, apesar de R/G/B serem utilizados para simplicidade, uma combinação de G/Cy/Mg/Ye pode também ser utilizada com um dispositivo de captação de imagem de estado sólido do tipo complementar como é o caso em uma modalidade a ser posteriormente descrita).

Primeiro, o aparelho de endoscópio eletrônico converte as respectivas características de sensibilidade de cor de R/G/B em dados numéricos. Neste caso, as características de sensibilidade de cor de R/G/B referem-se às características de saída de comprimentos de onda respectivamente obtidos quando utilizando uma fonte de luz branca para captar uma imagem de um objeto branco.

As respectivas características de sensibilidade de cor de R/G/B estão exibidas no lado direito de cada dado de imagem como um gráfico simplificado. Além disso, as respectivas características de sensibilidade de cor de R/G/B neste ponto assumem ser vetores de coluna de dimensão n $\langle R \rangle / \langle G \rangle / \langle B \rangle$.

A seguir, o aparelho de endoscópio eletrônico converte em dados numéricos as características de filtro de passagem de banda estreita F1/F2/F3 para as imagens espectrais a serem extraídas (como uma informação a priori, o aparelho de endoscópio eletrônico está ciente das características de filtros capazes de extrair eficientemente as estruturas; quanto para as características dos filtros, é assumido que as bandas de passagem dos respectivos filtros são de faixas de comprimento de onda de aproximadamente 590 nm a 610 nm, aproximadamente 530 nm a 550 nm e aproximadamente 400 nm a 430 nm).

Neste caso, "aproximadamente" é um conceito que inclui ao redor de ± 10 nm no que diz respeito aos comprimentos de onda. As respectivas características de filtro neste ponto assumem ser os vetores de coluna de dimensão n $\langle F1 \rangle / \langle F2 \rangle / \langle F3 \rangle$. Com base nos dados numéricos obtidos, um ajuste de coeficiente ótimo que se aproxima da seguinte relação é de-

terminado. Em outras palavras, a determinação de elementos de uma matriz que satisfaça

$$\begin{pmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{G} & \mathbf{B} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{F}_1 & \mathbf{F}_2 & \mathbf{F}_3 \end{pmatrix} \quad \dots(1)$$

será suficiente.

- 5 A solução da proposição de otimização acima apresentada é obtida como segue. Se $\langle C \rangle$ denota uma matriz que representa as características de sensibilidade de cor de R/G/B, $\langle F \rangle$ denota as características espectrais de um filtro de passagem de banda estreita a ser extraído, e $\langle A \rangle$ denota uma matriz de coeficientes a ser determinada, segue que

$$\mathbf{C} = \begin{pmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{G} & \mathbf{B} \end{pmatrix} \quad \mathbf{A} = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \quad \mathbf{F} = \begin{pmatrix} \mathbf{F}_1 & \mathbf{F}_2 & \mathbf{F}_3 \end{pmatrix} \quad \dots(2)$$

10

Portanto, a proposição expressa como Fórmula 1 é equivalente a determinar uma matriz $\langle A \rangle$ que satisfaça a seguinte relação.

$$\mathbf{CA} = \mathbf{F} \quad \dots(3)$$

- 15 Aqui, como $n > 3$ é verdadeiro para um número n de pontos em uma sequência como dados espectrais que representam as características espectrais, a Fórmula 3 é obtida como uma solução do método de menores quadrados linear ao invés de uma equação simultânea linear. Em outras palavras, derivar uma pseudo matriz inversa da Fórmula 3 será suficiente. Assumindo que uma matriz transposta da matriz $\langle C \rangle$ é $\langle {}^tC \rangle$, a Fórmula 3 pode
- 20 ser expressa como

$${}^t\mathbf{CCA} = {}^t\mathbf{CF} \quad \dots(4)$$

Como $\langle {}^tCC \rangle$ é uma matriz quadrada de n por n , a Fórmula 4 pode ser vista como uma equação simultânea sobre a matriz $\langle A \rangle$, por meio de que uma sua solução pode ser determinada de

25

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

Pela transformação do lado esquerdo da Fórmula 3 em relação à matriz $\langle A \rangle$ determinada pela Fórmula 5, o aparelho de endoscópio eletrônico é capaz de aproximar as características dos filtros de passagem de ban-

da estreita F1/F2/F3 a serem extraídos. Isto conclui a descrição sobre o método de cálculo de matriz que forma os fundamentos da presente invenção.

Utilizando uma matriz calculada deste modo, uma seção de computação de matriz 436, a ser posteriormente descrita, normalmente cria um sinal de imagem espectral de um sinal de imagem de cor.

MÉTODO DE CORREÇÃO

A seguir, um método de correção para obter um sinal de imagem espectral mais preciso será descrito.

Na descrição do método de cálculo de matriz acima apresentado, o método é precisamente aplicado em um caso onde um fluxo de luz recebido por um dispositivo de captação de imagem de estado sólido tal como um CCD é uma luz branca perfeita (todas as intensidades de comprimento de onda são as mesmas na faixa visível). Em outras palavras, uma aproximação ótima é conseguida quando as respectivas saídas de R, G e B são as mesmas.

No entanto, na observação endoscópica do mundo real como um fluxo de luz iluminado (um fluxo de luz de uma fonte de luz) não é uma luz branca perfeita nem é o espectro de refletância de um corpo vivo uniforme, o fluxo de luz recebido por um dispositivo de captação de imagem de estado sólido também não é luz branca (a coloração sugere que os valores de R, G e B não são os mesmos).

Portanto, no processamento real, de modo a resolver mais precisamente a proposição expressa pela Fórmula 3, é desejável levar em consideração as características espectrais de luz de iluminação e as características de reflexão de um corpo vivo além das características de sensibilidade de cor RGB.

Assume-se agora que as características de sensibilidade de cor são respectivamente $R(\lambda)$, $G(\lambda)$ e $B(\lambda)$, um exemplo das características espectrais de luz de iluminação é $S(\lambda)$, e um exemplo das características de reflexão de um corpo vivo é $H(\lambda)$. Incidentalmente, as características espectrais de luz de iluminação e as características de reflexão de um corpo vivo não precisam necessariamente ser as características do aparelho a ser utili-

zado para o exame ou do objeto a ser examinado, e, por exemplo, as características gerais obtidas com antecedência podem ao contrário ser utilizadas.

Utilizando estes coeficientes, os coeficientes de correção $k_R/k_G/k_B$ podem ser determinados por

$$\begin{aligned} k_R &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times R(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_G &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times G(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_B &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times B(\lambda) d\lambda)^{-1} \quad \dots(6) \end{aligned}$$

5

Uma matriz de correção de sensibilidade denotada por $\langle K \rangle$ pode ser determinada como segue.

$$K = \begin{pmatrix} k_R & 0 & 0 \\ 0 & k_G & 0 \\ 0 & 0 & k_B \end{pmatrix} \quad \dots(7)$$

Portanto, quanto à matriz de coeficientes $\langle A \rangle$, a adição da correção representada pela Fórmula 7 na Fórmula 5 resulta no seguinte.

10

$$A' = KA = K(CC')^{-1}CF \quad \dots(8)$$

Além disso, quando executando uma otimização real, aproveitando-se do fato de que 0 substitui as características de sensibilidade espectral negativas de filtros alvo (F1/F2/F3 na figura 1) durante a exibição de imagem (em outras palavras, somente as porções que tem uma sensibilidade positiva entre as características de sensibilidade espectral de filtros são utilizadas), uma permissão para que porções de uma distribuição de sensibilidade otimizada torne-se negativa é adicionada. De modo a criar as características de sensibilidade espectral de banda estreita das características de sensibilidade espectral de banda larga, o aparelho de endoscópio eletrônico pode criar um componente que aproxima uma banda que tem sensibilidade pela adição de características de sensibilidade negativas às características alvo de F1/F2/F3 como mostrado na figura 1.

15

20

MÉTODO DE APERFEIÇOAMENTO DE RAZÃO DE S/N

25

A seguir, uma descrição será dada sobre um método para melhorar a razão de S/N e a precisão de um sinal de imagem espectral criado. Através da adição do método de processamento acima descrito, o método de aperfeiçoamento de razão de S/N ainda resolve os seguintes problemas.

(i) Quando qualquer um dos sinais originais (R/G/B) no método de cálculo de matriz acima descrito entra temporariamente em um estado saturado, existe uma possibilidade de que as características dos filtros F1 a F3 no método de processamento difiram significativamente das características (características ideais) de um filtro capaz de extrair eficientemente uma estrutura (quando criada somente de dois sinais entre R/G/B, é requerido que nenhum dos dois sinais originais seja saturado).

(ii) Como um filtro de banda estreita é criado de um filtro de banda larga quando convertendo um sinal de imagem de cor em um sinal de imagem espectral, uma degradação de sensibilidade ocorre, resultando na criação de um menor componente de sinal de imagem espectral e uma razão de S/N inferior.

Com o método de aperfeiçoamento de razão de S/N presente, como mostrado na figura 2, a luz de iluminação é irradiada em diversos estágios (por exemplo, n estágios, onde n é um inteiro igual a ou maior do que 2) através de 1 campo (1 quadro) de uma imagem normal (uma imagem de cor comum) (a intensidade de irradiação pode ser variada para cada estágio; na figura 2, os estágios estão denotados por caracteres de referência I0 até In; este procedimento pode ser totalmente conseguido pelo controle da luz de iluminação).

Consequentemente, o aparelho de endoscópio eletrônico pode reduzir a intensidade de iluminação para cada estágio, por meio disto suprimindo as ocorrências de estados saturados nos respectivos sinais R, G e B. Além disso, os sinais de imagem separados em diversos estágios são adicionados n vezes em um pós estágio. Como um resultado, o aparelho de endoscópio eletrônico é capaz de aumentar o componente de sinal para melhorar a razão de S/N. Na figura 2, as seções de integração 438a a 438c funcionam como seções de ajuste de qualidade de imagem que aperfeiçoam a razão de S/N.

Isto conclui as descrições sobre o método de cálculo de matriz que forma os fundamentos da presente invenção, assim como o método de correção para determinar um sinal de imagem espectral preciso e executável

e o método para melhorar a razão de S/N de um sinal de imagem espectral criado.

Uma modificação do método de cálculo de matriz acima descrito, será agora descrita.

5 MODIFICAÇÃO DO MÉTODO DE CÁLCULO DE MATRIZ

Assume-se que os sinais de imagem de cor estão denotados como R, G, B, e os sinais de imagem espectral sendo estimados como F1, F2 e F3. Mais precisamente, apesar dos sinais de imagem de cor R, G, B serem funções de uma posição x,y sobre uma imagem e portanto, por exemplo, R deve ser denotado como R(x,y), tais notações serão aqui omitidas.

Um objetivo é estimar uma matriz de 3 por 3 <A> que calcula F1, F2 e F3 de R, G, e B. Uma vez que <A> é estimado, é agora possível calcular F1, F2 e F3 de R, G, B utilizando a Fórmula 9 abaixo

$$\begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} = A \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(9)$$

A notação dos seguintes dados será agora definida.

Características espectrais de um objeto a ser examinado: $H(\lambda)$, $\langle H \rangle = (H(\lambda_1), H(\lambda_2), \dots H(\lambda_n))^t$,

onde λ denota o comprimento de onda e t denota uma transposição em computação de matriz. Em um modo similar,

características espectrais da luz de iluminação: $S(\lambda)$, $\langle S \rangle = (S(\lambda_1), S(\lambda_2), \dots S(\lambda_n))^t$,

características de sensibilidade espectral de um CCD: $J(\lambda)$, $\langle J \rangle = (J(\lambda_1), J(\lambda_2), \dots J(\lambda_n))^t$,

características espectrais de filtros que executam a separação de cor: no caso de cores primárias

$R(\lambda)$, $\langle R \rangle = (R(\lambda_1), R(\lambda_2), \dots R(\lambda_n))^t$,

$G(\lambda)$, $\langle G \rangle = (G(\lambda_1), G(\lambda_2), \dots G(\lambda_n))^t$, e

$B(\lambda)$, $\langle B \rangle = (B(\lambda_1), B(\lambda_2), \dots B(\lambda_n))^t$.

Como indicado pela Fórmula 10, $\langle R \rangle$, $\langle G \rangle$ e $\langle B \rangle$ podem ser empacotados juntos em uma matriz <C>.

$$C = \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(10)$$

Os sinais de imagem R, G, B e os sinais espectrais F1, F2 e F3 podem ser expressos por matriz como segue.

$$P = \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix}, \quad Q = \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(11)$$

5 Um sinal de imagem <P> pode ser calculado utilizando a seguinte fórmula.

$$P = CSJH \quad \dots(12)$$

Assumindo agora que um filtro de separação de cor para obter <Q> está denotado como <F>, no mesmo modo que na Fórmula 12,

10
$$Q = FSJH \quad \dots(13)$$

Neste ponto, como uma primeira hipótese importante, se for assumido que a refletância espectral do objeto a ser examinado pode ser expressa como uma soma linear de três características espectrais elementares, <H> pode ser expresso como

15
$$H = DW \quad \dots(14)$$

onde <D> denota uma matriz que tem três espectros elementares D1(λ), D2(λ), D3(λ) como vetores de coluna e <W> denota um coeficiente de ponderação que representa a contribuição de D1(λ), D2(λ), D3(λ) na direção de <H>. É conhecido que a aproximação acima é verdadeira quando a tonalidade de cor do objeto a ser examinado não varia significativamente.

20

Atribuindo a Fórmula 14 na Fórmula 12 obtemos

$$P = CSJH = CSJDW = MW \quad \dots(15)$$

onde a matriz de 3 por 3 <M> representa uma matriz na qual os resultados de cálculo de matrizes <CSJD> são empacotados juntos.

25 No mesmo modo, atribuindo a Fórmula 14 na Fórmula 13 obtemos

$$Q = FSJH = FSJDW = M'W \quad \dots(16)$$

onde, similarmente, a matriz de 3 por 3 $\langle M' \rangle$ representa uma matriz na qual os resultados de cálculo de matrizes $\langle FSJD \rangle$ são empacotados juntos.

Finalmente, eliminando $\langle W \rangle$ das Fórmulas 15 e 16 obtemos

$$\mathbf{Q} = \mathbf{M}' \mathbf{M}^{-1} \mathbf{P} \quad \dots (17)$$

- 5 onde $\langle M^{-1} \rangle$ representa uma matriz inversa da matriz $\langle M \rangle$. Finalmente, $\langle M', M^{-1} \rangle$ resulta ser uma matriz 3 por 3 a qual torna-se a matriz alvo de estimativa $\langle A \rangle$.

- Neste ponto, como uma segunda hipótese importante, quando executando uma separação de cor utilizando um filtro de passagem de banda, assumamos que as características espectrais do objeto a ser examinado dentro da banda podem ser aproximadas utilizando um único valor numérico. Em outras palavras,

$$\mathbf{H} = (h_1, h_2, h_3)^t \quad \dots (18)$$

- Se a hipótese for verdadeira quando também levando em consideração um caso onde a passagem de banda para a separação de cor não é uma passagem de banda perfeita e pode ter uma sensibilidade em outras bandas, uma matriz similar àquela da Fórmula 17 pode ser finalmente estimada pela consideração do $\langle W \rangle$ nas Fórmulas 15 e 16 como $\langle H \rangle$ acima descrito.

- 20 A seguir, uma configuração específica de um aparelho de endoscópio eletrônico na primeira modalidade da presente invenção será descrita com referência à figura 3. Incidentalmente, as outras modalidades abaixo descritas podem ser similarmente configuradas.

- Como mostrado na figura 3, um aparelho de endoscópio eletrônico 100 compreende um endoscópio 101, um corpo principal de aparelho de endoscópio 105, e um monitor de display 106 como um dispositivo de display. Além disso, o endoscópio 101 está primariamente constituído por: uma porção de inserção 102 a ser inserida no corpo de um objeto a ser examinado; uma porção de extremidade mais distante 103 provida em uma extremidade mais distante da porção de inserção 102; e uma seção de operação em ângulo 104 provida em um lado oposto do lado de extremidade

mais distante da porção de inserção 102, e a qual está provida para executar ou instruir operações tais como as operações de dobramento da porção de extremidade mais distante 103.

5 Uma imagem do objeto a ser examinado adquirida pelo endoscópio 101 é sujeita a um processamento de sinal predeterminado no corpo principal de aparelho de endoscópio 105, e uma imagem processada é exibida no monitor de display 106.

A seguir, o corpo principal de aparelho de endoscópio 105 será descrito em detalhes com referência à figura 4. A figura 4 é um diagrama de blocos do aparelho de endoscópio eletrônico simultâneo 100.

15 Como mostrado na figura 4, o corpo principal de aparelho de endoscópio 105 compreende: uma seção de fonte de luz 41 que primariamente atua como uma seção de iluminação; uma seção de controle 42 e um aparelho de processamento de corpo principal 43. A seção de controle 42 e o aparelho de processamento de corpo principal 43 controlam as operações da seção de fonte de luz 41 e/ou um CCD 21 como uma seção de captação de imagem, e constituem uma seção de controle de processamento de sinal que emite um sinal de captação de imagem para o monitor de display 106 que é um dispositivo de display.

20 Incidentalmente, para a presente modalidade, apesar da descrição ser dada na suposição de que a seção de fonte de luz 41 e o aparelho de processamento de corpo principal 43 que executa o processamento de imagem e similares serem providos dentro do corpo principal de aparelho de endoscópio 105 que é uma unidade única, a seção de fonte de luz 41 e o aparelho de processamento de corpo principal 43 podem ser alternativamente configurados como uma unidade destacável que é separada do corpo principal de aparelho de endoscópio 105.

25 A seção de fonte de luz 41 está conectada na seção de controle 42 e no endoscópio 101. A seção de fonte de luz 41 irradia uma luz branca (incluindo uma luz que não é perfeitamente branca) em uma quantidade de luz predeterminada com base em um sinal da seção de controle 42. Além disso, a seção de fonte de luz 41 compreende: uma lâmpada 15 como uma

fonte de luz branca; um pulsador 16 como uma seção de controle de quantidade de luz; e uma seção de operação de pulsador 17 para operar o pulsador 16.

Como mostrado na figura 5, o pulsador 16 está configurado como uma estrutura como disco que tem um raio r predeterminado ao redor de um ponto central 17a e que tem porções dentadas de comprimentos circunferenciais predeterminados. O ponto central 17a está conectado em um eixo rotativo provido na seção de operação de pulsador 17. Em outras palavras, o pulsador 16 executa um movimento rotativo ao redor do ponto central 17a.

Além disso, uma pluralidade de porções dentadas está provida em intervalos de um raio predeterminado. No diagrama, do raio r_0 até o raio r_a , a porção dentada tem um comprimento máximo de $2\pi r \times \theta_0$ graus/360 graus e uma largura de $r_0 - r_a$. Em um modo similar, a porção dentada está configurada de modo a ter, do raio r_a até o raio r_b , um comprimento máximo de $2\pi r_a \times \theta_1$ graus/360 graus e uma largura de $r_a - r_b$, e do raio r_b até o raio r_c , um comprimento máximo de $2\pi r_b \times \theta_2$ graus/360 graus e uma largura de $r_b - r_c$ (onde os respectivos raios tem uma relação de $r_0 > r_a > r_b > r_c$).

Os comprimentos e as larguras das porções dentadas do pulsador 16 são meramente exemplares e não estão limitados à presente modalidade.

Além disso, o pulsador 16 tem uma porção protuberante 160a que estende-se radialmente em um centro aproximado da porção dentada. A seção de controle 42 está disposta de modo a minimizar os intervalos de luz irradiada antes e após 1 quadro para minimizar o borramento devido ao movimento do objeto a ser examinado pela troca de quadros quando a luz é cortada pela porção protuberante 160a.

Mais ainda, a seção de operação de pulsador 17 está configurada de modo a ser móvel em uma direção que faceia a lâmpada 15 como está indicado pela seta na figura 4.

Em outras palavras, a seção de controle 42 é capaz de mudar uma direção R entre o centro rotacional 17a do pulsador 16 mostrado na figura 5 e um fluxo de luz (indicado pelo círculo tracejado) da lâmpada. Por

exemplo, no estado mostrado na figura 5, como a distância R é consideravelmente pequena, a quantidade de luz de iluminação é baixa. Pelo aumento da distância R (movendo a seção de operação de pulsador 17 afastando da lâmpada 15), a porção dentada através da qual o fluxo de luz é passável torna-se mais longa, por meio disto estendo o tempo de irradiação e permitindo que a seção de controle 42 aumente a quantidade de luz de iluminação.

Como acima descrito, com o aparelho de endoscópio eletrônico, como existe uma possibilidade de que a razão de S/N de uma imagem espectral recentemente criada seja insuficiente e uma saturação de qualquer um dos sinais RGB necessários quando da criação de uma imagem espectral resulte em uma computação imprópria, é necessário controlar a quantidade de luz de iluminação. O pulsador 16 e a seção de operação de pulsador 17 são responsáveis pelo ajuste de quantidade de luz.

Além disso, o endoscópio 101 conectado na seção de fonte de luz 41 através de um conector 11 compreende: uma lente de objetiva 19 na porção de extremidade mais distante 103; e um dispositivo de captação de imagem de estado sólido 21 tal como um CCD ou similar (daqui em diante simplesmente referido como CCD). O CCD 21 constitui uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida de um corpo vivo que é um objeto a ser examinado com base na luz de irradiação da seção de fonte de luz 41 que constitui uma seção de iluminação e cria um sinal de captação de imagem. O CCD na presente modalidade é do tipo de placa única (o CCD utilizado em um endoscópio eletrônico síncrono), e é do tipo de cor primária. A figura 6 mostra uma rede de filtros de cor posicionados sobre um plano de captação de imagem do CCD. Além disso, a figura 7 mostra as respectivas características de sensibilidade espectral de RGB dos filtros de cor mostrados na figura 6.

Mais ainda, como mostrado na figura 4, a porção de inserção 102 compreende: uma guia de luz 14 que guia a luz irradiada da seção de fonte de luz 41 para a porção de extremidade mais distante 103; uma linha de sinal para transferir uma imagem do objeto a ser examinado obtida pelo

CCD para o aparelho de processamento de corpo principal 43; e um canal de fórceps 28 ou similar para executar o tratamento. Incidentalmente, uma abertura de fórceps 29 para inserir um fórceps no canal de fórceps 28 está provida na vizinhança de uma seção de operação 104.

- 5 Mais ainda, no mesmo modo que a seção de fonte de luz 41, o aparelho de processamento de corpo principal 43 está conectado no endoscópio 101 através do conector 11. O aparelho de processamento de corpo principal 43 está provido com um circuito de operação de CCD 431 para operar o CCD 21. Além disso, o aparelho de processamento de corpo principal 43 está provido com um sistema de processamento de sinal de luminân-
10 cia e um sistema de processamento de sinal de cor como os sistemas de circuito de sinal para obter uma imagem normal.

- O sistema de processamento de sinal de luminância compreende: uma seção de correção de contorno 432 conectada no CCD 21 e a qual
15 executa uma correção de contorno; e uma seção de processamento de sinal de luminância 434 que cria um sinal de luminância de dados corrigidos pela seção de correção de contorno 432. Além disso, o sistema de processamento de sinal de cor compreende: circuitos de amostrar e reter (circuitos de S/H) 433a a 433c, conectados no CCD 21, os quais executam uma amostra-
20 gem e similares em um sinal obtido pelo CCD 21 e criam um sinal RGB; e uma seção de processamento de sinal de cor 435 conectada nas saídas dos circuitos de S/H 433a a 433c e a qual cria os sinais de cor.

- Mais ainda, uma seção de criação de imagem normal 437 que cria uma única imagem normal de saídas do sistema de processamento de
25 sinal de luminância e do sistema de processamento de sinal de cor está provida, por meio de que um sinal Y, um sinal R-Y e um sinal B-Y são enviados da seção de criação de imagem normal 437 para o monitor de display 106 através da seção de troca 439.

- Por outro lado, uma seção de computação de matriz 436 que
30 recebe uma entrada da saída (sinais RGB) dos circuitos de S/H 433a a 433c e executa uma computação de matriz predeterminada nos sinais RGB está provida como um sistema de circuito de sinal para obter as imagens espec-

trais. Uma computação de matriz refere-se a um processamento de adição de sinais de imagem de cor e a um processamento de multiplicação da matriz obtida pelo método de cálculo de matriz acima descrito (ou sua modificação).

- 5 Na presente modalidade, apesar de um método que utiliza um processamento de circuito eletrônico (processamento por hardware que utiliza um circuito eletrônico) será descrito como o método de cálculo de matriz, um método que utilize um processamento de dados numéricos (processamento por software que utiliza um programa) tal como uma modalidade posteriormente descrita pode ser utilizado ao invés. Além disso, quando da execução, uma combinação dos métodos pode também ser utilizada.

- 15 A figura 8 é um diagrama de circuito da seção de computação de matriz 436. Os sinais RGB são respectivamente inseridos nos amplificadores 32a a 32c através de grupos de resistores 31a a 31c. Os respectivos grupos de resistores tem uma pluralidade de resistores aos quais os sinais RGB estão respectivamente conectados, e os valores de resistência dos respectivos resistores são valores que correspondem ao coeficiente de matriz. Em outras palavras, o ganho dos sinais RGB é variado pelos respectivos resistores e somado (ou subtraído) pelos amplificadores. As respectivas saídas dos
- 20 amplificadores 32a a 32c tornam-se as saídas da seção de computação de matriz 436. Em outras palavras, a seção de computação de matriz 436 executa um assim denominado processamento de adição de ponderação. Incidentalmente, os valores de resistência dos respectivos resistores aqui utilizados podem ser dispostos para serem variáveis.

- 25 Uma saída da seção de computação de matriz 436 é inserida nas seções de integração 438a a 438c, respectivamente, para ser sujeita a uma computação integral. Subsequentemente, uma computação de ajuste de cor a ser posteriormente é executada na seção de ajuste de cor 440 em respectivos sinais de imagem espectral $\Sigma F1$ a $\Sigma F3$ das seções de integração, e os canais de cor Rch, Gch e Bch são criados dos sinais de imagem espectral $\Sigma F1$ a $\Sigma F3$. Os canais de cor Rch, Gch e Bch criados são enviados para o monitor de display 106 através de uma seção de troca 439. Uma con-
- 30

figuração da seção de ajuste de cor 440 será posteriormente descrita.

- Incidentalmente, a seção de troca 439 está provida para trocar entre uma imagem normal e uma imagem espectral, e é também capaz de trocar/exibir entre as imagens espectrais. Em outras palavras, o operador
- 5 pode fazer com que uma imagem entre uma imagem normal, uma imagem de canal espectral Rch, uma imagem de canal Gch e uma imagem de canal espectral Bch, seja seletivamente exibida no monitor de display 106. Mais ainda, esta pode também ser configurada de modo que quaisquer duas ou mais imagens sejam simultaneamente exibíveis no monitor de display 106.
- 10 Especificamente, no caso onde uma imagem normal e uma imagem de canal espectral são simultaneamente exibíveis, esta é capaz de prontamente comparar uma imagem de canal espectral contra uma imagem normal geralmente observada. Mais ainda, o usuário é capaz de executar uma observação de imagens normais e imagens de canal espectral enquanto levando em consi-
- 15 deração as suas respectivas características (uma característica de imagens normais é que as suas tonalidades de cor assemelham-se proximamente daquelas da observação a olho nu para uma fácil observação; uma caracte-
- 20 rísticas de imagens de canal espectral é que a observação de vasos sanguíneos predeterminados ou similares os quais não podem ser observados através de imagens normais é possível), e é extremamente útil em diagnósticos.

A seguir, uma descrição detalhada sobre as operações do aparelho de endoscópio eletrônico 100 de acordo com a presente modalidade será dada com referência à figura 4.

- 25 A seguir, as operações durante a observação de imagem normal serão primeiramente descritas, seguido por uma descrição sobre as operações durante a observação de imagem espectral.

- Primeiro, para descrever as operações da seção de fonte de luz 41, com base em um sinal de controle da seção de controle 42, a seção de
- 30 operação de pulsador 17 é ajustada para uma posição predeterminada e gira o pulsador 16. Um fluxo de luz da lâmpada 15 passa através de uma porção dentada do pulsador 16, e é coletado por uma lente de coletamento em uma

extremidade incidente da guia de luz 14 que é um feixe de fibras de luz provido dentro do conector 11 localizado em uma porção de conexão do endoscópio 101 e da seção de fonte de luz 41.

5 O fluxo de luz coletado passa pela guia de luz 14 e é irradiado para dentro do corpo de um objeto a ser examinado de um sistema ótico de iluminação, provido na porção de extremidade mais distante 103. O fluxo de luz irradiado é refletido dentro do objeto a ser examinado, e os sinais são coletados através da lente de objetiva 19 pelo CCD 21 de acordo com cada filtro de cor mostrado na figura 6.

10 Os sinais coletados são inseridos em paralelo no sistema de processamento de sinal de luminância e no sistema de processamento de sinal de cor acima descritos. Os sinais coletados de acordo com o filtro de cor são somados em uma base por pixel e inseridos na seção de correção de contorno 432 do sistema de sinal de luminância, e após a correção de
15 contorno, inseridos na seção de processamento de sinal de luminância 434. Um sinal de luminância é criado na seção de processamento de sinal de luminância 434, e é inserido na seção de criação de imagem normal 437.

Entrementes, os sinais coletados pelo CCD 21 são inseridos em uma base por filtro de cor nos circuitos de S/H 433a a 433c, e os sinais
20 R/G/B são respectivamente criados. Além disso, após os sinais R/G/B serem sujeitos a um processamento de sinal de cor na seção de processamento de sinal de cor 435, um sinal Y, um sinal R-Y e um sinal B-Y são criados na seção de criação de imagem normal 437 dos sinais de luminância e dos sinais de cor acima mencionados, através da seção de troca 439, uma imagem
25 normal do objeto a ser examinado é exibida no monitor de display 106.

A seguir, as operações durante uma observação de imagem espectral serão descritas. Incidentalmente, as descrições das operações similares àquelas executadas durante uma observação de imagem normal serão omitidas.

30 O operador emite uma instrução para observar uma imagem espectral de uma imagem normal pela operação de um teclado provido no corpo principal de aparelho de endoscópio 105, uma chave provida na seção de

operação 104 do endoscópio 101, ou similar. Neste ponto, a seção de controle 42 muda o estado de controle da seção de fonte de luz 41 e do aparelho de processamento de corpo principal 43.

Mais especificamente, conforme requerido, a quantidade de luz irradiada da seção de fonte de luz 41 é mudada. Como acima descrito, como a saturação de uma saída do CCD 21 é indesejável, durante a observação de imagem espectral, esta reduz a quantidade de luz de iluminação em comparação com a observação de imagem normal. Mais ainda, além de controlar a quantidade de luz de modo que um sinal de saída do CCD 21 não atinja a saturação, a seção de controle 42 é também capaz de mudar a quantidade de luz de iluminação dentro de uma faixa na qual a saturação não é atingida.

Além disso, quanto ao controle de mudança sobre o aparelho de processamento de corpo principal 43 pela seção de controle 42, um sinal emitido da seção de troca 439 é trocado de uma saída da seção de criação de imagem normal 437 para uma saída da seção de ajuste de cor 440. Além disso, as saídas dos circuitos de S/H 433a a 433c são sujeitas a um processamento de amplificação/adição na seção de computação de matriz 436, emitidas de acordo com cada banda para as seções de integração 438a a 438c, e após o processamento de integração, emitidas para a seção de ajuste de cor 440. Mesmo quando a quantidade de luz de iluminação é reduzida pelo pulsador 16, o armazenamento e a integração pelas seções de integração 438a a 438c permitem que a intensidade de sinal seja aumentada como mostrado na figura 2, e uma imagem espectral com uma razão de S/N aperfeiçoada pode ser obtida.

Uma descrição específica será agora dada sobre um processamento de matriz executado pela seção de computação de matriz 436 de acordo com a presente modalidade. Na presente modalidade, quando tentando criar os filtros de passagem de banda (daqui em diante referido como filtros de quase passagem de banda) que assemelham-se muito aos filtros de passagem de banda estreita F1:F3 ideais (neste caso, as respectivas faixas de transmissão de comprimento de onda assumem ser F1: 590 nm a 620

nm, F2: 520 nm a 560 nm, e F3: 400 nm a 440 nm) apresentados na figura 7 das características de sensibilidade espectral dos filtros de cor RGB indicados pelas linhas cheias na figura 7, de acordo com o conteúdo representado pelas Fórmulas 1 a 5 acima apresentadas, a matriz seguinte torna-se ótima.

5

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.05 \\ -3.097 & 0.631 & -1.661 \\ 0.036 & -5.146 & 0.528 \end{pmatrix} \quad \dots(19)$$

Mais ainda, pela execução de uma correção utilizando o conteúdo representado pelas Fórmulas 6 e 7, o seguinte coeficiente é obtido.

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1.07 & 0 \\ 0 & 0 & 1.57 \end{pmatrix} \quad \dots(20)$$

10 Incidentalmente, o acima utiliza informações a priori de que o espectro $S(\lambda)$ de uma fonte de luz representada pela Fórmula 6 está apresentado na figura 9 e o espectro de refletância $H(\lambda)$ do corpo vivo a ser estudado representado pela Fórmula 7 está apresentado na figura 10.

Portanto, o processamento executado pela seção de computação de matriz 436 é matematicamente equivalente à computação de matriz 15 abaixo.

$$\begin{aligned} \mathbf{A}' = \mathbf{KA} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1.07 & 0 \\ 0 & 0 & 1.57 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.05 \\ -3.097 & 0.631 & -1.661 \\ 0.036 & -5.146 & 0.528 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.050 \\ -3.314 & 0.675 & -1.777 \\ 0.057 & -8.079 & 0.829 \end{pmatrix} \quad \dots(21) \end{aligned}$$

Pela execução da computação de matriz, as características de quase filtro (indicadas como as características de quase filtros F1 a F3 na figura 7) são obtidas. Em outras palavras, o processamento de matriz acima 20 mencionado é para criar um sinal de imagem espectral pela utilização de um filtro de quase passagem de banda (isto é, matriz) criado com antecedência como acima descrito em um sinal de imagem de cor.

Um exemplo de uma imagem endoscópica criada utilizando as características de quase filtro está abaixo descrito.

25

Como mostrado na figura 11, o tecido dentro de uma cavidade corporal 45 frequentemente tem uma estrutura distribuída de corpo absor-

vente tal como os vasos sanguíneos os quais diferem em uma direção de profundidade. Os capilares 46 estão predominantemente distribuídos na vizinhança das camadas de superfície da membrana de mucosa, enquanto que as veias 47 maiores do que os capilares estão distribuídas juntamente com os capilares em camadas intermediárias que são mais profundas do que as camadas de superfície, e veias 48 ainda maiores estão distribuídas em camadas adicionalmente mais profundas.

Por outro lado, uma profundidade de luz alcançável na direção no modo de profundidade do tecido dentro de uma cavidade corporal 45 é dependente do comprimento de onda da luz. Como mostrado na figura 12, no caso de uma luz que tem um comprimento de onda curto tal como o azul (B), a luz de iluminação que inclui a faixa visível somente alcança a vizinhança das camadas de superfície devido às características de absorção e às características de dispersão do tecido biológico. Assim, a luz está sujeita à absorção e à dispersão dentro de uma faixa até aquela profundidade, e a luz que sai da superfície é observada. Mais ainda, no caso da luz verde (G) cujo comprimento de onda é mais longo do que aquele da luz azul (B), a luz alcança uma maior profundidade do que a faixa alcançável de luz azul (B). Assim, a luz está sujeita à absorção e à dispersão dentro da faixa, e a luz que sai da superfície é observada. Mais ainda, a luz vermelha (R) cujo comprimento de onda é mais longo do que aquele da luz verde (G), alcança uma profundidade ainda maior.

Como mostrado na figura 13, com a luz RGB durante a observação normal do tecido dentro de uma cavidade corporal 51, como a respectiva banda de comprimento de onda sobrepõe umas às outras:

(1) um sinal de captação de imagem captado pelo CCD 21 sob a luz de banda B capta uma imagem de banda que tem informações de tecido superficial e intermediário que inclui uma grande quantidade de informações de tecido superficial tal como aquele mostrado na figura 14;

(2) um sinal de captação de imagem captado pelo CCD 21 sob a luz de banda G capta uma imagem de banda que tem informações de tecido superficial e intermediário que inclui uma grande quantidade de informações

de tecido intermediário tal como aquele mostrado na figura 15; e

- (3) um sinal de captação de imagem captado pelo CCD 21 sob a luz de banda R capta uma imagem de banda que tem informações de tecido intermediário e profundo que inclui uma grande quantidade de informações de tecido profundo tal como aquele mostrado na figura 16.

Além disso, pela execução de um processamento de sinal nos sinais de captação de imagem RGB no corpo principal de aparelho de endoscópio 105, é agora possível obter uma imagem endoscópica desejável ou uma imagem endoscópica com uma reprodução de cor natural.

- O processamento de matriz executado pela seção de computação de matriz 436 acima descrita é para criar um sinal de imagem espectral utilizando filtro de quase passagem de banda (matriz) criado com antecedência como acima descrito em um sinal de imagem de cor. Por exemplo, os sinais de imagem espectral F1 a F3 são obtidos pela utilização de filtros de quase passagem de banda F1 a F3 que tem características espectrais de banda estreita discretas e os quais são capazes de extrair as informações de tecido profundo desejadas, como mostrado na figura 17. Como mostrado na figura 17, como as respectivas faixas de comprimento de onda dos filtros de quase passagem de banda F1 a F3 não sobrepõem umas às outras,

- (4) uma imagem de banda que tem as informações de tecido superficial tal como aquela mostrada na figura 18 é captada no sinal de imagem espectral F3 pelo filtro de quase passagem de banda F3;

- (5) uma imagem de banda que tem as informações de tecido de camada intermediária tal como aquela mostrada na figura 19 é captada no sinal de imagem espectral F2 pelo filtro de quase passagem de banda F2; e

- (6) uma imagem de banda que tem as informações de tecido de camada profunda tal como aquela mostrada na figura 20 é captada no sinal de imagem espectral F1 pelo filtro de quase passagem de banda F1.

- A seguir, em relação aos sinais de imagem espectral F1 a F3 obtidos deste modo, como um exemplo de uma conversão de cor a mais simplificada, a seção de ajuste de cor 440 respectivamente aloca o sinal de imagem espectral F1 para o canal de cor Rch, o sinal de imagem espectral

F2 para o canal de cor Gch e o sinal de imagem espectral F3 para o canal de cor Bch, e emite os mesmos através da seção de troca 439 para o monitor de display 106.

Como mostrado na figura 21, a seção de ajuste de cor 440 está constituída por um circuito de processamento de conversão de cor 440a que compreende: um circuito de matriz 3 por 3 61; três conjuntos de LUTs 62a, 62b, 62c, 63a, 63b e 63c providos anteriormente e posteriormente ao circuito de matriz 3 por 3 61; e um circuito de mudança de coeficiente 64 que muda os dados de tabela das LUTs 62a, 62b, 62c, 63a, 63b e 63c ou do coeficiente do circuito de matriz 3 por 3 61.

Os sinais de imagem espectral F1 a F3 inseridos no circuito de processamento de conversão de cor 440a estão sujeitos a uma correção de γ inversa, um processamento de conversão de contraste não linear e similares em uma base de dados por banda pelas LUTs 62a, 62b e 62c.

Então, após a conversão de cor ser executada no circuito de matriz 3 por 3 61, um processamento de correção de γ ou de conversão de tonalidade apropriado é executado nas LUTs 63a, 63b e 63c de pós-estágio.

Os dados de tabela das LUTs 62a, 62b, 62c, 63a, 63b e 63c ou o coeficiente de matriz do circuito de matriz 3 por 3 61 podem ser mudados pelo circuito de mudança de coeficiente 64.

As mudanças pelo circuito de mudança de coeficiente 64 são executadas com base em um sinal de controle de uma chave de conversão de processamento (não mostrada) provida na seção de operação do endoscópio 101 ou similar.

Quando recebendo o sinal de controle, o circuito de mudança de coeficiente 64 lê os dados apropriados de dados de coeficiente armazenados com antecedência na seção de ajuste de cor 440, e sobrescreve o coeficiente de circuito atual com os dados.

A seguir, o conteúdo específico do processamento de conversão de cor será descrito. A Fórmula 22 representa um exemplo de uma equação de conversão de cor.

$$\begin{pmatrix} R_{nbi} \\ G_{nbi} \\ B_{nbi} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(22)$$

O processamento representado pela Fórmula 22 é uma conversão de cor na qual os sinais de imagem espectral F1 a F3 são atribuídos para as imagens de canal espectral Rch, Gch e Bch em ordem ascendente de comprimentos de onda.

Em um caso de observação com uma imagem de cor com base nos canais de cor Rch, Gch e Bch, por exemplo, uma imagem tal como aquela mostrada na figura 22 é obtida. Uma grande veia existe em uma posição profunda sobre a qual o sinal de imagem espectral F3 é refletido, e quanto à cor, a grande veia é mostrada como um padrão azul. Como o sinal de imagem espectral F2 é fortemente refletido sobre uma rede vascular próximo das camadas intermediárias, a rede vascular é mostrada como uma imagem de cor em um padrão vermelho. Entre as redes vasculares, aquelas existentes próximo da superfície da membrana de mucosa são expressas como um padrão amarelo.

Especificamente, as mudanças no padrão na vizinhança da superfície da membrana de mucosa são importantes para a descoberta e o diagnóstico diferencial de doenças em estágio inicial. No entanto, um padrão amarelo tende a ter um fraco contraste contra uma mucosa de fundo e portanto uma baixa visibilidade.

Nesta luz, de modo a reproduzir mais claramente os padrões na vizinhança da superfície da membrana de mucosa, uma conversão expressa pela Fórmula 23 torna-se efetiva.

$$\begin{pmatrix} R_{nbi} \\ G_{nbi} \\ B_{nbi} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \omega_G & \omega_B \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(23)$$

O processamento representado pela Fórmula 23 é um exemplo de uma conversão na qual o sinal de imagem espectral F1 está misturado com o sinal de imagem espectral F2 em uma certa razão e os dados criados são atualmente utilizados como a imagem de canal G espectral Gch, e permite uma maior clarificação do fato de que os corpos de absorção/dispersão

tais como uma rede vascular diferem de acordo com as posições de profundidade.

Portanto, pelo ajuste do coeficiente de matriz através do circuito de mudança de coeficiente 64, o usuário é capaz de ajustar as cores de display. Quanto as operações, em conjunto com uma chave de troca de modo (não mostrada) provida na seção de operação do endoscópio 101, o coeficiente de matriz é ajustado para um valor padrão de uma operação atravessada no circuito de processamento de conversão de cor 440a.

Uma operação atravessada neste caso refere-se a um estado no qual uma matriz unitária está montada no circuito de matriz 3 por 3 61 e uma tabela não de conversão está montada nas LUTs 62a, 62b, 62c, 63a, 63b, e 63c. Isto significa que, por exemplo, valores pré-ajustados de $\omega_G=0,2$, $\omega_B=0,8$ devem ser providos como os valores padrão do coeficiente de matriz ω_G , ω_B .

Então, pela operação da seção de operação do endoscópio 101 ou similar, o usuário executa um ajuste de modo que o coeficiente torna-se, por exemplo, $\omega_G=0,4$, $\omega_B=0,6$. Uma tabela de correção de γ inversa e uma tabela de correção de γ são aplicadas conforme requerido nas LUTs 62a, 62b, 62c, 63a, 63b e 63c.

Apesar do circuito de processamento de conversão de cor 440a estar disposto para executar uma conversão de cor por uma unidade de computação de matriz constituída pelo circuito de matriz 3 por 3 61, a disposição não é restritiva e, ao contrário, um meio de processamento de conversão de cor pode ser configurado utilizando um processador numérico (CPU) ou uma LUT.

Por exemplo, na modalidade acima descrita, apesar do circuito de processamento de conversão de cor 440a estar ilustrado por uma configuração centrada ao redor do circuito de matriz 3 por 3 61, vantagens similares podem ser conseguidas pela substituição do circuito de processamento de conversão de cor 440a por LUTs tridimensionais 65 que correspondem a cada banda como mostrado na figura 23. Neste caso, o circuito de mudança de coeficiente 64 executa uma operação para mudar o conteúdo de tabela

com base em um sinal de controle de uma chave de conversão de processamento (não mostrada) provida na seção de operação do endoscópio 101 ou similar.

Incidentalmente, as características de filtro dos filtros de quase
 5 passagem de banda F1 a F3 não estão limitadas à faixa visível. Como uma primeira modificação dos filtros de quase passagem de banda F1 a F3, as características de filtro podem ser dispostas como, por exemplo, uma banda estreita que tem características espectrais discretas tais como aquelas mostradas na figura 24. Pelo ajuste de F3 na faixa próximo de ultravioleta e pelo
 10 ajuste de F1 na faixa próximo de infravermelho de modo a observar as irregularidades sobre uma superfície de corpo vivo e de corpos absorventes na vizinhança de camadas extremamente profundas, as características de filtro da primeira modificação são adequadas para obter as informações de imagem não obteníveis através de uma observação normal.

15 Além disso, como uma segunda modificação dos filtros de quase passagem de banda F1 a F3, como mostrado na figura 25, o filtro de quase passagem de banda F2 pode ser substituído por dois filtros de quase passagem de banda F3a e F3b que tem características de filtro adjacentes na faixa de comprimento de onda curto. Esta modificação aproveita-se do fato de
 20 que as faixas de comprimento de onda na sua vizinhança somente alcançam a vizinhança das camadas mais superiores de um corpo vivo, e é adequada para a visualização de diferenças sutis em características de dispersão ao invés de características de absorção. De uma perspectiva médica, a utilização na diagnose discriminatória de carcinoma inicial e outras doenças a-
 25 companhadas por uma perturbação em disposição celular na vizinhança da superfície de membrana de mucosa é contemplada.

Mais ainda, como uma terceira modificação dos filtros de quase
 30 passagem de banda F1 a F3, como mostrado na figura 26, dois filtros de quase passagem de banda F2 e F3 que tem características de filtro de banda estreita dupla com características espectrais discretas as quais são capazes de extrair as informações de camada - tecido desejadas podem ser dispostas para serem criadas pela seção de computação de matriz 436.

No caso dos filtros de quase passagem de banda F2 e F3 mostrados na figura 26, para a colorização de uma imagem durante uma observação de imagem espectral de banda estreita, a seção de ajuste de cor 440 cria imagens de cor dos três canais RGB de modo que: imagem de canal espectral Rch← sinal de imagem espectral F2; imagem de canal espectral Gch← sinal de imagem espectral F3; e imagem de canal espectral Bch← sinal de imagem espectral F3.

Em outras palavras, para os sinais de imagem espectral F2 e F3, a seção de ajuste de cor 440 cria as imagens de cor (Rch, Gch e Bch) dos três canais RGB da Fórmula 24 abaixo.

$$\begin{pmatrix} R_{abi} \\ G_{abi} \\ B_{abi} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \\ h_{31} & h_{32} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(24)$$

Por exemplo, assumamos que $h_{11}=1$, $h_{12}=0$, $h_{21}=0$, $h_{22}=1,2$, $h_{31}=0$, e $h_{32}=0,8$.

Por exemplo, a imagem espectral F3 é uma imagem cujo comprimento de onda central principalmente corresponde a 415 nm, e a imagem espectral F2 é uma imagem cujo comprimento de onda central principalmente corresponde a 540 nm.

Mais ainda, por exemplo, mesmo quando a computação é executada na suposição de que a imagem espectral F3 é uma imagem cujo comprimento de onda central principalmente corresponde a 415 nm, a imagem espectral F2 é uma imagem cujo comprimento de onda central principalmente corresponde a 540 nm, e a imagem espectral F1 é uma imagem cujo comprimento de onda central principalmente corresponde a 600 nm, uma imagem de cor pode ser formada pela seção de ajuste de cor 440 das imagens F2 e F3 sem utilizar a imagem F1. Neste caso, será suficiente aplicar uma computação de matriz expressa pelo Fórmula 24' abaixo ao invés da Formula 24.

$$\begin{aligned} Rch &= h_{11} \times F1 + h_{12} \times F2 + h_{13} \times F3 \\ Gch &= h_{21} \times F1 + h_{22} \times F2 + h_{23} \times F3 \\ Bch &= h_{31} \times F1 + h_{32} \times F2 + h_{33} \times F3 \quad \dots(24') \end{aligned}$$

Na computação de matriz expressa pela Fórmula 24' acima, será

suficiente ajustar os coeficientes de h_{11} , h_{13} , h_{21} , h_{22} , h_{31} e h_{32} para 0 enquanto ajustando os outros coeficientes para valores numéricos predeterminados.

Como visto, de acordo com a presente modalidade, pela criação
 5 de um filtro quase banda estreita utilizando um sinal de imagem de cor para criar uma imagem endoscópica eletrônica normal (imagem normal), uma imagem espectral que tem as informações de tecido de uma profundidade desejada tais como um padrão vascular pode ser obtida sem precisar utilizar um filtro de passagem de banda estreita de comprimento de onda ótico para
 10 as imagens espectrais. Além disso, pelo ajuste de um parâmetro do circuito de processamento de conversão de cor 440a da seção de ajuste de cor 440 de acordo com a imagem espectral, é agora possível executar um método de representação que faz uso total de uma característica que são as informações de profundidade alcançável durante a observação de imagem espectral de banda estreita, e consequentemente, uma separação efetiva e
 15 uma confirmação visual de informações de tecido de uma profundidade desejada na vizinhança da superfície de tecido do tecido biológico podem ser executadas.

Mais ainda, especificamente, com a seção de ajuste de cor 440:

20 (1) no caso de uma imagem espectral de duas bandas, quando uma imagem que corresponde, por exemplo, a 415 nm é alocada para os canais de cor Gch e Bch e uma imagem que corresponde, por exemplo a 540 nm é alocada para o canal de cor Rch;

ou

25 (2) no caso de uma imagem espectral de três bandas, quando uma imagem que corresponde, por exemplo, a 415 nm é alocada para o canal de cor Bch, uma imagem que corresponde, por exemplo, a 445 nm é alocada para o canal de cor Gch e uma imagem que corresponde, por exemplo, a 540 nm é alocada para o canal de cor Rch, os seguintes efeitos de ima-
 30 gem são conseguidos.

- Uma alta visibilidade de capilares em uma camada mais superior de um tecido biológico é atingida pela reprodução do epitélio ou da mu-

cosa em uma camada mais superior do tecido biológico em uma cor que tenha uma baixa saturação e reproduzir os capilares na camada mais superior em baixa luminância ou, em outras palavras, como linhas escuras.

- Ao mesmo tempo, como os vasos sanguíneos posicionados mais profundo do que os capilares são reproduzidos girando na direção do azul em uma direção no modo de matiz, a discriminação dos capilares na camada mais superior torna-se ainda mais fácil.

Mais ainda, de acordo com o método de alocação de canal acima descrito, os resíduos e a bile que são observados em uma tonalidade amarela sob uma observação normal durante um exame endoscópico do intestino grosso são agora observados em uma tonalidade vermelha.

A figura 27 é um diagrama de blocos que mostra outro exemplo de configuração da seção de computação de matriz.

Os componentes outros do que a seção de computação de matriz 436 são os mesmos que aqueles na figura 4. A única diferença encontra-se na configuração da seção de computação de matriz 436 mostrada na figura 27 da configuração da seção de computação de matriz 436 mostrada na figura 8. Somente as diferenças serão agora descritas, e aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e suas descrições serão omitidas.

Enquanto é assumido na figura 6 que a computação de matriz é executada por um assim denominado processamento de hardware que utiliza um circuito eletrônico, na figura 27, a computação de matriz é executada por um processamento de dados numéricos (processamento por software que utiliza um programa).

A seção de computação de matriz 436 mostrada na figura 27 inclui uma memória de imagem 50 para armazenar os respectivos sinais de imagem de cor de R, G e B. Além disso, um registro de coeficiente 151 está provido no qual os respectivos valores da matriz $\langle A' \rangle$ expressa pela Fórmula 21 estão armazenados como dados numéricos.

O registro de coeficiente 151 e a memória de imagem 50 estão conectados nos multiplicadores 53a a 53i; os multiplicadores 53a, 53d e 53g

estão conectados por sua vez em um multiplicador 54a; e uma saída do multiplicador 54a está conectada na seção de integração 438a mostrada na figura 4. Além disso, os multiplicadores 53b, 53e e 53h estão conectados em um multiplicador 54b, e uma sua saída está conectada na seção de integração 438b. Mais ainda, os multiplicadores 53c, 53f e 53i estão conectados em um multiplicador 54c, e uma sua saída está conectada na seção de integração 438c.

Quanto às operações na presente modalidade, os dados de imagem RGB inseridos são temporariamente armazenados na memória de imagem 50. A seguir, um programa de computação armazenado em um dispositivo de armazenamento predeterminado (não mostrado) faz com que cada coeficiente da matriz $\langle A' \rangle$ do registro de coeficiente 151 seja multiplicado em um multiplicador por dados de imagem RGB armazenados na memória de imagem 50.

Incidentalmente, a figura 27 mostra um exemplo no qual o sinal R é multiplicado pelos respectivos coeficientes de matriz nos multiplicadores 53a a 53c. Além disso, como está mostrado no mesmo diagrama, o sinal G é multiplicado pelos respectivos coeficientes de matriz nos multiplicadores 53d a 53f, enquanto que o sinal B é multiplicado pelos respectivos coeficientes de matriz nos multiplicadores 53g a 53i. Quanto aos dados respectivamente multiplicados pelos coeficientes de matriz as saídas dos multiplicadores 53a, 53d e 53g são multiplicadas pelo multiplicador 54a, as saídas dos multiplicadores 53b, 53e e 53h são multiplicadas pelo multiplicador 54b, e as saídas dos multiplicadores 53c, 53f e 53i são multiplicadas pelo multiplicador 54c. Uma saída do multiplicador 54a é enviada para a seção de integração 438a. Além disso, as saídas dos multiplicadores 54b e 54c são respectivamente enviadas para a seção de integração 438b e 438c.

De acordo com o exemplo de configuração mostrado na figura 27, no mesmo modo que o exemplo de configuração mostrado na figura 8, uma imagem espectral sobre a qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode se obtida.

Mais ainda, com o exemplo de configuração mostrado na figura

27, como o processamento de matriz é executado utilizando um software sem utilizar um hardware como é o caso com o exemplo de configuração mostrado na figura 8, por exemplo, as mudanças em cada coeficiente de matriz ou similares podem ser acomodadas em um modo imediato.

5 Além disso, em um caso onde os coeficientes de matriz são armazenados somente por valores resultantes ou, em outras palavras, não armazenados como uma matriz $\langle A' \rangle$ mas armazenados ao contrário de acordo com $S(\lambda)$, $H(\lambda)$, $R(\lambda)$, $G(\lambda)$ e $B(\lambda)$, e computados conforme requerido para determinar uma matriz $\langle A' \rangle$ para utilização subsequente, é possível
10 mudar apenas um dos elementos, por meio disto aperfeiçoando a conveniência. Por exemplo, é possível mudar somente as características espectrais de luz de iluminação $S(\lambda)$ ou similares.

SEGUNDA MODALIDADE

A figura 28 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de endoscópio eletrônico de acordo com uma segunda
15 modalidade da presente invenção.

Como a segunda modalidade é praticamente a mesma que a primeira modalidade, somente as suas diferenças serão descritas. Aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e as suas descrições serão omitidas.
20

A presente modalidade difere da primeira modalidade na seção de fonte de luz 41 que executa o controle de quantidade de luz de iluminação. Na presente modalidade, o controle de quantidade de luz irradiada da seção de fonte de luz 41 é executado pelo controle da corrente da lâmpada
25 15 ao invés de um pulsador. Mais especificamente, uma seção de controle de corrente 18 como uma seção de controle de quantidade de luz está provida na lâmpada 15 mostrada na figura 28.

Quanto às operações da presente modalidade, a seção de controle 42 controla a corrente que flui através da lâmpada 15 de modo que nenhum dos sinais de imagem de cor de RGB atinja um estado saturado. Consequentemente, como a corrente utilizada pela lâmpada 15 para emissão é controlada, a sua quantidade de luz varia de acordo com a magnitude da
30

corrente.

Incidentalmente, como outras operações são as mesmas que aquelas na primeira modalidade, as suas descrições serão omitidas.

De acordo com a presente modalidade, no mesmo modo que a primeira modalidade, uma imagem espectral sobre a qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida. Além disso, a presente modalidade é vantajosa pelo fato de que o seu método de controle é mais simples do que o método de controle de quantidade de luz que utiliza um pulsador como é o caso na primeira modalidade.

10 TERCEIRA MODALIDADE

O aparelho de observação biológica mostrado na figura 4 executa o controle durante a aquisição de imagem espectral de modo a reduzir a quantidade de luz utilizando o pulsador 16 mostrado na figura 5 o qual executa um controle de quantidade de luz cortando a luz em intervalos de tempo predeterminados. Em outras palavras, a quantidade de luz da fonte de luz é reduzida de modo que todos os sinais separados em cor de R, G e B são fotografados em uma faixa dinâmica adequada.

Para a terceira modalidade da presente invenção, um exemplo será descrito no qual um membro de corte móvel tal como uma mola de diafragma ou um obturador ou um filtro de corte tal como uma torre de tela ou um filtro ND é utilizado no lugar do pulsador 16 no aparelho de observação biológica mostrado na figura 4.

A figura 29 mostra um exemplo de uma mola de diafragma 66. A mola de diafragma 66 executa o controle de quantidade de luz pelo corte de luz em intervalos de tempo predeterminados utilizando: uma seção de corte 69 que gira ao redor de um eixo geométrico central 67 e a qual corta um fluxo de luz 68 convergido para uma dada magnitude em uma sua porção de extremidade mais distante; e uma seção de lâmina de diafragma 71 que tem uma porção dentada 70 que controla a quantidade de luz de saída.

A mola de diafragma 66 pode operar também como uma mola de diafragma de modulação que controla a quantidade de luz de saída da seção de fonte de luz 41, ou outra unidade pode estar separadamente provi-

da como um mecanismo de corte.

A figura 30 mostra um exemplo de um obturador 66A. Apesar do obturador 66A ser similar na forma ao exemplo da mola de diafragma 66, a sua estrutura é tal que a porção dentada 70 da mola de diafragma 66 está ausente da seção de corte 69. Quanto às operações do obturador 66A, a luz é cortada em intervalos de tempo predeterminados para executar o controle de quantidade de luz pelo controle de dois estados de operação de totalmente aberto e totalmente fechado.

A figura 31 mostra um exemplo de uma torre de tela 73. Uma tela 75 que tem um amplo espaçamento de grade ou uma tela 76 com um espaçamento de grade mais estreito está presa por soldagem ou similar em um furo provido em uma placa rotativa 74, e gira ao redor de um eixo geométrico central de rotação 77. Neste caso, a luz é cortada em intervalos de tempo predeterminados para executar o controle de quantidade de luz pela alteração do comprimento de tela, aspereza, posição ou similar.

QUARTA MODALIDADE

As figuras 32 e 33 referem-se a uma quarta modalidade da presente invenção, em que: a figura 32 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de endoscópio eletrônico; e a figura 33 é um diagrama que mostra os tempos de acumulação de carga do CCD 21 mostrado na figura 32.

Como a quarta modalidade é praticamente a mesma que a primeira modalidade, somente as suas diferenças serão descritas. Aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e as suas descrições serão omitidas.

A presente modalidade primariamente difere da primeira modalidade na seção de fonte de luz 41 e no CCD 21. Na primeira modalidade, o CCD 21 está provido com os filtros de cor mostrados na figura 6 e é um assim denominado CCD do tipo síncrono que cria um sinal de cor utilizando os filtros de cor. Em contraste a este, na quarta modalidade presente, um assim denominado tipo sequencial de quadro é utilizado o qual cria um sinal de cor pela iluminação da luz de iluminação na ordem de R, G e B dentro de um

período de tempo de um único quadro.

Como mostrado na figura 32, a seção de fonte de luz 41 de acordo com a presente modalidade está provida com um diafragma 25 que executa uma modulação sobre uma face dianteira da lâmpada 15, e um filtro rotativo RGB 23 que faz, por exemplo, uma rotação durante um quadro está adicionalmente provido sobre uma face dianteira do diafragma 25 de modo a irradiar uma luz sequencial de quadro R, G e B. Além disso, o diafragma 25 está conectado em uma seção de controle de diafragma 24, como uma seção de controle de quantidade de luz, e está disposto de modo a ser capaz de executar a modulação limitando um fluxo de luz a ser transmitido entre o fluxo de luz irradiado da lâmpada 15 para mudar a quantidade de luz em resposta a um sinal de controle da seção de controle de diafragma 24. Mais ainda, o filtro rotativo RGB 23 está conectado em uma seção de controle de filtro rotativo RGB 26 e é girado a uma velocidade rotacional predeterminada.

Quanto às operações pela seção de fonte de luz de acordo com a presente modalidade, um fluxo de luz emitido da lâmpada 15 é limitado a uma quantidade de luz predeterminada pelo diafragma 25. O fluxo de luz transmitido através do diafragma 25 passa através do filtro rotativo RGB 23, e é emitido como as respectivas luzes de iluminação de R/G/B em intervalos de tempo predeterminados da seção de fonte de luz. Além disso, as respectivas luzes de iluminação são refletidas dentro do objeto a ser examinado e recebidas pelo CCD 21. Os sinais obtidos no CCD 21 são classificados de acordo com o tempo de irradiação por uma seção de troca (não mostrada) provida no corpo principal de aparelho de endoscópio 105, e são respectivamente inseridos nos circuitos de S/H 433a a 433c. Em outras palavras, quando uma luz de iluminação é irradiada através do filtro R da seção de fonte de luz 41, um sinal obtido pelo CCD 21 é inserido no circuito de S/H 433a. Incidentalmente, como as outras operações são as mesmas que aquelas na primeira modalidade, as suas descrições serão omitidas.

De acordo com a quarta modalidade presente, no mesmo modo que a primeira modalidade, uma imagem espectral sobre qual os padrões

vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida. Além disso, ao contrário da primeira modalidade, a quarta modalidade presente é capaz de receber os benefícios totais do acima denominado método sequencial de quadro. Tais benefícios incluem, por exemplo, aqueles oferecidos por uma modificação mostrada na figura 34 a qual será posteriormente descrita.

Mais ainda, na primeira modalidade acima descrita, a quantidade de luz de iluminação (quantidade de luz de uma fonte de luz) é controlada/ajustada de modo a evitar a saturação dos sinais de cor R/G/B. Em contraste a isto, a quarta modalidade presente emprega um método no qual um obturador eletrônico do CCD 21 é ajustado. No CCD 21, as cargas acumulam em proporção à intensidade de luz incidente dentro de um dado período de tempo, por meio de que a quantidade de carga é tomada como um sinal. O que corresponde ao tempo de acumulação é um assim denominado obturador eletrônico. Pelo ajuste do obturador eletrônico pelo circuito de operação de CCD 431, uma quantidade acumulada de carga, ou, em outras palavras, uma quantidade de sinal pode ser ajustada. Como mostrado na figura 33, pela obtenção de imagens de cor R/G/B em um estado onde os tempos de acumulação de carga são sequencialmente mudados por um quadro, uma imagem espectral similar pode ser obtida. Em outras palavras, em cada uma das modalidades acima descritas, o controle de quantidade de luz de iluminação pelo diafragma 25 pode ser utilizado para obter uma imagem normal, e quando obtendo uma imagem espectral, é possível impedir a saturação de imagens de cor R/G/B pela variação do obturador eletrônico.

A figura 34 é um diagrama que mostra os tempos de acumulação de carga de um CCD de acordo com outro exemplo da quarta modalidade da presente invenção. O presente exemplo é similar ao exemplo mostrado na figura 33 na utilização de um método sequencial de quadro, e aproveita-se de características do método sequencial de quadro. Em outras palavras, pela adição de uma ponderação respectivamente para R, G e B aos tempos de acumulação de carga devido ao controle de obturador eletrônico de acordo com o exemplo mostrado na figura 33, a criação de dados de imagem espectral pode ser simplificada. Isto significa que, no exemplo mos-

trado na figura 33, um circuito de operação de CCD 431 está provido o qual é capaz de variar o tempo de acumulação de carga do CCD 21 para R, G e B respectivamente dentro do período de tempo de um quadro. De outro modo o presente exemplo é o mesmo que o exemplo mostrado na figura 33.

- 5 Quanto às operações do exemplo mostrado na figura 34, quando as respectivas luzes de iluminação são irradiadas através do filtro rotativo RGB 23, o tempo de acumulação de carga devido ao obturador eletrônico do CCD 21 é variado.

- 10 Neste ponto, assume-se que os respectivos tempos de acumulação de carga do CCD 21 para as luzes de iluminação R/G/B são tdr, tdg e tdb (incidentalmente, como um tempo de acumulação não está provido para o sinal de imagem de cor B, o tdb está omitido no diagrama). Por exemplo, quando executando a computação de matriz representada pela Fórmula 21, como a computação a ser executada pela imagem de quase filtro F3 pode
15 ser determinada das imagens RGB obtidas por um endoscópio normal como

$$F3 = -0.050R - 1.777G + 0.829B \quad \dots (25)$$

o ajuste do tempo de acumulação de carga devido ao controle de obturador eletrônico de acordo com RGB mostrado na figura 33 para

$$tdr:tdg:tdb = 0.050:1.777:0.829 \quad \dots (26)$$

- 20 será suficiente. Além disso, para a porção de matriz, um sinal no qual somente os componentes R e G estão invertidos assim como o componente B é adicionado. Como um resultado, uma imagem espectral similar àquela na primeira até a terceira modalidades pode ser obtida.

- 25 De acordo com a quarta modalidade mostrada nas figuras 33 e 34, uma imagem espectral sobre a qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida. Mais ainda, o exemplo mostrado na figura 34 utiliza o método sequencial de quadro para criar os sinais de imagem de cor, e os tempos de acumulação de carga podem ser variados utilizando o obturador eletrônico para cada sinal de imagem de cor. Consequentemente,
30 a seção de computação de matriz precisa somente executar um processamento de adição e de subtração, por meio disto permitindo uma simplificação do processamento. Em outras palavras, as operações que correspon-

dem à computação de matriz podem ser executadas através de controle de obturador eletrônico, e o processamento pode ser simplificado.

É desnecessário dizer que o controle de quantidade de luz da primeira até a terceira modalidades e o controle de obturador eletrônico (tempo de acumulação de carga) da quarta modalidade (no exemplo mostrado nas figuras 33 ou 34) podem estar configurados para serem executados simultaneamente. Além disso, como acima descrito, é óbvio que o controle de luz de iluminação pode ser executado utilizando um pulsador ou similar para uma imagem de observação normal, e quando obtendo uma imagem de observação espectral, o controle por um obturador eletrônico pode ser executado.

A seguir, como a quinta até a sétima modalidades, uma seção de amplificação de sinal que amplifica um nível de sinal de um sinal de captação de imagem de uma imagem normal e/ou um sinal espectral de uma imagem espectral, assim como o seu controle de amplificação, serão descritos.

QUINTA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a quinta modalidade da presente invenção, as figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas. Além disso, um AGC (controle de ganho automático) nas configurações durante a observação de imagem normal é executado em um circuito de AGC (não mostrado) que é uma seção de amplificação de sinal para a seção de processamento de sinal de luminância 434 e a seção de processamento de sinal de cor 435, respectivamente, mostradas nas figuras 4, 28 ou 32. O AGC durante a observação de imagem espectral é executado em um circuito de AGC (no qual, por exemplo, os amplificadores 32a a 32c mostrados na figura 8 estão substituídos por amplificadores variáveis) que é uma seção de amplificação de sinal na seção de computação de matriz 436 de acordo com as figuras 4, 28 ou 32.

Mais ainda, o controle das operações de amplificação ou, em outras palavras, o controle AGC é alterado entre a observação de imagem normal e a observação de imagem espectral. O controle AGC refere-se a um

nível de amplificação, uma velocidade de operação (velocidade de acompanhamento), ou uma ativação/não ativação (a qual pode também ser referida como liga/desliga) de uma função de amplificação.

Quanto à ativação/não ativação da função de amplificação, em muitos casos, o AGC não é ativado durante a observação de imagem normal. Isto é devido ao fato de que existe uma quantidade de luz suficiente durante a observação sob a luz normal. Por outro lado, o AGC é ativado durante a observação de imagem espectral já que a quantidade de luz é insuficiente.

Quanto à velocidade de operação (velocidade de acompanhamento) da função de amplificação, por exemplo, conforme uma câmera move-se afastando de uma cena assumida ser um objeto, a quantidade de luz gradualmente diminui e torna-se mais escura. Apesar de uma função de modulação inicialmente tornar-se ativa e tentar aumentar a quantidade de luz conforme fica mais escuro, a função de modulação é incapaz de acompanhar. Uma vez que o acompanhamento torna-se inoperável, o AGC é ativado. A velocidade da operação de AGC é importante, e uma velocidade de acompanhamento excessiva resulta em uma ocorrência de ruído quando escuro, o que pode ser perturbador. Consequentemente, uma velocidade apropriada que não é nem muito rápida nem muito lenta é interativa. Apesar de uma operação de AGC durante a observação de imagem normal poder permitir ser consideravelmente lenta, uma operação de AGC durante a observação de imagem espectral deve ser executada em um ritmo mais rápido devido a uma atenuação mais rápida. Consequentemente, uma qualidade de imagem de um sinal a ser exibido/emitido pode ser aperfeiçoada.

SEXTA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a sexta modalidade da presente invenção, as figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas. Além disso, um AGC (controle de ganho automático) nas configurações durante a observação de imagem normal é executado em um circuito de AGC (não mostrado) que é uma seção de amplificação de sinal para a seção de processamento de sinal de luminância 434 e a se-

ção de processamento de sinal de cor 435, respectivamente, mostradas nas figuras 4, 28 ou 32. O AGC durante a observação de imagem espectral é executado em um circuito de AGC (no qual, por exemplo, os amplificadores 32a a 32c mostrados na figura 8 estão substituídos por amplificadores variáveis) que é uma seção de amplificação de sinal na seção de computação de matriz 436 de acordo com as figuras 4, 28 ou 32.

Na sexta modalidade presente, o circuito de AGC que é uma seção de amplificação de sinal é controlado de modo a operar em conjunto com uma seção de controle de quantidade de luz que inclui o pulsador 16, a seção de controle de corrente de lâmpada 18 ou a seção de controle de diafragma 24 e similares. O controle da operação conjunta acima descrita é executado de modo que, por exemplo, o circuito de AGC que é uma seção de amplificação de sinal somente funciona após a quantidade de luz de irradiação atingir um máximo na seção de controle de quantidade de luz. Em outras palavras, o controle é executado de modo que o AGC é ativado somente após a seção de controle de quantidade de luz ser controlada para uma quantidade de luz máxima (quando, por exemplo, uma lâmina de modulação está totalmente aberta) e quando a tela está escura mesmo na quantidade de luz máxima. Consequentemente, uma faixa de controle de quantidade de luz pode ser expandida.

SÉTIMA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a sétima modalidade da presente invenção, as figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas. Além disso, um AGC (controle de ganho automático) nas configurações durante a observação de imagem normal é executado em um circuito de AGC (não mostrado) que é uma seção de amplificação de sinal para a seção de processamento de sinal de luminância 434 e a seção de processamento de sinal de cor 435, respectivamente, mostradas nas figuras 4, 28 ou 32. O AGC durante a observação de imagem espectral é executado em um circuito de AGC (no qual, por exemplo, os amplificadores 32a a 32c mostrados na figura 8 estão substituídos por amplificadores variáveis) que é uma seção de amplificação de sinal na seção de computação de

matriz 436 de acordo com as figuras 4, 28 ou 32.

No caso em que uma imagem normal e uma imagem espectral são simultaneamente exibidas (uma exibição simultânea é também possível já que uma imagem espectral pode ser estimada de RGB), existem casos onde a quantidade de luz é reduzida em consideração à saturação de CCD. Por exemplo, uma imagem normal pode ter a sua quantidade de luz reduzida de modo a suprimir a saturação de CCD. Neste caso, a imagem normal é obviamente escura. Por outro lado, quanto a uma imagem espectral, um ajuste é executado dentro de uma faixa dinâmica apropriada de modo a permitir uma observação de porções detalhadas. Portanto, quando uma imagem normal e uma imagem espectral são simultaneamente exibidas sem um meio de modificação, a imagem normal permanece escura, portanto a luminosidade da imagem normal é ajustada para ser aumentada e emitida para acomodar uma exibição simultânea. A amplificação de uma saída de imagem é executada aumentando eletricamente o ganho no circuito de AGC que é uma seção de amplificação de sinal. Consequentemente, a qualidade de imagem durante a exibição simultânea pode ser aperfeiçoada.

A seguir, o aperfeiçoamento de qualidade de imagem será descrito com referência à oitava até a décima primeira modalidades.

20 OITAVA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a oitava modalidade da presente invenção, a figura 35 é aplicada. A oitava modalidade presente está destinada a reformar a adição de ponderação de um sinal de luminância de banda larga para um componente de luminância de uma imagem espectral para aperfeiçoar a luminosidade e a razão de S/N.

Na figura 35 um aparelho de endoscópio eletrônico 100 compreende um endoscópio eletrônico 101, um corpo principal de aparelho de endoscópio 105, e um monitor de display 106. O corpo principal de aparelho de endoscópio 105 primariamente compreende uma unidade de fonte de luz 41, uma seção de controle 42, e um aparelho de processamento de corpo principal 43. O aparelho de processamento de corpo principal 43 está provido

com um circuito de operação de CCD 431 para operar o CCD 21, e está também provido com um sistema de circuito de sinal para obter imagens normais e um sistema de circuito de sinal para obter imagens espectrais.

O sistema de circuito de sinal para obter imagens normais compreende: os circuitos de S/H 433a a 433c que executam uma amostragem ou similar de sinais obtidos pelo CCD 21 e os quais criam um sinal RGB; e uma seção de processamento de sinal de cor 435 conectada nas saídas dos circuitos de S/H 433a a 433c e a qual cria os sinais de cor.

Por outro lado, uma seção de computação de matriz 436 está provida como um sistema de circuito de sinal para obter as imagens espectrais nas saídas dos circuitos de S/H 433a a 433c, por meio de que uma computação de matriz predeterminada é executada nos sinais RGB.

Uma saída da seção de processamento de sinal de cor 435 e uma saída da seção de computação de matriz 436 são supridas através de uma seção de troca 450 para um circuito de processamento de balanço de branco (daqui em diante WB) 451, um circuito de correção de γ 452 e um circuito de conversão de cor (1) 453 para criar um sinal Y, um sinal R-Y e um sinal B-Y. Então, um sinal de luminância melhorado YEH, um sinal R-Y e um sinal B-Y a serem posteriormente descritos são adicionalmente criados e supridos para um circuito de conversão de cor (2) 455, e enviados como saídas R, G e B para o monitor de display 106.

Incidentalmente, quando conduzindo uma observação de imagem espectral (observação NBI) sem ter um filtro ótico, um sistema de processamento dentro do aparelho (processador) de processamento de corpo principal 43 requer uma seção de computação de matriz 436 que cria individualmente as imagens espectrais separadas daquela a qual cria as imagens de observação normais. No entanto, uma tal configuração em quais imagens de observação normais são criadas separadamente das imagens espectrais necessita dois sistemas separados que incluem um processamento de balanço branco (WB), circuitos de correção de γ e de conversão de cor, causando um aumento no tamanho de circuito.

Além disso, como uma razão de S/N de uma imagem espectral

deteriora quando aumentando eletricamente o ganho de modo a melhorar a luminosidade, métodos para melhorar a razão de S/N captando e integrando uma pluralidade de imagens e aumentando os componentes de sinal (por exemplo, as seções de integração 438a a 438c na Patente Japonesa Aberta à Inspeção Pública 2003-93336 correspondem a um tal método) são propostos. No entanto, a obtenção de uma pluralidade de imagens requer que um CCD seja operado em uma alta frequência e é portanto tecnicamente difícil.

Assim, de modo a resolver o problema acima, as seguintes configurações são adicionadas à oitava modalidade da presente invenção como mostrado na figura 35.

A saber,

(1) Os seguintes circuitos a) a c) estão configurados para serem compartilhados quando criando as imagens de observação normais e as imagens espectrais. a) circuito de WB 451, b) circuito de correção de γ 452, c) circuito de melhoramento 454.

Incidentalmente, o compartilhamento de circuito está separadamente descrito na décima terceira até a décima quinta modalidades.

(2) De modo a melhorar a luminosidade e a razão de S/N, uma seção de criação de sinal de luminância de banda larga 444 está provida para criar um sinal de luminância de banda larga (YH) cuja razão de S/N não deteriorou de uma sinal de saída de CCD, e uma adição de ponderação com um componente de luminância Y de um sinal espectral é executada.

Mais especificamente, em relação ao sinal de luminância de banda larga (YH) acima mencionado e um sinal de luminância (Y) de sinais espectrais (F1, F2 e F3) criados no circuito de conversão de cor (1) 453, uma ponderação é respectivamente executada nos circuitos de ponderação (445 e 446), uma adição é executada em uma seção de adição 447, e uma correção de contorno é executada em um sinal de luminância de pós-adição no circuito de melhoramento 454. Em outras palavras, a seção de criação de sinal de luminância de banda larga 444, os circuitos de ponderação 445 e 446, e a seção de adição 447 constituem uma seção de ajuste de qualidade de imagem. Um sinal de luminância corrigido em contorno YEH é suprido

para o circuito de conversão de cor (2) 455, e subsequentemente, mais uma vez convertido em RGB pelo circuito de conversão de cor (2) 455 e emitido para o monitor de display 106.

Os coeficientes de ponderação dos circuitos de ponderação acima descritos (445 e 446) podem ser trocados de acordo com o modo de observação ou de acordo com um número de pixels de um CCD a ser conectado a estes, e podem ser ajustados arbitrariamente dentro de uma tal faixa que não apresente um problema em termos de degradação de contraste de uma imagem espectral. Por exemplo, quando um coeficiente de ponderação do circuito de ponderação 445 está denotado por α e um coeficiente de ponderação do circuito de ponderação 446 está denotado por β , o seguinte método é concebível.

A) Durante a exibição de uma imagem de observação normal: $\alpha = 0, \beta = 1$

B) Durante a exibição de uma imagem espectral quando um CCD do tipo A está conectado: $\alpha = 0,5, \beta = 0,5$

C) Durante a exibição de uma imagem espectral quando um CCD do tipo B está conectado: $\alpha = 1, \beta = 0$

A configuração da oitava modalidade presente é vantajosa pelo fato de que uma luminosidade e uma razão de S/N melhoradas são agora possíveis sem precisar adquirir uma pluralidade de imagens; e como os coeficientes de ponderação podem ser otimizados de acordo com o tipo de CCDs conectados, uma otimização de acordo com o número de pixels ou com as características espectrais de cada CCD é agora possível dentro de tal faixa que não apresente um problema em termos de degradação de contraste.

NONA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a nona modalidade da presente invenção, as figuras 36 ou 37 são aplicadas. A nona modalidade presente está disposta para aperfeiçoar a razão de S/N.

Com o método de aperfeiçoamento de S/N presente, como mos-

trado na figura 2, a luz de iluminação é irradiada em diversos estágios (por exemplo, n estágios, onde n é um inteiro igual a ou maior do que 2) dentro de 1 campo (1 quadro) de uma imagem normal (uma imagem de cor comum) (a intensidade de irradiação pode ser variada para cada estágio; na figura 2, os estágios estão denotados por caracteres de referência I_0 até I_n ; este procedimento pode ser totalmente conseguido pelo controle da luz de iluminação). Consequentemente, uma intensidade de iluminação para cada estágio pode ser reduzida, por meio disto permitindo a supressão de ocorrências de estados saturados nos respectivos sinais R, G e B. Mais ainda, os sinais de imagem separados em diversos estágios (por exemplo, n estágios) estão sujeitos a uma adição que corresponde ao número n de sinais de imagem em um pós-estágio. Como um resultado, os componentes de sinal podem ser aumentados para melhorar a razão de S/N.

Como acima descrito, está provida uma configuração na qual uma pluralidade (número n) de imagens é captada pela execução de uma pluralidade de captações de imagem dentro de um período de tempo 1 campo de modo a aperfeiçoar a luminosidade e a razão de S/N quando conduzindo uma observação de NBI sem ter um filtro ótico, e pela adição da pluralidade de imagens em um sistema de processamento de pós-estágio, os componentes de sinal podem ser aumentados para melhorar a razão de S/N.

No entanto, os seguintes problemas surgem quando executando uma pluralidade de captações de imagem dentro do período de tempo de 1 campo como descrito na configuração acima.

(1) Como quanto maior número de pixels de um CCD, mais alta é a frequência de operação, em uma configuração na qual o aparelho de processamento de corpo principal (processador) está provido com um circuito de operação, um cabo de conexão para o CCD deve ser operado por um circuito que tenha um alto desempenho de operação, por meio disto apresentando um alto grau de dificuldade técnica.

(2) Quanto mais alta a frequência de operação, mais alta é a frequência de componentes de campo eletromagnético radiados desnecessários, por meio disto tornando as medidas de EMC (ruído de onda eletromag-

nética) difíceis.

De modo a resolver os problemas acima, as seguintes configurações são adicionadas à nona modalidade da presente invenção.

A saber, por exemplo, em relação à configuração mostrada na figura 4, o circuito de operação de CCD 431 é realocado do aparelho de processamento de corpo principal (processador) 43 para o lado do endoscópio 101 como mostrado na figura 36 para executar uma configuração na qual o comprimento de um cabo de conexão entre o circuito de operação de CCD 431 e o CCD 21 seja mínimo.

Consequentemente, como o comprimento de cabo é reduzido, a distorção de forma de onda de operação pode ser reduzida. Também, uma radiação e EMC desnecessária é reduzida. Além disso, como o circuito de operação de CCD 431 está agora no lado do endoscópio 101, o desempenho de operação requerido para o circuito de operação pode ser determinado baixo. Em outras palavras, um baixo desempenho de operação é permitido, por meio disto apresentando uma vantagem de custo também.

Mais ainda, por exemplo, em relação à configuração mostrada na figura 4, apesar do circuito de operação de CCD 431 estar incorporado no aparelho de processamento de corpo principal (processador) 43, como mostrado na figura 37, os pulsos de operação são emitidos do aparelho de processamento de corpo principal 43 em uma forma de onda que assemelha-se a uma onda senoidal para realizar uma configuração na qual uma modelagem de forma de onda é executada em um circuito de modelagem de forma de onda 450 provido na vizinhança do CCD em uma extremidade mais distante do endoscópio 101 para operar o CCD 21.

Consequentemente, como os pulsos de operação de CCD do aparelho de processamento de corpo principal 43 podem ser emitidos em uma forma de onda que assemelha-se a uma onda senoidal, características de EMC favoráveis podem ser conseguidas. Em outras palavras, campos eletromagnéticos radiados desnecessários podem ser suprimidos.

DÉCIMA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação bio-

lógica de acordo com a décima modalidade da presente invenção, as figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas. Além disso, nas suas configurações, um circuito de supressão de ruído está provido dentro da seção de computação de matriz 436 requerido durante a observação de imagem espectral ou uma seção

5 de saída em um pré-estágio da seção de computação de matriz 436. Como uma limitação de banda de comprimento de onda é executada durante a observação de imagem espectral, um estado pode ocorrer no qual a quantidade de luz de iluminação é menor do que durante a observação de imagem normal. Neste caso, apesar de uma deficiência em luminosidade devido a

10 uma baixa quantidade de luz de iluminação poder ser eletricamente corrigida pela amplificação de uma imagem captada, simplesmente aumentando o ganho por um circuito de AGC ou similar resulta em uma imagem na qual o ruído é proeminente em suas porções escuras. Portanto, passando os dados de imagem através do circuito de supressão de ruído, o ruído em regiões

15 escuras é suprimido enquanto a degradação de contraste em regiões luminosas é reduzida. Um circuito de supressão de ruído está descrito na figura 5 do Pedido de Patente Japonesa Número 2005-82544.

Um circuito de supressão de ruído 36 mostrado na figura 38 é um circuito para ser aplicado em um aparelho de observação biológica tal

20 como aquele mostrado na figura 32 o qual manipula dados de imagem R, G e B sequencial de quadro. Os dados de imagem R, G e B sequencial de quadro são inseridos no circuito de supressão de ruído.

Na figura 38, o circuito de supressão de ruído 36 está configurado para compreender: uma seção de filtragem 81 que executa uma filtragem

25 utilizando uma pluralidade de filtros espaciais sobre os dados de imagem captados por um CCD que é um meio de captação de imagem; uma seção de cálculo de valor de pixel médio 82 como um meio de cálculo de luminosidade que calcula a luminosidade em uma região localizada dos dados de imagem; uma seção de ponderação 83 que executa uma ponderação em

30 uma saída da seção de filtragem 81 de acordo com a saída da seção de filtragem 81 e/ou uma entrada da seção de cálculo de valor de pixel médio 82; e uma seção de processamento de filtro inverso 85 que executa uma filtra-

gem inversa para criar os dados de imagem sujeitos a um processamento de supressão de ruído em uma saída da seção de ponderação 83.

Um número p de coeficientes de filtro da seção de filtragem 81 são trocados para cada dado de imagem de entrada R, G e B, e são lidos de uma seção de armazenamento de coeficiente de filtro 84 e ajustados para os respectivos filtros A1 a Ap.

A seção de cálculo de valor de pixel médio 82 calcula um P_{av} médio de valores de pixel de uma pequena região (região localizada) de n por n pixels dos mesmos dados de imagem de entrada que são utilizados para a filtragem espacial pela seção de filtragem 81. Um coeficiente de ponderação W é lido de uma tabela de consulta (LUT) 86 de acordo com o P_{av} médio e os valores de resultados de filtragem da seção de filtragem 81, e ajusta para os circuitos de ponderação $W_1, W_2, \dots, W_p$ da seção de ponderação 83.

De acordo com o circuito mostrado na figura 38, pela alteração da ponderação do processamento de supressão de ruído por filtros espaciais de acordo com uma luminosidade de uma região localizada de dados de imagem, o ruído é suprimido enquanto evitando uma redução de contraste nos dados de imagem.

20 DÉCIMA PRIMEIRA MODALIDADE

As figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas em um aparelho de observação biológica de acordo com a décima primeira modalidade da presente invenção. Nas suas configurações apesar de um filtro de frequência espacial (LPF), não mostrado, estar alocado dentro da seção de computação de matriz 436, um controle é executado de modo que a suas características de frequência espacial sejam ligeiramente mudadas, por exemplo, para alargar uma banda.

A seção de controle 42 muda um ajuste de características (características de LPF) de um filtro de frequência espacial provido na seção de computação de matriz 436 no aparelho de processamento de corpo principal (processador) 43. Mais especificamente a seção de controle 42 executa um controle de modo que as características de banda do LPF muda para aque-

las de uma banda larga durante a observação de imagem espectral. Tal operação de controle está descrita na figura 4 do Pedido de Patente Japonesa Número 2004-250978.

5 Agora, assume-se que o aparelho de observação biológica esteja atualmente no modo de observação de imagem normal.

Neste estado, um operador é capaz de executar uma endoscopia pela inserção da porção de inserção 102 do endoscópio 101 em uma cavidade corporal de um paciente. Quando desejando observar um percurso vascular ou similar da superfície de um tecido de objeto de exame tal como
10 uma parte doente ou similar na cavidade corporal em maiores detalhes, o operador opera uma chave de troca de modo, não mostrada.

Quando a chave de troca de modo é operada, a seção de controle 42 muda os modos de operação da seção de fonte de luz 41 e do aparelho de processamento de corpo principal 43 para um estado de ajuste do
15 modo de observação de imagem espectral.

Mais especificamente, a seção de controle 42 executa uma mudança/ajuste tal como: executar um controle de quantidade de luz de modo a aumentar a quantidade de luz em relação à seção de fonte de luz 41; mudar as características de banda de frequência espacial do LPF na seção de
20 computação de matriz 436 para aquelas de uma banda larga em relação ao aparelho de processamento de corpo principal 43; e controlar a seção de troca 439 para trocar para o sistema de processamento de imagem espectral que inclui a seção de computação de matriz 436 e similares.

Pela execução de tal mudança/ajuste, o percurso de capilares
25 na vizinhança das camadas de superfície de tecido biológico pode ser exibido em um estado prontamente identificável durante o modo de observação de imagem espectral.

Além disso, como as características de banda de passagem de sinal através de um LPF são mudadas para aquelas de uma banda larga, a
30 resolução do percurso de capilares ou do percurso vascular próximo da vizinhança de camadas de superfície pode ser aperfeiçoada de modo a igualar a resolução de um sinal de cor em uma cor G específica que é captada sob

uma luz de iluminação colorida G, e uma imagem facilmente diagnosticada com boa qualidade de imagem pode ser obtida.

De acordo com a presente modalidade que opera como acima descrito, uma função de captação de imagem de cor síncrona existente pode ser retida em um modo de observação de imagem normal, e, ao mesmo tempo, mesmo no modo de observação de imagem espectral, as funções de observação no modo de observação de imagem espectral podem ser suficientemente asseguradas pela mudança de características de processamento tais como a mudança dos ajustes de coeficientes ou similares das respectivas seções no aparelho de processamento de corpo principal 43.

DÉCIMA SEGUNDA MODALIDADE

Quanto a uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com a décima segunda modalidade da presente invenção, as figuras 4, 28 ou 32 são aplicadas. Além disso, nas suas configurações, uma exibição de NBI que indica que uma observação de imagem espectral está em progresso é executada.

(1) Exibição no monitor de display 106

No monitor de display 106, nada é exibido durante a observação de imagem normal, enquanto que os caracteres "NBI" são exibidos durante a observação de imagem espectral. Alternativamente, ao invés de uma exibição de caractere, uma marca tal como $\circ$ pode ser exibida, por exemplo, em um dos quatro cantos do monitor.

(2) Exibição no painel dianteiro do corpo principal de aparelho de endoscópio 105: referir às figuras 39, 40 e 41

Um LED está simplesmente provido no painel de operação, e está desligado durante a observação de imagem normal e ligado durante a observação de imagem espectral. Mais especificamente, como mostrado na figura 39, uma seção de iluminação de LED 91 está provida na vizinhança dos caracteres "NBI" e está desligada durante a observação de imagem normal e ligada durante a observação de imagem espectral.

Como mostrado na figura 40, um LED está provido de modo que ou os próprios caracteres "NBI" 92 ou uma periferia de caractere 93 ao invés

dos caracteres "NBI" são iluminados. A iluminação é desligada durante a observação de imagem normal e ligada durante a observação de imagem espectral.

5 Como mostrado na figura 41, um LED está provido está provido de modo que ou os próprios caracteres "NBI" 94 ou uma periferia de caractere 95 ao invés dos caracteres "NBI" são iluminados. A iluminação é executada utilizando diferentes cores. Por exemplo, o verde é ligado durante a observação de imagem normal e o branco é ligado durante a observação de imagem espectral.

10 (3) Exibição em um controlador centralizado

Um aparelho de observação biológica está montado de um sistema que inclui uma pluralidade de dispositivos, por meio de que uma exibição é executada em uma tela de um controlador que executa um controle centralizado sobre os dispositivos no mesmo modo que nas figuras 39, 40 e 15 41. Alternativamente, uma própria chave de troca de modo de observação de imagem espectral (isto é, uma chave de NBI) é exibida em caracteres pretos durante a observação de imagem normal e exibida em caracteres invertidos durante a observação de imagem espectral.

(4) Outras localizações de exibição do que as acima incluem um 20 teclado e uma chave de pé.

DÉCIMA TERCEIRA MODALIDADE

A figura 42 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima terceira modalidade da presente invenção. A figura 42 é um diagrama de 25 blocos de um aparelho de endoscópio eletrônico síncrono 100.

Como mostrado na figura 42 um corpo principal de aparelho de endoscópio 105 primariamente compreende uma unidade de fonte de luz 41, uma seção de controle 42, e um aparelho de processamento de corpo principal 43. As descrições de porções iguais àquelas na primeira modalidade e 30 mostrada na figura 4 estão omitidas, e a descrição abaixo focalizará sobre as porções que diferem da figura 4.

Na figura 42, no mesmo modo que a seção de fonte de luz 41, o

aparelho de processamento de corpo principal 43 está conectado no endoscópio 101 através do conector 11. O aparelho de processamento de corpo principal 43 está provido com um circuito de operação de CCD 431 para operar o CCD 21. Além disso, um sistema de processamento de sinal de cor
 5 está provido como um sistema de circuito de sinal para obter imagens normais.

O sistema de processamento de sinal de cor compreende: circuitos de amostrar e reter (circuitos de S/H) 433a a 433c, conectados no CCD 21, os quais executam uma amostragem e similares em um sinal obtido pelo
 10 CCD 21 e os quais criam sinais RGB; e uma seção de processamento de sinal de cor 435 conectada nas saídas dos circuitos de S/H 433a a 433c e a qual cria os sinais de cor R', G' e B'.

Os sinais de cor R', G' e B' são enviados para as seções de circuito comuns (451 a 455) da seção de processamento de sinal de cor 435
 15 através da seção de troca 450.

O processamento de sinal dos circuitos 451 a 455 é um processamento de sinal para exibir um sinal de captação de imagem que é um sinal de imagem de cor e um sinal espectral criados do sinal de captação de imagem no monitor de display 106, e é capaz de compartilhar entre tanto o pro-
 20 cessamento de sinal de captação de imagem quanto o processamento de sinal espectral.

A seguir, uma descrição será dada sobre uma configuração das seções de circuito comuns (451 a 455) as quais permitem que os circuitos executem um processamento de sinal necessário que inclui um processamento de ajuste de cor tal como um processamento de balanço branco (da-
 25 qui em diante WB), um processamento de conversão de tonalidade tal como um ajuste de γ , um processamento de melhoramento de frequência espacial tal como uma correção de contorno a serem compartilhados enquanto suprimindo o tamanho de circuito do aparelho de observação biológico.

30 As seções de circuito comuns (451 a 455) estão configuradas de modo que o processamento de WB, o processamento de γ e o processamento de melhoramento possam ser compartilhados entre as imagens de

observação normais e as imagens de observação espectrais.

Na décima terceira modalidade presente, como mostrado na figura 42, os seguintes circuitos a) a c) estão dispostos para serem compartilhados quando criando as imagens de observação normais e as imagens de observação espectrais. a) circuito de WB 451, b) circuito de correção de γ 452, e c) circuito de melhoramento 454 são compartilhados.

Uma saída da seção de ajuste de cor 440 e uma saída da seção de computação de matriz 436 são supridas através da seção de troca 450 para o circuito de WB 451, o circuito de correção de γ 452 e o circuito de conversão de cor (1) 453 para criar um sinal Y, um sinal R-Y e um sinal B-Y. Então, um sinal de luminância melhorado YEH, um sinal R-Y e um sinal B-Y a serem posteriormente descritos são adicionalmente criados e supridos para o circuito de conversão de cor (2) 455, e enviados como saídas R, G e B para o monitor de display 106.

Incidentalmente, como um exemplo de filtros de quase passagem de banda F1 a F3, as imagens espectrais (F1, F2 e F3) da seção de computação de matriz 436 são criados de acordo com o seguinte procedimento.

F1: imagem com uma faixa de comprimento de onda entre 520 nm e 560 nm (que corresponde à banda G)

F2: imagem com uma faixa de comprimento de onda entre 400 nm e 440 nm (que corresponde à banda B)

F3: imagem com uma faixa de comprimento de onda entre 400 nm e 440 nm (que corresponde à banda B)

As imagens que resultam do processamento de integração e do processamento de ajuste de cor executados nas imagens espectrais (F1 a F3) acima mencionadas, assim como nas imagens de observação normais (R', G' e B') são selecionadas na seção de troca 450 utilizando uma chave de troca de modo, não mostrada, provida em um painel dianteiro ou um teclado.

Uma saída da seção de troca 450 acima mencionada está sujeita a um processamento pelo circuito de WB 451 e pelo circuito de correção

de γ 452, e subsequentemente convertida no circuito de conversão de cor (1) 453 em um sinal de luminância (Y) e sinais de diferença de cor (R-Y/B-Y).

Uma correção de contorno é executada pelo circuito de melhoramento 454 no sinal de luminância Y de pós-conversão acima mencionado.

5 Subsequentemente, uma conversão para RGB é mais uma vez executada pelo circuito de conversão de cor (2) 455, e a saída é executada para o monitor de display 106.

A configuração da décima terceira modalidade presente é vantajosa pelo fato de que: para as imagens de observação normais e as imagens
10 de observação espectrais, é agora possível compartilhar e utilizar um processamento de WB/ γ /melhoramento; e como a saída de imagens espectrais (F1, F2, F3) da seção de computação de matriz 436 como G-B-B faz com que um sinal de luminância de uma imagem espectral convertida pelo circuito de conversão de cor (1) 453 inclua uma alta proporção de componentes
15 B, é agora possível focalizar na execução do processamento de melhoramento em imagens vasculares superficiais obtidas de imagens espectrais B.

Mais ainda, na décima terceira modalidade mostrada na figura 42, apesar de uma configuração na qual primariamente um processamento de WB, de correção de γ e de melhoramento ser compartilhado entre o sistema de imagem de observação normal e o sistema de imagem de observação espectral, a presente invenção não está limitada a esta configuração.
20 Alternativamente, uma configuração é possível na qual pelo menos um do processamento de WB, de conversão de tonalidade e de frequência espacial é compartilhado.

25 De acordo com a presente modalidade, uma de imagem espectral sobre a qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida.

DÉCIMA QUARTA MODALIDADE

A figura 43 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima
30 quarta modalidade da presente invenção.

Como a décima quarta modalidade é praticamente a mesma que

a décima terceira modalidade, somente as suas diferenças serão descritas. Aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e as suas descrições serão omitidas.

A presente modalidade difere primariamente da décima terceira modalidade na seção de fonte de luz 41 que executa o controle de quantidade de luz de iluminação. Na presente modalidade, o controle de quantidade de luz irradiada da seção de fonte de luz 41 é executado pelo controle da corrente da lâmpada 15 ao invés de um pulsador. Mais especificamente, uma seção de controle de corrente 18 como uma seção de controle de quantidade de luz está provida na lâmpada 15 mostrada na figura 43.

Quanto às operações da presente modalidade, a seção de controle 42 controla a corrente que flui através da lâmpada 15 de modo que nenhum dos sinais de imagem de cor de RGB atinja um estado saturado. Consequentemente, como a corrente utilizada pela lâmpada 15 para emissão é controlada, a sua quantidade de luz varia de acordo com a magnitude da corrente.

Incidentalmente, como outras operações são as mesmas que aquelas na décima terceira modalidade, as suas descrições serão omitidas.

De acordo com a presente modalidade, no mesmo modo que na décima terceira modalidade, uma imagem espectral sobre a qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida. Além disso, a presente modalidade é vantajosa pelo fato de que o seu método de controle é mais simples do que o método de controle de quantidade de luz que utiliza um pulsador como é o caso na décima terceira modalidade.

25 DÉCIMA QUINTA MODALIDADE

A figura 44 é um diagrama de blocos que mostra uma configuração de um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima quinta modalidade da presente invenção. Um diagrama que mostra os tempos de acumulação de carga de um CCD de acordo com a modalidade mostrada na figura 44 é o mesmo que a figura 33.

Como a décima quinta modalidade é praticamente a mesma que a décima terceira modalidade, somente as suas diferenças serão descritas.

Aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e as suas descrições serão omitidas.

A presente modalidade difere primariamente da décima terceira modalidade na seção de fonte de luz 41 e no CCD 21. Na primeira modalidade, o CCD 21 está provido com os filtros de cor mostrados na figura 6 e é um assim denominado CCD do tipo síncrono que cria um sinal de cor utilizando os filtros de cor. Em contraste a isto, na décima quinta modalidade presente, um assim denominado tipo sequencial de quadro é utilizado o qual cria um sinal de cor pela iluminação da luz de iluminação na ordem de R, G e B dentro de um período de tempo de um único quadro.

Como mostrado na figura 44, a seção de fonte de luz 41 de acordo com a presente modalidade está provida com um diafragma 25 que executa uma modulação sobre uma face dianteira da lâmpada 15, e um filtro rotativo RGB 23 que faz, por exemplo, uma rotação durante um quadro está adicionalmente provido sobre uma face dianteira do diafragma 25 de modo a irradiar uma luz sequencial de quadro R, G e B. Além disso, o diafragma 25 está conectado em uma seção de controle de diafragma 24, como uma seção de controle de quantidade de luz, e está disposto de modo a ser capaz de executar a modulação limitando um fluxo de luz a ser transmitido entre o fluxo de luz irradiado da lâmpada 15 para mudar a quantidade de luz em resposta a um sinal de controle da seção de controle de diafragma 24. Mais ainda, o filtro rotativo RGB 23 está conectado em uma seção de controle de filtro rotativo RGB 26 e é girado a uma velocidade rotacional predeterminada.

Quanto às operações pela seção de fonte de luz de acordo com a presente modalidade, um fluxo de luz emitido da lâmpada 15 é limitado a uma quantidade de luz predeterminada pelo diafragma 25. O fluxo de luz transmitido através do diafragma 25 passa através do filtro rotativo RGB 23, e é emitido como as respectivas luzes de iluminação de R/G/B em intervalos de tempo predeterminados da seção de fonte de luz. Além disso, as respectivas luzes de iluminação são refletidas dentro do objeto a ser examinado e recebidas pelo CCD 21. Os sinais obtidos no CCD 21 são classificados de

acordo com o tempo de irradiação por uma seção de troca (não mostrada) provida no corpo principal de aparelho de endoscópio 105, e são respectivamente inseridos nos circuitos de S/H 433a a 433c. Em outras palavras, quando uma luz de iluminação é irradiada através do filtro R da seção de

5 fonte de luz 41, um sinal obtido pelo CCD 21 é inserido no circuito de S/H 433a. Incidentalmente, como as outras operações são as mesmas que aquelas na primeira modalidade, as suas descrições serão omitidas.

De acordo com a décima quinta modalidade presente, no mesmo modo que a décima terceira modalidade, uma imagem espectral sobre

10 qual os padrões vasculares estão claramente exibidos pode ser obtida. Além disso, ao contrário da décima terceira modalidade, a décima quinta modalidade presente é capaz de receber os benefícios totais do acima denominado método sequencial de quadro. Tais benefícios incluem, por exemplo, aqueles descritos na modificação mostrada na figura 34.

15 Mais ainda, na décima terceira modalidade acima descrita, a quantidade de luz de iluminação (quantidade de luz de uma fonte de luz) é controlada/ajustada de modo a evitar a saturação dos sinais de cor R/G/B. Em contraste a isto, a décima quinta modalidade presente emprega um método no qual um obturador eletrônico do CCD 21 é ajustado. No CCD 21, as

20 cargas acumulam em proporção à intensidade de luz incidente dentro de um dado período de tempo, por meio de que a quantidade de carga é tomada como um sinal. O que corresponde ao tempo de acumulação é um assim denominado obturador eletrônico. Pelo ajuste do obturador eletrônico pelo circuito de operação de CCD 431, uma quantidade acumulada de carga, ou,

25 em outras palavras, uma quantidade de sinal pode ser ajustada. Como mostrado na figura 33, pela obtenção de imagens de cor R/G/B em um estado onde os tempos de acumulação de carga são sequencialmente mudados por um quadro, uma imagem espectral similar pode ser obtida. Em outras palavras, em cada uma das modalidades acima descritas, o controle de quantidade de luz de iluminação pelo diafragma 25 pode ser utilizado para obter

30 uma imagem normal, e quando obtendo uma imagem espectral, é possível impedir a saturação de imagens de cor R/G/B pela variação do obturador

eletrônico.

DÉCIMA SEXTA MODALIDADE

As figuras 45 e 46 referem-se a um aparelho de observação biológica de acordo com uma décima sexta modalidade da presente invenção, em que: a figura 45 é um diagrama que mostra uma rede de filtros de cor; e a figura 46 é um diagrama que mostra as características de sensibilidade espectral dos filtros de cor mostrados na figura 45.

Como o aparelho de observação biológica na décima sexta modalidade é praticamente o mesmo que na primeira modalidade, somente as suas diferenças serão descritas. Aos componentes iguais serão atribuídos caracteres de referência iguais e as suas descrições serão omitidas.

A presente modalidade primariamente difere da primeira modalidade nos filtros de cor providos no CCD 21. Comparada com a primeira modalidade na qual filtros de cor do tipo de cor primária RGB são utilizados como mostrado na figura 6, a presente modalidade utiliza filtros de cor do tipo complementar.

Como mostrado na figura 45, a rede dos filtros de cor do tipo complementar está constituída pelos respectivos elementos de G, Mg, Ye e Cy. Incidentalmente, os respectivos elementos dos filtros de cor do tipo de cor primária e os respectivos elementos dos filtros de cor do tipo de cor complementar formam as relações de $Mg = R + B$, $Cy = G + B$, e $Ye = R + G$.

Neste caso, esta executa uma leitura de pixel total do CCD 21 e um processamento de sinal ou processamento de imagem nas imagens dos respectivos filtros de cor. Além disso, pela transformação das Fórmulas 1 a 8 e 19 a 21 as quais acomodam os filtros de cor do tipo de cor primária de modo a acomodar os filtros de cor do tipo complementar as Fórmulas 27 a 33 abaixo apresentadas são derivadas. Note que as características de filtro de passagem de banda estreita alvo são as mesmas.

$$(G \quad Mg \quad Cy \quad Ye) \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} = (F_1 \quad F_2 \quad F_3) \quad \dots (27)$$

$$C = (G \quad Mg \quad Cy \quad Ye) \quad A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} \quad F = (F_1 \quad F_2 \quad F_3) \quad \dots(28)$$

$$\begin{aligned} k_G &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times G(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_{Mg} &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Mg(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_{Cy} &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Cy(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_{Ye} &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Ye(\lambda) d\lambda)^{-1} \quad \dots(29) \end{aligned}$$

$$K = \begin{pmatrix} k_G & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_{Mg} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k_{Cy} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_{Ye} \end{pmatrix} \quad \dots(30)$$

$$A = \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.040 & -3.590 & 2.085 \\ -0.011 & -2.504 & -1.802 \\ 0.332 & 3.233 & -3.310 \end{pmatrix} \quad \dots(31)$$

$$K = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.814 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.730 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.598 \end{pmatrix} \quad \dots(32)$$

$$\begin{aligned} A' = KA &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.814 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.730 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.598 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.040 & -3.590 & 2.085 \\ -0.011 & -2.504 & -1.802 \\ 0.332 & 3.233 & -3.310 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.033 & -2.922 & 1.697 \\ -0.008 & -1.828 & -1.315 \\ 0.109 & 1.933 & -1.979 \end{pmatrix} \quad \dots(33) \end{aligned}$$

5
10 Mais ainda, a figura 46 mostra as características de sensibilidade espectral quando utilizando os filtros de cor do tipo complementar, os filtros de passagem de banda alvo, e as características do filtro de quase passagem de banda determinados das Fórmulas 27 a 33 acima providas.

É desnecessário dizer que, quando utilizando os filtros de cor do tipo complementar, os circuitos de S/H mostrados na figura 4, 42 são respectivamente aplicados a G/Mg/Cy/Ye ao invés de R/G/B.

De acordo com a presente modalidade, no mesmo modo que a primeira modalidade, uma imagem espectral capaz de exibir claramente um padrão vascular pode ser obtida. Além disso, a presente modalidade é capaz de receber o benefício total de utilizar os filtros de cor do tipo complementar.

5 Apesar de várias modalidades de acordo com a presente invenção, terem sido acima descritas, a presente invenção permite que várias combinações das modalidades acima descritas sejam utilizadas. Além disso, as modificações podem ser feitas sem afastar-se do seu escopo.

10 Por exemplo, para todas as modalidades anteriormente descritas, o operador pode criar um novo filtro de quase passagem de banda durante a prática clínica ou em outros tempos e aplicar o filtro para utilização clínica. Em outras palavras, em relação à primeira modalidade, uma seção de projeto (não mostrada) capaz de computar/calcular os coeficientes de matriz pode estar provida na seção de controle 42 mostrada nas figuras 4, 42.

15 Consequentemente, um filtro de quase passagem de banda adequado para obter uma imagem espectral desejada pelo operador pode estar disposto para ser projetado novo pela inserção de uma condição através do teclado provido no corpo principal de aparelho de endoscópio 105 mostrado na figura 3. Consequentemente, uma aplicação clínica imediata
20 pode ser conseguida pelo ajuste de um coeficiente de matriz final (que corresponde aos respectivos elementos de matriz $\langle A' \rangle$ nas Fórmulas 21 e 33) derivado pela aplicação de um coeficiente de correção (que corresponde aos respectivos elementos de matriz $\langle K \rangle$ nas Fórmulas 20 e 32) no coeficiente de matriz calculado (que corresponde aos respectivos elementos de matriz
25 $\langle A \rangle$ nas Fórmulas 19 e 31) para a seção de computação de matriz 436 mostrada nas figuras 4, 42.

 A figura 47 mostra um fluxo que culmina em uma aplicação clínica. Para descrever o fluxo em termos específicos, primeiro, o operador insere as informações (por exemplo, a banda de comprimento de onda ou similar)
30 sobre um filtro de passagem de banda alvo através de um teclado ou similar. Em resposta a isto, uma matriz $\langle A' \rangle$ é calculada juntamente com as características de uma fonte de luz, os filtros de cor de um CCD ou similar

armazenados com antecedência em um dispositivo de armazenamento predeterminado ou similar, e, como mostrado na figura 46, as características do filtro de passagem de banda alvo assim como um resultado de computação (filtro quase de passagem de banda) pela matriz <A'> são exibidos em um monitor como diagramas de espectro.

Após confirmar o resultado da computação, o operador executa os ajustes consequentemente quando utilizando a matriz <A'> criada nova, e uma imagem endoscópica real é criada utilizando a matriz <A'>. Ao mesmo tempo, a matriz <A'> criada nova é armazenada em um dispositivo de armazenamento predeterminado, e pode ser reutilizada em resposta a uma operação predeterminada pelo operador.

Como um resultado, independentemente de uma matriz <A'> existente, o operador pode criar um novo filtro de passagem de banda baseado em uma experiência pessoal ou similar. Isto é especificamente efetivo quando utilizado para propósitos de pesquisa.

A presente invenção não está limitada às modalidades acima descritas, e várias mudanças e modificações podem ser feitas sem afastar-se do seu escopo.

APLICABILIDADE INDUSTRIAL

O aparelho de observação biológica de acordo com a presente invenção é especificamente útil em aplicações em um aparelho de endoscópio eletrônico para adquirir informações biológicas e executar observações detalhadas de tecido biológico.

O presente pedido está baseado no Pedido de Patente Japonesa Número 2005-141534 depositado em 13 de Maio de 2005 no Japão e no Pedido de Patente Japonesa Número 2005-154372 depositado em 26 de Maio de 2005 no Japão, o conteúdo apresentado dos quais está incorporado na presente especificação, o escopo de reivindicações por referência.

REIVINDICAÇÕES

1. Aparelho de observação biológica, que compreende:

uma seção de iluminação que irradia luz para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado;

5 uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação e cria um sinal de captação de imagem; e

uma seção de controle de processamento de sinal que controla as operações da seção de iluminação e/ou da seção de captação de imagem e emite o sinal de captação de imagem para um dispositivo de display, em que

a seção de controle de processamento de sinal inclui:

uma seção de criação de sinal espectral que cria um sinal espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótica do sinal de captação de imagem através de processamento de

15 uma seção de ajuste de cor que, quando emitindo o sinal espectral para o dispositivo de display, aloca uma diferente tonalidade de cor para cada uma de uma pluralidade de bandas que formam o sinal espectral; e

20 uma seção de ajuste de qualidade de imagem que ajusta a qualidade de imagem de um sinal a ser emitido para o dispositivo de display.

2. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 1, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui uma seção de controle de quantidade de luz que controla a quantidade de luz irradiada da seção de iluminação.

3. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 2, em que, em comparação com quando o sinal de captação de imagem é exibido, a seção de controle de quantidade de luz reduz a quantidade de luz quando o sinal de captação de imagem é adicionalmente convertido no

4. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 2, em que a seção de controle de quantidade de luz inclui um pulsador

que corta a luz de iluminação em intervalos de tempo predeterminados.

5. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 2, em que a seção de controle de quantidade de luz controla uma corrente ou voltagem de iluminação de fonte de luz da seção de iluminação.

5 6. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 1, em que a seção de captação de imagem está provida com um dispositivo de captação de imagem de estado sólido.

7. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 6, ainda compreendendo uma seção de controle de obturador eletrônico
10 que controla um obturador eletrônico que determina um tempo de acumulação de carga do dispositivo de captação de imagem de estado sólido.

8. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 7, em que, no caso onde diferentes luzes de cor são sequencialmente irradiadas da seção de iluminação, a seção de controle de obturador eletrônico
15 é capaz de controlar independentemente o tempo de acumulação de carga para cada um de uma pluralidade de sinais de captação de imagem que correspondem a cada luz de cor.

9. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 7, em que a seção de controle de processamento de sinal simultaneamente controla a quantidade de luz irradiada da seção de iluminação e o
20 tempo de acumulação de carga do dispositivo de captação de imagem de estado sólido.

10. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 2, em que a seção de controle de quantidade de luz está provida com um membro de corte móvel que corta uma porção ou uma totalidade de um
25 eixo geométrico ótico da luz de iluminação.

11. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 2, em que a seção de controle de quantidade de luz está provida com um membro de atenuador inserido sobre o eixo geométrico ótico da luz de
30 iluminação e o qual reduz a quantidade de luz.

12. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 1, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui uma

seção de amplificação de sinal que amplifica um nível de sinal do sinal de captação de imagem e/ou do sinal espectral.

13. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 11, em que, entre o sinal de captação de imagem e o sinal espectral,
5 a seção de amplificação de sinal varia o controle de amplificação executado sobre estes.

14. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 13, em que o controle de amplificação é a ativação/não ativação de uma função de amplificação.

10 15. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 13, em que o controle de amplificação é um nível de amplificação da função de amplificação.

16. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 13, em que o controle de amplificação é uma velocidade de acompanhamento quando do começo de uma operação de amplificação pela função de amplificação quando o controle de quantidade de luz pela seção de controle de quantidade de luz torna-se indisponível.
15

17. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 12, em que a seção de amplificação de sinal é controlada de modo a operar em conjunto com o controle de quantidade de luz pela seção de controle de quantidade de luz de acordo com a reivindicação 2.
20

18. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 17, em que o controle de operação em conjunto faz com que a seção de amplificação de sinal opere uma função de amplificação após o controle de quantidade de luz pela seção de controle de quantidade de luz atingir um máximo.
25

19. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 1, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui uma seção de ajuste de qualidade de imagem que aperfeiçoa a luminosidade e/ou a razão de S/N.
30

20. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 19, em que a seção de ajuste de qualidade de imagem executa uma

adição de ponderação em um sinal de luminância de um sinal de captação de imagem e/ou um sinal de luminância de um sinal espectral.

21. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 19, em que a seção de ajuste de qualidade de imagem controla o contraste e a supressão de ruído de um sinal de captação de imagem e/ou uma imagem espectral pela variação da ponderação de processamento de supressão de ruído por um filtro espacial de acordo com uma luminosidade de uma região localizada no sinal de captação de imagem e/ou no sinal espectral.
22. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 19, em que a seção de ajuste de qualidade de imagem executa um controle para mudar as características de frequência espacial em um sinal de captação de imagem, ou um sinal criado por uma conversão predeterminada do sinal de captação de imagem.
23. Aparelho de observação biológica, que compreende:
- uma seção de iluminação que irradia luz para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado;
 - uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação e cria um sinal de captação de imagem; e
 - uma seção de controle de processamento de sinal que controla as operações da seção de iluminação e/ou da seção de captação de imagem e emite o sinal de captação de imagem para um dispositivo de display, em que
 - a seção de controle de processamento de sinal inclui:
 - uma seção de criação de sinal espectral que cria um sinal espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótica do sinal de captação de imagem através de processamento de sinal; e
 - uma seção de ajuste de cor que, quando emitindo o sinal espectral para o dispositivo de display, aloca uma diferente tonalidade de cor para cada uma de uma pluralidade de bandas que formam o sinal espectral, adi-

cionalmente em que

- com a exceção de pelo menos a seção de criação de sinal espectral e a seção de ajuste de cor, as outras seções de processamento de sinal são compartilhadas para um respectivo processamento de sinal do sinal de captação de imagem e do sinal espectral.
- 5

24. Aparelho de observação biológica de acordo com a reivindicação 23, em que as outras seções de processamento de sinal incluem pelo menos um de um processamento de balanço branco, de conversão de tonalidade, e de melhoramento de frequência espacial.

RESUMO

Patente de Invenção: "APARELHO DE OBSERVAÇÃO BIOLÓGICA".

A presente invenção refere-se a um aparelho de observação biológica, que compreende: uma seção de iluminação que irradia luz para um corpo vivo que é um objeto a ser examinado; uma seção de captação de imagem que converte fotoeletricamente a luz refletida do corpo vivo com base na luz de irradiação e cria um sinal de captação de imagem; e uma seção de controle de processamento de sinal que controla as operações da seção de iluminação e/ou da seção de captação de imagem e emite o sinal de captação de imagem para um dispositivo de display, em que a seção de controle de processamento de sinal inclui: uma seção de criação de sinal espectral que cria um sinal espectral que corresponde a uma imagem de banda estreita de comprimento de onda ótica do sinal de captação de imagem através de processamento de sinal; e uma seção de ajuste de cor que, quando emitindo o sinal espectral para o dispositivo de display, aloca uma diferente tonalidade de cor para cada uma de uma pluralidade de bandas que formam o sinal espectral, adicionalmente em que o aparelho de observação biológica ainda compreende uma seção de ajuste de qualidade de imagem que ajusta uma qualidade de imagem de um sinal a ser emitido para o dispositivo de display, ou, com a exceção de pelo menos a seção de criação de sinal espectral e a seção de ajuste de cor, as outras seções de processamento de sinal são compartilhadas para um respectivo processamento de sinal no sinal de captação de imagem e no sinal espectral.