

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6450752号
(P6450752)

(45) 発行日 平成31年1月9日(2019.1.9)

(24) 登録日 平成30年12月14日(2018.12.14)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00 7 0 0
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 14 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2016-522927 (P2016-522927)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年6月25日 (2014. 6. 25)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2016-526980 (P2016-526980A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年9月8日 (2016. 9. 8)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/062578		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02014/207665		
(87) 国際公開日	平成26年12月31日 (2014.12.31)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成29年6月22日 (2017. 6. 22)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	61/840, 752	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成25年6月28日 (2013. 6. 28)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像誘導超音波血栓溶解のためのトランスデューサ配置及び位置合わせ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体の部分の超音波照射のための装置であって、

前記装置は、前記体の外側に取付けられる第1の超音波トランスデューサ、及び、前記体の部分に関して、前記第1の超音波トランスデューサの反対側で前記体の外側に取付けられる第2の超音波トランスデューサを有し、

前記装置は、少なくとも2つの超音波受信要素が、前記第2の超音波トランスデューサに対する前記第1の超音波トランスデューサの相対配向を決定するために、前記第1の超音波トランスデューサに取付けられるように、構成され、

前記装置はさらに、前記超音波受信要素の2つ以上を基準として使用することによって、前記第2の超音波トランスデューサで、前記第1の超音波トランスデューサを位置合わせするように構成される、

装置。

【請求項 2】

前記第1の超音波トランスデューサは治療に特殊化され、前記第2の超音波トランスデューサはイメージングに特殊化される、

請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

前記第1の超音波トランスデューサは、前記少なくとも2つの超音波受信要素が取付けられる治療トランスデューサである、

10

20

請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

体の部分の超音波照射のための装置であって、

前記装置は、第 1 の超音波トランスデューサ、及び、前記体の部分に関して、前記第 1 の超音波トランスデューサの反対側に取付けられる第 2 の超音波トランスデューサを有し、

前記装置は、少なくとも 2 つの超音波受信要素が、前記第 2 の超音波トランスデューサに対する前記第 1 の超音波トランスデューサの相対配向を決定するために、前記第 1 の超音波トランスデューサに取付けられるように、構成され、

前記装置はさらに、前記超音波受信要素の 2 つ以上を基準として使用することによって、前記第 2 の超音波トランスデューサで、前記第 1 の超音波トランスデューサを位置合わせするように構成され、

前記第 1 の超音波トランスデューサは、前記体の部分と音響的に相互作用するための面を有し、前記面は外縁を有し、前記少なくとも 2 つの超音波受信要素は前記外縁に配置される、

装置。

【請求項 5】

前記第 2 の超音波トランスデューサにより、超音波画像のエレベーション面を形成するようにさらに構成され、前記少なくとも 2 つの超音波受信要素から、前記少なくとも 2 つの超音波受信要素の 2 以上が前記エレベーション面の回転配向に関わらず前記エレベーション面の中にあるように十分小さいそれぞれのギャップによって互いから離間されて前記外縁に一連の超音波受信要素がある、

請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記位置合わせは、自動的且つユーザ介入を必要とせずに、a) 前記第 2 の超音波トランスデューサにより形成される超音波画像のエレベーション面を電子的に回転させること；及び b) 前記回転中に、前記超音波受信要素によって受信された信号の大きさがいつ最大であるかの検出のために高周波信号を、前記回転中に前記超音波受信要素により、受信すること；を含む、

請求項 4 に記載の装置。

【請求項 7】

前記位置合わせは、前記超音波受信要素の出力に基づいて、前記第 2 の超音波トランスデューサに対する前記第 1 の超音波トランスデューサの配向、及び距離を推定することを含む、

請求項 1 又は 4 に記載の装置。

【請求項 8】

さらに前記第 2 の超音波トランスデューサにより 3 次元イメージングを行うように構成され、前記位置合わせは、前記第 2 の超音波トランスデューサが所定位置で固定されて保持される状態で、前記第 2 の超音波トランスデューサにより、超音波パルスを走査することを含む、

請求項 1 又は 4 に記載の装置。

【請求項 9】

前記位置合わせは、前記第 2 の超音波トランスデューサにより、前記体の部分の中の特定のターゲットに焦点を合わせること、及び前記ターゲットからの側方散乱を検出するために前記少なくとも 2 つの超音波受信要素の 2 以上を使用することを含む、

請求項 1 又は 4 に記載の装置。

【請求項 10】

前記体の部分は、人間又は動物の頭であり、前記装置はさらに、前記第 1 の超音波トランスデューサ及び前記第 2 の超音波トランスデューサの取付けのために構成された装着可能なヘッドフレームをさらに有し、前記装置は、前記ヘッドフレームが前記頭に装着され

10

20

30

40

50

ている間の前記位置合わせのために構成される、

請求項 1 又は 4 に記載の装置。

【請求項 1 1】

前記第 2 の超音波トランスデューサは、前記ヘッドフレームに移動可能に取付けられ、前記位置合わせは、前記第 2 の超音波トランスデューサを前記ヘッドフレームの所定位置に固定することを含む、

請求項 1 0 に記載の装置。

【請求項 1 2】

前記第 1 の超音波トランスデューサは、ヘッドフレームに移動可能に取付けられ、前記装置は、前記位置合わせの実行において、前記体の部分の中の容積を走査するために、前記第 1 の超音波トランスデューサの機械的な動作のために構成される、

請求項 1 又は 4 に記載の装置。

【請求項 1 3】

装置による体の部分の超音波照射のためのコンピュータプログラムであって、

前記装置は、前記体の外側に取付けられる第 1 の超音波トランスデューサ、及び、前記体の部分に関して、前記第 1 の超音波トランスデューサの反対側で前記体の外側に取付けられる第 2 の超音波トランスデューサ、を有し、

前記装置は、少なくとも 2 つの超音波受信要素が、前記第 2 の超音波トランスデューサに対する前記第 1 の超音波トランスデューサの相対配向を決定するために、前記第 1 の超音波トランスデューサに取付けられるように、構成され、

前記プログラムは、複数の動作を実行するためのプロセッサによって実行可能な命令を有し、前記動作の中に：前記超音波受信要素の 2 つ以上を基準として使用することによって、前記第 2 の超音波トランスデューサで、前記第 1 の超音波トランスデューサを位置合わせする、動作がある、

プログラム。

【請求項 1 4】

前記第 1 の超音波トランスデューサは、前記体の部分と音響的に相互作用するための面を有し、前記面は外縁を有し、前記少なくとも 2 つの受信要素は前記外縁に配置される、

請求項 1 3 に記載のプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、1 つの超音波トランスデューサをもう一つに対して位置合わせすること、より具体的には、体の部分の両側に取付けられたトランスデューサを位置合わせすることに関する。

【背景技術】

【0002】

血栓溶解薬、特に組織プラスミノゲン活性化因子 (t P A) と組み合わせた超音波が、虚血性脳卒中を引き起こす血餅の溶解に役立ち得ることが長年にわたって知られている。しかし、t P A は多くの副作用を有し、出血性 (出血している) 脳卒中患者に使用されるとき致命的であり得るので、それを使用する前に出血を除外するために C T を必要とする。微小気泡造影剤と組み合わせた超音波はまた、潜在的により少ない有害作用で血餅を溶解させることが示されている。この効果は、一般に超音波血栓溶解 (S T L) と呼ばれている。

【0003】

経頭蓋イメージングが、脳卒中のような脳血管疾患を診断用超音波システムで診断するために長く使用されている。脳卒中は、たいてい、脳の一方の側又は他方で発生する。脳卒中の最も一般的な臨床診断は、一方の側の衰弱であり、脳の右側は体の左側の運動機能を制御し逆の場合も同じであるので、反対側の脳卒中をほのめかす。全ての虚血性脳卒中の約 70 % は、中大脳動脈 (M C A)、主要な血管で起こり、ここでの脳卒中は、特に破

10

20

30

40

50

壊的である。MCAは、頭蓋骨の最も薄い部分、したがって、超音波を最も少なく減衰させる、側頭骨の後ろに（約3 - 5 cmの深さで）位置する。

【0004】

Hastingsの特許文献1、Duffy他の特許文献2、Biosense Webster, Inc.の特許文献3、及びEmery他の特許文献4は全て、体外治療装置をビーコンに又はビーコンの近くに向けるためのビーコンとして機能するように体の中に超音波トランスデューサを置くことに関する。

特許文献3は、超音波トランスデューサ及び任意で追加でカテーテルが脳に挿入される頭蓋内治療に係っている。

その全開示が本出願に参照により援用される、同一出願人によるBrowning他の特許文献5（以後、「Browning出願」）は、非侵襲的にSTLを行うためのトランスデューサが取付けられるヘッドセットを開示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許出願公開第2012/0123243号

【特許文献2】米国特許出願公開第2010/0010393号

【特許文献3】欧州特許出願公開第EP 1 449 563号

【特許文献4】米国特許出願公開第2007/0239000号

【特許文献5】米国特許出願公開第2010/0160779号

【発明の概要】

【0006】

頭蓋骨は、特に約1 MHzより上の周波数において、高減衰性であることが良く知られている。tPAなしのSTLのたいていの研究は、イメージングの間に典型的に使用されるより著しく多くのパワーを必要とする。血餅のサイズ及び正確な位置は、正確にはわからないかもしれないので、広い範囲が、血餅の推定される場所において広い領域に高周波の音波を当てるために最適に使用される。微小気泡は、プロセスの間に破壊されるので、理想的な音場は、短期間（0.1 - 1000ミリ秒）の比較的高強度のブロードビームであり、気泡が関心領域（ROI）に戻る／ROIを再び満たすことを可能にするように30秒までの休止が後に続く。血餅が治療ビームの範囲内に位置し続けるとき、血餅標的領域に対する治療ビームの小さい変位又はずれは治療の送達に悪影響を与えないので、広い治療範囲はまた、システムの全体的な位置決めロバスト性を増加させる。

【0007】

経頭蓋超音波イメージングは、頭蓋骨侵入と分解能との間の最良のトレードオフとして約1.5 - 2.0 MHzで一般に行われている。軸方向分解能のために、広帯域トランスデューサが通常使用され、これは、全体的なパワー伝達において効率的でない場合がある。エレベーション（elevation）における集束を提供するトランスデューサの前のレンズでさえ、吸収性である。画像品質が人を駆り立てる懸念であり入力パワーは滅多に考慮されないので、イメージングトランスデューサは、特に効率的であるように設計されていない。

【0008】

超音波トランスデューサでの脳卒中治療のための大きい領域をカバーするために、2つの方法が使用されることができる：

1. ビームは、幅広い範囲を備えて特別に設計されることができる。例えば、ビームは、デフォーカス（defocus）されることができるが、これは、ROIにおける局所的な瞬間的なパワーを著しく減少させる。

2. （比較的狭い範囲を備える）ビームは、関心領域の周りをステップ走査されることができるが、1つの場所のビームは、隣接する場所の気泡を破壊する可能性があり、これは、気泡がROIを再び満たす一方で、はるかに長い治療時間を必要とし得る。

【0009】

10

20

30

40

50

イメージングビームの脳組織による減衰を最小化するために、及び良好な画像品質を保つために、イメージングトランスデューサを同側側頭窓 (i p s i l a t e r a l t e m p o r a l w i n d o w) に置くこと (イメージングトランスデューサとROIの血餅との間のより短い距離をもたらす)、及び治療トランスデューサを対側側頭窓 (c o n t r a l a t e r a l t e m p o r a l w i n d o w) に置くことは有利である。イメージングトランスデューサは、閉塞 (o c c l u s i o n) 領域 (R O I) の位置を特定するために及び治療ビームをROIに向かってガイドするために用いられる。イメージング及び治療トランスデューサ両方の同じ側頭窓への配置は可能である (例えば、同心円状、又は並んで配置される) が、側頭窓の比較的小さいサイズは典型的にはこれを妨げる。イメージング及び治療送達のために別々のトランスデューサを用いることはしたがって、これがさらにそれらの異なる意図された目的のためにそれらの音響特性を別々に (及び最適に) 適合させることを可能にするので、望ましい。頭蓋イメージングにおいて最適な音響窓を得ることに関する議論が、その全開示が本出願に参照により援用される、同一出願人による S h i 他 米 国 特 許 出 願 公 開 第 2 0 1 2 / 0 1 6 5 6 7 0 号 (以下「 S h i 出願」) に載っている。

10

【 0 0 1 0 】

B r o w n i n g では、両方のトランスデューサは、イメージングと治療の両方ができる ; ところが、本出願では、一方をイメージングのために及び他方を治療に特殊化することが提案され、イメージングトランスデューサは、可能性の高い脳卒中と同じ頭蓋の側に配置されている。したがって、B r o w n i n g の図 4 に見られるように、同じトランスデューサからのイメージング領域内の B r o w n i n g の治療ビームは、本出願に当てはまらない。

20

【 0 0 1 1 】

また、B r o w n i n g の図 5 に示されるように、B r o w n i n g のイメージング平面 1 4 0 内の治療ビームベクトルグラフィック 1 4 2 は、本出願の提案に使用されていない ; 代わりに、その全開示が本出願に参照により援用される、同一出願人による V i g n o n 他 国 際 公 開 第 W O 2 0 1 2 / 0 4 2 4 9 4 号 (以下「 V i g n o n 出願」) のように、対側治療ビームの輪郭の重ね合わせが表示される。ここでは、B r o w n i n g のドップラプロセッサ 2 8 が、V i g n o n 出願のキャビテーションプロセッサ 2 8 のように、キャビテーションデータを処理する機能で補われる。しかし、ここでは、キャビテーションプロセッサ 2 8 の処理機能の幾つかは任意である。特に、V i g n o n では、焦点は、空間的に検出することに有益であるが、キャビテーション (c a v i t a t i o n) の領域及び微小気泡の破壊に有益でない ; ここでは、任意で、イメージング及び治療トランスデューサの両方を空間的に位置合わせするために、よりシンプルな信号解析が、治療ビーム輪郭検出のためだけに必要とされる。本出願の幾つかの実施形態では、検出は、トランスデューサ間の位置合わせ目的のためである。V i g n o n のように、キャビテーションプロセッサ 2 8 の重ね合わせ機能は、B モードプロセッサ 2 6 から入力を引き込む。

30

【 0 0 1 2 】

B r o w n i n g では、加えて、焦点の一方が、頭蓋内血流変化を監視している患者にある。スピーカ 4 2、フロー変化検出器 5 0、及び画像記憶部 5 2 は、本出願に提案されることに對して任意である ; しかし、V i g n o n のように、内部キャビテーション検出器 5 0 が、キャビテーションの安全且つ効果的なレベルを監視するために、フロー変化検出器に代わることができる。

40

【 0 0 1 3 】

本出願では、焦点は、以下により詳細に論じられるように、トランスデューサ間の位置合わせのためである。B r o w n i n g の図 1 のメカニカルインデックス (M I) 及びビーム操向 (B E A M S T E E R) 機能は、それぞれの代替実施形態の 1 又は複数の位置合わせモジュールによって、並びに B r o w n i n g のユーザインタフェース 3 8 のようなユーザインタフェースによって制御される。モジュールのコントローラはまた、各トランスデューサ又は両方のトランスデューサのためのオプションのモータ駆動アセンブリを

50

制御する。

【0014】

現在の提案におけるトランスデューサ間の位置合わせへの焦点は、機能をそれぞれ特殊化しているトランスデューサに分けることの結果である。

【0015】

トランスデューサ機能の分離、及び、例えば、本出願に提案されたことの幾つかの実施形態における所望の方向にピボット (p i v o t) するように、ヘッドフレームに取付けられたトランスデューサの調整性を与えられることで、1つのトランスデューサの他に対する位置合わせが、ROIにおける血餅の正確なターゲティングを可能にする。両方のトランスデューサの電子的な操向の場合でさえ、各個別の患者に調整されるヘッドセットの機能が、初期化の間にトランスデューサの相互位置合わせによって、補償するように修正される。1つの実施形態では、位置合わせは、治療トランスデューサにより引き起こされるキャビテーション、及び/又は微小気泡破壊、並びにイメージングトランスデューサによるこれらの効果の検出に依存する。他の実施形態では、治療トランスデューサの面 (f a c e) の周囲の超音波受信要素が、微小気泡の使用なしの位置合わせを可能にする。

【0016】

ヘッドフレームは、幾つかの実施形態において、それがShi出願の図1に示されたヘッドフレーム128のようにリバーシブルであり得るという点で、Browningの図2A、2Bに示されたものと異なる。

【0017】

ヘッドフレームはまた、イメージング又は治療サブアセンブリ又はサブシステムが別の場所への配置のために取り外され得るという点でモジュール方式に構成されることができる。例えば、いったんイメージングが治療ビームを血餅又は他の治療場所に向けられるために使用されると、イメージングトランスデューサは接続を外され (d i s e n g a g e d) 得る。イメージングトランスデューサを有する取外し可能なサブシステムは、例えば、少しの期間の後、後の時点で、治療の経過を決定するために、患者に再び取付けられ得る。これは、機能の分離の利点の1つである。したがって、例えば、各Browningのアレイ10a、10bは、それ自体の流体で満たされたエンクロージャの中に収容され、モータ駆動ピボット運動用に構成される。患者の頭蓋骨の側頭骨領域と接触することになる、エンクロージャは、フレキシブルであるとともに音響的に透過的である。エンクロージャへのモータ及びトランスデューサ制御配線、エンクロージャ、及びその内容物は、ユニット、すなわち、それぞれイメージング又は治療取外し可能サブシステム、を形成する。他方の端部において、配線は、上述のコントローラへの接続部に着脱する。例えば、音響接続をコンフォーマル (c o n f o r m a l) にするのに流体容積を変化させるための、エンクロージャへの結合流体入口及び出口配管は、流体が水である場合、他方の端部で水脱気装置に接続可能である。結合流体を冷却するこのような脱気装置の例、治療サブアセンブリに特に有用である特徴は、その全開示が本出願に参照により援用される、Etchellle他による米国特許出願公開第2005/0154309号に載っている。取外し可能なサブシステムが取付けられる又は取り外されることになるとき、コントローラ又は脱気装置は、Browningのユーザ制御38を介して臨床医による指示に応じて通知される。

【0018】

Browningのマикроビーム形成器12a、12bは、ここでは必要とされない。広角操向、高周波数、及び良好な解像度のために、イメージングマトリックストランスデューサが、1000を超える要素を必要とする。これは、通常128に制限されるケーブルの中に非常に多くの電線があることを避けるために、トランスデューサ自体の中の電子機器を集積することを必要とする。放熱を減らすために、マトリックストランスデューサの送信電子機器は、限られたパワー出力能力を有する。限られた操向及びフォーカスのみが必要とされるので、本出願のマトリックストランスデューサは、128要素以下の要件に適合し、それを高価にせず、ハウジング内に何も必要とせずに、システムから送信工

10

20

30

40

50

レクトロニクスを直接駆動されることができるので、はるかに高い出力レベルを扱うことができる。

【 0 0 1 9 】

本出願に提案されていることの態様によれば、体の部分の超音波照射のための装置が、第1の超音波トランスデューサ、及び、前記体の部分に関して、前記第1のトランスデューサの反対側に取付けられる第2の超音波トランスデューサを含む。装置は、2つの特徴の少なくとも1つを備えて構成される。第1の特徴は、第2のトランスデューサに対する第1のトランスデューサの相対配向を決定するために、少なくとも2つの超音波受信要素が第1のトランスデューサに取付けられることである。第2の特徴は、第1のトランスデューサからの、ビームが、体の部分の中で、キャビテーション、及び/又は気泡破壊を引き起こすこと、による。装置はさらに、i) 要素の2つ以上；及び/又はii) 対応したキャビテーション及び/又は破壊、すなわち、キャビテーション及び/又は破壊を動的に表す、全身に循環する微小気泡からの音響信号、をそれぞれ基準として使用することによって、第1のトランスデューサで、第2のトランスデューサを位置合わせするように構成される。

10

【 0 0 2 0 】

副態様では、照射は、医療超音波処置を伴い、第1のトランスデューサは治療トランスデューサを含む。

【 0 0 2 1 】

さらなる副態様では、第1のトランスデューサは治療に特殊化され、第2のトランスデューサはイメージングに特殊化される。

20

【 0 0 2 2 】

1つの副態様では、第1のトランスデューサは、それに少なくとも2つの要素が取付けられる治療トランスデューサである。

【 0 0 2 3 】

さらなる副態様では、第1のトランスデューサは、体の部分と音響的に相互作用するための面を有し、面は外縁を有し、少なくとも2つの受信要素は外縁に配置される。

【 0 0 2 4 】

さらなる副態様として、装置はさらに、第2のトランスデューサにより、超音波画像のエレベーション面 (e l e v a t i o n a l p l a n e) を形成するように構成される。少なくとも2つの要素から、少なくとも2つの要素の2以上が面の回転配向に関わらず面の中にあるように十分小さいそれぞれのギャップによって互いから離間された外縁に連の受信要素がある。

30

【 0 0 2 5 】

他の副態様では、位置合わせは、自動的且つユーザ介入を必要とせず、a) 超音波画像のエレベーション面を電子的に回転させること；及びb) 回転中に、要素によって受信された信号がいつ最大であるかの検出のために高周波信号を、回転中に要素により、受信すること；を含む。

【 0 0 2 6 】

関連する副態様では、位置合わせは、要素の出力に基づいて、第2のトランスデューサに対する第1のトランスデューサの配向、及び距離を推定することを含む。

40

【 0 0 2 7 】

さらに他の副態様では、装置はさらに、モータ駆動アセンブリを含み、アセンブリにより、第1のトランスデューサを、自動的且つユーザ介入の必要無しに、要素の出力に基づいて、位置合わせ基準が満たされるまで違う方向を向くように、動かすように構成される。

【 0 0 2 8 】

また他の副態様として、装置はさらに、第2のトランスデューサにより、3次元 (3 D) イメージングを行うように構成される。位置合わせは、第2のトランスデューサが所定位置で固定されて保持される状態で、第2のトランスデューサにより、超音波パルス走

50

査することを含む。

【0029】

この副態様として、装置はさらに、走査と同時に、超音波を受信するように少なくとも2つの受信要素の2以上を動作させるように構成される。位置合わせは、受信した超音波信号の内容に基づく。

【0030】

代替又は補足的な副態様では、位置合わせは、第2のトランスデューサにより、体の部分の中の特定のターゲットに焦点を合わせることで、及びターゲットからの側方散乱を検出するために少なくとも2つの受信要素の2以上を使用することを伴う。

【0031】

他の、特定の副態様では、装置はさらに、ビームがキャビテーション及び/又は気泡破壊を引き起こすように、並びに位置合わせが対応してキャビテーション及び/又は気泡破壊を使用するように、構成される。

【0032】

さらなる副態様では、位置合わせは、第2のトランスデューサが所定位置で固定されて保持されている状態で、第1のトランスデューサにより走査することを含む。

【0033】

関連する副態様では、前記位置合わせは、上述のことを引き起こすために、第1のトランスデューサにより、走査することを含む。それはさらに、走査と併せて、引き起こすことの結果を監視するように第2のトランスデューサを使用することを伴う。

【0034】

装置は、さらなる副態様において、第2のトランスデューサによるイメージングに基づいて、走査の現在の方向がトランスデューサを位置合わせに至らせることが決定されるまで、自動的に且つユーザ介入の必要無しに、第1のトランスデューサにより、走査するように構成される。

【0035】

体の部分が人間又は動物の頭である場合、装置はさらに、副態様において、両方のトランスデューサの取付けのために構成された装着可能なヘッドフレームを含む。装置は、ヘッドフレームが頭に装着されている間の位置合わせのために構成される。

【0036】

さらなる副態様では、第2のトランスデューサは、ヘッドフレームに移動可能に取付けられ、位置合わせは、第2のトランスデューサをヘッドフレームの所定位置に固定することを含む。

【0037】

他の特定の副態様では、第1のトランスデューサは、ヘッドフレームに移動可能に取付けられる。装置は、前記位置合わせの実行において、前記体の部分の中の容積を走査するために、前記第1のトランスデューサの機械的な動作のために構成される。

【0038】

1つの他の副態様では、装置はさらにディスプレイを含む。装置はさらに、第2のトランスデューサにより体の部分をイメージングするように及び体の部分の画像を、ディスプレイにより、表示するように構成される。

【0039】

他の態様では、取外し可能な超音波サブシステムが、超音波治療トランスデューサ又は超音波イメージングトランスデューサのいずれかを含む。組み合わせイメージング及び治療システムを形成するために、サブシステムは、イメージング又は治療サブシステムに対応して取り外し可能に結合するように構成される。イメージング又は治療サブシステムは、そこにイメージング又は治療トランスデューサが取付けられるヘッドフレームを含む。イメージング又は治療サブシステムは、イメージング又は治療トランスデューサを、一方を他方に対して、a)キャビテーション、及び/又は気泡破壊を検出すること；並びにb)治療トランスデューサに取付けられ且つ超音波を受信することに充てられるように構成

10

20

30

40

50

される少なくとも2つの超音波トランスデューサ要素の出力；の少なくとも一つによって、位置合わせするように構成される。

【0040】

1つの他の、補足的な態様では、イメージング又は治療サブシステムは、ヘッドフレーム、及び、対応して、ヘッドフレームに取付けられるイメージング又は治療トランスデューサを含む。イメージング又は治療サブシステムは、イメージング又は治療トランスデューサを、取外し可能なサブシステムのイメージング又は治療トランスデューサの他方に対して位置合わせすることによって、組み合わせイメージング及び治療システムを形成するように構成される。位置合わせは、a)キャビテーション、及び/又は気泡破壊を検出すること；及びb)治療トランスデューサに取付けられ且つ超音波を受信することに充てられるように構成される少なくとも2つの超音波トランスデューサ要素の出力；の少なくとも一つによる。

10

【0041】

相補的な、関連する変形では、体の部分の超音波照射のための装置に関して、コンピュータ可読媒体又は代替的に、一時的な、伝搬信号が、本出願に提案されたことの一部である。これらは、第1の超音波トランスデューサ、及び、体の部分に関して、第1のトランスデューサの反対側に取付けられる第2の超音波トランスデューサを含む装置に関連する。装置は、2つの特徴の少なくとも1つを備えて構成される。第1の特徴は、第2のトランスデューサに対する第1のトランスデューサの相対配向を決定するための、少なくとも2つの超音波受信要素が第1のトランスデューサに取付けられることである。第2の特徴は、体の部分の中で、キャビテーション、及び/又は気泡破壊を引き起こす、第1のトランスデューサからの、ビームによる。以下に記載されるようにコンピュータ可読媒体の中で具現化される、又は、代替的に、一時的な、伝搬信号の中で具現化される、コンピュータプログラムは、i)第1の特徴の要素の2つ以上；及び/又はii)第2の特徴のキャビテーション及び/又は破壊；をそれぞれ基準として使用することによって、第1のトランスデューサで、第2のトランスデューサを位置合わせする：動作を実行するためのプロセスによって実行可能な命令を有する。

20

【0042】

対側性に取付けられたトランスデューサのための位置合わせ技術の詳細は、正確な縮尺で描かれていない以下の図面を用いて、さらに以下に、説明される。

30

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】本発明による組み合わせイメージング及び治療システムとして機能する例示の装置の概略図である。

【図2】本発明による、頭蓋骨の両側に取付けられた超音波治療及びイメージングトランスデューサを持つヘッドセット、及び微小気泡活動ベースのトランスデューサ間位置合わせの例示の概略及び概念図である。

【図3A - 3C】本発明による、どのようにトランスデューサ間位置合わせの他の方法が実装可能であるかの例を示す概略及び概念図である。

【図4A】本発明による、どのようにトランスデューサ間位置合わせが動作可能であるかのサンプルを提供するフローチャートである。

40

【図4B】本発明による、どのようにトランスデューサ間位置合わせが動作可能であるかのサンプルを提供するフローチャートである。

【図4C】本発明による、どのようにトランスデューサ間位置合わせが動作可能であるかのサンプルを提供するフローチャートである。

【図4D】本発明による、どのようにトランスデューサ間位置合わせが動作可能であるかのサンプルを提供するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0044】

図1は、説明的且つ非限定的例において、組み合わせイメージング及び治療システムと

50

して機能する装置 100 を描く。装置は、コントローラ 104、受信要素ベースの (REB) 位置合わせモジュール 108、及び / 又は微小気泡活動ベースの (MAB) 位置合わせモジュール 112 を含む。REB 及び MAB 位置合わせモジュールへの破線 116、120 は、2 つのモジュール 104、108 が二者択一である又は同じ装置の中で使用可能であることができることを意味するためである。また装置 100 の部分は、上述のキャビテーションプロセッサ 124、及び上で議論された変更を伴う Brown ing 出願の図 1 に対応する主超音波システム 128 である。主超音波システム 128 はしたがって、Brown ing 出願の図 1 のユーザインタフェース 38、ディスプレイ 40 等を含む。装置 100 の追加の部分は、イメージングサブシステム 132 及びその相補的な取外し可能なサブシステム 136 である。第 1 の例証の線セグメント 144 は、回転可能であり、2 つのサブシステム 132、136 が任意であることを意味するように、第 1 の矢印 144 にしたがって、2 つのサブシステム 132、136 との係合に出入りする。代替の又は追加のオプションは、治療サブシステム 148 及びその対応取り外し可能イメージングサブシステム 152 である。それらは、同様に、第 2 の矢印 160 によって示されるように回転可能な第 2 の例証の線セグメント 156 によって表される。装置 100 はさらに、水が利用される音響結合媒体である場合、水脱気装置 164 を含む。条件付きの状態は破線 168 によって表される。

【0045】

図 2 は、ヘッドフレーム又はヘッドセット 204 を含むトランスデューサ取付装置 200 を示し、このヘッドフレームの中で、2 つのトランスデューサは、頭蓋骨の両側 (反対側) に取付けられる。装置は、人間の患者又は動物の頭 208 に装着可能である。同側に取付けられるのは、イメージングトランスデューサ 212 である。対側に取付けられるのは、治療、又は「治療上の」、トランスデューサ 216 である。イメージングトランスデューサ 212 は、視覚解像度を高めるために、推定病変部に近い頭 208 の側 (同側) に当てられ得る。頭 208 の他方の側 (対側) から当てられる治療ビームは、比較的広く、したがって、ずれに対してロバストにされることができる。治療トランスデューサ 216 は、反対側の領域に血餅溶解治療ビームを送り込むであろう非集束ピストントランスデューサと同じくらいシンプルであることができる。MCA は典型的には側頭窓の後の 3 - 5 cm に位置するので、これは主に MCA 脳卒中に適用可能である。(患者間の脈管構造の変動性に対応するための) より多くの柔軟性のために及び他の血管で発生する脳卒中に対応するために、治療トランスデューサ 216 は、イメージングトランスデューサ 212 のように、限られた操向及び焦点調節を可能にするマトリックストランスデューサであり、イメージングトランスデューサより低い周波数、例えば 1 MHz で作動するであろう。

【0046】

代替的には、両方のトランスデューサの位置を完全に交換することも可能である：このシナリオでは、イメージングトランスデューサは対側に取付けられ、治療トランスデューサは同側に取付けられる。この配置は、幾つかの利点 (より短い治療ビーム伝搬及びより低い治療ビーム減衰) があり得る一方、位置合わせ手順は本明細書に記載されるように全く同じに保たれる。

【0047】

イメージングトランスデューサ 212 は、ヘッドフレーム 204 を同様に含むイメージングサブシステム 220 の一部であり得る。代替的又は追加的な治療サブシステム 228 は同様に、治療トランスデューサ 216 及びヘッドフレーム 204 を含む。

【0048】

イメージング及び治療サブシステム 220、228 の間において、図 2 は、イメージングサブシステムのより完全な絵を示すが、治療サブシステムは、1 つのトランスデューサ 212 がイメージング用に特殊化されるとともに他のトランスデューサ 216 が治療用に特殊化されているという事実以外類似であることができる。イメージングサブシステムはさらに、音響結合流体のためのエンクロージャ 232、及び、エンクロージャの中に、トランスデューサアセンブリ 236 を含む、又は、超音波結合ゲルを使用して達成されるよ

うな、適切な結合機構を単純に含み得る。患者との接触のためのエンクロージャ 232 の一部は、コンフォーマル結合膜 234 であり得る。トランスデューサアセンブリ 236 は、イメージングトランスデューサ 212 及びその接続モータ駆動運動フレーム、又は「モータ駆動ステージ」240 を含む。イメージングサブシステム 220 はまた、モータ及びトランスデューサ制御配線 244、並びに結合流体入口及び出口配管 248 を含み得る。

【0049】

イメージングトランスデューサ 212 のように、治療トランスデューサ 216 は、頭 208 の側頭骨領域と音響的に相互作用するための面 252 を有する。

【0050】

いったんイメージングトランスデューサ 212 が、血餅又は閉塞 256 を含む ROI を画像化するように誘導されると、誘導は停止する。代替的には、イメージングトランスデューサは、閉塞がそのイメージング面の中で位置を特定されるまで、電子的に走査される。

【0051】

治療ビーム 260 が次に、誘導矢印 264、268 からわかるように、閉塞 256 と一致するように誘導される。

【0052】

誘導は、リアルタイム画像誘導下で行われる。特に、治療ビーム 260 によって引き起こされるキャビテーション及び/又は気泡破壊が、イメージングトランスデューサ 212 によって放射されたイメージングビーム 276 からのエコーデータにより検出される。治療ビーム 260 の誘導 264、268 は、検出が発生するとき、すなわち、キャビテーション及び/又は気泡破壊 272 が ROI の閉塞 256 の場所にあることが検出され、イメージングトランスデューサ 212 によって放射されるパルスから戻される高周波 (RF) データによって示されるような、イメージングトランスデューサ 212 と治療トランスデューサ 216 との間の及びそれらのそれぞれのビーム (276、260) の位置合わせを示すとき、停止される。装置 100 は、MAB 位置合わせモジュール 112 により、微小気泡破壊/キャビテーション 272 が画像フレーム/ROI で発生したか及びいつ発生したかを決定する。結果に応じて、MAB 位置合わせモジュールはさらに、治療トランスデューサ 216 を、モータ駆動ステージ又は電子操向により、位置合わせが達成されるまで、自動的に違う方向を向くように、制御する。この自動位置合わせ手順のためのサーチパターンは、例えば、蛇行様往復動走査、又は渦巻走査を含むことができる。代替的には、治療トランスデューサ 216 は、ブロードビーム治療ビーム 260 の輪郭のスクリーン上のグラフィックのインタラクティブ視覚案内の下で、手動で駆動可能又はその他の方法で手動で移動可能である。グラフィックは、B モードイメージング上の重ね合わせであることができる。このようなグラフィックは Vignon 出願に述べられているが、Vignon における主な焦点は、患者の安全のための、安定なキャビテーション及び慣性キャビテーションの領域の間の色に関しての区別することにある。キャビテーションを表す任意の単色グラフィックが、基本周波数を表す RF データに対するノイズを表す RF データの比較に基づくことができる。基本画像は、RF データを基本周波数に関してフィルタにかけること及びフィルタされたデータをエンベロープ検出にかけることによって、計算される。同様に、ノイズ画像が、RF データを基本周波数の 1.75 倍でフィルタにかけること及びフィルタされたデータをエンベロープ検出にかけることによって、計算される。ノイズ画像輝度が基本画像輝度のある閾値、例えば、-25 デシベル (dB) だけ超える場合、キャビテーション及び/又は気泡破壊 272 が、例えば、現在の B モードイメージング面の、ボクセルに対して存在することが決定される。

【0053】

トランスデューサ間位置合わせの実施形態のシナリオが図 3A に示され、治療トランスデューサ 216、及びイメージングトランスデューサ 212 によって取得された超音波画像の エレベーション面 301 を含む。現在の例では、イメージングトランスデューサは、(完全な回転能力を持つ) 2 次元 (2D) イメージングトランスデューサとして実装され

10

20

30

40

50

ているが、図3Aの構造は、マトリックストランスデューサによるイメージングという面においても使用可能である。治療トランスデューサ216の面252の外縁302に、超音波受信要素（又は「位置合わせ要素」）304がある。一連306の受信要素304は、互いからギャップ308だけ離間されている。一連306は、要素304の少なくとも2つ310、すなわち面252の反対側のものが、エレベーション面の配向にかかわらずエレベーション面301内にあるように構成され、配向は、図3Aにおいて配向矢印312、314によって表されている。

【0054】

要素304は、そこからイメージングトランスデューサ212からのイメージングパルスの飛行時間情報が導き出されることができると内容を提供する。図3Bを参照すると、飛行時間データは、イメージングトランスデューサ212と治療トランスデューサ216との間の距離316を提供する。要素304の、一般的に3以上の、異なるものの出力を区別することによって、イメージングトランスデューサ212に対する治療トランスデューサ216の配向318に関する情報が利用可能である。斜めを向いている要素は、入射圧力として単に方向成分しか受けないので、要素304によって受信された信号の相対的な圧力の大きさもまた配向決定に貢献し得る。配向決定のアルゴリズムは、経験的に導かれ得る。

【0055】

上述の計算は、空間又はイメージングトランスデューサ212の座標系における治療トランスデューサ216の位置及び相対配向318を提供する。受信要素304のそれぞれの推定位置の精度は1ミリメートルのオーダーであり、これは、特にブロード治療ビームに対して、十分である。血餅/閉塞256がイメージングトランスデューサ212の空間のどこにあるかの知識は、図4Aに関連して以下に論じられる初期化ルーチンから収集される。イメージングトランスデューサ212の空間における組み合わせられたこれらの2つの定位は、治療トランスデューサ216から血餅/閉塞256への経路を決定する。イメージングトランスデューサ212の空間における治療トランスデューサ216の位置及び配向は知られているので、治療トランスデューサの空間における血餅/閉塞256の位置も今は知られている。したがって、トランスデューサ間位置合わせが達成されると、治療トランスデューサ216は、STL治療で必要とされるように、血餅/閉塞256及び周囲のマージンを治療するためにビームを向けることができる。

【0056】

代替トランスデューサ間位置合わせの概要320が図3Cに概念的に描かれている。側頭から側頭への軸から十分オフセットされた血餅/閉塞322は、イメージングトランスデューサ212からのイメージングビーム324を集束させられる（又はイメージングトランスデューサのイメージング面の中に含まれる）。側方散乱326が、治療トランスデューサ216の面252の外縁302の要素304により検出される。

【0057】

図4Aは、上述の病変部位置特定初期化ルーチン400である。イメージングトランスデューサ212の視野が、治療のターゲット、例えば、血餅/閉塞256を含まない、又は中央に含まない間（ステップS402）、イメージングビーム276の方向が変えられる（ステップS404）。血餅/閉塞256が撮像される、又は十分良好に撮像されるとき（ステップS402）、ビーム方向が電子操向によって変えられている場合（ステップS406）、操向は停止される（ステップS408）。他方、ビーム276の操向がモータ駆動運動によってである場合（ステップS410）、モータ駆動運動が停止される（ステップS412）。その他、操向が手動である（ステップS414）、すなわち、（流体充填エンクロージャを使用しない実施形態における）スクリーン上のグラフィックのインタラクティブ視覚案内の下でのイメージングトランスデューサ212の臨床医の手動操作による場合、臨床医は、イメージングトランスデューサを所定位置に、例えば、ヘッドフレーム204のロックノブを締めることによって、手動で固定する（ステップS414）。代替のルーチンは、コンピュータ断層撮影（CT）及び/又は磁気共鳴イメージング（

MR)画像を用意すること、画像内で血餅/閉塞を特定すること、及び画像を超音波イメージングトランスデューサ212の空間と位置合わせすることを含む。

【0058】

図4Bは、微小気泡活動ベースの位置合わせプロセス410である。それは、病変部位置特定初期化ルーチン400の直後に実行され、この初期化ルーチンはイメージングトランスデューサの画像において血餅/閉塞を位置特定したばかりである。メカニカルインデックス(MI)は約0.3(又はそれより大きく、循環の中で微小気泡に空洞形成するのに十分に)設定される(ステップS416)。メカニカルインデックスはここでは、超音波周波数([MHz])の平方根によって割られたピーク負圧([MPa])として定義され、気泡破壊の可能性を示す。治療ビーム260は、手動で、電子的に又はモータによって走査される(ステップS418)。任意で、ビーム輪郭の重ね合わせが、ディスプレイ上で同調して動かされる(ステップS420)。特に、キャピテーションイメージングは、キャピテーション及び/又は微小気泡破壊272を表す動的な信号を提供し、それによって、キャピテーション及び/又は微小気泡破壊はリアルタイムで空間的に追跡可能である。キャピテーション及び/又は微小気泡破壊272が、進行中のイメージングで見られるように、血餅/閉塞の場所で(又はそのすぐ隣で)発生している場合(ステップS422)、治療ビーム260の誘導は停止され(手動で走査されている場合は所定位置にロックされ)(ステップS424)、治療が今では血餅/閉塞256に行われる(ステップS426)。そうでなければ、キャピテーション及び/又は微小気泡破壊272の監視が続けられることになる(ステップS422)、処理分岐は治療ビーム走査ステップS418に戻る。

【0059】

図4Cは、トランスデューサ空間ベースタイプの受信要素ベース(REB)位置合わせ420を表す。病変部位置特定初期化ルーチン400が先行し、この初期化ルーチンはイメージング面に血餅/閉塞を位置特定したばかりである。イメージングトランスデューサ212の空間における血餅/閉塞の場所は知られている(ステップS428)。1つの球状伝搬非集束パルスが、受信要素304による検出のために送信されることになる場合(ステップS430)、パルスは送信され(ステップS432)、それぞれの要素304へのこの1つのパルスの異なる到着時間がモニタされる(ステップS434)。そうでなければ(ステップS430)、個々の要素304を狙うための多くの方向の、電子操向による、空間的に方向付けられた集束ビームが、イメージングトランスデューサ212によって放射される(ステップS436)。例えば、超音波画像のエレベーション面は、配向矢印312、314によって示されるように、電子的に回転され得る。回転中、要素は、回転中に受信した信号がいつ最大であるかの検出のために、高周波信号を受信する。回転、受信及び検出は全て、自動的に且つユーザ介入の必要なしに実行され得る。又は、臨床医は手動で面を回転させ得る。最大受信の面において、受信した超音波の内容が分析される。上述の位置合わせシーケンス(ステップS430-436)のいずれか1つに応じて、REB位置合わせモジュール108は、イメージングトランスデューサ212の空間における治療トランスデューサ216の位置及び配向318の推定を行うために受信した超音波の内容を分析する(ステップS438)。推定に基づいて、REB位置合わせモジュール108は、上述のように、治療トランスデューサ216の空間における血餅/閉塞の場所を計算し(ステップS440)、従ってトランスデューサ位置合わせを達成する。治療ビーム260が電子的に操向されることになる場合(ステップS442)、治療ビームは病変部位256に操向される(ステップS444)。他方、治療ビーム260が電子的に操向されることにならない場合(ステップS441)、治療ビームはモータにより血餅/閉塞256の方向に枢動される(ステップS446)。いずれにしても、治療トランスデューサは、それが手動で走査されている場合、所定位置にロックされ、治療ビーム260は、血餅/閉塞256に治療を届けるように適用される(ステップS448)。

【0060】

超音波散乱ベースタイプの受信要素ベース(REB)位置合わせ430が図4Dに示さ

10

20

30

40

50

れている。病変部位置特定初期化ルーチン 400 で決定される血餅 / 閉塞場所が側頭から側頭への軸から十分オフセットされている場合 (ステップ S 450)、プロセスは使用可能であり; そうでなければ、直ぐ上に記載されたような他の方法が使用されることになる (ステップ S 452)。オフセットが十分である場合 (ステップ S 450)、R E B 位置合わせモジュール 108 は、イメージングトランスデューサ 212 に、イメージングビーム 276 を血餅 / 閉塞 256 に集束させる (ステップ S 454)。治療トランスデューサ 216 は、血餅 / 閉塞 256 からの側方散乱を検出するようにアクティブな受信要素 304 で走査される (ステップ S 456)。走査は、電子的、モータ駆動又は手動であることができる。現在検出される側方散乱が、検出される、又は最大の輝度を有する場合 (ステップ S 458)、(治療トランスデューサ 216 が手動で走査されている場合、治療トランスデューサ 216 が所定位置にロックされた状態で) 走査は停止し (ステップ S 460)、治療が加えられる (ステップ S 462)。そうでなければ、側方散乱が現在検出されていない、又は最大でない場合 (ステップ S 458)、処理は走査ステップ S 456 に戻る。

【0061】

両方の受信要素ベースのプロセス 420、430 に関して、治療シーケンスは、治療中に通常の間隔で (自動的に) 中断され得るとともに、イメージングトランスデューサ 212 は、両方の装置 212、216 が今でも位置合わせされていることを確かめるために、受信要素 304 によって受信される非集束パルス又は位置合わせパルスシーケンスを送信するように (自動的に) 制御され得る。位置合わせがそのままである場合、治療は再開される。両方の装置が、(例えば、患者及び / 又はヘッドフレーム運動に起因して) 位置合わせからずれた場合、治療は中断されることができ、位置合わせ手順が、臨床医によって繰り返されることができる。モータ駆動トランスデューサアセンブリ 236、又はマトリックス超音波アレイ実装の場合、このようなプロセスは、オペレータ介入なしに発生することができる。

【0062】

ここに上で提案されていることは、応用を、超音波治療及び診断 (例えば、経頭蓋ドップラー (TCD)) のために、(STL 治療のために頭蓋骨に取付けられるときの電流印加のように) 互いに向けられる任意の超音波ビームの画像案内において見出すことができる。1つの特定の領域は、既存の超音波システムのいずれかを使用する虚血性脳卒中治療のため、又は緊急車両での使用のために設計される専用装置である。提案されている技術のさらなる使用は、爆発によって誘発された外傷性脳損傷 (bTBI) 又は軽度の外傷性脳損傷 (mTBI) のための新規な治療法; 超音波及び微小気泡を使用する神経保護治療; 及び超音波、全身的に注射される薬剤及び微小気泡を使用する脳への薬物送達において、適切に標的とされ且つ定められた超音波暴露を使用する血液脳関門を越える薬の輸送を高めること; を含むことができる。

【0063】

体の部分の超音波照射のための装置が、第1の超音波トランスデューサ、及び、前記体の部分に関して反対側に取付けられる第2の超音波トランスデューサを含み、a) 第2のトランスデューサに対する第1のトランスデューサの相対配向を決定するための、少なくとも2つの超音波受信要素が第1のトランスデューサに取付けられる; b) 第1のトランスデューサからの、ビームが、体の部分の中で、キャビテーション、及び / 又は全身を循環する微小気泡の気泡破壊を引き起こす; 又は、c) 取付けられた要素及び引き起こすことの両方; であるように構成される。装置は、特徴 a) 及び / 又は b) それぞれを基準として使用することによって、第1のトランスデューサで、第2のトランスデューサを位置合わせする。取外し可能なサブシステムが、組み合わせイメージング及び治療システムを形成するために、治療又はイメージングトランスデューサのいずれかを含み、サブシステムは、そこにイメージング又は治療トランスデューサが取付けられるヘッドフレームを含むイメージング又は治療サブシステムに対応して取り外し可能に結合するように構成され、イメージング又は治療サブシステムは、イメージング又は治療トランスデューサを、一

10

20

30

40

50

方を他方に対して、上述の方法によって、位置合わせするように構成される。

【 0 0 6 4 】

本発明は、図面及び前述の説明において詳細に図示し且つ説明されているが、このような図示及び説明は、例証又は例であると思なされるべきであり、限定するものではないと思なされるべきである。本発明は、開示された実施形態に限定されるものではない。

【 0 0 6 5 】

例えば、取外し可能な超音波サブシステム 1 3 6、1 5 2 はさらに、アンプ、パルス電極及び制御エレクトロニクスを含むことができ、シリアルインタフェース、ネットワークリンク、又は同様の接続を介した、対応してイメージング又は治療サブシステム 1 3 2、1 4 8 への緩い結合のみを備えた、スタンドアローン / 分離したユニットとして設計されることができる。また、上述の例は、頭蓋内検査及び治療に関連するが、本出願で提案されていることは、頭蓋内応用に限定されるものではない。革新的技術は、他の体の部分の検査 / 治療におけるリアルタイムトランスデューサ間位置合わせに拡張されることができる。本出願に提案されていることの意図された範囲は血餅又は閉塞の治療に限定されるものでもない。例えば、上述のように、超音波介在薬物送達は、可能な応用である。

【 0 0 6 6 】

開示された実施形態に対する他の変形形態は、図面、発明の詳細な説明、及び添付の特許請求の範囲の検討を行うことにより請求項に記載された発明を実施する際に当業者によって行うことができる。請求項において、用語「備える、有する、含む (c o m p r i s i n g) 」は、他の要素又はステップを除外するものではなく、不定冠詞「1つの (a , a n) 」は、複数を排除するものではない。請求項における如何なる参照符号も、特許請求の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【 0 0 6 7 】

コンピュータプログラムは、光記憶媒体又は固体媒体のような、適切なコンピュータ可読媒体上で、瞬間的に、一時的に又はより長い期間格納できる。このような媒体は、一時的な伝搬信号ではないという意味において非一時的であるが、レジスタメモリ、プロセッサキャッシュ、R A M 及び他の揮発性メモリのような、他の形態のコンピュータ可読媒体も含む。

【 0 0 6 8 】

単一のプロセッサ又は他のユニットは、請求項に挙げられた幾つかのアイテムの機能を果たし得る。幾つかの手段が互いに異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの手段の組合せが有利に使用できないことを示すものではない。

【図 1】

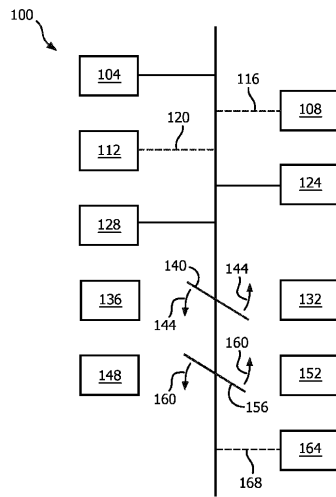


FIG. 1

【図 2】

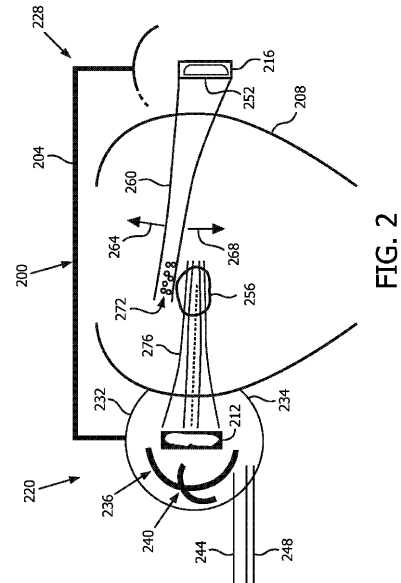


FIG. 2

【図 3 A】

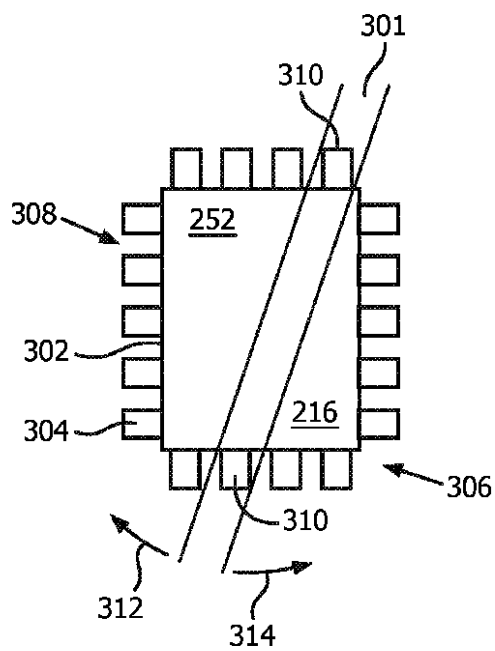


FIG. 3A

【図 3 B】

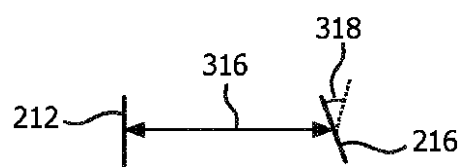


FIG. 3B

【図 3 C】

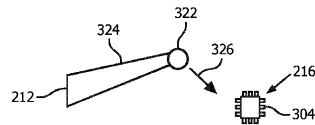
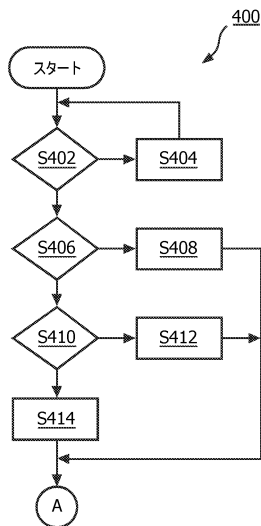
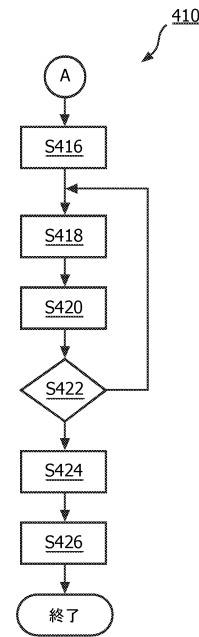


FIG. 3C

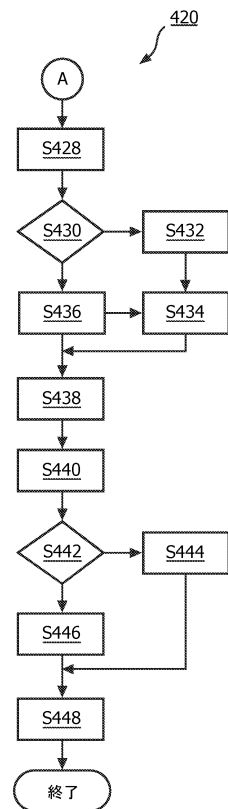
【図 4 A】



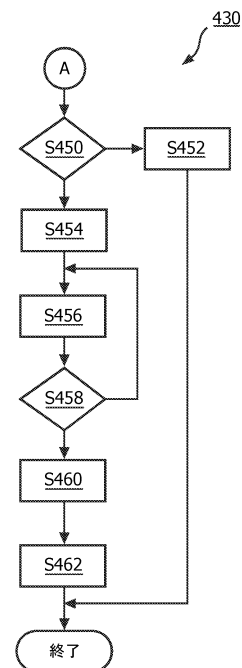
【図 4 B】



【図 4 C】



【図 4 D】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 パワーズ, ジェフリー アール

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 シ, ウィリアム タオ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 フレイザー, ジョン ダグラス

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 ザイプ, ラルフ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 ヴィニョン, フランソワ ギイ ジェラルド マリー

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

審査官 後藤 健志

(56)参考文献 特開平05 - 220152 (JP, A)

特開2004 - 249106 (JP, A)

米国特許出願公開第2012 / 0123243 (US, A1)

米国特許出願公開第2010 / 0010393 (US, A1)

特表2013 - 503681 (JP, A)

特開2004 - 24668 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17 / 00

专利名称(译)	用于图像引导超声溶栓的换能器布置和对准		
公开(公告)号	JP6450752B2	公开(公告)日	2019-01-09
申请号	JP2016522927	申请日	2014-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	パワーズジェフリーアール シウィリアムタオ フレイザージョンダグラス ザイプラルフ ヴィニョンフランソワギージェラルムリー		
发明人	パワーズ,ジェフリー アール シ,ウィリアム タオ フレイザー,ジョン ダグラス ザイプ,ラルフ ヴィニョン,フランソワ ギイ ジェラルム マリー		
IPC分类号	A61B17/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0816 A61B8/085 A61B8/4209 A61B8/4254 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/481 A61B8/5238 A61B2034/2063 A61B2090/378 A61N7/00 A61N2007/0039 A61M37/0092 A61N2007/0052		
FI分类号	A61B17/00.700 A61B8/14		
代理人(译)	伊藤忠彦		
审查员(译)	武藤		
优先权	61/840752 2013-06-28 US		
其他公开文献	JP2016526980A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 一种用于超声波照射身体部位 (208) 的装置, 包括安装在相对侧的第一超声换能器 (216) 和第二超声换能器 (212), a) 第二换能器这样, 至少两个超声波接收元件连接到第一换能器, 以确定第一换能器相对于第一换能器的相对取向; b) 来自第一换能器的射束, , 气泡和/或气泡破坏在整个身体中循环的微粒;或c) 作为附着元素和引起的。该装置通过分别使用特征a) 和/或b) 作为参考, 将第二换能器与第一换能器对准。可移除子系统包括治疗或成像换能器以形成组合的成像和治疗系统, 并且子系统包括成像或成像头部框架 (204), 成像或治疗换能器附接到头部框架 (204) 配置成可拆卸地耦合到治疗子系统, 并且成像或治疗子系统被配置成以上述方式将成像或治疗换能器相对于彼此对准。	(19) 日本国特許庁 (JP) (45) 発行日 平成31年1月9日 (2019. 1. 9)	(12) 特 許 公 報 (B2) (24) 登録日 平成30年12月14日 (2018. 12. 14)	(11) 特許番号 特許第6450752号 (P6450752)
	(51) Int. Cl. A 6 1 B 17/00 (2006. 01) A 6 1 B 8/14 (2006. 01)	F I A 6 1 B 17/00 A 6 1 B 8/14	請求項の数 14 (全 18 頁) (73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイ ドーフェン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven (74) 代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重 (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦
(54) 【発明の名称】 画像誘導超音波血栓溶解のためのトランスデューサ配置及び位置合わせ			