

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5476534号
(P5476534)

(45) 発行日 平成26年4月23日 (2014. 4. 23)

(24) 登録日 平成26年2月21日 (2014. 2. 21)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 18/00 (2006. 01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

A 6 1 B 8/08 (2006. 01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-237241 (P2008-237241)
 (22) 出願日 平成20年9月17日 (2008. 9. 17)
 (65) 公開番号 特開2010-68884 (P2010-68884A)
 (43) 公開日 平成22年4月2日 (2010. 4. 2)
 審査請求日 平成23年9月6日 (2011. 9. 6)

(73) 特許権者 803000056
 公益財団法人ヒューマンサイエンス振興財
 団
 東京都千代田区岩本町二丁目11番1号
 (74) 代理人 100102912
 弁理士 野上 敦
 (72) 発明者 千葉 敏雄
 東京都世田谷区大蔵2丁目10番1号 国
 立成育医療センター内
 (72) 発明者 北角 権太郎
 東京都世田谷区大蔵2丁目10番1号 国
 立成育医療センター内
 (72) 発明者 山下 紘正
 東京都世田谷区大蔵2丁目10番1号 国
 立成育医療センター内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理による集束超音波自動照射システム並びに集束超音波自動照射プログラム及びこ
 れを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物の超音波画像データを取得する超音波画像取得手段と、
 前記超音波画像取得手段により取得された画像データを画像形成する画像形成手段と、
 前記画像形成手段により形成された画像中の追尾対象を指定する追尾対象指定手段と、
 前記画像形成手段により形成された画像中の集束超音波の照射対象を指定する照射対象
 指定手段と、

前記追尾対象指定手段により指定された追尾対象の特徴パラメータを抽出し前記特徴パ
 ラメータに基づいて前記追尾対象の位置情報を検出する位置情報検出手段と、

前記位置情報検出手段により検出された追尾対象の位置情報に基づいて前記照射対象指
 定手段により指定された照射対象の相対位置を算出する相対位置算出手段と、

前記相対位置算出手段により算出された照射対象の相対位置に集束超音波を照射する集
 束超音波照射手段と、

前記追尾対象の面積が特定の周期変動をする場合に、前記追尾対象の面積を算出して前
 記追尾対象の面積の時間変化から周期変動情報を抽出する周期変動情報抽出手段と、

前記周期変動情報抽出手段により抽出された周期変動情報に基づいて前記集束超音波照
 射手段により照射される集束超音波の照射タイミングを決定する照射タイミング決定手段
 と、

を有し、

前記周期変動情報抽出手段は、前記追尾対象の面積から前記追尾対象の面積の過去の移

10

20

動平均を減じて短周期変動成分を分離し、前記短周期変動成分に基づいて前記周期変動情報を抽出することを特徴とする、

超音波画像処理による集束超音波自動照射システム。

【請求項 2】

前記周期変動情報抽出手段は、前記短周期変動成分を即時離散フーリエ変換することにより前記周期変動情報を抽出することを特徴とする、

請求項 1 に記載の集束超音波自動照射システム。

【請求項 3】

前記照射タイミング決定手段は、前記照射対象の相対位置と集束超音波の焦点位置との距離が閾値以下である場合に前記集束超音波照射手段に集束超音波を照射させることを特徴とする、

請求項 1 又は 2 に記載の集束超音波自動照射システム。

【請求項 4】

前記相対位置算出手段は、前記追尾対象の位置情報から相似計算により照射対象の相対位置を算出することを特徴とする、

請求項 1 ～ 3 の何れか 1 項に記載の集束超音波自動照射システム。

【請求項 5】

胎児左心低形成症候群の低侵襲治療、肺分画症の治療又は肺の先天性のう胞性腺腫様奇形の治療に用いることを特徴とする、

請求項 1 ～ 4 の何れか 1 項に記載の集束超音波自動照射システム。

【請求項 6】

対象物の超音波画像データを取得する超音波画像取得ステップと、

前記超音波画像取得ステップにより取得された画像データを画像形成する画像形成ステップと、

前記画像形成ステップにより形成された画像中の追尾対象を指定する追尾対象指定ステップと、

前記画像形成ステップにより形成された画像中の集束超音波の照射対象を指定する照射対象指定ステップと、

前記追尾対象指定ステップにより指定された追尾対象の特徴パラメータを抽出し前記特徴パラメータに基づいて前記追尾対象の位置情報を検出する位置情報検出ステップと、

前記位置情報検出ステップにより検出された追尾対象の位置情報に基づいて前記照射対象指定ステップにより指定された照射対象の相対位置を算出する相対位置算出ステップと、

前記相対位置算出ステップにより算出された照射対象の相対位置に集束超音波を照射する集束超音波照射ステップと、

前記追尾対象の面積が特定の周期変動をする場合に、前記追尾対象の面積を算出して前記追尾対象の面積の時間変化から周期変動情報を抽出する周期変動情報抽出ステップと、

前記周期変動情報抽出ステップにより抽出された周期変動情報に基づいて前記集束超音波照射ステップにより照射される集束超音波の照射タイミングを決定する照射タイミング決定ステップと、

をコンピュータに実行させるものであり、

前記周期変動情報抽出ステップは、前記追尾対象の面積から前記追尾対象の面積の過去の移動平均を減じて短周期変動成分を分離し、前記短周期変動成分に基づいて前記周期変動情報を抽出することを特徴とする、

超音波画像処理による集束超音波自動照射プログラム。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の集束超音波自動照射プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、超音波画像処理による集束超音波（H I F U）自動照射システムにおいて、安全かつ正確に自動照射を行うことのできるH I F U自動照射システムに関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

超音波画像診断装置による超音波画像を用いたH I F U照射システムが、胎児左心低形成症候群等の胎児心疾患の治療を非接触で低侵襲に行うことができる治療システムとして注目されている（例えば、非特許文献1参照）。かかる従来の超音波画像を用いたH I F U照射システムでは、リアルタイムに取得した個々の画像の特徴をマスタ画像と比較し、単純なパターンマッチングによりその類似性を判断するものであるため、H I F Uの自動照射における照射タイミングの確度には限界があり、特に心臓のような周期的な動きを伴う臓器への適切な照射タイミングを決定することは困難であった。

10

【 0 0 0 3 】

また、画像処理による特徴抽出では、ある程度の広い領域を持つ濃淡のある特徴的な形状を抽出することはできるが、例えば心房中隔のようなあまり特徴を持たない部分の特徴抽出を行うことは困難であるため、従来のシステムでは、かかる特徴抽出の困難な部位に対しては、照射対象として追従することができずH I F Uの自動照射を行うことができないという問題があった。

【非特許文献1】藤崎正之他「高密度集束超音波（H I F U）を利用した胎児心臓病治療応用への可能性」第13回日本胎児心臓病研究学会予稿集2007年、63P

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

本発明は上記従来技術の有する問題点に鑑みなされたものであり、その目的とするところは、超音波画像処理によるH I F U自動照射システムにおいて、正確な照射タイミングの判定を行うことができ、安全性を確保しつつ適切に自動照射を行うことのできるH I F U自動照射システムを提供することにある。

【 0 0 0 5 】

本発明の他の目的は、心臓のような周期的な動きを伴う臓器への適切な照射タイミングを決定することのできるH I F U自動照射システムを提供することにある。

30

【 0 0 0 6 】

本発明のさらに他の目的は、心房中隔のような特徴抽出の困難な部位への自動照射を可能ならしめるH I F U自動照射システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の上記目的は、下記的手段によって達成される。

【 0 0 0 8 】

（1）即ち、本発明は、対象物の超音波画像データを取得する超音波画像取得手段と、前記超音波画像取得手段により取得された画像データを画像形成する画像形成手段と、前記画像形成手段により形成された画像中の追尾対象を指定する追尾対象指定手段と、前記画像形成手段により形成された画像中の集束超音波の照射対象を指定する照射対象指定手段と、前記追尾対象指定手段により指定された追尾対象の特徴パラメータを抽出し前記特徴パラメータに基づいて前記追尾対象の位置情報を検出する位置情報検出手段と、前記位置情報検出手段により検出された追尾対象の位置情報に基づいて前記照射対象指定手段により指定された照射対象の相対位置を算出する相対位置算出手段と、前記相対位置算出手段により算出された照射対象の相対位置に集束超音波を照射する集束超音波照射手段と、前記追尾対象の面積が特定の周期変動をする場合に、前記追尾対象の面積を算出して前記追尾対象の面積の時間変化から周期変動情報を抽出する周期変動情報抽出手段と、前記周期変動情報抽出手段により抽出された周期変動情報に基づいて前記集束超音波照射手段により照射される集束超音波の照射タイミングを決定する照射タイミング決定手段と、を有

40

50

し、前記周期変動情報抽出手段は、前記追尾対象の面積から前記追尾対象の面積の過去の移動平均を減じて短周期変動成分を分離し、前記短周期変動成分に基づいて前記周期変動情報を抽出することを特徴とする、超音波画像処理による集束超音波自動照射システムである。

【0009】

(2) 本発明はまた、前記周期変動情報抽出手段は、前記短周期変動成分を即時離散フーリエ変換することにより前記周期変動情報を抽出することを特徴とする、(1)に記載の集束超音波自動照射システムである。

【0010】

(3) 本発明はまた、前記照射タイミング決定手段は、前記照射対象の相対位置と集束超音波の焦点位置との距離が閾値以下である場合に前記集束超音波照射手段に集束超音波を照射させることを特徴とする、(1)又は(2)に記載の集束超音波自動照射システムである。

【0011】

(4) 本発明はまた、前記相対位置算出手段は、前記追尾対象の位置情報から相似計算により照射対象の相対位置を算出することを特徴とする、(1)～(3)の何れか1つに記載の集束超音波自動照射システムである。

【0012】

(5) 本発明はまた、胎児左心低形成症候群の低侵襲治療、肺分画症の治療又は肺の先天性のう胞性腺腫様奇形の治療に用いることを特徴とする、(1)～(4)の何れか1つに記載の集束超音波自動照射システムである。

【0013】

(6) 本発明はまた、対象物の超音波画像データを取得する超音波画像取得ステップと、前記超音波画像取得ステップにより取得された画像データを画像形成する画像形成ステップと、前記画像形成ステップにより形成された画像中の追尾対象を指定する追尾対象指定ステップと、前記画像形成ステップにより形成された画像中の集束超音波の照射対象を指定する照射対象指定ステップと、前記追尾対象指定ステップにより指定された追尾対象の特徴パラメータを抽出し前記特徴パラメータに基づいて前記追尾対象の位置情報を検出する位置情報検出ステップと、前記位置情報検出ステップにより検出された追尾対象の位置情報に基づいて前記照射対象指定ステップにより指定された照射対象の相対位置を算出する相対位置算出ステップと、前記相対位置算出ステップにより算出された照射対象の相対位置に集束超音波を照射する集束超音波照射ステップと、前記追尾対象の面積が特定の周期変動をする場合に、前記追尾対象の面積を算出して前記追尾対象の面積の時間変化から周期変動情報を抽出する周期変動情報抽出ステップと、前記周期変動情報抽出ステップにより抽出された周期変動情報に基づいて前記集束超音波照射ステップにより照射される集束超音波の照射タイミングを決定する照射タイミング決定ステップと、をコンピュータに実行させるものであり、前記周期変動情報抽出ステップは、前記追尾対象の面積から前記追尾対象の面積の過去の移動平均を減じて短周期変動成分を分離し、前記短周期変動成分に基づいて前記周期変動情報を抽出することを特徴とする、超音波画像処理による集束超音波自動照射プログラムである。

【0014】

(7) 本発明はまた、(6)に記載の集束超音波自動照射プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体である。

【発明の効果】

【0015】

本発明のHIFU自動照射システムによれば、追尾対象を指定して追尾対象の位置情報に基づいて照射対象の相対位置を算出するので、例えば心房中隔のような特徴抽出の困難な部位であっても、心室や心房のように比較的近傍にあって特徴抽出のし易い部位を追尾対象として指定して追従することにより、追尾対象の位置情報から間接的に照射対象の相対位置を検知して追従することができ、従来では不可能であった特徴抽出の困難な部位へ

10

20

30

40

50

のHIFUの自動照射を行うことができる。

【0016】

また、本発明のHIFU自動照射システムによれば、追尾対象の特徴パラメータをリアルタイムに抽出して、当該特徴パラメータに基づいて追尾対象の位置情報を検出するので、正確な照射タイミングの判定を行うことができ、安全性を確保しつつ適切に自動照射を行うことができる。

【0017】

さらに、本発明のHIFU自動照射システムによれば、追尾対象の面積が特定の周期変動をする場合に、その面積変動から周期変動情報を抽出し当該周期変動情報に基づいて照射タイミングを決定するので、心臓のような周期的な動きを伴う臓器に対しても適切な照射タイミングを決定することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して詳細に説明する。

【0019】

図1は、本発明の実施形態にかかる集束超音波(HIFU)自動照射システムの全体構成を示すブロック図である。図1に示すように、本実施形態に係るHIFU自動照射システム10は、ワークステーション100と、二次元超音波画像処理装置200と、HIFU信号発生装置300と、二次元超音波プローブ410と、トランスデューサ420とからなり、ワークステーション100と二次元超音波画像処理装置200、二次元超音波画像処理装置200と二次元超音波プローブ410、ワークステーション100とHIFU信号発生装置300、及びHIFU信号発生装置300とトランスデューサ420とが、それぞれ専用通信ケーブル510、520、530及び540を介して相互に通信可能に接続されてなる。

20

【0020】

つぎに、上記各機器の構成について説明するが、上記各機器は後述する構成要素以外の構成要素を含んでいてもよく、あるいは、後述する構成要素のうちの一部が含まれていなくてもよい。

【0021】

図2は、本実施形態にかかるワークステーション100の構成の一例を示すブロック図である。図2に示すように、ワークステーション100は、CPU110、ROM120、RAM130、ハードディスク140、ディスプレイ150、入力装置160、ビデオキャプチャカード170、通信インタフェース180、及びバス190を有する。

30

【0022】

CPU110は、制御と演算の各種処理を行う。ROM120は各種プログラムを記憶し、RAM130は作業領域として一時的にデータを記憶し、ハードディスク140は各種プログラムやデータを記憶する。ディスプレイ150は、各種の表示を行う。入力装置160は、キーボードやマウス等であり、各種の入力を行うために使用される。ビデオキャプチャカード170は、ビデオ信号をキャプチャしてイメージデータに変換する。通信インタフェース180は、外部機器と各種信号の送受信を行うインタフェースである。上記各部は、信号をやり取りするためのバス190で相互に接続されている。

40

【0023】

なお、本実施形態において、ワークステーション100は後述する所定の動作を行うが、このためのワークステーション100の動作を制御するプログラムは、ROM120又はハードディスク140に格納されており、動作開始の際にRAM130に読み出されてCPU110により実行される。

【0024】

二次元超音波画像処理装置200は、ワークステーション100からの命令により、二次元超音波プローブ410を駆動して超音波スキャンを行いながら観測したターゲットのエコー信号から、物体の反射率の違いを利用して二次元超音波画像データを生成し、NT

50

ＳＣ方式等のビデオ信号としてワークステーション１００に出力する。

【００２５】

ＨＩＦＵ信号発生装置３００は、ＨＩＦＵの駆動に必要な高周波電気信号を発生させる高周波発振器、高周波発振器で発生させた出力信号をＨＩＦＵ照射に必要なレベルまで増幅する高周波増幅器、ＨＩＦＵ照射を制御するワークステーション１００からのトリガー信号を高周波発振器の制御信号等に変換する信号変換ボックス等（いずれも図示せず）から構成されている。

【００２６】

二次元超音波プローブ４１０は、超音波を発振して対象物からのエコー信号を取得する。また、トランスデューサ４２０は、ＨＩＦＵ信号発生装置３００で発生したＨＩＦＵ信号を対象物に照射するためのパラボラ型のＨＩＦＵ照射装置である。図３（ａ）～（ｃ）に示すように、本実施形態にかかるＨＩＦＵ自動照射システム１０では、二次元超音波プローブ装置４２０とトランスデューサ４２０とが一体化した二次元超音波プローブ型トランスデューサ４００が利用されている。二次元超音波プローブ型トランスデューサ４００では、二次元超音波プローブ４１０の捜査範囲４１１の特定の座標位置に、トランスデューサ４２０のＨＩＦＵ照射焦点４２１が固定されるように構成されている。但し、本実施形態では、必ずしも二次元超音波プローブとトランスデューサとが一体化したものをを用いる必要はなく、独立して構成された二次元超音波プローブとトランスデューサを組み合わせ利用するものであってもよい。

【００２７】

次に、本実施形態におけるＨＩＦＵ自動照射システム１０の動作の概要について、胎児心疾患治療用途を例にして、ワークステーション１００によるＨＩＦＵ照射処理の動作を中心にして説明する。図４は、本実施形態におけるワークステーション１００のＨＩＦＵ照射処理の手順を示すフローチャートである。

【００２８】

図４のステップＳ１１０において、ワークステーション１００は、まず、ＨＩＦＵ照射処理の開始命令があるまで待機する（Ｓ１１０のＮＯ）。ここで、本実施形態におけるＨＩＦＵ自動照射システム１０のＨＩＦＵ照射処理には、ＨＩＦＵ照射モードとして、照射安全条件、心拍同期条件、焦点一致条件等の所定の設定条件を満たす場合にのみＨＩＦＵ照射を行う「自動照射モード」と、条件設定なしに強制的にＨＩＦＵ照射を行う「手動照射モード」とがある。オペレータは、ＨＩＦＵ照射モードを指定してＨＩＦＵ照射処理の開始命令を入力する。

【００２９】

ワークステーション１００は、ステップＳ１１０においてＨＩＦＵ照射処理の開始命令があると（Ｓ１１０のＹＥＳ）、ステップＳ１２０に進み、ＨＩＦＵ照射モードが「自動照射モード」か「手動照射モード」かを判断する。

【００３０】

ステップＳ１２０において、ＨＩＦＵ照射モードが「手動照射モード」である場合（Ｓ１２０のＮＯ）、ステップＳ１３０に進み、手動照射命令があるまで待機し（Ｓ１３０のＮＯ）、手動照射命令があると（Ｓ１３０のＹＥＳ）、ステップＳ１４０に進んで、ＨＩＦＵ信号発生装置３００にＨＩＦＵ照射命令を送信することにより直ちにＨＩＦＵ照射を行い、ＨＩＦＵ照射処理を終了する。

【００３１】

一方、ステップＳ１２０において、ＨＩＦＵ照射モードが「自動照射モード」である場合に（Ｓ１２０のＹＥＳ）、ステップＳ１５０に進み、ＨＩＦＵの自動照射処理を開始する。

【００３２】

図５は、本実施形態におけるワークステーション１００のＨＩＦＵ自動照射処理の手順を示すフローチャートである。図５のステップＳ２１０において、ワークステーション１００は、まず、ＨＩＦＵ焦点設定処理を行う。本実施形態にかかるＨＩＦＵ自動照射シス

テム 10 では、二次元超音波プローブと一体化したトランスデューサを使用しており、二次元超音波画像の特定の位置に H I F U の焦点が固定されているため、H I F U 照射を正確に行うには、予めファントム等を使用して H I F U 照射を行い、実際の照射位置に合わせて焦点位置を補正しておく必要がある。

【 0 0 3 3 】

図 6 は、本実施形態におけるワークステーション 100 の H I F U 焦点設定処理の手順を示すフローチャートである。図 6 のステップ 310 において、ワークステーション 100 は、手動照射命令があるまで待機する (S 310 の N O)。オペレータはファントムを対象物としてセットし、手動照射命令を入力する。

【 0 0 3 4 】

ステップ 310 において手動照射命令がある (S 310 の Y E S)、ステップ 320 に進んで、H I F U 信号発生装置 300 に H I F U 照射命令を送信することにより対象物に H I F U を照射する。更に、ステップ S 330 において、二次元超音波画像処理装置 200 から受信した入力画像データを画像形成して入力画像をディスプレイ 150 に表示し、更にステップ S 340 において、ディスプレイ 150 の入力画像上に、現在設定されている初期の H I F U の焦点位置を表示し、ステップ S 350 に進んで、焦点位置の設定入力があるまで待機する (S 350 の N O)。

【 0 0 3 5 】

図 7 は、H I F U 焦点設定処理においてワークステーション 100 のディスプレイ 150 に表示される画面の一例を示す図である。図 7 の画面 610 において、710 は二次元超音波プローブにより捜査した二次元超音波画像であり、画像 710 中にはファントムの画像 721 が映し出されている。また、731 及び 732 は、現在設定されている H I F U の焦点位置 (図 7 では初期状態) を示す X 座標軸及び Y 座標軸であり、これらの交点が焦点位置である。オペレータは、H I F U の焦点座標をディスプレイ 150 に表示されたファントム画像中の H I F U 照射痕跡に一致させるように、焦点位置の設定入力を行う。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 350 において焦点位置の設定入力がある (S 350 の Y E S)、S 360 に進んで、入力された焦点位置を本実施形態における H I F U 照射の焦点位置として設定する。

【 0 0 3 7 】

更に、ステップ S 370 に進んで、H I F U の自動照射を許可する範囲である焦点有効範囲の設定入力があるまで待機する (S 370 の N O)。図 7 の 733 は、焦点有効範囲を表しており、ターゲットがこの範囲に入った場合に H I F U の自動照射が行われる。オペレータにより焦点有効範囲の設定入力が行われると (S 370 の Y E S)、ステップ 380 において、入力された焦点有効範囲を本実施形態における H I F U 照射の焦点有効範囲として設定し、H I F U 焦点設定処理を終了する。

【 0 0 3 8 】

次に、ワークステーション 100 は、図 5 のステップ S 220 に戻って二値化条件設定処理を行う。ワークステーション 100 が二次元超音波画像処理装置 200 から取得する画像データはグレースケールであるので、後述する特徴抽出等の画像処理を行うために画像データを適切な白黒閾値で二値化処理する必要がある。

【 0 0 3 9 】

図 8 は、本実施形態におけるワークステーション 100 の二値化条件設定処理の手順を示すフローチャートである。図 8 のステップ S 410 において、ワークステーション 100 は、まず、初期の白黒閾値に基づいて二次元超音波画像処理装置 200 から得られた入力画像データを二値化し、ステップ S 420 において、二値化処理により得られた二値画像をディスプレイ 150 に表示する。そして、ステップ S 430 に進んで、白黒閾値の設定入力があるか否かを判断する。オペレータはディスプレイ 150 上の二値画像を確認しながら、適切な白黒閾値を設定入力する。

【 0 0 4 0 】

10

20

30

40

50

ステップ４３０において、白黒閾値の設定入力があると（Ｓ４３０のＹＥＳ）、入力された白黒閾値に基づいて入力画像データを二値化して（Ｓ４１０）、得られた二値画像をディスプレイに再表示する（Ｓ４２０）。一方、ステップＳ４３０において白黒閾値の設定入力がない場合は（Ｓ４３０のＮＯ）、ステップＳ４４０に進んで、現在の白黒閾値を本実施形態における二値化処理の白黒閾値として設定し、二値化条件設定処理を終了する。

【００４１】

図５のステップＳ２３０に戻って、ワークステーション１００は、さらに画像処理条件設定処理を行う。本実施形態では、画像処理条件設定処理として、画像処理範囲（ＲＯＩ）、追尾対象中心位置及び照射対象相対位置の設定を行う。すなわち、画像処理による形状抽出は、ある程度の広い領域を持つ濃淡のある特徴的な形状を抽出することはできるが、例えば心房中隔のようなあまり特徴を持たない部分は特徴抽出をすることは困難である。そこで、本発明のＨＩＦＵ自動照射システムでは、そのような特徴抽出の困難な部位について、例えば心室や心房等の比較的近傍にあり特徴抽出のし易い部位を追尾対象として指定し、追尾対象との幾何学的な相対位置から照射対象の位置を推定しようとするものである。追尾対象の指定は、ＲＯＩ及び追尾対象中心位置の指定により行う。

【００４２】

図９は、本実施形態におけるワークステーション１００の画像処理条件設定処理の手順を示すフローチャートである。図９のステップＳ５１０において、ワークステーション１００は、ＲＯＩの設定入力があるまで待機し（Ｓ５１０のＮＯ）、オペレータによりＲＯＩの設定入力となされると（Ｓ５１０のＹＥＳ）、ステップＳ５２０に進んで、入力された範囲に従ってＲＯＩを設定する。同様にして、ステップＳ５３０及びＳ５４０において追尾対象の中心位置を設定し、ステップＳ５５０及びＳ５６０において照射対象の相対位置を設定して、画像処理条件設定処理を終了する。なお、上記のＲＯＩ、追尾対象中心位置及び照射対象相対位置の設定の手順は、いずれの順番で処理されるものであってもよい。

【００４３】

図１０は、画像処理条件設定処理においてワークステーション１００のディスプレイ１５０に表示される画面の一例を示す図である。図１０の画面６２０において、７２２は追尾対象の画像であり、７３４は追尾対象画像７２２を取り囲んで設定されたＲＯＩを表しており、７３５は追尾対象画像７２２上に設定された追尾対象中心位置を表しており、７３６は設定された照射対象中心位置を表している。

【００４４】

次いで、図５のステップＳ２４０に戻って、ワークステーション１００は、二次元超音波画像処理装置２００からリアルタイムに受信した入力画像データに基づいて、追尾対象の位置情報をリアルタイムで検出することにより追尾対象のトラッキングを行う。追尾対象の位置情報の検出は、画像解析による特徴抽出によって追尾対象の重心、面積、フィレ径、真円度等の画像特徴パラメータを抽出することにより行う。なお、各特徴パラメータの追尾対象からの抽出方法は以下のとおりである。

【００４５】

（１）光学面積及び光学重心

【００４６】

追尾対象は輝度をもったピクセルの集合として認識されるので、光学面積は追尾対象として認識されたピクセルの数として、光学的重心は追尾対象として認識されたピクセルの平均座標として、それぞれ算出される。臓器の形状が三日月型、ひょうたん型等、楕円とかけ離れた形状である場合は、光学的面積と光学的重心を使用するほうが正確な面積と重心を計算することができる。

【００４７】

（２）幾何学面積及び幾何学重心

【００４８】

10

20

30

40

50

幾何学面積は、追尾対象として認識されたピクセルのX座標上の最小値とY座標上の最小値を始点として、認識されたピクセルのX座標の最大値とY座標の最大値を終点とした矩形領域を示す長方形に内接する楕円体の面積として、幾何学重心は当該楕円体の重心として、それぞれ算出される。心臓のように認識する対象物の形状が楕円体に近い場合は、幾何学面積と幾何学重心を使用することにより画面上のノイズによる誤差を軽減することができる。

【 0 0 4 9 】

(3) フィレ径と真円度

【 0 0 5 0 】

フィレ径は、追尾対象のX方向とY方向のピクセルを単位とした長さである。また、真円度は、X方向とY方向のピクセルを単位とした長さの比を、長いほうの径を分母として計算した結果を百分率で表したものであり、100に近ければ、認識した領域の形状が真円に近いことを意味する。

10

【 0 0 5 1 】

更に、ステップS250に進んで、ワークステーション100は、ステップS240で得られた追尾対象の位置情報から相似計算により照射対象の相対位置をリアルタイムで算出する。照射対象の相対位置の算出方法としては、以下のいずれかのアルゴリズムを利用することができる。

【 0 0 5 2 】

(a) 単純相対座標を用いる方法

20

【 0 0 5 3 】

画像処理により得られた追尾対象の重心座標から照射対象の相対座標を算出する。

【 0 0 5 4 】

(b) 相対座標と追尾対象のフィレ径の変化の比を相対位置に反映する方法

【 0 0 5 5 】

現在と照射対象の位置の設定を行った時点での追尾対象のフィレ径の比を計算し、照射対象の相対座標の長さにX方向、Y方向のそれぞれのフィレ径の比を乗じた長さを計算して、その結果を相対座標として、画像処理で計算された追尾対象の重心座標からの照射位置を特定する。このアルゴリズムは、心房中隔のように心臓の大きさに比例して相対位置が変化する照射対象の場合に使用される。

30

【 0 0 5 6 】

そして、ワークステーション100は、ステップS240及びS250において追尾対象の位置情報検出処理及び照射対象の相対位置算出処理をリアルタイムで行いながら、ステップS260において、ステップS250で算出した照射対象の相対位置がステップS210で設定した焦点有効範囲内にあるか否かを判断し、照射対象が焦点有効範囲内でない場合は(S260のNO)、追尾対象の位置情報検出処理及び照射対象の相対位置算出処理を続ける(S240及びS250)。一方、ステップS260において、照射対象が焦点有効範囲内にある場合は(S260のYES)、ステップS270に進んで、HIFUの心拍同期照射の設定がなされているか否かを判断し、心拍同期照射設定がなされていない場合に(S270のNO)、更にステップS280に進んで、HIFU信号発生装置300にHIFU照射命令を送信することによりHIFUの照射を行う。

40

【 0 0 5 7 】

図11は、HIFUの自動照射が行われているワークステーション100のディスプレイ150に表示される画面の一例を示す図である。図11の画面630では、追尾対象722の位置情報から相似計算によりリアルタイムに算出された照射対象中心位置736が、HIFUの焦点有効範囲733の範囲内にあるため、HIFUの照射が行われていることを表している。

【 0 0 5 8 】

一方、ステップS270において心拍同期照射設定がなされている場合は(S270のYES)、ステップS285に進んで、心拍同期情報抽出処理を行う。すなわち、本実施

50

形態に係るH I F U自動照射システム10では、追尾対象を心室等に設定することにより、追尾対象面積の周期変動から心拍数、心拍周波数、心拍周期（時間）等の心拍情報を抽出することが可能であり、これにより心室の収縮期や拡張期に同期してH I F U照射を行うことが可能である。

【0059】

図12は、本実施形態におけるワークステーション100の心拍同期情報抽出処理の手順を示すフローチャートである。図12のステップS610において、ワークステーション100は、まず、二次元超音波画像処理装置200からリアルタイムに受信した入力画像データに基づいて、追尾対象の面積をリアルタイムで抽出する。追尾対象の面積は、上述の(1)又は(2)の方法により算出することができる。

10

【0060】

次いで、ステップS620において、追尾対象面積の過去の移動平均を算出する。時刻tにおける追尾対象面積をS[t]とすると、追尾対象面積の過去n個分の移動平均S_{av}[t]は下記式(i)により求めることができる。

【数1】

$$S_{av}[t] = \frac{1}{n} \sum_{t-n}^t S[t] \quad (i)$$

【0061】

20

更に、ステップ630において、追尾対象面積の短周期変動成分を算出する。短周期変動成分S_{hb}[t]は、下記式(ii)により追尾対象面積S[t]から追尾対象面積の過去の移動平均S_{av}[t]を減じることにより求められる。

【数2】

$$S_{hb}[t] = S[t] - \frac{1}{n} \sum_{t-n}^t S[t] \quad (ii)$$

【0062】

図13は、本実施形態に係るH I F U自動照射システムにおいて、心室を追尾対象とした場合の追尾対象面積の周期変動を模式的に示したグラフである。図13において、810は追尾対象面積、820はその過去n個分の移動平均を表し、830は追尾対象面積810から過去の移動平均820を減じたものである。追尾対象面積810の周期変動の要因は、肺の動き（呼吸）等による長周期変動と心臓の動き（心拍）による短周期変動とが考えられるが、図13より、820が長周期変動成分、830が短周期変動成分を抽出するものであることは明白である。

30

【0063】

そして、ステップS640に進んで、ステップS630で得られた短周期変動成分をリアルタイムに離散フーリエ変換することにより周期情報を解析し、ステップS650において、心拍数、心拍周波数、心拍周期（時間）等の心拍周期情報を抽出する。

40

【0064】

なお、本実施形態における心拍同期情報抽出処理では、心拍情報の解析に必ずしも離散フーリエ変換を用いなければならないわけではなく、離散フーリエ変換による方法以外にも、例えば、所定の論理判定を用いて短周期変動の極大値判定を行うことにより心室拡大期を検出するものであってもよい。

【0065】

そして、図5のステップS290に戻って、ステップS285で得られた心拍周期情報に基づいて、心拍に同期してH I F U信号発生装置300にH I F U照射命令を送信することによりH I F Uの心拍同期照射を行う。なお、心拍同期照射に際しては、H I F U自動照射システム10内の信号遅延を考慮して、信号遅延分だけH I F Uの照射タイミング

50

を早めるようにH I F U照射命令を送信するように構成してもよい。

【0066】

以上のようにして、ワークステーション100は、ステップS295において自動照射処理の終了命令があるまでH I F Uの自動照射処理を行い(S295のNO及びS240～S290)、ステップS295において自動照射処理の終了命令があると(S295のYES)、H I F Uの自動照射処理を終了して図4に戻り、H I F U照射の全体処理を終了する。

【0067】

本発明によるH I F U自動照射システムは、上記各手順を実行するための専用のハードウェア回路によっても、また、上記各手順を記述したプログラムをCPUが実行することによっても実現することができる。後者により本発明を実現する場合、H I F U自動照射システムを動作させる上記プログラムは、フロッピー(登録商標)ディスクやCD-ROM等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体によって提供されてもよいし、インターネット等のネットワークを介してオンラインで提供されてもよい。この場合、コンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録されたプログラムは、通常、ROMやハードディスク等に転送され記憶される。また、このプログラムは、たとえば、単独のアプリケーションソフトとして提供されてもよいし、H I F U自動照射システムの一機能としてその装置の基本ソフトウェアに組み込んでよい。

【0068】

尚、本発明のH I F U自動照射システムは、上記した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内において種々変更を加え得ることは勿論である。

【産業上の利用可能性】

【0069】

上述したように、本発明のH I F U自動照射システムによれば、正確な照射タイミングの判定を行うことができ、安全かつ適切に自動照射を行うことのでき、特に周期的な動きを伴う臓器や、特徴抽出の困難な部位への的確なH I F Uの自動照射を行うことができる。従って、本発明のH I F U自動照射システムは、胎児左心低形成症候群(H L H S)の低侵襲治療、肺分画症(B P S)の治療、肺の先天性のう胞性腺腫様奇形(C C A M)治療等に利用した場合極めて有用である。

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】本発明の実施形態にかかる集束超音波(H I F U)自動照射システムの全体構成を示すブロック図である。

【図2】本実施形態にかかるワークステーション100の構成の一例を示すブロック図である。

【図3】(a)は、本実施形態で利用される二次元超音波プローブ一体型トランスデューサ400の構成を説明するための概略側面図であり、(b)はその概略正面図であり、(c)はその概略断面図である。

【図4】本実施形態におけるワークステーション100のH I F U照射処理の手順を示すフローチャートである。

【図5】本実施形態におけるワークステーション100のH I F U自動照射処理の手順を示すフローチャートである。

【図6】本実施形態におけるワークステーション100のH I F U焦点設定処理の手順を示すフローチャートである。

【図7】H I F U焦点設定処理においてワークステーション100のディスプレイ150に表示される画面の一例を示す図である。

【図8】本実施形態におけるワークステーション100の二値化条件設定処理の手順を示すフローチャートである。

【図9】本実施形態におけるワークステーション100の画像処理条件設定処理の手順を示すフローチャートである。

【図 1 0】画像処理条件設定処理においてワークステーション 1 0 0 のディスプレイ 1 5 0 に表示される画面の一例を示す図である。

【図 1 1】H I F U の自動照射が行われているワークステーション 1 0 0 のディスプレイ 1 5 0 に表示される画面の一例を示す図である。

【図 1 2】本実施形態におけるワークステーション 1 0 0 の心拍同期情報抽出処理の手順を示すフローチャートである。

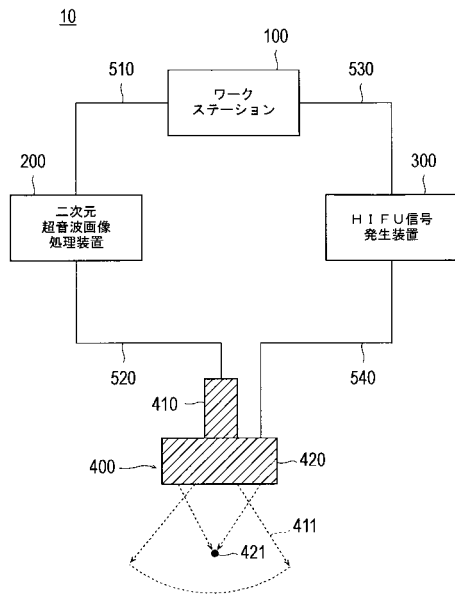
【図 1 3】本実施形態に係る H I F U 自動照射システムにおいて、心室を追尾対象とした場合の追尾対象面積の周期変動を模式的に示したグラフである。

【符号の説明】

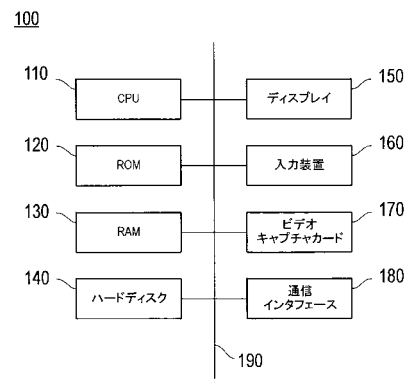
【 0 0 7 1 】

1 0 0	ワークステーション	
1 1 0	C P U	
1 2 0	R O M	
1 3 0	R A M	
1 4 0	ハードディスク	
1 5 0	ディスプレイ	
1 6 0	入力装置	
1 7 0	ビデオキャプチャカード	
1 8 0	通信インタフェース	
1 9 0	バス	10
2 0 0	二次元超音波画像処理装置	
3 0 0	H I F U 信号発生装置	
4 0 0	二次元超音波プローブ一体型トランスデューサ	
4 1 0	二次元超音波プローブ	
4 1 1	超音波捜査範囲	
4 2 0	トランスデューサ	
4 2 1	H I F U 照射焦点	
5 1 0、5 2 0、5 3 0、5 4 0	専用通信ケーブル	
6 1 0、6 2 0、6 3 0	ディスプレイ表示画面	
7 1 0	二次元超音波画像	20
7 2 1	ファントムの画像	
7 2 2	追尾対象の画像	
7 3 1	H I F U の焦点位置を示す X 座標軸	
7 3 2	H I F U の焦点位置を示す Y 座標軸	
7 3 4	R O I	
7 3 5	追尾対象中心位置	
7 3 6	照射対象中心位置	
8 1 0	追尾対象面積	
8 2 0	追尾対象面積の過去 n 個分の移動平均	
8 3 0	短周期変動成分	30
		40

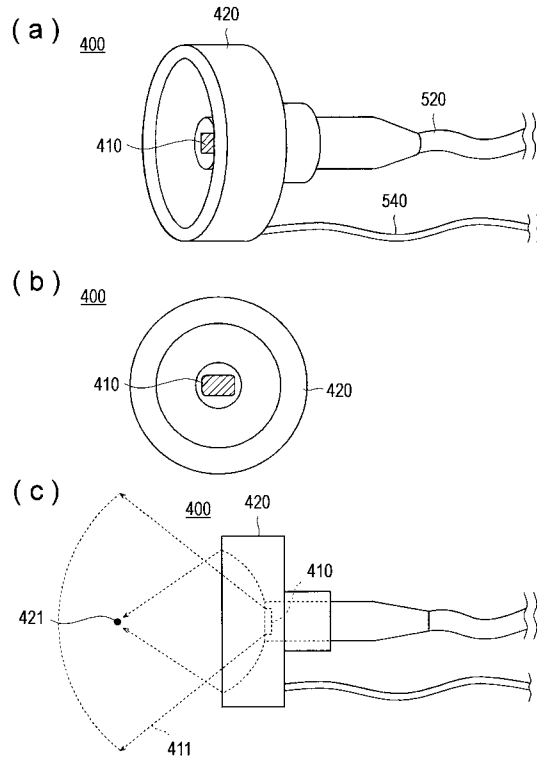
【図 1】



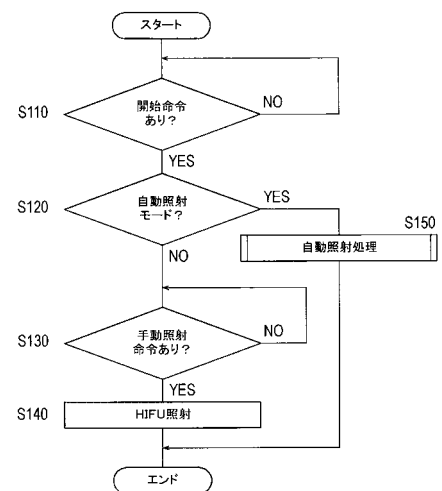
【図 2】



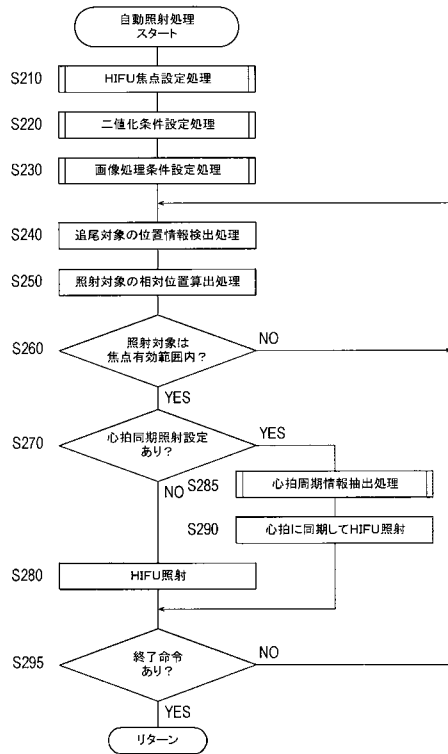
【図 3】



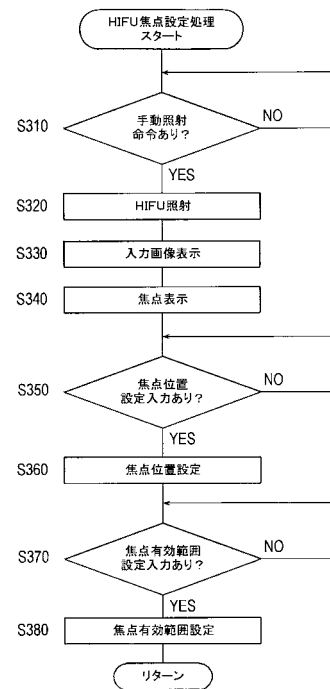
【図 4】



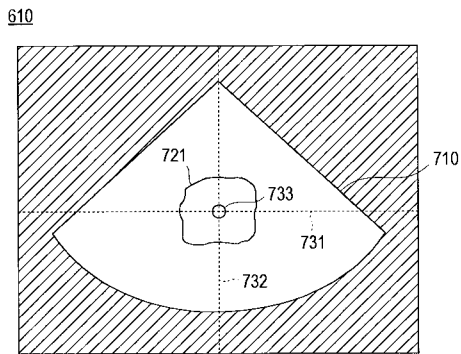
【図 5】



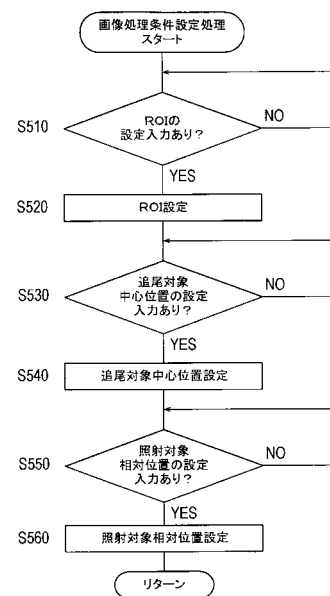
【図 6】



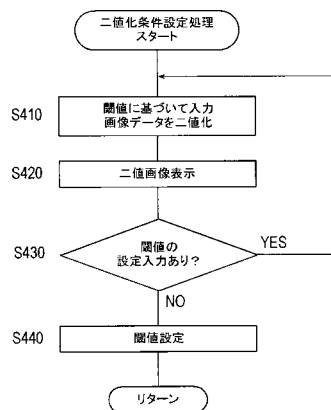
【図 7】



【図 9】

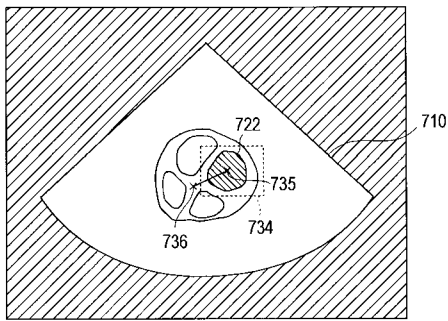


【図 8】



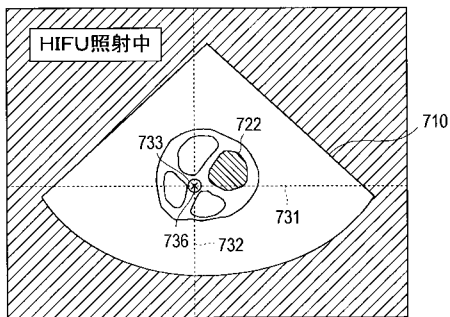
【図 10】

620

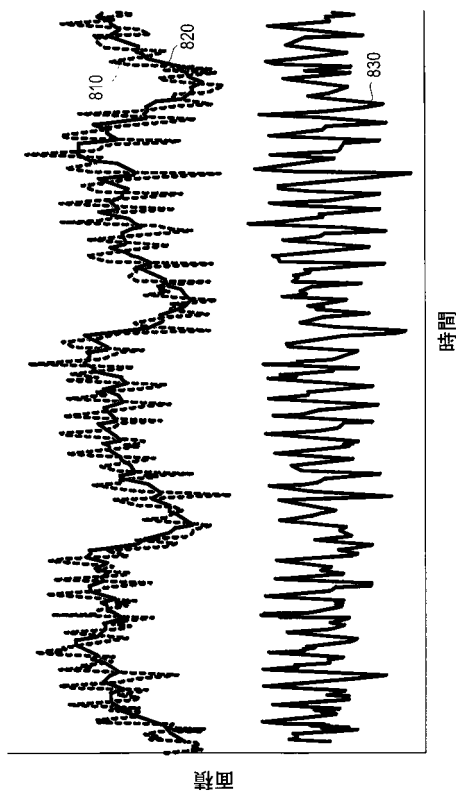


【図 11】

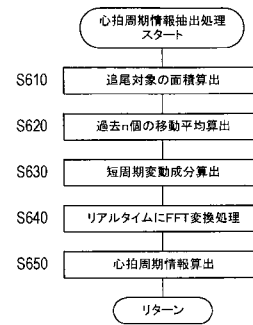
630



【図 13】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 勝池 康允

東京都世田谷区大蔵2丁目10番1号 国立成育医療センター内

審査官 佐藤 智弥

(56)参考文献 特開2002-369888(JP,A)

国際公開第2005/120373(WO,A1)

国際公開第2006/068103(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 18/00

专利名称(译)	通过超声图像处理的自动聚焦超声辐射系统，自动聚焦超声辐照程序和具有该系统的计算机可读记录介质		
公开(公告)号	JP5476534B2	公开(公告)日	2014-04-23
申请号	JP2008237241	申请日	2008-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	NAT癌症CENT		
申请(专利权)人(译)	日本健康科学基金会		
当前申请(专利权)人(译)	基金会人文科学基金会		
[标]发明人	千葉敏雄 北角権太郎 山下紘正 勝池康允		
发明人	千葉 敏雄 北角 権太郎 山下 紘正 勝池 康允		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/08		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/KL03 4C160/KL07 4C160/MM33 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF12 4C601/FF15 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK30		
代理人(译)	野上淳		
审查员(译)	佐藤 智弥		
其他公开文献	JP2010068884A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供HIFU自动照射系统，以安全准确地进行自动照射。
 解决方案：HIFU自动照射系统10在对象的超声图像中指定跟踪对象和照射对象（S230），并且基于通过实际提取跟踪对象的特征而获得的特征参数来跟踪跟踪对象。时间（S240）。同时，通过从跟踪对象的位置信息计算照射对象的相对位置来间接地跟踪照射对象（S240），并且仅当照射对象在焦点有效范围内时才执行HIFU的自动照射（S260）。 - S280）。 Z

$$S_{av}[t] = \frac{1}{n} \sum_{t-n}^t S[t]$$