

(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2008-155022
(P2008-155022A)

(43) 公開日 平成20年7月10日(2008.7.10)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 0 6 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 0	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2007-325425 (P2007-325425)
 (22) 出願日 平成19年12月18日 (2007.12.18)
 (31) 優先権主張番号 11/613, 217
 (32) 優先日 平成18年12月20日 (2006.12.20)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1番
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 アブレーション領域の視認性の増強の方法

(57) 【要約】

【課題】超音波撮像を用いたアブレーション処置時に、アブレーション領域をさらに容易に視覚化し得るようにし、アブレーション処置を動的画像において実時間で監視し得るようにして、アブレーション処置の精度及び効率を高める。

【解決手段】超音波撮像を用いたアブレーション処置時の撮像の方法を提供する。この方法は、アブレーション領域(72)について後方散乱強度を含む入力画像データ(86)を得るステップと、アブレーション領域(72)の視認性を高めるのに用いられる出力信号(88)を得るために、画像データ(86)に基づいて動的ゲイン曲線(84)を適用するステップとを含んでいる。

【選択図】 図7

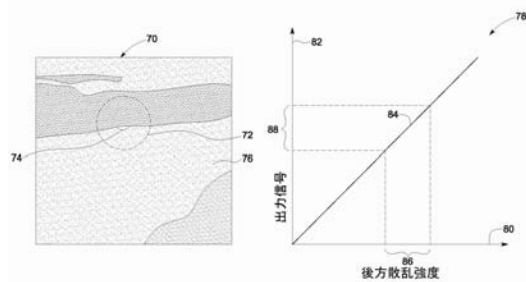


FIG. 7

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波撮像を用いたアブレーション処置時の撮像の方法であって、
アブレーション領域(72)について後方散乱強度を含む入力画像データ(86)を得るステップと、
前記アブレーション領域(72)の視認性を高めるのに用いられる出力信号(88)を得るために、前記画像データ(86)に基づいて動的ゲイン曲線(84)を適用するステップと
を備えた方法。

【請求項 2】

前記アブレーション領域(72)でのアブレーションに起因する局所的な後方散乱特性の変化を識別するために、1又は複数の画像フレームからの前記画像データ(86)を処理するステップをさらに含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記処理するステップは、アブレーションを受けた組織(74)の空間的移動を考慮に入れるように、前記1又は複数の画像フレームからの前記画像データ(86)を統合するステップを含んでいる、請求項2に記載の方法。

【請求項 4】

前記処理するステップは、前記1又は複数のフレームの前記入力される後方散乱強度の領域差を算出するステップを含んでいる、請求項2に記載の方法。

【請求項 5】

前記動的ゲイン曲線(84)は、前記入力される後方散乱強度と表示される出力信号(88)との間の関係である、請求項1に記載の方法。

【請求項 6】

前記アブレーション領域(72)の位置を決定するために、カテーテルの先端を追跡するステップをさらに含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項 7】

画像データ(86)を得る前記ステップは、
アブレーション前の画像及びアブレーション後の画像を取得するステップと、
前記アブレーション前の画像及びアブレーション後の画像をフレーム毎に位置合わせするステップと
を含んでいる、請求項1に記載の方法。

【請求項 8】

前記超音波撮像は、心内プローブ、経食道プローブ、経胸腔プローブ、又はこれらの組み合わせの1又は複数を含んでいる、請求項1に記載の方法。

【請求項 9】

アブレーション処置時にアブレーション領域の視認性を高める方法であって、
画像データの局所的な領域での変化を識別するために、1又は複数の画像フレーム(148、150)からの後方散乱データを処理するステップと、
前記アブレーション領域から強調された出力信号を得るために、動的ゲイン曲線を適用するステップと
を備えた方法。

【請求項 10】

アブレーション領域の視認性の「その場」式増強の方法であって、
前記アブレーション領域を監視するステップと、
前記アブレーション領域においてアブレーション時にカテーテル先端の位置を追跡するステップと、
前記カテーテル先端の周囲の予め決められた領域において後方散乱強度を解析するステップと、
前記予め決められた領域から強調された後方散乱データを得るために、システム設定を

10

20

30

40

50

調節するステップと
を備えた方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般的には、診断撮像に関し、さらに具体的には、アブレーション（焼灼）領域の視認性（visibility）の増強に関する。

【背景技術】

【0002】

心拍律動の問題又は心不整脈は、死亡及び罹患の主要な原因となっている。心房細動は、臨床診療において遭遇する最も一般的な持続的な心不整脈の一つである。心臓電気生理学は、これらの心不整脈を診断して治療する臨床ツールへと発展した。認められるように、電気生理学検査時には、心臓のような解剖学的構造の内部に多極カテテルを配置して、心臓の内部の様々な場所から電氣的記録を作成する。さらに、カテテル方式のアブレーション療法が心房細動の治療に用いられている。

10

【特許文献1】米国特許出願公開第20050137661号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

従来手法では、心房細動の治療に無線周波数（RF）カテテル・アブレーションを利用している。現在は、解剖学的構造の内部でのカテテル配置は典型的には、フルオロスコピ誘導の下で実行される。また、心内エコーがRFカテテル・アブレーション処置時に用いられている。加えて、アブレーション処置は、心臓のような解剖学的構造の電氣的解剖学的構造マップ（electroanatomical map）を形成するカテテル、RFアブレーションを施すカテテル、心臓の電氣的活動を監視するカテテル、及び撮像カテテルのような多数の装置の利用を必要とする場合がある。しかしながら、これらの手法の欠点は、これらの処置が非常に面倒で多くの人的労働力、時間及び費用を要することである。さらに、現状で利用可能なカテテル方式のアブレーション手法に伴う長い処置時間のため、患者及び医療関係者への電離放射線の長時間曝露に関連する危険性が増大する。

20

【0004】

心房細動のような異常な電氣的心活動を有する個人に利用可能な幾つかの治療が存在する。普及が高まりつつある一つの侵襲的治療はカテテル・アブレーションである。かかる処置時には、カテテルが心臓内に誘導され、無線周波数、極低温、レーザ又は他の形態の形態にあるエネルギーが、不整脈の原因となっている組織（1又は複数）に放出される。異常な電氣的心活動を支持している組織の局所的破壊が結果として生じ、このようにして正常な洞調律を回復する。

30

【0005】

現在、これらのアブレーション処置の多くは電氣的解剖学的構造マッピング・システムを利用しており、このシステムではマッピング・カテテルを用いてアブレーションの前に所望の領域の静的マップを取得し、アブレーション位置を生成しながら静的マップに記録している。残念ながら、静的マップの取得には非常に長い時間を要し、鼓動している心臓の動的性質のため、描写された解剖学的構造及びアブレーション位置の両方がしばしば不正確となる。典型的には、アブレーションを受けた領域のエコー輝度（echogenicity）はアブレーションを受けていない領域と比べて高くなる。しかしながら、これらの差はしばしば微細であって、従来超音波イメージング・システムを用いて検出するのは困難である。心臓の実際の動的画像においてアブレーション病変の寸法及び位置を識別することが可能な方法が得られれば、アブレーション処置の精度及び効率の両方を高めることができる。

40

【0006】

従って、アブレーション領域をさらに容易に視覚化し得るようにし、このようにしてア

50

ブレーション処置を動的画像において実時間で監視し得るようにし、これによりアブレーション処置の精度及び効率を高めるようなシステム及び方法が必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の手法の一実施形態では、超音波撮像を用いたアブレーション処置時の撮像の方法を提供する。この方法は、アブレーション領域について後方散乱強度を含む入力画像データを得るステップと、アブレーション領域の視認性を高めるのに用いられる出力信号を得るために、上述の画像データに基づいて動的ゲイン曲線を適用するステップとを含んでいる。

【0008】

本発明の手法のもう一つ実施形態では、アブレーション処置時にアブレーション領域の視認性を高める方法を提供する。この方法は、画像データの局所的な領域での変化を識別するために、1又は複数の画像フレームからの後方散乱データを処理するステップと、アブレーション領域から強調された出力信号を得るために、動的ゲイン曲線を適用するステップとを含んでいる。

【0009】

本発明の手法のさらにもう一つの実施形態では、アブレーション領域の視認性の「その場 (in-situ)」式増強の方法を提供する。この方法は、アブレーション領域を監視するステップと、アブレーション領域においてアブレーション時にカテーテル先端の位置を追跡するステップと、カテーテル先端の周囲の予め決められた領域において後方散乱強度を解析するステップと、予め決められた領域から強調された後方散乱データを得るために、システム設定を調節するステップとを含んでいる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

本発明の上述の特徴、観点及び利点、並びに他の特徴、観点及び利点は、添付図面を参照して以下の詳細な説明を読むとさらに十分に理解されよう。図面全体を通して類似の符号は類似の部分を表わす。

【0011】

本書で後に詳述するように、本発明の手法の例示的な各観点によるアブレーション処置及びアブレーション領域の実時間監視のための超音波イメージング・システム及び方法を掲げる。これらのシステム及び方法は、超音波撮像時にアブレーション領域の視認性を高めるように構成されている。本書で用いられる「アブレーション領域」との用語は、目標容積内の組織に作用するように用いられる例えばRFアブレーション、極低温アブレーション、化学的アブレーション、集束超音波ビームの1又は複数による作用を受ける目標容積を指す。実時間動的アブレーション監視システムは、現在用いられているCARTO電气的解剖学的構造マッピングのような静的監視システムを越える著しい進歩を示す。本書で後述するシステム及び方法は、心内プローブ、経食道プローブ、経胸腔プローブを含む様々な形式の超音波プローブに用いることができ、体内アブレーション装置（例えばカテーテル）及び体外アブレーション装置（例えば高強度集束超音波（HIFU）の両方を用いる全ての異なる形式のアブレーション処置に適用可能である。尚、HIFU装置は体内型であってもよいことを理解されたい。また、本発明の手法は、心臓、肝臓のような様々な位置に適用することができる。さらに、本発明の手法は、二次元（2D）画像又は三次元（3D）画像のいずれにも用いることができる。画像データは、撮像カテーテルを用いて実時間で取得することができる。撮像カテーテルを介したこの画像データの取得は、利用者が撮像カテーテル又はアブレーション装置を所望の位置に誘導するのを助ける。尚、機械的手段、電気的手段、又はこれら両方を用いて、撮像カテーテルを介した画像データの取得を容易にし得ることを特記しておく。撮像カテーテルは撮像トランスデューサを含み得る。代替的には、解剖学的領域を表わす事前記憶された画像データをイメージング・システムによって取得してもよい。さらに、エタノール、液体窒素、超音波又は無線周波数放射の1又は複数を用いることによりアブレーションを容易にすることができる。例示

10

20

30

40

50

的な一実施形態では、エタノールを組織の化学的アブレーションに用い、液体窒素を用いてアブレーション組織を極低温で凍結し、また超音波又は無線周波数放射を用いて組織を焼灼することができる。

【0012】

本書に後述する例示的な実施形態は医用イメージング・システムの文脈において記載されているが、産業応用での超音波イメージング・システムの利用もまた、本発明の手法と共に思量されることが理解されよう。

【0013】

幾つかの実施形態では、アブレーション時の撮像の方法は、アブレーション領域について入力画像データを得るステップを含んでいる。画像データは、一連のデータ又は単一の値を包含する。例えば、画像データは後方散乱特性を含み得る。本書で用いられる「後方散乱特性」との用語は、アブレーション時にアブレーションを受けた組織によって放出される放射/信号を指すのに広く用いられている。以下で図4～図9に関して詳述するように、アブレーション領域の視認性は、入力画像データに基づいて1又は複数の動的曲線を適用して強調された出力信号を得ることにより増強される。「動的ゲイン曲線」との用語は、入力画像データに適用されると、イメージング・システムによって表示され得るような出力信号を発生し得る任意の曲線又は方程式を包含している。また、動的ゲイン曲線の「動的」との用語は、アブレーション領域の視認性の評価時の曲線の動的性質を表わす。換言すると、アブレーション領域の視認性が所望の水準まで増強されない場合には、ゲイン曲線を変更することができる。さらに、アブレーション領域の視認性を高めるようにシステム設定を適用することができる。さらに、システム設定は、表示される画像全体に適用されてもよいし、表示される画像全体の一部を形成する関心領域のみに効果を生じてもよい。本書で用いられる「システム設定」又は「システム表示設定」との用語は、取得された画像データの表示に影響する超音波イメージング・システムの任意のパラメータを指すのに広く用いられる。

10

20

【0014】

以下で詳述するように、アブレーション領域は様々な方法で識別することができる。幾つかの実施形態では、画像データを得るための領域は、カテーテルの先端を追跡することにより選択される。これらの実施形態では、カテーテル先端の周囲の予め決められた領域から後方散乱強度が得られる。他の実施形態では、アブレーション前の画像とアブレーション後の画像とを比較することにより画像データが算出される。また、画像データを、アブレーション領域全体から得てもよいし、アブレーション領域の選択された部分から得てもよい。

30

【0015】

幾つかの実施形態では、超音波イメージング・システムが、アブレーションを受けた組織を有する領域を含む1又は複数の画像フレームからの画像データを処理し、アブレーションを受けた組織の変化した後方散乱特性に基づいてアブレーションを受けた組織の視認性を改善するようにシステム設定を自動的に選択し、これにより利用者がさらに正確に効率よくアブレーション処置を実行することを可能にする。幾つかの実施形態では、アブレーションを受けた組織の空間的移動を考慮に入れるように1又は複数の画像フレームからの画像データを統合することができる。

40

【0016】

幾つかの実施形態では、超音波イメージング・システムが、1又は複数のアブレーション・カテーテルの先端の位置を追跡する。続いて、アブレーションを受けた組織を有する先端位置の周辺の予め決められた領域の画像データを解析する。続いて、予め決められた領域の画像データに動的ゲイン曲線を適用する。さらに、カテーテル先端の周囲の選択された領域のアブレーションを受けた組織の視認性を改善するようにシステム設定を選択することができる。

【0017】

他の実施形態では、超音波イメージング・システムが、アブレーション前及びアブレーション

50

ション後に画像フレームを取得して記憶し、これらの画像フレームを位置合わせして、アブレーションを受けた組織に起因するエコー輝度の変化に対応するデータを表示するために、位置合わせされた画像の差を解析する。

【0018】

図1は、本発明の手法の各観点によるプローブを誘導するのに用いられる例示的なシステム10のブロック図である。尚、図は説明を目的としており、必ずしも一定の縮尺で描かれていないことを特記しておく。システム10は、プローブ14を介した患者12からの画像データの取得を容易にするように構成され得る。換言すると、プローブ14は、例えば患者12の関心領域を表わす画像データを取得するように構成され得る。本発明の手法の各観点によれば、プローブ14は、介入型(interventional)処置を容易にするように構成され得る。また、図示の実施形態はカテーテル型プローブについて記載されているが、内視鏡、腹腔鏡、外科用プローブ、介入型処置向けプローブ、又はこれらの組み合わせのような他形式のプローブもまた、本発明の手法と共に思量されることを特記しておく。参照番号16は、患者12の血管系の内部に配設されたプローブ14の部分を表わす。

10

【0019】

幾つかの実施形態では、プローブは撮像カテーテル型プローブ14を含み得る。さらに、撮像カテーテル14の撮像配向は、前方視界型カテーテル又は側方視界型カテーテルを含み得る。但し、前方視界型カテーテル及び側方視界型カテーテルの組み合わせを撮像カテーテル14として用いてもよい。撮像カテーテル14は実時間撮像トランスデューサ(図示されていない)を含み得る。

20

【0020】

前述のように、撮像カテーテル14は、領域のアブレーションを容易にするように構成され、また患者12からの画像データの取得のために構成され得る。以下で詳述するように、本発明の手法の各観点によれば、撮像カテーテル14は、患者12の血管系の内部でのアブレーション領域17の追跡を容易にするように構成され得る。

【0021】

システム10はまた、撮像カテーテル14と関連して動作しアブレーション領域17の追跡を容易にするように構成されているイメージング・システム18を含み得る。一実施形態では、イメージング・システム18は、カテーテル14をアブレーション領域17へ能動的に誘導し又はカテーテル14の先端を物理的に位置決定するように構成されている。もう一つの実施形態では、医師が画像に基づいてカテーテル14を手動で誘導してもよい。この実施形態では、アブレーション領域17の追跡は、カテーテル先端又は組織のような画像の特定の特徴を監視することにより達成される。一旦、アブレーション・カテーテルの先端の位置が認識されると、アブレーション領域17の視認性は、先端の周囲の領域にゲイン曲線のような特定のシステム設定を適用することにより増強され得る。

30

【0022】

本発明の手法の各観点によれば、イメージング・システム18は、取得された画像データに基づいて現在(カレント)の画像を形成するように構成され得る。本書で用いられる「現在の」画像は、撮像カテーテル14の現在位置を表わす画像を包含する。従って、イメージング・システム18は、撮像カテーテル14を介して患者12の解剖学的領域を表わす画像データを取得するように構成され得る。画像データは撮像カテーテル14を介して患者12から直接取得されてもよいが、イメージング・システム18は代替的に保管場所又はデータ記憶設備から患者12の解剖学的領域を表わす記憶された画像データを取得することもできる。

40

【0023】

さらに、イメージング・システム18は、患者12の関心領域の内部の撮像カテーテル14の現在位置を表わす形成画像を表示するように構成され得る。図1に示すように、イメージング・システム18は、表示区域20及びユーザ・インタフェース区域22を含み得る。本発明の手法の各観点によれば、イメージング・システム18の表示区域20は、撮像カテーテル14を介して取得される画像データに基づいてイメージング・システム1

50

8によって形成される画像を表示するように構成され得る。加えて、表示区域20は、利用者が形成された画像を視覚化するのを助けるように構成され得る。

【0024】

さらに、イメージング・システム18のユーザ・インタフェイス区域22は、患者12の血管系の内部の撮像カテーテル14の誘導を利用者が操作するのを容易にするように構成されているヒューマン・インタフェイス装置(図示されていない)を含み得る。ヒューマン・インタフェイス装置は、マウス型装置、トラックボール、ジョイスティック、又はスタイラスを含み得る。但し、認められるように、限定しないがタッチ・スクリーンのような他のヒューマン・インタフェイス装置を用いることもできる。

【0025】

加えて、一旦第一のアブレーション領域において治療が加えられたら、撮像カテーテル14を介して取得された画像データに基づいて形成される画像を撮像されている解剖学的領域の事前取得画像に合体させることにより、アブレーション領域17の視覚化及び撮像カテーテル14の第二のアブレーション領域への誘導を支援するさらに広範な背景状況が提供され得る。従って、イメージング・システム18はまた、形成された画像を、撮像されている関心領域の事前取得画像と位置合わせするように構成されているワークステーション(図示されていない)を含み得る。事前取得画像は多様な撮像手法を介して取得された画像を含むことができ、かかる画像としては、限定しないが計算機式断層写真法(CT)画像、磁気共鳴(MR)画像、X線画像、核医学画像、陽電子放出断層写真法(PET)画像、他の開発途上の手法を介して取得された画像、又はこれらの組み合わせ等がある。

【0026】

図2は、本発明の手法の各観点によるアブレーション領域の視認性を高める方法の図である。入力画像データがアブレーション領域について得られ、この画像データはアブレーション領域からの後方散乱強度を含んでいる。

【0027】

図2に示すように、入力画像データ24がアブレーション領域から得られる。入力画像データ24は、プロセッサ26への入力となる。入力画像データ24に回答して、プロセッサ26は、動的ゲイン曲線を用いてアブレーション領域の視認性を高めるような出力信号28を発生する。加えて、プロセッサ26はまた、アブレーション領域の視認性をさらに高めるようにシステム設定を変更することができる。例示的な一実施形態では、図3~図6に関して以下に詳述するように、アブレーションを受けた組織とアブレーションを受けていない組織との間のコントラストを高めるゲイン曲線を適用することにより、アブレーション領域の視認性を高めることができる。図3に関して以下に詳述するように、プロセッサ26は、画像データの対応する値に基づいて動的ゲイン曲線を選択し又は用いる。

【0028】

次いで、図示のように、動的ゲイン曲線の適用によって形成される出力信号28を表示器20に表示することができる。幾つかの実施形態では、一旦動的ゲイン曲線が選択されると、出力信号28を評価することができる、出力信号28がアブレーション領域の視認性を所望のレベルまで高めるのに十分であることが判明したら動的ゲイン曲線は保持され、他の場合には異なる動的ゲイン曲線を同じ入力画像データ24に適用することができる。プロセッサの作用は図3に関して詳述される。出力信号28は、表示の前に評価されてもよいし、一旦出力信号が表示器20に表示されてから評価されてもよい。幾つかの実施形態では、評価は、矢印32によって示すように、出力信号28をフィードバック制御30に通すことにより行なわれてもよい。フィードバック制御30は出力信号28を評価することができる、出力信号28がアブレーションの視認性を許容可能な領域まで高めることが可能である場合には、出力信号28は矢印34によって示すように表示器20に表示され得る。他の場合には、動的曲線を変更して入力画像データ24に再度適用することができる。この評価の工程は、入力画像データ24について適当な動的曲線が識別されるまで継

10

20

30

40

50

続され得る。

【0029】

図3へ移ると、本発明の手法の各観点によるプロセッサ26の作用が詳細に説明されている。図示の実施形態では、ブロック36において、プロセッサ26は、取得された入力画像データ24のレベルを検出する。上で議論したように、画像データ24は、画像全体から成っていてもよいし、又はアブレーション領域の周囲の画像の一部のみから成っていてもよい。続いて、ブロック38において、検出された画像データについて適当な動的ゲイン曲線が選択される。幾つかの実施形態では、動的ゲイン曲線は既存のライブラリから選択されてよい。他の実施形態では、動的ゲイン曲線はデータベースから手動で選択されてもよい。代替的な実施形態では、動的ゲイン曲線は手動で選択されてもよい。ブロック40において、動的ゲイン曲線が画像データに適用される。これらの実施形態では、画像データに適用される動的ゲイン曲線をアブレーション領域の視認性の増強に応じて変化させて、アブレーションを受けた領域とアブレーションを受けていない領域との間にコントラストを達成することができる。

10

【0030】

図4～図6へ移り、図示のグラフは、画像データに適用され得る例示的な動的ゲイン曲線を表わしている。尚、図4～図6に示されるグラフは説明のみを目的としており、アブレーション領域の視認性を高める目的のために用いられる実際の曲線を必ずしも示している訳ではないことを特記しておく。

【0031】

図4に示す実施形態では、グラフ42が、動的ゲイン曲線48の適用時の入力画像データ44から出力信号46への変換を示している。図示のように、動的ゲイン曲線48は、出力信号46の広い範囲50を用いて領域52の低レベル画像データ44を表示している。アブレーション領域からの後方散乱強度が領域52によって示される範囲内にあると仮定すると、信号がアブレーションに起因しているか否かを問わず、図4のゲイン曲線を用いて低レベル信号を強調することができる。アブレーションからの後方散乱強度が領域52内にあるような実施形態では、信号をさらに広い出力範囲にわたって表示することができ、これにより実質的にアブレーション領域の視認性が増大する。幾つかの実施形態では、画像を解析して、入力画像データ44に沿った何れの場所にアブレーション信号に対応する後方散乱強度が位置するかを識別することができる。例えば、アブレーション時の異なる時刻の画像の間の差を取るにより画像を解析して、アブレーションに起因する特定の領域の後方散乱強度の変化を決定し、次いで適当なゲイン曲線を適用することによりこの領域の表示を増幅することができる。

20

30

【0032】

図5に示す実施形態では、グラフ54が動的ゲイン曲線56を示しており、この動的ゲイン曲線56は、矢印60によって示すように出力信号46の殆どを用いることにより範囲58にある高レベル画像データを表示するように構成されている。

【0033】

図6に示す実施形態では、グラフ62は動的ゲイン曲線64を用いている。曲線64を画像データに適用するために、後方散乱強度が入力画像データ軸44の範囲66の内部に実質的に含まれると仮定する。動的ゲイン曲線64は、アブレーション・データを有する領域66において最も急な傾きを有している。次いで、範囲66内の入力画像データ44は範囲68の出力信号46に変換され、これによりアブレーションを受けた領域とアブレーションを受けていない領域との間のコントラストを増大させる。

40

【0034】

図7～図9には、器官の解剖学的部分70の内部のアブレーション領域72の視認性の変化が表わされている。認められるように、図7～図9の実施形態は説明を目的としたものであり、図示されている実施形態の様々な代替的形態が本発明の手法の範囲内にあると看做される。幾つかの実施形態では、1又は複数の画像フレームからの画像データを処理して、アブレーションを受けている組織に対応する適当な入力レベルを識別することがで

50

きる。他の実施形態では、カテーテル先端の位置を決定することによりアブレーション領域を追跡することができる。領域 7 2 のアブレーションを受けた組織 7 4 の視認性を高めるために、3本の異なる動的ゲイン曲線を領域 7 2 に又は部分 7 0 の全体に適用して、アブレーション領域 7 4 とアブレーションを受けていない領域 7 6 との間のコントラストの変化を調べる。図 7 ~ 図 9 に示すように、異なる動的ゲイン曲線は異なるように後方散乱強度に影響を及ぼし、これによりアブレーション領域 7 2 及び非アブレーション領域 7 6 のコントラストに影響を及ぼす。一実施形態では、図 7 ~ 図 9 に示す模式図は、実時間で取得される画像データに基づいて形成されるライブ画像に対応し得る。

【 0 0 3 5 】

図 7 のグラフ 7 8 を参照すると、x 軸 8 0 は入力される後方散乱強度を表わし、y 軸 8 2 は表示される出力信号を表わしている。動的ゲイン曲線 8 4 が範囲 8 6 内の後方散乱強度に適用されて、参照番号 8 8 によって示されるような出力信号を発生する。尚、後方散乱強度が範囲 8 6 内にあることは予め決定されていることを特記しておく。一方、グラフ 9 0 に示すように（図 8 を参照）、後方散乱強度の同じ範囲 8 6 について動的ゲイン曲線 9 2 を適用しているときには、出力信号は範囲 9 4 にある。範囲 8 6 の後方散乱強度への曲線 9 2 の適用に際しては、図 7 に比較して出力信号の相対的に多くの部分が入力画像データを表示することに充てられる。従って、図 8 の模式図に示すように、アブレーション領域 7 4 と非アブレーション領域 7 6 との間のコントラストの増大が観察される。反対に、図 9 のグラフ 9 6 に示すように、範囲 8 6 内の後方散乱強度について動的ゲイン曲線 9 8 を適用しているときには、出力信号は範囲 1 0 0 にある。図示のように、ゲイン曲線 9 8 の形状に起因して画像 7 0 全体が明るく見え、これによりアブレーション領域 7 4 と非アブレーション領域 7 6 との間のコントラストが低下する。認められるように、図示の実施形態では、出力信号の相対的に少ない部分を用いてアブレーション信号に対応する後方散乱強度を表示している。以上に述べたように、異なる動的ゲイン曲線 8 4、9 2 及び 9 8 は、一旦画像が形成されてから手動で選択されてもよいし、フィードバック回路に基づいてプロセッサによって選択されてもよい。

【 0 0 3 6 】

図 1 0 は、アブレーション領域から取得された画像データに動的ゲイン曲線を適用する例示的な方法 1 0 1 を示す。ブロック 1 0 2 において、領域がアブレーションを受ける。続いて、ブロック 1 0 4 において、アブレーション領域を含む入力画像データが 1 又は複数のフレームとして取得される。次いで、様々なフレームからのデータが処理されて、動的ゲイン曲線を適用する画像データを選択するための領域を決定することができる。選択随意で、ブロック 1 0 6 において、アブレーション領域を含む関心領域を手動で選択し、この関心領域からの画像データを用いてゲイン曲線を適用して、アブレーション領域の視認性を高めてもよい。代替的には、画像データは画像全体から記録されてもよい。ブロック 1 0 8 において、一旦画像データが得られたら、動的ゲイン曲線を適用して出力信号を得ることができる。図 2 及び図 3 に関して上で述べたように、動的ゲイン曲線は手動で選択されてもよいし、又は自動的に選択されてもよい。さらに、フィードバック・ループを用いて出力信号を評価して、強調が許容されるレベルにあるか、又は画像データに異なる動的曲線が必要とされるかを評価することができる。ブロック 1 1 0 において、強調された画像がシステムによって表示される。

【 0 0 3 7 】

図 1 1 は、カテーテルの先端を追跡してこれによりアブレーション領域の位置を決定することによりアブレーション領域の視認性を高める方法 1 1 2 を示している。ブロック 1 1 4 において、カテーテルの先端の位置を決定する。続いて、カテーテル先端の周囲の予め決められた領域を、視認性を監視するために標識する。代替的には、カテーテル先端の周囲で関心領域を手動で選択してもよい。図 1 2 及び図 1 3 に関して詳述するように、カテーテル先端は、限定しないがカテーテル、カテーテルの電極、マーカ又は染料によって発生される後方散乱に関連するスペクル追跡アルゴリズムのような方法を用いることにより位置決定され得る。ブロック 1 1 6 において、カテーテル先端の周囲の領域からの後

10

20

30

40

50

方散乱強度を解析する。ブロック 1 1 8 において、カテーテル先端の周囲の領域からの画像データに動的ゲイン曲線を適用する。ブロック 1 2 0 において、画像データへの動的ゲイン曲線の適用を容易にするように構成されているシステム設定を、選択された領域に適用する。ブロック 1 2 1 において、強調された画像をシステムによって表示する。一旦、選択された領域の視認性がシステム設定を調節することにより高められたら、カテーテル先端を次の位置に移動させて治療を加える（ブロック 1 2 2）。治療は、次の位置の少なくとも一部にアブレーションを施すことにより加えられる。

【 0 0 3 8 】

図 1 2 及び図 1 3 は、動的ゲイン曲線を適用する前及び適用した後のアブレーション領域 1 2 6 を有する解剖学的部分 1 2 4 をそれぞれ示す。後方散乱強度は、円 1 2 7 によって標識された領域 1 2 6 から記録される。アブレーション領域の内部のアブレーションを受けた組織が参照番号 1 2 8 によって示されている。図 1 2 に動的ゲイン曲線を適用して、図 1 3 に示すようにアブレーション領域の視認性を高めることに加えて、システム設定を変更してアブレーション領域の視認性をさらに高めることができる。アブレーション・カテーテルは参照番号 1 3 0 によって示されている。現状で思量される実施形態では、アブレーション・カテーテルの先端はアブレーションを受けた組織 1 2 8 と一致しており、×印によって示されている。

10

【 0 0 3 9 】

システムはカテーテル先端（×印）の位置を追跡する。カテーテル 1 3 0 の先端は様々な方法によって位置決定することができる。例えば、カテーテル先端の追跡には、スペックル追跡方法又は他の相関方式の方法が含まれ得る。カテーテル先端において既知の幾何学的な関係（例えば既知の間隔）を有する電極又はマーカが、超音波システムが先端の位置を追跡するのを可能にすることを支援し得る。一実施形態では、アブレーション・カテーテル 1 3 0 は選択随意で、カテーテル 1 3 0 の先端に配設された位置センサを含んでよい。位置センサは、患者の解剖学的構造の内部のカテーテル 1 3 0 の位置の変化を追跡するように構成され得る。続いて、イメージング・システムは、位置センサから位置情報を取得してカテーテルの先端を追跡するように構成され得る。一実施形態では、位置情報は、固定点に対する位置センサの位置決定によって位置センサから得ることができる。例えば、固定発生源、反射体又はトランスポンダのような固定点からの電磁測距及び/又は光学的測距を利用して位置情報を取得することができる。代替的には、他の幾つかの実施形態では、位置センサからの位置情報は、既知の基準点からの速度変化又は加速度変化の積分を介して得ることができる。例えば、速度及び/又は加速度の変化に応答する機械的ジャイロスコープ又は光学的ジャイロスコープを用いて、位置センサから位置情報を得ることができる。

20

30

【 0 0 4 0 】

現状で思量される実施形態では、アブレーション・カテーテル 1 3 0 はマーカ 1 3 2 を用いている。マーカは表示器では矢印 1 3 4 によって示され、カテーテル 1 3 0 の位置決定される先端が追跡される。一旦、カテーテル 1 3 0 の先端が位置決定されると、動的ゲイン曲線をイメージング・システムによってアブレーション領域 1 2 6 に適用することができる。さらに、システム設定を、アブレーション領域の視認性を高めるように構成することができる。さらに、自動的に選択された表示設定を画像全体又は予め決められた領域の部分のみに適用することができる。

40

【 0 0 4 1 】

図 1 4 はアブレーション領域の視認性を高める方法 1 3 6 を示している。ブロック 1 3 8 において、アブレーション前の画像フレームが、アブレーションのために識別された領域について記録される（ブロック 1 3 8 において）。ブロック 1 4 0 において、識別された領域がアブレーションを受ける。ブロック 1 4 2 において、アブレーション後のフレームが、アブレーションを受けた領域について記録される。ブロック 1 4 4 において、図 1 5 に関して詳述するように、アブレーション前の画像のフレーム及びアブレーション後の画像のフレームが位置合わせされる。ブロック 1 4 6 において、アブレーション前の画像

50

の後方散乱特性とアブレーション後の画像の後方散乱特性との間の差が算出されて表示され、アブレーションを受けた領域とアブレーションを受けていない領域との間にさらに良好なコントラストを可能とし、これによりアブレーション領域の視認性を高める。さらに、一旦、治療が一つのアブレーション領域に加えられたら、カテーテルを他の位置に移動させてよい。認められるように、アブレーション領域に対するカテーテルの移動はフレームの位置合わせに困難を生じ得るが、三次元(3D)画像データを取得すれば、アブレーション前のフレーム及びアブレーション後のフレームの位置合わせが三次元容積を通じて異なるスライスの間で生じて、アブレーション領域の視認性を高めることができる。

【0042】

図15の実施形態に示すように、アブレーション前のフレーム148及びアブレーション後のフレーム150が記録される。例えば、アブレーション前のフレーム148及びアブレーション後のフレーム150の各々が、2回の別個の単一の心臓周期の間に記録され得る。符号 $f_1, f_2, f_3, f_4, \dots, f_n$ は、単一の心臓周期での画像の位置合わせ時の異なるフレーム番号147を表わしている。続いて、フレーム148及び150の2枚の画像が位置合わせされる。幾つかの実施形態では、位置合わせは、点線152によって示すように、アブレーション前のフレームとアブレーション後のフレームとを整列させることを含み得る。位置合わせは、相関方式の方法を用いることにより行なわれてもよい。

10

【0043】

図16に示すように、ゲイン曲線は入力画像データに適用するために二つの部分に分割され得る。図示の実施形態では、ゲイン曲線154は特定画像用ゲイン曲線156及び非線形ゲイン曲線158に分割される。特定画像用ゲイン曲線156は、入力される後方散乱特性を選択的に拡大して、利用可能な出力される画像濃淡レベル又は後方散乱強度の全体を充填するように適用される。特定画像用ゲイン曲線156を適用する第一段階は、画像、又はアブレーション部位を含む関心領域を表わす部分画像からの情報を用いて、病変のコントラストを実効的に増大させる。図17に関して説明するように、一旦、特定画像用ゲイン曲線156が適用されると、第二段階は、病変のコントラストをさらに増大させるように設計された1又は複数の非線形ゲイン曲線158を全てのフレームに適用するステップを含んでいる。非線形ゲイン曲線158は特定画像用ゲイン曲線156の後に適用され、従って、関心領域は、非線形ゲイン曲線158が適用される出力濃淡レベル又は後方散乱強度の全体に広がっていると想定される。図4~図6に示す非線形曲線のような多数の異なる曲線を用いてよい。これらの非線形曲線は、最も暗い後方散乱強度(図4を参照)、最も明るい後方散乱強度(図5を参照)、又は中間的な後方散乱強度(図6を参照)についてコントラストを増大させることができる。これらの領域でのコントラストの増大量は、曲線の傾きによって制御される。曲線の傾きは、超音波システムに関する利用者選択可能なパラメータとして調節され得る。

20

30

【0044】

図17に示すように、器官の解剖学的部分160の内部のアブレーションを受けた組織164を有するアブレーション領域162の視認性の変化が表わされている。図示の実施形態では、アブレーション領域162からの画像データを用いてヒストグラム172を作成する。図示のように、後方散乱強度がx軸174に表わされ、各々の強度での個数がy軸176に表わされている。原画像データは矢印178及び180の範囲内にある。そして、出力濃淡レベルの全範囲を表わすのに用いられる入力画像データは、矢印182及び184の範囲内に制限される。矢印182及び184は、ヒストグラムの5パーセントイルの下限値及び95パーセントイルの上限値をそれぞれ表わす。完全な出力濃淡レベルの範囲に対応するように選択されるヒストグラムにおける特定のパーセントイルは、後方散乱強度について極めて低い値又は極めて高い値を有する少数の異常値ピクセルに対する感度を低減するように画像に応じて変えてよい。次いで、この情報を用いて、グラフ186の特定画像用ゲイン曲線196を生成することができる。特定画像用ゲイン曲線196は、画像166に適用されてコントラストを拡大して画像168を得る。特定画像用ゲイン

40

50

曲線 196 は、入力画像データの後方散乱強度を表わす x 軸 188 と、出力画像データを表わす y 軸 190 とを含んでいる。次いで、ヒストグラム 172 から得られた下限値 (L) 192 及び上限値 (U) 194 が適用されて画像 168 を得る。続いて、グラフ 200 の曲線 198 のような非線形ゲイン曲線が適用されて、画像 168 と比べて関心領域 162 でのコントラストが高い画像 170 を得る。グラフ 200 において、x 軸 202 は入力される後方散乱強度を表わし、y 軸 204 は表示される出力信号を表わす。非線形ゲイン曲線 198 が適用されて領域 162 のコントラストをさらに強調する。認められるように、ヒストグラム 172 におけるパーセントイル及びグラフ 200 は例示的な実施形態であり、特定の画像に応じて異なっておりよい。

【0045】

当業者には認められるように、以上の実例、実証的説明及び工程ステップは、汎用又は特殊目的のコンピュータのようなプロセッサ方式のシステムにおける適当なコードによって具現化され得る。また、本発明の手法の様々な具現化形態は、本書に記載する幾つか又は全てのステップを、異なる順序で又は実質的に同時にすなわち並行して実行し得ることを特記しておく。さらに、限定しないが C++ 又は Java (商標) を含む多様なプログラミング言語で作用を具現化することができる。かかるコードは、当業者には認められるように、記憶されたコードを実行するようにプロセッサ方式のシステムによってアクセスされ得るメモリ・チップ、ローカル若しくはリモートのハード・ディスク、光ディスク (すなわち CD 若しくは DVD)、又は他の媒体のような 1 又は複数の有形の機械読み取り可能な媒体に記憶され又は記憶されるように構成され得る。有形の媒体は、命令が印刷された紙又は他の適当な媒体を含み得ることに留意されたい。例えば、命令を紙又は他の媒体の光学式走査を介して電子的に取り込み、次いで必要に応じて適当な態様でコンパイルし、解釈し又は他の方法で処理し、次いでコンピュータ・メモリに記憶させることができる。

【0046】

本発明の幾つの特徴のみを本書で図示して説明したが、当業者には多くの改変及び変更が想到されよう。従って、特許請求の範囲は、本発明の真意に含まれるような全ての改変及び変更を網羅するものと理解されたい。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図 1】本発明の手法の各観点による例示的な超音波イメージング・システムのブロック図である。

【図 2】本発明の手法の各観点によるアブレーション領域の視認性の増強の例示的な方法を示すブロック図である。

【図 3】本発明の手法の各観点による図 2 のプロセッサによって用いられる作用ステップを示すブロック図である。

【図 4】本発明の手法の各観点による画像データに適用される例示的な動的ゲイン曲線のグラフ図である。

【図 5】本発明の手法の各観点による画像データに適用される例示的な動的ゲイン曲線のグラフ図である。

【図 6】本発明の手法の各観点による画像データに適用される例示的な動的ゲイン曲線のグラフ図である。

【図 7】本発明の手法の各観点による様々な動的ゲイン曲線を適用したときのアブレーション領域の視認性の変化を示す模式図である。

【図 8】本発明の手法の各観点による様々な動的ゲイン曲線を適用したときのアブレーション領域の視認性の変化を示す模式図である。

【図 9】本発明の手法の各観点による様々な動的ゲイン曲線を適用したときのアブレーション

10

20

30

40

50

ョン領域の視認性の変化を示す模式図である。

【図 1 0】本発明の手法の各観点によるアブレーション領域から取得された画像データに動的ゲイン曲線を適用する例示的な方法を示すブロック図である。

【図 1 1】本発明の手法の各観点によるカテテル先端を追跡することによりアブレーション領域の視認性を高める例示的な方法を示すブロック図である。

【図 1 2】本発明の手法の各観点による動的ゲイン曲線を適用する前のアブレーション領域を示す図である。

【図 1 3】本発明の手法の各観点による動的ゲイン曲線を適用した後のアブレーション領域を示す図である。

【図 1 4】本発明の手法の各観点によるアブレーション前の領域及びアブレーション後の領域を記録することによりアブレーション領域の視認性を高める例示的な方法を示すブロック図である。

【図 1 5】本発明の手法の各観点によるアブレーション前の画像フレーム及びアブレーション後の画像フレームを示す図である。

【図 1 6】本発明の手法の各観点によるゲイン曲線の計算の二段工程を示す図である。

【図 1 7】図 1 6 の二段工程を用いたゲイン曲線の適用時のアブレーション領域の視認性の増強を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 8 】

- | | | |
|-------------|-------------------|----|
| 1 0 | システム | 20 |
| 1 2 | 患者 | |
| 1 4 | プローブ | |
| 1 6 | 患者の体内プローブの部分 | |
| 1 7 | アブレーション領域 | |
| 1 8 | イメージング・システム | |
| 2 0 | 表示器 | |
| 2 2 | ユーザ・インタフェイス | |
| 2 4 | 入力画像データ | |
| 2 6 | プロセッサ | |
| 2 8 | 出力信号 | 30 |
| 3 0 | フィードバック制御 | |
| 3 2、3 4 | 矢印 | |
| 3 6、3 8、4 0 | プロセッサの作用に含まれるステップ | |
| 4 2 | グラフ | |
| 4 4 | 入力画像データ | |
| 4 6 | 出力信号 | |
| 4 8 | 動的ゲイン曲線 | |
| 5 0 | 出力信号の範囲 | |
| 5 2 | 入力画像データの範囲 | |
| 5 4 | グラフ | 40 |
| 5 6 | 動的ゲイン曲線 | |
| 5 8 | 入力画像データの範囲 | |
| 6 0 | 出力信号の範囲 | |
| 6 2 | グラフ | |
| 6 4 | 動的ゲイン曲線 | |
| 6 6 | 入力画像データの範囲 | |
| 6 8 | 出力信号の範囲 | |
| 7 0 | 解剖学的部分 | |
| 7 2 | アブレーション領域 | |
| 7 4 | アブレーションを受けた組織 | 50 |

7 6	非アブレーション領域	
7 8	グラフ	
8 0	x 軸	
8 2	y 軸	
8 4	曲線	
8 6	入力画像データの範囲	
8 8	出力信号の範囲	
9 0	グラフ	
9 2	動的ゲイン曲線	
9 4	出力信号の範囲	10
9 6	グラフ	
9 8	動的ゲイン曲線	
1 0 0	出力信号の範囲	
1 0 1	アブレーション領域の視認性を高める方法	
1 0 2、1 0 4、1 0 6、1 0 8、1 1 0	アブレーション領域の視認性を高める方法 に含まれるステップ	
1 1 2	アブレーション領域の視認性を高める方法	
1 1 4、1 1 6、1 1 8、1 2 0、1 2 1、1 2 2	アブレーション領域の視認性を高 める方法に含まれるステップ	
1 2 4	解剖学的部分	20
1 2 6	アブレーション領域	
1 2 7	円	
1 2 8	アブレーションを受けた組織	
1 3 0	カテーテル	
1 3 2	マーカ	
1 3 4	矢印	
1 3 6	アブレーション領域の視認性を高める方法	
1 3 8、1 4 0、1 4 2、1 4 4、1 4 6	アブレーション領域の視認性を高める方法 に含まれるステップ	
1 4 7	フレーム番号	30
1 4 8	アブレーション前の画像フレーム	
1 5 0	アブレーション後の画像フレーム	
1 5 2	点線	
1 5 4	ゲイン曲線	
1 5 6	特定画像用ゲイン曲線	
1 5 8	非線形ゲイン曲線	
1 6 0	解剖学的部分	
1 6 2	アブレーション領域	
1 6 4	アブレーションを受けた組織	
1 6 6、1 6 8、1 7 0	画像	40
1 7 2	ヒストグラム	
1 7 4	x 軸	
1 7 6	y 軸	
1 7 8、1 8 0	矢印	
1 8 2	5 パーセントイルの下限值	
1 8 4	9 5 パーセントイルの上限值	
1 8 6	グラフ	
1 8 8	x 軸	
1 9 0	y 軸	
1 9 2	5 パーセントイルの下限值	50

- 194 95パーセント以上の上限値
- 196 特定画像用ゲイン曲線
- 198 非線形ゲイン曲線
- 200 グラフ
- 202 x軸
- 204 y軸

【図1】

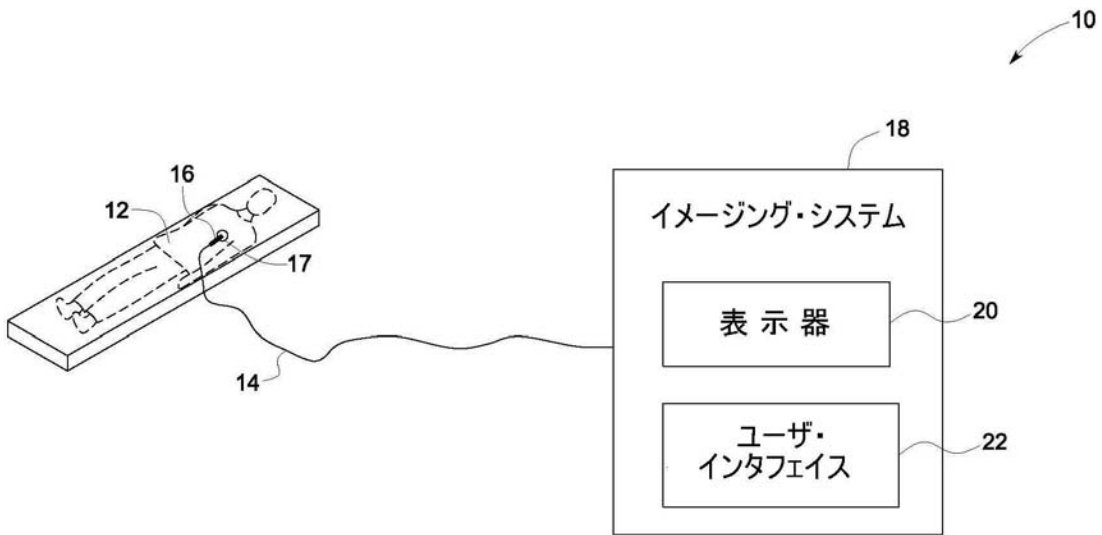


FIG. 1

【 図 2 】

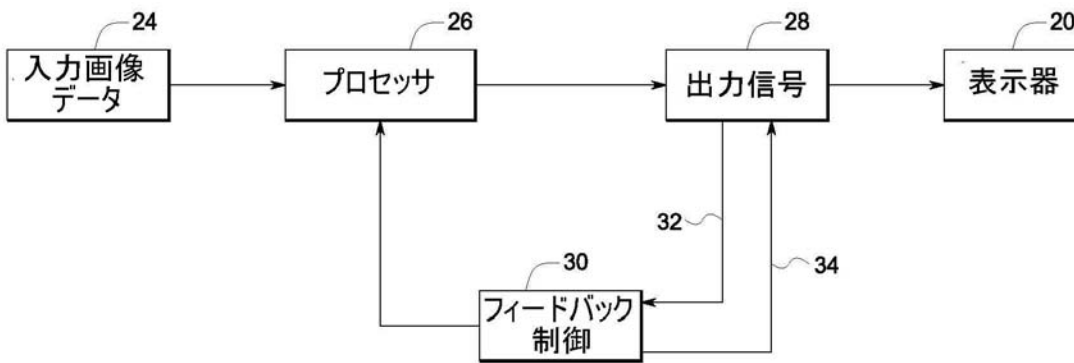


FIG. 2

【 図 3 】

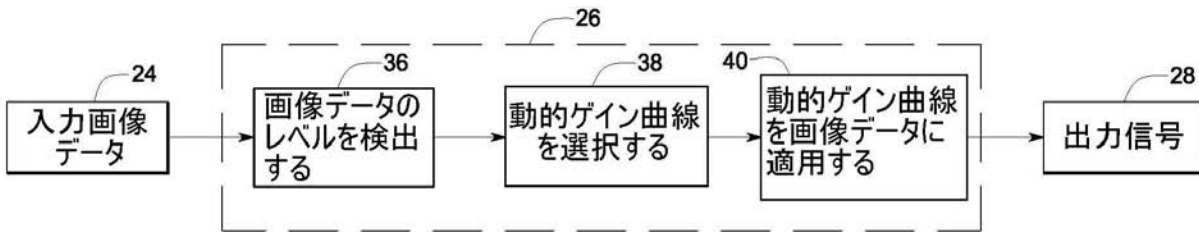


FIG. 3

【図4】

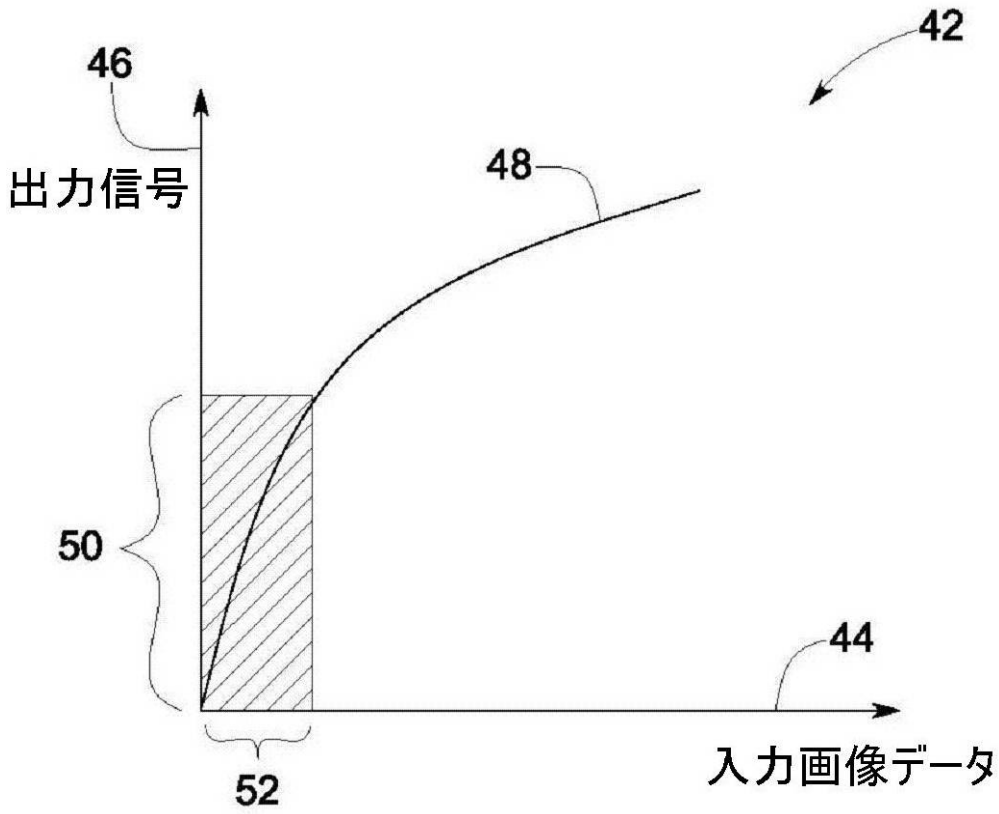


FIG. 4

【図5】

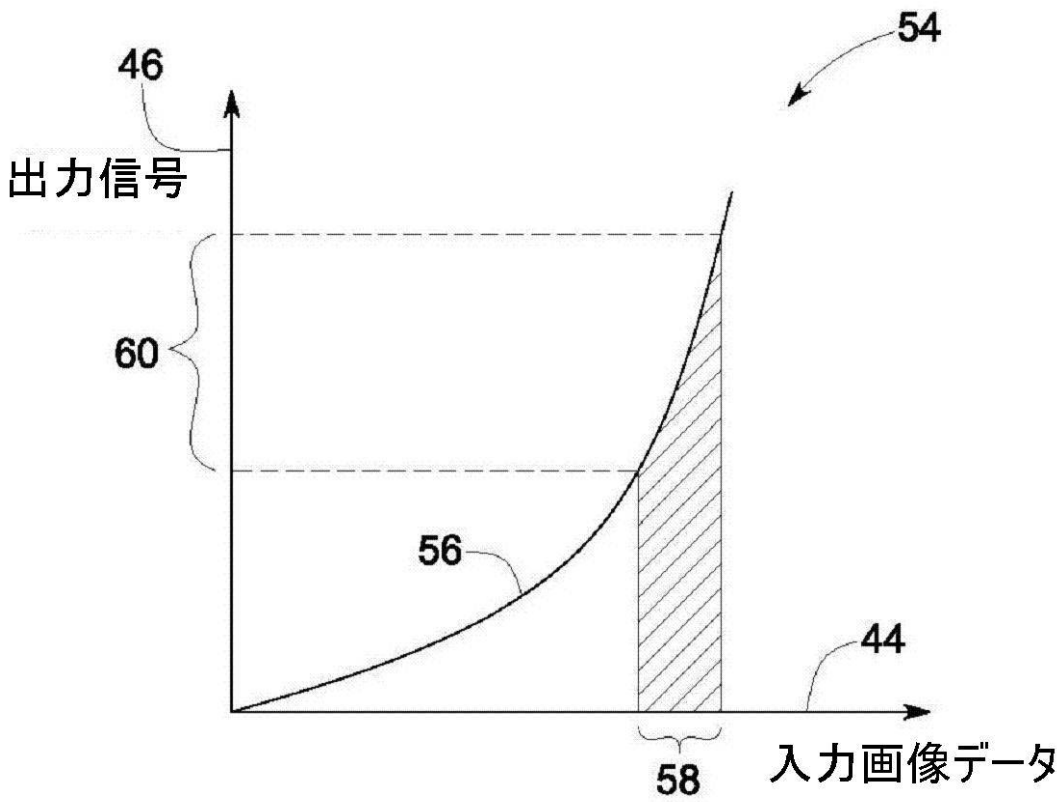


FIG. 5

【 図 6 】

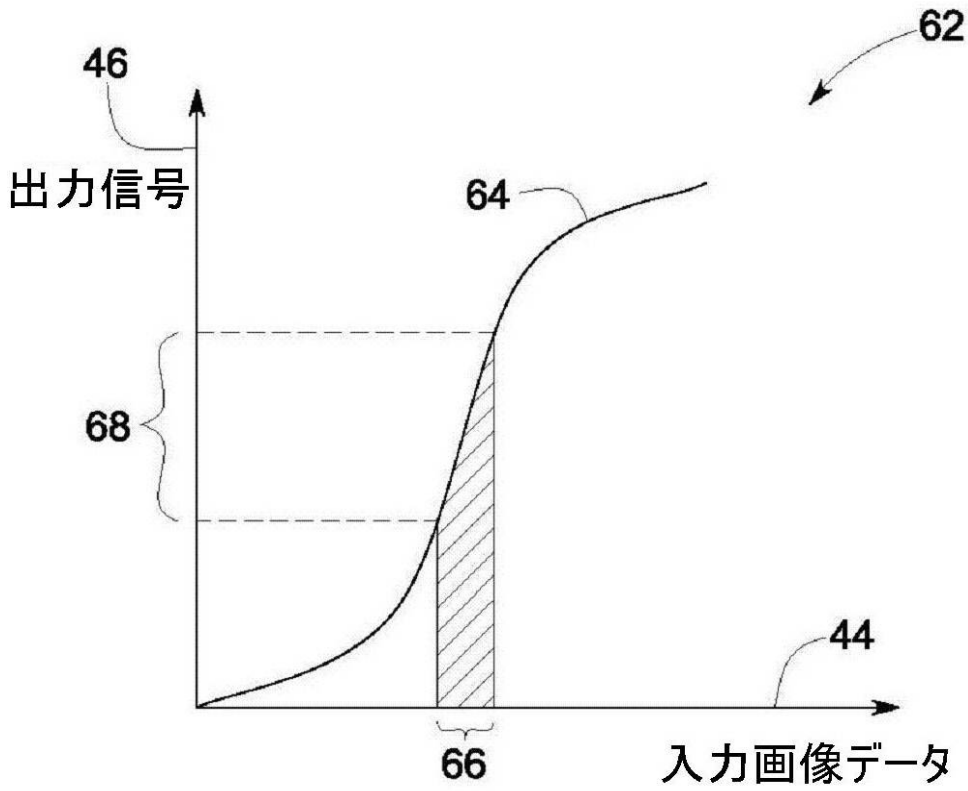


FIG. 6

【 図 7 】

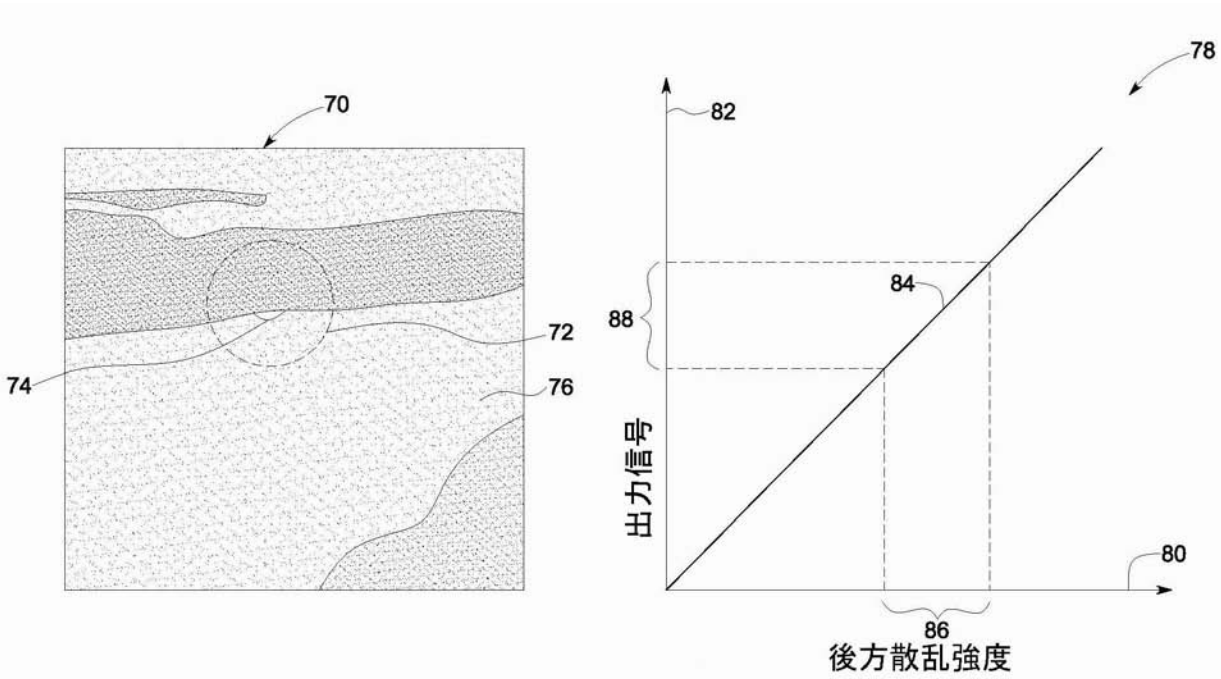


FIG. 7

【 図 8 】

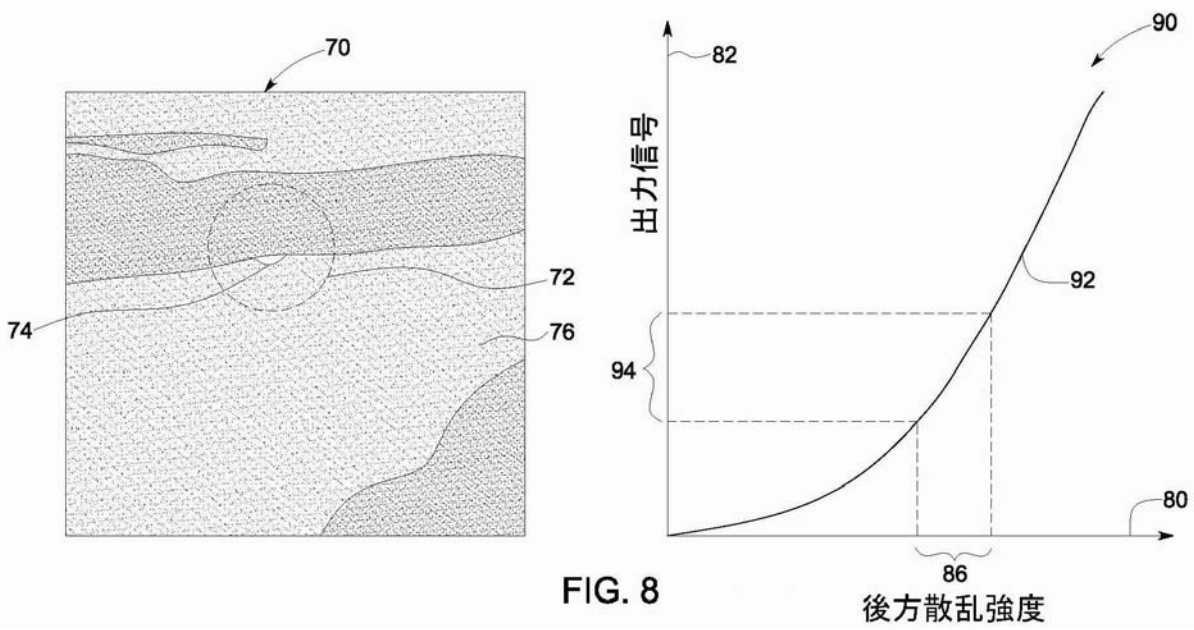


FIG. 8

【 図 9 】

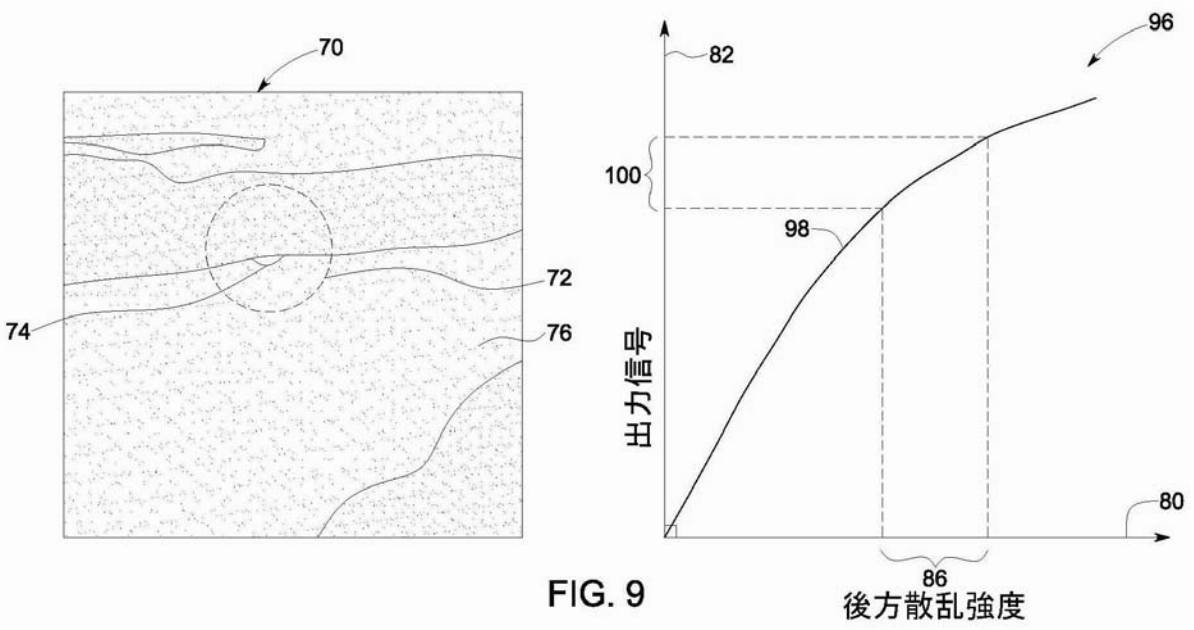


FIG. 9

【 図 1 0 】

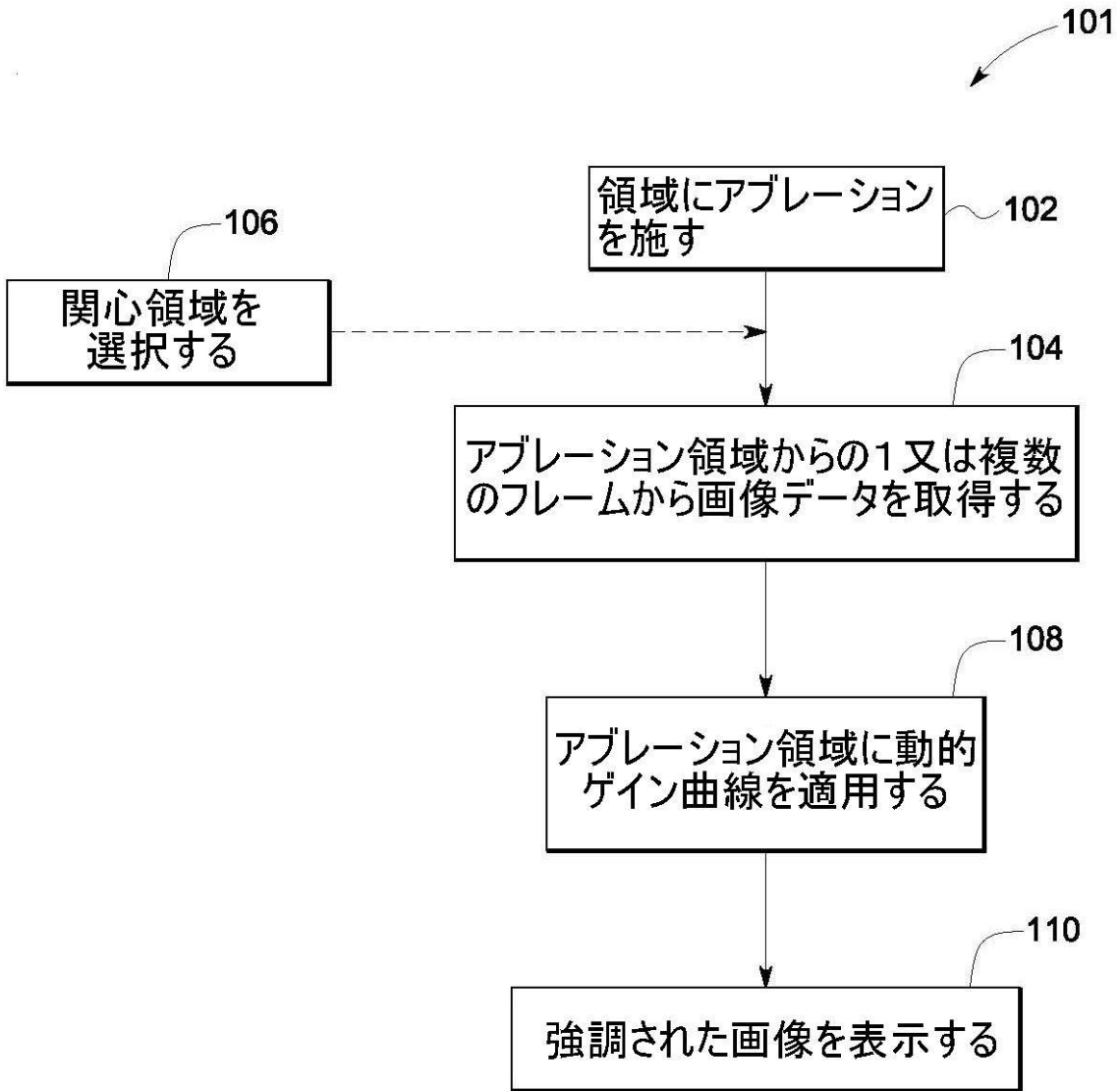


FIG. 10

【図 11】

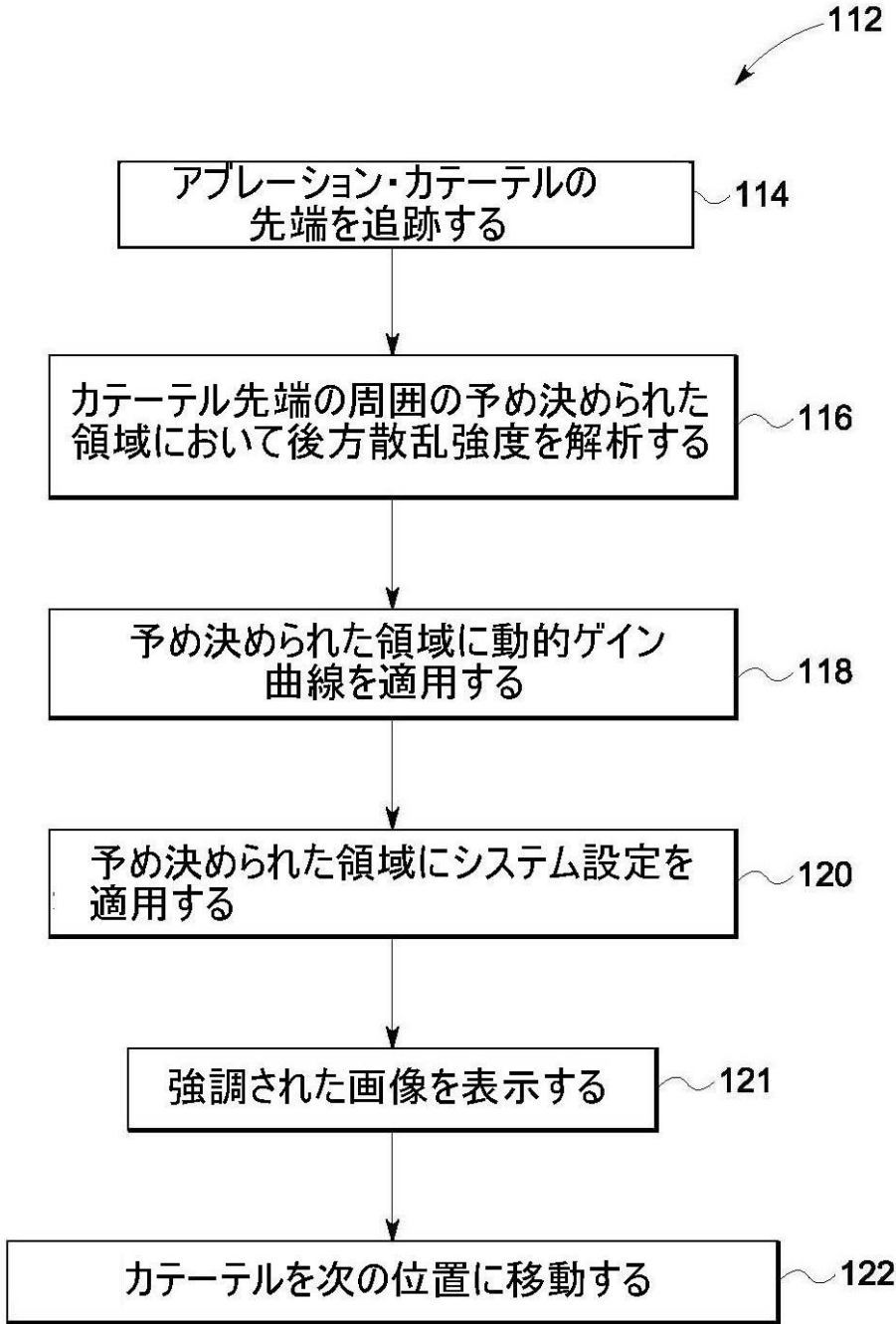


FIG. 11

【 図 1 2 】

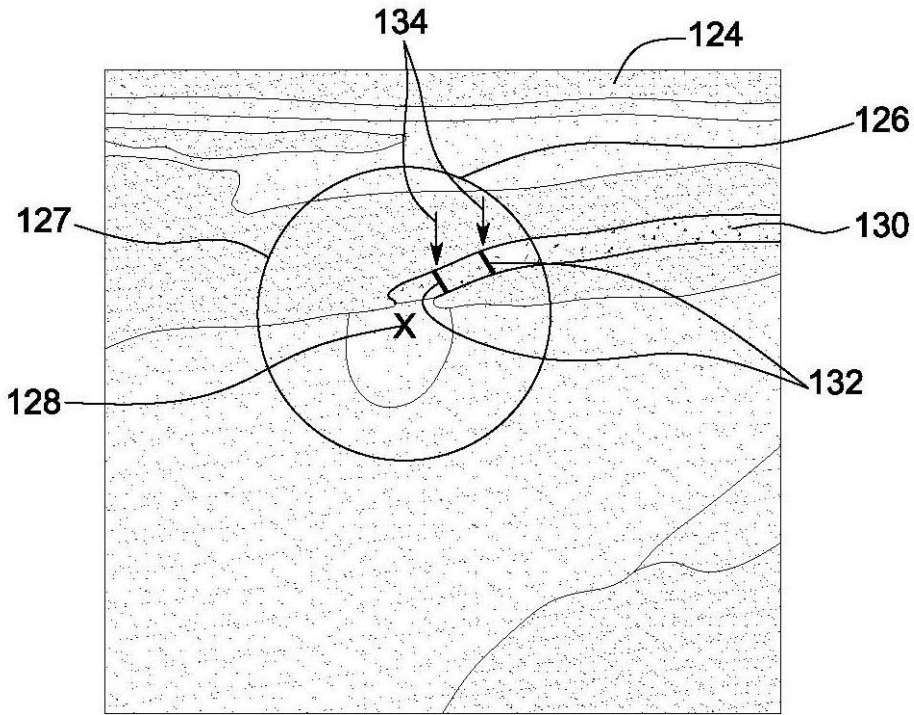


FIG. 12

【 図 1 3 】

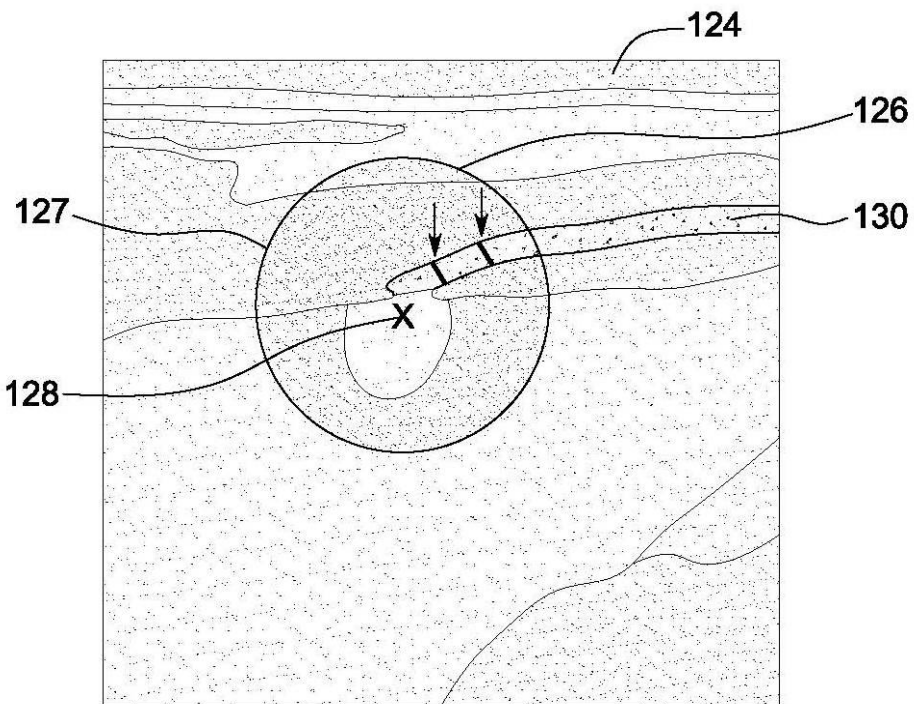


FIG. 13

【 図 1 4 】

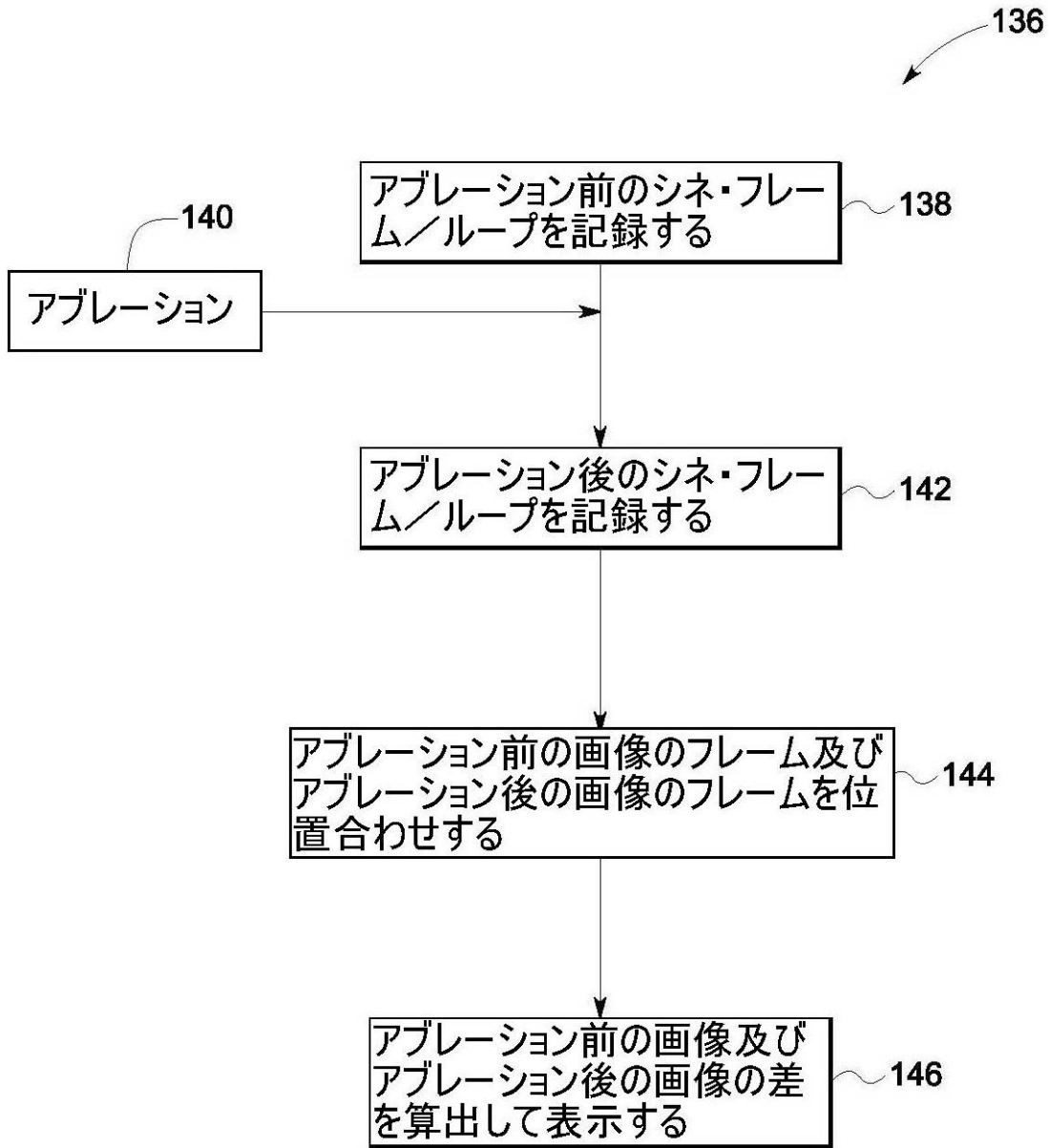


FIG. 14

【 図 1 5 】

単一の心臓周期

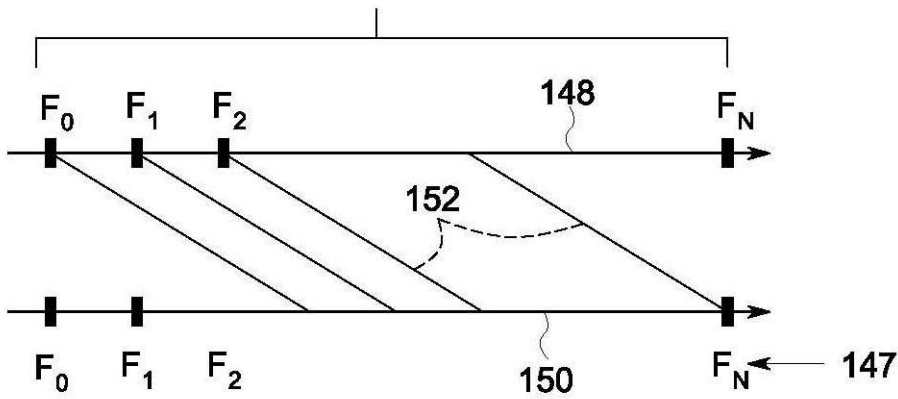


FIG. 15

【 図 1 6 】

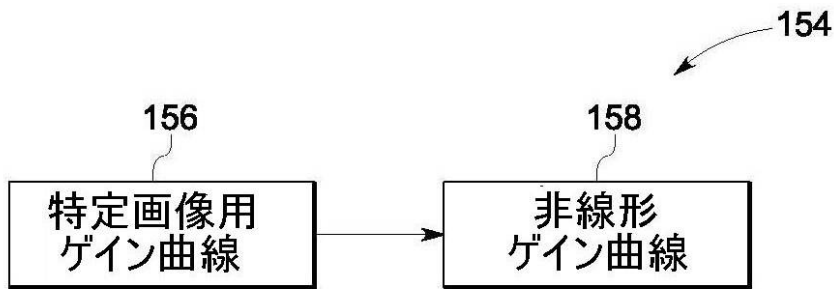


FIG. 16

【 図 1 7 】

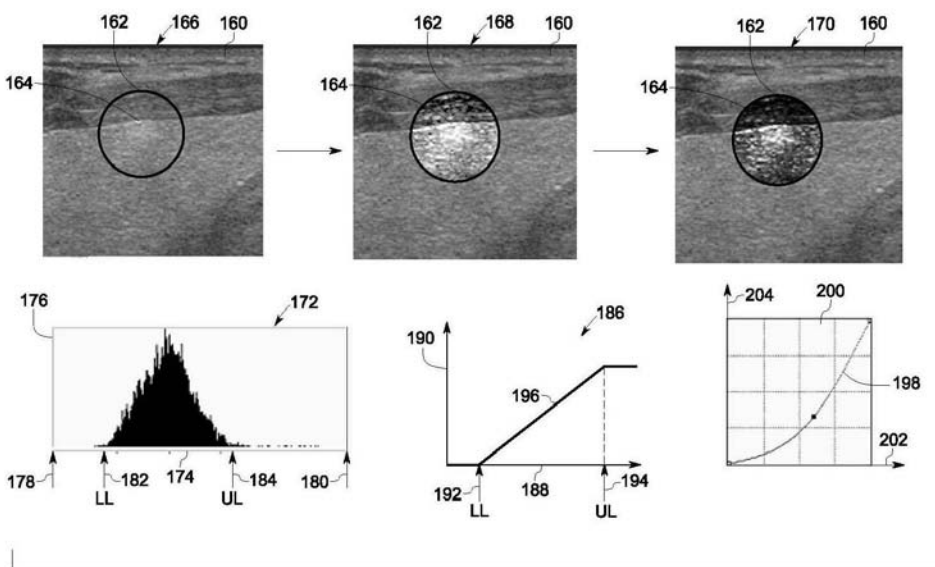


FIG. 17

フロントページの続き

- (72)発明者 ウォーレン・リー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、アンジェリーナ・ドライブ、2490番
- (72)発明者 ミアセイド・セイド - ボロアーフォロッシュ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ギルダerland、ベッドフォード・ロード、608番
- (72)発明者 アーロン・マーク・デンテインジャー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、レイサム、ロング・シャドウ・ドライブ、3番
- (72)発明者 カイ・エリック・トメニウス
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ヴァン・ヴランケン・ロード、74番
- Fターム(参考) 4C060 KK07 MM25
4C601 DD15 EE30 FF16 JB14 JC37

专利名称(译)	增强消融区域的可见度的方法		
公开(公告)号	JP2008155022A	公开(公告)日	2008-07-10
申请号	JP2007325425	申请日	2007-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ウォーレンリー ミアセイドセイドボロアーフォロツシュ アーロンマークデンテインジャー カイエリックトメニウス		
发明人	ウォーレン・リー ミアセイド・セイド・ボロアーフォロツシュ アーロン・マーク・デンテインジャー カイ・エリック・トメニウス		
IPC分类号	A61B8/12 A61B18/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/0841 A61B18/1492 A61B34/20 A61B2034/256 A61B2090/378 A61N7/02 G01S7/52033		
FI分类号	A61B8/12 A61B17/39.310 A61B18/12		
F-TERM分类号	4C060/KK07 4C060/MM25 4C601/DD15 4C601/EE30 4C601/FF16 4C601/JB14 4C601/JC37 4C160/JJ01 4C160/JJ33 4C160/KK03 4C160/KK07 4C160/KL02 4C160/MM38		
代理人(译)	松本健一 小仓 博		
优先权	11/613217 2006-12-20 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用超声成像在消融过程中更轻松地可视化消融区域并实时监控动态图像中的消融过程，从而提高消融过程的准确性和效率。。提供了一种在消融过程中使用超声成像的成像方法。该方法包括以下步骤：获得输入图像数据（86），该图像数据包括用于消融区域（72）的反向散射强度和用于增强消融区域（72）的可见度的输出信号（88）。基于图像数据（86）应用动态增益曲线（84）。[选择图]图7

