

(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2010-75586
(P2010-75586A)

(43) 公開日 平成22年4月8日(2010.4.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-249608 (P2008-249608)
(22) 出願日 平成20年9月29日 (2008.9.29)

(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 加藤 生
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DE04 DE06 DE10 DE11 JC37

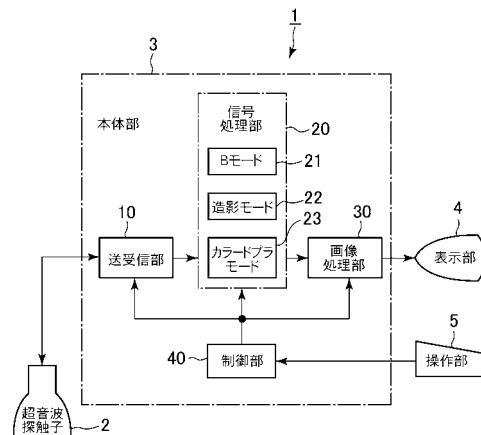
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 観測対象部位のみについての時間輝度曲線を作成することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 造影剤が投与された被検体についての超音波画像を表示する表示部4を備え、表示部4に表示された超音波画像に関心領域を設定する設定手段と、設定された関心領域内の画素の平均輝度の時間変化を示す時間輝度曲線を算出する算出手段とを有する画像処理部30を備え、前記算出手段は、関心領域内の非観測対象に相当する画素を除外して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影剤が投与された被検体についての超音波画像を表示する表示手段と、
該表示手段に表示された超音波画像に関心領域を設定する設定手段と、
設定された関心領域内の画素の平均輝度の時間変化を示す時間輝度曲線を算出する算出手段と、を備え、

該算出手段は、関心領域内の非観測対象に相当する画素を除外して時間輝度曲線の算出を行う

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

関心領域内の非観測対象に相当する画素を、関心領域内の観測対象に相当する画素と識別可能な態様で表示させる表示処理手段を備え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 3】

前記算出手段は、輝度を基準にして非観測対象に相当する画素を特定し、この画素を除外して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記算出手段は、輝度を基準にして観測対象に相当する画素を特定し、この画素について、時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

非観測対象に相当する画素又は観測対象に相当する画素を特定するための基準となる輝度を設定する輝度設定手段を備えることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号群に対して重み付け加算を行う加算手段と、

該加算手段の出力信号から基本波成分と高調波成分とを分離抽出するフィルタ手段と、
該フィルタ手段の各抽出信号に基づいて、基本波成分についての基本波画像と高調波成分についての高調波画像とを作成する造影モード画像作成手段と、を備え、

前記算出手段は、基本波画像及び高調波画像のいずれか一方において、輝度を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定し、時間輝度曲線の算出を行う

ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記算出手段は、基本波画像及び高調波画像のうち、非観測対象を抽出した画像において、所定の輝度以上の画素を非観測対象に相当する画素として特定し、この画素を除外して時間輝度曲線の算出を行う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 8】

前記算出手段は、基本波画像及び高調波画像のうち、非観測対象を抽出した画像において、所定の輝度以下の画素を観測対象に相当する画素として特定し、この画素について、時間輝度曲線の算出を行う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】

前記造影モード画像作成手段は、基本波画像と高調波画像とを互いに識別可能な態様で合成した画像を作成することを特徴とする請求項 6 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波造影剤が投与された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、Bモード画像を作成するBモード画像作成手段を備え、

前記算出手段は、Bモード画像において輝度を基準にして非観測対象又は観測対象に相

10

20

30

40

50

当する画素を特定して時間輝度曲線の算出を行う

ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号群に対して重み付け加算を行う加算手段と、

該加算手段の出力信号から基本波成分と高調波成分とを分離抽出するフィルタ手段と、
該フィルタ手段の各抽出信号に基づいて、基本波成分についての基本波画像と高調波成分についての高調波画像とを作成する造影モード画像作成手段と、

基本波画像、高調波画像及び B モード画像を合成する合成手段と、を前記 B モード画像作成手段の他に備え、

前記算出手段は、基本波画像、高調波画像及び B モード画像のいずれかにおいて、輝度を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定し、時間輝度曲線の算出を行う

ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

超音波造影剤が投与された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいてドプラ信号を検出し、このドプラ信号に基づいてカラードプラ画像を作成するドプラ画像作成手段を備え、

前記算出手段は、カラードプラ画像における流速値又はパワー値を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定して時間輝度曲線の算出を行う

ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号群に対して重み付け加算を行う加算手段と、

該加算手段の出力信号から基本波成分と高調波成分とを分離抽出するフィルタ手段と、
該フィルタ手段の各抽出信号に基づいて、基本波成分についての基本波画像と高調波成分についての高調波画像とを作成する造影モード画像作成手段と、

基本波画像、高調波画像及びカラードプラ画像を合成する合成手段と、を前記ドプラ画像作成手段の他に備え、

前記算出手段は、基本波画像又は高調波画像における輝度、或いはカラードプラ画像における流速値又はパワー値を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定して時間輝度曲線の算出を行う

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号群に対して重み付け加算を行う加算手段と、

該加算手段の出力信号から基本波成分と高調波成分とを分離抽出するフィルタ手段と、
該フィルタ手段の各抽出信号に基づいて、基本波成分についての基本波画像と高調波成分についての高調波画像とを作成する造影モード画像作成手段と、

超音波造影剤が投与された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、
B モード画像を作成する B モード画像作成手段と、

超音波造影剤が投与された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいてドプラ信号を検出し、このドプラ信号に基づいてカラードプラ画像を作成するドプラ画像作成手段と、

基本波画像、高調波画像、B モード画像及びカラードプラ画像を合成する合成手段と、
を備え、

前記算出手段は、基本波画像、高調波画像又は B モード画像における輝度、或いはカラードプラ画像における流速値又はパワー値を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定して時間輝度曲線の算出を行う

ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 15】

超音波造影剤が投与された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号から B フロー画像を作成する B フロー画像作成手段を備え、

前記算出手段は、B フロー画像において輝度を基準にして非観測対象又は非観測対象に相当する画素を特定して時間輝度曲線の算出を行う

ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号群に対して重み付け加算を行う加算手段と、

該加算手段の出力信号から基本波成分と高調波成分とを分離抽出するフィルタ手段と、
該フィルタ手段の各抽出信号に基づいて、基本波成分についての基本波画像と高調波成分についての高調波画像とを作成する造影モード画像作成手段と、

基本波画像、高調波画像及び B フロー画像を合成する合成手段と、を前記 B フロー画像作成手段の他に備え、

前記算出手段は、基本波画像、高調波画像及び B フロー画像のいずれかにおいて、輝度を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定し、時間輝度曲線の算出を行う

ことを特徴とする請求項 15 に記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

非観測対象は血流であることを特徴とする請求項 1 ~ 16 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記フィルタ手段から抽出された基本波成分についての基本波画像は血流部を抽出した画像であり、前記算出手段は、この血流部を抽出した画像において、所定の輝度以上の画素を除外して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする請求項 17 に記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

造影剤が投与された被検体についての超音波画像を表示する表示手段と、

該表示手段に表示された超音波画像に関心領域を設定する設定手段と、

設定された関心領域内の画素の平均輝度の時間変化を示す時間輝度曲線を算出する算出手段と、

被検体に超音波を送信して得られたエコー信号のうち、非観測対象から得られる周波数成分を除外した信号に基づいて、前記表示手段に表示する超音波画像としての造影モード画像を作成する造影モード画像作成手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 20】

非観測対象は血流であり、前記算出手段は、エコー信号のうち、血流部から得られる基本波成分を除外した信号に基づいて作成された造影モード画像について時間輝度曲線の算出を行う

ことを特徴とする請求項 19 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像に設定された関心領域についての時間輝度曲線を求める超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を用いた検査においては、診断部位についてコントラストを高くしより明瞭な画像を得るために、被検体の体内に造影剤を注入して撮影を行うことがある。このような造影剤を用いた検査において、TIC (Time Intensity Curve

10

20

30

40

50

e)を用いた検査が行われることがある(例えば、特許文献1参照)。TICとは、超音波画像上に設定された関心領域(ROI: Region of Interest)内の平均輝度の時間変化を示す時間輝度曲線であり、このTICを表示させることで、造影剤濃度の変化を観察することができ、造影剤の体内の循環の様子を定量的に把握し、被検体内の疾患の有無或いは程度を診断することができる。

【特許文献1】特開2005-95376号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで、超音波診断装置における診断対象になる臓器の一つとして肝臓がある。この肝臓の機能について説明すると、胃や小腸、大腸などから吸収された養分は、門脈を通過して肝臓(組織)に入る。門脈は肝細胞の間をぬって細い血管に枝分かれしており、養分を含む血液を肝臓の隅々にまで送り込む。養分は肝細胞の中に取り込まれ、そこで生体に必要な物質に再合成される。再合成された物質は再び血中に戻され、さらに肝静脈、大静脈に入って心臓に戻り、体の各部に運ばれる。

10

【0004】

このような肝臓の診断においては、腕の静脈に造影剤を投与するとともに、造影剤を含む血流が肝門脈末端の細い血管より肝組織に浸透し、貯留されていく状態を継続的に観測することが必要になる。

【0005】

しかし、TICによって示されているのは、ROI全体の平均輝度の時間変化である。従って、ROI内に、TICの観測対象部位である肝組織のほか、TICの非観測対象部位である血管も含まれている場合、TICで示される輝度値は、血管内を流れる造影剤と肝組織に浸透した造影剤の両方が反映されたものになる。このようなことから、従来は、造影剤が肝組織に浸透し、貯留されていく状態のみをTICを用いて観察することは困難であった。

20

【0006】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたものであり、その解決しようとする課題は、観測対象部位のみについての時間輝度曲線を作成することができる超音波診断装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、造影剤が投与された被検体についての超音波画像を表示する表示手段と、該表示手段に表示された超音波画像に関心領域を設定する設定手段と、設定された関心領域内の画素の平均輝度の時間変化を示す時間輝度曲線を算出する算出手段と、を備え、該算出手段は、関心領域内の非観測対象に相当する画素を除外して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、関心領域内の非観測対象に相当する画素を、関心領域内の観測対象に相当する画素と識別可能な態様で表示させる表示処理手段を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0009】

第3の観点の発明は、第1, 2の観点の発明において、前記算出手段は、輝度を基準にして非観測対象に相当する画素を特定し、この画素を除外して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

第4の観点の発明は、第1, 2の観点の発明において、前記算出手段は、輝度を基準にして観測対象に相当する画素を特定し、この画素について、時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

50

【0011】

第5の観点の発明は、第3, 4の観点の発明において、非観測対象に相当する画素又は観測対象に相当する画素を特定するための基準となる輝度を設定する輝度設定手段を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

第6の観点の発明は、第1~5のいずれか一の観点の発明において、超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号群に対して重み付け加算を行う加算手段と、該加算手段の出力信号から基本波成分と高調波成分とを分離抽出するフィルタ手段と、該フィルタ手段の各抽出信号に基づいて、基本波成分についての基本波画像と高調波成分についての高調波画像とを作成する造影モード画像作成手段と、を備え、前記算出手段は、基本波画像及び高調波画像のいずれか一方において、輝度を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定し、時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0013】

第7の観点の発明は、第6の観点の発明において、前記算出手段は、基本波画像及び高調波画像のうち、非観測対象を抽出した画像において、所定の輝度以上の画素を非観測対象に相当する画素として特定し、この画素を除外して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第8の観点の発明は、第6の観点の発明において、前記算出手段は、基本波画像及び高調波画像のうち、非観測対象を抽出した画像において、所定の輝度以下の画素を観測対象に相当する画素として特定し、この画素について、時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0015】

第9の観点の発明は、第6~8のいずれか一の観点の発明において、前記造影モード画像作成手段は、基本波画像と高調波画像とを互いに識別可能な態様で合成した画像を作成することを特徴とする超音波診断装置である。

【0016】

第10の観点の発明は、第1~5のいずれか一の観点の発明において、超音波造影剤が投与された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、Bモード画像を作成するBモード画像作成手段を備え、前記算出手段は、Bモード画像において輝度を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0017】

第11の観点の発明は、第10の観点の発明において、超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号群に対して重み付け加算を行う加算手段と、該加算手段の出力信号から基本波成分と高調波成分とを分離抽出するフィルタ手段と、該フィルタ手段の各抽出信号に基づいて、基本波成分についての基本波画像と高調波成分についての高調波画像とを作成する造影モード画像作成手段と、基本波画像、高調波画像及びBモード画像を合成する合成手段と、を前記Bモード画像作成手段の他に備え、前記算出手段は、基本波画像、高調波画像及びBモード画像のいずれかにおいて、輝度を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定し、時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0018】

第12の観点の発明は、第1~5のいずれか一の観点の発明において、超音波造影剤が投与された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいてドプラ信号を検出し、このドプラ信号に基づいてカラードプラ画像を作成するドプラ画像作成手段を備え、前記算出手段は、カラードプラ画像における流速値又はパワー値を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

50

【0019】

第13の観点の発明は、第12の観点の発明において、超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号群に対して重み付け加算を行う加算手段と、該加算手段の出力信号から基本波成分と高調波成分とを分離抽出するフィルタ手段と、該フィルタ手段の各抽出信号に基づいて、基本波成分についての基本波画像と高調波成分についての高調波画像とを作成する造影モード画像作成手段と、基本波画像、高調波画像及びカラードブラ画像を合成する合成手段と、を前記ドブラ画像作成手段の他に備え、前記算出手段は、基本波画像又は高調波画像における輝度、或いはカラードブラ画像における流速値又はパワー値を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0020】

第14の観点の発明は、第1～5のいずれか一の観点の発明において、超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号群に対して重み付け加算を行う加算手段と、該加算手段の出力信号から基本波成分と高調波成分とを分離抽出するフィルタ手段と、該フィルタ手段の各抽出信号に基づいて、基本波成分についての基本波画像と高調波成分についての高調波画像とを作成する造影モード画像作成手段と、超音波造影剤が投与された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、Bモード画像を作成するBモード画像作成手段と、超音波造影剤が投与された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいてドブラ信号を検出し、このドブラ信号に基づいてカラードブラ画像を作成するドブラ画像作成手段と、基本波画像、高調波画像、Bモード画像及びカラードブラ画像を合成する合成手段と、を備え、前記算出手段は、基本波画像、高調波画像又はBモード画像における輝度、或いはカラードブラ画像における流速値又はパワー値を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0021】

第15の観点の発明は、第1～5のいずれか一の観点の発明において、超音波造影剤が投与された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号からBフロー画像を作成するBフロー画像作成手段を備え、前記算出手段は、Bフロー画像において輝度を基準にして非観測対象又は非観測対象に相当する画素を特定して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0022】

第16の観点の発明は、第15の観点の発明において、超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号群に対して重み付け加算を行う加算手段と、該加算手段の出力信号から基本波成分と高調波成分とを分離抽出するフィルタ手段と、該フィルタ手段の各抽出信号に基づいて、基本波成分についての基本波画像と高調波成分についての高調波画像とを作成する造影モード画像作成手段と、基本波画像、高調波画像及びBフロー画像を合成する合成手段と、を前記Bフロー画像作成手段の他に備え、前記算出手段は、基本波画像、高調波画像及びBフロー画像のいずれかにおいて、輝度を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定し、時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0023】

第17の観点の発明は、第1～16のいずれか一の観点の発明において、非観測対象は血流であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0024】

第18の観点の発明は、第17の観点の発明において、前記フィルタ手段から抽出された基本波成分についての基本波画像は血流部を抽出した画像であり、前記算出手段は、この血流部を抽出した画像において、所定の輝度以上の画素を除外して時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

【0025】

第19の観点の発明は、造影剤が投与された被検体についての超音波画像を表示する表

50

示手段と、該表示手段に表示された超音波画像に関心領域を設定する設定手段と、設定された関心領域内の画素の平均輝度の時間変化を示す時間輝度曲線を算出する算出手段と、被検体に超音波を送信して得られたエコー信号のうち、非観測対象から得られる周波数成分を除外した信号に基づいて、前記表示手段に表示する超音波画像としての造影モード画像を作成する造影モード画像作成手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0026】

第20の観点の発明は、第19の観点の発明において、非観測対象は血流であり、前記算出手段は、エコー信号のうち、血流部から得られる基本波成分を除外した信号に基づいて作成された造影モード画像について時間輝度曲線の算出を行うことを特徴とする超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、前記算出手段は、非観測対象に相当する画素を除外して関心領域内の平均輝度を算出し、その時間変化を示す時間輝度曲線を算出するので、観測対象のみについての時間輝度曲線を得ることができる。

【0028】

また、本発明によれば、前記算出手段は、エコー信号のうち非観測対象から得られる周波数成分を除外した信号に基づいて作成された造影モード画像に設定された関心領域内の時間輝度曲線を算出するので、観測対象部位のみについての時間輝度曲線を得ることができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。

(第一実施形態)

先ず、本発明の第一実施形態について説明する。図1は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態の一例の構成を示すブロック図、図2は、図1に示す超音波診断装置における造影モード処理部の構成を示すブロック図、図3は、図1に示す超音波診断装置における画像処理部の構成を示すブロック図である。

【0030】

本例の超音波診断装置1は、超音波の送受信を行う超音波探触子2と、装置本体部3と、超音波画像などを表示する表示部4と、キーボードやポインティングデバイスなどを有する操作部5とを備える。前記表示部4は、本発明における表示手段の実施の形態の一例である。

30

【0031】

前記装置本体部3には、前記超音波探触子2を駆動して被検体に対して超音波を送受信する送受信部10と、被検体からのエコー信号に基づき各種の画像表示モードに従う信号処理を行う信号処理部20と、各種の画像表示モードに対応する超音波画像を作成して前記表示部4に表示する画像処理部30と、超音波診断装置1の主制御・処理を行う制御部40とが含まれる。また、前記信号処理部20には、Bモード処理部21と、造影モード処理部22と、カラードプラモード処理部23とが含まれ、超音波診断の目的に応じて、前記各モード処理部21～23の何れか一又は二以上の組み合わせが用いられる。

40

【0032】

前記Bモード処理部21は、その詳細構成は図示しないが、前記送受信部10からのエコー信号に対して、増幅、対数圧縮、包絡線検波などの処理を施してBモードデータを作成するようになっている。前記Bモード処理部21及び前記画像処理部30の後述する画像作成部301は、本発明におけるBモード画像作成手段の実施の形態の一例である。

【0033】

前記造影モード処理部22は、後述するように被検体に対して超音波を同一方向に複数回送信して得られたエコー信号を重み付け加算する加算部221と、加算信号から基本波

50

成分を抽出するローパスフィルタ(LPF)222と、加算信号から高調波成分を抽出するハイパスフィルタ(HPF)223を含む。前記ローパスフィルタ222及び前記ハイパスフィルタ223は、本発明におけるフィルタ手段の実施の形態の一例である。

【0034】

後述するように、前記ローパスフィルタ222で抽出された基本波成分の信号に基づいて作成された基本波画像と、前記ハイパスフィルタ223で抽出された高調波成分の信号に基づいて作成された高調波画像は、前記画像作成部301において合成され、造影モード画像が作成されるようになっている。前記造影モード処理部22及び前記画像作成部301は、本発明における造影モード画像作成手段の実施の形態の一例である。

【0035】

前記カラードプラモード処理部23は、その詳細構成は図示しないが、前記送受信部10からのエコー信号に対してMTI(Moving Target Indication)、自己相関、速度・分散・パワー演算などの処理を施して速度、分散、パワーを求めようになっている。そして、これらの処理を行って得られた各信号に基づいて、前記画像作成部301がカラードプラ画像を作成するようになっている。前記カラードプラモード処理部23及び前記画像作成部301は、本発明におけるドプラ画像作成手段の実施の形態の一例である。ちなみに、カラードプラ画像には、CFM(Color Flow Mapping)画像、パワードプラ画像及び分散画像が含まれる。

【0036】

前記画像処理部30は、図3に示すように、各種の画像表示モードに対応する超音波画像を作成する画像作成部301と、超音波画像にROIを設定するROI設定部302と、ROI内の平均輝度の時間変化を示すTICを算出する算出部303とを含んでいる。前記ROI設定部302は、本発明における設定手段の実施の形態の一例であり、前記算出部303は、本発明における算出手段の実施の形態の一例である。

【0037】

前記算出部303は、ROI内における非観測対象に相当する画素を除外してTICを算出するようになっている。前記算出部303は、TICの算出にあたり、輝度を基準にして非観測対象に相当する画素を特定する。本例では、所定の輝度値以上の画素を非観測対象に相当する画素として特定する。

【0038】

ちなみに、本例では肝臓の造影撮影について説明するものとし、観測対象は組織部である。一方、非観測対象は、血流部である。前記画像作成部301は、前記表示部4に表示される画像として、血流部に相当する画素が組織部に相当する画素と識別可能な態様で表示される画像を作成するようになっている。本例では、前記画像作成部301は、後述するように血流部と組織部とが異なる色で表示された画像を作成するようになっている。前記画像作成部301は、本発明における表示処理手段の実施の形態の一例である。

【0039】

前記算出部303は、後述するように前記画像作成部301において基本波成分の信号に基づいて作成された基本波画像及び高調波成分の信号に基づいて作成された高調波画像のうち、非観測対象を抽出した画像において、非観測対象に相当する画素を特定する。上述のように非観測対象は血流部である。基本波画像及び高調波画像のうち、主に血流部を抽出した画像は基本波画像である。従って、前記算出部303は、基本波画像において、所定の輝度値以上の画素を血流部に相当する画素として特定する。

【0040】

ちなみに、非観測対象に相当する画素を特定するための閾値となる輝度値は、前記操作部5によって設定することができる。前記操作部5は、本発明における設定手段の実施の形態の一例である。

【0041】

さて、本例の超音波診断装置1を用いた超音波撮影について説明する。本例では、被検体について、造影モードの単独で撮影する場合について説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

図 4 は、本例の超音波撮影時における信号処理系統を示す概略図である。なお、この図 4 では、信号処理の概略のみを示す。先ず、前記送受信部 1 0 (図 4 では図示省略) は、位相が反転した 2 つの超音波パルス信号 P 1 , P 2 (図示せず) を前記超音波探触子 2 から交互に送信させる。そして、超音波パルス信号 P 1 に対するエコー信号 E 1 と超音波パルス信号 P 2 に対するエコー信号 E 2 とは、前記造影モード処理部 2 2 の加算部 2 2 1 で加算される。エコー信号 E 1 とエコー信号 E 2 の加算信号は、前記ローパスフィルタ 2 2 2 及び前記ハイパスフィルタ 2 2 3 で信号処理される。

【 0 0 4 3 】

ここで、エコー信号 E 1 とエコー信号 E 2 の加算信号について説明する。血流速度の小さい組織部については、加算信号の高調波成分が支配的となり、一方で血流速度の大きい血流部については、加算信号の基本波成分が多く含まれる (特開 2 0 0 4 - 1 4 7 8 2 3 号公報参照) 。従って、前記ローパスフィルタ 2 2 2 から抽出された基本波成分の信号は、主に血流部についての信号となる。一方、前記ハイパスフィルタ 2 2 3 から抽出された高調波成分の信号は、主に組織部についての信号となる。

10

【 0 0 4 4 】

前記ローパスフィルタ 2 2 2 からの信号と前記ハイパスフィルタ 2 2 3 からの信号は、それぞれ前記画像処理部 3 0 (図 4 では図示省略) へ出力される。そして、この画像処理部 3 0 の画像作成部 3 0 1 (図 4 では図示省略) において、前記ローパスフィルタ 2 2 2 からの信号に基づいて基本波画像が作成され、また前記ハイパスフィルタ 2 2 3 からの信号に基づいて高調波画像が作成される。具体的には、前記画像作成部 3 0 1 は、前記ローパスフィルタ 2 2 2 からの信号については、基本波成分に対して、紫色データ付加部 (V L T) 3 0 1 1 において紫色のデータを付すことにより、主に血流部が紫色で表示され、主に血流部が抽出された画像である基本波画像を作成する。また、前記画像作成部 3 0 1 は、前記ハイパスフィルタ 2 2 3 からの信号については、高調波成分に対して、橙色データ付加部 (O R G) 3 0 1 2 において橙色のデータを付すことにより、主に組織部を橙色で表示して、主に組織部が抽出された画像である高調波画像を作成する。そして、前記画像作成部 3 0 1 は、合成部 3 0 1 3 において基本波画像と高調波画像とを合成して造影モード画像を作成し、この造影モード画像を超音波画像として前記表示部 4 に表示する。

20

【 0 0 4 5 】

図 5 に前記表示部 4 に表示される超音波画像の一例を示す。図 5 (A) は、造影撮影の早期相における超音波画像の一例を示す図であり、図 5 (B) は、造影撮影の後期相における超音波画像の一例を示す図である。ちなみに、図 5 (B) では、 $t = 1 \sim 2$ 分程度の後期相における超音波画像が示されている。

30

【 0 0 4 6 】

図 5 (A) に示すように、早期相では、門脈に投与された造影剤が血流とともに末端の細い血管に運ばれていく様子を紫色で観測できる。さらに、門脈末端の細い血管からの血液が境界部の肝組織に貯留され始めて、その部分が橙色に染まるとともに、一部の血流は門脈の末端から肝静脈の末端にバイパスされている。なお、ここでは造影モード画像のみを観測しているため、肝臓の全体形状は表示されない。

40

【 0 0 4 7 】

また、図 5 (B) に示すように、後期相では、門脈からの血液が肝組織の略全体に貯留されつつあり、肝臓におけるより広範囲の部分が橙色に染まっている。なお、引き続き肝門脈に造影剤が流れ込んでいる場合は、引き続き血流部が紫色に染まっている。従って、観測の後期相でも血流部とその周囲の腫瘍等を含む組織とを容易に識別できる。

【 0 0 4 8 】

次に、T I C の算出について説明する。図 6 は、T I C の算出のフローチャートを示す図である。先ず、ステップ S 1 において、前記表示部 4 に表示された超音波画像に R O I を設定する。R O I は、前記操作部 5 からの信号に基づいて、前記 R O I 設定部 3 0 2 により設定される。

50

【0049】

ステップS1においてROIが設定されると、ステップS2において、前記算出部303は、前記合成部3013で合成される前の基本波画像において、ROIに相当する部分の中で、紫色系の輝度値が所定の輝度値以上の画素を、TICの算出から除外する血流部に相当する画素として特定する。そして、ステップS3において、前記算出部303は、合成画像について、血流部に相当する画素を除外した画素についての平均輝度を算出し、この平均輝度の算出を各時間毎に行う。算出結果は、平均輝度の時間変化を示すTICとして、前記表示部4に表示される。

【0050】

図7に超音波画像（造影モード画像）上に設定されたROIの一例を示す。この図7では、肝門脈と肝組織とを含むようにROIが設定されている。図8は、図7に示すROIのうち、観測対象である肝組織の部分のTICを示す図であり、前記算出部303で算出されるTICが示されている。図7に示すように、ROI内に血流部である肝門脈が含まれていても、非観測対象である血流部を除いてTICが算出されるので、図8に示すTICは、観測対象である肝組織の部分のみの平均輝度の時間変化を正確に表したものになっている。

10

【0051】

以上説明した本例によれば、前記算出部303は、非観測対象である血流部に相当する画素を除外してROI内の平均輝度を算出し、TICを算出するので、観測対象である肝組織のみについてのTICを得ることができる。

20

【0052】

また、非観測対象である血流部に相当する画素は、紫色で表示され、TICの観測対象である肝組織に相当する画素とは異なる色で表示されるので、非観測対象を観測対象と識別可能な態様で表示することができる。

【0053】

（第二実施形態）

次に、本発明の第二実施形態について説明する。図9は、第二実施形態における超音波撮影時の信号処理系統を示す概略図である。この第二実施形態では、上述の造影モードによる造影モード画像に、通常のBモード画像を重ねて表示する。図9において、は造影モードによる信号処理系、はBモードによる信号処理系を示す。造影モードによる信号処理系では、上述と同様にして基本波画像と高調波画像とが得られる。また、Bモードによる信号処理系では、白黒のBモード画像が得られる。各信号処理系、で得られた基本波画像、高調波画像及びBモード画像は、前記合成部3013で合成され、この合成されてできた超音波画像は前記表示部4に表示される。この合成画像には、Bモード画像が含まれるため、観測の早期相から肝臓の全体組織を観察することができる。

30

【0054】

本例では、前記算出部303は、前記表示部4に表示された合成画像に設定されたROIのTICを算出するにあたり、非観測対象である血流部に相当する画素の特定を、前記合成部3013で合成される前の基本波画像及びBモード画像のいずれか一方において行なう。基本波画像において特定を行う場合は、上述と同様に、紫色系の輝度値が所定の輝度値以上の画素を血流部に相当する画素として特定する。一方、Bモード画像においては、血流部は組織部と比べて輝度値が小さくなる。従って、Bモード画像において特定を行う場合は、白黒系の輝度値が所定の輝度値以下の画素を血流部に相当する画素として特定する。

40

【0055】

以上説明した本例によっても、第一実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0056】

（第三実施形態）

次に、本発明の第三実施形態について説明する。図10は、第三実施形態における超音波撮影時の信号処理系等を示す概略図である。この第三実施形態では、造影モードによる

50

造影モード画像と通常のBモード画像の他に、さらにカラードプラモードによる血流情報の画像を重ねて表示する。図10において、 101 は造影モードによる信号処理系、 102 はBモードによる信号処理系、 103 はカラードプラモードによる信号処理系を示す。カラードプラモードによる信号処理系 103 には、公知のものを使用できるが、一例の構成が図示されている。カラードプラモードによる信号処理系 103 において、前記カラードプラモード処理部 23 は、極性反転させない複数のエコー信号につき直交I、Q軸成分についてそれぞれに受信検波を行う直交検波部 231 と、少なくとも前後2波分の各検波出力 I_1 、 I_2 及び Q_1 、 Q_2 についてそれぞれに差分を求める減算器 $232I$ 、 $232Q$ と、各減算出力のI、Q信号に基づき高速に周期の算出等による周波数分析を行う自己相関器 233 と、周波数分析結果から流速 v 、パワー p 、流速の分散 σ 等を含む血流情報を求める演算部 234 とを含む。カラードプラモードによる信号処理系 103 で得られたカラードプラ画像は、例えば流速と分散とを組み合わせた画像である場合には、前記超音波探触子2へ向かう血流が赤、遠ざかる血流が青、速さが輝度、分散が緑色の混合で表示される画像である。また、パワーを画像化したカラードプラ画像では、画像の表示色の輝度がパワーに対応する。

【0057】

各信号処理系 101 、 102 、 103 で得られた基本波画像、高調波画像、Bモード画像及びカラードプラ画像は、前記合成部 3013 で合成され、この合成されてできた超音波画像は前記表示部4に表示される。

【0058】

本例では、前記算出部 303 は、前記表示部4に表示された合成画像に設定されたROIのTICを算出するにあたり、TICの非観測対象である血流部に相当する画素の特定を、前記合成部 3013 で合成される前の基本波画像、Bモード画像及びカラードプラ画像のいずれかにおいて行う。基本波画像、Bモード画像において特定を行う場合については、第二実施形態と同様であり説明を省略する。カラードプラ画像において特定を行う場合は、所定の流速値以上又は所定のパワー値以上の画素を血流部に相当する画素として特定する。

【0059】

以上説明した本例によっても、第一、二実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0060】

(第四実施形態)

次に、本発明の第四実施形態について説明する。図11は、第四実施形態における超音波撮影時の信号処理系統を示す図である。本例では、前記造影モード処理部 22 は、ハイパスフィルタを有さない。すなわち、前記造影モード処理部 22 では、前記加算部 221 で加算された信号の処理系統が二手に分かれ、一方はローパスフィルタ 222 で処理された後に前記画像処理部 30 へ出力し、他方はそのまま前記画像処理部 30 へ出力する。これにより、前記画像処理部 30 には、ローパスフィルタ 222 を通った基本波成分の信号と、フィルタを通さない基本波成分及び高調波成分の両方を含む信号とが入力される。

【0061】

前記画像処理部 30 の画像作成部 301 は、減算器 3014 により、基本波成分及び高調波成分の両方を含む信号から、基本波成分の信号を減算する。そして、前記画像作成部 301 は、前記減算器 3014 で得られた信号から造影モード画像を作成し、この画像を超音波画像として前記表示部4に表示する。ちなみに、得られた超音波画像においては、血流部の輝度が組織部の輝度よりも低くなる。

【0062】

本例では、前記算出部 303 は、このようにして前記表示部4に表示された超音波画像に設定されたROIのTICを算出するにあたり、ROI内の全ての画素の輝度値の平均を求める。前記表示部4に表示された超音波画像は、基本波成分及び高調波成分の両方を含む信号から、基本波成分の信号を差し引いた信号、すなわち非観測対象である血流部から主に得られる周波数成分を除外した信号に基づいて作成された画像である。従って、このような画像に設定されたROI内のTICを算出するので、観測対象部位である組織部

のみについての T I C を得ることができる。

【 0 0 6 3 】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、この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、T I C の非観測対象に相当する画素を特定するための画像としては、被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に対して、M T I 処理、自己相関、速度・分散・パワー演算パワー処理を施して得られる流れ情報を示す B フロー画像であってもよい。

【 0 0 6 4 】

また、作成される超音波画像についても、前記実施形態のものに限られるものではなく、例えば造影モード画像とカラードプラ画像とを合成した超音波画像などであってもよい。

10

【 0 0 6 5 】

また、前記算出部 3 0 3 は、基本波画像において所定の輝度以下の画素を観測対象である組織部に相当する画素として特定し、これらの画素の平均値を算出することにより、T I C の算出を行ってもよい。

【 0 0 6 6 】

また、観測対象によっては、前記算出部 3 0 3 は、高調波画像において輝度を基準にして非観測対象又は観測対象に相当する画素を特定し、T I C の算出を行ってもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 7 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の実施形態の一例の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 図 1 に示す超音波診断装置における造影モード処理部の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 1 に示す超音波診断装置における画像処理部の構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 第一実施形態の超音波撮影時における信号処理系統を示す概略図である。

【 図 5 】 表示部に表示される超音波画像の一例を示す図である。

【 図 6 】 T I C の算出のフローチャートを示す図である。

【 図 7 】 超音波画像上に設定された R O I の一例を示す図である。

【 図 8 】 図 7 に示す R O I のうち、観測対象である肝組織の部分の T I C を示す図である。

30

【 図 9 】 第二実施形態における超音波撮影時の信号処理系統を示す概略図である。

【 図 1 0 】 第三実施形態における超音波撮影時の信号処理系等を示す概略図である。

【 図 1 1 】 第四実施形態における超音波撮影時の信号処理系統を示す図である。

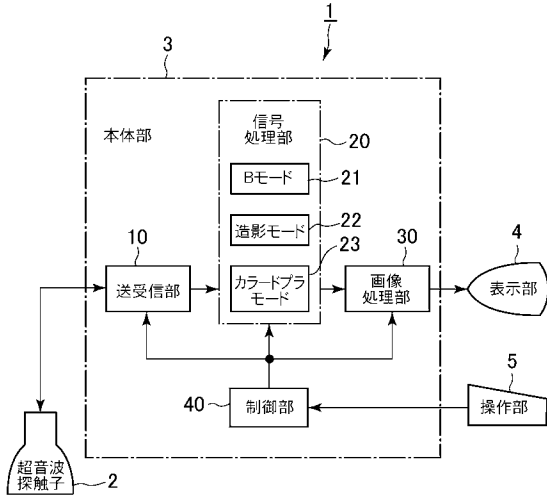
【 符号の説明 】

【 0 0 6 8 】

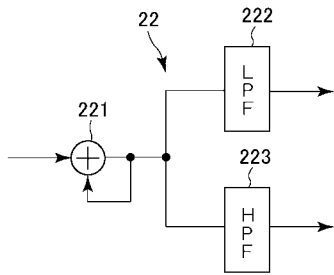
- 1 超音波診断装置
- 4 表示部
- 5 操作部（輝度設定手段）
- 2 1 Bモード処理部（Bモード画像作成手段）
- 2 2 造影モード処理部（造影モード画像作成手段）
- 2 3 カラードプラモード処理部（ドプラ画像作成手段）
- 2 2 2 ローパスフィルタ（フィルタ手段）
- 2 2 3 ハイパスフィルタ（フィルタ手段）
- 3 0 1 画像作成部（Bモード画像作成手段、造影モード画像作成手段、ドプラ画像作成手段）
- 3 0 2 R O I 設定部（設定手段）
- 3 0 3 算出部（算出手段）
- 3 0 1 3 合成部（合成手段）

40

【 図 1 】

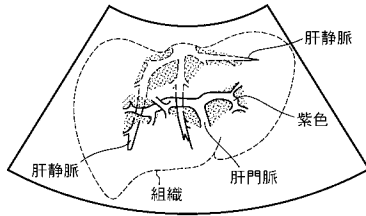


【 図 2 】

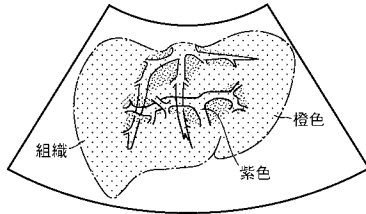


【 図 5 】

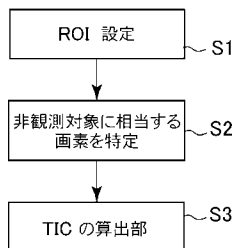
(A) 早期相



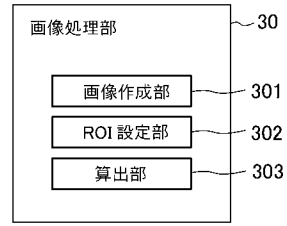
(B) 後期相



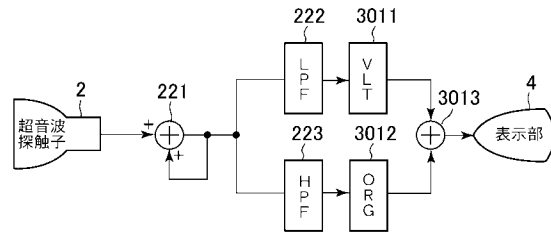
【 図 6 】



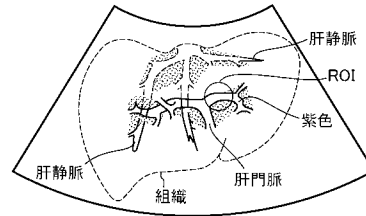
【 図 3 】



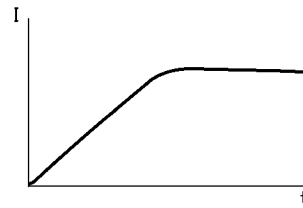
【 図 4 】



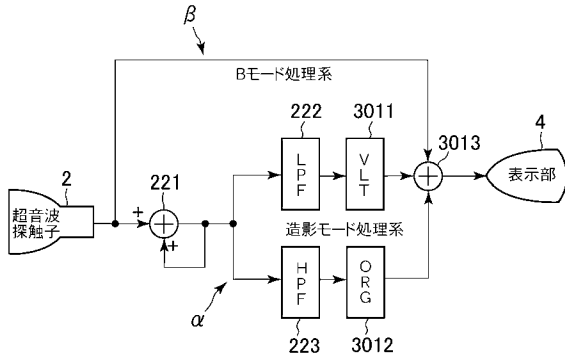
【 図 7 】



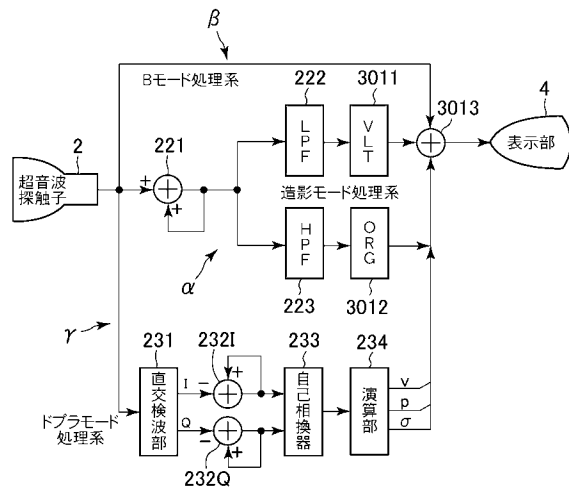
【 図 8 】



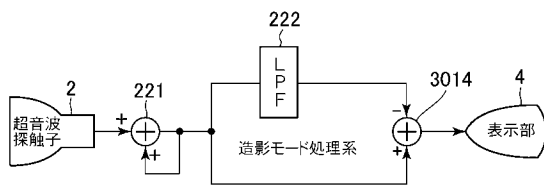
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



| | | | |
|-------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2010075586A | 公开(公告)日 | 2010-04-08 |
| 申请号 | JP2008249608 | 申请日 | 2008-09-29 |
| 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 | 加藤生 | | |
| 发明人 | 加藤 生 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 | | |
| CPC分类号 | G01S15/8979 A61B5/4244 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/481 G01S7/52036 G01S7/52063 | | |
| FI分类号 | A61B8/08 A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE11 4C601/JC37 | | |
| 代理人(译) | 伊藤亲 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其中只能相对于被观察物体获得时间强度曲线。ZOLUTION：超声波诊断装置包括：显示单元4，用于显示对象的超声图像，并给予造影剂；图像处理单元30，具有用于设置在显示装置4中显示的超声图像中的关注区域的设置装置，以及用于计算指示一组中像素的平均亮度的时间变化的时间强度曲线的计算装置感兴趣的地区。当计算时间强度曲线时，计算设备排除对应于感兴趣区域中的未观察对象的像素。Z

