

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-43928

(P2015-43928A)

(43) 公開日 平成27年3月12日(2015.3.12)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2013-178036 (P2013-178036)  
(22) 出願日 平成25年8月29日 (2013.8.29)

(71) 出願人 300019238  
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000  
(74) 代理人 100106541  
弁理士 伊藤 信和  
(72) 発明者 橋本 浩  
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127  
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 DE06 DE10 DE13 DE14 JC09  
JC11 JC12 JC13 KK02 KK08  
KK12 KK25

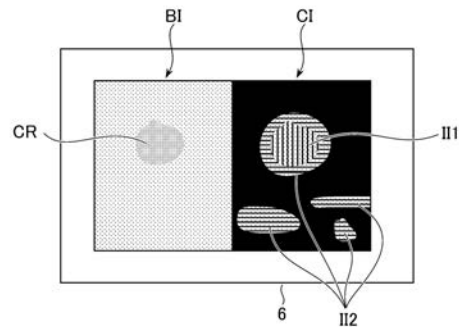
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】腫瘍などの対象領域の外側に造影画像の染影部分が広がっているか否かを容易に認識することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、被検体のBモード画像B Iのデータに基づいて、前記被検体における対象領域の輪郭を特定する対象特定部と、前記被検体の前記Bモード画像B Iと同一断面の造影画像C Iにおいて、前記対象領域の輪郭の内側の染影部分に第一識別画像I I 1を表示させ、前記対象領域の輪郭の外側の染影部分に、前記第一識別画像I I 1とは異なる色の第二識別画像I I 2を表示させる表示画像制御部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図5



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体の B モード画像において、前記被検体における対象領域の輪郭を特定する対象特定部と、

前記被検体の前記 B モード画像と同一断面の造影画像において、前記対象領域の輪郭の内側の染影部分と前記対象領域の輪郭の外側の染影部分とで異なる表示形態の画像を表示させる表示画像制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記表示画像制御部は、前記対象領域の輪郭の内側の染影部分に第一識別画像を表示させ、前記対象領域の輪郭の外側の染影部分に、前記第一識別画像とは異なる表示形態の第二識別画像を表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 3】

前記第一識別画像及び前記第二識別画像は、互いに異なる色のカラー画像であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記第一識別画像及び前記第二識別画像のうち、一方の画像が、該画像が表示される前記染影部分の輝度値に対して所定値高い輝度値の画像であり、他方の画像が、該画像が表示される前記染影部分の輝度値に対して所定値低い輝度値の画像であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 5】

前記第一識別画像及び前記第二識別画像は、互いに異なる形態の線又は点からなる画像であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記表示画像制御部は、前記対象領域の輪郭の内側の染影部分又は前記対象領域の外側の染影部分に、該染影部分とは異なる表示形態の識別画像を表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記識別画像は、所定の色からなるカラー画像であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 8】

前記識別画像は、該識別画像が表示される部分における前記染影部分の輝度値に対して、所定値高い輝度値又は所定値低い輝度値の画像であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記識別画像は、線又は点からなる画像であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

コンピュータに、

被検体の B モード画像において、前記被検体における対象領域の輪郭を特定する対象特定機能と、

40

前記被検体において前記 B モード画像と同一断面の造影画像において、前記対象領域の輪郭の内側の染影部分と前記対象領域の輪郭の外側の染影部分とで異なる表示形態の画像を表示させる表示画像制御機能と、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、造影画像を表示する超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

## 【背景技術】

50

## 【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は、被検体に送信された超音波のエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示する。この超音波画像として、被検体の血管に注入された造影剤を対象とした造影画像がある（例えば、特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

## 【 0 0 0 3 】

【特許文献1】特開2013-59679号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

## 【 0 0 0 4 】

ところで、Bモード画像と造影画像の両方を用いて、乳腺の腫瘍の良悪性鑑別が行われる場合がある。この場合、Bモード画像において周囲よりも輝度が低い腫瘍の外側に、造影画像の造影部分が存在しているか否かが良悪性鑑別のポイントになることがある。しかし、Bモード画像において腫瘍と認められる部分と対応する部分を造影画像において特定し、その部分の外側に造影部分が存在しているか否かを判断することが容易ではない場合がある。そこで、Bモード画像において腫瘍と認められる部分の外側に、造影画像の造影部分が存在しているか否かを容易に認識できる超音波診断装置及びその制御プログラムが望まれている。

【課題を解決するための手段】

20

## 【 0 0 0 5 】

上述の課題を解決するためなされた一の観点の発明は、被検体のBモード画像において、前記被検体における対象領域の輪郭を特定する対象特定部と、前記被検体の前記Bモード画像と同一断面の造影画像において、前記対象領域の輪郭の内側の造影部分と前記対象領域の輪郭の外側の造影部分とで異なる表示形態の画像を表示させる表示画像制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

## 【 0 0 0 6 】

上記一の観点の発明によれば、前記Bモード画像において特定された対象領域の輪郭の内側の造影部分と、前記対象領域の輪郭の外側の造影部分とで異なる表示形態の画像が表示されるので、前記対象領域の外側に造影画像の造影部分が広がっているか否かを容易に認識することができる。

30

【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 0 7 】

【図1】本発明の実施形態における超音波診断装置の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】エコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図4】実施形態の超音波診断装置の作用の一例を示すフローチャートである。

【図5】第一識別画像及び第二識別画像を有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

40

【図6】第一識別画像及び第二識別画像を有しない造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図7】第一実施形態の第一変形例において、第一識別画像及び第二識別画像の境界部分に輪郭線を有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図8】第一実施形態の第二変形例において、第一識別画像及び第二識別画像を有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図9】第二実施形態において、第二識別画像のみを有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図10】第二実施形態の第一変形例において、第二識別画像と輪郭線とを有する造影画

50

像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図11】第二実施形態の第二変形例において、第二識別画像のみを有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図12】第三実施形態において、第一識別画像のみを有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図13】第三実施形態の第一変形例において、第一識別画像と輪郭線とを有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図14】第三実施形態の第二変形例において、第一識別画像のみを有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図15】第四実施形態において、低輝度の第一識別画像を有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図16】第四実施形態において、高輝度の第二識別画像を有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図17】第四実施形態の第一変形例において、低輝度の第一識別画像と高輝度の第二識別画像とを有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【図18】第四実施形態の第二変形例において、輪郭線を有する造影画像とBモード画像とが表示された表示部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、本発明の実施形態について詳細に説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について図1～図6に基づいて説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4、表示制御部5、表示部6、操作部7、制御部8及び記憶部9を備える。

【0009】

前記超音波プローブ2は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子(図示省略)を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。

【0010】

前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2から所定の走査条件で超音波を送信するための電気信号を、前記制御部8からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ2に供給する。また、前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2で受信したエコー信号について、A/D変換、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコーデータを前記エコーデータ処理部4へ出力する。

【0011】

前記エコーデータ処理部4は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための信号処理などを行なう。例えば、前記エコーデータ処理部4は、図2に示すように、Bモードデータ作成部41及び造影データ作成部42を有している。

【0012】

前記Bモードデータ作成部41は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等を含むBモード処理を行なってBモードデータを作成する。前記造影データ作成部42は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、被検体に投与された造影剤が強調された造影画像を作成するための処理を行なって造影データを作成する。例えば、前記造影データ作成部42は、エコー信号の高調波成分を抽出するためのフィルタ処理を行なう。前記造影データ作成部42は、パルスインバージョン(Pulse Inversion)法によって造影剤からのエコー信号を抽出する処理を行なってもよい。また、前記造影データ作成部42は、異なる振幅の超音波を送信して得られたエコー信号に基づくエコーデータを減算して造影剤からの信号成分を抽出する処理(振幅変調法: Amplitude Modulation)を行なってもよい。

10

20

30

40

50

## 【0013】

前記表示制御部5は、図3に示すように、画像データ作成部51、対象特定部52及び表示画像制御部53を有する。前記画像データ作成部51は、前記Bモードデータ及び前記造影データに対し、スキャンコンバータ(Scan Converter)による走査変換を行なってBモード画像データ及び造影画像データを作成する。

## 【0014】

前記対象特定部52は、Bモード画像において被検体における対象領域の輪郭を特定する。本例では、前記対象特定部52は、前記Bモードデータ(ローデータ: raw data)又は前記Bモード画像データに基づいて、被検体における対象領域の輪郭を特定する。前記対象領域は、本例では被検体における腫瘤の領域であり、Bモード画像において、周囲よりも輝度が低い低輝度領域である。前記対象特定部52は、前記Bモードデータ又は前記Bモード画像データ(Bモード画像の輝度に対応するデータ値)に基づいて、前記低輝度領域の輪郭を特定する処理を行なう。

10

## 【0015】

前記対象特定部52は、本発明における対象特定部の実施の形態の一例である。また、前記対象特定部52によって実行される機能は、本発明における対象特定機能の実施の形態の一例である。

## 【0016】

また、前記Bモードデータ及び前記Bモード画像データを、Bモード画像のデータというものとする。

20

## 【0017】

前記表示画像制御部53は、前記Bモード画像データに基づくBモード画像を前記表示部6に表示させる。また、前記表示画像制御部53は、前記造影画像データに基づく造影画像を前記表示部6に表示させる。

## 【0018】

さらに、前記表示画像制御部53は、被検体のBモード画像と同一断面の造影画像において、前記対象領域の輪郭の内側の染影部分と前記対象領域の輪郭の外側の染影部分とで異なる表示形態の画像を表示させる。前記造影画像の染影部分とは、造影画像において輝度を有する部分、すなわち造影データ及び造影画像データにおいて信号が存在する部分である。ただし、前記染影部分には、造影剤からのエコー信号に基づいて表示される部分のほか、生体組織からのエコー信号に基づいて表示される部分が含まれる場合もある。

30

## 【0019】

前記表示画像制御部53は、本発明における表示画像制御部の実施の形態の一例である。また、前記表示画像制御部53が実行する機能は、本発明における表示画像制御機能の実施の形態の一例である。

## 【0020】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)や有機EL(Electro-Luminescence)ディスプレイなどである。前記操作部7は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード(keyboard)及びポインティングデバイス(pointing device)などを含んで構成されている。

40

## 【0021】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)であり、前記記憶部9に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置1の各部における機能を実行させる。例えば、前記送受信ビームフォーマ3、前記エコーデータ処理部4、前記表示制御部5の機能は、前記制御プログラムによって実行されてもよい。

## 【0022】

前記記憶部9は、例えばHDD(Hard Disk Drive)や半導体メモリ(memory)などである。

## 【0023】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について図4のフローチャートに基づいて説明す

50

る。まず、ステップ S 1 では、操作者は、前記超音波プローブ 2 によって、造影剤が注入された被検体に対して超音波の送受信を開始する。ここでは、B モード画像用の超音波の送受信と造影画像用の超音波の送受信とが、前記超音波プローブが同一位置にある状態で一フレーム毎に交互に行われる。

【 0 0 2 4 】

次に、ステップ S 2 では、超音波のエコー信号に基づいて、B モードデータが作成された後、B モード画像データが作成される。また、超音波のエコー信号に基づいて、造影データが作成された後、造影画像データが作成される。

【 0 0 2 5 】

次に、ステップ S 3 では、前記対象特定部 5 2 は、B モード画像データに基づいて、腫瘍の領域の輪郭を特定する。例えば、前記対象特定部 5 2 は、B モード画像データに対して、予め設定された閾値に基づいて二値化処理を行なって腫瘍の領域の輪郭を特定してもよい。また、前記対象特定部 5 2 は、隣り合う画素のデータ値の差に基づいて設定される閾値に基づいて閾値処理を行ない、腫瘍の領域の輪郭を特定してもよい（例えば、特開 2 0 1 1 - 2 0 0 2 8 2 号公報参照）。また、前記対象特定部 5 2 は、その他公知の手法を用いることによって、腫瘍の領域の輪郭を特定してもよい。

【 0 0 2 6 】

ただし、前記対象特定部 5 2 は、B モード画像データの代わりに、B モードデータを用いて腫瘍の領域の輪郭を特定してもよい。

【 0 0 2 7 】

次に、ステップ S 4 では、前記表示画像制御部 5 3 は、図 5 に示すように、前記表示部 6 に、B モード画像 B I 及び造影画像 C I を表示させる。前記 B モード画像 B I 及び前記造影画像 C I は、被検体において同一断面の画像であり、例えば乳腺の画像である。図 5 に示された B モード画像 B I において、符号 C R で示された部分（ドットの密度が高い部分）は、腫瘍の領域である。

【 0 0 2 8 】

前記表示画像制御部 5 3 は、造影画像 C I の染影部分に、第一識別画像 I I 1 及び第二識別画像 I I 2 を表示させる。本例では、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 は、互いに異なる色のカラー（color）画像であり、互いに表示形態が異なっている。

【 0 0 2 9 】

ここで、異なる色とは、色の三要素、すなわち色相、明度及び彩度のうち、いずれかが異なることを意味する。ただし、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 は、互いに区別しやすい色で表示されることが望ましい。

【 0 0 3 0 】

例えば、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 1 は、背景の染影部分が透けて見えるように半透明で表示される。あるいは、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 1 は、背景の染影部分に重畳して（染影部分が透けて見えない状態で）表示されてもよい。

【 0 0 3 1 】

前記第一識別画像 I I 1 は、図 5 において縦線で示された部分であり、前記造影画像 C I において、前記腫瘍の領域 C R の輪郭と対応する部分の内側の染影部分に表示される。一方、前記第二識別画像 I I 2 は、図 5 において横線で示された部分であり、前記造影画像 C I において、前記腫瘍の領域 C R の輪郭と対応する部分の外側の染影部分に表示される。

【 0 0 3 2 】

前記 B モード画像 B I 及び前記造影画像 C I は、被検体において同一の部分の画像であるので、B モード画像データに基づいて特定された腫瘍の領域 C R の輪郭と被検体において同一の部分が造影画像 C I において特定され、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 が表示される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 3 】

ここで、造影画像 C I において、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 が表示されない場合と比較して、本例の効果を説明する。図 6 には、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 が表示されない造影画像 C I が示されている。前記造影画像 C I において、ドットが付された部分が染影部分である。なお、図 6 以外の図においても、染影部分は、説明の便宜上ドットで示されている。

## 【 0 0 3 4 】

操作者が、腫瘍の領域 C R の外側に、造影画像 C I の染影部分が存在しているか否かを判断して、腫瘍の良悪性鑑別を行なう場合、図 6 に示されるように、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 が表示されていない場合、前記 B モード画像 B I と前記造影画像 C I とを見ても、上記判断を行なうことが困難な場合がある。しかし、本例では、図 5 に示されるように、腫瘍の領域の染影部分に表示される前記第一識別画像 I I 1 の外側に、前記第二識別画像 I I 2 が表示されれば、操作者は、腫瘍の領域の外側に染影部分が存在していることを容易に認識することができる。従って、操作者は上記良悪性鑑別を容易に行なうことができる。

10

## 【 0 0 3 5 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。前記表示画像制御部 5 3 は、図 7 に示すように、前記造影画像 C I において、前記腫瘍の領域 C R の輪郭に対応する部分、すなわち第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 の境界部分に、腫瘍の領域の輪郭を示す輪郭線 O L を表示させてもよい。

20

## 【 0 0 3 6 】

次に、第二変形例について説明する。前記表示画像制御部 5 3 は、図 8 に示すように、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 は、線の画像であってもよい。図 8 では、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 は、斜線の画像になっている。ただし、前記第一識別画像 I I 1 と前記第二識別画像 I I 2 とでは、斜線の方向が異なっており、互いに表示形態が異なっている。ただし、前記第一識別画像 I I 1 と前記第二識別画像 I I 2 とで、線の方向が異なっていればよく、線の方向は斜め方向に限られるものではない。

## 【 0 0 3 7 】

また、特に図示しないが、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 は、互いに密度が異なる点の画像であってもよい。

30

## 【 0 0 3 8 】

( 第二実施形態 )

次に、第二実施形態について説明する。本例の超音波診断装置の構成及び作用は、基本的には第一実施形態と同一である。ただし、前記ステップ S 4 において、前記表示画像制御部 5 3 は、図 9 に示すように、前記造影画像 C I において、前記腫瘍の領域 C R の輪郭と対応する部分の外側の染影部分に、カラー画像である前記第二識別画像 I I 2 を表示させるものの、前記第一識別画像 I I 1 を表示させない。前記造影画像 C I において、前記腫瘍の領域 C R の輪郭と対応する部分の内側の領域 ( ドットで示されている領域 ) は、通常の造影画像が表示される。従って、前記第二識別画像 I I 2 は、前記腫瘍の領域 C R の輪郭の内側の染影部分とは異なる表示形態の画像である。本例において、前記第二識別画像 I I 2 は、本発明における識別画像の実施の形態の一例である。

40

## 【 0 0 3 9 】

本例によっても、前記図 9 に示されるように、腫瘍の領域に表示される通常の造影画像の染影部分の外側に、前記第二識別画像 I I 2 が表示されれば、操作者は、腫瘍の領域の外側に染影部分が存在していることを容易に認識することができる。従って、操作者は上記良悪性鑑別を容易に行なうことができる。

## 【 0 0 4 0 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。前記表示画像制御部 5 3 は、図 10 に示すように、前記造影画像 C I において、前記腫瘍

50

の領域C Rの輪郭と対応する部分、すなわち通常の造影画像及び前記第二識別画像I I 2の境界部分に、腫瘤の領域の輪郭を示す輪郭線O Lを表示させてもよい。

【0041】

次に、第二変形例について説明する。図11に示すように、前記第二識別画像I I 2は、線の画像であってもよい。また、特に図示しないが、前記第二識別画像I I 2は、点の画像であってもよい。

【0042】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。本例の超音波診断装置の構成及び作用も、基本的には第一、第二実施形態と同一である。ただし、前記ステップS4において、前記表示画像制御部53は、図12に示すように、前記腫瘤の領域C Rの輪郭と対応する部分内側の染影部分に、カラー画像である前記第一識別画像I I 1を表示させるものの、前記第二識別画像I I 2を表示させない。前記造影画像C Iにおいて、前記腫瘤の領域C Rの輪郭と対応する部分の外側の領域(ドットで示されている領域)は、通常の造影画像が表示される。従って、前記第一識別画像I I 1は、前記腫瘤の領域C Rの輪郭の外側の染影部分とは異なる表示形態の画像である。本例において、前記第一識別画像I I 1は、本発明における識別画像の実施の形態の一例である。

10

【0043】

本例によっても、前記図12に示されるように、腫瘤の領域に表示される前記第一識別画像I I 1の外側に、通常の造影画像の染影部分が表示されれば、操作者は、腫瘤の領域の外側に染影部分が存在していることを容易に認識することができる。従って、操作者は上記良悪性鑑別を容易に行なうことができる。

20

【0044】

次に、第三実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。前記表示画像制御部53は、図13に示すように、前記造影画像C Iにおいて、前記腫瘤の領域C Rの輪郭と対応する部分、すなわち前記第一識別画像I I 1と通常の造影画像の境界部分に、腫瘤の領域の輪郭を示す輪郭線O Lを表示させてもよい。

【0045】

次に、第二変形例について説明する。図14に示すように、前記第一識別画像I I 1は、線の画像であってもよい。また、特に図示しないが、前記第一識別画像I I 1は、点の画像であってもよい。

30

【0046】

(第四実施形態)

次に、第四実施形態について説明する。本例の超音波診断装置の構成及び作用も、基本的には第一～第三実施形態と同一である。ただし、前記ステップS4において、前記表示画像制御部53は、前記第一識別画像I I 1及び前記第二識別画像I I 2として、カラー画像を表示させるのではなく、白黒の画像を表示させてもよい。ただし、前記表示画像制御部53は、前記第一識別画像I I 1又は前記第二識別画像I I 2のいずれか一方の画像を、この画像が表示される染影部分の輝度値に対して、所定値高い輝度値又は所定値低い輝度値で表示させる。

40

【0047】

例えば、前記表示画像制御部53は、造影画像C Iにおいて、腫瘤の領域C Rの輪郭と対応する部分の内側の染影部分における画素の輝度値の各々を、所定値減算して得られた画像を、前記第一識別画像I I 1として表示させる。この場合、前記造影画像C Iにおいて、前記腫瘤の領域C Rの輪郭と対応する部分の外側の染影部分は、通常の造影画像が表示される。従って、前記第一識別画像I I 1は、前記腫瘤の領域C Rの輪郭の外側の染影部分とは異なる表示形態の画像である。前記第一識別画像I I 1は、本発明における識別画像の実施の形態の一例である。

【0048】

前記第一識別画像I I 1は、通常の造影画像の染影部分よりも低輝度で表示される。従

50

って、図15に示すように、造影画像C Iにおいて、腫瘍の領域C Rの輪郭と対応する部分の外側に染影部分が表れるとともに、この染影部分よりも低輝度の第一識別画像I I 1が、前記染影部分の内側に表示されれば、操作者は、腫瘍の領域の外側に染影部分が存在していることを容易に認識することができる。従って、操作者は上記良悪性鑑別を容易に行なうことができる。

【0049】

なお、前記第一識別画像I I 1は、通常の造影画像の染影部分よりも高輝度で表示されてもよい。すなわち、前記表示画像制御部53は、造影画像C Iにおいて、腫瘍の領域C Rの輪郭と対応する部分の内側の染影部分における画素の輝度値の各々を、所定値加算して得られた画像を、前記第一識別画像I I 1として表示させてもよい。

10

【0050】

また、前記表示画像制御部53は、造影画像C Iにおいて、腫瘍の領域C Rの輪郭と対応する部分の外側の染影部分における画素の輝度値の各々を、所定値加算して得られた画像を、前記第二識別画像I I 2として表示させてもよい。この場合、前記造影画像C Iにおいて、前記腫瘍の領域C Rの輪郭と対応する部分の内側の染影部分は、通常の造影画像が表示される。従って、前記第二識別画像I I 1は、前記腫瘍の領域C Rの輪郭の内側の染影部分とは異なる表示形態の画像である。前記第二識別画像I I 2は、本発明における識別画像の実施の形態の一例である。

【0051】

前記第二識別画像I I 2は、通常の造影画像の染影部分よりも高輝度で表示される。従って、図16に示すように、造影画像C Iにおいて、腫瘍の領域C Rの輪郭と対応する部分の内側に染影部分が表示されるとともに、この染影部分よりも高輝度の第二識別画像I I 2が、前記染影部分の外側に表示されれば、操作者は、腫瘍の領域の外側に染影部分が存在していることを容易に認識することができる。従って、操作者は上記良悪性鑑別を容易に行なうことができる。

20

【0052】

なお、前記第二識別画像I I 2は、通常の造影画像の染影部分よりも低輝度で表示されてもよい。すなわち、前記表示画像制御部53は、造影画像C Iにおいて、腫瘍の領域C Rの輪郭と対応する部分の外側の染影部分における画素の輝度値の各々を、所定値減算して得られた画像を、前記第二識別画像I I 2として表示させてもよい。

30

【0053】

次に、第四実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。前記表示画像制御部53は、前記第一識別画像I I 1及び前記第二識別画像I I 2のうち、一方の画像を、この画像が表示される染影部分の輝度値に対して所定値高い輝度値で表示させ、他方の画像を、この画像が表示される染影部分の輝度値に対して所定値低い輝度値の画像で表示させる。例えば、前記表示画像制御部53は、造影画像C Iにおいて、腫瘍の領域C Rの輪郭と対応する部分の内側の染影部分における画素の輝度値の各々を、所定値減算して得られた画像を、前記第一識別画像I I 1として表示させるとともに、腫瘍の領域C Rの輪郭と対応する部分の外側の染影部分における画素の輝度値の各々を、所定値加算して得られた画像を、前記第二識別画像I I 2として表示させてもよい。この場合、前記第二識別画像I I 2は、前記第一識別画像I I 1よりも高輝度で表示される。従って、図17に示すように、前記第一識別画像I I 1の周囲に前記第二識別画像I I 2が表示されれば、操作者は、腫瘍の領域の外側に染影部分が存在していることを容易に認識することができる。従って、操作者は上記良悪性鑑別を容易に行なうことができる。

40

【0054】

なお、特に図示しないが、前記第二識別画像I I 2は、前記第一識別画像I I 1よりも低輝度で表示されてもよい。すなわち、前記表示画像制御部53は、造影画像C Iにおいて、腫瘍の領域C Rの輪郭と対応する部分の内側の染影部分における画素の輝度値の各々を、所定値加算して得られた画像を、前記第一識別画像I I 1として表示させるとともに、腫瘍の領域C Rの輪郭と対応する部分の外側の染影部分における画素の輝度値の各々を

50

、所定値減算して得られた画像を、前記第二識別画像 I I 2 として表示させてもよい。

【 0 0 5 5 】

次に、第二変形例について説明する。前記表示画像制御部 5 3 は、図 1 8 に示すように、前記造影画像 C I において、前記腫瘍の領域 C R の輪郭と対応する部分に、輪郭線 O L を表示させてもよい。図 1 8 では、前記造影画像 C I において、前記第一識別画像 I I 1 が表示され、この第一識別画像 I I 1 と通常の造影画像の境界部分に、前記輪郭線 O L が表示されている。

【 0 0 5 6 】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記第一識別画像 I I 1 及び前記第二識別画像 I I 2 の表示形態は一例であり、造影画像 C I において、対象領域の輪郭の内側の染影部分と外側の染影部分とで異なる表示形態の画像が表示されればよい。例えば、前記第一識別画像 I I 1 がカラー画像であり、前記第二識別画像 I I 2 が線の画像であってもよい。

【 0 0 5 7 】

また、前記対象特定部 5 2 は、B モードデータや B モード画像データに対し、ゲイン ( g a i n ) やダイナミックレンジ ( d y n a m i c r a n g e ) の調整、空間フィルタによる処理などを行なうことによって、低輝度領域と高輝度領域とを境界をよりはっきりさせた白黒明確データを作成してもよい。この白黒明確データは、前記表示部 6 に表示されている画像のデータとは別のデータである。この白黒明確データも、B モード画像のデータに含まれるものとする。

【 0 0 5 8 】

前記対象特定部 5 2 は、前記白黒明確データに基づいて、腫瘍の輪郭を特定する処理を行なう。前記白黒明確データは、低輝度領域である腫瘍の領域の輪郭がはっきりしたデータであるので、腫瘍の領域をより正確に特定することができる。

【 0 0 5 9 】

また、上記実施形態では、前記対象特定部 5 2 は、データ処理によって、前記対象領域の輪郭を特定しているが、これに限られるものではない。例えば、操作者が、前記操作部 7 を用いて、前記表示部 6 に表示された B モード画像において前記対象領域の輪郭をトレース ( t r a c e ) する入力を行ない、この入力に基づいて、前記対象特定部 5 2 が前記対象領域の輪郭を特定してもよい。

【 0 0 6 0 】

また、造影画像 C I は、エコー信号が取得された時相によって異なる色で染影部分が表示されるパラメトリックイメージ ( p a r a m e t r i c i m a g e ) でもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 1 】

- 1 超音波診断装置
- 5 2 対象特定部
- 5 3 表示画像制御部

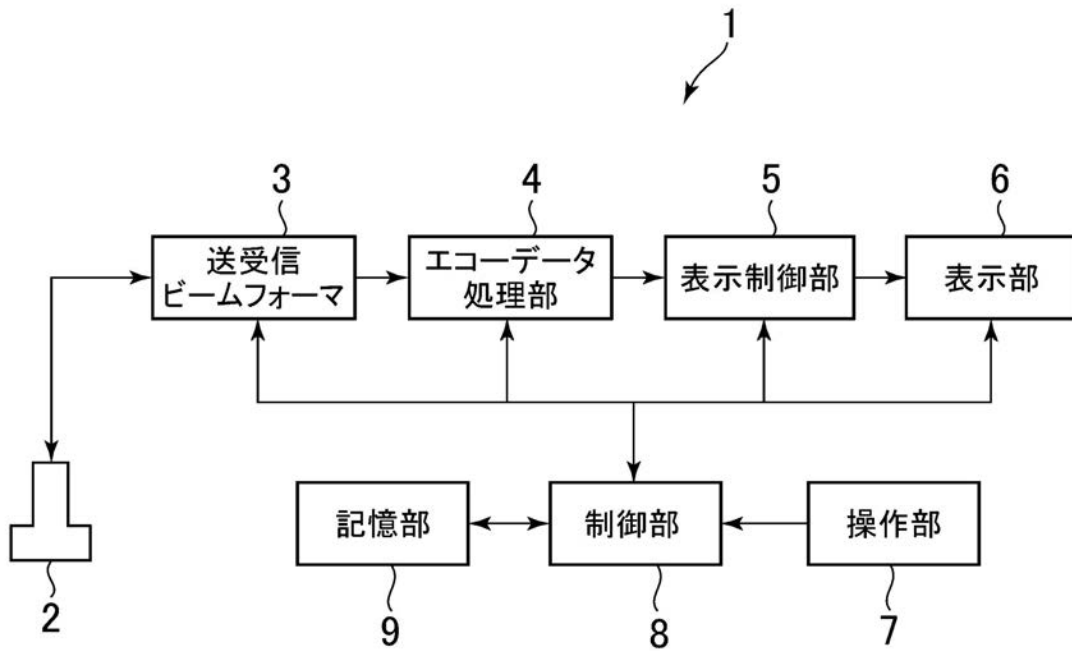
10

20

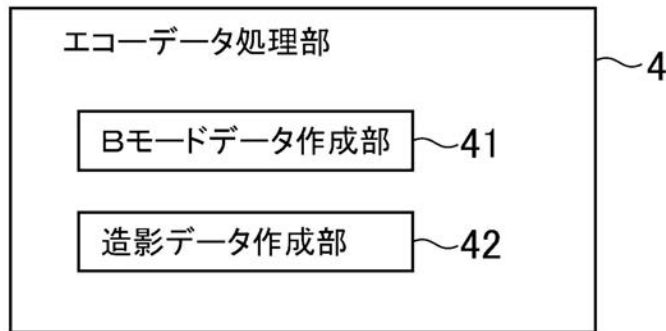
30

40

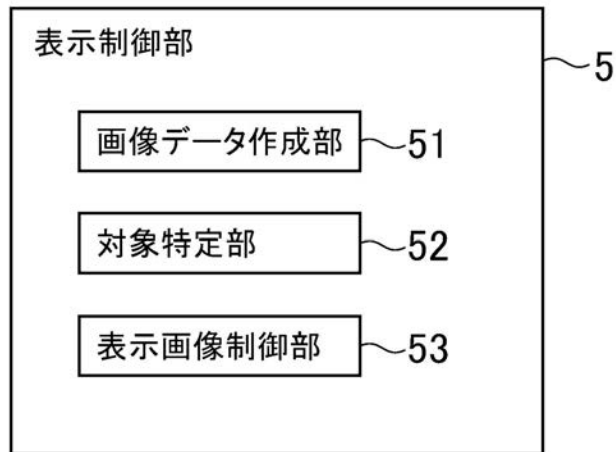
【図1】



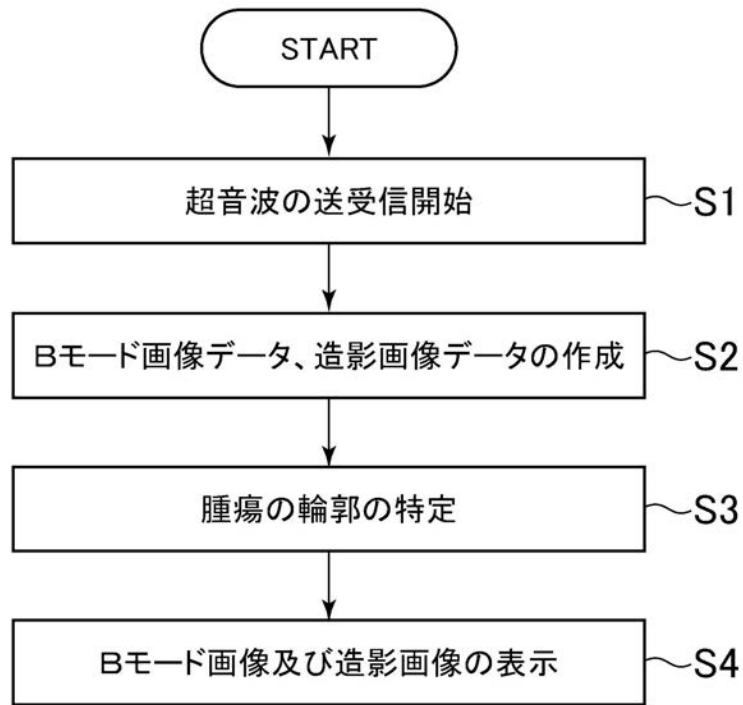
【図2】



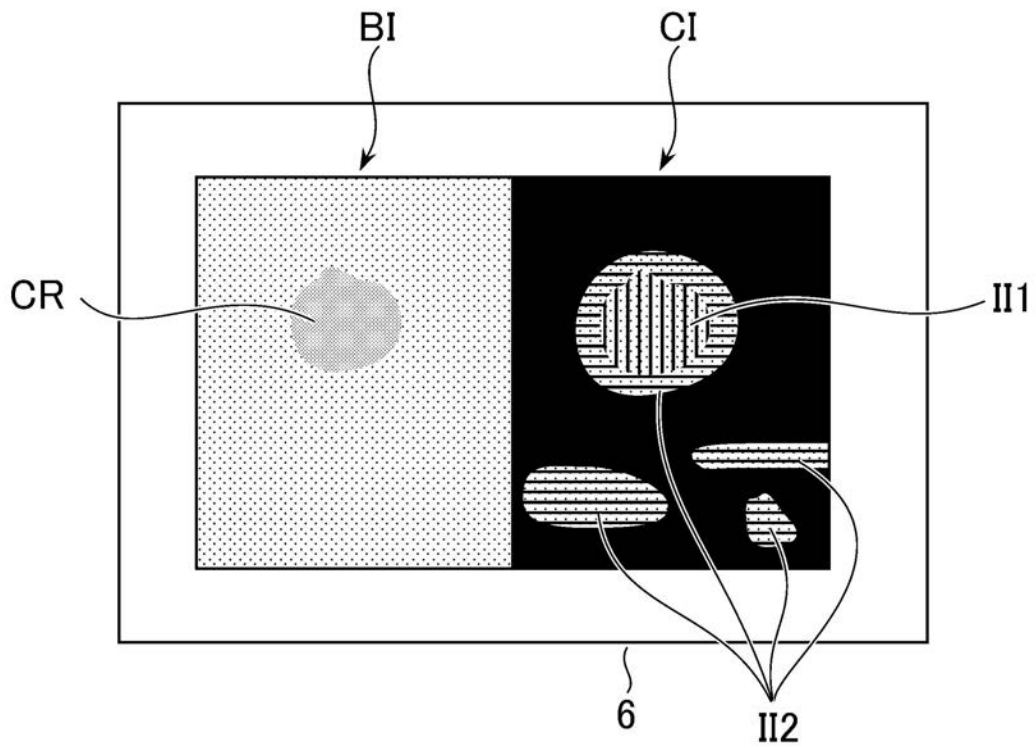
【図3】



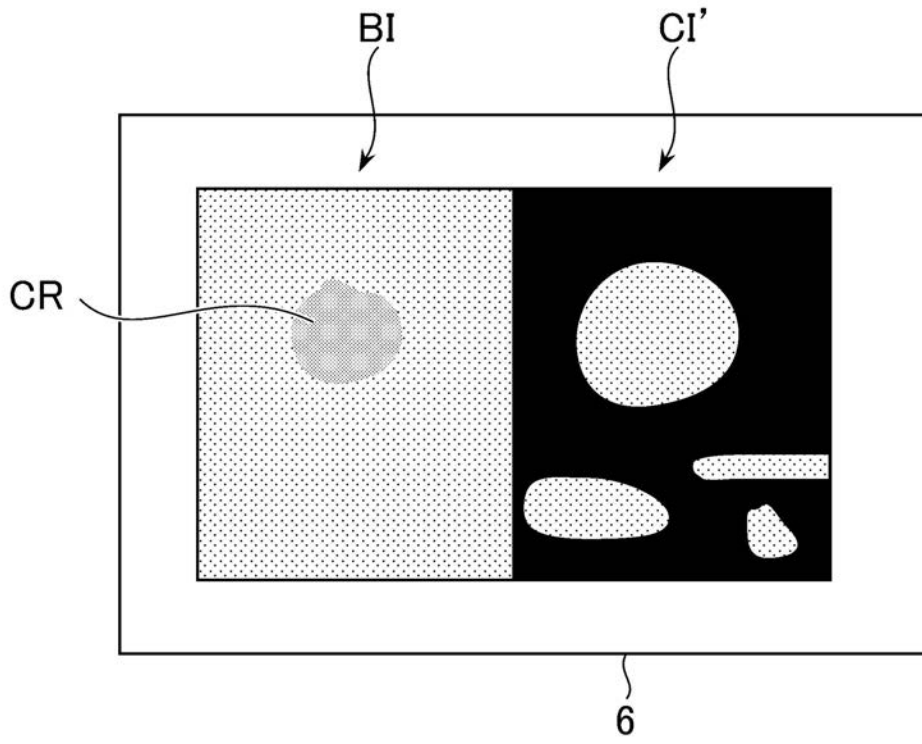
【 図 4 】



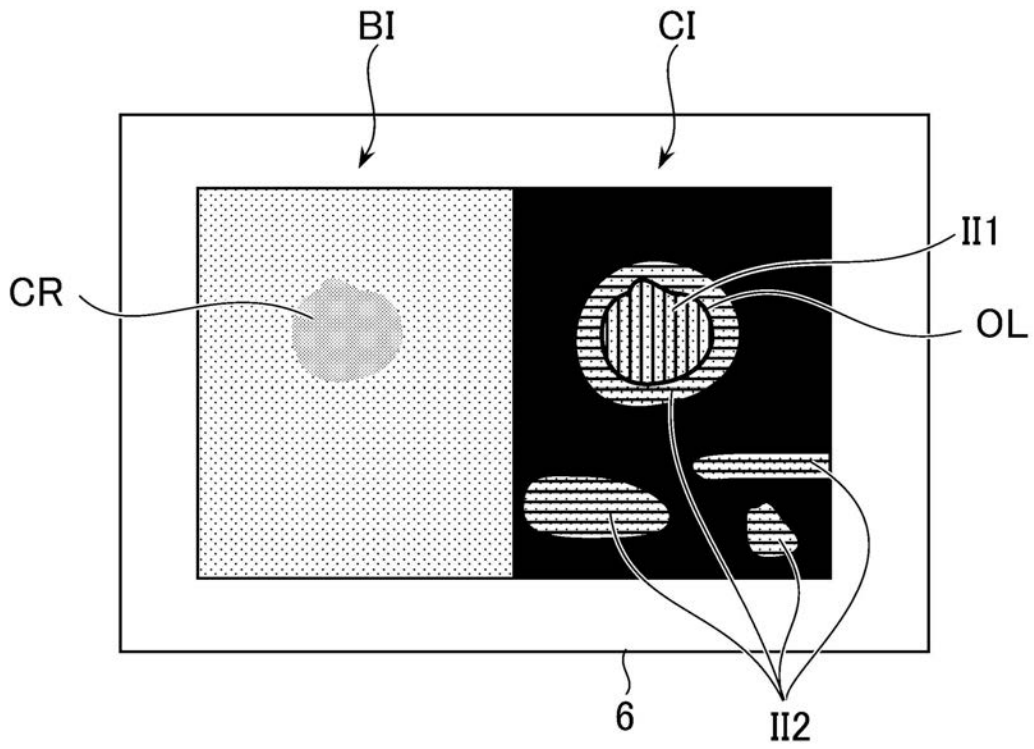
【 図 5 】



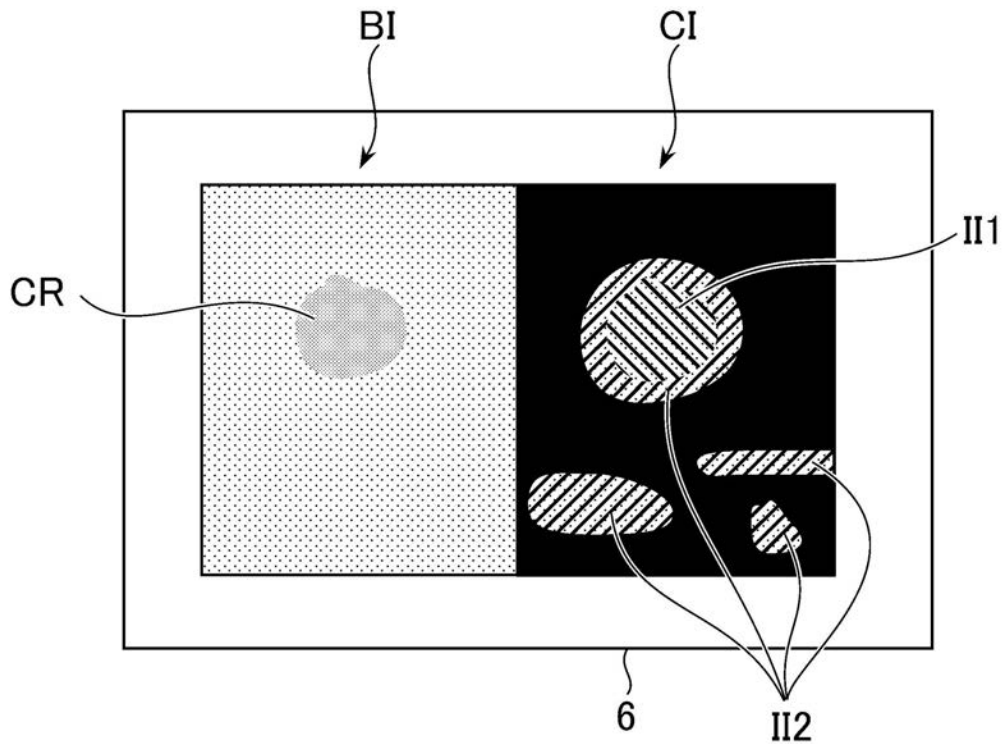
【 図 6 】



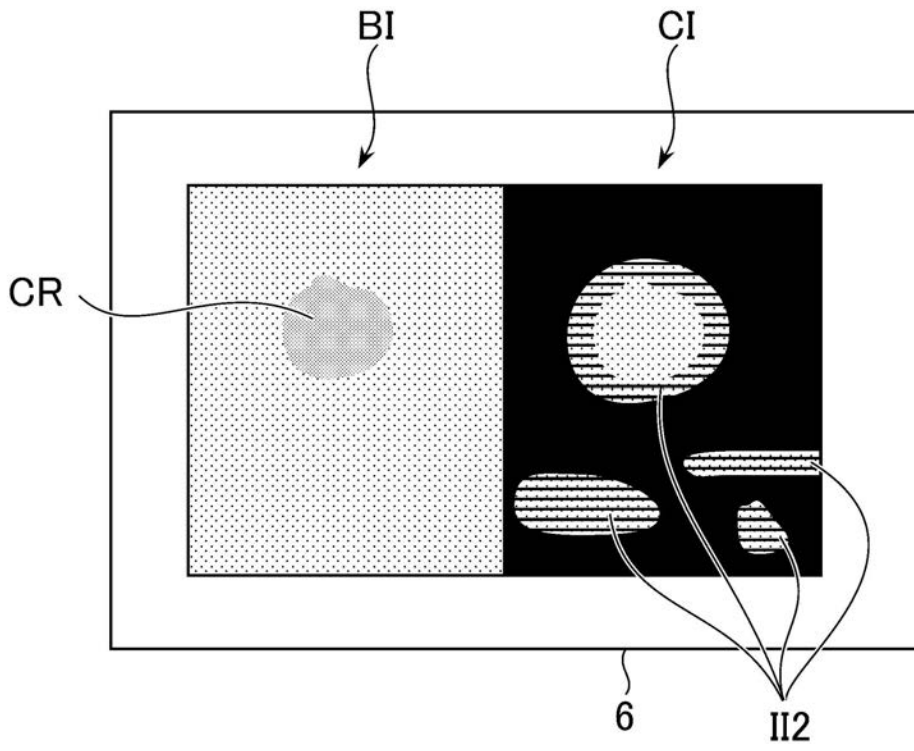
【 図 7 】



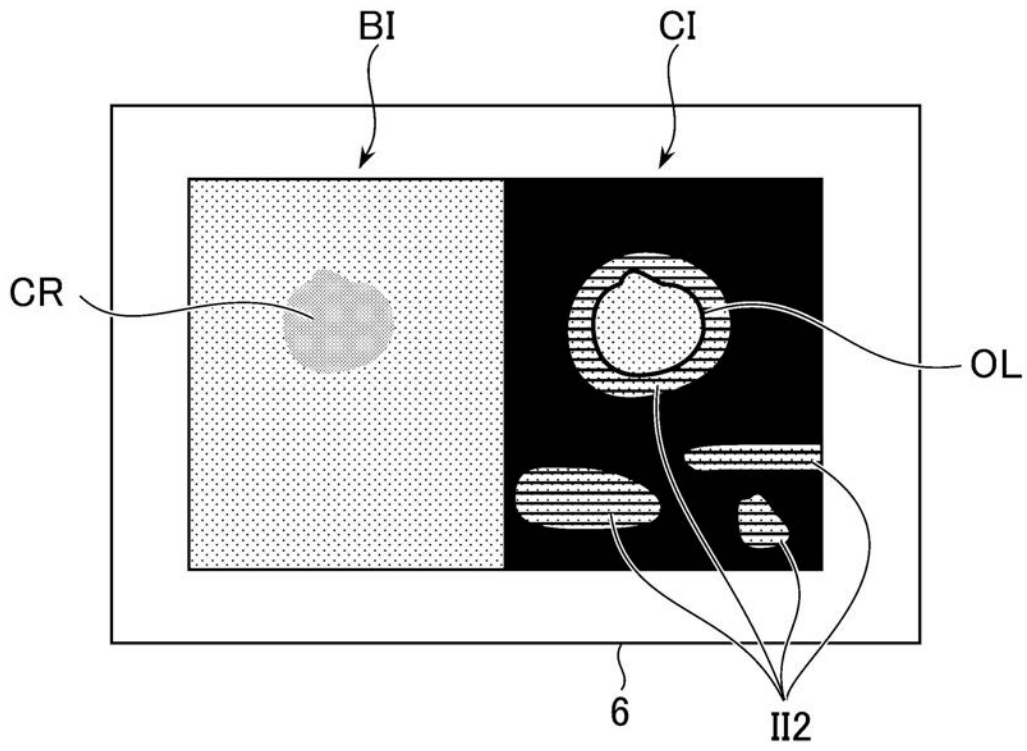
【 図 8 】



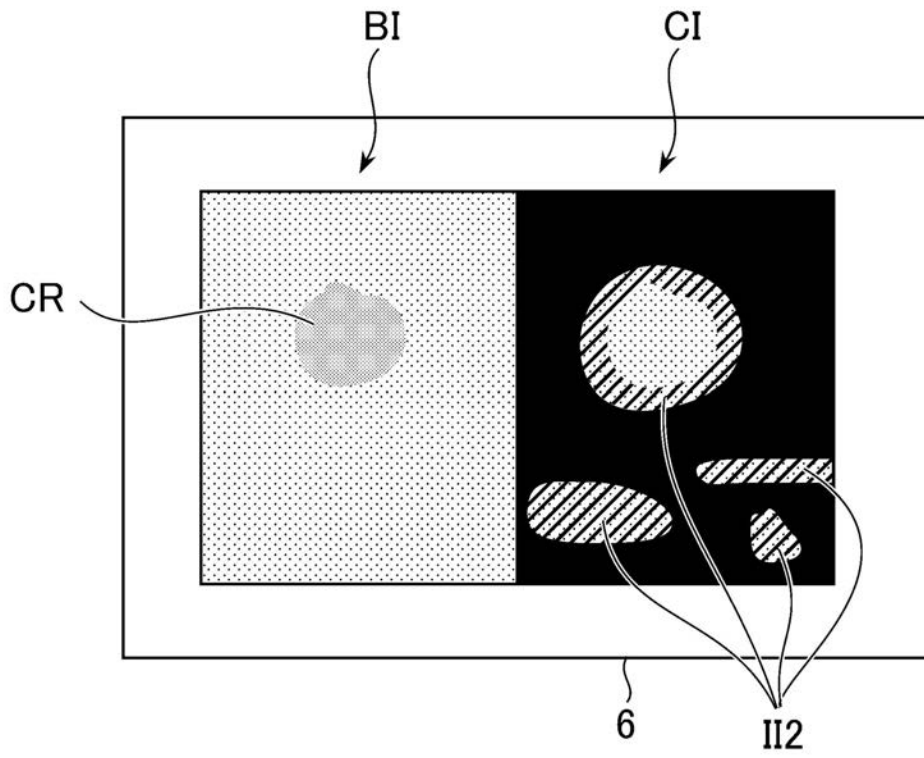
【 図 9 】



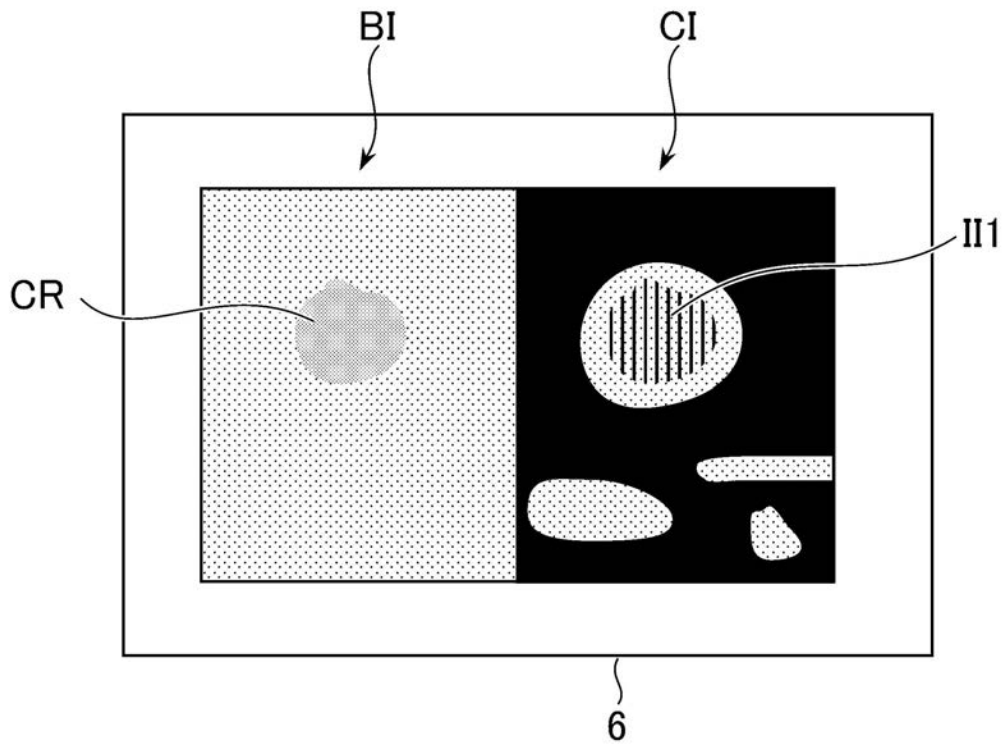
【図 10】



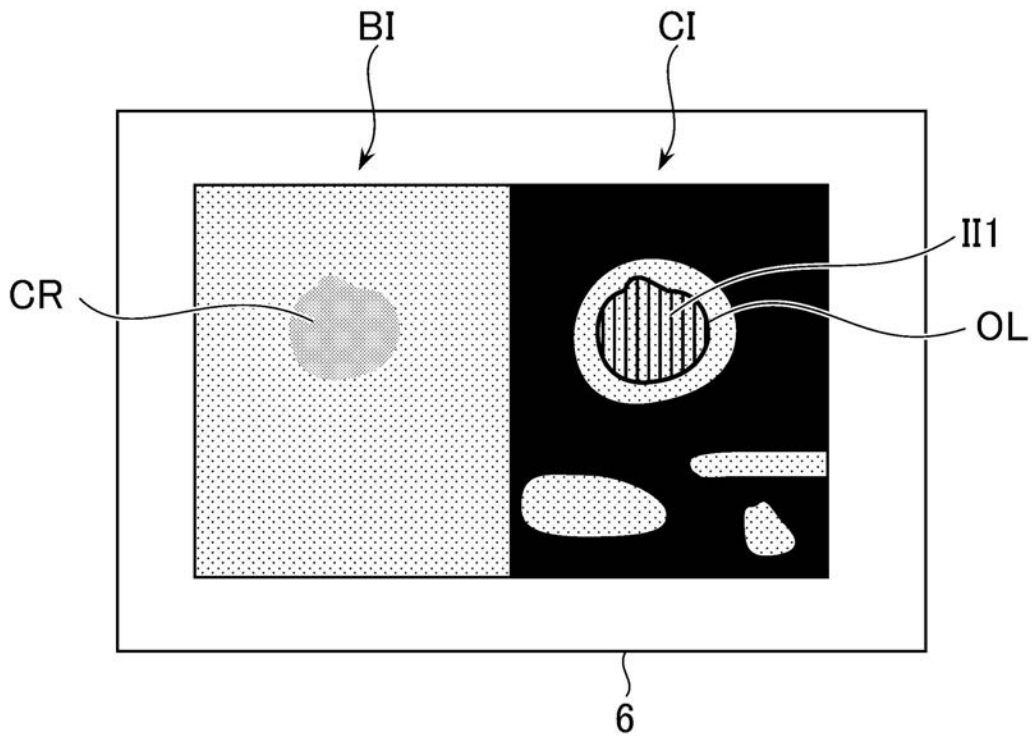
【図 11】



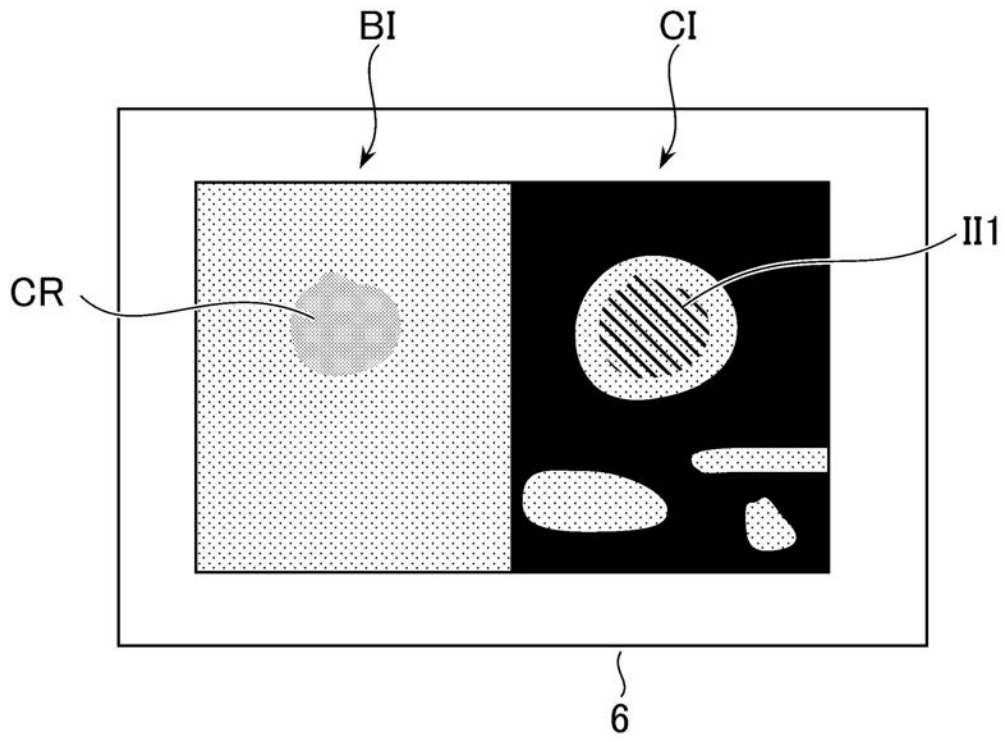
【図 1 2】



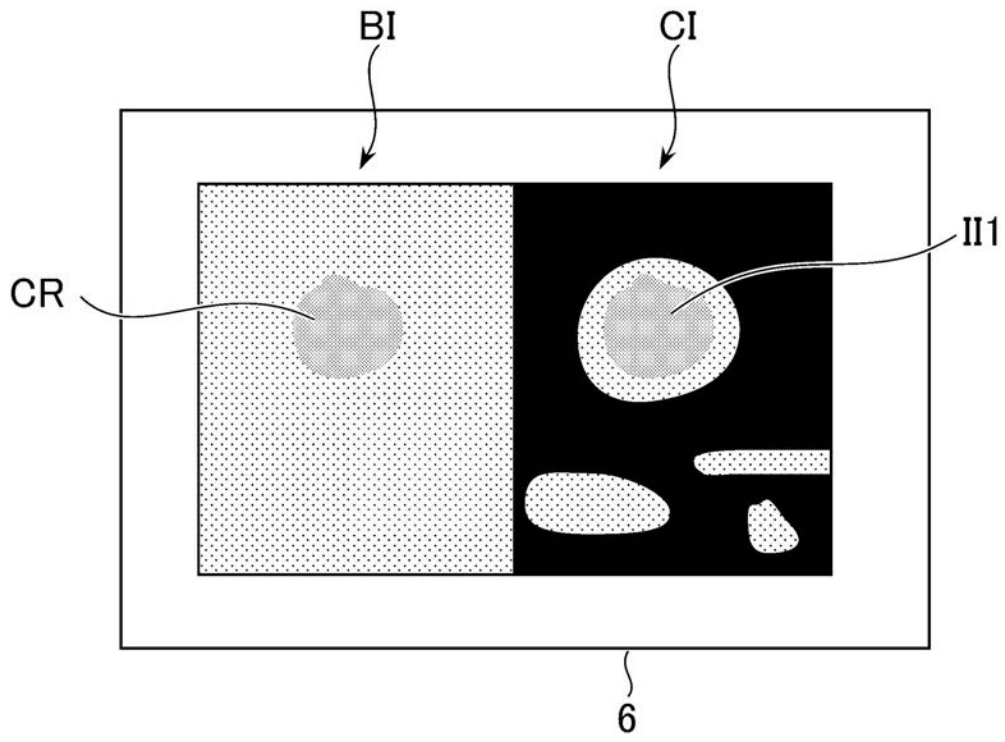
【図 1 3】



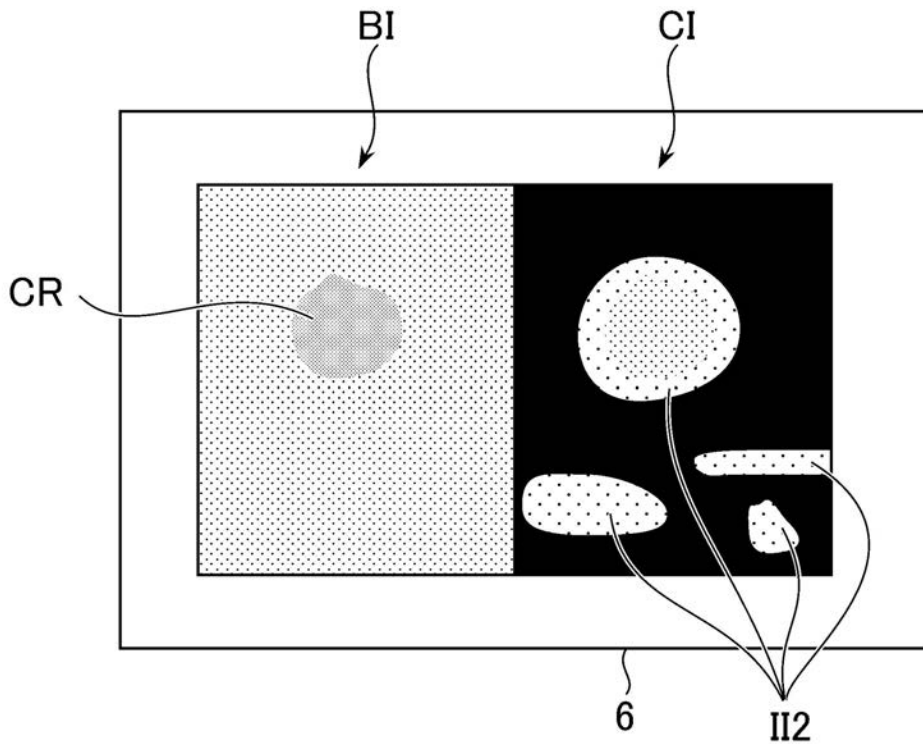
【 図 1 4 】



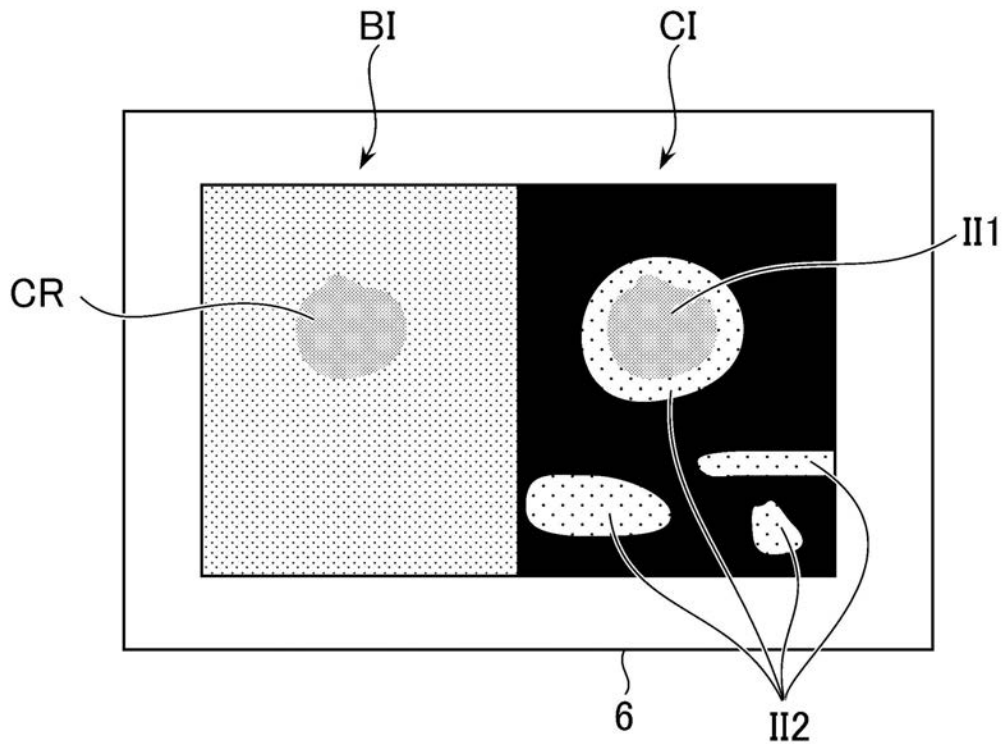
【 図 1 5 】



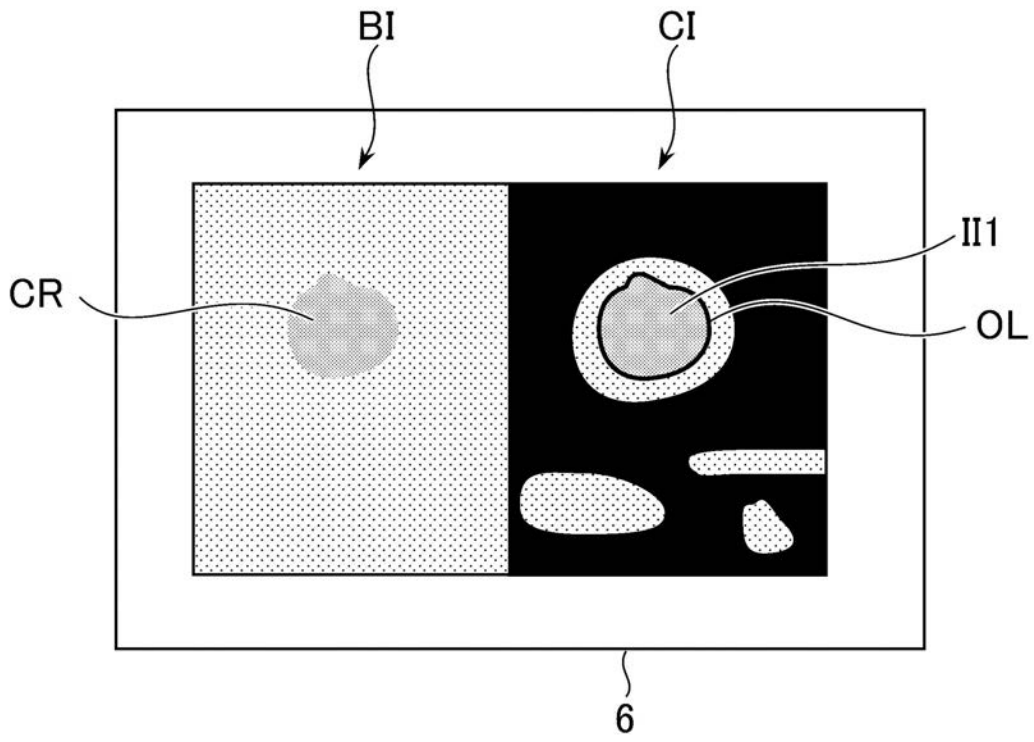
【図 16】



【図 17】



【 図 1 8 】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015043928A</a>	公开(公告)日	2015-03-12
申请号	JP2013178036	申请日	2013-08-29
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC13 4C601/KK02 4C601/KK08 4C601/KK12 4C601/KK25		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP6576612B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的目的在于提供一种超声波诊断装置，其能够容易地识别对比度图像的拍摄部分是否扩散到质量体的对象区域等之外。解决方案：超声波诊断装置包括：物体确定部，基于被摄体的B模式图像BI的基础上的被摄体中的被摄体区域的轮廓；以及显示图像控制部分，用于在被摄体区域的轮廓内的被拍摄部分中显示第一识别图像II1，在具有与被摄体的B模式图像BI相同截面的对比图像CI中，在被摄体区域的轮廓外部的拍摄部分中，与第一识别图像II1的颜色不同的颜色的第二识别图像II2。

