

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-515849

(P2016-515849A)

(43) 公表日 平成28年6月2日(2016.6.2)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 90/00 (2016.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2015-562302 (P2015-562302)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月11日 (2014.3.11)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年11月16日 (2015.11.16)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2014/050717
 (87) 国際公開番号 W02014/140556
 (87) 国際公開日 平成26年9月18日 (2014.9.18)
 (31) 優先権主張番号 1304798.0
 (32) 優先日 平成25年3月15日 (2013.3.15)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 507419839
 ザ ユニヴァーシティー コート オブ
 ザ ユニヴァーシティー オブ ダンディ
 ー
 イギリス ディーディー1 4エイチエヌ
 ダンディー パース ロード ネザーゲ
 ート
 (74) 代理人 100086771
 弁理士 西島 孝喜
 (74) 代理人 100088694
 弁理士 弟子丸 健
 (74) 代理人 100094569
 弁理士 田中 伸一郎
 (74) 代理人 100103609
 弁理士 井野 砂里

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療装置及びその可視化

(57) 【要約】

本発明は、医学的介入の改善に関し、ある一定の事例では、画像データ、特に医学的介入又は処置中に取得されるデータの生成に関する。本発明はまた、画像化されるターゲット領域内の構造の可視性及びそれを強化することができる方法に関する。

【選択図】 図 1

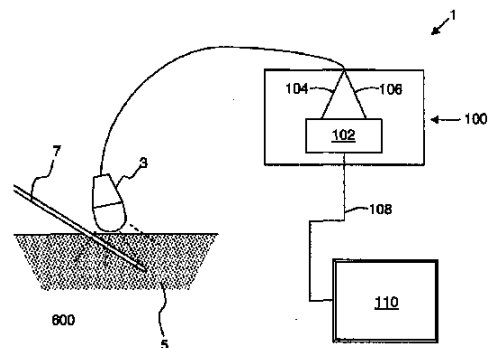


Fig.1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波作動式医療用具であって、

第 1 の質量アセンブリ及び第 2 の質量アセンブリと、

主軸に沿って延び、かつ少なくとも部分的に前記質量アセンブリによって定められたチャンネルと、

前記主軸に沿って前記第 1 及び第 2 の質量アセンブリの間で往復運動を引き起こすように作動可能な圧電要素と、

前記チャンネルに受け入れられ、かつ前記第 1 の質量アセンブリに固定的に結合されたプローブ部材と、

を含むことを特徴とする医療用具。

10

【請求項 2】

経皮的処置に使用するためのプローブ部材を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の医療用具。

【請求項 3】

本体を含み、

前記本体は、前記第 1 及び第 2 の質量アセンブリと、前記圧電要素と、を含み、前記チャンネルは、該本体の長さに沿って延びており、

前記プローブ部材は、該チャンネルの各端部で該本体から延びていることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の医療用具。

20

【請求項 4】

前記主軸に沿って延びるボアを含み、

前記プローブ部材は、前記ボアに受け入れられる、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の医療用具。

【請求項 5】

前記プローブ部材を前記第 1 の質量アセンブリに結合するための接続装置を含むことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の医療用具。

【請求項 6】

前記接続装置は、前記プローブ部材を前記第 1 の質量アセンブリに結合するために、前記プローブ部材と係合状態になるように移動可能である係合部材を含むことを特徴とする請求項 5 に記載の医療用具。

30

【請求項 7】

前記係合部材は、前記プローブ部材と係合状態になるように半径方向に移動可能であることを特徴とする請求項 6 に記載の医療用具。

【請求項 8】

単一手動操作によって前記プローブ部材を前記第 1 の質量アセンブリに結合するように構成された接続装置を有することを特徴とする請求項 5 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の医療用具。

【請求項 9】

前記接続装置は、前記係合部材を前記プローブ部材と係合状態にさせるために、該係合部材に対して移動可能であるロック部材を含むことを特徴とする請求項 5 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の医療用具。

40

【請求項 10】

前記ロック部材は、前記係合部材に対して回転可能であることを特徴とする請求項 9 に記載の医療用具。

【請求項 11】

前記ロック部材又は係合部材は、単一手動操作で前記プローブ部材を前記第 1 の質量アセンブリに結合させるために把持して 1 旋回の一部を通して旋回させることができることを特徴とする請求項 10 に記載の医療用具。

【請求項 12】

50

前記ロッキング部材に対する前記係合部材の動きが、指標付けされていることを特徴とする請求項 9 から請求項 11 のいずれか 1 項に記載の医療用具。

【請求項 13】

前記接続装置は、チャック又はコレットを含むことを特徴とする請求項 5 から請求項 11 のいずれか 1 項に記載の医療用具。

【請求項 14】

前記プローブ部材を前記主軸に沿って往復運動させるように構成されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 13 のいずれか 1 項に記載の医療用具。

【請求項 15】

往復運動の振幅を送出することに関して調節可能であるように構成されていることを特徴とする請求項 14 に記載の医療用具。 10

【請求項 16】

前記振幅は、
機械的に制限され、又は
前記圧電要素の最大振れによって制限され、又は
前記圧電要素に印加される駆動電圧によって制限される、
ことを特徴とする請求項 13 又は請求項 14 に記載の医療用具。

【請求項 17】

医療用具の作動が、前記第 1 及び第 2 の質量アセンブリを前記主軸に沿ってかつその周りで往復運動させることを特徴とする請求項 1 から請求項 16 のいずれか 1 項に記載の医療用具。 20

【請求項 18】

前記圧電要素は、前記第 1 及び前記第 2 の質量アセンブリの間に配置されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 17 のいずれか 1 項に記載の医療用具。

【請求項 19】

ターゲット領域の合成画像データを生成する方法であって、
導入された構造を含むターゲット領域で行われる測定から取得された第 1 のデータを受信する段階と、

前記ターゲット領域の画像データを含む第 2 のデータを受信する段階と、

前記第 1 のデータに基づいて前記構造の位置又は該構造の位置の表現を決定する段階と 30

、
前記第 2 のデータから前記構造又は該構造の一部分の位置の決定された表現を含む前記ターゲット領域の合成画像データを生成する段階と、
を含むことを特徴とする方法。

【請求項 20】

前記第 1 のデータ及び第 2 のデータは医療画像データであり、前記構造は医療デバイス又は用具であることを特徴とする請求項 19 に記載の方法。

【請求項 21】

前記第 1 のデータ及び / 又は第 2 のデータは、超音波データ、特に超音波画像データを含むことを特徴とする請求項 19 又は請求項 20 に記載の方法。 40

【請求項 22】

結合されたドップラー及び B モード超音波画像データからドップラー超音波画像データを抽出する段階を含むことを特徴とする請求項 21 に記載の方法。

【請求項 23】

計算画像データを生成する段階と、

前記第 2 のデータ及び該計算画像データから前記ターゲット領域の合成画像データを生成する段階と、を含むことを特徴とする請求項 19 から請求項 22 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 24】

前記計算画像データは、前記第 1 のデータを構造データに当て嵌めることによって生成 50

されることを特徴とする請求項 23 に記載の方法。

【請求項 25】

前記第 1 のデータは、第 1 の画像データであり、
マトリックス照合又はパターン照合して、第 1 の画像と構造データの間の最大一致を決定する段階を含むことを特徴とする請求項 24 に記載の方法。

【請求項 26】

前記第 1 のデータは、第 1 の画像データであり、
前記構造の位置を決定する段階は、第 1 の画像データの終点又は 1 つよりも多い終点を決定する段階を含むことを特徴とする請求項 19 から請求項 25 のいずれか 1 項に記載の方法。

10

【請求項 27】

前記合成画像データを更新する段階と、
任意的に一連の生成された合成画像データからビデオ画像データを生成する段階と、を含むことを特徴とする請求項 19 から請求項 26 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 28】

前記第 2 のデータから前記構造の位置の決定された表現を含む前記ターゲット領域の合成画像を生成する段階を含むことを特徴とする請求項 19 から請求項 27 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 29】

被験者の第 1 及び第 2 の医療画像データを取得する段階を含むことを特徴とする請求項 19 から請求項 28 のいずれか 1 項に記載の方法。

20

【請求項 30】

ターゲット領域を画像化する方法であって、
導入された構造を含むターゲット領域の測定を行うことによって第 1 のデータを取得する段階と、
前記ターゲット領域の画像データを含む第 2 のデータを取得する段階と、
前記第 1 のデータに基づいて前記構造の位置又は該構造の位置の表現を決定する段階と、

前記第 2 のデータと前記構造又は該構造の一部分の決定された表現とから前記ターゲット領域の合成画像データを生成する段階と、
を含むことを特徴とする方法。

30

【請求項 31】

前記第 1 のデータ及び第 2 のデータは、同時に又はほぼ同時に取得されることを特徴とする請求項 29 又は請求項 30 に記載の方法。

【請求項 32】

医療用具又は医療デバイスを被験者の中に導入する段階を含むことを特徴とする請求項 19 から請求項 31 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 33】

前記導入された構造を超音波で作動させる段階を含むことを特徴とする請求項 32 に記載の方法。

40

【請求項 34】

前記導入された構造を約 100 μm 、50 μm 、又は 30 μm 未満の振幅で往復運動させる段階を含むことを特徴とする請求項 33 に記載の方法。

【請求項 35】

前記導入された構造を軸線の周りにかつそれに沿って往復運動させる段階を含むことを特徴とする請求項 33 又は請求項 34 に記載の方法。

【請求項 36】

ターゲット領域の合成画像データを生成するための装置であって、
導入された構造を含むターゲット領域の第 1 のデータを受信し、該ターゲット領域の画像データを含む第 2 のデータを受信し、該第 1 のデータに基づいて該構造の位置を決定し

50

、かつ該第 2 のデータと該構造又は該構造の一部分の決定された表現とから該ターゲット領域の合成画像データを生成するように作動可能な処理リソース、
を含むことを特徴とする装置。

【請求項 37】

前記処理リソースによって受信されることになる第 1 及び / 又は第 2 のデータを取得するように構成された医療撮像デバイスを含むことを特徴とする請求項 36 に記載の装置。

【請求項 38】

ターゲット領域の中に導入するための構造、特に医療用具又は医療デバイスを含むことを特徴とする請求項 36 又は請求項 37 に記載の装置。

【請求項 39】

超音波作動式医療用具を含むことを特徴とする請求項 38 に記載の装置。

【請求項 40】

請求項 36 から請求項 39 のいずれか 1 項に記載の合成画像を生成するための装置と、
請求項 1 から請求項 18 のいずれか 1 項に記載の医療用具と、
を含むことを特徴とする医療システム。

【請求項 41】

超音波画像化システム、超音波プローブ、及び超音波作動式超音波針を含むことを特徴とする請求項 40 に記載の医療システム。

【請求項 42】

治療又は手術の方法であって、

請求項 1 から請求項 18 のいずれか 1 項に記載の超音波作動式医療用具のプローブ部材を被験者の中に導入する段階と、

前記プローブ部材を含む前記被験者のターゲット領域の画像を取得する段階と、

請求項 19 から請求項 35 のいずれか 1 項に記載の方法によって前記ターゲット領域の合成画像データを生成する段階と、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 43】

医療用具の本体であって、

第 1 の質量アセンブリ及び第 2 の質量アセンブリと、

主軸に沿って前記第 1 及び第 2 の質量アセンブリの間で往復運動を引き起こすように作動可能な圧電要素と、

請求項 1 から請求項 18 のいずれか 1 項に記載の医療用具を形成するように、前記第 1 の質量アセンブリをプローブ部材に解除可能かつ固定的に結合するための接続装置と、

を含むことを特徴とする本体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医学的介入の改善に関し、ある一定の事例では、画像データ、特に医学的介入又は処置中に取得されるデータの生成に関する。本発明はまた、画像化されるターゲット領域内の構造の可視性及びそれを強化することができる方法に関する。

【背景技術】

【0002】

被験者の医療画像は、解釈することが困難な情報を含む可能性があり、情報が医療画像に提示される方式は、非常に重要なものである可能性がある。

【0003】

異なるタイプの医療画像は、画像化される領域内の異なる特徴に敏感である。例えば、MRI 又は超音波撮像は、軟組織に敏感であり、より緻密な骨組織に対する X 線撮像及びドップラー撮像方法は、動きに敏感である。しかし、単一タイプの画像内の重要又は関連情報の全てを明瞭に可視化することは可能ではない場合がある。例えば、軟組織の特徴を示すように最適化された画像内の針又は医療デバイスのような導入された構造の正確な位

10

20

30

40

50

置を位置付けることは困難である可能性がある。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】Zell他、2007

【非特許文献2】McLeod他、2010

【非特許文献3】Corner及びGrant, 2012

【非特許文献4】Carr他、2001

【非特許文献5】Kataoka他、2002

【非特許文献6】Okamura、Simone、及びO'Leary、2004

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

異なるタイプの画像を並べて又は重ねて表示することは、特にリアルタイムで変化する画像を見る時に画像を読み取ることを困難にする場合があり、又は重要な情報を曖昧にする場合があり、医療画像内の情報の可視化を改善する方法及び装置の必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第1の態様によって、ターゲット領域の合成画像データを生成する方法を提供し、本方法は、導入された構造を含むターゲット領域で取られた測定から取得される第1のデータを受信する段階と、ターゲット領域の画像データを含む第2のデータを受信する段階と、第1のデータに基づいて構造の位置又は位置の表現を決定する段階と、第2のデータから構造の又は構造の一部分の位置の決定された表現を含むターゲット領域の合成画像データを生成する段階とを含む。

20

【0007】

すなわち、合成画像データは、第2のデータから生成され、構造の又は構造の少なくとも一部の位置を表す追加のデータを含む。これは、第1及び第2のデータの一緒の表示が可能でないか又は望ましくない場合に特に有利である場合がある。例えば、第1及び第2のデータの一緒の表示は、第1のデータから生成される画像が、第2のデータから生成される画像の一部又は全てを曖昧にすると考えられる場合（又は逆も同じ）、又は一方又は他方の画像の解釈が、例えば、対比効果、画像アーチファクト、ノイズ又は他の外来情報に起因してより困難であると考えられる場合に可能でないか又は望ましくない場合がある。

30

【0008】

構造の位置の表現は、構造の全て又は一部の位置のあらゆる指標、例えば、構造の全て又は一部のシルエット、仮想線、輪郭、又はレンダリング、カーソル、十字線、又は頂点、又は先端、又はこれらの各々の1つ又はそれよりも多く又はその組合せを含むことができる。

【0009】

第1のデータは、第1の画像データとすることができ、従って、本方法は、ターゲット領域の第1の画像データを受信する段階と、ターゲット領域の第2の画像データを受信する段階とを含むことができる。

40

【0010】

第1及び第2のデータは、同時に又は順番に受信することができる。第1及び第2のデータは、あらゆる順序で受信することができ、構造の位置を決定する段階は、第2のデータを受信する段階の前又は後に行うことができる。

【0011】

第1のデータ及び/又は第2のデータは、医療データ又は医療画像データとすることができる。ターゲット領域は、被験者（患者のような）の領域とすることができる。構造は、医療デバイス又は用具とすることができる。従って、本方法は、第2のデータに関連す

50

る画像内でそれ以外では明瞭に見えない場合がある被験者内の医療用具又はデバイスの位置を表す計算画像を示す被験者の合成画像を生成する段階を提供することができる。

【0012】

例えば、第1のデータ及び/又は第2のデータは、超音波検査データ(超音波データ、弾性画像データ又は音響放射データなど)又は光学画像データ(拡散光学画像データ又はRaman画像データなど)又は放射線画像データ(X線、CT又はPET画像データなど)、又は磁気又は電子画像データ(電気脳波画像データ、電気磁気脳波画像データ又はMRI画像データなど)を含むことができる。

【0013】

第1及び第2の画像データの少なくとも一方又はその両方の一部の実施形態は、超音波画像データを含むことができる。第1の画像データは、ドップラー超音波データを含むことができ、第2の画像データは、Bモード超音波データを含むことができる。第1の画像データは、ドップラー及びBモード超音波データの両方を含むことができる。

10

【0014】

代替実施形態において、第1及び第2のデータは、地質データ、地質画像データ、大気画像データとすることができ、又は材料画像データとすることができる。

【0015】

第1の画像データは、第2の画像データに相補的とすることができる。例えば、第1の画像データは、第2の画像データよりも多くの構造に関する情報を含むことができ、第2の画像データは、第1の画像データよりも多くのターゲット領域に関する情報を含むことができる。

20

【0016】

第1の画像データ及び/又は第2の画像データは、追加の画像データと一緒に受信することができる。本方法は、第1及び/又は第2の画像データを追加の画像データから抽出する段階を含むことができる。例えば、第1の画像データ及び第2の画像データは、一緒に(例えば、同じ画像の一部として)受信することができる。本方法は、これらから第1の画像データ及び/又は第2の画像データを抽出する段階を含むことができる。

【0017】

第1/第2の画像データは、閾値化によって追加の画像データから抽出することができる。例えば、本方法は、閾値を超える強度/振幅値を有するデータの抽出と、閾値を超えるグレイスケール又はRGB値又は閾値を超える量だけ平均値から外れるRGB値を有するピクセル又はボクセルの抽出とを含むことができる。これに代えて又はこれに加えて、本方法は、エッジ分析によるか又はいずれかの他の適切なデータ抽出方法によるデータの抽出を含むことができる。

30

【0018】

例えば、第1の画像データは、例えば、ドップラー超音波画像及びBモード超音波画像を含む画像の形態でBモード超音波画像データと一緒に受信したドップラー画像データとすることができ、本方法は、結合されたドップラー及びBモード超音波画像データからドップラー超音波画像データを抽出する段階を含むことができる。

【0019】

本方法は、例えば、圧縮アルゴリズムを実行することによって第1の画像データ(又は追加の画像データと一緒に第1の画像データ)を変形する段階、RGBからグレイスケールフォーマットへの変形を行う段階、位相データからマグニチュード又はパワーデータに変換する段階、ぼかしアルゴリズムを実行する段階、又は当業者に公知のいずれかの他の適切な変形を含むことができる。

40

【0020】

本方法は、第1の画像データの範囲を選択する段階を含むことができる。例えば、閾値(これは抽出に使用する閾値と同じか又は異なる場合がある)を超えるデータ値を有するデータを含むデータ範囲を選択することができ、又は閾値を超える平均値又は中央値を有するデータ値を含むデータ範囲を選択することができ、又はデータ点の予め決められた割

50

合が閾値を超えるデータ値を有するデータ範囲を選択することができる。

【0021】

選択、抽出、及び/又は変形は、処理デマンドを低減し、かつ画像をより急速に又はより少ない処理パワーで生成することを可能にするために行うことができる。選択、抽出、及び/又は変形は、例えば、計算画像データが生成されるデータ内のノイズの量を低減することにより、計算画像の計算の正確性又は精度を改善するために行うことができる。

【0022】

第1のデータに基づいて構造の位置を決定する段階は、第1のデータから距離を決定する段階を含むことができる。例えば、送受信機からの構造の距離に対応する信号は、Aモード超音波データから決定することができる。

10

【0023】

本方法は、計算画像データを生成する段階と、第2のデータ及び計算画像データからターゲット領域の合成画像データを生成する段階とを含むことができる。

【0024】

計算画像データは、第1のデータ（これは、選択、抽出、及び/又は変形された第1の画像データである場合がある）を構造データに当て嵌めることによって生成することができる。構造データは、構造の特性（例えば、構造のサイズ又は形状、又は構造のエッジ又はコーナの位置）を反映し、かつ構造の位置を決定するために第1のデータに当て嵌めることができる。

【0025】

例えば、構造は、1つ又はそれよりも多くの真っ直ぐなエッジを含むことができ、構造データは、1つ又はそれよりも多くの真っ直ぐなエッジの周りのテンプレート又はマスクを含むことができる。構造データは、構造のテンプレート又はマスク、構造の周囲の周り又は周囲の一部のテンプレート又はマスクを含むことができる。

20

【0026】

当て嵌める段階は、第1の画像データ（これは、選択、抽出、及び/又は変形されている場合がある）と構造データとの間の最大対応を決定する段階を含むことができる。

【0027】

本方法は、構造データの変形又は複数の変形を行って最大対応を決定する段階を含むことができる。本方法は、構造データの複数の変形を行う段階と、構造データ及び/又は構造データの変形の一部又は全てと第1の画像データとの間の対応を決定して最大対応を決定する段階とを含むことができる。

30

【0028】

本方法は、最大対応を決定するマトリックス照合又はパターン照合を含むことができる。

【0029】

その（又は各）変形は、構造データの回転変形、位置変形（すなわち、構造データの座標位置を変化させるための）、又はスケール変形（すなわち、第1の画像データの座標系に対して）とすることができる。

【0030】

本方法は、構造データの回転変形又は複数の回転変形を行う段階を含むことができる。

40

【0031】

計算画像は、主成分分析（PCA）又は多重線形PCA成分分析又は因子分析のような第1の画像データ（これは、選択、抽出、及び/又は変形されている場合がある）の相関変数分析に基づいて生成することができる。分析は、構造のエッジ、コーナ、又は寸法のような構造の特性に基づく場合がある。

【0032】

従って、構造の位置に関する位置情報は、構造データを第1のデータに照合させることから取得することができる。

【0033】

50

位置情報は、向き情報を含むことができる。向き情報は、構造のエッジの向き又は傾斜、又は位置情報（構造の頂点の位置など）又はスケール情報（構造の頂点又はエッジの相対位置など）を含むことができる。

【0034】

構造の位置を決定する段階は、第1の画像データの終点又は1つよりも多い終点を決定する段階を含むことができる。終点は、構造のエッジ、コーナ、又は端部のような構造の一部に対応することができる。

【0035】

終点は、位置情報に基づいて第1の画像データに対して閾値又は他の適切な分析を行うことによって決定することができる。一部の実施形態において、終点は、相関変数分析又は最大対応の決定から導出される経路に沿って閾値分析（非ゼロPRG又はグレイスケールピクセル/ボクセル値に対して）を行うことによって決定することができる。

10

【0036】

終点は、第1の画像データの全てから決定され、又は第1の画像データの選択、例えば、抽出、選択、又は変形された第1の画像データに対して決定することができる。

【0037】

選択、抽出及び変形、終点決定、及び当て嵌めは、あらゆる順序で行うことができる。

【0038】

本方法は、構造データを第1の画像データに当て嵌める段階、次に、終点を決定する段階及び/又は抽出する段階を含むことができ、及び/又は本方法は、第1の画像データを選択、抽出、及び/又は変形する段階、及び次にそれに構造データを当て嵌める段階を含むことができる。

20

【0039】

本方法は、合成画像データを更新する段階（すなわち、更新合成画像データを生成する段階）を含むことができる。本方法は、一連の生成合成画像データからビデオ画像データを生成する段階を含むことができる。

【0040】

第1の画像データ、第2の画像データ、計算画像データ、及び/又は合成画像データは、画像化装置から出力されるフォーマットでの生データのような画像を生成することができるデータとすることができる。第1の画像データ、第2の画像データ、計算画像データ、及び/又は合成画像データは、画像ファイルフォーマット（例えば、PNG、JPEG、GIF、TIFF、BMP、その他）又はビデオファイルフォーマット（例えば、MP4、AVI、MP4、3GP、その他）の画像又はデータとすることができる。

30

【0041】

従って、本方法は、第2のデータから構造の又は構造の一部分の位置の表現を含むターゲット領域の合成画像を生成する段階を含むことができる。表現は、例えば、構造の全て又は一部のシルエット、仮想線、輪郭、又はレンダリング、カーソル、十字線、頂点、又は先端、又はこれらの各々の1つよりも多く、又はその組合せを含むことができる。

【0042】

第1の画像データ、第2の画像データ、計算画像データ、及び/又は合成画像データは、2D画像データ又は3D画像データとすることができる。

40

【0043】

本方法は、例えば、断層撮影によって3D画像データから2D画像データを生成する段階を含むことができる。

【0044】

本方法は、合成画像（合成画像データから導出されたもの）を表示する段階を含むことができる。合成画像は、表示スクリーン上に表示することができる。

【0045】

構造の位置の表現は、合成画像の全て又は一部のみの上に表示することができる。表現は、時間の一部又は常時表示することができる。例えば、表現は、キーボード入力又はカ

50

ーソルの移動のようなユーザ指令の結果として表示することができ、又は表現は、断続的とすることができる。

【0046】

本方法は、リアルタイムとすることができる一連の更新合成画像（例えば、ビデオ）を表示する段階を含むことができる。

【0047】

本方法は、一連の生成合成画像データからビデオ画像データを生成する段階を含むことができる。従って、本方法は、ターゲット領域内の構造の位置を対話形式で観察かつ制御する段階を提供することができる。

【0048】

本方法は、第1及び第2のデータを取得する段階を含むことができる。本方法は、被験者の第1及び第2の医療画像データを取得する段階を含むことができる。

【0049】

従って、本発明は、導入された構造を含むターゲット領域の測定を行うことによって第1のデータを取得する段階と、ターゲット領域の画像データを含む第2のデータを取得する段階と、第1のデータに基づいて構造の位置又は位置の表現を決定する段階と、第2のデータから、第1のデータから導出された構造の又は構造の一部分の位置の決定された表現に関連するデータを含むターゲット領域の合成画像データを生成する段階とを含むターゲット領域、例えば、被験者のターゲット領域を画像化する方法まで拡張される。

【0050】

第1のデータは、第1の画像化技術に関連する第1の画像データとすることができ、第2のデータは、第2の画像化技術に関連する第2の画像データを含むことができる。これに代えて、第1及び第2のデータは、同じ画像化技術に関連する場合があり、かつ例えば順番に画像データを取得するか又は異なる設定を使用することによって取得するか又は取得可能である場合がある。

【0051】

第1及び第2のデータは、同じか又は異なる画像化装置から取得するか又は取得可能である場合がある。

【0052】

第1及び第2のデータは、同時に又はほぼ同時に、すなわち、同じ時間に又は1秒未満又はビデオの連続フレームの間の時間の分数のような短く離間した時間に取得することができる。従って、合成画像データは、第2のデータを取得した時の構造の位置を表す計算画像データを含むことができる。

【0053】

本方法は、ターゲット領域の中に構造を導入する段階を含むことができる。本方法は、針又はドリルのような医療用具又は医療デバイスを被験者の中に導入する段階を含むことができる。従って、本方法は、一部の実施形態ではリアルタイムでターゲット領域の中に導入された構造の位置の可視化を改善することができる。

【0054】

従って、第2の態様において、被験者のターゲット領域の中に構造を導入する段階と、ターゲット領域の測定を行うことによって第1のデータを取得する段階と、ターゲット領域の画像データを含む第2のデータを取得する段階と、第1のデータに基づいて構造の位置又は構造の位置の表現を決定する段階と、第2のデータから構造又は構造の一部分の決定された位置の表現に関連するデータを含むターゲット領域の合成画像データを生成する段階とを含む治療又は手術の方法を提供する。

【0055】

本方法は、導入された構造を超音波で作動させる段階を含むことができる。超音波作動は、Bスキャン又はドップラー超音波のような画像化方法に対して構造の可視性を改善し、それによって決定された位置の正確性又は感度を改善することが見出されている。

【0056】

10

20

30

40

50

本方法は、導入された構造（被験者の中に導入された医療用具のプローブ部材など）を約50 μ m未満又は更に30 μ m未満のような約100 μ m未満の振幅で往復運動させる段階を含むことができる。小さい振幅による構造の往復運動は、例えば、超音波作動式ドリル又は外科メスと比べて、ドップラー超音波のような動き感応画像化方法との併用において構造の決定された位置の正確性を改善することが見出されている。

【0057】

本方法は、導入された構造を軸線の周りかつそれに沿って往復運動させる段階を含むことができる。

【0058】

本発明の第3の態様によって、ターゲット領域の合成画像データを生成するための装置を提供し、装置は、導入された構造を含むターゲット領域の第1のデータを受信し、ターゲット領域の画像データを含む第2のデータを受信し、第1のデータに基づいて構造の位置又は位置の表現を決定し、第2のデータから第1のデータに基づいて構造の又は構造の一部分の決定された位置を表すデータを含むターゲット領域の合成画像データを生成するように作動可能な処理リソースを含む。

10

【0059】

装置又は特に処理リソースは、第1の態様又は第2の態様の方法を実施するように構成することができる。

【0060】

装置は、プロセッサ、又は処理リソースとして一緒に機能する1つよりも多いプロセッサを含むことができる。

20

【0061】

装置は、1つ又はそれよりも多くのデータストレージデバイスを含むことができる。装置は、第1及び/又は第2のデータ、構造データ、計算画像データ及び/又は合成画像データを受信して格納するように構成されたデータストレージデバイスを含むことができる。

【0062】

装置は、合成画像データを出力するように構成することができる。装置は、合成画像データをデータストレージデバイスに出力し、又は合成画像データをコンピュータのような別の装置に又はネットワークにわたって出力又は送信するように構成することができる。

30

【0063】

装置は、表示スクリーンのような画像表示デバイスを含むことができ、処理リソースは、合成画像データを画像表示デバイスに出力するように構成することができる。

【0064】

装置は、処理リソース上で実行するか又は実行可能なソフトウェアコードを含むことができる。ソフトウェアは、処理リソースにアクセス可能なコンピュータ可読ストレージ媒体にソフトウェアコードとして格納することができる。装置は、ソフトウェアコードを格納するコンピュータ可読ストレージ媒体を含むことができる。

【0065】

本発明の更に別の態様によって、好ましくはコンピュータ可読媒体上のコンピュータプログラムを提供し、プログラムは、本方法のいずれかを実施する際に使用するため及び/又は本明細書で定める装置と共に使用されるコード又は命令を有する。

40

【0066】

本発明の更に別の態様によって、本方法のいずれかを実施し及び/又は本明細書に説明する装置と共に使用されるようになったコンピュータベース又は実施型システムを提供する。

【0067】

装置及び特に処理リソースは、1つ又はそれよりも多くの撮像デバイスからデータを受信するように構成することができる（例えば、撮像デバイスが取得するデータを格納するネットワーク上で又はデータストレージデバイスから直接的に又は間接的に）。

50

【0068】

一部の実施形態において、装置は、撮像デバイスを含むことができる。撮像デバイスは、処理リソースによって受信される第1及び/又は第2の画像データを取得するように適応させることができる。

【0069】

撮像デバイスは、医療撮像デバイスとすることができる。例えば、装置は、超音波走査システムの超音波プローブ又は他の構成要素を含むことができる。

【0070】

装置は、第1の撮像デバイス(第1のデータを取得するようになっている)及び第2の撮像デバイス(第2の画像データを取得するようになっている)を含むことができる。

10

【0071】

装置は、ターゲット領域の中への導入のための構造を更に含むことができる。例えば、装置は、ドリル又は針又はチューブを含むことができる。構造は、被験者の中に挿入又は埋め込むための医療用具又は医療デバイスとすることができる又はその一部を形成することができる。装置は、例えば、内視鏡処置に使用するための針、カニューレ、生検ツール、トロカール、又は器具を含むことができる。装置は、案内式画像化処置のためのシステムとすることができる又はその一部を形成することができる。

【0072】

装置は、振動医療デバイス又は用具を含むことができる。医療デバイス/用具は、振動又は往復運動構成要素を含むことができる。医療デバイス/用具は、電気機械的に作動させることができる。

20

【0073】

装置は、超音波作動式医療用具を含むことができる。

【0074】

拡散MRI、レーザドップラー流量測定法、及びドップラー超音波検査法のような画像化技術は、動きに敏感であり、導入された医療デバイス又は用具の動きは、そのような技術から生成された画像で見ることができる。しかし、導入された医療デバイス/用具の動きは、動き感応画像化においてアーチファクトに関連する場合があります、又はターゲット領域の周囲部分の動きを誘起する場合があります、これも、動き感応画像化によって見ることができる。例えば、振動する針又はドリルは、Bモード超音波画像内よりも被験者のドップラー超音波画像で遥かに明瞭に見ることができるが、ドップラー超音波画像内のその正確な位置は、周囲組織又は画像アーチファクトにおける動きから生じる信号によって曖昧になる場合がある。

30

【0075】

本発明の方法及び装置は、動き感応画像化技術により、振動する(又はそうでなければ移動する)医療デバイス/用具の位置をより精密に又は正確に決定することを可能にする。これは、臨床状況において非常に重要であると考えられる。

【0076】

本発明の第4の態様によって、第1の質量アセンブリ及び第2の質量アセンブリと、主軸に沿って第1及び第2の質量アセンブリ間で往復運動を引き起こすように作動可能な圧電要素と、第1の質量アセンブリに固定的に結合された(及び従って第2の質量アセンブリに対して移動可能な)プローブ部材とを含む超音波作動式医療用具を提供する。

40

【0077】

医療用具は、本体を含むことができ、本体は、第1及び第2の質量アセンブリ及び圧電要素を含むことができる。第1の質量アセンブリは、主軸に沿って本体に対して移動可能にすることができる。

【0078】

本体は、主軸に沿って延びるチャンネルを定めることができる。第1及び第2の質量アセンブリは、主軸に沿って延びるチャンネルの少なくとも一部を定めることができる。

【0079】

50

プローブ部材は、チャンネルに受け入れることができる。

【0080】

医療用具は、生検ツール、キュレット、針（例えば、皮下注射針）、ドリル、カニューレ、トロカール、内視鏡、又は内視鏡的処置に使用するための器具のような経皮的処置に使用するためのプローブ部材を含むことができる。従って、プローブ部材は、例えば、生検ツール、キュレット、針（例えば、皮下注射針）、ドリル、カニューレ、トロカール、又は他の細長いプローブとすることができる。

【0081】

本発明に使用するのに様々なサイズを適切とすることができるが、望ましくは、本発明は、約0.5mm~1.5mmの直径を有する用具に関する。プローブ部材は、超音波画像化処置に使用するための音波発生針のように音波発生式とすることができる。

10

【0082】

使用中に、主軸に沿った往復運動に伴って圧電要素の作動によってプローブ部材を振動させることができる。超音波周波数で駆動される振動（約10kHz又はそれよりも高い範囲）は、プローブ部材を被験者の中に導入するのに（例えば、皮膚又は膜を通るのに）必要な貫通力を低減し、付着物を低減する。超音波作動式プローブ部材は、超音波画像化又はドップラー超音波画像化のような特定のタイプの医療画像化において可視性を増大させていることも見出されている。

【0083】

医療用具は、本体を含むことができる。

20

【0084】

チャンネルは、本体の長さに沿って延びることができる。

【0085】

プローブ部材は、チャンネルの各端部で本体から延びることができる。

【0086】

本体よりも大きい長さを有するプローブ部材（例えば、針又はカニューレ）は、本体の各端部を超えて延びるように、第1の質量アセンブリに固定的に結合することができる。プローブ部材への接続は、従って、本体又はチャンネル又はボアのいずれの部分とも接触する必要なく確立することができるので、本体を殺菌する必要性を低減又は排除する。これは、針又はカニューレのような管状プローブ部材の間で流体接続を確立するために特に有益なものである。

30

【0087】

医療用具は、主軸に沿って延びるボアを含むことができ、プローブ部材は、ボアで受け入れることができる。本体は、主軸に沿って延びる貫通ボアを有することができる。

【0088】

従って、本発明は、第1の質量アセンブリ及び第2の質量アセンブリ、並びに第1及び第2の質量アセンブリの間で主軸に沿って往復運動を引き起こすように作動可能な圧電要素を有する本体と、主軸に沿って延びるチャンネルと、チャンネルに受け入れられ、第1の質量アセンブリに固定的に結合され、チャンネルの各端部で本体から延びるプローブ部材とを含む超音波作動式医療用具まで拡張される。

40

【0089】

医療用具は、プローブ部材を第1の質量アセンブリに結合し、好ましくは、解除可能に結合するための接続装置を含むことができる。第1の質量アセンブリは、接続装置を含むことができる。

【0090】

接続装置は、プローブ部材と係合状態になるように移動可能な係合部材を含み、それによってプローブ部材を第1の質量アセンブリに結合することができる。

【0091】

プローブ部材は、具体的には接続手段と結合するようになっている必要はなく、接続装置は、使い捨て針、カニューレなどのような標準的なプローブ部材を第1の質量アセンブ

50

りに結合することを可能にすることができる。これに加えて、係合部材の運動の範囲は、単一用具を複数のタイプ又はサイズのプローブ部材に使用することができるように、様々なサイズのプローブ部材に係合するのに十分であるとするすることができる。

【0092】

従って、本発明は、主軸に沿って延びるチャンネルを定める第1の質量アセンブリ及び第2の質量アセンブリ、及び第1及び第2の質量アセンブリの間で主軸に沿って往復運動を引き起こすように作動可能な圧電要素と、プローブ部材を第1の質量アセンブリに固定的に結合するための移動可能な係合部材を含む接続装置と、チャンネルに受け入れられ、係合部材によって第1の質量アセンブリに固定的に結合されたプローブ部材とを含む超音波作動式医療用具まで拡張される。

10

【0093】

プローブ部材は、係合部材との摩擦によって第1の質量素子に固定的に結合することができる。

【0094】

係合部材は、プローブ部材との締め込みを形成することができる。

【0095】

係合部材は、プローブ部材と係合状態になるように半径方向に移動可能にすることができる。一部の実施形態において、プローブ部材の少なくとも一部分は、ほぼ円筒形である。

【0096】

半径方向に移動可能な係合部材は、クランプ圧を均等にプローブ部材に印加するように構成され、それによってプローブ部材の損傷の危険性を低減することができる。

20

【0097】

半径方向に移動可能なプローブ部材は、軸線の周りに均等に分配することができる。

【0098】

接続装置は、少なくとも2つ又は少なくとも3つの係合部材を含むことができる。

【0099】

係合部材は、クランプ力を分配するためにプローブ部材の長さに沿って係合するように構成することができる。

【0100】

係合部材は、弾力的に付勢することができる。係合部材は、チャンネルから離れるように弾力的に付勢することができる。

30

【0101】

係合部材は、別々とすることができ、又は単一材料片から形成することができる。

【0102】

一部の実施形態において、接続装置は、プローブ部材を単一手動操作によって第1の質量アセンブリに結合するように構成される。すなわち、接続装置は、プローブをチャンネルの中に導入してこれから取り外すことができる第1の構成から単一手動操作によってプローブ部材を第1の質量アセンブリに固定的に結合する第2の構成に変えることができる。

【0103】

単一手動操作、すなわち、係合部材又はロッキング部材を把持し、単一の動きを実行することによって可能な操作は、迅速かつ確実に実施することができる。これは、臨床設定において特に重要なものである。これに加えて、締めつけ過ぎ又は締めつけ不足の可能性を低減する。

40

【0104】

従って、本発明はまた、主軸に沿って延びるチャンネルを定める第1の質量アセンブリ及び第2の質量アセンブリと、第1及び第2の質量アセンブリの間で主軸に沿って往復運動を引き起こすように作動可能な圧電要素と、プローブ部材を第1の質量アセンブリに固定的に結合するために単一手動操作によって第1の質量アセンブリにプローブ部材を結合するように構成された接続装置とを含む超音波作動式医療用具まで拡張される。

50

【 0 1 0 5 】

接続装置は、係合部材をプローブ部材と係合状態にするために係合部材に対して移動可能なロッキング部材を含む。

【 0 1 0 6 】

接続装置は、係合部材に対してロッキング部材を移動することによってプローブ部材を第1の質量アセンブリに結合するように構成することができる。プローブ部材は、単一手動操作によって係合部材に対してロッキング部材を移動することによって第1の質量アセンブリに結合することができる。

【 0 1 0 7 】

ロッキング部材は、係合部材に対して回転可能にすることができる。係合部材がプローブ部材と緩く接触すると、旋回の一部（例えば、旋回の半分又はより好ましくは、旋回の4分の1）だけのロッキング部材の回転は、接続装置を第2の構成に置くのに十分である。回転可能なロッキング又は係合部材を把持（例えば、親指と人差し指の間で）し、旋回の一部により旋回させて、結合を完了するために部材を解除して再び把持する必要なく、プローブ部材を第1の質量アセンブリに結合することができる。従って、プローブ部材は、迅速かつ確実な単一手動操作によって結合することができる。

10

【 0 1 0 8 】

これに代えて又はこれに加えて、ロッキング部材は、例えば、主軸に沿って（及び/又はその周囲に）係合部材に対して摺動可能にすることができる。例えば、ロッキング部材は、先細カップを含むことができ、係合部材は、先細カップに対して主軸に沿って摺動可能にすることができる。

20

【 0 1 0 9 】

接続装置は、チャック又はコレットを含むことができる。チャック又はコレットは、様々な外径を有するプローブ部材を受け入れるように適応させることができる。

【 0 1 1 0 】

ロッキング部材は、コレットの周りにネジ込むことができ、又はコレットに対して摺動可能にすることができる。

【 0 1 1 1 】

ロッキング部材及び係合部材は、対向する先細面を有することができる。

【 0 1 1 2 】

ロッキング部材に対する係合部材の動きは、指標付けすることができる。例えば、ロッキング又は係合部材は、カム又は隆起を含むことができ、それによってロッキング及び係合部材の相対運動は、カム又は隆起から離れる付勢力である。従って、使用中に、ロッキング部材は、係合部材に対して（第1及び第2の構成の間で）滑らかに移動せず、所定位置にプローブ部材をロックするほど十分な力を印加している時に、ユーザは動きに対する抵抗の変化を感じる。

30

【 0 1 1 3 】

係合部材及びロッキング部材の相対運動は、例えば、ボール及び戻り止めクラッチ機構によって制限されたトルクとすることができる。

【 0 1 1 4 】

医療用具は、約50 μm 未満又は更に30 μm 未満のような約100 μm 未満の振幅で主軸に沿ってプローブ部材を往復運動させるように構成することができる。一部の実施形態において、プローブ部材は、約10 μm 未満の振幅で主軸に沿って往復運動する。

40

【 0 1 1 5 】

超音波作動は、上述では被験者のターゲット領域へのエネルギーの送出に関連付けられた（例えば、超音波作動式外科メス又はドリル）。従って、運動の振幅は、通常は最適化され、できるだけ多くのエネルギーを送出し、従って、公知のデバイスのプローブ部材は、潜在的に数百ミクロンの範囲でできるだけ大きい振幅と共に移動する。しかし、そのような振幅は、Bスキャン又はドップラー超音波のような動き感応画像化方法ではアーチファクトを生成することが見出されている。今日では、より小さい範囲の動きが、動き感応画像

50

化において超音波作動プローブ部材の可視性を維持しながら、画像化アーチファクトの重大性を低下させることが見出されている。上述の合成画像データを生成する方法を使用するプローブ部材の位置は、プローブ部材がより小さい振幅で往復運動する時により精密に又は正確に決定することができることも見出されている。

【0116】

運動の振幅は、例えば、第1の質量アセンブリの運動の範囲を制限する端部止め具によって機械的に制限することができる。運動の振幅は、圧電要素の最大振れによって制限される場合がある。運動の振幅は、圧電要素に印加される駆動電圧によって制限される場合がある。

【0117】

従って、本発明は、第1の質量アセンブリ及び第2の質量アセンブリと、第1の質量アセンブリに固定的に結合され、 $30\ \mu\text{m}$ 未満の振幅で第2の質量アセンブリに対して移動可能なプローブ部材と、第1及び第2の質量アセンブリの間で主軸に沿って往復運動を引き起こすように作動可能な圧電要素とを含む超音波作動式医療用具まで拡張される。

【0118】

医療用具の作動は、第1及び第2の質量アセンブリを主軸に沿ってかつその周りで往復運動させることができる。

【0119】

例えば、圧電要素は、質量アセンブリの間で回転力を与えるように作動可能なモータを含むことができ、又は第1の質量アセンブリは、屈曲又は圧縮するようになっている場合があり、又は第1の質量アセンブリの一部は、軸力を回転運動に伝達するように螺旋状チャンネル内を延びることができる。

【0120】

主軸に沿ったかつその周りの質量アセンブリの往復運動は、使用中に、主軸に沿ってかつその周りでプローブアセンブリの随伴運動をもたらす。主軸に沿ったかつその周りのプローブ部材の回転は、付着物を低減し、被験者の組織を通るために印加する必要がある力も低減することが見出されている。これは、低振幅往復運動に対して及び曲がる精密なプローブ部材の使用中に特に重要なものである。

【0121】

医療用具は、第1及び第2の質量アセンブリの間で主軸に沿って往復運動を引き起こすことができるあらゆる適切なタイプの圧電要素を含むことができる。例えば、圧電要素は、1つ又はそれよりも多くのリング、ディスク、又はバーを含むことができる。医療用具は、Langevinタイプの変換器、又は1つ又はそれよりも多くの多結晶又は単結晶変換器を含むことができ、又は二元又は三元セラミック圧電材料、又は有機又はポリマー圧電材料を含むことができる。圧電要素は、シンバル変換器のような曲げ引張変換器を含むことができる。

【0122】

圧電要素は、第1及び第2の質量アセンブリに結合することができる。圧電要素は、第1及び第2の質量アセンブリの間に配置することができる。圧電要素は、ボアの周りに配置することができる。

【0123】

第1の質量アセンブリは、典型的には、第2の質量アセンブリよりも小さい質量を有する。第1の質量アセンブリ対第2の質量アセンブリの比率は、 $1:10$ のような $1:7.5\sim 12.5$ のような $1:5\sim 20$ の領域にあることができる。第1の質量アセンブリ及びプローブ部材は、共に第2の質量アセンブリよりも低い質量を有することができる。従って、使用中に、より大きい割合の超音波エネルギーが、圧電要素によって第2の質量アセンブリによっても第1の質量アセンブリ及びプローブ部材に伝達される。

【0124】

第1及び/又は第2の質量アセンブリは、部品の集合を含むことができ、又は単一構成のものとするすることができる。

10

20

30

40

50

【0125】

第1及び/又は第2の質量アセンブリは、ボアの少なくとも一部を定めることができる。

【0126】

第1及び/又は第2の質量アセンブリは、チャンネル(又は潜在的にボア)の周りでほぼ対称とすることができ、かつほぼリングとして形成することができる。

【0127】

第1の質量アセンブリは、プローブ部材に解除可能に結合するための接続装置を含むことができる。従って、プローブ部材は、清浄化のために取り外され、又は使用後に廃棄することができる。

10

【0128】

本発明の第5の態様において、医療用具の本体を提供し、本体は、第1の質量アセンブリ及び第2の質量アセンブリと、主軸に沿って第1及び第2の質量アセンブリの間で往復運動を引きこすように作動可能な圧電要素と、第1の質量アセンブリをプローブ部材に解除可能にかつ固定的に結合するための接続装置とを含む。

【0129】

本体は、第4の態様による医療用具を形成するようにプローブ部材に接続することができる。

【0130】

医療用具は、圧電要素に駆動電圧を印加するように作動可能な回路を含むか又はそれに接続可能とすることができる。例えば、医療用具は、信号発生器を含むか又はそれに接続可能とすることができる。

20

【0131】

駆動電圧の振幅及び/又は周波数は、調節可能とすることができる。従って、駆動電圧の電圧又は振幅は、特定の処置、プローブ部材のタイプ又はサイズ、又はターゲット領域の機械的特性の要件に従って調節することができる。

【0132】

医療用具は、医療用具と画像化装置とを含む医療システムの一部を形成することができる。医療システムは、第3の態様による合成画像を生成するための装置を含むことができる。

30

【0133】

本発明の第6の態様によって、第4の態様の超音波作動式医療用具のプローブ部材を被験者の中に導入する段階を含む治療又は手術の方法を提供する。本方法は、Bモード超音波画像のような被験者のターゲット領域の画像を取得する段階を含むことができる。本方法は、第1及び第2の態様の方法によりターゲット領域の合成画像データを生成する段階を含むことができる。

【0134】

本発明の各態様の更に別の好ましい及び任意的な特徴は、本発明の互いの態様の好ましい及び任意的な特徴に対応する。

【0135】

本明細書に使用される時の用語「含む」は、「から専ら構成される」又は「他の特徴に加えて含む」と解釈されるものとする。

40

【0136】

ここで実施形態を非限定的な例として説明し、かつ以下の図に示す。

【図面の簡単な説明】

【0137】

【図1】医療画像化システムの概略図である。

【図2】合成画像データを生成する方法の流れ図である。

【図3】データ抽出の(a)前及び(b)後の豚試験被験体における振動針の受信画像データを示す図である。

50

【図4】豚試験被験体における振動針の受信画像データからのデータ選択を示す図である。

【図5】マトリックス照合及び終点決定により抽出されて選択された第1の画像データの当て嵌め、構造の表現の生成、及び表現及び第2の画像データからの合成画像の生成を示す図である。

【図6】超音波作動式医療用具の分解組立図である。

【図7】図6に示す医療用具及び医療画像化システムを使用して経皮的処置を行うための作動システムの概略図である。

【図8】ファントム内の(a)不動及び(b)超音波作動している音波発生針のBモード超音波画像を示す図である。

10

【図9】ファントム内の(a)不動及び(b)超音波作動している音波発生針のカラー Dopplerモード超音波画像を示す図である。

【図10】ファントム内の(a)不動及び(b)超音波作動している標準針のカラー Dopplerモード超音波画像を示す図である。

【図11】豚組織内の(a)不動及び(b)超音波作動している音波発生針のカラー Dopplerモード超音波画像を示す図である。

【図12】Thiel防腐処理死体の下腹部領域における(a)不動及び(b)超音波作動している標準針のカラー Dopplerモード超音波画像を示す図である。

【図13】Thiel防腐処理死体の下腹部領域における(a)不動及び(b)超音波作動している音波発生針のカラー Dopplerモード超音波画像を示す図である。

20

【図14】Thiel防腐処理死体の下腹部領域における超音波作動している音波発生針の(a)カラー Dopplerモード超音波画像(b)パワード Dopplerモード超音波画像を示す図である。

【図15】20V、10V、5V、及び2Vの駆動電圧での雄牛肝臓試料における音波発生針及び標準超音波作動式針の画像を示す図である。

【図16(a)】試料の外面对して直角の固定位置に保持された超音波プローブに対して(a)30°、(c)45°、及び(d)55°の挿入角度でのThiel防腐処理死体の下腹部領域における超音波作動式標準針のカラー Dopplerモード超音波画像を示す図である。

【図16(b)】試料の外面对して直角の固定位置に保持された超音波プローブに対して(a)30°、(c)45°、及び(d)55°の挿入角度でのThiel防腐処理死体の下腹部領域における超音波作動式標準針のカラー Dopplerモード超音波画像を示す図である。

30

【図16(c)】試料の外面对して直角の固定位置に保持された超音波プローブに対して(a)30°、(c)45°、及び(d)55°の挿入角度でのThiel防腐処理死体の下腹部領域における超音波作動式標準針のカラー Dopplerモード超音波画像を示す図である。

【図17】不動及び超音波作動している標準針を使用して(a)ファントム(b)ソーボン及び(c)豚組織を貫通するのに必要な貫通力の図である。

【図18】図18(a)~図18(e)は、Thiel防腐処理死体の下腹部領域において音波発生針の合成画像を生成するために行われる画像処理段階を示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0138】

図1は、本発明の実施形態による合成画像データを生成するための装置100を含む医療画像化システム1を示している。システム1は、処理リソース102に接続された撮像デバイス3を有する。患者のような被験者のターゲット領域5は、導入された構造7を含み、画像データは、ターゲット領域の画像データを取得するように作動可能である。

【0139】

処理リソースは、画像デバイスから第1のデータ104及び第2のデータ106を受信するように作動可能であり、データはターゲット領域の画像データを含む。処理リソース

50

は、図2を参照してより詳細に説明するように、合成画像データ108を生成するように作動可能であり、合成画像データ108は、表示デバイス110に出力される。

【0140】

図示の例において、撮像デバイスは、ドップラー超音波画像データ（第1の画像データ）及びBモード超音波画像データを取得するように構成され、撮像デバイス3は、超音波プローブであり、導入された構造は、超音波振動している針である（以下により詳細に説明する）。超音波プローブは、患者のターゲット領域のドップラー超音波画像データ（第1のデータ）及び/又はBモード超音波画像データ（第2の画像データ）を取得するように構成される。説明する特定の実施形態は、限定すると解釈すべきではなく、以下に説明する画像データ処理方法はまた、医療画像化の他の形態に適用することができ、従って、他のタイプの画像化技術によって取得される他のタイプの画像化システムと共に使用するのに適切である。実際には、本方法はまた、例えば、材料試験又は測定の分野で非医学的用途を有する。

10

【0141】

合成画像の生成をここで図2を参照して説明する。ステージ200において、ターゲット領域の画像データ104が受信される。ステージ202において、ターゲット領域の第2の画像データが受信される。ステージ204において、導入された構造7の位置が決定される。ステージ206において、合成画像データは、第2の画像データから生成され、かつステージ204において決定された構造7の位置を表すデータ109を含む。

【0142】

ステージ200において、ドップラー超音波画像データ104は、図3(a)に見ることができるよう、Bモード超音波画像データ（一般的に数字105によって示す）と共に受信される。ドップラー超音波画像データは、RGBフォーマット（すなわち、赤色、緑色、及び青色の3つの値の各々に対して0~255の独立値を有するピクセル）にあり、Bモード画像データは、グレイスケールフォーマット（すなわち、3つの値の各々に対して0~255の単一強度値を有するピクセル）にある。代替実施形態において、第1の画像データは、ドップラー超音波画像データのみを含む。Bモード超音波画像データ（これは同時に又は順番に取得することができる）は、ステージ202において個別に受信することができる。

20

【0143】

データ処理デマンドを低減するために、データを抽出、選択、及び/又は変形することができる。

30

【0144】

図3(a)は、豚試験被験体における振動針の受信ドップラー及びBモード画像データを示している。図3(b)は、RGB値の各々に対して等しい強度値を持たない全てのピクセルの抽出後のドップラー画像データを示している。本方法におけるデータの抽出は、そうでなければ位置決定においてエラーを引き起こす可能性があるグレイスケールデータを取り除く。

【0145】

代替実施形態において、RGBデータは、グレイスケールフォーマットに変形される。次に、閾値を超える強度値を有するピクセルを抽出することができる。他の実施形態において、データは、圧縮アルゴリズムを使用して変形することができる。

40

【0146】

任意的に、関連のデータ領域104a及び104bはまた、図4に示すように選択することができる。データ選択は、抽出前又は後に行うことができる。

【0147】

ステージ204において、導入された針7の位置を決定する段階は、第1の画像データを導入された針を表す構造データに当て嵌める段階を含むことができる。図5に示す例において、データをマトリックス照合によって当て嵌めて、針の向きを決定する。マスク120（針の真っ直ぐな反射エッジを表す構造データ）が生成され、マスク（白色）の内側

50

が値 1 及びマスク（黒色）の外側が値 0 のマトリックスから構成され、マスク 1 2 0 a、1 2 0 b、1 2 0 c、その他を生成するように一連の回転変形を受ける。当て嵌めは、(i) マスク 1 2 0、1 2 0 a、b、c と抽出かつ選択されたドップラーデータ 1 0 4 a との間で最大対応又は最大一致（マトリックスを乗算して全てのピクセルに対する RGB 値を合計することによって取得される値）を決定すること、(i i) データ 1 0 4 a との最大対応を有するマスク 1 2 0 c の向きに対応する勾配を有する最良当て嵌め直線 1 2 2 を決定すること、(i i i) 最良当て嵌め直線 1 2 2 に沿って非ゼロ値を有する最終ピクセルを検索することによって針の遠位端に対応する終点を決定することにより行われる。計算画像 1 0 7 を生成し、これは針の表現 1 0 9 を含む。次に、計算画像を第 2 の B モード超音波画像 1 0 6 の上に重ねて合成画像 1 0 8 を生成することができる。

10

【 0 1 4 8 】

代替実施形態において、当て嵌めは、向き情報を取得するために抽出ドップラーデータの主成分分析を含むことができる。

【 0 1 4 9 】

合成画像は、針の表現 1 0 9 を含み、従来 of 結合ドップラー / B モード超音波画像よりも、B モード画像の上により正確に位置を見ることができると示されている。これに加えて、針の近くの B モード情報は、ドップラー画像内のぼかし及びアーチファクトによって曖昧にされることがない。

【 0 1 5 0 】

臨床医が B モード超音波ビデオの上にプロットした針の動画表現を含むことができるように合成画像を更新し（例えば、標準ビデオフォーマットのフレーム率で）、超音波案内式手順に役立たせることができる。

20

【 0 1 5 1 】

以下により詳細に説明するように、正確な位置決定に十分なドップラー超音波画像データを生成するためにかつ既存の方法及び装置に関連するぼかし及びアーチファクトなしに、針振動の最適振幅及び周波数を公知の方法と比べて低減することも見出されている。

【 0 1 5 2 】

本発明の超音波作動式医療用具 6 0 0 の分解組立図が図 6 に示されている。医療用具は、第 1 の質量アセンブリ 6 0 2 及び第 2 の質量アセンブリ 6 0 4 を有する。チャンネルは、主軸 A に沿って伸び、部分的に質量アセンブリによって予め決められる。圧電要素 6 0 6 a、6 0 6 b は、主軸に沿って第 1 及び第 2 の質量アセンブリの間で往復運動を引き起こすことができる。プローブ部材（標準皮下注射針）6 0 8 は、チャンネルに受け入れられて第 1 の質量アセンブリに固定的に結合することができる。

30

【 0 1 5 3 】

圧電要素は、Langevin タイプのものであり、大量のチタン酸ジルコン酸鉛セラミックリングを含む。質量アセンブリ及び圧電要素を通過するボアを通して伸びる中空プレストレスボルト 6 1 0 により、第 1 及び第 2 の質量アセンブリの間にリングを保持する。

【 0 1 5 4 】

質量アセンブリは、本体（ケーシング 6 1 2 及びケーシングキャップ 6 1 4 から構成される）に収容され、第 2 の質量の位置は、プレストレスボルト及び本体に対して固定される。

40

【 0 1 5 5 】

圧電要素との電氣的接続は、コネクタ 6 2 8 を通して確立することができる。以下により詳細に説明するように、圧電要素の作動（好ましい電圧の印加による）は、主軸に沿った質量アセンブリの相対位置を変化させ、従って、第 1 の質量アセンブリが第 2 の質量アセンブリ及び本体に対して主軸に沿って往復運動することを可能にする。

【 0 1 5 6 】

第 2 の質量アセンブリの質量は、第 1 の質量アセンブリの質量よりも遥かに大きく（10 : 1 の比率）、第 2 の質量アセンブリ及び本体の結合質量が、第 1 の質量アセンブリ及

50

び針の結合質量よりも大きいことを保証する。これは、使用中に超音波エネルギーの針への有効な伝達を保証する。

【0157】

本体は、使用中の手動操作をしやすいようにするためにほぼ円筒形であり、ペンの方式で把持するようなサイズにされる。

【0158】

第1の質量アセンブリの遠位部分は、針を第1の質量アセンブリに固定するための接続装置616を含む。接続装置は、雄ネジ部分620と先細部分622とを有する4つの係合部材618から構成される。コレットナット624は、対応する雌ネジ部分及び先細部分(図示せず)を有し、半径方向内向きの力を係合部材に印加するように係合部材の周りにネジ込み可能である。従って、コレットナットを締めつけることにより、係合部材は、針と係合状態に押し込まれる。

10

【0159】

接続装置は、それによってほぼ針の長さに均等な圧力を印加し、係合部材は、様々な針直径を受け入れる十分な範囲の動きを有する。これに加えて、針は、非常に迅速かつ容易に第1の質量アセンブリに結合することができる。それぞれの先細部分を初期接触状態にするほど十分に遠くまでコレットナットをネジ込んだ状態で、コレットナットを更に旋回4分の1だけ旋回させることにより、十分なクランプ力を針に印加することができる。これは、ナットを把持及び再び把持する必要なく単一手動操作で完了することができる。

【0160】

20

ポアは、接続装置の遠位端からプレストレスボルト(及び従って質量アセンブリ及び圧電要素)を通り、かつケーシングキャップを通して本体中に延びる。本体は、標準針が本体の各端部を超えて延びるようなサイズにされる。これは、針の近位端626の直接の流体源又は他の医療装置への接続を可能にする。針を医療用具の一端に取りつける装置と比べて、接続は、本体の近位端で直接に確立する必要があり、これは、汚染材料の危険を低減する。

【0161】

代替実施形態(図示せず)において、他の圧電材料が使用され、及び/又は圧電要素は、代替の構成を有する。例えば、圧電要素は、Mnドープ単結晶変換器を含むことができ、Mnドープ単結晶変換器は、ポアの両側又はその周りにプレート又はロッドとして構成することができる。

30

【0162】

一実施形態において、圧電要素は、主軸線の周りの第1及び第2の質量素子の間に回転力を印加し、使用中に、針への付着物及び必要な貫通力を更に低減するように構成された圧電モータを含む。

【0163】

図7は、医療用具600を使用して経皮的処置を行うための作動システム700を示している。システムは、電力増幅器702及び波形発生器704を含む。これらは、医療用具上の端子628に接続される。電力増幅器及び信号発生器は、10~100kHzの周波数範囲で圧電要素に駆動電圧を印加するように一緒に作動可能であり、従って、選択された超音波周波数で針を往復運動させる。作動システムはまた、インピーダンス整合回路706を含む。代替実施形態(図示せず)において、整合回路は本体に收容される。

40

【0164】

異なるタイプの針又は異なるターゲット領域に対してデバイスを最適化することができるように、駆動回路(増幅器、信号発生器、及び整合回路を含む)を手動で調節して、圧電回路の共振周波数を調節することができる。図示の実施形態において、信号発生器は、手動で調節可能である。

【0165】

図示の実施形態において、システムは、印加された駆動電圧に応じて0~100µmの範囲で21kHzの共振周波数及び振幅(すなわち、運動のピークトゥピーク範囲)で主

50

軸に沿って針の往復運動を引き起こすように構成される。0～100Vの範囲の駆動電圧（ピークトゥピーク）は、Langevin圧電要素606a、606bにおいてこの振幅の運動を誘起するために要求される。最適な針可視性は、20V及びそれ末端で観察されている。

【0166】

超音波案内式医療手順は、一般的に臨床診療に使用される。しかし、超音波画像は、解剖学的構造に関する有用な情報を示すことができるが、実際には、医療機器の位置を観察するのは困難な場合がある。音波発生針（表面変形の規則的アレイを有する）は、ある程度まで可視性を改善し、一部の臨床医はまた、処置中にドップラーモード画像化を使用して針を位置付けるのに役立てる。しかし、音波発生針は、限られた利益を示しており、これらは高価であり、組織中の針の操作（処置中の）は非常に苦痛を伴う可能性がある。

10

【0167】

針を手動で移動してドップラー信号を発生させることができ、又は流体を注入して針の先端を位置付けるのを助けることができる。しかし、追加の移動又は注入は、必ずしも可能であるとは限らず、ドップラー画像は、いずれの場合も針の位置を精密には示すことができない。「カラーマーク」（NuVue Therapeutics, Incの商標）の生検針も、強力なドップラー超音波画像を生成する圧電回路によって駆動する針を含むことは公知である。しかし、誘起された針の半径方向運動は、ほかされたドップラー信号を発生させ、装置は、精密な針位置決めが重要である処置（例えば、神経の中へ注入する時）においては使用することができない。

20

【0168】

超音波作動式医療用具600は、従来の超音波画像化システムと画像化システム1とを有する超音波プローブ3を使用して、従来の超音波画像化技術において改善された可視性を提供するように示されている。

【0169】

超音波作動式医療デバイス600及びシステム700の試験は、Sonix Tablet超音波画像化システム（Sonix Tabletは、Ultrasonix Medical Corporation, Richmond, BC, Canadaの商標である）と、標準5MHz超音波画像化プローブ3の従来の超音波画像化システム112とを使用して行われた。一連の試料の中に導入された用具600の針の針可視性試験は、従来のBモードを使用して行われ、かつドップラー画像化モードが行われた。針可視性試験はまた、画像化システム112から出力された画像データが受信され、標準PC上のMatlab（英国のケンブリッジ所在のMathworks Inc.によって公開された）で作動する画像処理アルゴリズムの形態で画像化システム1によって更に処理されるようにも行われた。これらの試験に使用する装置は、図7に概略的に示されている。

30

【0170】

試料：

針作動デバイスの性能に及ぼす様々なファクタの影響に関する研究を続けるステージで、様々な試料を使用した。それによって異なる条件下で、すなわち、模擬の異なる組織において又は異なる組織を模擬してデバイスの性能の評価を可能にした。

40

【0171】

初期研究は、寒天ベースで組織を模擬する「ファントム」を使用して行われた。ファントムは、ヒト組織に類似している音響特性を有する（Bude及びAlder、1995）。ファントムは、Zell他、2007が説明する方法に従って調製され、調整の24時間内に使用された。

【0172】

研究はまた、生体外雄牛肝臓及び豚組織を使用して行われ、次にThiel方法によって保護された柔らかい防腐処理死体を使用して試験が行われた。Thiel防腐処理死体の組織は、整形外科手術、腹腔鏡、内視鏡、及び画像案内介入処置（McLeod他、2010）を含む様々な処置における教示及び再調査のために生体組織にリアルな代用品を

50

提供するとして受容される。

【0173】

プロトコル：

研究は平面内画像化技術を使用して行われ、ここで、針は、プローブ3の超音波送受信機アレイのほぼ平面内で試料のターゲット領域の中に導入された。これは、それが針軸及び軌道の可視性を提供し、従って、臨床使用における最も一般的な超音波技術である（Corner及びGrant, 2012）。

【0174】

針貫通力試験：

様々な試料を貫通するのに必要な力の試験も、試料を通して一定速度で制御された動きを維持するのに必要な力を測定するようになっている負荷試験機（H5KS、ティニアス・オルセン・インコーポレーテッド、ホーシャム、米国）を使用して行われた。

10

【0175】

針作動駆動電圧、周波数、及び挿入速度（300～500mm/分の範囲）の影響が調査された。

【0176】

針可視化試験

B-モード

図8は、ファントムの中に導入された音波発生針の2つの画像を示している。図8(a)は、動いていない針の画像（すなわち、作動装置702、704、706のスイッチをオフにしたところ）を示し、図8(b)は、超音波作動している針(b)を示している。針は、動いていない時でも明瞭に見ることができたが、針を作動させることで、作動させないで観察された薄灰線に比べて輝白としてそれを示すことによってその可視性を更に高めたものである。

20

【0177】

ドップラーモード

作動する針の有効性も、カラードップラー画像化モードを使用して観察された。図9及び図10は、カラードップラーモードを使用してそれぞれ音波発生針及び標準針に対して取り込まれた画像を示している。

【0178】

これらの結果は、カラードップラーと組み合わせた作動が、針の全シャフトを示すことによって音波発生針の可視性を更に高めることを示している。標準針の先端も見ることができる。

30

【0179】

生体外組織

図11は、豚組織内の音波発生針を示しており、(a)不動、(b)超音波作動中である。作動により、豚組織において音波発生針の描写の改善を明瞭に見ることができる。対照的に、針が不動状態の時には、針及びその先端は、ほとんど視認されない。

【0180】

図12及び図13は、Thiel防腐処理死体の下腹部領域の中に導入されたそれぞれ標準及び音波発生針の可視化に及ぼす作動の影響を示している。

40

【0181】

図14は、(a)カラードップラーモード及び(b)パワードップラーモードでの標準超音波作動式針の画像を示している。

【0182】

駆動電圧変動

図15は、駆動電圧の関数として雄牛肝臓試料における標準及び音波発生針の両方の可視性を比較している。駆動電圧は、21.6kHzのデバイスの共振周波数で2Vから20Vに増加した。これらの駆動電圧は、約5µmから最大50µmまでの範囲の動き振幅に対応する。

50

【0183】

音波発生針の画像は、標準針の画像よりも特に針の下の多くのノイズ及びアーチファクトを示している。ノイズ及びアーチファクトの強度は、駆動電圧及び従ってより大きい振幅の針振動の増加と共により大きくなる。

【0184】

音波発生針に対して、可視性は、2 V（約5 μm の振幅に対応する）で最適化された。この電圧で、針を識別することができ、ノイズは最小になる。ドップラー信号の強度は、より高い電圧により大きくなるが、針の下の強力なアーチファクトは、針軸及び先端の位置を正確に識別するのを困難にする。

【0185】

その影響は標準針の画像ではあまりはつきりせず、可視性は、5 ~ 10 Vの僅かに高い電圧で最適化されたものである（最適振幅は約10 μm で推定されている）。しかし、2 Vでも標準針の先端の識別は可能である。

10

【0186】

両方のタイプの針に対して、具体的に必要な貫通力（これは、典型的に100 μm 以上の振幅で振動する）を低減するようになっている例えば超音波作動式ドリル又は針に関連するものよりも遥かに低い振幅の動きに対して可視性は最適であった。

【0187】

デバイスの共振周波数が、針挿入中に荷重条件により変化したことも観察された。性能は、駆動周波数の手動調節によって最適化されてデータの共振周波数を照合した。

20

【0188】

針対ビーム角

図16は、10 Vの作動電圧を使用して超音波プローブの固定位置まで（a）30°（c）45°及び（d）55°の3つの針の挿入角度（近似）の影響を示している。

【0189】

貫通力試験

超音波案内式手順は、針可視化（Carroll他、2001）及びノ又は針振れ（Roberson他、1997）不足により損なわれる可能性があり、潜在的にターゲット置き換えをもたらす。

【0190】

針振れは、貫通力に比例し、また針の傾斜先端及び直径によって決定される（Katoka他、2002、Okamura、Simone、及びO'Leary、2004）。針を挿入する組織の特性も、針振れに寄与する。

30

【0191】

試験は、針を様々な試料の中に貫通させるのに必要な力に及ぼす針作動の影響を研究するために行われた。図17は、（a）ファントム（b）ソーボーン及び（c）豚組織を通るのに必要な貫通力、及び力応答に及ぼす針作動の影響の試験結果を示している。

【0192】

いずれの場合にも、上側プロットは非作動針に対応し、超音波作動が必要な貫通力を低減することを示している。ソーボーン及び豚組織試料の場合に、超音波作動は、初期組織貫通に必要な力の28.9%及び38%減少をもたらした。

40

【0193】

画像処理

上述の画像処理方法は、図18に示すように針可視性を改善するためにも適用された。

【0194】

図18（a）は、Sonix Tabletによって出力された豚組織の結合カラー Doppler 及び B モード超音波画像を示している。図18（b）は、等しくない RGB 値を有する全てのピクセルが抽出されている抽出画像を示し、それによってグレイスケール B モード画像から Doppler 超音波画像を表すピクセルを分離し、背景を「平坦にする」。図18（c）は、抽出画像にプロットされた針の傾斜を示す最良当て嵌め直線（上述のマト

50

リックス照合方法により計算されたもの)を示している。図18(d)は、針の終点の決定後に抽出画像上にプロットした直線を示している。プロットした直線は、針の先端の向き及び位置の表現である。図18(e)は、図18(d)のプロットした直線表現を重ねたBモード超音波画像(同じターゲット領域上の図18(a)の画像のすぐ後に取得される)の合成画像を示している。

【0195】

合成画像は、針表現がBモード画像の最小部分を曖昧にするので針可視化を改善し、針の位置及び向きは、ノイズを出すドップラー超音波画像よりも精密に観察することができる。

【0196】

考察及び結論

カラードップラー画像化様式で結合された超音波作動式針は、経皮的処置の範囲で大きい可能性があるように示されている。それは、臨床医が標準医療のための針の全シャフト及び先端を可視化することを可能にする。作動音波発生針は、作動標準針よりもよく視認され、可視化は、同等の標準針よりも低い駆動電圧で最適になる。

【0197】

ドップラーのモードに関連するノイズを低減し、グレイスケール画像に高精度で針及びその先端をより良く描写するために、合成画像の生成の方法は針の計算表現を含み、画像処理アルゴリズムが開発されている。画像を処理して更新するのに必要な処理時間は10秒以内であり、画像化システムの中に組み込む時により強力なプロセッサ及び最適化を使用してリアルタイムで達成することができる。

【0198】

使用する針運動の比較的低い駆動電圧及び振幅にもかかわらず、針作動は、組織の中に針を挿入する時に貫通力及び針振れを低減するのに有効であることも示されている。

【符号の説明】

【0199】

- 3 超音波プローブ
- 5 ターゲット領域
- 102 処理リソース
- 108 合成画像データ
- 600 医療用具

10

20

30

【 図 1 】

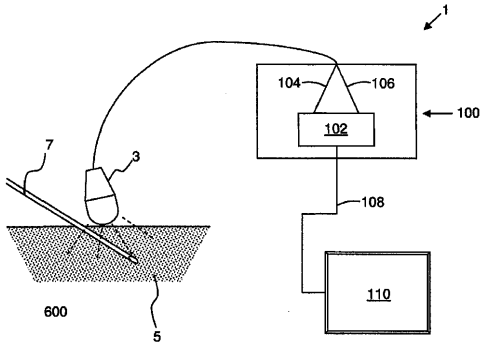
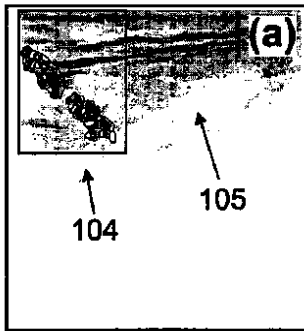


Fig.1

【 図 3 (b) 】



【 図 3 (a) 】



【 図 4 】

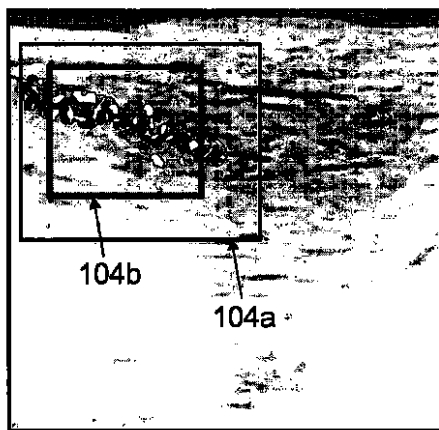


Fig.4

【 図 5 】

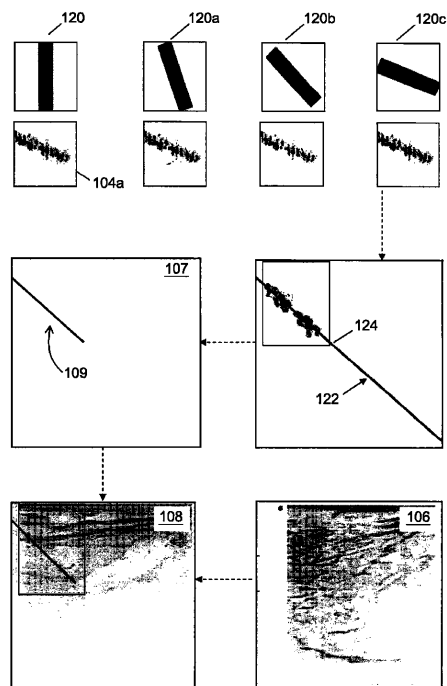


Fig.5

【 図 6 】

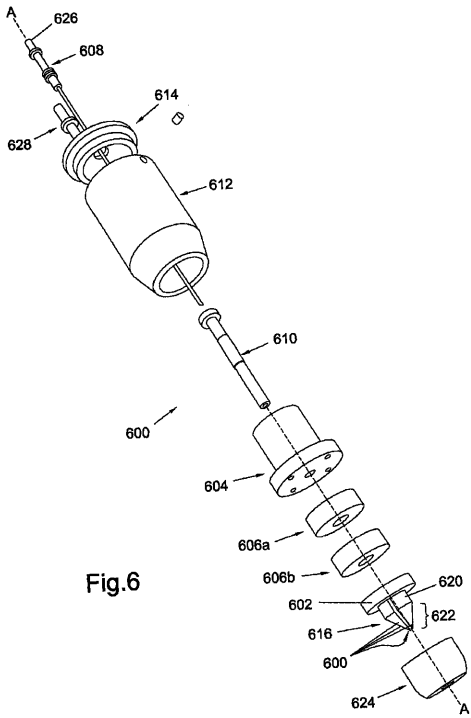


Fig.6

【 図 7 】

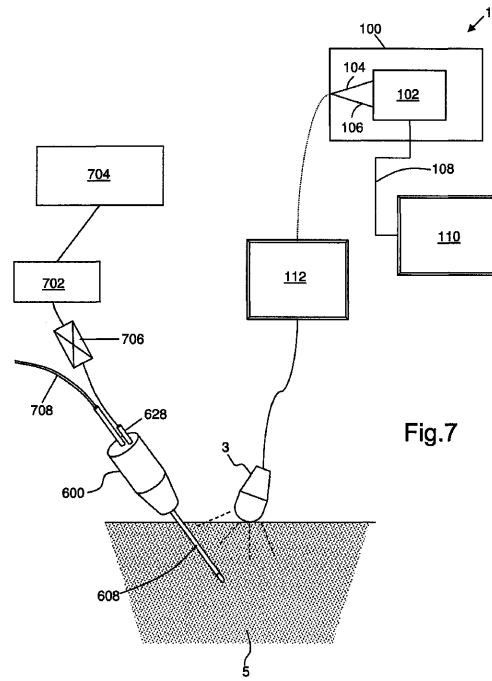
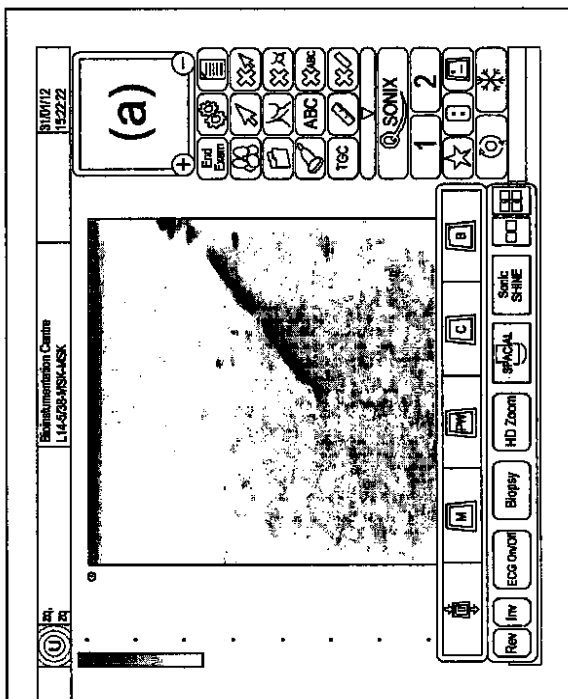
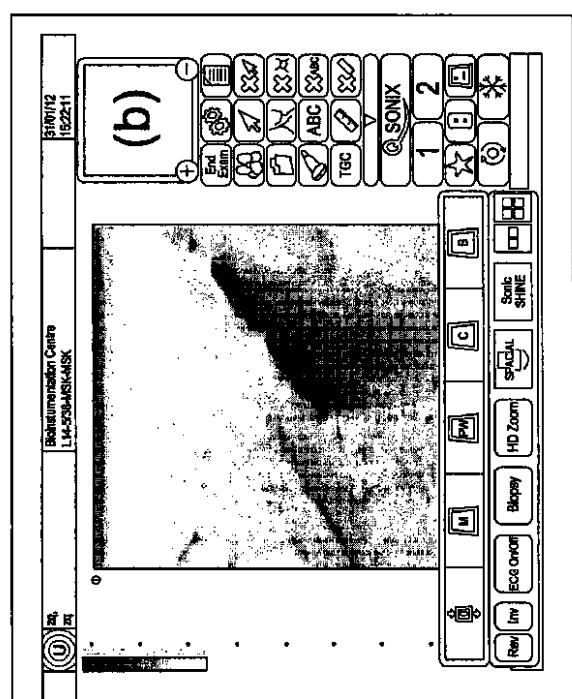


Fig.7

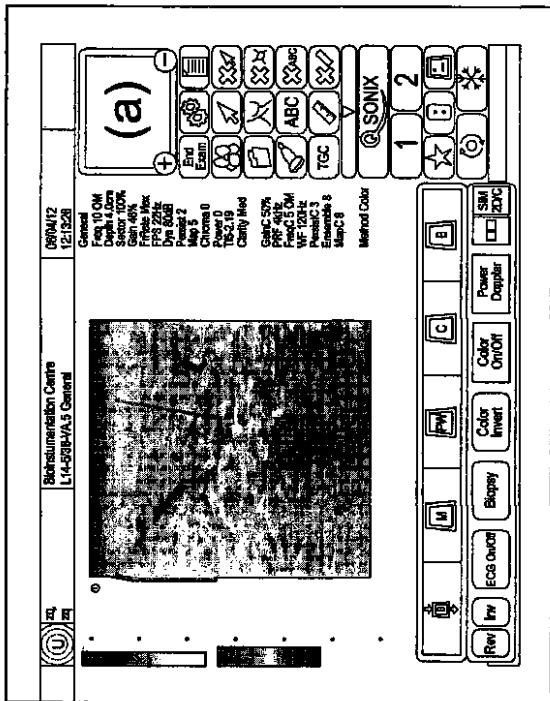
【 図 8 (a) 】



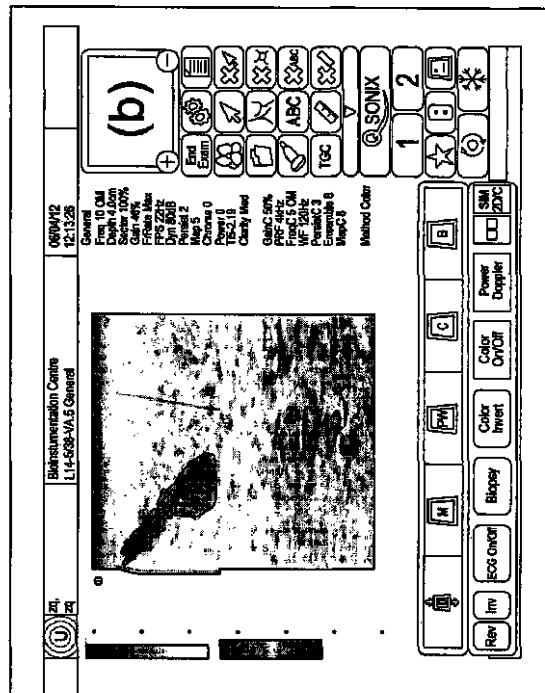
【 図 8 (b) 】



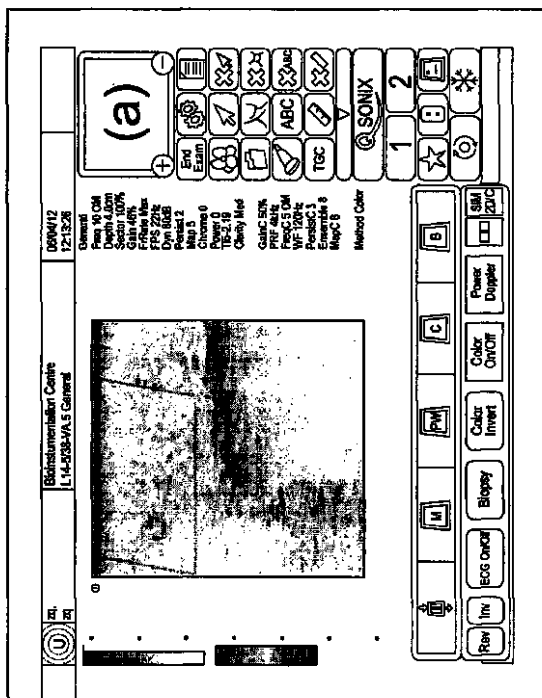
【 9 (a) 】



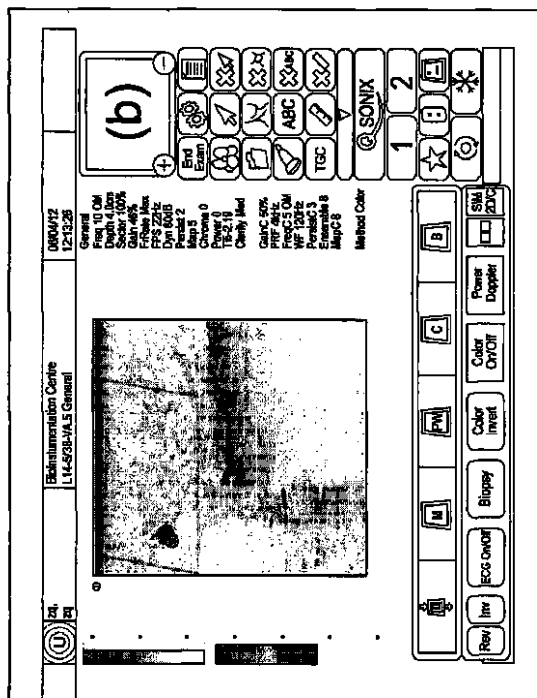
【 9 (b) 】



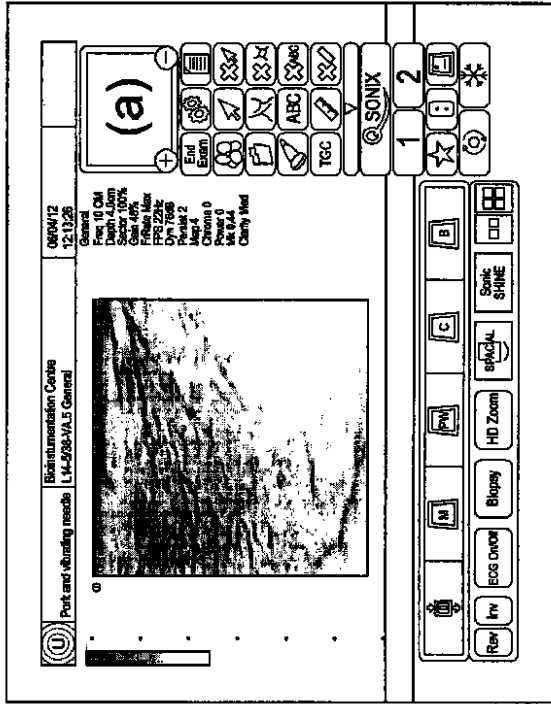
【 10 (a) 】



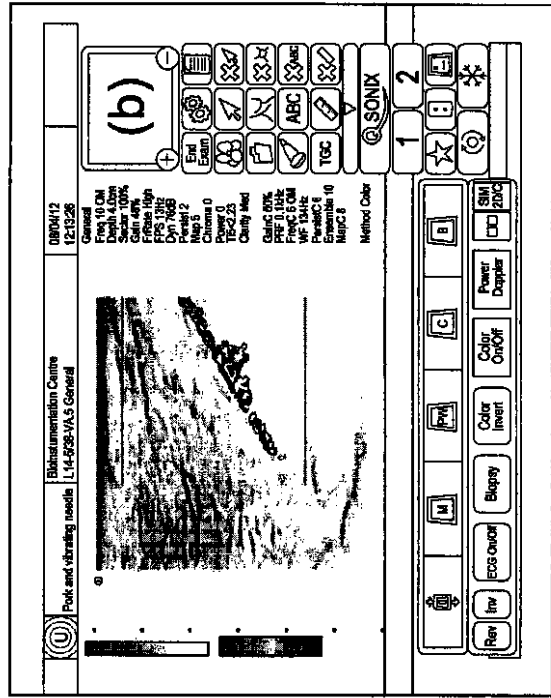
【 10 (b) 】



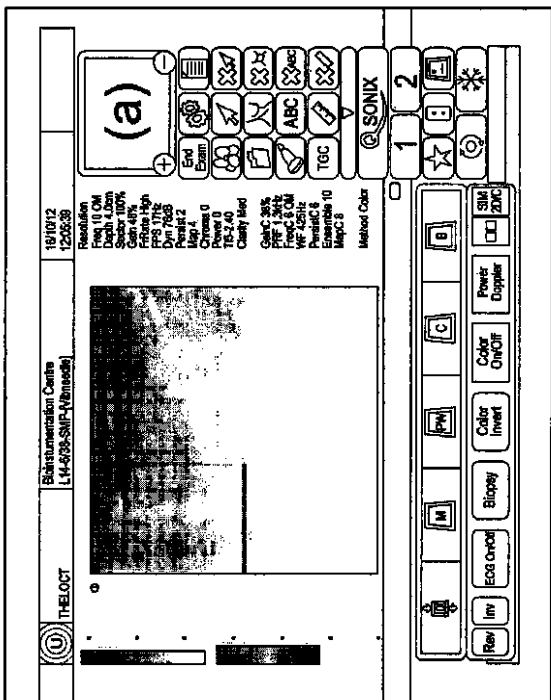
【 ☒ 1 1 (a) 】



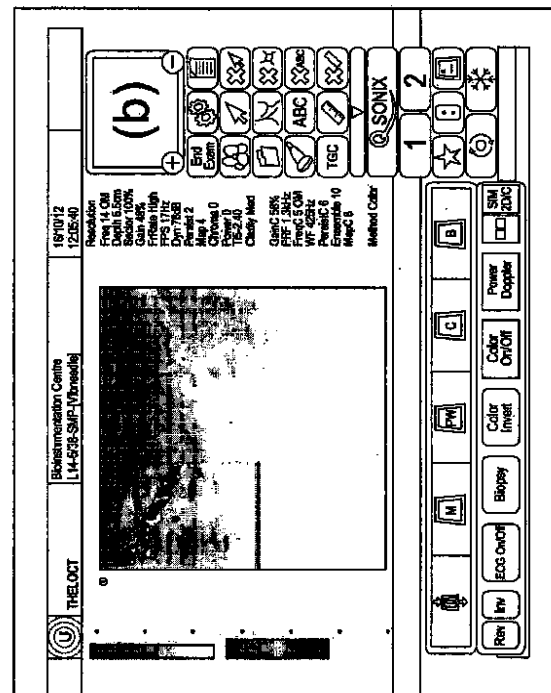
【 ☒ 1 1 (b) 】



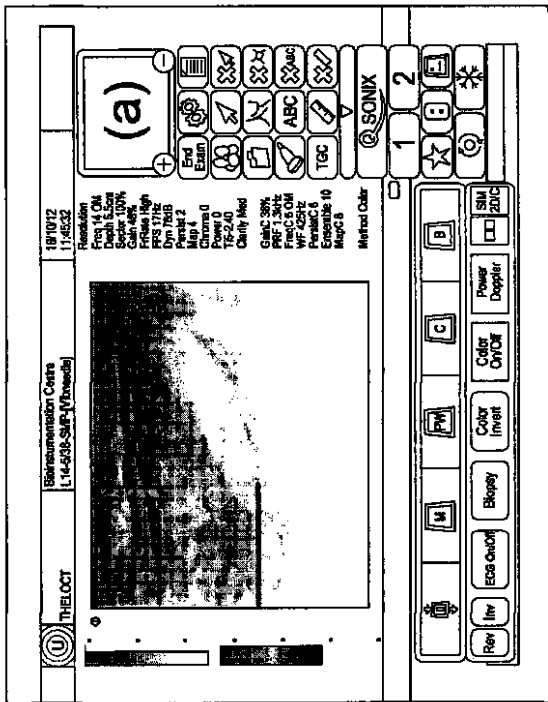
【 ☒ 1 2 (a) 】



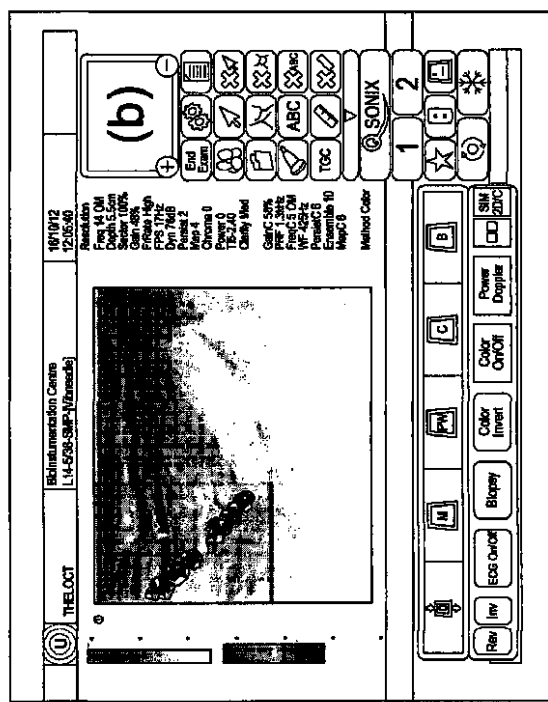
【 ☒ 1 2 (b) 】



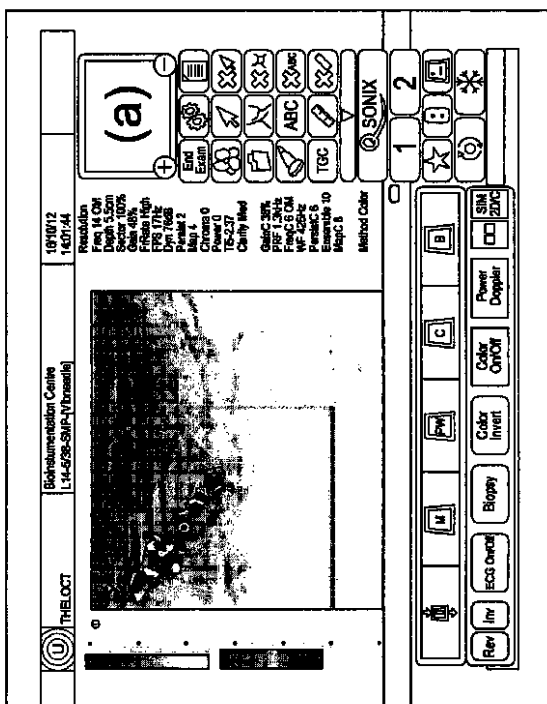
【 13 (a) 】



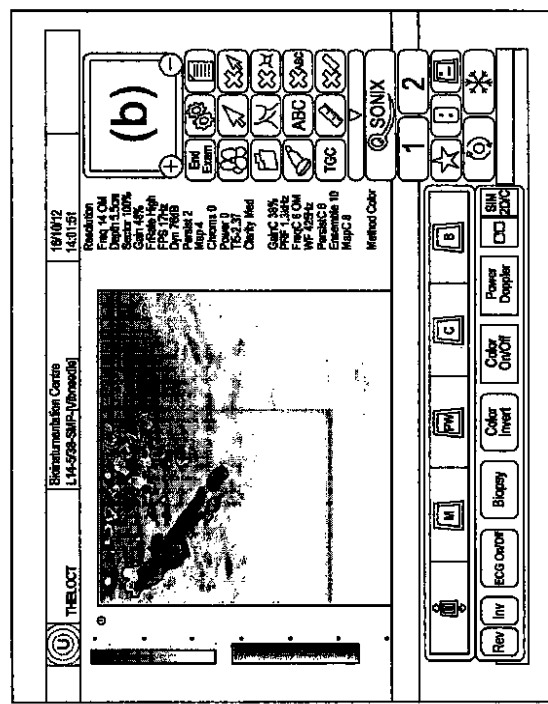
【 13 (b) 】



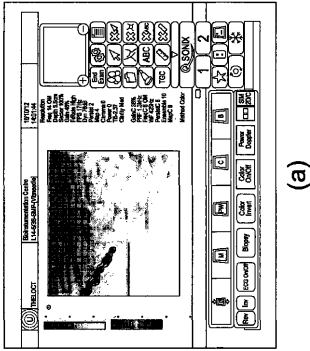
【 14 (a) 】



【 14 (b) 】

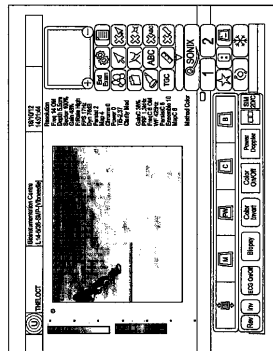


【 図 16 (a) 】



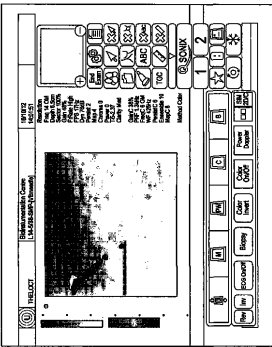
(a)

【 図 16 (c) 】



(c)

【 図 16 (b) 】



(b)

【 図 17 】

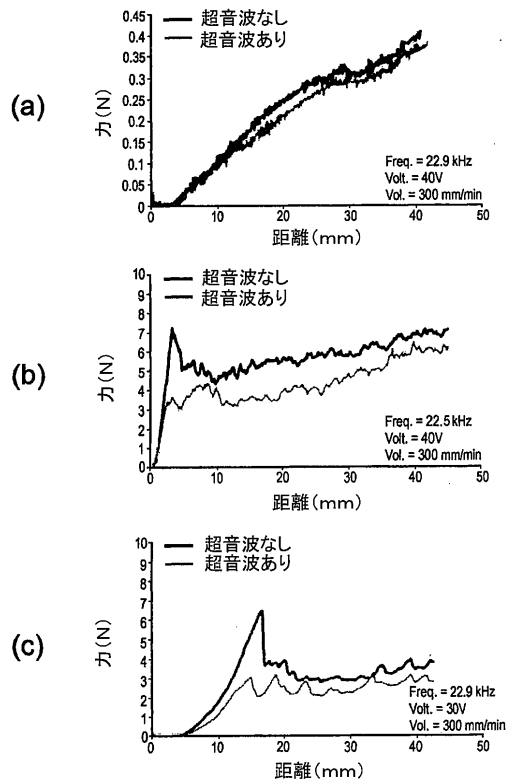
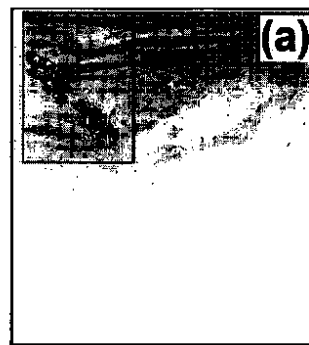


Fig.17

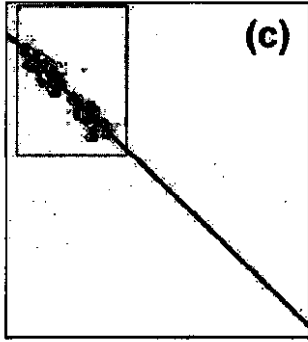
【 図 18 (a) 】



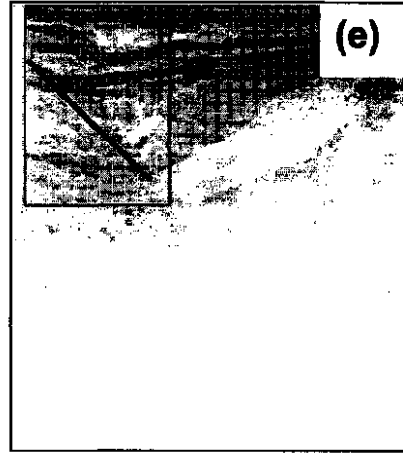
【 図 18 (b) 】



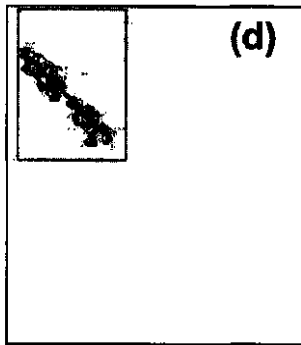
【 図 1 8 (c) 】



【 図 1 8 (e) 】



【 図 1 8 (d) 】



【 図 2 】

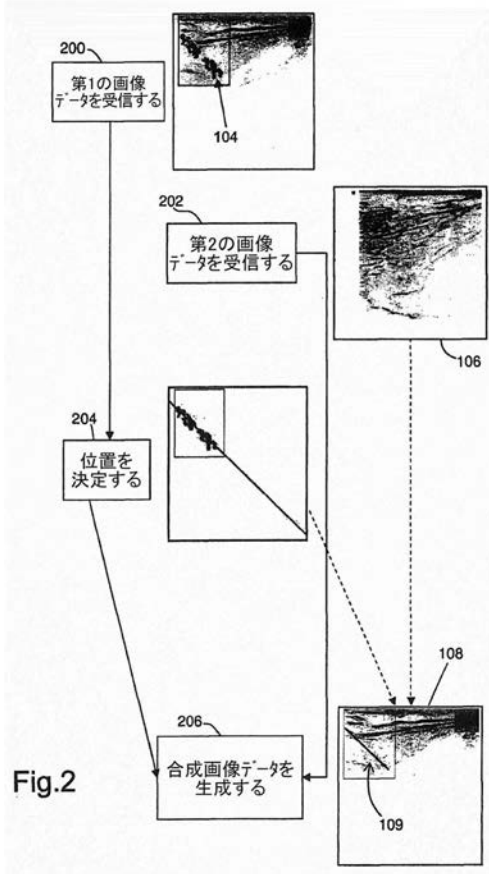


Fig.2

【 図 1 5 】

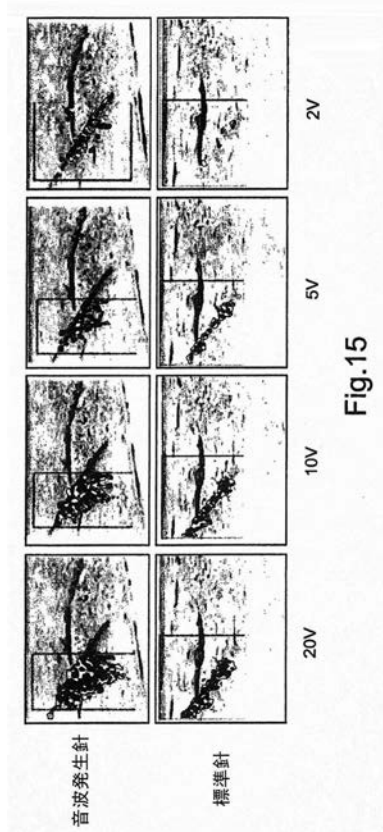


Fig.15

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2014/050717

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/08 A61B10/02 A61B17/34 A61B19/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2010/047734 A1 (CRITICAL CARE INNOVATIONS INC [US]) 29 April 2010 (2010-04-29) page 1; claims; figures page 5 page 7 - page 17	1-5, 18, 40, 41 6-13, 43
Y	----- US 2009/118641 A1 (VAN DAM JACQUES [US] ET AL) 7 May 2009 (2009-05-07) paragraph [0049] - paragraph [0050] paragraph [0046] paragraph [0008] - paragraph [0010] -----	6-13, 43
A	DE 197 50 335 A1 (FRAUNHOFER GES FORSCHUNG [DE]) 2 June 1999 (1999-06-02) column 1, line 1 - column 2, line 55; claims; figures ----- -/--	1-13, 18, 40, 41, 43
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 May 2014		Date of mailing of the international search report 18/07/2014
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Mundakapadam, S

3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2014/050717

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 967 991 A (GARDINEER BAYARD [US] ET AL) 19 October 1999 (1999-10-19) the whole document -----	1-13,18, 40,41,43

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/GB2014/050717**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 19-35, 42
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 19-35, 42 are directed to methods of generating composite image data of a target region including the introduction of a structure into the human body. Thus, this involves a method of treatment of the human body by surgery (Rule 39.1(iv) PCT).
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-13, 18, 43(completely); 40, 41(partially)

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/GB2014/050717

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-13, 18, 43(completely); 40, 41(partially)
directed to an ultrasonically actuated medical implement.

2. claims: 14-17
directed to motion of the probe of the medical implement.

3. claims: 36-39(completely); 40, 41(partially)
directed to an apparatus for generating a composite image data of a target region.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/GB2014/050717

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2010047734 A1	29-04-2010	EP 2337501 A1 US 2010286528 A1 WO 2010047734 A1	29-06-2011 11-11-2010 29-04-2010
US 2009118641 A1	07-05-2009	US 2009118641 A1 WO 2009058436 A1	07-05-2009 07-05-2009
DE 19750335 A1	02-06-1999	DE 19750335 A1 WO 9925258 A1	02-06-1999 27-05-1999
US 5967991 A	19-10-1999	NONE	

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74) 代理人 100095898

弁理士 松下 満

(74) 代理人 100098475

弁理士 倉澤 伊知郎

(74) 代理人 100130937

弁理士 山本 泰史

(72) 発明者 サディク ムハンマド

イギリス ディーディー2 1エフディー ダンディー ダンディー メディパーク ワーズバーグ ローン 1 ウィルソン ハウス ユニヴァーシティー オブ ダンディー インスティテュート オブ メディカル サイエンス アンド テクノロジー内

(72) 発明者 コックラン サンディ

イギリス ディーディー2 1エフディー ダンディー ダンディー メディパーク ワーズバーグ ローン 1 ウィルソン ハウス ユニヴァーシティー オブ ダンディー インスティテュート オブ メディカル サイエンス アンド テクノロジー内

(72) 発明者 ファン ジーホン

イギリス ディーディー2 1エフディー ダンディー ダンディー メディパーク ワーズバーグ ローン 1 ウィルソン ハウス ユニヴァーシティー オブ ダンディー インスティテュート オブ メディカル サイエンス アンド テクノロジー内

(72) 発明者 コーナー ジョージ

イギリス ディーディー2 1エフディー ダンディー ダンディー メディパーク ワーズバーグ ローン 1 ウィルソン ハウス ユニヴァーシティー オブ ダンディー インスティテュート オブ メディカル サイエンス アンド テクノロジー内

(72) 発明者 マクレオド グレーム

イギリス ディーディー2 1エフディー ダンディー ダンディー メディパーク ワーズバーグ ローン 1 ウィルソン ハウス ユニヴァーシティー オブ ダンディー インスティテュート オブ メディカル サイエンス アンド テクノロジー内

(72) 発明者 カレナ パトリック

イギリス ディーディー2 1エフディー ダンディー ダンディー メディパーク ワーズバーグ ローン 1 ウィルソン ハウス ユニヴァーシティー オブ ダンディー インスティテュート オブ メディカル サイエンス アンド テクノロジー内

Fターム(参考) 4C601 DE04 FF03 JC07 JC08 JC09 JC20 KK02 KK12 KK31