

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

(21) **PI0711382-0 A2**

(22) Data de Depósito: 24/04/2007
(43) Data da Publicação: 22/11/2011
(RPI 2133)



(51) *Int.Cl.:*
A61B 1/00

(54) **Título:** DISPOSITIVO DE PROCESSAMENTO E IMAGEM PARA ENDOSCÓPIO E APARELHO PARA ENDOSCÓPIO

(30) **Prioridade Unionista:** 08/05/2006 JP 2006-129681

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

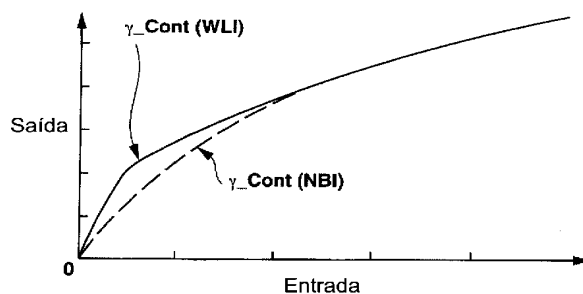
(72) **Inventor(es):** Kenji Yamazaki

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

(86) **Pedido Internacional:** PCT JP2007058859 de 24/04/2007

(87) **Publicação Internacional:** WO 2007/129570de
15/11/2007

(57) **Resumo:** DISPOSITIVO DE PROCESSAMENTO E IMAGEM PARA ENDOSCÓPIO E APARELHO PARA ENDOSCÓPIO. Trata-se de um dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio incluindo uma seção de processamento de imagem que realiza processamento de sinal para gerar um sinal de imagem a ser observado como uma imagem de endoscópio, para um sinal coletado com um dispositivo de coleta de imagem equipado no endoscópio, uma seção de circuito de correção de tom que corrige um tom para o sinal de imagem, e uma seção de comutação que comuta um modo de observação ou um tipo para observar como uma imagem de endoscópio, e muda uma característica de correção de um tom pela seção de circuito de correção de tom de acordo com a comutação do modo de observação ou o tipo.



Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**DISPOSITIVO DE PROCESSAMENTO E IMAGEM PARA ENDOSCÓPIO E APARELHO PARA ENDOSCÓPIO**".

Campo da Técnica

5 A presente invenção refere-se a um dispositivo de processamento de imagem para endoscópio e um aparelho para endoscópio que realiza mudança de uma característica de tom de acordo com um tipo de ou um modo de observação de uma imagem de endoscópio, ou um nível de ênfase para enfatizar a nitidez da imagem do endoscópio.

10 Antecedentes da Técnica

 Um aparelho de endoscópio é equipado na função de enfatizar a nitidez de uma imagem de endoscópio (por exemplo, ênfase de estrutura), e conforme descrito, por exemplo, no Pedido de Patente Japonês Publicado Nº. 2004-000335 como primeiro exemplo antecedente, é possível comutar
15 de uma quantidade de ênfase de acordo com um nível de ênfase pela operação de um comutador ou similar incluído no endoscópio. Assim, as imagens de endoscópio que diferem em nitidez podem ser transferidas para o dispositivo de exibição. Além disso, foi também concebido um aparelho de endoscópio incluindo observação de luz especial além da observação de luz
20 usual, isto é, capaz de observação com imagens de endoscópio de diferentes tipos pela comutação do modo de observação.

 Ademais, como o método de redução de ruído na parte de intensidade baixa de uma imagem, há, por exemplo, a Patente Japonesa Nº. 3540567 como o segundo exemplo anterior aplicado a uma câmara eletrônica. No segundo estado da técnica, a redução do ruído é realizada pelo pro-
25 vimento especial de um circuito de correção de tom para o processamento de ênfase de nitidez, que difere em uma característica de tom daquele para um sinal principal.

 No exemplo acima descrito do estado da técnica, uma quantidade de ênfase é aumentada pela elevação do nível de ênfase, o ruído algumas vezes se torna evidente. Especialmente quando a observação de uma
30 imagem de endoscópio é realizada em um modo de observação de luz de

faixa estreita no qual a faixa de extensão de onda da luz de iluminação é ajustada na faixa estreita, S/N algumas vezes se torna baixa, e o ruído em uma parte escura se torna evidente.

Ademais, no segundo exemplo da técnica, o nível de ênfase é dotado de uma variação ampla de variação da quantidade de ênfase como, por exemplo, oito estágios como um aparelho de endoscópio, e quando o segundo exemplo da técnica é aplicado ao caso em que o nível de ênfase é aumentado, acredita-se que o ruído da imagem do endoscópio se torne evidente.

A presente invenção é feita em vista dos pontos acima descritos e tem como objetivo o provimento de um dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio e um aparelho de endoscópio que pode suprimir o barulho em correspondência com comutação de um tipo ou um modo de observação de uma imagem de endoscópio.

Ademais, é um objetivo da presente invenção proporcionar um dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio e um aparelho de endoscópio que possam suprimir o barulho na correspondência com a comutação do nível de ênfase, comutando um tipo ou um modo de observação de uma imagem de endoscópio.

20 Descrição da Invenção

Meios para Solucionar o Problema

Um dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio de acordo com uma modalidade da presente invenção inclui

uma seção de processamento de imagem que realiza um processamento de sinal para gerar um sinal de imagem que deva ser observado como uma imagem de endoscópio e corresponde à imagem de endoscópio, para um sinal de uma imagem coletada com um dispositivo de coleta de imagem equipado em um endoscópio,

uma seção de circuito e correção de tom que corrige um tom para um sinal de imagem, e

uma seção de comutação que comuta um modo de observação ou um tipo para observar como uma imagem de endoscópio, e

muda uma característica de correção de um tom pela seção de circuito de correção de tom de acordo com a comutação do modo ou do tipo de observação.

Um dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio de acordo com uma modalidade da presente invenção inclui

5 uma seção de processamento de imagem que realiza um processamento de sinal para gerar um sinal de imagem que deva ser observado como uma imagem de endoscópio e corresponde a uma imagem de endoscópio, para um sinal de uma imagem coletada com um dispositivo de coleta de imagem equipado em um endoscópio,

uma seção de circuito e correção de tom que corrige um tom para um sinal de imagem,

uma seção de circuito de ênfase que realiza ênfase de nitidez para o sinal de imagem,

15 uma seção de comutação que comuta um modo de observação ou um tipo para observar como uma imagem de endoscópio, e

uma seção de comutação de quantidade de ênfase que realiza comutação de uma quantidade de ênfase da nitidez, e

20 muda uma característica de correção de um tom pela seção de circuito de correção de tom de acordo com pelo menos uma comutação do modo ou do tipo de observação, e comutação da quantidade de ênfase.

Um aparelho de endoscópio de acordo com uma modalidade da presente invenção inclui

25 uma seção de fonte de luz que gera luz de iluminação que é irradiada para uma espécimen e inclui pelo menos luz de iluminação usual de uma região de extensão de onda visível,

um endoscópio incluindo uma seção de coleta de imagem coletando uma imagem da espécimen na luz de retorno proveniente da espécimen,

30 uma seção de processamento de imagem que gera um sinal de imagem correspondente a uma imagem de endoscópio para ser observada com um dispositivo de exibição com base em um sinal de uma imagem cole-

tada por uma seção de coleta de imagem,

uma seção de circuito de correção de tom que corrige um tom para um sinal de imagem, e

5 uma seção de comutação que comuta um modo de observação ou um tipo para observar como uma imagem de endoscópio, e

muda uma característica de correção de tom na seção de circuito de correção de tom de acordo com a comutação do modo ou do tipo de observação.

10 Um aparelho de endoscópio de acordo com uma modalidade da presente invenção inclui

uma seção de fonte de luz que gera luz de iluminação que é irradiada para uma espécimen e inclui pelo menos luz de iluminação usual de uma região de extensão de onda visível,

15 um endoscópio incluindo uma seção de coleta de imagem coletando uma imagem da espécimen na luz de retorno proveniente da espécimen,

uma seção de processamento de imagem que gera um sinal de imagem correspondente a uma imagem de endoscópio para ser observada com um dispositivo de exibição com base em um sinal de uma imagem coletada por uma seção de coleta de imagem,

20 uma seção de circuito de correção de tom que corrige um tom para um sinal de imagem, e

uma seção de comutação que comuta um modo de observação ou um tipo para observar como uma imagem de endoscópio, e

25 uma seção de circuito de ênfase que possibilita comutação de uma quantidade de ênfase, e realiza ênfase da nitidez para o sinal de imagem, e

muda uma característica de correção de tom na seção de circuito de correção de tom de acordo com pelo menos uma da comutação do modo ou do tipo, e a comutação da quantidade de ênfase.

30

Breve Descrição dos Desenhos

A figura 1 é um diagrama em bloco ilustrando uma configuração

completa do aparelho de endoscópio incluindo a modalidade 1 da presente invenção;

A figura 2 é um diagrama característico ilustrando uma propriedade de transmissão de um filtro de faixa estreita;

5 A figura 3 é um diagrama ilustrando um exemplo de layout dos filtros respectivos usados em um filtro de separação de cor;

A figura 4 é um diagrama em bloco ilustrando uma configuração de um circuito γ da figura 1;

10 A figura 5 é um diagrama em bloco ilustrando uma configuração de um circuito de ênfase da figura 1;

A figura 6A é um diagrama característico ilustrando características de entrada e saída de um circuito de Borda_ γ ajustado em correspondência com modos de observação que são comutados, com uma característica de entrada e saída de um circuito Cont_ γ ;

15 A figura 6B é um diagrama característico ilustrando características de entrada e saída do circuito Cont_ γ no caso do modo de observação de luz usual e no caso de um modo de observação de luz de faixa estreita;

A figura 6C é um diagrama característico ilustrando um exemplo no qual as características de entrada e saída do circuito de Borda_ γ são comutadas pela comutação tanto do modo de observação quanto do nível de ênfase com o caso do modo de observação de luz de faixa estreita;

20 A figura 7 é um diagrama em bloco ilustrando uma configuração completa de uma estrutura de aparelho de endoscópio do tipo seqüencial de um exemplo modificado;

25 A figura 8 é uma vista frontal ilustrando uma configuração de um filtro giratório;

A figura 9 é um diagrama característico ilustrando as propriedades de transmissão dos filtros respectivos configurando um primeiro grupo de filtro disposto em uma face externa da figura 8;

30 A figura 10 é um diagrama característico ilustrando as propriedades de transmissão dos filtros respectivos configurando um segundo grupo disposto em uma face interna da figura 8;

A figura 11 é um diagrama em bloco ilustrando uma configuração completa de um aparelho de endoscópio incluindo a modalidade 2 da presente invenção;

5 A figura 12 é um diagrama em bloco ilustrando uma configuração completa de um aparelho de endoscópio incluindo um primeiro exemplo modificado; e

A figura 13 é um diagrama em bloco ilustrando uma configuração completa de um aparelho de endoscópio incluindo um segundo exemplo modificado.

10 Melhores Modos de Realizar a Invenção

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

(Modalidade 1)

15 A modalidade 1 da presente invenção será descrita com referência às figuras de 1 a 10.

Conforme ilustrado na figura 1, um aparelho de endoscópio 1 incluindo a modalidade 1 da presente invenção inclui um endoscópio eletrônico (doravante, simplesmente abreviado como um endoscópio) 2 que é inserido em uma cavidade de um corpo ou similar para realizar endoscopia, um dispositivo de luz 3 que supre luz de iluminação para o endoscópio 2, um processador de vídeo 4 como um dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio da modalidade 1 que aciona o dispositivo de coleta de imagem equipado no endoscópio 2, e realiza processamento de sinal para um sinal de saída do dispositivo de coleta de imagem, e um monitor 5 que

20

25

exibe um sinal de imagem como uma imagem de endoscópio correspondente resultando no fato de que o sinal de imagem (ou um sinal de vídeo) transferido do processador de vídeo 4 entra no monitor 5.

O endoscópio 2 é dotado de uma parte de inserção alongada 7, uma parte de operação 8 proporcionada em uma extremidade posterior da parte de inserção 7, e um cabo universal 9 que é estendido da parte de operação 8. Um conector de guia de luz 11 na parte de extremidade do cabo universal 9 é conectado destacavelmente no dispositivo de fonte de luz 3, e

30

um conector de sinal é conectado destacavelmente no processador de vídeo 4.

Um guia de luz 13 que transmite luz de iluminação é inserido na parte de inserção 7 acima descrita. O conector de guia de luz 11 em uma 5 parte de extremidade na face de tensor manual no guia de luz 13 está conectado ao dispositivo de fonte de luz 3 e, desse modo, a luz de iluminação do dispositivo de fonte de luz 3 é suprido para o guia de luz 13.

O dispositivo de fonte de luz 3 gera luz de iluminação correspondente a um modo de observação que é comutado, de acordo com comu- 10 tação (ou seleção) do modo de observação para observar como uma imagem de endoscópio pelo usuário como, por exemplo, um operador.

No aparelho de endoscópio 1, um usuário pode comutar o modo de observação para um modo de observação desejado proveniente de um modo de observação de luz usual para observar como uma imagem de en- 15 doscópio usual (também chamado uma imagem de luz usual), e um modo de observação de luz especial para observar uma imagem de luz especial que fornece informação de imagem deferindo da imagem de luz usual. Quando o modo de observação é comutado para o modo de observação de luz usual, a dispositivo de fonte de luz 3 gera luz de iluminação branca (região visível 20 da extensão de onda) como luz de iluminação usual. Isto é, luz de iluminação de uma faixa ampla, e supre a mesma para o guia de luz 13. Por outro lado, quando o modo de observação é comutado para, por exemplo, um modo de observação de luz de faixa estreita como o modo de observação de luz especial, o dispositivo de fonte de luz 3 gera luz de iluminação de uma 25 faixa estreita, e supre a mesma para o guia de luz 13.

A instrução de comutação (ou seleção) do modo de observação de luz normal e o modo de observação de luz de faixa estreita podem ser realizados pela operação de um interruptor de comutação de modo 14a co- 30 mo uma parte de comutação de modo formada por um escopo de interruptor ou similar proporcionado, por exemplo, na parte de operação 8 do endoscópio 2.

Uma vez que o tipo da imagem de endoscópio correspondente

difere dependendo da comutação do modo de observação, parte de comutação do modo de observação é dotada de uma função como a seção de comutação para o tipo que comuta (ou seleciona) o tipo da imagem de endoscópio.

5 Na presente modalidade, quando é selecionado o modo ou o tipo de observação da imagem de endoscópio, a luz de iluminação é mudada para ser a luz de iluminação correspondente. Mas na modalidade 2 que será descrita posteriormente, a luz de iluminação não é mudada mesmo quando o modo ou o tipo de observação da imagem de endoscópio é comu-
10 tada. No último caso, um sinal de imagem correspondente para o modo ou o tipo de observação selecionado da imagem de endoscópio é gerada com base no (mesmo) sinal proveniente do dispositivo de coleta de imagem pelo processamento de sinal elétrico pelo processador de vídeo 4 como o dispositivo de processamento de imagem de endoscópio.

15 A instrução para comutar o modo de observação pode ser configurada para ser capaz de ser realizada por um interruptor de pé além do interruptor de comutação de modo 14a proporcionado no endoscópio 2, e pode ser realizada a partir de um interruptor de comutação de modo 14b que é proporcionado em um painel de operação 17 do processador de vídeo 4.
20 Ademais, a instrução de comutação pode ser configurada para ser realizada por um teclado ou similar não ilustrado.

 Um sinal de comutação pelo interruptor de comutação de modo 14a ou similar é entrado em um circuito de controle 15 no processador de vídeo 4. Quando o sinal de comutação é entrado, o circuito de controle 15
25 controla um dispositivo de inserção e ejeção de filtro 16, e comuta seletivamente a luz de iluminação usual e a luz de iluminação de faixa estreita.

 Adicionalmente, conforme será descrito posteriormente, o circuito de controle 15 conduz o controle da seção de comutação das características em uma seção de processamento de imagem ou um sistema de processamento de sinal configurando o processador de vídeo 4 estando ligado com
30 o controle de comutação da luz de iluminação suprida do dispositivo de fonte de luz 3 para o guia de luz 13.

Comutando uma parte das características no sistema de processamento de sinal pela instrução de comutação do interruptor de comutação de modo 14a por um usuário, pode ser realizado um sinal de processamento adequado para cada modo de observação de luz usual e o modo de observação de luz de faixa estreita.

Ademais, o painel de operação 17 do processador de vídeo 4 é provido de um interruptor de comutação de modo 14b, e um interruptor de comutação de nível de ênfase 19 como uma seção de comutação de quantidade de ênfase que realiza comutação de um nível de ênfase (quantidade de ênfase) quando a nitidez da imagem de endoscópio ou o sinal de imagem está enfatizado, e os sinais pelos interruptores 14b e 19 são entrados no circuito de controle 15. O interruptor de comutação de modo 14b é dotado da mesma função do interruptor de comutação de modo 14a.

Subseqüentemente, conforme será descrito posteriormente, o circuito de controle 5 é configurado para conduzir controle da mudança das características de correção de um tom por uma seção de circuito de correção de tom (em concreto, um circuito y 50) proporcionado no processador de vídeo 4, e as características de ênfase da nitidez pela seção de circuito de ênfase (em concreto, um circuito de ênfase 48), para a imagem de endoscópio (ou sinal de imagem) correspondente à comutação pelos interruptores 14b e 19.

O circuito de controle 15 forma um dispositivo de controle que inclui controle da mudança das características de correção de um tom pela seção de circuito de correção de tom em correspondência com pelo menos uma comutação da comutação do nível de ênfase e da comutação do modo de observação.

Pode ser adotada a configuração na qual quando a comutação do nível de ênfase e a comutação do modo de observação são realizadas os sinais são diretamente recebidos pela seção de circuito de correção de tom, sem passar através do circuito de controle 50, e a seção de circuito de correção de tom muda as características da correção do tom.

O dispositivo de fonte de luz 3 inclui internamente uma lâmpada

20 que gera luz de iluminação, e a lâmpada 20 gera luz de iluminação incluindo uma região visível. A luz de iluminação é incidente em um diafragma 22 após a luz de iluminação ser feita luz de iluminação próxima à faixa de extensão de onda de luz substancialmente branca sem luz infravermelha que
5 foi cortada por um filtro de corte de luz infravermelha 21. O diafragma 22 tem uma quantidade de luz que passa controlada pelo ajuste de uma quantidade de abertura por meio de um circuito de acionamento de diafragma 23.

A luz de iluminação que passa através do diafragma 22 é incidente em uma lente condensadora 25 através de um filtro de faixa estreita
10 24 que é inserido ou ejetado de um caminho óptico de iluminação pelo dispositivo de inserção e ejeção de filtro 16 configurado por um embolo em similar (na ocasião do modo de observação de banda estreita), ou não através do filtro de faixa estreita 24 (na ocasião do modo de observação da luz usual), e é condensada pela lente condensadora 25 para ser incidente em uma
15 superfície de extremidade incidente na face de tensor manual do guia de luz 13.

A figura 2 ilustra um exemplo da propriedade de transmissão do filtro de faixa estreita 24. O filtro de faixa estreita 24 ilustra uma característica de filtro de três picos, e é dotado de partes características de filtro de transmissão de faixa estreita Ra, Ga e Ba que transmitem luz em faixas estreitas
20 respectivamente nas regiões de extensão de onda respectivas vermelho, verde e azul, por exemplo.

Especificamente, as partes características de filtro de transmissão de faixa estreita Ra, Ga e Ba são dotadas de extensões de onda centrais de 600 nm, 540 nm e 420 nm, respectivamente, e são dotadas de características de passagem de faixa de suas larguras totais parcialmente no
25 máximo de 20 a 40 nm.

Desta maneira, quando o filtro de faixa estreita 24 está disposto no caminho óptico de iluminação, a luz de iluminação das três faixas estreitas que passa através das partes características de filtro de transmissão de
30 faixa estreita Ra, Ga e Ba incide no guia de luz 13.

Ao contrário disso, quando o filtro de faixa estreita 24 não está

disposto no caminho óptico de iluminação, é suprida luz branca (de uma região de extensão de onda visível) para o guia de luz 13.

A luz de iluminação proveniente do guia de luz 13 é transmitida para uma superfície de extremidade distal do guia de luz 13 pelo guia de luz 13. A luz de iluminação transmitida é irradiada para fora a partir da superfície de extremidade distal através da lente de iluminação 27 que é fixada em uma janela de iluminação proporcionada em uma parte de extremidade distal 26 da parte de inserção 7. Pela luz de iluminação, a superfície de um tecido de corpo vivo de uma parte afetada ou similar em uma cavidade do corpo como um espécimen.

A parte de extremidade distal 26 é provida de uma janela de observação adjacente à janela de iluminação, e uma lente objetiva 28 está fixada na janela de observação. A lente objetiva 28 forma uma imagem óptica em luz de retorno proveniente de um tecido de corpo vivo. Um dispositivo acoplado de carga (abreviado como um CCD) 29 está disposto em uma posição de formação de imagem da lente objetiva 28 como um dispositivo de coleta de imagem sólido que forma meios de coleta de imagem (seção de coleta de imagem), e o CCD 29 realiza a conversão fotoelétrica.

Um filtro de sistema de cor complementar ilustrado, por exemplo, na figura 3, é fixado em uma superfície de coleta de imagem do CCD 29 em cada unidade de pixel como um filtro de separação de cor 30 que opcionalmente realiza separação de cor.

No filtro de sistema de cor complementar, em frente aos respectivos pixels, os chips de cor em quatro cores de magenta (Mg), verde (G), azul escuro (Cy) e amarelo (Ye) estão dispostos respectivamente de maneira que Mg e G estejam dispostos alternadamente na direção horizontal e na direção vertical, os chips de cor estão dispostos respectivamente nas seqüências das disposições de Mg, Cy, Ye, e G, Ye, G, Cy.

No caso do CCD 29 usando filtro de sistema de cor complementar, os pixels nas duas fileiras adjacentes na direção vertical são adicionados e lidos sequencialmente, e, nesse momento, os pixels são lidos deslocando as fileiras dos pixels entre os campos de números ímpares e os campos de

números pares. Subseqüentemente, por um circuito de separação Y/C 37 na face de estágio posterior, é gerado um sinal de luminância e um sinal de cor conforme conhecido.

5 O CCD 29 acima descrito está conectado a uma extremidade de uma linha de sinal, e um conector de sinal no qual a outra extremidade da linha de sinal está conectada está conectada ao processador de vídeo 4, por meio do qual o CCD 29 é conectado a um circuito de acionamento de CCD 31 e um circuito de amostra duplo correlacionado (circuito CDS) 32 no processador de vídeo 4.

10 Pelo sistema de processamento de sinal do circuito CDS 32 através de um circuito de conversão D/A 51, é formada uma seção de processamento de imagem que realiza processamento de sinal para gerar uma imagem de endoscópio do CCD 29. Além disso, a seção de processamento de imagem é provida de um circuito y 50 que corrige um tom, um circuito de ênfase 48 que enfatiza a nitidez e assim por diante.

Cada endoscópio 2 inclui uma seção de geração ID 33 que gera informação de identificação (ID) peculiar para o endoscópio 2. A ID pela seção de geração ID 33 é entrada no circuito de controle 15, e a partir da ID, o circuito de controle 15 identifica o tipo do endoscópio 2 conectado ao processador de vídeo 4, o tipo, o número de pixels e outros mais do CCD 29 equipado no endoscópio 2.

O circuito de controle 15 controla o circuito de acionamento DDC 31 para acionar apropriadamente o CCD 29 do endoscópio identificado.

25 O CCD 29 realiza conversão fotoelétrica pela aplicação de um sinal de acionamento CCD proveniente do circuito de acionamento CCD 31. O sinal coletor de imagem sujeitado à conversão fotoelétrica é introduzido no circuito CDS 32. Um sinal de uma faixa de base, que é gerado por um componente de sinal extraído do sinal coletor de imagem pelo circuito CDS 32, é introduzido no circuito de conversão A/D 34 para ser convertido em um sinal digital, e é introduzido no circuito de detecção de brilho 35, e o brilho (luminância média do sinal) é detectado.

O sinal de brilho detectado pelo circuito de detecção de brilho 35

é introduzido no circuito de ajuste de intensidade de luz 36 e é gerado um sinal de ajuste de intensidade de luz para realizar o ajuste de intensidade de luz de acordo com uma diferença proveniente do brilho de referência (valor alvo do ajuste de intensidade de luz). O sinal de ajuste de intensidade de luz
5 é introduzido no circuito de acionamento de diafragma 23 no dispositivo de fonte de luz 3, e a quantidade de abertura do diafragma 22 é ajustada de maneira que o brilho se torne o brilho de referência.

O sinal digital transferido do circuito de conversão A/D 34 é sujeito a obter controle por um circuito de controle de obtenção automática
10 (abreviado como um circuito AGC) 38 de maneira que o nível do sinal se torne um nível predeterminante, e, em seguida, é introduzido no circuito de separação Y/C 37. Pelo circuito de separação Y/C 37, um sinal de luminância Yh, e sinais de diferença de cor Cr ($=2R-G$) e Cb ($=2B-G$) de seqüência de linha (como um sinal de cor C em um sentido amplo) são gerados do si-
15 nal introduzido.

O sinal de luminância Yh é introduzido em um seletor 29, e é também introduzido em um filtro de passo baixo (abreviado como um LPF) 41 que restringe a faixa de passo de um sinal. O LPF 41 é ajustado em uma faixa de passo amplo em correspondência com o sinal de luminância Yh, e o
20 sinal de luminância Y1 de uma faixa correspondente para a faixa de passo característica do LPF 41 é introduzido em um primeiro circuito matriz 42.

Ademais, os sinais de diferença de cor Cr e Cb são introduzidos em um (linha seqüencial) circuito de sincronização 44 através de um segundo LPF 43 que restringe uma faixa de passo de um sinal.

25 Nesse caso, a característica da faixa de passo do segundo LPF 43 é alterada pelo circuito de controle 51 de acordo com o modo de observação. Especificamente, no momento do modo de observação de luz normal, o segundo LPF 43 é ajustado em uma faixa mais baixa do que o primeiro LPF 49.

30 Nesse ínterim, no momento do modo de observação de luz de faixa estreita, o segundo LPF 43 é alterado para uma faixa mais ampla do que a faixa baixa no momento do modo de observação de luz normal. Por

exemplo, o segundo LPF 43 é ajustado (alterado) para uma faixa ampla substancialmente similar ao primeiro LPF 41. Assim, o segundo ÇPF 43 forma dispositivo de alteração de característica de processamento que altera a característica de processamento restringindo a faixa de passo para os sinais de diferença de cor Cr de Cb sendo ligado com seleção do modo de observação.

O circuito de sincronização 44 gera os sinais de diferença de cor sincronizados Cr de Cb, e os sinais de diferença de cor Cr de Cb são introduzidos no primeiro circuito matriz 42.

O primeiro circuito matriz 42 converte o sinal de luminância YI e os sinais de diferença de cor Cr de Cb nos três sinais de cor principais RI, GI e B1, e os três sinais de cor principais RI, GI e B1 são introduzidos em um circuito de equilíbrio branco 45.

O primeiro circuito matriz 42 é controlado pelo circuito de controle 15, altera os valores dos coeficientes matrizes (determinando a característica de conversão) de acordo com a característica do filtro de separação de cor 30 do CCD 29 e a característica do filtro de faixa estreita 24, converte os sinais em três sinais de cor principais RI, GI e BI sem mistura de cor ou com mistura de cor substancialmente eliminada, e transfere os sinais de cor principais RI, GI e BI.

Por exemplo, dependendo do endoscópio 2 realmente conectado ao processador de vídeo 4, a característica do filtro de separação de cor 30 do CCD 29 equipado no endoscópio 2 pode diferir, e o circuito de controle 15 altera o coeficiente do primeiro circuito matriz 42 de acordo com a característica do filtro de separação de cor 30 do CCD 29 realmente usado com base no informação de ID.

Procedendo da maneira acima, o dispositivo de processamento de imagem pode ser adequadamente adaptado ao caso onde o tipo do dispositivo de coleta de imagem realmente usado difere. Assim, pode ser impedida a ocorrência de uma cor falsa e conversão para os três sinais de cor principais RI, GI e BI sem (substancialmente) a realização de nenhuma mistura de cor.

Gerando os três sinais de cor principais RI, GI e BI sem nenhuma mistura de cor, o dispositivo de processamento de imagem é dotado do efeito operacional de ser capaz de efetivamente impedir o sinal de cor cuja imagem é coletada sob a luz de faixa estreita de uma cor específica pela
 5 dificuldade de discriminação devido ao sinal de cor cuja imagem é coletada sob a luz de faixa estreita de outra cor especialmente no momento do modo de observação de luz de faixa estreita.

Dos três sinais de cor principais RI, GI e BI que são introduzidos no circuito de equilíbrio branco 45, esses três sinais de cor principais R2, G2
 10 e B2, que são ajustados ao branco equilibrado, são gerados pelo circuito de equilíbrio branco 45.

Os três sinais de cor principais R2, G2 e B2 transferidos do circuito de equilíbrio branco 45 são introduzidos em um segundo circuito matriz 46, e são convertidos em um sinal de luminância e sinais de diferença de cor
 15 R-Y e B-Y pelo segundo circuito matriz 46.

Nesse caso, o circuito de controle 15 ajusta os coeficientes de matriz do segundo circuito matriz 46 de maneira que os três sinais de cor principais R2, G2 e B2 sejam simplesmente convertidos em um sinal de luminância Y e os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y no tempo do modo de
 20 observação de luz usual.

No tempo do modo de observação de luz de faixa estreita, o circuito de controle 15 altera os coeficientes de matriz do segundo circuito matriz 46 do valor no tempo do modo de observação da luz usual de maneira que o sinal de luminância Ynbi com uma proporção (peso) para o sinal B
 25 especialmente aumentado e os sinais de diferença de cor T-Y e B-Y são gerados dos três sinais de cor principais R2, G2 e B2.

A fórmula de conversão nesse caso é a que se segue quando são usadas as matrizes A e K com três fileiras e três colunas.

$$\begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A * K * \begin{pmatrix} R_2 \\ G_2 \\ B_2 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$K = \begin{pmatrix} 0 & k_1 & 0 \\ 0 & 0 & k_2 \\ 0 & 0 & k_3 \end{pmatrix}$$

Aqui, K é constituído, por exemplo, de três componentes de número real de K1 a K3 (os outros componentes são zero), e pela fórmula de conversão como, por exemplo, a fórmula (1), o peso dos sinais de cor de G e B é maior com relação ao sinal de cor de R, e, especialmente, o peso (proporção) do sinal de cor de B é o maior. Em outras palavras, o sinal de cor de R de uma extensão de onda longa é suprimido, e é enfatizado o sinal de cor de B de uma face de extensão de onda curta.

A é uma matriz (arranjo) para converter os sinais RGB para os sinais de diferença de cor Y, e são usados os coeficientes aritméticos conhecidos como se segue.

$$A = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix} \quad (2)$$

O sinal de luminância Ynbi que é transferido do segundo circuito matriz 46 é introduzido no seletor 39. A comutação do seletor 39 é controlada pelo circuito de controle 15. Especificamente, no tempo do modo de observação da luz usual, o sinal de luminância Yh é selecionado, onde o sinal de luminância Ynbi é selecionado no tempo do modo de observação de luz de faixa estreita. Na figura 1, o sinal de luminância Yh ou Ynbi que é selecionado e transferido do seletor 39 é expresso por um sinal de luminância Ysel.

Os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y que são transferidos do

segundo circuito matriz 46 e introduzidos no circuito de interpolação de aumento 47 juntamente com o sinal de luminância Y_h ou Y_{nbi} (a saber, Y_{sel}) que passa através do seletor 39.

5 O sinal de luminância Y_{sel} no qual é aplicado o processamento de aumento pelo circuito de interpolação de aumento 47 é transferido para o circuito y 50 de maneira que uma seção de circuito de correção de tom realize a correção y da imagem de endoscópio (ou um sinal de imagem), isto é, correção de tom de uma imagem de endoscópio.

10 O sinal de luminância Y_{sel} no qual é aplicado o processamento de correção pelo circuito y 50 é introduzido no circuito de ênfase 48 como uma seção de circuito de ênfase que realiza processamento de ênfase da nitidez de uma imagem de endoscópio (ou de um sinal de imagem).

O sinal de luminância Y_{sel} no qual é aplicado o processamento de ênfase da nitidez pelo circuito de ênfase 48 é introduzido em um terceiro
15 circuito matriz 49. Ademais, os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y nos quais é aplicado o processamento de aumento pelo circuito de interpolação de aumento 47 são introduzidos no terceiro circuito matriz 49 após serem sujeitos à correção y, isto é, correção de tom pelo circuito y 50.

Subseqüentemente, após os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y serem convertidos nos três sinais principais R, G e B pelo terceiro circuito
20 matriz 49, os três sinais principais R, G e B são convertidos em três sinais principais R, G e B análogos pelo circuito de conversão D/A 51 e são transferidos para um monitor 5 como dispositivo de exibição da imagem de endoscópio proveniente de uma extremidade de saída de sinal.

25 O circuito de controle 15 realiza controle do ajuste da mudança da característica do LPF 43, ajustando a mudança dos coeficientes matriz do primeiro circuito matriz 42 e do segundo circuito matriz 46, seleção dos sinais de luminância Y_h/Y_{nbi} do seletor 39, e comutando um valor de tabela_y no circuito y 50 em correspondência com a comutação ou seleção do modo
30 de observação pela operação do interruptor de comutação 14a ou 14b.

Ademais, o circuito de controle 15 controla a operação do dispositivo de inserção e ejeção de filtro 16 do dispositivo de fonte de luz 3 de a-

cordo com a comutação do modo de observação. Adicionalmente, o circuito de controle 15 realiza o ajuste de ganho do circuito de equilíbrio branco 45 no tempo do ajuste do equilíbrio branco.

O circuito y 50 acima descrito é dotado de uma configuração conforme ilustrado na figura 4. O sinal de luminância Ysel é introduzido no circuito de Contraste_y (doravante, abreviado como um circuito Cont_y) 54 que realiza correção de tom de toda imagem de endoscópio correspondente ao sinal de luminância Ysel (configura uma primeira seção de circuito de correção de tom), e o circuito de Borda_y 55 que realiza a correção de tom correspondente para ênfase do contorno da imagem de endoscópio (configura uma segunda seção de circuito de correção de tom).

Ademais, os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y são introduzidos apenas no circuito Cont_y 54 que também realiza correção de cor correspondente aos sinais de diferença de cor.

Para o circuito Cont_y 54 e o circuito de Borda_y 55 são ajustados os valores da tabela_y para o Cont_y e a Borda_y que são armazenados em uma seção de armazenamento de tabela_y 56.

Na presente modalidade, por exemplo, o valor da tabel_y para o Cont_y não é alterado com relação à comutação do modo de observação e a comutação (alteração) do nível de ênfase e é comumente usado.

O circuito Cont_y 54 realiza correção de tom do sinal de luminância Ysel e os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y que são introduzidos, de acordo com o valor da tabel_y para o Cont_y.

Ao contrário disso, o valor da tabel_y para a Borda_y que difere na característica de entrada e saída é ajustado em qualquer comutação da comutação do modo de observação e comutação do nível de ênfase, e a correção de tom é realizada para o sinal de luminância Ysel de entrada, de acordo com o valor da tabel_y para a Borda_y que é realmente ajustada.

Portanto, na seção de armazenamento de tabela_y 56, o valor da tabela_y para a Borda_y correspondente ao modo de observação, e o valor da tabel_y para a Borda_y correspondente ao nível de ênfase selecionado pela comutação são armazenados antecipadamente. Quando um sinal

de instrução de ajuste do modo de observação Sob é introduzido na seção de armazenamento de tabela_y 56 proveniente do circuito de controle 15 em correspondência com o modo de observação selecionado pela operação e comutação pelo usuário, o valor da tabela_y para a Borda_y correspondente
 5 ao modo de observação é lido, e é ajustado no circuito de Borda_y 55.

Assim, no circuito y 50 na presente modalidade, alterando os dados armazenados no dispositivo de tabela de consulta ou uma ROM de acordo com a comutação do modo de observação e o nível de ênfase, mesmo quando o nível de ênfase ou similar é alterado significativamente, a característica de entrada e saída pode ser realizada sendo adaptada para a
 10 mudança. O ruído que se torna facilmente evidente na intensidade baixa, ou coisa parecida, é efetivamente suprimido.

Ademais, o circuito de controle 15 controla o coeficiente de filtro que é usado ao realizar o processamento de filtro para enfatizar a nitidez pela ênfase do circuito 48 correspondente com o modo de observação selecionado pelo usuário, como será descrito posteriormente.
 15

Adicionalmente, quando o sinal de instrução de ajuste de nível de ênfase é inserido na seção de armazenamento da tabela_y 56 do circuito de controle 15 em correspondência com o nível de ênfase selecionado pelo usuário, o valor da tabela_y para a Borda_y correspondente ao nível de ênfase e o modo de observação selecionado é lido, e ajustado similarmente no
 20 circuito 55.

O circuito de Borda_55 realiza correção de tom para o sinal de luminância Ysel entrado de acordo com o valor da tabela_y para a Borda_y que foi ajustada.
 25

Um sinal de saída do circuito de Borda_55 é introduzido no circuito de filtro 57 no circuito de ênfase 48, conforme ilustrado na figura 5. O sinal que é introduzido no circuito de filtro 57 é introduzido em um somador 58 após o processamento de filtro pra enfatizar a nitidez ser aplicado para o
 30 sinal, por exemplo, um filtro espacial (por exemplo, 9 por 9) no circuito de filtro 57.

O sinal de luminância Ysel transferido pelo circuito de Cont_y 54

é também inserido no somador 58, e ambos os sinais transferidos o circuito de filtro 57 e do circuito de Cont_y 54 são adicionados e transferidos do adicionador 58.

Um sinal de saída do somador 58 é inserido em um circuito de recorte 59, e processado o recorte pelo circuito de recorte 59 de maneira a estar em uma determinada variação de saída, e é transferido para o terceiro circuito matriz 49 da figura 1. Por exemplo, o circuito de recorte 59 recorta o sinal transferido para o valor de dados de 0 a 1023 quando número de bits de entrada do terceiro circuito matriz 49 no qual o sinal transferido é inserido é de 10bits.

Ademais, é proporcionada uma seção de armazenamento de coeficiente de filtro 60 que armazena os coeficientes de filtro correspondentes a uma pluralidade de níveis de ênfase antecipadamente no circuito de ênfase 48, e o sinal de instrução de ajuste de nível de ênfase acima descrito Sem sendo introduzido na seção de armazenamento de coeficiente de filtro 60, a seção de armazenamento de coeficiente de filtro 60 ajusta o coeficiente de filtro correspondente para o sinal de instrução Sem para o circuito de filtro 57. Subseqüentemente, o circuito de filtro 57 realiza o processamento de filtro com o coeficiente de filtro realmente ajustado.

A figura 6A ilustra as características de entrada e saída do circuito de Borda_y 55 que são ajustadas em correspondência com os modos de observação comutados juntamente com a característica de entrada e saída do circuito de Cont_y 54.

Na figura 6A a característica de entrada e saída do circuito de Borda_y 55 no caso do modo de observação de luz usual está ilustrada pela Borda_y (WLI), e a característica de entrada e saída do circuito de Borda_y 55 no caso do modo de observação de luz de faixa estreita está ilustrado pela Borda_y (NBI). Ademais, a característica de entrada e saída do circuito de Cont_y 54 é comum a ambos os modos, e está ilustrado simples pelo Cont_y.

Conforme descoberto da figura 6A, no modo de observação de luz comum, na parte de intensidade baixa (lado esquerdo do eixo geométrico

horizontal) o circuito de Borda_y 55 é ajustado na característica que transfere um valor menor do que o valor do circuito de Cont_y 54.

Adicionalmente, no modo de observação de luz de faixa estreita, o circuito de Borda_y 55 é ajustado na característica que transfere um valor
5 menor do que o caso do modo de observação de luz comum na parte de intensidade baixa.

Assim, na parte de intensidade baixa de uma imagem, a intensidade do sinal de ênfase de nitidez extraído do circuito de filtro (ver /figura 5) é reduzido, e, portanto, o ruído na parte de intensidade baixa no tempo de
10 ganho quando a carência da quantidade de luz no modo de observação de luz de faixa estreita é compensada pelo circuito AGC 38 pode ser suprimido.

A saber, no modo de observação de luz de faixa estreita, a faixa da luz de iluminação é limitada quando comparada com o caso do modo de observação de luz usual, e, portanto, a quantidade de luz se torna pequena
15 quando comparada com o modo de observação de luz azul, e a quantidade de luz algumas vezes se torna insuficiente mesmo no estado onde o diafragma 22 está totalmente aberto. Nesse caso, uma função do circuito AGC 38 opera, e a carência da quantidade de luz é compensada pelo ganho pelo circuito AGC 38.

20 Após a realização da compensação na parte de intensidade de luz na imagem, S/N é relativamente alto. Contudo, na parte de intensidade baixa, S/N é baixo. Portanto, o ruído é especialmente evidente, e o barulho algumas vezes se torna mais evidente devido ao processamento de ênfase pelo circuito de ênfase 48.

25 Na presente modalidade, pelo ajuste da característica de entrada e saída do circuito de Borda_y 55 como na figura 6A, a intensidade do sinal de ênfase na parte de intensidade baixa é reduzida conforme acima descrito, e, portanto, pode ser suprimida a amplificação do ruído pelo processo de ênfase.

30 Na presente modalidade, o circuito de Cont_y 54 é comumente usado em ambos os modos, mas sua característica pode ser alterada de acordo com a seleção do modo de observação. A figura 6B ilustra exemplos

característicos que são ajustados em tal caso.

Na figura 6B, a característica de entrada e saída do circuito de Cont_y 54 no caso do modo de observação de luz usual está ilustrado pelo Cont_y (WLI), e a característica de entrada e saída do circuito de Cont_y 54 no caso do modo de observação de luz de faixa estreita está ilustrado pelo Cont_y (NBI).

Aqui, o Cont_y (NBI) é a mesma característica de entrada e saída como o Cont_y da figura 6A, e o Cont_y (NBI) é ajustado como a característica que transfere um valor menor do que o Cont_y (WLI) na parte de intensidade baixa.

Nesse caso, no circuito y 50 da figura 1, quando o sinal de instrução de designação do modo de observação Sob é inserido na seção de armazenamento da tabela_y 56 do circuito de controle 15 em correspondência com o modo de observação selecionado pelo usuário, o valor da tabela_y para o Cont_y correspondente ao modo de observação é lido, e o valor da tabela_y é ajustado no circuito de Cont_y 54.

Pela comutação (alteração) na característica de entrada e saída (valor da tabela_y) de acordo com o modo de observação como na característica de entrada e saída do circuito de Borda_y 55, pode ser suprimido o ruído na parte de intensidade baixa do modo de observação de luz de faixa estreita que acompanha o ganho.

A figura 6C ilustra os exemplos característicos nos quais as características de entrada e saída do circuito de Borda_y 55 são comutadas de acordo tanto com a comutação do modo de observação quando com a comutação do nível de ênfase no caso do modo de observação de luz de faixa estreita. Aqui, também está ilustrada, à guisa de referência, a característica de entrada e saída do circuito de Cont_y 54 ilustrada na figura 6A.

Como a característica de entrada e saída do circuito de Borda_y 55, o caso da composição do grande nível de ênfase está ilustrado pelo grande nível de ênfase está ilustrado pela Borda_y (Enh-H), e o caso da composição do pequeno nível de ênfase está ilustrado pela Borda_y (Enh-L). A magnitude do nível de ênfase pode ser selecionada pelo interruptor

de comutação de nível de ênfase acima descrito 19.

Conforme compreendido da característica da Borda_y (Enh_H) ilustrada na figura 6C, quando o coeficiente de filtro aumenta o grau da quantidade de ênfase pelo aumento do nível de ênfase é ajustado, a tabela y
5 que se torna um valor de saída menor do que a característica de entrada e saída do circuito Cont_y 54 é ajustado para ser aplicado sobre toda a região de luminância.

Ao contrario disso, a característica da Borda_y (Enh_L) é dotada de um valor de saída menor do que a característica de entrada e saída do
10 circuito Cont_y 54 em apenas no lado de intensidade baixa.

Desse modo, na parte de intensidade baixa, a ênfase desnecessária do ruído pode ser suprimida, e a parte de intensidade alta, pode ser reduzida a sobremodulação e a distorção por sobremodulação da parte de
borda. Assim, pode ser suprimida a ênfase excessiva.

Portanto, na presente modalidade, quando é realizado o processamento de correção do tom para o sinal de imagem correspondente para uma imagem de endoscópio, o processamento é realizado dividindo o processamento para a correção de tom próximo à correção de tom usual que realiza a correção de tom para todo o sinal de imagem e o processamento
15 para ênfase da nitidez. Pelo menos no processamento para ênfase da nitidez, a característica de entrada e saída é alterada de acordo com a comutação do nível de ênfase da nitidez e comutação do modo de observação.

Nesse caso, é adotada a configuração na qual a inclinação da curva de correção de tom na parte de intensidade baixa é ajustada para ser
25 tão pequena quanto o nível de ênfase da nitidez é alta, ou no caso do modo de observação de luz de faixa estreita no qual a faixa é limitada, e, portanto, o barulho visualmente evidente na parte de intensidade baixa pode ser efetivamente reduzido.

Ademais, a característica de entrada e saída do tempo de processamento para ênfase da nitidez é alterada de acordo com a comutação
30 do nível de ênfase do modo de observação acima descrito. Assim, quando, por exemplo, é alterado o nível de ênfase em uma variação ampla ou em

estágios múltiplos, o dispositivo de processamento de imagem pode ser apropriadamente adaptado para a alteração, como comparado com o caso no qual a característica de entrada e saída não é alterada.

Ademais, a característica de entrada e saída da correção de tom para o processamento acima descrito para uma correção de tom é alterada de acordo com a comutação do modo de observação. Nesse caso, no tempo do modo de observação de luz de faixa estreita, a característica de entrada e saída da correção de tom é ajustada na característica de entrada e saída para transferir um valor menor na parte de intensidade baixa. Desse modo, o ruído na parte de intensidade baixa que ocorre pelo ganho para a composição para carência de nitidez pode ser suprimido mais eficazmente.

Adicionalmente, a presente modalidade pode efetivamente reduzir o ruído que é visualmente evidente, com a configuração simples.

Adicionalmente, pela comutação da característica de entrada e saída pela tabela de consulta de acordo com a comutação do nível de ênfase da nitidez e comutação do modo de observação, pode ser realizado o processamento de velocidade alta.

Conforme com a modalidade 1 descrita acima, cujo exemplo é aplicado no caso do tipo síncrono está descrito, mas a presente invenção pode também ser aplicada no caso de um aparelho endoscópio do tipo seqüencial de estrutura como se segue.

No aparelho endoscópio de estrutura seqüencial, a iluminação seqüencial de estrutura é realizada pelas luzes de irradiação R, G e B ou uma pluralidade de luzes de faixa estreita seqüencialmente para uma face objeto, e sob a iluminação seqüencial de estrutura, é realizada a coleta de imagem na maneira seqüencial de estrutura usando um dispositivo de coleta de imagem monocromático (que não é dotado de um filtro de separação de cor).

Um aparelho endoscópio do tipo seqüencial de estrutura 1B ilustrado na figura 7 está configurado por um endoscópio 2B, um dispositivo de fonte de luz 3B, um processador de vídeo 4B, um monitor 5 e um dispositivo de arquivamento 6 que registra uma imagem de endoscópio.

No endoscópio 2B, é usado um CCD monocromático 29 que não é dotado do filtro de separação de cor 30 no endoscópio 2 da figura 1.

Adicionalmente, o dispositivo de fonte de luz 3B é provido de um filtro rotatório 61 que converte a luz de iluminação pela lâmpada 20 na luz seqüencial de estrutura, um motor 62 que aciona giratoriamente o filtro rotatório 61, um motor móvel 63 que move uma placa de retenção 62a que re-
tém o motor 62 em uma direção ortogonal para o caminho óptico, e um circuito de controle 64 que gira o motor 62 em uma velocidade constante, em vez do dispositivo de inserção e ejeção e filtro 16 e o filtro 24 no dispositivo de fonte de luz 3 da figura 1. Um circuito de iluminação de lâmpada 65 supre energia de iluminação de lâmpada para a lâmpada 20 para iluminar a lâmpada 20.

A placa de retenção 62a é provida de, por exemplo, uma parte de gabinete, e a parte de gabinete é engrenada com uma engrenagem do pinhão 63a proporcionada em um eixo rotatório do motor móvel 63. Quando a chapa de retenção 62a é movida conforme ilustrado pela seta C na figura 7 pelo motor móvel 63, o filtro rotatório 61 é também movido com o motor 62.

O filtro rotatório 61 está configurado para ser na forma de disco e é de uma estrutura dupla com um centro como um eixo rotatório, conforme ilustrado na figura 8.

Um filtro Ra 61ra, um filtro Ga 61 ga, e um filtro Ba 61ga, que configuram um primeiro grupo de filtro para saída de luz seqüencial de estrutura com características espectrais de sobreposição (faixa larga) adequadas para reprodução de cor conforme ilustrado na figura 9, estão dispostos em uma parte circular em uma face externa com um diâmetro grande. Na figura 9, estão ilustradas as faixas de extensão de onda Ra, Ga e Ba que são transmitidas pelo filtro Ra 61ra, o filtro Ga 61 ga, e o filtro Ba 61ga.

Ademais, um filtro Rb 61rb, um filtro Gb 61gb, e um filtro Bb 61gb, que configuram um segundo grupo de filtro para saída de luz seqüencial de estrutura de uma faixa estreita com características espectrais discretas capazes de extrair informação de tecido em uma profundidade desejada nas proximidades da camada de superfície de um tecido de corpo vivo, es-

tão dispostos em uma parte circular de uma face interna.

Na figura 10 estão ilustradas as faixas de extensão de onda Rb, Gb e Bb que são transmitidas respectivamente pelo filtro Rb 61rb, o filtro Gb 61gb, e o filtro Bb 61gb.

5 O motor móvel 18 é normalmente giratório ou revertido por um sinal de acionamento que é transferido do circuito de comutação de modo 73 de acordo com um sinal de instrução da comutação de modo do interruptor de comutação de modo 14a ou 14b pelo usuário, por meio do que o primeiro grupo de filtro ou o segundo grupo de filtro pode estar disposto no caminho
10 óptico de acordo com modo de observação.

Quando o primeiro grupo de filtro está disposto no caminho óptico, a luz seqüencial de estrutura usual é vermelha, verde e azul, isto é, é obtida a luz seqüencial de estrutura da faixa Ra, Ga e Ba ilustrada na figura 9, que corresponde ao modo de observação de luz usual no qual é obtida a
15 imagem de observação de luz usual.

Ao contrário disso, quando o segundo grupo de filtro está disposto no caminho óptico, é obtida luz seqüencial de estrutura de uma faixa estreita, que corresponde ao modo de observação de luz de faixa estreita (modo NBI) no qual é obtida a imagem de observação de luz de faixa estreita. A
20 figura 8 ilustra as posições dos fluxos de luz nesse caso no qual o primeiro grupo de filtro e o segundo grupo de filtro estão dispostos no caminho óptico.

Adicionalmente, o processador de vídeo 4B é dotado de um circuito de acionamento CCD 31, e o sinal, que é convertido fotoeletricamente pelo CCD 29 pela aplicação do sinal de acionamento do circuito de acionamento CCD 31, é ampliado por um amplificador 66 no processador de vídeo
25 4D, e, após isso, é inserido no circuito de conversão A/D 34 e é inserido em um circuito de ajuste de intensidade 36' através de um circuito de processo 67 que realiza correlação de amostragem dupla, remoção do ruído e assim por diante. O circuito de ajuste de intensidade de luz 36' é dotado das funções do circuito de detecção de brilho 35, do circuito de ajuste de intensidade de luz 36 e do circuito de acionamento de diafragma 23 da figura 1.
30

Após ter sido convertido nos dados de imagem de um sinal digi-

tal de um sinal análogo pelo circuito de conversão A/D 34, o sinal é introduzido em um circuito de equilíbrio branco 68, e, após a realização do processamento do equilíbrio branco, o sinal é introduzido em um circuito AGC 69 e amplificado para um nível predeterminado.

5 A operação de ajuste de intensidade de luz na quantidade de luz de iluminação pelo diafragma 22 do dispositivo de fonte de luz 3 é preferivelmente realizada a função AGC pelo circuito AGC 69. Após a abertura do diafragma 22 alcançar o estado cheio, o circuito AGC 69 amplifica o sinal de maneira a aumentar o nível do sinal pela quantidade de carência mesmo no
10 estado cheio, com base na informação do estado cheio.

 Adicionalmente, o circuito de ajuste de intensidade de luz 36' gera um sinal de ajuste de intensidade de luz para ajustar a quantidade de abertura do diafragma 22 do dispositivo de fonte de luz 3 e controla a quantidade de luz de iluminação para uma quantidade de luz de iluminação apropriada proveniente do sinal de saída do circuito de processo 67.
15

 Os dados de saída do circuito AGC 69 acima descrito é introduzido em um circuito de sincronização 70 que converte um sinal seqüencial de estrutura em um sinal sincronização, e é introduzido em um circuito de aumento 72 por via de um interruptor de comutação 71. O interruptor de comutação 71, pela operação do interruptor de comutação de modo 14a, um
20 contato a é selecionado no tempo do modo de observação de luz normal por via de um circuito de comutação de modo 73, e um contato b é selecionado no tempo de um modo de observação de luz de faixa estreita.

 Os dados de sinal que são sincronizados pelo circuito de sincronização 70 é introduzido em um circuito de conversão de cor 74, e é realizado o processamento de conversão de cor pelo circuito de conversão de cor 74. O circuito de conversão de cor 74 realiza a conversão de cor da informação de imagem RGB sincronizada pela matriz de 3 por 3. Desse modo, é aperfeiçoada a visibilidade da informação de imagem reproduzida no modo
25 de observação de luz de faixa estreita.
30

 Como a fórmula de conversão da conversão de cor R', G' e B' do RGB nesse caso, uma matriz K com três fileiras e três colunas na fórmula (1)

é usada para conversão.

Conforme descrito acima, K é constituído de, por exemplo, três componentes de número real de K1 a K3 (os outros elementos são zero). Pela conversão de acordo com a matriz K, peso (proporção) do sinal de cor de B nos sinais de cor RGB é composta maior, o sinal de cor R que é formado pela luz transmitida do filtro R2 com a extensão maior é suprimido, e o sinal de cor B na lateral de extensão de onda curta é enfatizado de maneira que os sinais sejam exibidos como uma imagem de cor RGB.

Os sinais de saída (R', G' e B', mas descritos usando R, G, B por simplificação) do circuito de conversão de cor 74 são introduzidos em um circuito seqüencial de estrutura 75.

O circuito seqüencial de estrutura 75 está configurado por uma memória de estrutura, e lê seqüencialmente os dados de imagem de R, G, B que são simultaneamente armazenados como imagens componentes de cor, convertendo, assim, os dados de imagem em dados de imagem seqüencial de estrutura. Os dados de imagem seqüencial de estrutura R, G e B que são introduzidos no circuito de aumento 72 através do interruptor de comutação 71 são sujeitos ao processo de interpolação de aumento, após o que são introduzidos em um circuito y 50B.

É realizada a correção y para os dados de sinal seqüenciais de estrutura de entrada de R, G e B pelo circuito y 50B. O circuito y 50B é dotado da configuração correspondente ao circuito y 50 ilustrado na figura 4 na modalidade 1. Na modalidade 1, os sinais de luminância Ysel, R-Y e B-Y são introduzidos no circuito 50, mas no presente exemplo modificado são introduzidos os sinais seqüências de estrutura R, G e B.

Nesse caso, em vez do sinal de luminância Ysel ilustrado na figura 4, são introduzidos os sinais seqüenciais de estrutura R, G e B, e a parte onde os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y são introduzidos no circuito de Cont_y 54, e a parte onde os sinais de diferença de cor R-Y e B-Y são transferidos do circuito de Cont_y 54 para o terceiro circuito matriz 49 são eliminadas.

O sinal de saída do circuito y 50 é introduzido no circuito de ên-

fase 48B, e após o processamento de ênfase de nitidez ser realizado pelo circuito de ênfase 48B como na modalidade 1, o sinal de saída é introduzido em um circuito de sincronização 77 através de um seletor 76.

Na presente modalidade, o sinal de saída do circuito de Borda_y 55 ilustrado na figura 4 é introduzido no circuito de filtro 57 (ver figura 5) no circuito de ênfase 48B. Adicionalmente, o circuito de Cont_y 54 na figura 4 transfere os sinais seqüenciais de estrutura R, G e B para o somador 58 (ver figura 5) no circuito de ênfase 48B, em vez do sinal de luminância Ysel.

O circuito de sincronização 77 acima descrito é formado, por exemplo, por três memórias 77a, 77b e 77c.

Os dados de sinal que são sincronizados pelo circuito de sincronização 77 é introduzido no circuito de processamento de dados 78, e após o processamento da imagem como, por exemplo, correção do registro sem cor de uma imagem móvel ou coisa parecida ser aplicado aos dados de sinal, os dados de sinal são introduzidos nos circuitos D/A 79a, 79b e 79c e em um circuito de codificação 80. Os dados de sinal são convertidos para os sinais de vídeo análogos pelos circuitos D/A 79a, 79b e 79c, após o que são introduzidos no monitor 5.

O monitor 5 exibe uma imagem de endoscópio correspondente a um sinal de vídeo que é introduzido. Adicionalmente, o sinal de imagem de endoscópio comprimido pelo circuito de codificação 80 é introduzido no dispositivo de arquivamento 6, e registrado. Adicionalmente, no processador de vídeo 4B, é proporcionado um gerador de cronometragem 81, no qual é introduzido um sinal de sincronização que é sincronizado com a rotação do filtro rotativo 61 do circuito de controle 64 do dispositivo de fonte de luz 3, e o gerador de cronometragem 81 transfere vários tipos de sinais sincronizados com o sinal sincronizado com os circuitos respectivos acima descritos.

A ID da seção de geração ID 33 é introduzido no gerador de cronometragem 81, e mesmo quando o número de pixels do CCD 29 difere, o gerador de cronometragem 81 envia o sinal de controle e o sinal de cronometragem para acionar o CCD 29 com base na ID do circuito de acionamento CCD 31.

Ademais, o sinal de saída do interruptor de comutação de modo 14a que realiza instrução da comutação de modo e é proporcionado no endoscópio 2B é introduzido no circuito de comutação de modo 73 no processador de vídeo 4B.

5 O circuito de comutação de modo 73 transfere o sinal de controle correspondente para o sinal de instrução para a comutação de modo, que é introduzida, para um circuito de comutação de parâmetro de ajuste de intensidade de luz 83 e o motor móvel 63 do dispositivo de fonte de luz 3, e controla a comutação do interruptor de comutação 71 e a característica de
10 entrada e saída do circuito y 50B.

O circuito de comutação de parâmetro de ajuste de intensidade de luz 83 transfere um parâmetro de ajuste de intensidade de luz correspondente ao primeiro grupo de filtro ou o segundo grupo de filtro do filtro rotatório 61 para o circuito de ajuste de intensidade de luz 36', e o circuito de ajuste
15 de intensidade de luz 36' controla o diafragma 22 do dispositivo de fonte de luz 3 no sinal de controle do circuito de comutação de modo 73 e do parâmetro de ajuste de intensidade de luz do circuito de comutação do parâmetro de ajuste de intensidade de luz 83, e conduz o controle para proporcionar brilho apropriado.

20 Além disso, quando não é alcançado o brilho predeterminado apenas pelo controle do diafragma 22, o circuito de comutação do parâmetro de ajuste de intensidade de luz 83 envia um sinal de controle para operar o AGC do circuito AGC 69m e controla o AGC do circuito AGC 69 de maneira que seja alcançado o brilho predeterminado.

25 Especificamente, o circuito de ajuste de intensidade de luz 36' envia um sinal de controle, que é calculado com base no sinal de saída do circuito de processo 67 e o valor ganho transmitido do circuito AGC 69 e é para compor o brilho da imagem dotada de um valor predeterminado, para o circuito AGC 69.

30 No presente exemplo modificado, o modo de observação pode ser comutado pela operação dos interruptores de comutação de modo 14a e 14b, e as características de entrada e saída do circuito de Borda_y 55 e o

circuito de Cont_54 (ver figura 4) do circuito y 50B são apropriadamente ajustadas de acordo com o modo de observação de luz usual ou a luz de observação da luz de faixa estreita que é comutada e ajustada.

Ademais, quando o nível de ênfase é comutado pela operação
5 do interruptor de comutação do nível de ênfase 19, a característica de entrada e saída do circuito de Borda_y 55 do circuito 50B é apropriadamente ajustado de acordo com o nível de ênfase.

Quando o modo de observação é comutado do modo de observação de luz usual para o modo de observação de luz de faixa estreita como
10 no caso da modalidade 1 no presente exemplo modificado, a característica de entrada e saída do circuito de Borda_y 55 do circuito 50B no modo de observação de luz de faixa estreita transfere um valor mais baixo (menor valor de saída) no lado da parte de intensidade baixa do que no caso do modo de observação de luz usual, conforme ilustrado na figura 6A.

Além disso, quando a quantidade de ênfase é composta maior
15 pelo aumento do nível de ênfase, conforme ilustrado na figura 6C, como a quantidade de ênfase se torna maior, a característica de entrada e saída do circuito de Borda_y 55 é comutada para a característica que transfere um valor menor.

Portanto, como o efeito do presente exemplo modificado, pode
20 ser obtido um efeito similar para a modalidade 1.

A característica de entrada e saída do circuito de Borda_y 55 correspondente à comutação do nível e ênfase no presente exemplo modificado pode ser ajustada como na figura 6A.

Especificamente, à medida que o nível de ênfase aumenta, a
25 característica de entrada e saída é comutada para a característica de entrada e saída que transfere um valor menor e, apenas uma parte de intensidade baixa. Quando a frequência característica da ênfase que é aplicada no circuito de filtro 57 reduz a sobremodulação e a distorção por sobremodulação na parte de intensidade alta, o ruído na parte de intensidade baixa é re-
30 duzido, e pode ser excluído do efeito de ênfase da intensidade alta.

Além disso, no caso da comutação do nível de ênfase, a quanti-

dade de dados pode ser reduzida pela comunidade de dados quando é adotada a característica conforme ilustrado na figura 6A.

(Modalidade 2)

Será descrita a seguir a modo de observação 2 da presente invenção com referência à figura 11. A presente modalidade é uma modalidade na qual uma imagem (chamada uma imagem de faixa pseudo-estreita, ou uma imagem espectral) correspondente a uma imagem de faixa estreita obtida na iluminação (tipo sincronizado) da luz de faixa estreita é obtida no estado de luz de iluminação usual sem o uso da luz de iluminação de uma faixa estreita. Uma vez que a configuração não usa a luz de iluminação da faixa estreita na modalidade 1, será primeiro descrito o background.

A Publicação do Pedido de Patente Japonês Nº. 2003-93336 descreve um aparelho de endoscópio para compor um estado de funcionamento ou coisa parecida de um vaso sanguíneo com relação à direção de profundidade nas proximidades de uma camada de superfície de mucosa mais visível sem usar luz de faixa estreita. O exemplo da técnica é dotado de uma configuração simples, mas a imagem espectral correspondente à imagem de faixa estreita que é coletada na luz de faixa estreita é gerada por uma operação numérica. Portanto, o nível de sinal da imagem espectral se torna baixo, e o S/N se torna baixo, como resultado, o ruído tende a ser evidente.

Portanto, a configuração da presente modalidade 2 é adotada com a finalidade de proporcionar um dispositivo de processamento de imagem e um aparelho de endoscópio capaz de exibir uma imagem de processamento de ênfase de nitidez com menor ruído mesmo quando o sinal de imagem espectral é gerado da mesma maneira do sinal da imagem coletada sob luz visível usual sem usar luz de faixa estreita.

A figura 11 ilustra uma configuração de um aparelho de endoscópio 1C incluindo a modalidade 2 correspondente ao caso do uso do mesmo filtro de separação de cor 30 do sistema de cor complementar conforma o endoscópio 2 da modalidade 1.

O aparelho de endoscópio 1C adota um dispositivo de fonte de

luz 3C com um par do dispositivo de fonte de luz 3 alterado, e processador de vídeo 4C com um par do processador de vídeo 4 alterado, no aparelho de endoscópio 1 ilustrado na figura 1.

O dispositivo de fonte de luz 3C é dotado de uma configuração
 5 que não é dotada do filtro 24 e o dispositivo de inserção e ejeção de filtro 16 no dispositivo de fonte de luz 3 da figura 1. Especificamente, o dispositivo de fonte de luz 3C sempre gera luz branca para observação de luz usual.

Além disso, no processador de vídeo 4C na presente modalidade, o sinal de luminância YI e os sinais de cor Cr de Cb são introduzidos em
 10 um primeiro circuito matriz 86 sendo dotado da função do primeiro circuito matriz 42 da figura 1 através do LPF 41 e LPF 43 e o circuito de sincronização 44 não apenas no caso do modo de observação de luz usual como também no caso do modo de observação de luz de faixa estreita, sem o seletor proporcionado, no processador de vídeo 4 da figura 1.

15 O primeiro circuito matriz 86 converte o sinal de luminância YI e os sinais de cor Cr de Cb em sinais RGB (correspondendo a R1, G1 e B1 da figura 1) no tempo do modo de observação de luz usual.

Nesse ínterim, no tempo do modo de observação espectral exibindo uma imagem espectral no dispositivo de exibição, os coeficientes matriz com as três fileiras e as três colunas que geram sinais de uma faixa estreita
 20 (doravante chamados sinais de imagem espectral) são ajustados no primeiro circuito matriz 86 do circuito de controle 15, e o primeiro circuito matriz 86 transfere sinais de imagem espectral F1, F2 e F3 da faixa estreita.

Portanto, na figura 11, os sinais que são transferidos para o primeiro circuito matriz 86 estão ilustrados por R1', G1' e B1' (aqui, no tempo do modo de observação de luz usual, $R1'=R1$, $G1'=G1$, $B1'=B1$; e no tempo do modo de observação espectral, $R1'=F1'$, $G1'=F2$, $B1'=F3$).

Os sinais de saída do primeiro circuito matriz 86 são feitos sinais equilibrados brancos R2', G2' e B2' pelo circuito de equilíbrio branco 45, e
 30 são convertidos em sinal de luminância Y', e os sinais de diferença de cor R-Y' e B-Y' pelo segundo circuito matriz.

O sinal de luminância YI e os sinais de diferença de cor R-Y' e

B-Y' são introduzidos em um circuito y 50 após serem sujeitos ao processamento de interpolação de aumento através do circuito de interpolação de aumento 47, e o sinal de luminância Y' que é convertido em tom no circuito y 50C é introduzido em um circuito de ênfase 48C.

5 O circuito y 50C acima descrito é dotado da mesma configuração do circuito y 50C da modalidade 1, por exemplo. Especialmente para o circuito de Borda_y 55 para enfatizar o contorno de uma imagem, a característica de entrada e saída é comutada de acordo com a comutação do modo de observação e comutação do nível de ênfase, e o processamento é reali-
10 zado como no caso da modalidade 1.

Na presente modalidade, a característica de entrada e saída do circuito de Cont_y pode ser alterado de acordo com o modo de observação que for selecionado.

Portanto, a presente modalidade adota a configuração na qual a
15 partir da coleta de imagem da imagem coletada sob iluminação de uma faixa ampla pela luz branca, um sinal de imagem usual, e são gerados os sinais de imagem espectral F1, F2 e F3 correspondentes à imagem em uma faixa estreita por processamento de sinal elétrico (processamento de dados nu-
méricos).

20 Quando o modo de observação é comutado na modalidade 1, a luz de iluminação é comutada, mas a comutação da luz de iluminação não é realizada na presente modalidade. O circuito de controle 15 realiza comutação/ajuste dos coeficientes matriz do primeiro circuito matriz 86 de acordo com a instrução de comutação do modo de observação, em outras palavras,
25 a comutação (seleção) do tipo de imagem de endoscópio desejada a ser observada.

No modo de observação de luz usual, o processamento é realizado como na modalidade 1, e no modo de observação espectral o processamento é realizado como no caso da modalidade 1 pela conversão dos si-
30 nais de imagem espectral F1, F2 e F3 que são gerados pelo processamento de sinal elétrico no sinal de luminância Y1'e os sinais de diferença de cor R-Y' e B-Y', onde o ruído na parte de intensidade baixa é efetivamente supri-

mido.

Além disso, quando é realizado a comutação do nível de ênfase pela instrução de comutação do interruptor de comutação de nível de ênfase 19, pela comutação da característica de entrada e saída do circuito de Bor-
 5 da_y 55, é realizado o processamento como no caso da modalidade 1 e o ruído na parte de intensidade baixa é efetivamente suprimido, enquanto pode ser reduzida a sobremodulação na parte de borda na parte de intensidade alta.

Portanto, na presente modalidade, o ruído que é evidente na
 10 intensidade baixa pode ser suprimido como no caso da modalidade 1.

No caso acima descrito, a descrição é feita para o aparelho de endoscópio 1C no caso do endoscópio 2 usando o filtro de separação de cor 30 do sistema de cor complementar, e pode ser aplicada a configuração de um aparelho de endoscópio 1D de um primeiro exemplo modificado para
 15 qualquer caso do endoscópio 2 usando o filtro de separação de cor 30 do sistema de cor complementar e um endoscópio 2' usando o filtro de separação de cor 30' de um sistema de cor principal está ilustrado na figura 12.

No aparelho de endoscópio 1D da figura 12, é usado um processador de vídeo 4D com uma parte do processador de vídeo 4C da figura 11
 20 como se segue. O processador de vídeo 4D está configurado para ser adaptável ao endoscópio 2 incluindo o filtro de separação de cor 30 do sistema de cor complementar ilustrado na figura 11 e também adaptável ao endoscópio 2' usando o filtro de separação de cor 30' do sistema de cor principal conforme ilustrado na figura 12. O aparelho de endoscópio 1D ilustrado na figura
 25 12 adota o processador de vídeo 4D que está configurado para ser provido de um interruptor de comutação 91 antes do primeiro circuito matriz 86 de maneira a ser capaz de selecionar uma separação Y/C e um circuito de sincronização 92 que é aplicado ao caso do endoscópio 2 do filtro de separação de cor 30 do sistema de cor complementar e um circuito de sincroniza-
 30 ção 93 que é aplicado ao endoscópio 2' usando o filtro de separação de cor 30' do sistema de cor principal, no processador de vídeo 4C no aparelho de endoscópio 1C da figura 11.

O circuito de separação Y/C e de sincronização 92 na figura 12 ilustra coletivamente o circuito de separação Y/C 37, o LPFs 41 e 43 e o circuito de sincronização 44 na figura 11.

5 O circuito de controle 15 realiza comutação do interruptor de comutação 91, comutando/ajustando os coeficientes matriz do primeiro circuito matriz 86 e assim por diante na informação correspondente ao filtro de separação de cor 30 ou 30' na informação ID proveniente da seção de geração ID 33 no endoscópio 2 ou 2' conectado ao processador de vídeo 4D.

10 Além disso, o circuito de controle 15 também realiza o controle de comutação da característica para o circuito de ênfase 48C. A figura 12 ilustra o caso em que o endoscópio 2' usando o filtro de separação de cor 30' do sistema de cor principal está conectado ao processador de vídeo 4D, e, nesse caso, é selecionado e usado o circuito de sincronização 93.

15 Cada um dos sinais dos pixels de R, G e B que são transferidos do CCD 29 no qual é adotado o filtro de separação de cor 30' do sistema de cor principal, e são introduzidos no circuito de sincronização 93, são cor/pixel. Portanto, no circuito de sincronização 93, os mesmos são convertidos em sinais cada um dos três cores/pixel (painel-três) e são transferidos para o primeiro circuito matriz 86.

20 No caso do CCD 29 usando o filtro de separação de cor 30 do sistema de cor complementar, o sinal de luminância Y e os sinais de cor Cr e Cb são introduzidos no primeiro circuito matriz 86, e no caso do CCD 29 usando o filtro de separação de cor 30' do sistema de cor principal R, G e B os sinais são inseridos no primeiro circuito matriz 86.

25 O circuito de controle 15 realiza apropriadamente a comutação dos coeficientes matriz do primeiro circuito matriz 86 com base na informação 1D proveniente da seção de geração de ID 33. Conforme descrito no caso da configuração da figura 11, a partir do primeiro circuito matriz 86, são transferidos os sinais de R1', G1' e B1'.

30 De acordo com o presente exemplo modificado, em qualquer caso no qual seja usado o filtro de separação de cor 30' do sistema de cor principal e no caso no qual seja usado o filtro de separação de cor 30 do sis-

tema de cor complementar, é obtido o efeito similar à modalidade 2.

No presente exemplo modificado, com base na ID da seção de geração ID 33, a característica, por exemplo, do circuito de Borda_y do circuito 50C pode ser apropriadamente ajustado de acordo com a característica do CCD 29 equipado no endoscópio 2 ou 2'.

Especificamente, uma vez que o valor de S/N no tempo da conversão fotoelétrica difere de acordo com o tipo do CCD ou coisa parecida, o valor da tabela_y da característica correspondente ao valor do S/N é armazenado na seção de armazenamento da tabela_y 56 (ver figura 4) no circuito y 50C, de acordo com o tipo ou coisa parecida do CCD 29.

Subseqüentemente, o circuito de controle 15 envia um sinal de instrução Sccd usando o valor da tabela_y correspondente ao CCD 29 da ID da seção de geração ID 33 para a seção de armazenamento de tabela_y 56 no circuito y 50C, e a seção de armazenamento de tabela_y 56 ajusta o valor da tabela_y instruído no circuito de Borda_y 55.

O sinal de instrução Sccd provoca um valor adequado dos valores da tabela_y a ser ajustado em correspondência com o tipo ou coisa parecida do CCD que é usualmente usado, além de ser dotado da função de fazer com que o valor da tabela_y seja ajustado no circuito de Borda_y com base na comutação do nível de ênfase e do modo de observação.

Nesse caso, no caso do CCD 29 com pequeno S/N, o CCD 29 é ajustado em tal característica que o valor transferido se torna um valor baixo com relação à entrada da parte de intensidade baixa como comparado com o caso do CCD 29 com S/N grande. Fazendo isso, mesmo quando a característica do CCD 29 diferir, o ruído especialmente na parte de intensidade baixa pode ser efetivamente suprimido.

O valor da tabela_y que é ajustado no circuito de Borda_y 55 pode ser ajustado com base no sinal de instrução Sccd, o sinal de instrução Sccd correspondendo ao nível de ênfase, e o sinal de instrução Sob correspondendo ao modo de observação.

A presente modalidade pode também ser aplicada ao caso do endoscópio do tipo seqüencial de estrutura 2B. A figura 13 ilustra um apare-

lho de endoscópio 1E incluindo o segundo exemplo modificado aplicado ao caso do endoscópio do tipo seqüencial de estrutura 2B.

O aparelho de endoscópio 1E adota um dispositivo de fonte de luz 3E com uma parte do dispositivo de fonte de luz 3B alterada, e um processador de vídeo 4E com uma parte do processador de vídeo 4B alterada,
5 no aparelho de endoscópio 1B ilustrado na figura 7.

O dispositivo de fonte de luz 3E está configurado de maneira que um filtro rotatório 61' seja usado em vez do filtro rotatório 61, e o motor móvel 63 e outros mais que movem o filtro rotatório 61 não são proporcionados,
10 dos, no dispositivo de fonte de luz 3B da figura 7.

Especificamente, o filtro rotatório 61' é apenas dotado do grupo de filtro no lado circular externo ilustrado na figura 8, e não é dotado do grupo de filtro no lado circular interno. O filtro rotatório 61' sempre gera luz seqüencial de estrutura de R, G e B.

Além disso, o processador de vídeo 4E é dotado de um circuito de conversão de cor 95 que inclui a função de gerar um sinal de imagem espectral de uma faixa estreita e a função de realizar conversão de cor para o sinal da imagem espectral gerada (correspondendo à função do circuito de conversão de cor 74 da figura 7), em vez do circuito de conversão de cor 74,
15 no processador de vídeo 4B da figura 6.

Além disso, é proporcionada a seção de armazenamento de coeficiente matriz de conversão 96 que supre os coeficientes matriz de conversão para gerar um sinal espectral de faixa estreita para o circuito de conversão de cor 95. Quando é realizada a comutação do modo para o modo de observação de luz espectral, os coeficientes matriz de conversão para gerar um sinal espectral de faixa estreita são supridos para o circuito de conversão de cor 95 da seção de armazenamento de coeficiente matriz de conversão 96 pelo sinal do circuito de comutação de modo 73.
25

O sinal de imagem espectral é gerado e a conversão de cor é realizada pelo circuito de conversão de cor 95, e o sinal correspondente ao sinal de faixa estreita transferido do circuito de conversão de cor 74 da figura 7 é transferido para o circuito seqüencial de estrutura 75. A outra configura-
30

ção é a mesma daquela da figura 7.

Além disso, no tempo do modo de observação de luz usual, a operação pelo presente exemplo modificado é totalmente a mesma operação do modo de observação de luz usual no caso da figura 7.

5 Por outro lado, no tempo do modo de observação da luz espectral, os coeficientes matriz de conversão são supridos para o circuito de conversão de cor 95 da seção de armazenamento dos coeficientes matriz de conversão 96, um sinal espectral é gerado, e a conversão de cor é também realizada. O sinal de imagem espectral de cor convertido que é transferido
10 do circuito de conversão de cor 95 corresponde ao sinal de faixa estreita de luz convertido que é transferido do circuito de conversão de cor 74 da figura 7. A operação a partir do circuito de conversão de cor 95 e após isso é a mesma operação daquela do modo de observação espectral da figura 7.

O presente exemplo modificado pode também ser aplicado ao
15 caso da geração de um sinal de imagem de uma faixa estreita, isto é, o sinal de imagem espectral proveniente de um sinal de imagem de uma faixa ampla de um tipo seqüencial de estrutura no modo de observação de luz usual, e o barulho na parte de intensidade baixa naquele caso pode ser efetivamente suprimido.

20 Na modalidade 2 acima descrita e exemplo modificado da mesma, o caso do modo de observação espectral é descrito como um modo de observação de luz especial.

Além disso, como o modo de observação de luz especial, a presente invenção pode ser aplicada aos casos de um modo de observação de
25 luz infravermelha nos quais a luz infravermelha é irradiada para um espécimen como, por exemplo, uma parte afetada, e um modo de observação fluorescente no qual a observação fluorescente é realizada pela irradiação de luz de estimulação, em vez, por exemplo, do modo de observação de luz de faixa estreita descrito na modalidade 1.

30 Por exemplo, no caso do modo de observação de luz infravermelha, ou no modo de observação fluorescente, é irradiada a luz de iluminação de pelo menos uma faixa estreita, e pode ser obtida uma imagem de luz

infravermelha ou uma imagem fluorescente de um sinal de imagem coletado sob a luz de iluminação, como no caso do modo de observação de luz de faixa estreita descrito na modalidade 1.

- Além disso, as modalidades e outras mais estão configuradas pelas modalidades respectivas acima descritas e outras mais sendo parcialmente combinadas e outras mais também pertencentes à presente invenção.
- 5 Aplicabilidade Industrial

- Quando a endoscopia é realizada pela inserção de um endoscópio em uma cavidade corporal, a observação é feita algumas vezes pela comutação do modo de observação, e comutando o nível de ênfase e outros mais. Em tal caso, a mudança da característica de correção e tom e outras mais correspondentes ao contorno da imagem no circuito y é realizada sendo ligada com a comutação. Realizando isso, o ruído que tende a ser evidente na parte de intensidade baixa é efetivamente suprimido, e a endoscopia pode ser realizada com uma imagem de observação com boa qualidade de imagem.
- 10 .
- 15 de imagem.

- A presente pedido é depositado com base e reivindicando o benefício da prioridade do Pedido de Patente Japonês No. 2006-12981 anterior, depositado no Japão em 8 de maio de 2006, e o conteúdo da revelação acima descrita é citado na descrição, nas reivindicações e nos desenhos do presente pedido.
- 20 presente pedido.

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, compreendendo:

5 uma seção de processamento de imagem que realiza um processamento de sinal para gerar uma imagem de sinal que deva ser observada como uma imagem de endoscópio e corresponda à imagem de endoscópio, para um sinal coletado com um dispositivo de imagem equipado no endoscópio;

10 uma seção de circuito de correção de tom que corrige um tom para o sinal de imagem; e

 uma seção de comutação que comuta um modo de observação ou um tipo para observação como uma imagem de endoscópio,

 onde de acordo com a comutação do modo de observação ou do tipo, é alterada uma característica de correção de um tom pela seção de circuito de correção de tom.

2. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 1, onde a seção de comutação é capaz de comutar para uma opcional proveniente das imagens de endoscópio incluindo pelo menos dois modos de observação ou tipos de uma imagem gerada sob luz de iluminação de uma região de extensão de onda visível, uma
20 imagem de luz especial gerada sob luz de iluminação diferindo da imagem de luz usual, e uma imagem espectral correspondente a uma imagem de faixa estreita gerada pela aplicação do processamento de dados numéricos para o sinal de imagem gerado sob a luz de iluminação da região de extensão de onda visível.

3. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 1, compreendendo adicionalmente uma seção de circuito de ênfase que realiza ênfase de nitidez para o sinal de imagem, e uma seção de comutação de quantidade de ênfase que realiza a
30 comutação da quantidade de ênfase da nitidez.

4. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 3, onde a seção de circuito de correção

de tom muda uma característica de correção de um tom em correspondência com a quantidade de ênfase ajustada pela comutação da quantidade de ênfase.

5 5. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 3, onde a seção de circuito de correção de tom compreende

uma primeira seção de circuito de correção de tom que corrige o tom do sinal de imagem com uma primeira característica de correção, e

10 uma segunda seção de circuito de correção de tom que é dotada de uma segunda característica de correção diferindo da primeira seção de circuito de correção, e corrige um tom para um sinal de imagem de entrada que é introduzido na seção de circuito de ênfase.

15 6. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 5, onde a segunda seção de circuito de correção de tom muda a segunda característica de correção em correspondência com a comutação do modo de observação ou do tipo, ou comutação da quantidade de ênfase.

20 7. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 2, onde a seção de circuito de correção de tom muda a característica de correção que difere uma da outra pelo menos em um caso de comutação para a imagem de luz usual, e um caso de comutação para a imagem de luz especial ou a imagem espectral.

25 8. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 5, onde a segunda seção de circuito de correção de tom muda a segunda característica de correção para pelo menos intensidade baixa no sinal de imagem de entrada, em correspondência com a comutação do modo de observação ou o tipo, ou comutação da quantidade de ênfase.

30 9. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 5, onde a segunda seção de circuito de correção de tom muda para a segunda característica de correção sendo dotada de tal característica de entrada e saída de maneira a proporcionar um

menor valor de saída em um caso de comutação para composição da quantidade de ênfase grande do que em um caso de comutação para composição da quantidade de ênfase pequena.

5 10. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 5, onde a segunda seção de circuito de correção de tom muda para a segunda característica de correção sendo dotada de tal característica de entrada e saída de maneira a proporcionar um menor valor de saída em um caso no qual a imagem de endoscópio é a imagem de luz especial ou a imagem espectral em um caso de imagem de luz
10 usual.

11. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 2, onde a imagem de luz especial é qualquer imagem de luz de faixa estreita gerada de um sinal de imagem coletado sob pelo menos uma luz de iluminação de faixa estreita, uma imagem fluorescente e uma imagem de luz infravermelha.
15

12. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 6, onde a segunda seção de circuito de correção de tom é dotada de uma seção de armazenamento de dados armazenando dados para determinar a segunda característica de correção, e
20 muda os dados de acordo com a comutação do modo de observação ou o tipo, ou a quantidade de ênfase.

13. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, compreendendo:

25 uma seção de processamento de imagem que realiza processamento de sinal para gerar um sinal de imagem que deva ser observado como uma imagem de endoscópio e corresponda à imagem de endoscópio, para um sinal coletado com um dispositivo de coleta de imagem equipado em um endoscópio;

30 uma seção de circuito de correção de tom que corrige um tom para o sinal de imagem;

uma seção de circuito de ênfase que realiza ênfase de nitidez para o sinal de imagem;

uma seção de comutação que comuta um modo de observação ou um tipo para observar como uma imagem de endoscópio; e

uma seção de comutação de ênfase que realiza comutação de uma quantidade de ênfase da nitidez,

5 onde de acordo com pelo menos uma comutação de comutação do modo de observação ou o tipo, e comutação da quantidade de ênfase, uma característica de correção de um tom pela seção de circuito de correção de tom é mudada.

10 14. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 13, onde a seção de comutação é capaz de comutar para uma opcional de imagens de endoscópio incluindo pelo menos duas de uma imagem de luz usual gerada sob luz de iluminação de uma região de extensão de onda visível, uma imagem de luz especial gerada sob luz de iluminação diferindo da imagem de luz usual, e uma imagem
15 espectral correspondente a uma imagem de faixa estreita gerada pela aplicação de processamento de dados numéricos para o sinal de imagem gerado sob luz de iluminação da região de extensão de onda visível.

20 15. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 13, onde a seção de circuito de correção de tom compreende

uma primeira seção de circuito de correção de tom que corrige o tom do sinal de imagem com uma primeira característica de correção, e

25 uma segunda seção de circuito de correção de tom que é dotada de uma segunda característica de correção que difere da primeira seção de circuito de correção, e realiza correção de um tom para o sinal de imagem de entrada que é introduzido na seção de circuito de ênfase, e

30 a segunda seção de circuito de correção de tom muda a segunda característica de correção em correspondência com pelo menos uma comutação da comutação do modo de observação ou o tipo, e comutação da quantidade de ênfase.

16. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 15, onde a segunda seção de circuito de

correção de tom muda a segunda característica de correção em correspondência com a comutação do modo de observação ou o tipo, ou comutação da quantidade de ênfase.

5 17. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 14, onde uma característica de correção pela seção de circuito de correção de tom é mudada para características de correção diferindo umas das outras pelo menos em um caso de comutação para a imagem de luz usual, e um caso de comutação para uma imagem de luz especial de uma imagem espectral.

10 18. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 15, onde a segunda seção de circuito de correção de tom muda a segunda característica de correção para pelo menos intensidade baixa no sinal de imagem de entrada, em correspondência com a comutação do modo de observação ou o tipo, ou comutação da quantidade de ênfase.

15 19. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 15, onde a segunda seção de circuito de correção de tom muda para a segunda característica de correção sendo dotada de tal característica de entrada e saída de maneira a proporcionar um valor de saída menor em um caso de comutação para composição da quantidade de ênfase grande a não ser em um caso de comutação para composição de quantidade de ênfase pequena.

20 20. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 15, onde a segunda seção de circuito de correção de tom muda para a segunda característica de correção sendo dotada de tal característica de entrada e saída de maneira a proporcionar um valor de saída menor em um caso no qual a imagem de endoscópio é uma imagem de luz especial ou uma imagem espectral a não ser em um caso de imagem de luz usual.

30 21. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 14, onde a imagem de luz especial inclui qualquer imagem de luz de faixa estreita gerada de um sinal de imagem co-

letado sob irradiação de pelo menos uma luz de iluminação de faixa estreita, uma imagem fluorescente e uma imagem de luz infravermelha.

22. Dispositivo de processamento de imagem para um endoscópio, de acordo com a reivindicação 15, onde a segunda seção de circuito de correção de imagem é dotada de uma seção de armazenamento de dados armazenando dados para determinar a segunda característica de correção, e muda os dados de acordo com a comutação do modo de observação ou o tipo, ou a quantidade de ênfase.

23. Aparelho de endoscópio, compreendendo:
10 uma seção de fonte de luz que gera luz de iluminação que é irradiada para um espécimen e inclui pelo menos luz de iluminação usual de uma região de extensão de onda visível;

um endoscópio incluindo uma seção de coleta de imagem coletando uma imagem do espécimen em luz de retorno proveniente do espécimen;
15

uma seção de processamento de imagem que gera um sinal de imagem correspondente a uma imagem de endoscópio para ser observada com um dispositivo de exibição com base em um sinal coletado pela seção de coleta de imagem;

20 uma seção de circuito de correção de tom que corrige um tom para o sinal de imagem; e

uma seção de comutação que comuta um modo de observação ou um tipo para observar como a imagem de endoscópio,

25 onde a característica de correção de um tom pela seção de circuito de correção de tom é mudada de acordo com a comutação do modo de observação ou o tipo.

24. Aparelho de endoscópio, de acordo com a reivindicação 23, onde a seção de comutação é capaz de comutar seletivamente para uma opcional proveniente de imagens de endoscópio incluindo pelo menos duas
30 de uma imagem de luz usual gerada sob luz de iluminação de uma região de extensão de onda visível, uma imagem de luz especial gerada sob luz de iluminação diferindo da imagem de luz usual, e uma imagem espectral cor-

respondente a uma imagem de faixa estreita gerada pela aplicação de processamento de dados numéricos para um sinal de imagem gerado sob a luz de iluminação usual da região de extensão de onda visível.

25. Aparelho de endoscópio, de acordo com a reivindicação 24,
5 onde a seção de fonte de luz comuta a luz de iluminação a ser gerada sendo ligada com a comutação entre a imagem de luz usual e a imagem de luz especial.

26. Aparelho de endoscópio, de acordo com a reivindicação 23,
compreendendo adicionalmente uma seção de circuito de ênfase que realiza
10 ênfase de nitidez para o sinal de imagem, e uma seção de comutação de quantidade de ênfase que realiza comutação da quantidade de ênfase da nitidez.

27. Aparelho de endoscópio, de acordo com a reivindicação 26,
onde a seção de circuito de correção de tom muda a característica de corre-
15 ção de um tom em correspondência com a quantidade de ênfase ajustada pela comutação da quantidade de ênfase.

28. Aparelho de endoscópio, compreendendo:

uma seção de fonte de luz que gera luz de iluminação que é irradiada para um espécimen e inclui pelo menos luz de iluminação usual de
20 uma região de extensão de onda visível;

um endoscópio incluindo uma seção de coleta de imagem coletando uma imagem do espécimen em luz de retorno proveniente do espécimen;

uma seção de processamento de imagem que gera um sinal de
25 imagem correspondente a uma imagem de endoscópio para ser observada com um dispositivo de exibição com base em um sinal coletado pela seção de coleta de imagem;

uma seção de circuito de correção de tom que corrige um tom para o sinal de imagem;

30 uma seção de comutação que comuta um modo de observação ou um tipo para observar como a imagem de endoscópio; e

uma seção de circuito de ênfase que possibilita comutação de

uma quantidade de ênfase, e realiza ênfase de nitidez para o sinal de imagem,

onde a característica de correção de um tom pela seção de circuito de correção de tom é mudada de acordo com pelo menos uma da comutação do modo de observação ou o tipo, e comutação da quantidade de ênfase.

29. Aparelho de endoscópio, de acordo com a reivindicação 28, onde a seção e comutação é capaz de comutar seletivamente para uma opcional proveniente das imagens e endoscópio incluindo pelo menos duas de uma imagem de luz usual gerada sob luz de iluminação de uma região de extensão de onda visível, uma imagem de luz especial gerada sob luz de iluminação diferindo da imagem de luz usual, e uma imagem espectral correspondendo a uma imagem de faixa estreita gerada pela aplicação de processamento de dados numéricos no sinal de imagem gerado sob a luz de iluminação usual da região de extensão de onda visível.

30. Aparelho de endoscópio, de acordo com a reivindicação 29, onde a seção de fonte de luz comuta luz de iluminação a ser gerada sendo ligada com a comutação entre a imagem de luz usual e a imagem de luz especial.

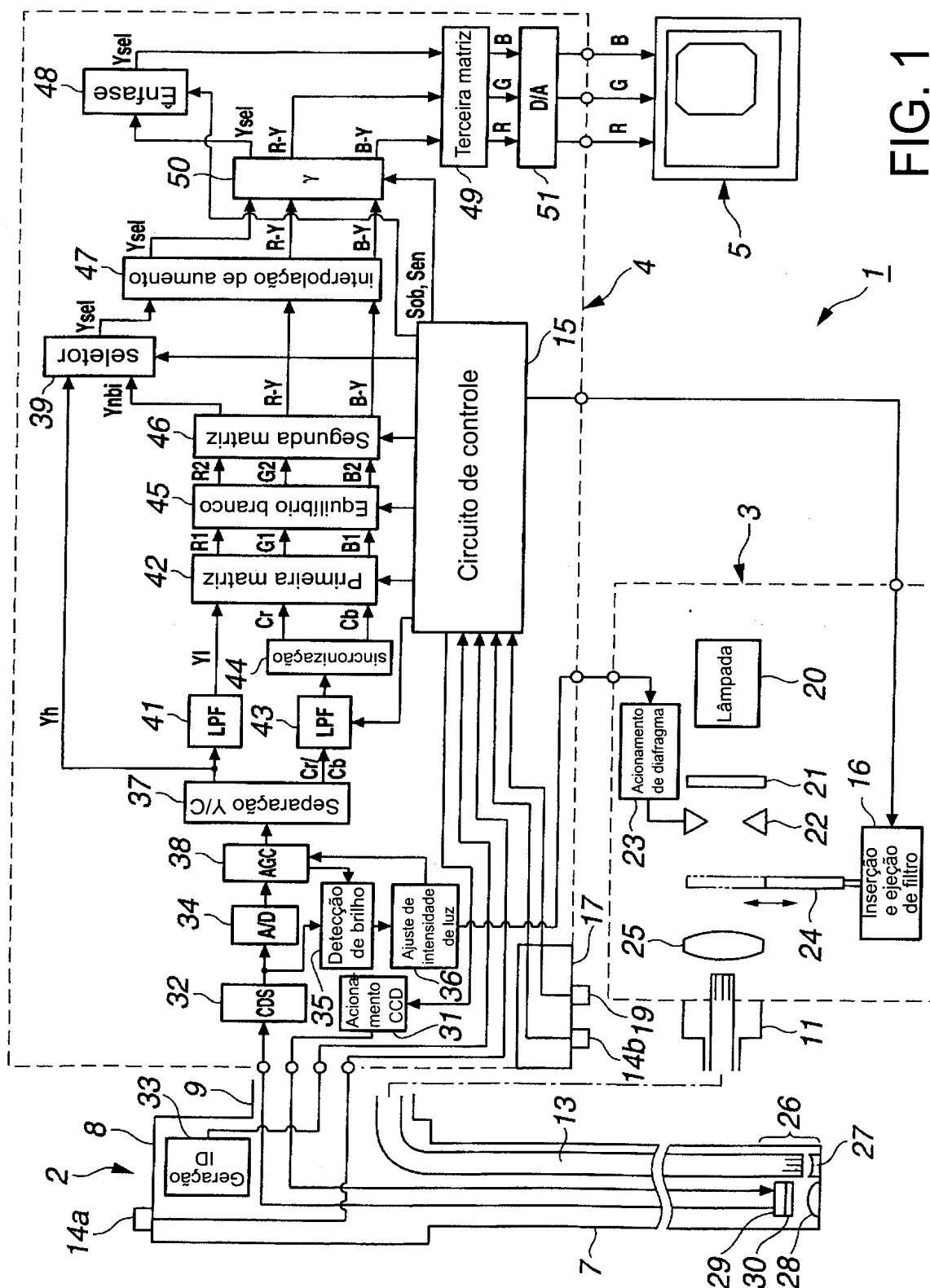


FIG. 1

FIG. 2

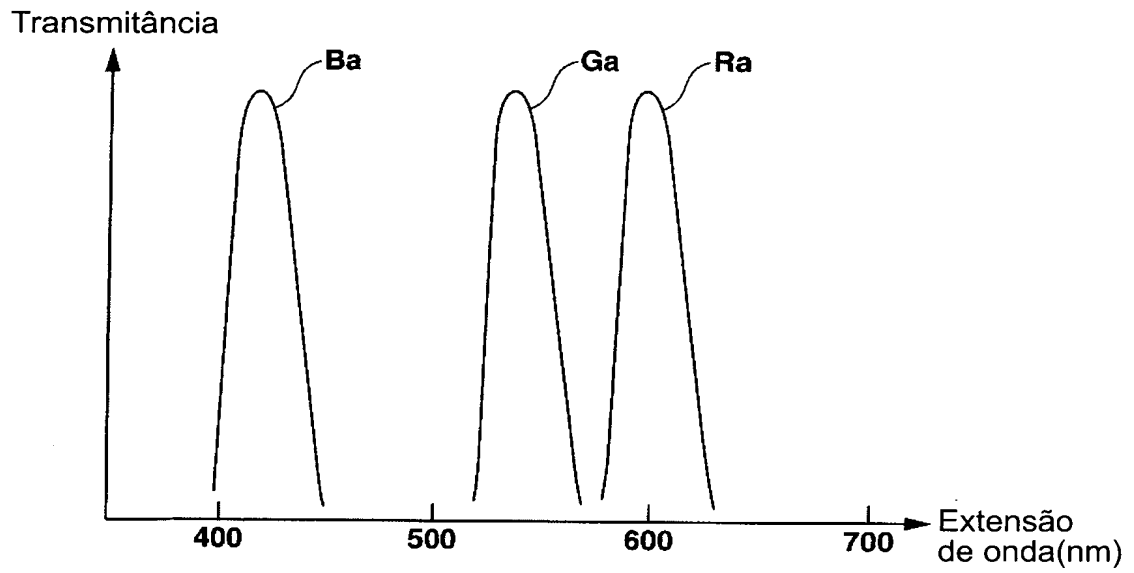


FIG. 3

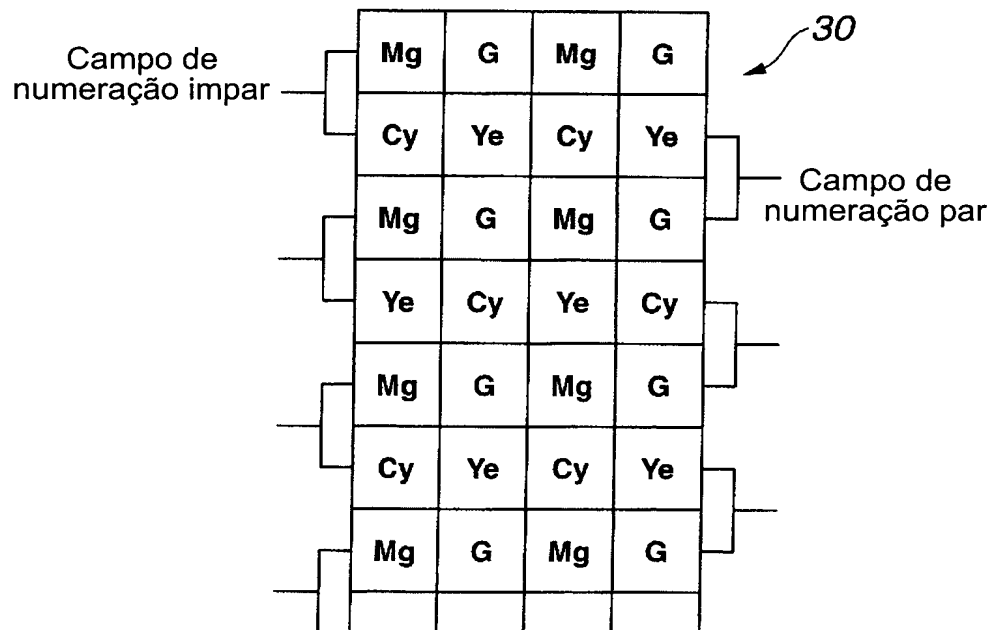


FIG. 4

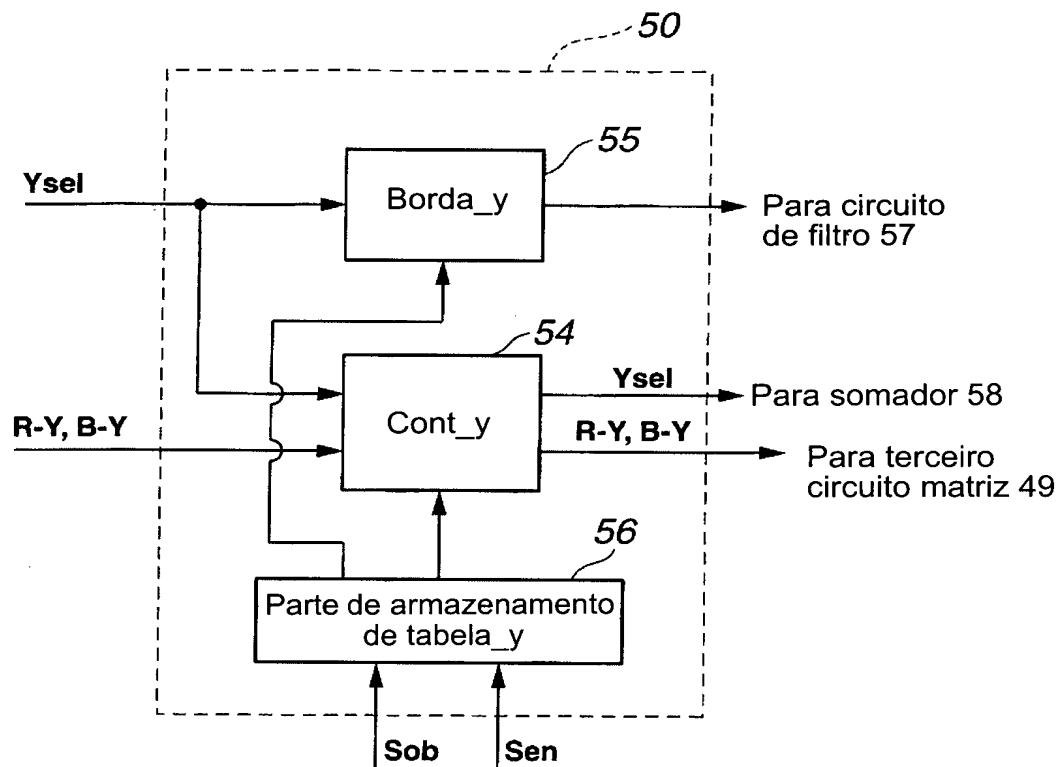


FIG. 5

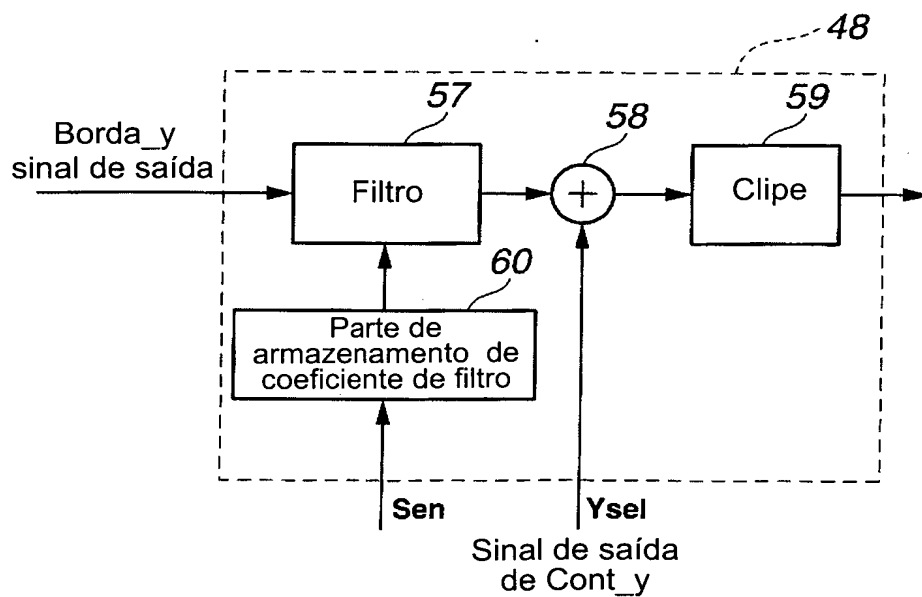


FIG. 6A

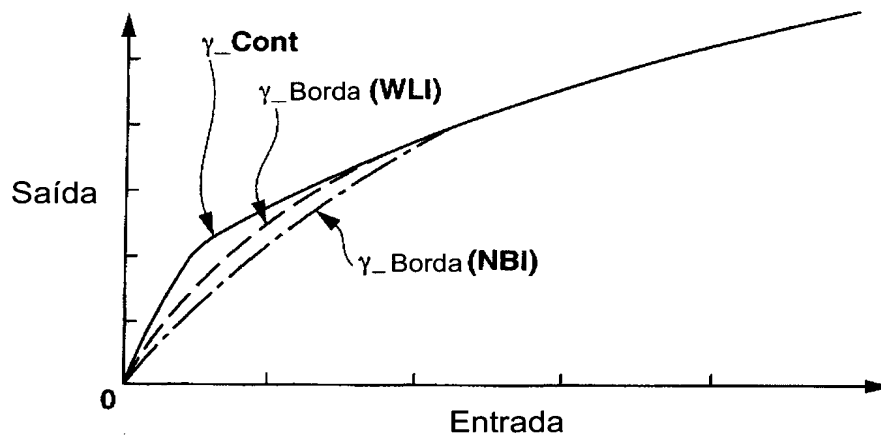


FIG. 6B

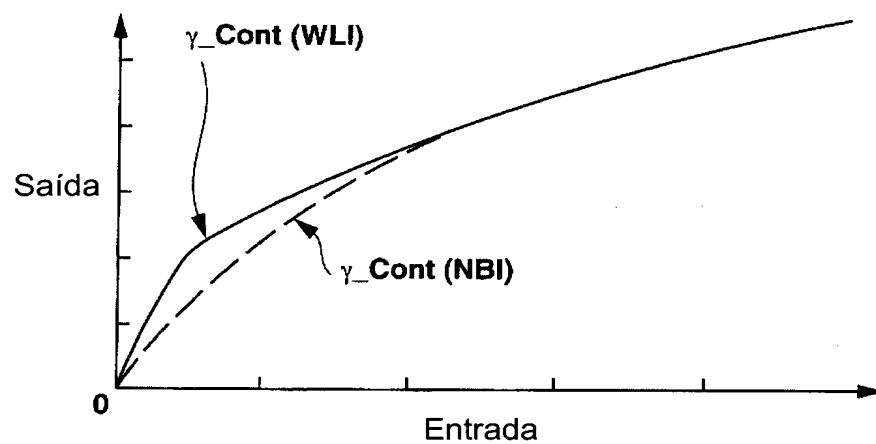
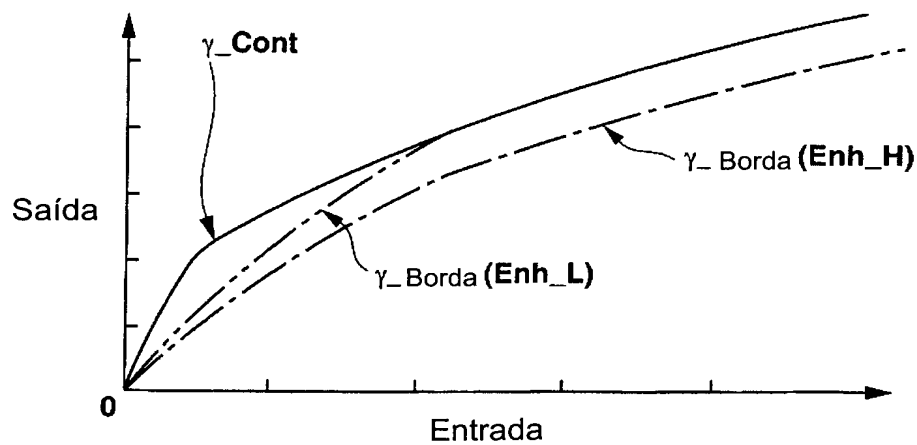


FIG. 6C



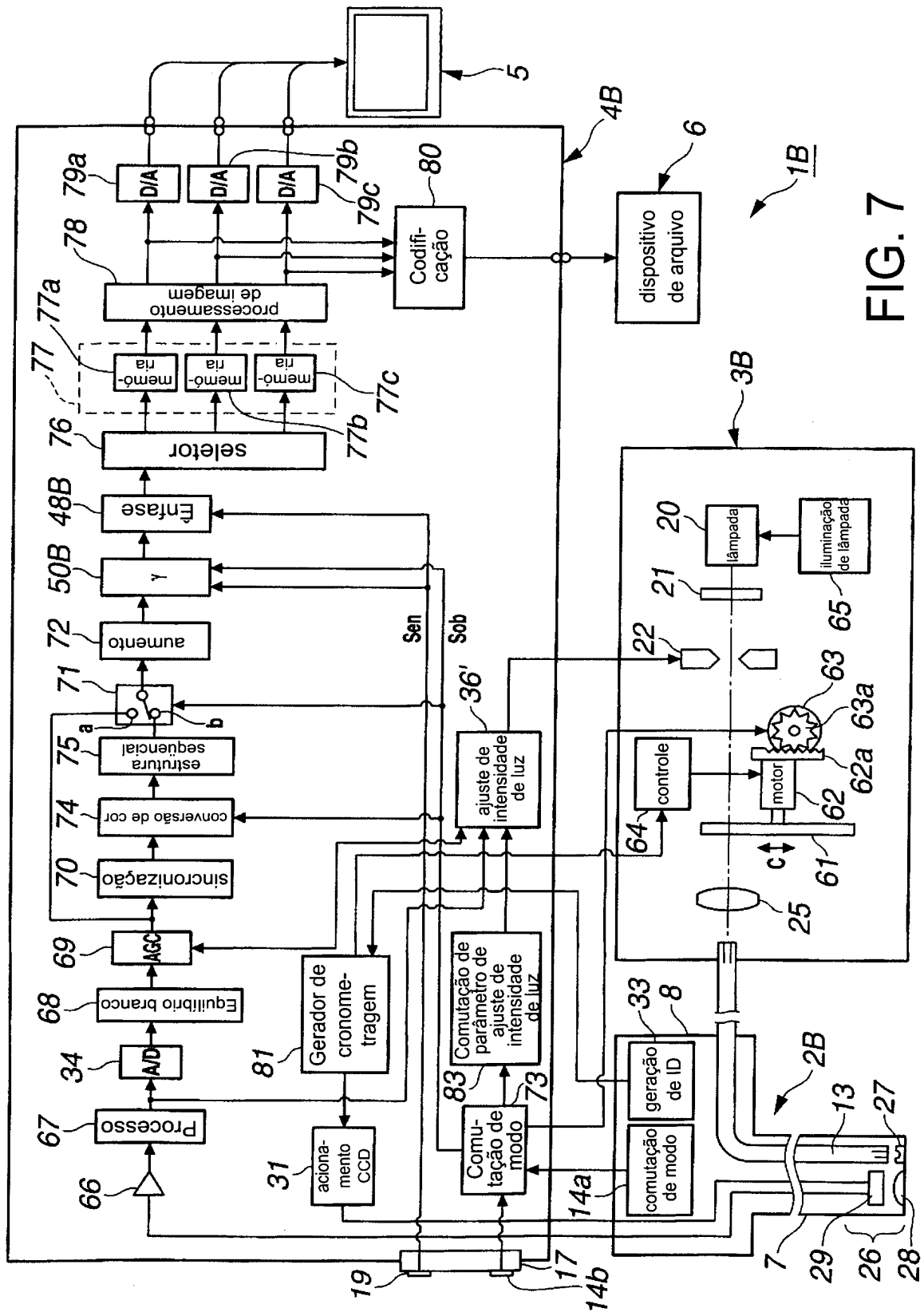


FIG. 7

FIG. 8

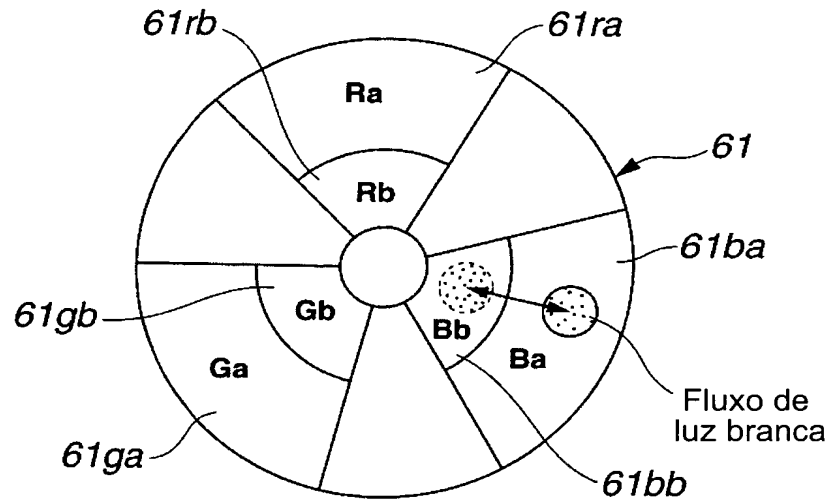


FIG. 9

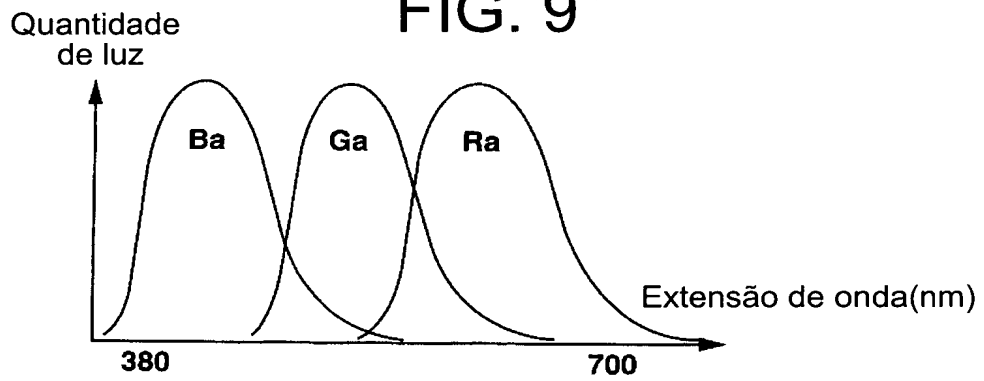
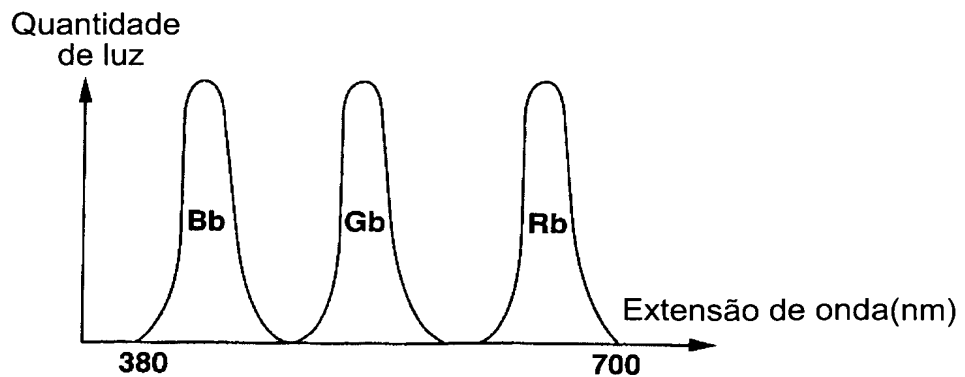


FIG. 10



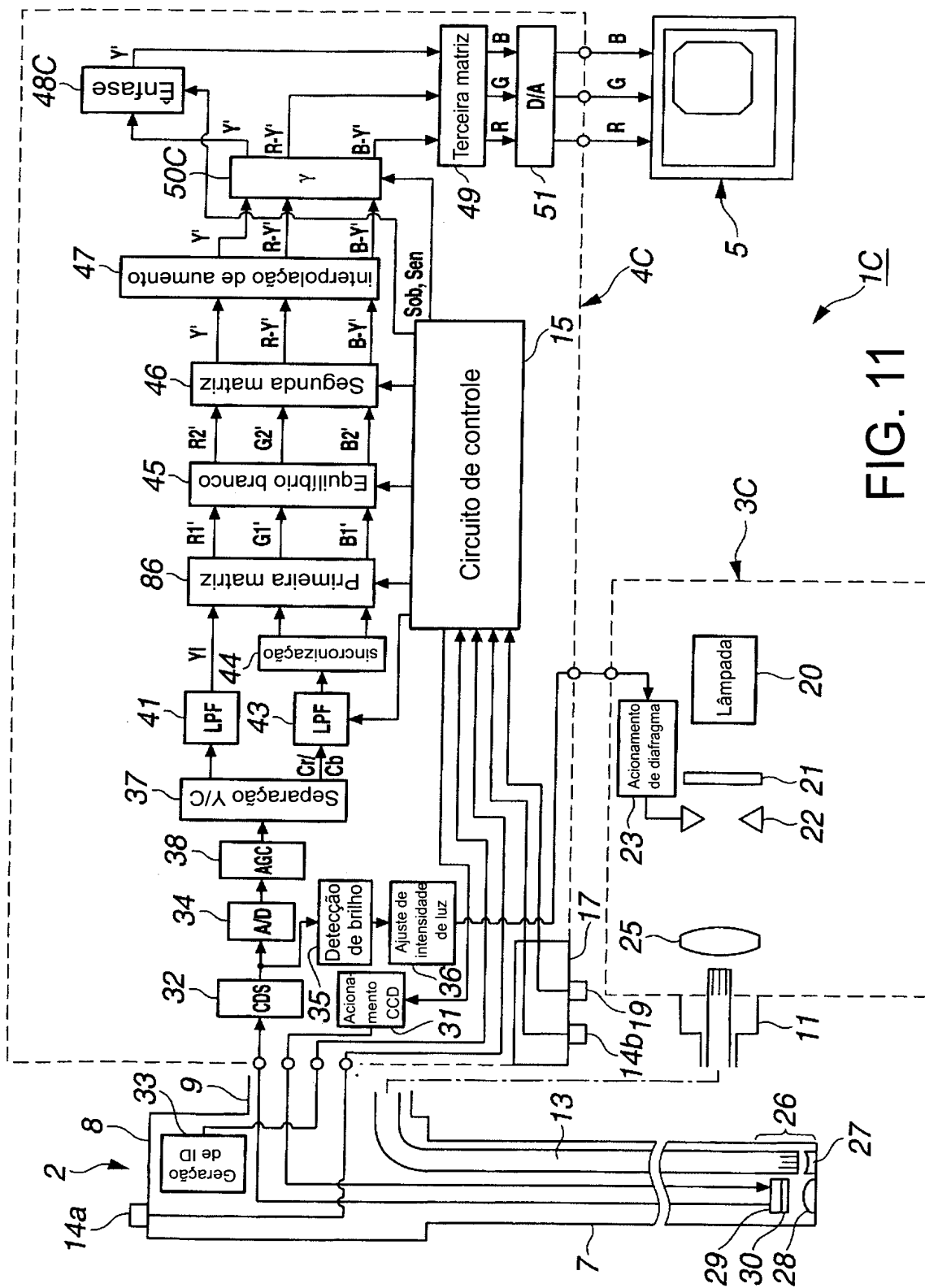


FIG. 11



FIG. 12

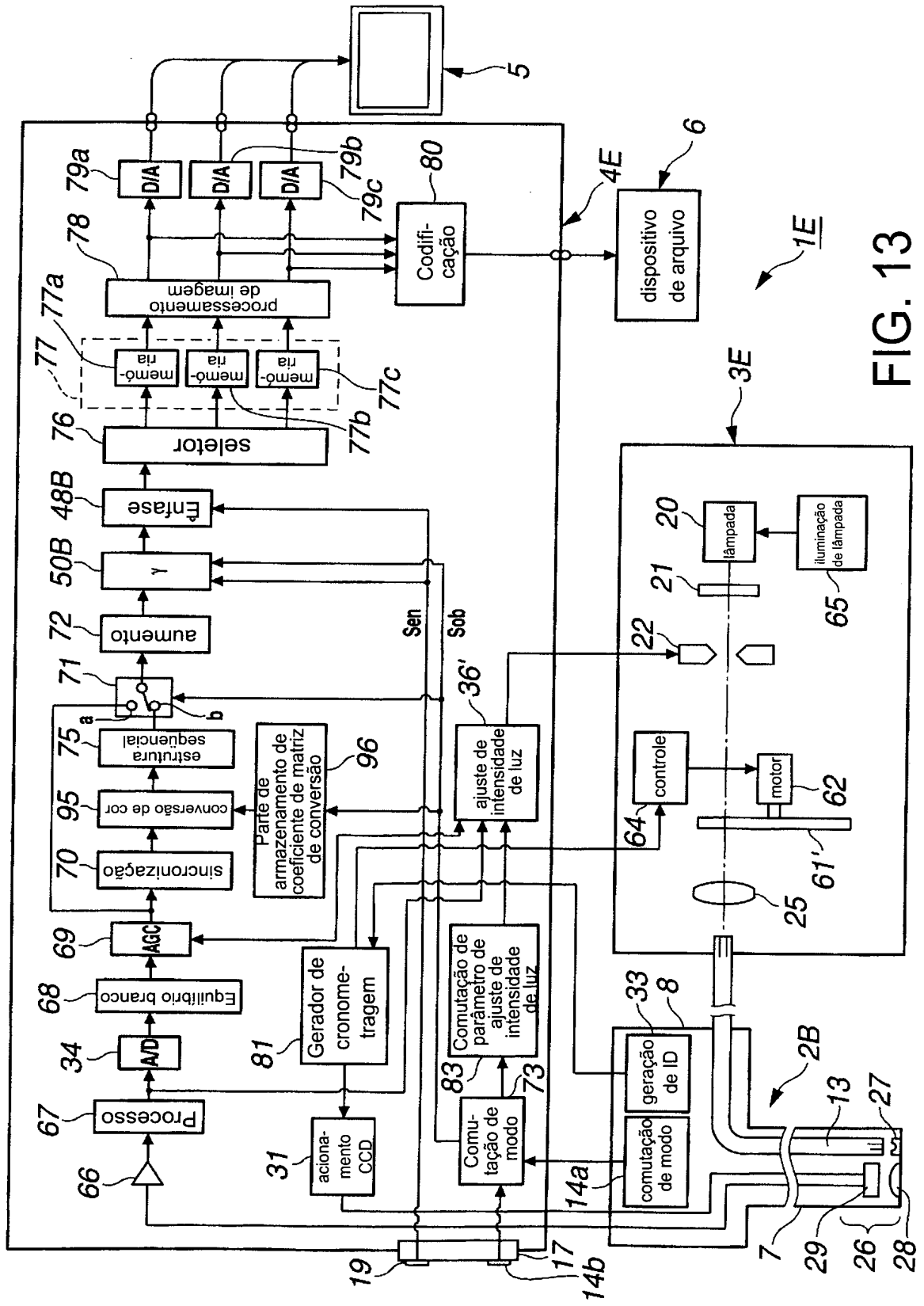


FIG. 13

RESUMO

Patente de Invenção: "**DISPOSITIVO DE PROCESSAMENTO E IMAGEM PARA ENDOSCÓPIO E APARELHO PARA ENDOSCÓPIO**".

Trata-se de um dispositivo de processamento de imagem para
5 um endoscópio incluindo uma seção de processamento de imagem que realiza processamento de sinal para gerar um sinal de imagem a ser observado como uma imagem de endoscópio, para um sinal coletado com um dispositivo de coleta de imagem equipado no endoscópio, uma seção de circuito de correção de tom que corrige um tom para o sinal de imagem, e uma seção
10 de comutação que comuta um modo de observação ou um tipo para observar como uma imagem de endoscópio, e muda uma característica de correção de um tom pela seção de circuito de correção de tom de acordo com a comutação do modo de observação ou o tipo.