

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6470566号
(P6470566)

(45) 発行日 平成31年2月13日 (2019.2.13)

(24) 登録日 平成31年1月25日 (2019.1.25)

(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 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2014-532510 (P2014-532510)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年8月27日 (2012.8.27)		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2014-533977 (P2014-533977A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成26年12月18日 (2014.12.18)		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 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/054372		
(87) 国際公開番号	W02013/046074	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成25年4月4日 (2013.4.4)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成27年8月26日 (2015.8.26)	(74) 代理人	100070150
審査番号	不服2017-13355 (P2017-13355/J1)		弁理士 伊東 忠彦
審査請求日	平成29年9月8日 (2017.9.8)		
(31) 優先権主張番号	61/539,600		
(32) 優先日	平成23年9月27日 (2011.9.27)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	11182849.7		
(32) 優先日	平成23年9月27日 (2011.9.27)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動く標的を超音波処理する治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

治療装置であって：

超音波トランスデューサを含む高密度焦点式超音波システムであり、前記超音波トランスデューサは電子的調整可能焦点を有し、前記高密度焦点式超音波システムはビーム偏向ゾーンを有し、前記超音波トランスデューサは交流電力を供給されたときに音響パワーを生成するように構成され、前記電子的調整可能焦点における超音波の強度を放出される前記音響パワーにより除算した値が前記ビーム偏向ゾーンの範囲内で所定閾値を上回る、高密度焦点式超音波システムと、

機械実行可能命令を記憶するメモリと、

当該治療装置を制御するように構成されたプロセッサであり、前記機械実行可能命令の実行が前記プロセッサに

リアルタイム医用データを受信する動作であり、前記リアルタイム医用データは動く標的の場所を示す、受信する動作、

前記リアルタイム医用データを用いて前記動く標的を標的化するように前記電子的調整可能焦点を調整する動作、及び

前記動く標的が前記ビーム偏向ゾーンの範囲内にあるときに前記動く標的を超音波処理する動作、

を成させる、プロセッサと、

を含み、

前記機械実行可能命令の実行は前記プロセッサに動き追跡モデルを受信させ、該動き追跡モデルは前記リアルタイム医用データを用いて前記動く標的の場所を予測するように構成され、前記電子的調整可能焦点は前記動き追跡モデルにより予測される場所に少なくとも部分的に従い調整される、治療装置。

【請求項 2】

前記動く標的は、前記リアルタイム医用データの範囲内で前記標的のリアルタイム追跡を少なくとも部分的に用いて位置決めされる、請求項 1 に記載の治療装置。

【請求項 3】

前記超音波トランスデューサは機械的アクチュエータに接続されて前記超音波トランスデューサを機械的に再位置付けする、請求項 1 又は請求項 2 に記載の治療装置。

10

【請求項 4】

前記動く標的は複数の局所的体積を含み、前記電子的調整可能焦点は前記複数の局所的体積から選択された局所的体積のシーケンスを特定することによって前記動く標的を標的化し、前記機械実行可能命令の実行はさらに前記プロセッサに前記シーケンスが前記リアルタイム医用データに従うかどうかを決定させる、請求項 1 又は 2 に記載の治療装置。

【請求項 5】

前記機械実行可能命令の実行はさらに前記プロセッサに超音波処理校正を受信させ、該超音波処理校正は前記ビーム偏向ゾーンの範囲内の前記電子的調整可能焦点における超音波の空間依存する強度を示し、前記機械実行可能命令の実行はさらに前記プロセッサに前記超音波処理校正と前記リアルタイム医用データとに従って各局所的体積について超音波処理時間を決定させ、当該治療装置は前記超音波処理時間について各局所的体積を超音波処理するように構成される、請求項 1、請求項 2 又は請求項 4 に記載の治療装置。

20

【請求項 6】

前記動く標的は少なくとも 1 つの経路を含む、請求項 1 乃至 3 のうちいずれか 1 項に記載の治療装置。

【請求項 7】

前記電子的調整可能焦点は前記少なくとも 1 つの経路に沿う軌道を進み、前記機械実行可能命令の実行はさらに前記プロセッサに前記軌道が前記リアルタイム医用データに従うかどうかを決定させる、請求項 6 に記載の治療装置。

【請求項 8】

30

前記機械実行可能命令の実行はさらに前記プロセッサに超音波処理校正を受信させ、該超音波処理校正は前記ビーム偏向ゾーンの範囲内の前記電子的調整可能焦点における超音波の空間依存する強度を示し、前記少なくとも 1 つの経路の各々が部分へと分割され、前記機械実行可能命令の実行はさらに前記プロセッサに前記超音波処理校正と前記リアルタイム医用データとに従って前記部分の各々について超音波処理時間を決定させ、当該治療装置は前記超音波処理時間について前記部分の各々を超音波処理するように構成される、請求項 6 又は請求項 7 に記載の治療装置。

【請求項 9】

前記動く標的の場所はリアルタイムの医用画像データの動的解析を用いて予測される、請求項 1 乃至 8 のうちいずれか 1 項に記載の治療装置。

40

【請求項 10】

前記リアルタイム医用データはリアルタイムの医用画像データであり、前記機械実行可能命令の実行はさらに前記プロセッサに医用イメージングシステムを用いて前記リアルタイムの医用画像データを取得させ、前記医用イメージングシステムは以下の、磁気共鳴イメージングシステムと超音波診断イメージングシステムと、のうちいずれか 1 つである、請求項 1 乃至 9 のうちいずれか 1 項に記載の治療装置。

【請求項 11】

前記医用画像データは動きデータとリアルタイムの温度測定データとを含み、前記動く標的は前記動きデータを用いて位置決めされる、請求項 10 に記載の治療装置。

【請求項 12】

50

前記動く標的の超音波処理が前記温度測定データに従い制御される、請求項 1 1 に記載の治療装置。

【請求項 1 3】

治療装置の作動方法であって、前記治療装置は超音波トランスデューサを含む高密度焦点式超音波システム及びプロセッサを含み、前記超音波トランスデューサは電子的調整可能焦点を有し、前記高密度焦点式超音波システムはビーム偏向ゾーンを有し、前記超音波トランスデューサは交流電力を供給されたときに音響パワーを生成するように構成され、前記電子的調整可能焦点における超音波の強度を放出される前記音響パワーにより除算した値が前記ビーム偏向ゾーンの範囲内で所定閾値を上回り、前記治療装置のメモリが記憶する機械実行可能命令の実行により前記プロセッサが、

10

リアルタイム医用データを受信する動作であり、前記リアルタイム医用データは動く標的の場所を示す、受信する動作と、

前記リアルタイム医用データを用いて前記動く標的を標的化するように前記電子的調整可能焦点を調整する動作と、

前記動く標的が前記ビーム偏向ゾーンの範囲内にあるときに前記動く標的を超音波処理する前記高密度焦点式超音波システムを作動させる動作と、

を行い、

前記機械実行可能命令の実行は前記プロセッサに動き追跡モデルを受信させ、該動き追跡モデルは前記リアルタイム医用データを用いて前記動く標的の場所を予測するように構成され、前記電子的調整可能焦点は前記動き追跡モデルにより予測される場所に少なくとも部分的に従い調整される、作動方法。

20

【請求項 1 4】

治療装置を動作させる機械実行可能命令を含むコンピュータプログラムであって、前記治療装置は超音波トランスデューサを含む高密度焦点式超音波システムを含み、前記超音波トランスデューサは電子的調整可能焦点を有し、前記高密度焦点式超音波システムはビーム偏向ゾーンを有し、前記超音波トランスデューサは交流電力を供給されたときに音響パワーを生成するように構成され、前記電子的調整可能焦点における超音波の強度を放出される前記音響パワーにより除算した値が前記ビーム偏向ゾーンの範囲内で所定閾値を上回り、前記治療装置は前記治療装置を制御するように構成されたプロセッサをさらに含み、前記機械実行可能命令の実行が前記プロセッサに

30

リアルタイム医用データを受信する動作であり、前記リアルタイム医用データは動く標的の場所を示す、受信する動作と、

前記リアルタイム医用データを用いて前記動く標的を標的化するように前記電子的調整可能焦点を調整する動作と、

前記動く標的が前記ビーム偏向ゾーンの範囲内にあるときに前記動く標的を超音波処理する動作と、

を成させ、

前記機械実行可能命令の実行は前記プロセッサに動き追跡モデルを受信させ、該動き追跡モデルは前記リアルタイム医用データを用いて前記動く標的の場所を予測するように構成され、前記電子的調整可能焦点は前記動き追跡モデルにより予測される場所に少なくとも部分的に従い調整される、コンピュータプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、高密度焦点式超音波（強力集束超音波、高強度集束超音波又は H I F U (High Intensity Focused Ultrasound)）とも呼ばれる）に関し、より詳細には、動く標的の超音波処理に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波は、急速に、特定の治療介入に対して所望される手法になりつつある。具体的に

50

は、高密度焦点式超音波の利用が、子宮筋腫に対する熱的治療介入のための手法として現在利用されつつあり、肝臓、脳、前立腺、及び他のがん性病変の治療においての利用可能性を試験されている。組織アブレーションのための超音波治療は、吸収され、組織の温度を上昇させる熱へと変換される高密度（すなわち高強度）の超音波を用いて、関心組織を超音波処理することによって機能する。温度が上昇するにつれて、組織の凝固壊死が発生し、即時の細胞死をもたらすことになる。治療において使用されるトランスデューサは、身体の外部的にあってよく、あるいは例えば血管、尿道、直腸などを通じて、身体の内部的に挿入されてよい。

【0003】

高密度焦点式超音波において、トランスデューサ素子のアレイを使用して、超音波トランスデューサを形成する。トランスデューサ素子に交流電力を供給することにより、トランスデューサ素子に超音波を生成させる。トランスデューサ素子の各々からの超音波は、建設的に増大するか、又は破壊的に増大するかのいずれかである。トランスデューサ素子のそれぞれに供給される交流電力の位相を制御することによって、超音波が焦点合わせされる焦点のポイント又は体積を制御することができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

HIFUトランスデューサの機械的変位が約10cmという大きな変位を可能とさせ、このことは治療する体積へ焦点ポイントを集中させるにあたり非常に便利である。しかしながら、機械的変位は、加熱時間及び標的の運動速度と比べてかなり遅い。MRIイメージングにより得られる動き情報に基づいたHIFUトランスデューサの焦点領域の調整は、国際出願WO97/22015などに伝えられている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、独立請求項において、治療装置、治療装置を動作させる方法、及びコンピュータプログラム製品を提供する。実施形態が従属請求項に与えられる。

【0006】

多くの臨床的状況において、超音波処理される対象者の外部運動及び/又は内部運動が存在しうる。ゆえに、超音波処理する場合に動く標的の運動を追跡することは有益である。現在の解決法には、超音波をゲート開閉することと、標的が特定の場所にある場合に限り超音波処理することとを含む。標的の位置を追跡し、超音波の焦点を調整して超音波処理の実行に必要なとされる時間を低減できるようにすることは有益であろう。

【0007】

焦点の機械的操縦は、過度に遅い場合がある。本発明の実施形態は、超音波処理中に焦点を電氣的に操縦して動く標的のために必要とされる合計超音波処理時間を削減する、操縦する手段を含む。実施形態は、アブレーションを拡大することができ、焦点ポイントの電子的操縦の使用によって高密度焦点式超音波（High Intensity Focused Ultrasound：HIFU）加熱中に標的組織を追跡することができる。焦点ポイントの偏向を、位相調整された（phased）アレイトランスデューサのそれぞれの個々のチャンネルの位相を変化させて希望の場所において建設的干渉を形成することによって、行うことができる。電子的操縦は、電気信号を更新するための最小限の時間を除き、速度制限がまったくないため、非常に速い。したがって、電子的操縦は、典型的には数ミリ秒未満において焦点ポイントの場所を変化させることを可能にし、熱マップにおいてまったく摂動を誘導しない。しかし、焦点ポイントの電子的操縦は、偏向の振幅の関数のように強度低減を誘導する。結果として、電子的操縦は、特に焦点に堆積されない残りのエネルギーが患者内のいくつかの制御されていない場所に吸収されるため、ビーム偏向ゾーン内の小さい変位に限定されて過剰な強度低減を回避する。すなわち、超音波トランスデューサの焦点の電子的偏向が大きな偏向に対する課題につながる可能性があるということを、本発明は認識している。焦点の大きな偏向をトランスデューサアレイのトランスデューサ素子のそれぞれの位相の調

10

20

30

40

50

整によって適用する場合、焦点ポイントにおける強度が低減される。本発明は、関連する強度が所定閾値を上回るビーム偏向ゾーンの範囲内に焦点調整を限定することによって、強度の上記低減を回避する。次いで、トランスデューサアレイは、動く標的がビーム偏向ゾーン内にある場合に限り、始動される。

【0008】

本明細書において用いられる「コンピュータ読取可能ストレージ媒体」は、コンピューティングデバイスのプロセッサにより実行可能な命令を記憶することができる、いかなる有形ストレージ媒体も包含する。コンピュータ読取可能ストレージ媒体を、コンピュータ読取可能固定ストレージ媒体と呼ぶ場合がある。さらに、コンピュータ読取可能ストレージ媒体を、有形コンピュータ読取可能媒体と呼ぶ場合もある。いくつかの実施形態において、コンピュータ読取可能ストレージ媒体は、さらに、コンピューティングデバイスのプロセッサによりアクセスすることができるデータを記憶することもできる。コンピュータ読取可能ストレージ媒体の例には、これらに限定されないが、フロッピー（登録商標）ディスク、穿孔テープ、穿孔カード、磁気ハードディスクドライブ、ソリッドステートハードディスク、フラッシュメモリ、USBメモリ、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読取専用メモリ（ROM）、光ディスク、光磁気ディスク、及びプロセッサのレジスタファイルを含む。光ディスクの例には、コンパクトディスク（CD）及びデジタル多用途ディスク（DVD）を含み、例えばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW、又はDVD-Rディスクを含む。コンピュータ読取可能ストレージ媒体という用語は、さらに、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータデバイスによりアクセスされることが可能な様々な種類の記録媒体を示す。例えば、データを、モデムを通じて、インターネットを通じて、又はローカルエリアネットワークを通じて検索することができる。コンピュータ読取可能ストレージ媒体という言葉は、複数のコンピュータ読取可能ストレージ媒体が存在する可能性があるとして解釈されるべきである。プログラム又はプログラム群の種々の実行可能コンポーネントを、種々の場所に記憶することができる。コンピュータ読取可能ストレージ媒体は、例えば、同一のコンピュータシステムの内部にある複数のコンピュータ読取可能ストレージ媒体であってよい。コンピュータ読取可能ストレージ媒体は、さらに、複数のコンピュータシステム又はコンピューティングデバイスにわたって分散されたコンピュータ読取可能ストレージ媒体であってよい。

【0009】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ読取可能ストレージ媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサが直接的にアクセス可能である任意のメモリである。コンピュータメモリの例には、これらに限定されないが、RAMメモリ、レジスタ、及びレジスタファイルを含む。「コンピュータメモリ」又は「メモリ」という言葉は、複数のメモリが存在する可能性があるとして解釈されるべきである。メモリは、例えば、同一のコンピュータシステムの内部にある複数のメモリであってよい。メモリは、さらに、複数のコンピュータシステム又はコンピューティングデバイスにわたって分散された複数のメモリであってよい。

【0010】

「コンピュータストレージ」又は「ストレージ」は、コンピュータ読取可能ストレージ媒体の一例である。コンピュータストレージは、任意の不揮発性コンピュータ読取可能ストレージ媒体である。コンピュータストレージの例には、これらに限定されないが、ハードディスクドライブ、USBメモリ、フロッピー（登録商標）ディスクドライブ、スマートカード、DVD、CD-ROM、ソリッドステートハードドライブを含む。いくつかの実施形態において、さらに、コンピュータストレージはコンピュータメモリであってよく、あるいは逆もまた同様である。「コンピュータストレージ」又は「ストレージ」という言葉は、複数のストレージデバイスが存在する可能性があるとして解釈されるべきである。ストレージは、例えば、同一のコンピュータシステム又はコンピューティングデバイスの内部にある複数のストレージデバイスであってよい。ストレージは、さらに、複数のコンピュータシステム又はコンピューティングデバイスにわたって分散された複数のストレ

10

20

30

40

50

ージであってもよい。

【0011】

本明細書において用いられる「プロセッサ」は、プログラム又は機械実行可能命令を実行することができる電子的コンポーネントを包含する。「プロセッサ」を含むコンピューティングデバイスという言葉は、1つ以上のプロセッサ又はプロセッシングコアを含む可能性があるとして解釈されるべきである。プロセッサは、例えば、マルチコアプロセッサであってよい。プロセッサは、さらに、単一のコンピュータシステムの内部にあるプロセッサの集合、又は複数のコンピュータシステムにわたって分散されたプロセッサの集合を示す場合がある。コンピューティングデバイスという用語は、さらに、それぞれがプロセッサ又はプロセッサ群を有するコンピューティングデバイスの集合又はネットワークを場

10

【0012】

本明細書において用いられる「ユーザインタフェース」は、ユーザ又はオペレータがコンピュータ又はコンピュータシステムとやりとりすることが可能となるインタフェースである。「ユーザインタフェース」を、さらに、「ヒューマンインタフェースデバイス」とも呼ぶ場合がある。ユーザインタフェースは、情報又はデータを提供することができ、かつ/あるいはオペレータからの情報又はデータを受け取ることができる。ユーザインタフェースは、オペレータからの入力をコンピュータにより受け取ることが可能にすることができ、コンピュータからユーザに出力を提供することができる。換言すると、ユーザインタフェースは、オペレータがコンピュータを制御又は操作することを可能にさせ、コンピュータにオペレータの制御又は操作の効果を示させることができる。ディスプレイ又はグラフィカルユーザインタフェースにおけるデータ又は情報の表示が、オペレータに情報を提供することの一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、触知性スクリーン、ポインティングスティック、グラフィックタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカメラ、ヘッドセット、ギアスティック、ステアリングホイール、ペダル、有線グローブ、ダンスパッド、リモートコントロール、1つ又は複数のボタン、1つ又は複数のスイッチ、及び加速度計を通じてデータを受け取ることが、オペレータ

20

30

【0013】

本明細書において用いられる「ハードウェアインタフェース」は、コンピュータシステムのプロセッサが外部のコンピューティングデバイス及び/又は装置とやりとりし、かつ/あるいは外部のコンピューティングデバイス及び/又は装置を制御することが可能となるインタフェースを包含する。ハードウェアインタフェースは、プロセッサに、外部のコンピューティングデバイス及び/又は装置に制御信号又は命令を送信させることができる。ハードウェアインタフェースは、さらに、プロセッサが、外部のコンピューティングデバイス及び/又は装置とデータを交換することを可能にすることもできる。ハードウェア

40

【0014】

磁気共鳴 (Magnetic Resonance ; MR) データは、本明細書において、磁気共鳴イメージングスキャン中に原子スピンにより放射された高周波信号の、磁気共鳴装置のアンテナによる記録結果として定義される。磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Ima

50

ging ; M R I) 画像は、本明細書において、磁気共鳴イメージングデータの中に含まれる解剖学的データの、再構成された 2 次元又は 3 次元の視覚化として定義される。この視覚化を、コンピュータを用いて行うことができる。

【 0 0 1 5 】

サーモグラフィデータは、対象者の少なくとも一部分の範囲内の空間的に依存する温度を記述したデータである。例えば、超音波診断システムにより取得される超音波データ、又は磁気共鳴データは、サーモグラフィデータであってよく、あるいはサーモグラフィデータを含んでよい。

【 0 0 1 6 】

磁気共鳴温度測定データは、本明細書において、磁気共鳴イメージングスキャン中に原子スピンにより放射された高周波信号の、磁気共鳴装置のアンテナによる記録結果として定義され、磁気共鳴温度測定のために使用することができる情報を含む。磁気共鳴温度測定データは、サーモグラフィデータの一例である。磁気共鳴温度測定は、温度を感知できるパラメータにおける変化を測定することによって機能する。磁気共鳴温度測定中に測定することができるパラメータの例は、プロトン共鳴周波数シフト、拡散係数、又は T 1 及び / 若しくは T 2 緩和時間における変化であり、それらを使用して磁気共鳴を用いて温度を測定することができる。個々のプロトン、水素原子が晒される磁界は周辺の分子構造に依存するため、プロトン共鳴周波数シフトは温度依存である。温度の増加は、水素結合に影響を与える温度に起因する分子スクリーニングを低減する。これは、プロトン共鳴周波数の温度依存につながる。

【 0 0 1 7 】

プロトン密度は、平衡磁化に線形に依存する。ゆえに、プロトン密度で重み付けされた画像を用いて温度変化を決定することが可能となる。

【 0 0 1 8 】

緩和時間 T 1、T 2 及び T 2 スター (時に T 2 * と記載される) は、さらに、温度依存である。ゆえに、T 1、T 2 及び T 2 スターで重み付けされた画像の再構成を用いて熱マップ又は温度マップを構築することができる。

【 0 0 1 9 】

温度は、さらに、水溶液中の分子のブラウン運動に影響を与える。ゆえに、パルス拡散勾配スピンエコーなどの拡散係数を測定することができるパルスシーケンスを用いて温度を測定することができる。

【 0 0 2 0 】

磁気共鳴を用いて温度を測定する最も有用な方法の 1 つは、水プロトンのプロトン共鳴周波数 (proton resonance frequency ; P R F) シフトを測定することによるものである。プロトンの共鳴周波数は温度依存である。温度がボクセルにおいて変化する場合、周波数シフトが水プロトンの測定された位相を変化させることになる。ゆえに、2 つの位相の画像間の温度変化を決定することができる。温度を決定するこの方法は、他の方法と比べて比較的速いという利点を有する。P R F 方法が、本明細書において、他の方法よりもさらに詳細に説明される。しかしながら、本明細書において説明する方法及び手法は、さらに、磁気共鳴イメージングを用いて温度測定を行う他の方法に適用可能である。

【 0 0 2 1 】

本明細書において用いられる「超音波ウィンドウ」は、超音波又は超音波エネルギーを送信することができるウィンドウを包含する。典型的には、薄膜又は膜組織が超音波ウィンドウとして使用される。超音波ウィンドウを、例えば、B o P E T (2 軸延伸ポリエチレンテレフタレート) の薄膜組織から作成することができる。

【 0 0 2 2 】

一態様において、本発明は、超音波トランスデューサを含む高密度焦点式超音波システムを含む治療装置を提供する。超音波トランスデューサは、電子的調整可能焦点を有する。超音波トランスデューサは、複数のトランスデューサ素子を含んでよい。超音波トランスデューサを構成する個々の素子に与えられる交流電力の振幅と特に位相とが、焦点を電

10

20

30

40

50

子的に調整することを可能にする。それぞれの素子により生成される超音波は、他の素子からの超音波を用いて建設的に増大するか、又は破壊的に増大するかのいずれかである。位相を制御することによって、これを用いて焦点の場所を偏向させ、又は調整することができる。高密度焦点式超音波システムは、ビーム偏向ゾーンを有する。超音波トランスデューサは、交流電力を供給されるときに音響パワーを生成するように構成される。超音波トランスデューサが複数のトランスデューサ素子を含む場合、これらの素子を、制御可能な位相を用いて音響パワーを生成するように構成してよい。電子的調整可能焦点における超音波の強度を放出される音響パワーにより除算した値が、ビーム偏向ゾーンの範囲内で所定閾値を上回る。換言すると、ビーム偏向ゾーンは、焦点における強度を音響パワーにより除算した値が所定閾値を上回るところのゾーンである。ビームが電子的に偏向されるにつれて、焦点における強度を音響パワーにより除算した値が減少してよい。電子的調整可能焦点が自然な焦点からあまりに離れてそらされる場合、焦点における強度を音響パワーにより除算した値は大きく縮小されることになる。

10

【0023】

ビーム偏向ゾーンは、基本的に、電子的調整可能焦点の場所における超音波が標的を超音波処理するにあたり有用なほど十分に強力であるところの領域を画定する。治療装置は、さらに、機械実行可能命令を記憶するメモリを含む。治療装置は、さらに、治療装置を制御するように構成されたプロセッサを含む。機械実行可能命令の実行は、プロセッサに、リアルタイム医用データを受信させる。リアルタイム医用データは、動く標的の場所を示す。リアルタイム性によって、動く標的の場所が所定時間の範囲内で正確であるということが意味される。すなわち、リアルタイム医用データは動く標的の現在の場所を識別することに有用である。リアルタイム医用データを用いて、動く標的を標的化する。動く標的が種々の場所に、又は所定距離よりも離れた場所にある場合、リアルタイム医用データは動く標的の場所を識別することに有用ではない。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、リアルタイム医用データを用いて動く標的を標的化するように電子的調整可能焦点を調整させる。機械実行可能命令の実行は、プロセッサに、動く標的がビーム偏向ゾーンの範囲内にあるときに動く標的を超音波処理させる。いくつかの実施形態において、動く標的がビーム偏向ゾーンの範囲内にあるときに、動く標的を連続的に超音波処理する。この実施形態は、動く標的が特定の場所にあるときに超音波処理がゲート開閉だけされる場合よりも長い時間について動く標的を超音波処理するため、有益であろう。これは、より迅速に超音波処理を行うことができるという利点を有しうる。

20

30

【0024】

別の実施形態において、動く標的は、リアルタイム医用データの範囲内で標的のリアルタイム追跡を少なくとも部分的に用いて位置決めされる。リアルタイム医用データは、標的の場所を所定遅延とともに示しうる。リアルタイム追跡は、モデルを使用してよく、あるいは標的の以前の軌道又はふるまいに基づいて標的の軌道を予測してよい。この実施形態は、動く標的の場所のより正確な決定を可能にし、ゆえに超音波処理中のより正確な標的化を可能にするため、有益であろう。

【0025】

別の実施形態において、命令の実行は、プロセッサに、動き追跡モデルを受信させる。動き追跡モデルは、リアルタイム医用データを用いて動く標的の場所を予測するように構成される。いくつかの実施形態において、動き追跡モデルは、標的ゾーンの動きに基づいて適合又は変更される。動く標的が追跡されるにつれて、動き追跡モデルをリアルタイム医用データを用いて適合させ、又は変更してよい。

40

【0026】

電子的調整可能焦点は、動く標的の予測された場所を用いて調整される。基本的に、リアルタイム医用データを動き追跡モデルに対する入力として使用し、動き追跡モデルは予測した場所を出力する。次いで、電子的調整可能焦点を、予測された場所に対して調整する。呼吸などの対象者内部の多くの種類の動きは、種々のタイムスケールにわたって周期的又は反復的である。ゆえに、内部生体構造の動きを、種々の解剖学的パラメータを測定

50

することによって予測することができる。例えば、横隔膜の位置は、胸腔内部の種々の臓器の場所を予測することに有用である。対象者の心臓の鼓動もまた、特定の解剖学的特性の転位をもたらさう。内部の解剖学的特性の場所を予測するモデルが、当分野において知られている。そうした既知のモデルを使用することができ、さらに個々の患者に適合させることもできるであろう。上記の適合を、治療開始前に関心のある臓器の動きを捕捉する測定により行ってよい。

【 0 0 2 7 】

別の実施形態において、動く標的は少なくとも1つの局所的体積を含む。本明細書において用いられる局所的体積は、所定サイズの体積である。例えば、高密度焦点式超音波システムを使用して、対象者内部の単一ポイントを標的化することができる。しかしながら、高密度焦点式超音波システムは、有限差分 (finite difference) の中で超音波処理を作り出さない。いくつかの実施形態において、局所的体積は、高密度焦点式超音波システムが超音波処理することができる最小の体積である。

10

【 0 0 2 8 】

別の実施形態において、動く標的は複数の局所的体積を含む。電子的調整可能焦点は、複数の局所的体積から選択された局所的体積のシーケンスを特定することによって、動く標的を標的化する。上記命令の実行はさらに、プロセッサに、リアルタイム医用データに従ってシーケンスを決定させる。換言すると、動く標的は、超音波処理すべき複数の場所を含んでよい。これらの複数の局所的体積のすべてがビーム偏向ゾーンの範囲内に存在しうるとは限らない。ゆえに、リアルタイム医用データを使用して、複数の局所的体積のうちどれを超音波処理すべきかを決定してよい。この実施形態は、超音波処理すべき局所的体積をリアルタイムで決定することができることから、動く標的のより迅速な超音波処理を可能にするため、有利であろう。

20

【 0 0 2 9 】

別の実施形態において、上記命令の実行はさらに、プロセッサに、超音波処理校正を受信させる。超音波処理校正は、ビーム偏向ゾーンの範囲内の電子的調整可能焦点における超音波の空間依存する強度を示す。換言すると、超音波処理校正は、焦点合わせされた超音波がビーム偏向ゾーンの種々の場所の範囲内においてどれほど強い、又はどれほど激しいかを示すデータを含む。上記命令の実行はさらに、プロセッサに、超音波処理校正とリアルタイム医用データとに従って各局所的体積について超音波処理時間を決定させる。リアルタイム医用データと超音波処理校正とを使用して、特定の局所的体積をどれほどの時間超音波処理すべきかを決定することができる。これは、いくつかの超音波処理ポイントがより短い時間について変更ゾーンの範囲内にある可能性があり、いくつかのポイントがビーム偏向ゾーンの範囲内で場所に起因してより多くの超音波処理エネルギーを受ける可能性があるため、重要である。ゆえに、各局所的体積について超音波処理時間を決定することは、動く標的の温度上昇及び/又は熱量送配についてのより良好な制御を行うことに有益である。この制御を設定して、標的にわたる一様な温度上昇及び/又は熱量送配を達成するか、あるいは放出すべき合計エネルギーを削減する分布などの、標的にわたるいかなる所定送配分布も達成するかのいずれかを行うことができる。別の実施形態において、動く標的は少なくとも1つの経路を含む。本明細書において用いられる経路は、1つ又は複数の方向において電子的調整可能焦点を移動させることによって超音波処理することができる、連続的な体積である。

30

40

【 0 0 3 0 】

別の実施形態において、電子的調整可能焦点は、少なくとも1つの経路に沿って軌道を進む。上記命令の実行はさらに、プロセッサに、リアルタイム医用データに従って軌道を決定させる。この実施形態において、電子的調整可能焦点は、軌道に沿って超音波処理するように調整される。しかしながら、超音波処理される軌道の部分がビーム偏向ゾーンの範囲内にある必要がある。これは、軌道をより迅速に超音波処理することができるため、有益であろう。

【 0 0 3 1 】

50

別の実施形態において、命令の実行はさらに、プロセッサに、超音波処理校正を受信させる。超音波処理校正は、ビーム偏向ゾーンを有する電子的調整可能焦点における超音波の空間依存する強度を示す。少なくとも1つの経路のそれぞれが、部分へと分割される。上記命令の実行はさらに、プロセッサに、上記部分のそれぞれについて超音波処理校正とリアルタイム医用データとに従って超音波処理時間を決定させる。治療装置は、超音波処理時間について上記部分のそれぞれを超音波処理するように構成される。この実施形態の便益は、超音波処理時間が1つ又は複数の局所的体積について決定されるところの実施形態に対する便益の多くと同等である。

【0032】

別の実施形態において、動く標的の場所は、リアルタイムの医用イメージングデータの動的解析を用いて予測される。動的解析において、動きを、オプティカルフロー法により推定してよい。画像のセグメンテーションを、輪郭の検出に基づいて行ってよい。オプティカルフローは、データセットからの2つの画像間の相互相関に基づいて、各ボクセルのマッチング場所を識別する。この方法は、比較的速く、組織輪郭の変位よりはむしろ各ボクセルの変位をもたらすことが、利点である。

10

【0033】

別の実施形態において、リアルタイム医用データは、リアルタイムの医用画像データである。上記命令の実行はさらに、プロセッサに、医用イメージングシステムを用いてリアルタイムの医用画像データを取得させる。

【0034】

別の実施形態において、医用イメージングシステムは、磁気共鳴イメージングシステムである。

20

【0035】

別の実施形態において、医用イメージングシステムは、超音波診断イメージングシステムである。超音波診断イメージングシステムは、超音波診断測定を行うためのさらなるトランスデューサを有する。さらに他の実施形態において、超音波診断システムのためのトランスデューサは、あるいは、高密度焦点式超音波システムの超音波トランスデューサに組み込まれた超音波診断トランスデューサを使用する。

【0036】

別の実施形態において、医用画像データは、動きデータとリアルタイムの温度測定データとを含む。動く標的は、動きデータを用いて位置決めされる。

30

【0037】

別の実施形態において、動く標的の超音波処理は、温度測定データに従って制御される。例えば、温度測定データは、磁気共鳴温度測定データであってよい。さらに、超音波イメージング手法を使用して、温度データを取得してもよい。リアルタイム温度測定データの取得は、対象者のある領域に送配される熱投与量の計算を可能にする。十分に超音波処理されていない領域に対して、さらに超音波処理してよく、あるいは超音波処理についての優先権を与えてよい。完全に超音波処理された領域は、さらなる超音波処理について省略してよい。これは、超音波処理をより効率的にするという利点を有する。

【0038】

別の態様において、本発明は、治療装置を動作させる方法を提供する。治療装置は、超音波トランスデューサを含む高密度焦点式超音波システムを含む。超音波トランスデューサは、電子的調整可能焦点を有する。高密度焦点式超音波システムは、ビーム偏向ゾーンを有する。超音波トランスデューサは、交流電力を供給されたときに音響パワーを生成するように構成される。電子的調整可能焦点における超音波の強度を放出される音響パワーにより除算した値がビーム偏向ゾーンの範囲内で所定閾値を上回る。当該方法は、リアルタイム医用データを受信するステップを含む。リアルタイム医用データは、動く標的の場所を示す。当該方法はさらに、リアルタイム医用データを用いて動く標的を標的化するように電子的調整可能焦点を調整するステップを含む。当該方法はさらに、動く標的がビーム偏向ゾーンの範囲内にあるときに動く標的を超音波処理するステップを含む。この方法

40

50

の便益は上述されている。

【0039】

別の態様において、本発明は、治療装置を動作させる機械実行可能命令を含むコンピュータプログラム製品を提供する。治療装置は、超音波トランスデューサを含む高密度焦点式超音波システムを含む。超音波トランスデューサは、電子的調整可能焦点を有する。高密度焦点式超音波システムは、ビーム偏向ゾーンを有する。超音波トランスデューサは、交流電力を供給されたときに音響パワーを生成するように構成される。電子的調整可能焦点における超音波の強度を放出される音響パワーにより除算した値が、ビーム偏向ゾーンの範囲内で所定閾値を上回る。治療装置は、治療装置を制御するように構成されたプロセッサをさらに含む。機械実行可能命令の実行が、プロセッサに、リアルタイム医用データを受信させる。機械実行可能命令の実行がさらに、プロセッサに、リアルタイム医用データを用いて動く標的を標的化するように電子的調整可能焦点を調整させる。機械実行可能命令の実行がさらに、プロセッサに、動く標的がビーム偏向ゾーンの範囲内にあるときに動く標的を超音波処理させる。このコンピュータプログラム製品の便益は上述されている。

10

【図面の簡単な説明】

【0040】

以降に、本発明の好適な実施形態を、単に実施例として図面を参照しながら説明する。

【図1】本発明の一実施形態による方法を図示するフローチャートを示す。

【図2】本発明の別の実施形態による方法を図示するフローチャートを示す。

20

【図3】本発明の一実施形態による治療装置を図示する。

【図4】本発明の別の実施形態による治療装置を図示する。

【図5】本発明の別の実施形態による治療装置を図示する。

【図6】ビーム軸に対して垂直な偏向の関数として、高密度焦点式超音波センサにより生成された超音波の、正規化された強度のプロットを示す。

【図7】ビーム軸に沿った偏向の関数として、高密度焦点式超音波センサにより生成された超音波の、正規化された強度のプロットを示す。

【図8】図8A、図8B、図8C、図8D及び図8Eは、動く標的を有する対象者を図示する。

【図9】図9A、図9B、図9C、図9D及び図9Eは、図8A乃至図8Eに示す運動の平面図を示す。

30

【図10】直線状の周期的運動の平面的表現を図示する。

【図11】図10に示す周期的運動についての超音波処理時間を図示する。

【図12】曲線状の周期的運動軌道の平面的表現を図示する。

【図13】図12に示す周期的運動についての超音波処理時間を図示する。

【図14】5つの超音波処理ポイントを有する直線状の周期的運動の平面的表現を図示する。

【図15】図14に示す周期的運動についての超音波処理時間を図示する。

【図16】図16A、図16B、図16C、図16D及び図16Eは、動く標的を有する対象者を図示する。

40

【図17】各ポイントにおいてより高いエネルギー堆積が存在することを除き、図14に類似する。

【図18】図17に示す周期的運動についての超音波処理時間を図示する。

【図19】図17及び図18に示す例のサイクルのそれぞれの時間部分中に超音波処理されるポイントの数を示す。

【図20】複数のポイントが同時に超音波処理されることを除き、図17に類似する。

【図21】図20に示す周期的運動についての超音波処理時間を図示する。

【図22】超音波処理経路が曲線状であることを除き、図20に類似する。

【図23】図23に示す周期的運動についての超音波処理時間を図示する。

【図24】図24A、図24B、図24C、図24D及び図24Eは、動く標的を有する

50

対象者を図示する。

【図 2 5】図 2 5 A、図 2 5 B、図 2 5 C、図 2 5 D 及び図 2 5 E は、動く標的を有する対象者を図示する。

【図 2 6】図 2 6 A、図 2 6 B、図 2 6 C、図 2 6 D 及び図 2 6 E は、動く標的を有する対象者を図示する。

【図 2 7】連続的な線形の変位についての超音波処理の例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0041】

これらの図面において同様に番号付けされた要素は、同等の要素であるか、又は同一の機能を実行するかのいずれかである。上記で説明した要素は、機能が同等である場合、必ずしも後続の図面において説明されない。

10

【0042】

図 1 は、本発明の一実施形態による方法を図示するフロー図である。ステップ 100 において、方法が開始される。次にステップ 102 において、リアルタイムの医用データを受信する。次にステップ 104 において、リアルタイムの医用データ（リアルタイム医用データ）を用いて、動く標的を標的化するように、電子的に調整可能な焦点（電子的調整可能焦点）を調整する。次にステップ 106 において、動く標的がビーム偏向ゾーンの範囲内にある場合、標的を超音波処理する。これには、さらに、ビーム偏向ゾーンの範囲内にある標的の一部分を超音波処理することを含んでよい。ボックス 108 は、判断ボックスである。超音波処理が完了していない場合、次いで本方法はステップ 102 に戻る。超音波処理が完了するまで、連続的なループにおいてステップ 102 乃至 106 を繰り返す。このようにして、リアルタイム医用データを受信及び使用して、超音波処理を連続的に調整する。超音波処理が完了した場合、次いで本方法はステップ 110 において終了する。

20

【0043】

図 2 は、本発明の一実施形態による別の方法を図示するフロー図である。図 2 に示す方法は、ブロック 200 で開始される。次にステップ 202 において、リアルタイムの医用画像データを、医用イメージングシステムを用いて取得する。この場合、医用イメージングシステムによるリアルタイム医用データの取得は、リアルタイム医用データを受信することと同等である。次にステップ 204 において、リアルタイム医用データを用いて動く標的を標的化するように電子的調整可能焦点を調整する。ステップ 206 において、動く標的がビーム偏向ゾーンの範囲内にある場合に標的を超音波処理する。この場合も先と同様に、ビーム偏向ゾーンの範囲内にある標的の一部分を超音波処理してもよい。ブロック 208 は判断ブロックである。超音波処理が完了していない場合、次いで、超音波処理が完了するまでループにおいてステップ 202、204 及び 206 を繰り返す。超音波処理が完了した場合、次にステップ 210 において本方法が終了する。

30

【0044】

図 3 は、本発明の一実施形態による治療装置 300 を図示する。図 3 のコンポーネントに加えて、図 4 に示す実施形態は、対象者 301 を超音波処理する高密度焦点式超音波システム 302 である、温度治療システムを含む。高密度焦点式超音波システムを、対象者支持体 303 の下に取り付ける。対象者 301 は、対象者支持体 303 の上で安静にしている。高密度焦点式超音波システムは、流体で満たされたチャンバ 304 を含む。流体で満たされたチャンバ 304 の内部に、超音波トランスデューサ 306 がある。この図には示していないが、超音波トランスデューサ 306 には、それぞれが超音波の個々のビームを生成する能力がある、複数の超音波トランスデューサ素子を含んでよい。これを用いて、超音波トランスデューサ素子のそれぞれに供給される交流電流の位相及び/又は振幅を制御することによって電子的に超音波処理ポイント 318 の場所を操縦することができる。

40

【0045】

超音波トランスデューサ 306 を、機構 308 に接続する。機構 308 は、超音波トランスデューサ 306 を機械的に再位置付けすることを可能にする。機構 308 を、機械的

50

アクチュエータ 310 に接続する。機械的アクチュエータ 310 は、機構 308 を作動させるように適合される。機械的アクチュエータ 310 は、さらに、超音波トランスデューサ 306 に電力を供給するパワーサプライを表す。いくつかの実施形態において、パワーサプライは、個々の超音波トランスデューサ素子に対する電力の位相及び/又は振幅を制御することができる。超音波トランスデューサ 306 は超音波を生成し、超音波は経路 312 を進むことが示されている。超音波 312 は、流体で満たされたチャンバ 304 を通過し、超音波ウィンドウ 314 を通過する。この実施形態において、超音波は、次いで、ジェルパッド 316 を通過する。ジェルパッドは、必ずしもすべての実施形態において存在する必要はないが、この実施形態においては、対象者支持体 303 の中にジェルパッド 316 を受容する収納部が存在する。ジェルパッド 316 は、トランスデューサ 306 と対象者 301 との間の超音波パワーを結合する (couple) ことに役立つ。ジェルパッド 316 を通過した後、超音波 312 は、対象者 301 を通過し、超音波処理ポイント 318 に焦点合わせされる。超音波処理ポイントは、超音波が焦点合わせされる有限の体積又は局所的な体積であると解される。超音波処理ポイント 318 は、動く標的 320 の範囲内に焦点合わせされている。超音波処理ポイント 318 は、超音波トランスデューサ 306 を機械的に位置付けることと超音波処理ポイント 318 の位置を電子的に操縦することとの組み合わせを通じて移動させることができる。

【0046】

322 とマーク付けされた領域は、ビーム偏向ゾーンである。ビーム偏向ゾーンは、電子的調整可能焦点 318 における超音波の強度をトランスデューサ 306 により放射された音響パワーにより除算した値が所定閾値を上回るように、電子的調整可能焦点 318 を調整することができる領域である。この例において、動く標的 320 の全体がビーム偏向ゾーン 322 の範囲内にある。しかしながら、他の実施形態又は例において、動く標的 320 の一部分だけがビーム偏向ゾーン 322 の範囲内であってよい。さらに、いくらかの時間において、動く標的が全体的又は部分的にビーム偏向ゾーン 322 の範囲内であってよく、他の時間において、動く標的が部分的又は完全にビーム偏向ゾーン 322 の外側であってよい。

【0047】

高密度焦点式超音波システム 302 を、コンピュータ 324 のハードウェアインタフェース 326 に接続するものとして示す。ハードウェアインタフェース 326 を、プロセッサ 328 に接続する。ハードウェアインタフェース 326 は、プロセッサ 328 がデータ及びコマンドを送信及び受信して治療装置 300 の動作及び機能を制御することを可能にする。プロセッサ 328 を、さらに、ユーザインタフェース 330、コンピュータストレージ 332、及びコンピュータメモリ 334 に接続する。

【0048】

コンピュータストレージ 332 を、治療計画 340 を含むものとして示す。治療計画 340 には、動く標的を超音波処理する、又は動く標的の超音波処理を特定する詳細な命令又は制御を含んでよい。さらにコンピュータストレージ 332 を、リアルタイム医用データ 342 を含むものとして示す。リアルタイム医用データを、リアルタイム医用データを生成する能力があるいくつかの他の機器又はデバイスから受信してよい。例えば、治療装置 300 を、ある医用イメージングシステムに対して接続又はネットワーク接続してよい。さらにコンピュータストレージ 332 を、リアルタイム医用データ 342 を用いて生成された超音波処理制御コマンド 344 を含むものとして示す。さらにコンピュータストレージ 332 を、超音波処理校正 346 を含むものとして示す。超音波処理校正は、超音波の空間依存する強度を放射された音響パワーにより除算した値の記述である。さらにコンピュータストレージ 332 に示されるものは、超音波処理時間 348 のセットである。超音波処理時間 348 は、動く標的 320 の種々の部分又は部位のためのものである。超音波処理時間を、超音波処理校正 346 を用いて計算してよい。

【0049】

コンピュータメモリ 334 を、制御モジュール 350 を含むものとして示す。制御モジ

10

20

30

40

50

ジュール350は、プロセッサ328が治療装置300の動作及び機能を制御することが可能となるコンピュータ実行可能コードを含む。さらにコンピュータメモリ334を、超音波処理制御コマンド生成モジュール352を含むものとして示す。超音波処理制御コマンド生成モジュール352は、プロセッサ328がリアルタイム医用データ342を用いて超音波処理コマンド344を生成することが可能となるコンピュータ実行可能コードを含む。さらにコンピュータメモリ334を、動き追跡モジュール354を含むものとして示す。これは、いくつかの実施形態における随意的なモジュールであり、その実施形態において、超音波処理コマンド生成モジュール352は、動き追跡モジュール354とリアルタイム医用データ342とを用いて動く標的320の現在の場所を予測する。これは、動く標的320のより正確な超音波処理を可能にする。

10

【0050】

図4は、本発明の別の実施形態による治療装置400を示す。図4に示す治療装置400は、図3に示す治療装置300に類似する。治療装置400は、磁気共鳴イメージングシステム402を含む。磁気共鳴イメージングシステムは、磁石404を含む。磁石404は、円筒形タイプの超伝導磁石であり、その中心を通る内径406を有する。磁石は、液体ヘリウムで冷却されたクライオスタットを、超伝導コイルとともに有する。さらに、永久磁石又は常伝導磁石を使用することも可能である。さらに、種々の種類の磁石の使用が可能であり、例えば、分割した円筒形磁石といわゆるオープンマグネットとの双方を使用することも可能である。分割した円筒形磁石は、クライオスタットが2つのセクションに分割されて磁石のアイソプレーンにアクセスすることが可能となることを除き、標準の円筒形磁石に類似する。上記のような磁石を、例えば、荷電粒子ビーム治療と関連して使用することができる。オープンマグネットは、2つの磁石セクションを有し、一方が他方の上側にあってその間に対象者を受容するほど十分に大きな空間を有する。2つのセクション領域の配置は、ヘルムホルツコイルの配置に類似する。対象者があまり閉じ込められなくなる (less confined) ため、オープンマグネットは人気がある。円筒形磁石のクライオスタットの内部には、超伝導コイルの集合が存在する。円筒形磁石の内径406の内側には、磁界が磁気共鳴イメージングを行うのに十分なほど強く一様である、イメージングゾーン408が存在する。

20

【0051】

磁石の内径406の内側には、さらに、磁界勾配コイル410のセットが存在する。磁界勾配コイル410を磁気共鳴データの取得のために使用して、磁石404のイメージングゾーン408の内側の磁気スピンを空間的に符号化する。磁界勾配コイルを、磁界勾配コイルパワーサプライ412に接続する。磁界勾配コイル410は、代表的なものであることが意図される。典型的には、磁界勾配コイルは、3つの直行する空間次元を空間的に符号化するために、3つの別個のセットのコイルを含む。磁界勾配パワーサプライ412は、磁界勾配コイル410に電流を供給する。磁界コイルに供給された電流を時間の関数として制御し、さらに傾斜をつけてよく、又はパルスを発生させてよい。

30

【0052】

イメージングゾーン408に隣接するのは、イメージングゾーン408の内側の磁気スピンの方向付けを操作して、さらにイメージングゾーンの内側のスピンからの電波送信を受信する高周波コイル414である。高周波コイルには、複数のコイル素子を含んでよい。高周波コイルを、チャンネル又はアンテナと呼ぶ場合もある。高周波コイル414を、高周波トランシーバ416に接続する。高周波コイル414及び高周波トランシーバ416は、別個の送信コイル及び受信コイルと置き換えることができ、別個の送信機及び受信器であってよい。高周波コイル414及び高周波トランシーバ416は、代表的なものと解される。高周波コイル414は、さらに、専用送信アンテナ及び専用受信アンテナを表すことも意図される。同様にして、トランシーバ416は、別個の送信機及び受信器を表してもよい。

40

【0053】

コンピュータストレージ332を、パルスシーケンス420を追加的に含むものとして

50

示す。本明細書において用いられるパルスシーケンスは、プロセッサ 328 が磁気共鳴イメージングシステム 402 を制御して磁気共鳴データ 424 を取得することが可能となる命令セットを包含する。さらにコンピュータストレージ 332 を、磁気共鳴イメージングシステム 402 を用いて取得された磁気共鳴データ 424 を含むものとして示す。磁気共鳴データ 424 は、この実施形態において、リアルタイム医用データである。さらにコンピュータストレージ 332 を、磁気共鳴温度測定パルスシーケンス 422 を含むものとして示す。磁気共鳴温度測定パルスシーケンス 422 は、磁気共鳴イメージングシステム 402 が磁気共鳴温度測定データを含む磁気共鳴温度測定データを取得することが可能となるパルスシーケンスである。さらにコンピュータストレージ 332 を、磁気共鳴データ 424 から再構成された磁気共鳴画像 426 を含むものとして示す。さらにコンピュータストレージ 332 を、磁気共鳴データ 424 から再構成された温度マップ 428 を含むものとして示す。この場合、磁気共鳴データは、磁気共鳴温度測定データを含む。さらにコンピュータメモリ 334 を、磁気共鳴データ 424 を磁気共鳴画像 426 へと再構成するために使用される画像再構成モジュール 430 を含むものとして示す。さらにコンピュータメモリ 334 を、磁気共鳴データ 424 から温度マップ 428 を再構成するために使用される温度マッピングモジュール 432 を含むものとして示す。いくつかの実施形態において、超音波処理制御コマンド生成モジュール 352 は、超音波処理制御コマンド 344 を生成する際に、磁気共鳴画像 426 及び / 又は温度マップ 428 を使用する。例えば、磁気共鳴画像は、リアルタイムの医用画像であってよく、対象者内部の動く標的 320 の場所の識別を提供することができる。別の例として、温度マップ 428 を使用して、動く標的 320 の特定領域がどれほどの時間超音波処理され続けているかを識別することができる。これを用いて、超音波処理時間 348 を調整できるであろう。いくつかの実施形態において、コンピュータメモリ 334 は、画像セグメンテーションモジュール 434 を含む。超音波処理コマンド生成モジュール 352 は、磁気共鳴画像 426 とともに画像セグメンテーションモジュール 434 を用いて、動く標的 320 の場所を識別することができる。

【0054】

図 5 は、本発明の別の実施形態による治療装置 500 を示す。図 5 に示す実施形態は、図 3 に示す実施形態に類似する。図 5 において、超音波診断装置 502 が、治療装置 500 に追加されている。超音波診断トランスデューサ 504 が、超音波トランスデューサ 306 に組み込まれている。いくつかの代替的な実施形態において、超音波診断送信 504 は、超音波トランスデューサ 306 とは別個である。超音波診断トランスデューサ 504 を、超音波診断システム 502 に接続する。超音波診断システム 502 を、さらに、ハードウェアインタフェース 326 に接続する。この実施形態における制御モジュール 350 を、さらに、超音波診断システム 502 を制御するように適合させる。

【0055】

コンピュータストレージ 332 を、超音波診断データ 506 を含むものとして示す。この実施形態における超音波診断データ 506 は、リアルタイム医用データと同等である。さらにコンピュータストレージ 332 を、超音波診断画像 508 を含むものとして示す。超音波診断画像 508 は、超音波診断データ 506 から再構成される。さらにコンピュータメモリ 334 を、画像再構成モジュール 510 を含むものとして示す。画像再構成モジュール 510 には、超音波診断データ 506 から超音波診断画像 508 を再構成するためのコンピュータ実行可能コードを含む。さらにコンピュータメモリ 334 を、画像セグメンテーションモジュール 512 を含むものとして示す。画像セグメンテーションモジュール 512 には、超音波診断画像 508 の範囲内の動く標的 320 の場所を識別するためのコンピュータ実行可能コードを含む。超音波処理制御コマンド生成モジュール 352 は、超音波処理制御コマンド 344 を生成しているときに、画像セグメンテーションモジュール 512 を用いて、動く標的 320 の場所を識別することができる。

【0056】

図 6 は、高密度焦点式超音波トランスデューサにより生成される超音波の正規化された

10

20

30

40

50

強度のプロットを示す。x軸上のプロットは、ビームに対して垂直な偏向であり、トランスデューサのy軸又はz軸602に対応する。y軸は、正規化された強度604である。正規化された強度は、典型的な凹状のHIFUトランスデューサの幾何学的焦点において強度を音響パワーにより除算した値により正規化された、電子的調整可能焦点における超音波の強度を超音波トランスデューサにより放射された音響パワーにより除算した値である。非凹状のHIFUトランスデューサについて、音響パワーにより除算される最大限の強度を生成するものなどのいかなる他の基準ポイントも使用してよい。点線606は、50%において正規化された強度を示す。これは所定閾値の一例であってよく、所定閾値について正規化された強度が上回っている。領域608は、閾値606により画定されるビーム偏向ゾーンの一例であってよい。

10

【0057】

図7は、ビーム軸又はx軸に沿った偏向のための、正規化された強度700を示す。x軸は、トランスデューサのx軸に沿ったビーム偏向である。y軸は、この場合も先と同様に、正規化された強度604である。点線606は50%の正規化された強度を示す。これを用いて、図7に示すビーム偏向ゾーン704を画定する。

【0058】

大抵の場合、MR-HIFUによる可動性臓器の治療について、3つの戦略が存在する。簡易なものは、連続的に独立して運動を超音波処理することから成る。その場合、加熱が、標的組織の制御されていない運動軌道に沿って広がる。代替的に、呼吸サイクル又は心臓周期を用いて超音波処理をゲート開閉して、標的場所だけにおける加熱を達成することができる。しかしながら、加熱デューティサイクルは、たいてい、肝臓又は腎臓などのかん流臓器を治療するにはあまりに低い。代替的に、焦点ポイントを電子的に移動させて標的組織の変位を補償することができる。しかしながら、必要とされる大きな焦点ポイントの変位が加熱効果を縮小し、同時的な体積測定(volumetric)加熱にも基づく電子的な操縦の使用を制限する。

20

【0059】

本発明の実施形態は、組織の変位を用いて、必要とされる電子的な操縦を最小化して、体積測定加熱との組み合わせでより効率的な加熱を達成することができる。例えば、ある体積測定サークルの加熱が、1つの方向に沿って動く臓器において達成されることになり、このサークルを超音波処理するために必要なものが、運動方向に対して垂直な変位だけであってよい。

30

【0060】

図6及び図7は、ビーム軸に対して垂直な変位(一般に、足部 頭部(Foot-Head; FH)及び左 右(LR)の方向)と、ビーム軸に沿った変位(一般に、前部 後部(Anterior-Posterior; AP))の方向)とを用いながら、強度の減少を図示している。正規化された強度に対する基準は、焦点ポイントが典型的な凹状のトランスデューサ(位相におけるトランスデューサのすべてのチャンネル)の幾何学的中心により画定される自然な焦点場所に位置決めされる間の強度である。しかしながら、トランスデューサの近傍においてより多くのエネルギーが存在するため、トランスデューサに向かったのビーム軸に沿った焦点ポイントの操縦は強度増加を(時に最大で20%まで)誘導する可能性があるという、特定のケースに気付くであろう。

40

【0061】

図6及び図7は、ビーム軸に対して垂直な最大の偏向(図6)とビーム軸に沿った最大の偏向(図7)とを示し、上記の偏向は、典型的には、自然な焦点場所における強度の閾値50%により画定される。この例において、最大限許容可能な操縦を定義する閾値は、大抵、正規化された強度の50%であるように設定されている。

【0062】

この最大の操縦範囲は、ビーム軸に対して垂直な操縦範囲と比べて、ビーム軸に沿って典型的には2倍長くなる。操縦を用いてビーム軸に沿って焦点ポイントを移動させる場合、ビーム軸に対して垂直な最大操縦範囲はより小さくなるであろう。図6及び図7は、2

50

つの軸に沿った強度減少を表示しているが、実際には、この強度減少を3Dにおいて評価してトランスデューサへより高い電力レベルを印加することによってすべての場所について強度補償を処理する。

【0063】

腎臓又は肝臓などの可動性組織の治療は、大抵は治療プラットフォームに取り付けられて固定の位置にあるトランスデューサに対して標的組織が移動するため、問題がある。上記の運動を考慮しない場合、静的な焦点ポイントにより誘導される加熱が組織の運動軌道に沿って広がり、それは加熱の有効性を低くし、さらに健康な組織が切除されるおそれもある。この問題を克服するために提案される第1の戦略は、心臓又は呼吸の周期サイクルにおいてゲート開閉される超音波処理の使用であった。その場合、加熱の場所は十分に局所化されるが、組織を運動サイクルのうちの小さな断片の間に限り加熱するため、加熱は比較的に非効率なままとなる。この低いデューティサイクルを克服するために、代替的な解決法には、電子的な操縦を行って、運動と同等な偏向を適用することにより標的組織の同一部分を連続的に加熱することを含む。

10

【0064】

しかしながら、運動の振幅は、最大の電子的な操縦範囲と同じ大きさになる可能性があり、あるいはより大きくなる可能性すらある。例えば、肝臓の上側部分が、足部から頭部への(FH)方向に沿って4cmの振幅を有して動く場合があり、上記の振幅は、この方向に沿って約2cmというHIFUシステムの典型的な操縦範囲より大きい。加えて、最大限の操縦範囲能力を用いて組織運動の補償を行う場合、高密度パワー補償ファクタを使用して標的強度を達成しなければならない。このことは、体積測定超音波処理を介して加熱される体積を拡大するさらなる操縦の実行を不可能なままとする。

20

【0065】

本発明の実施形態は、組織運動又は標的運動を使用して、運動と焦点ポイント偏向との賢い組み合わせを用いて制御拡張へのエネルギー送配を拡大することができる。計画されたエネルギー送配アブレーションを得るために、運動軌道の最適な部分を識別することにより偏向の振幅を最小化することによってエネルギーの最適利用を行い、それぞれの標的ポイントについて超音波処理を行うことができる。

【0066】

超音波処理パラメータには、時間の関数として、焦点ポイントの位置(例えば、超音波処理軌道)、焦点ポイントの形状(複数若しくは単一の焦点ポイント又は任意の圧力分布)、焦点における音響パワー、及び/又はトランスデューサに印加される電力(種々のパワーレベル又はデューティサイクルの使用)を含みうる。

30

【0067】

本発明の実施形態は、超音波エネルギー送配の場所を制御するための複数のチャネルを含む超音波トランスデューサを含むことができ、この目的のために使用することができるであろう。焦点ポイントの電子的な変位を、本明細書において、軌道として「超音波処理軌道」と名付けて特徴付けることができる。

【0068】

本発明の実施形態は、運動を定量化する手段を含みうる。これは、例えば磁気共鳴イメージング(MRI)又は超音波イメージングデバイスなどの、運動の定量化を可能にするいかなるイメージングモダリティであってもよく、これを用いて運動を特徴づけることができるであろう。さらに、運動のこの特徴付けを、MRIなどのいくつかのイメージングモダリティ(良好な空間的組織コントラストのため)と超音波(高い時間分解能のため)との組み合わせによって得ることもできるであろう。組織全体の大局的な変位、又は標的体積の各ポイントの変位を使用して、剛体モデル又は弾性モデルのいずれかを用いて運動を特徴づけることができる。考えられる軌道を、呼吸若しくは心臓サイクル、又は筋収縮等の準周期運動などの周期運動について、1次元、2次元又は3次元において評価できるであろう。同様にいくつかの種類(例えば呼吸ペローズ(

40

50

respiratory bellows)、心臓のECG又はVCGなどの外部のセンサを用いて、呼吸又は心臓のサイクルにおける場所を識別することもできる。

【0069】

組織の運動に起因する標的ポイントの変位を、この明細書に関して、「運動軌道」と名付けられる軌道により特徴付けることができる。「超音波処理軌道」及び「運動軌道」の使用は、標的ポイント変位の種類を区別することを可能にする。

【0070】

図8A、8B、8C、8D及び8Eは、動く標的802を有する対象者800を示す。フレームA、B、C、D及びEのそれぞれは、異なる時間である。トランスデューサをアイテム804として示す。806とラベルづけされた矢印又はポイントは、動く標的802の変位を示す。動く標的802は、ビーム偏向ゾーンの範囲内にある場合、超音波808を用いて超音波処理される。超音波処理は、図8B、8C及び8Dにおいてのみ行われている。図8は、変位の一部中に動き追跡を用いて、FH方向に沿って動いている標的ポイントの超音波処理の側面図を示している。矢印は、それぞれの時間フレームについて、中央位置に対する組織変位を示す。

10

【0071】

図9は、図8に示したものと同一の超音波処理の平面図を示す。図9は、変位の一部中に動き追跡を用いて、FH方向に沿って動いている標的ポイントを示す図8と同一の超音波処理の平面図を示す。矢印は、それぞれの時間フレームについて、中央位置に対する組織変位を示す。

20

【0072】

シングルポイント加熱：

簡易なケースから始めると、トランスデューサの幾何学的中心を横切る周期的な直線状の運動軌道を有する、単一の標的組織ポイント(1と名付ける)の加熱を考えることができる。図8及び図9に図示するように、標的ポイント(Pt)をサイクル(CYCLE)のうち一部分中に限り超音波処理(Sonic)して、使用される偏向の振幅を抑制しながら要求のアプリケーションを達成することができる。

【0073】

温度及び/又は投与量の制御アルゴリズムが、ハーフサイクル $T_{CYCLE}/2$ について、このポイントへ送配すべきエネルギー E_1 の量を処理することができる。高いパワーレベルは希望されないキャビテーション効果を誘導する可能性があるため、あるいはトランスデューサ又は振幅器の過熱などのハードウェア制約のため、すべてのこのエネルギーを単一の短いパルスにおいて送配することはできない。焦点ポイントにおいて適用される最大の音響パワーレベル P_{MAX} (ユーザにより選択されるか、又はシステム使用に基づく)という情報に基づいて、最小の要求される加熱時間を、 $T^0_1 = E_1 / P_{MAX}$ によって定義することができる。いくつかのケースにおいて、加熱時間はいくつかの離散的な時間に分割される必要があるであろう。例えば、標的ポイントは、対象者が呼吸するにつれて、ビーム偏向ゾーンの内外へと動く可能性がある。特定の呼吸サイクル中、標的ポイントは、ハーフサイクル内で完全な治療を完了するほど十分に長くビーム偏向ゾーンの範囲内でない可能性がある。完全な治療を行うためのエネルギーを、温度及び/又は熱投与量フィードバックアルゴリズムに基づいて動的に調整することができる送配すべき要求のエネルギー E_1 を用いて、いくつかのサイクルにおいて分配することができる。標的ポイントの運動軌道のそれぞれの場所に到達するために行われる偏向について、正規化された強度を評価することができる。結果として得られるグラフは、正規化された強度が図11に示すように焦点ポイント場所ではなく時間の関数として表示されることを除き、図6及び図7に示されたものと類似することになる。時間及び場所の間の関係を、標的ポイントの運動軌道によって定義する。

30

40

【0074】

図10は、直線状の周期的運動の平面的な表現1000を示す。x軸は、トランスデューサのy軸変位1002である。y軸は、トランスデューサのz軸変位1004である。

50

点線 1 0 0 6 は、5 0 % の正規化された強度を示す。点線 1 0 0 8 は、所定閾値 1 0 0 8 の一例を示す。領域 1 0 1 0 は、線 1 0 0 8 により画定されるビーム偏向ゾーンである。太線 1 0 1 2 は、軌道 1 0 0 0 のうち超音波処理された部分を示す。

【 0 0 7 5 】

図 1 1 は、図 1 0 に示す周期的運動についての超音波処理時間を図示する。正規化された強度を、時間の関数 1 1 0 0 として示す。x 軸は時間 1 1 0 2 である。y 軸は正規化された強度 1 1 0 4 である。点線 1 0 0 6 は、強度の 5 0 % のレベルを示す。点線 1 0 0 8 は、所定閾値 1 0 0 8 を示す。正規化された強度が所定閾値 1 0 0 8 を上回る場合、標的はビーム偏向ゾーン 1 0 1 0 の範囲内にある。T₁ともラベル付けされている時間 1 1 0 6 が超音波処理時間である。

10

【 0 0 7 6 】

図 1 0 及び図 1 1 は、図 1 0 が直線状の周期的運動軌道の平面的な表現を図示し、図 1 1 がこの軌道についての正規化された強度を時間の関数として図示する。細い実線は、軌道のうち超音波処理されていない部分に対応し、太い実線は、運動軌道のうち超音波処理された部分に対応する。短い点線と長い点線とは、それぞれ、5 0 % の正規化された強度閾値と I₁ の正規化された強度閾値とに対応する。トランスデューサの軸 Y は、図 8 及び図 9 の F H 方向に対応する。

【 0 0 7 7 】

最大限の検索を行うことによって、最大の正規化された強度閾値 I⁰₁ を見出すことができる。図 1 0 及び図 1 1 に示すような T⁰₁ に等しい時間について、運動軌道のすべてのポイントがこの閾値を上回る。I⁰₁ と T⁰₁ とを図 1 0 及び図 1 1 上の I₁ と T₁ とに置き換える理由を、テキストにおいてさらに説明する。閾値 I₁ は、好ましくは、5 0 % より高い値に選択されなければならない。そうでなければ、標的組織を追跡するために、過剰な偏向が必要となるおそれがある。

20

【 0 0 7 8 】

図 1 0 及び図 1 1 に示す、組織運動軌道のうちの超音波処理された部分は、正規化された強度が I⁰₁ よりも高い（太線）、すべてのポイントに対応することになる。運動軌道のこの部分は時間 T⁰₁ に対応するため、加熱デューティサイクル 2 T⁰₁ / T_{CYCLE} は要求の加熱を達成するほど十分である。加熱される軌道の部分のこの選択は、したがって、偏向に起因する強度減少を最小化するものである。さらに、本方法は、2 方向又は 3 方向に沿ったより複雑な周期的軌道を考慮できるであろう。図 1 2 及び図 1 3 は、（3 D 変位よりは描画することが容易である）2 D 変位の一例を示す。しかしながら、運動軌道の各ポイントについての正規化された強度を、同一の方法を用いて 3 D において処理することができるため、本方法は 3 方向において補間できるということが、容易に理解されるであろう。さらに、サイクルのもう半分が同一であることを仮定し、運動サイクルのうち半分だけを考慮して、図示を簡易化した。しかしながら、ヒステリシスを有する軌道などのように、半分の期間の運動軌道が 2 つ同一ではない場合、サイクル全体を考慮してよい。

30

【 0 0 7 9 】

図 1 2 は、図 1 0 に示すものと類似するケースを示す。しかしながら、このケースでは、曲線状の周期的運動軌道の平面的な表現 1 2 0 0 を示す。この例において、軌道 1 2 0 0 の超音波処理部分を 1 2 1 2 とラベル付けしている。

40

【 0 0 8 0 】

図 1 3 は、図 1 1 に類似する。正規化された強度は、軌道 1 2 0 0 の時間の関数 1 3 0 0 であり、この場合も先と同様に時間の関数として示される。図 1 3 における超音波処理時間を 1 3 0 6 とラベル付している。

【 0 0 8 1 】

図 1 2 及び図 1 3 に表示の特定の例において、標的ポイントの運動軌道はトランスデューサの幾何学的中心を横切らず、したがって正規化された強度は決して 1 0 0 % に達しないが、1 0 0 % はこの方法について必須ではない。

【 0 0 8 2 】

50

種々の戦略を用いて強度減少について補償することができるであろう。最も頻繁に使用される方法には、正規化された強度に対して反比例するファクタによってトランスデューサに印加される電力を増加させることを含む。したがって、焦点ポイントにおける強度を一定に、例えばキャピテーション閾値のすぐ下に保つことができる。

【0083】

しかしながら、最大のパワーがハードウェア制約により制限される場合、例えば、トランスデューサに印加される電力が増加されるべきではない場合、 T^0_1 より大きい値へと超音波処理時間を増加させてよい。

【0084】

上記のような時間増加について、運動軌道のうち選択された部分の長さにわたって平均の正規化された強度 $\langle I \rangle^0_1$ を考慮する、反復的なアルゴリズムを使用することができる。10

$\langle I \rangle^0_1$ は、 I^0_1 と100%との間の値である。アルゴリズムは、前述の値

$$T^0_1 = E_1 / P_{MAX}$$

I^0_1 は閾値として決定され、正規化された強度 I はある期間について上記閾値を上回り続ける

$$t(I > I^0_1) = T^0_1$$

$\langle I \rangle^0_1$ = この軌道部分についての平均の正規化強度

を用いて開始され、続いて、次の式

$$T^n_1 = T^0_1 / \langle I \rangle^{n-1}_1$$

I^n_1 は閾値として決定され、正規化された強度 I はある期間について上記閾値を上回り続ける 20

$$t(I > I^n_1) = T^n_1$$

$\langle I \rangle^n_1$ = この軌道部分についての平均強度

に基づいて反復が行われる。それぞれの反復について、時間 T^n_1 は増加し、閾値 I^n_1 及び $\langle I \rangle^n_1$ は減少する。時間 T^n_1 は半分の時間サイクル $T_{CYCLE} / 2$ を超えることができないため、この問題は収束する。したがって、収束において得られる値を、 T_1 、 I_1 及び $\langle I \rangle_1$ とラベル付することができる。したがって、標的において堆積される結果として得られるエネルギーは、 $E_1 = P_{MAX} \times \langle I \rangle_1 \times T_1$ である。

【0085】

図14は、このケースにおいて超音波処理されるポイントが5つ存在することを除き、図10に示すものと類似する状況を図示する。軌道はそれぞれ1400とラベル付けされ、各軌道のうち超音波処理された部分は1412とラベル付されている。 30

【0086】

図15は、図11に類似する。図15において、3つの正規化された強度曲線1500が示されている。1502とラベル付けされた曲線の部分は、3つの超音波処理期間に対応する。

【0087】

図14及び図15は、5つのポイントの軌道が考慮されていることを除き、図10及び図11と同一の表現を示す。標的組織運動サイクルの中間における各ポイントの位置を、小さい白いサークルにより示す。これは、組織におけるポイントの場所に対応する。これらの5つのポイントを、サークルの標的に沿って位置決めする。細かい実線は、運動軌道のうち超音波処理されていない部分に対応し、太い実線は、運動軌道のうち超音波処理された部分に対応する。標的組織は、サイクルの前半の間に、Y軸に沿って左から右へと動く。 40

【0088】

図16を用いて、図14及び図15に示される運動を図示する。図16は、変位の一部分中に動き追跡を用いた、FH方向に沿って動いている5つの標的ポイントの超音波処理の平面図である。図16は、フレームA、B、C、D及びEを有する。図16は、変位の一部分中に動き追跡を用いて、FH方向に沿って動いている5つの標的ポイント(Pt)の超音波処理(Sonic)の平面図を示している。矢印が、各時間フレームについて、中央位 50

置に対する組織変位を示し、ポイントが、図 1 4 及び図 1 5 に図示した偏向最小化による超音波処理に関して選択されている。

【 0 0 8 9 】

図 1 7 及び図 1 8 は、類似する最大の強度基準を有する各ポイントにおいてより高いエネルギー堆積が存在することを除き、図 1 4 及び図 1 5 に示す例と同一の表現を示す。これは、各ポイントについて、超音波処理デューティサイクルを増加させる。図 1 7 及び図 1 8 は、5つのポイントの軌道を有する図 1 4 及び図 1 5 と同一の表現を示すが、類似する最大の強度基準を有する各ポイントにおいてより大きいエネルギー堆積を考慮しており、したがって各ポイントについて超音波処理デューティサイクルを増加させている。

【 0 0 9 0 】

体積測定加熱：

シングルポイントについての前述の方法を、複数の標的ポイントを含む標的体積に対して一般化することができる。温度及び/又は投与量制御アルゴリズムが、2D又は3Dにおいて、ハーフサイクル $T_{CYCLE} / 2$ について、各ポイント K へ送配すべきエネルギーの量 E_K を処理することができる。前述と類似する方法を用いて、各ポイント K についての最小限の必要とされる加熱時間を、 $T_K^0 = E_K / P_{MAX}$ によって定義することができるであろう。ハードウェア制約に起因して、また非常に高い超音波圧力において発生するおそれがある機械的な損傷を引き起こすことを回避するために、体積全体を（少なくともより大きな体積について）切除するには2つ以上の運動サイクルが大抵必要であることに留意すべきである。

【 0 0 9 1 】

図 1 7 及び図 1 8 は、標的のサークルに沿って位置決めされた5つのポイントを用いた体積測定動き追跡方法を図示する。図示を簡易化するために、ポイント2、5とポイント3、4とは、最小の加熱時間において、要求されるエネルギーの同一量を対称的に分配されることを仮定し、図 1 8 は5つの曲線に代わって3つの曲線を有する。最大限の検索を行って、最大の正規化された強度閾値 I_K^0 を見出すことができる。ポイント K の運動軌道のすべてのポイントが、 T_K^0 に等しい時間中、この閾値を上回る。

【 0 0 9 2 】

図 1 6 に図示するように、サイクルの始めにおいて標的ポイントはいずれも超音波処理されず、次いでポイント1だけが超音波処理され、続いてポイント2及び5が同時に超音波処理され、続いてポイント3及び4が同時に超音波処理され、ハーフサイクルの終了においてどのポイントも超音波処理されないという結果となる。エネルギーは円形の超音波処理軌道の5つのポイントのそれぞれにおいて送配されているが、偏向は運動軸に対して直交するほぼ1つの軸に沿ってしか行われていないという結果となる。

【 0 0 9 3 】

この方法が種々の量のエネルギーを送配可能であるという事実を図示するために、図 1 7 及び図 1 8 は、5つのポイントの軌道の類似する例を表示するが、各ポイントの超音波処理時間を増加させることによって図 1 4 及び図 1 5 と比べて2倍多いエネルギーを送配している。

【 0 0 9 4 】

図 1 9 は、超音波処理されるポイントの数のプロットを時間の関数として示す。x軸は時間 1 1 0 2 を示し、y軸 1 9 0 0 は時間 1 1 0 2 の関数として超音波処理されるポイントの数を示す。図 1 9 は、図 1 7 及び図 1 8 に示す例について、ハーフサイクルの各時間部分中に超音波処理すべきポイントの数を示す。しかしながら、いくつかのケースにおいて、ポイント3及び4などのように、同一の期間に2つ以上のポイントを処理しなければならない。これを、複数の焦点ポイントを形成することか、又はある場所から別の場所へと焦点ポイントを非常に速く切り替えることかのいずれかによって、行うことができる。速く切り替える手法は、複数の焦点ポイント（エネルギー損失の増加をもたらす）よりサイドローブの量の低減を誘導するため、大抵好まれる。双方のケースにおいて、この期間中のトランスデューサにより送配される合計エネルギーを、いくつかのポイント間で分配

10

20

30

40

50

しなければならない。この効果を考慮するために、図 19 に示すように、

〔外 1〕

И

(以降「N」と表記)と名付けられる関数を定義して、サイクルの各時間部分中に超音波処理すべきポイントの数を定量化する。

【0095】

偏向により誘導される強度減少と同一期間において超音波処理すべきポイントの数とを補償するために、反復的なアルゴリズムを使用することができる。期間増加について、運動軌道のうち選択された部分の長さによって、超音波処理の数により乗算された正規化された強度の平均 $\langle I N \rangle_K$ を考慮する、反復的なアルゴリズムを用いることができる。

10

【0096】

上記のアルゴリズムは、前述の値

$$T^0_K = E_K / P_{MAX}$$

I^0_K は閾値として決定され、正規化された強度Iはある期間について上記閾値を上回り続ける

$$t(I > I^0_K) = T^0_K$$

$\langle I N \rangle^0_K$ = この軌道部分についての、超音波処理の数により乗算された平均の正規化強度

20

を用いて開始される。

【0097】

その後、次の式

$$T^n_K = T^0_K / \langle I N \rangle^{n-1}_K$$

I^n_K は閾値として決定され、正規化された強度Iはある期間について上記閾値を上回り続ける

$$t(I > I^n_K) = T^n_K$$

$\langle I N \rangle^n_K$ = この軌道部分についての、超音波処理の数により乗算された平均の正規化強度

30

に基づいて反復を行う。

【0098】

それぞれの反復において、時間 T^n_K は増加し、閾値 I^n_1 及び $\langle I N \rangle^n_1$ は減少する。時間 T^n_K は半分の時間サイクル $T_{CYCLE} / 2$ を超えることができないため、この一式は収束する。したがって、収束において得られる値を、 T_K 、 I_K 及び $\langle I N \rangle_K$ とラベル付けることができる。したがって、標的において堆積される結果として得られるエネルギーは、 $E_1 = P_{MAX} \times \langle I N \rangle_1 \times T_1$ である。前述のように、閾値 I_K は、好ましくは、50%より大きな値に選択されなければならない、そうでなければ、標的組織を追跡するために、過剰な偏向が必要となるであろう。

【0099】

図20及び図21は、図17及び図18に類似する。図20及び図21において、図17及び図18に示す例について、超音波処理時間の最適化後に結果として得られる超音波処理軌道は、同時に超音波処理されるポイントの数を考慮している。図20及び図21は、同時に超音波処理されるポイントの数を考慮している図8に示す例について、超音波処理時間の最適化後に結果として得られる超音波処理される軌道を示す。図8と比べて、期間T1は減少し、期間T2、T5と期間T3、T4とが増加している。

40

【0100】

図17及び図18に示す例について、ポイント1は、他のポイントと同じ期間中には決して超音波処理されないという結果になり、選択された期間において関連する高い平均の正規化された強度が必要とする超音波処理時間の割り当ては、図20及び図21に示すような他のポイントよりも大分短いであろう。図14、図15、図17、図18、図20及

50

び図 2 1 に示す例において、運動は軸 Y に沿って、標的サークルの直径よりも大きな振幅を有して発生することに、留意すべきである。しかしながら、このサークルへのエネルギー送配のために行われる偏向は、主として、運動に対して直行する軸に沿って行われる。各ポイントにおいて十分なエネルギー送配を得るためだけに、運動方向に沿った偏向を調整する。それは、体積測定加熱の特定の場合において、動きの振幅より大きくなるであろうし、この場合、さらなる電子的操縦を運動の方向に沿って必要とするであろう。上記のような場合においてさえ、記載したアルゴリズムはまったく同じままとする。

【 0 1 0 1 】

図 2 2 及び図 2 3 は、図 2 0 及び図 2 1 に類似する。図 2 2 及び図 2 3 に図示する例は、直線軌道に代わって曲線軌道が使用されていることを除き、図 2 0 及び図 2 1 と類似する。図 2 2 及び図 2 3 に図示するように、この方法を、それぞれの標的ポイントについて、例えば変形可能な標的臓器の弾性変位の結果であろう異なる曲線状の軌道に対して、まったく同じアルゴリズムを用いて適用することができる。複数の標的ポイントとしての単一の標的ポイントについて、送配すべき要求されるエネルギー E_k を、温度及び / 又は熱投与量フィードバックアルゴリズムに基づいて動的に調整することができる。結果として、期間 T_k 、強度閾値 I_k 、及び加熱されるサイクルの部分を、動的に（すなわち各サイクルについて）調整することもできる。

10

【 0 1 0 2 】

図 2 4 は、3つの標的 8 0 2 が超音波処理されていることを除き、図 9 に類似する。図 2 4 は、偏向により誘導されるエネルギー損失を最小化するためのアルゴリズムを用いている、軸 F H に沿って置かれた3つの標的ポイント (Pt) の超音波処理 (Sonic) を図示する。

20

【 0 1 0 3 】

運動軌道に沿った標的領域の拡大

いくつかのケースにおいて、運動軌道に沿った細長いアブレーションを行うことが要求されるであろう。上記の結果を、例えば、図 2 4 に表示したような F H 軸などの運動軌道に沿った3つのポイントを選択することによって得ることができる。前述した偏向を最小化するアルゴリズムの結果として、標的ポイントがトランスデューサの前に来た場合、超音波処理が各ポイントにおいて連続的に行われる。

【 0 1 0 4 】

図 2 5 は、単一ポイント 8 0 2 が、組織軌道の半分の間、動き追跡を用いずに、エネルギー送配を拡張して運動軌道の振幅より2倍短く整合させるように超音波処理されていることを除き、図 9 に類似する。図 2 5 は、運動軌道の振幅よりも2倍短いラインにエネルギー送配を拡張するための、組織軌道の半分の間、動き追跡を用いない、単一ポイント (Pt) の超音波処理 (Sonic) を示す。運動軌道に沿っていくつかのポイントを定義することに代わって、偏向により誘導されるエネルギー損失を最小化する代替的なアルゴリズムを、1つのポイントだけを定義することと、この超音波処理されるポイントを運動軌道に沿って制御拡張へと広げさせることとによって、考えることができるであろう。上記のアルゴリズムは、偏向が増幅する運動軌道のポイントを識別することができ、標的軌道をカバーするために運動軌道の一部中に同一の偏向を用いて超音波処理を維持することができる。図 2 5 に図示するように、超音波処理は、常時トランスデューサに対して同一の場所において行われるが、運動の振幅より2倍短いラインにわたってエネルギーを送配するために運動軌道の半分の間だけ行われる。図 2 4 に図示の第1の方法と比較して、図 2 5 に図示の第2の方法は、一連のポイントではなく1つのポイントだけを運動軌道に沿って考慮しなければならないため、より多くの連続的なエネルギー送配を行うための利点を提供する。しかしながら、第1の方法は、運動軌道よりも大きい超音波処理軌道にわたるエネルギー送配を可能にする。

30

40

【 0 1 0 5 】

図 2 6 は、サークルの領域にわたってエネルギー送配を行うように調整されたデューティサイクル中に、3つのポイント 8 0 2 が動き追跡なしに超音波処理されていることを除

50

き、図9に類似する。図26は、サークルの領域にわたってエネルギー送配を行うように調整されたデューティサイクルを有する、動き追跡なしの、3つのポイント(Pt)の超音波処理(Sonic)を示す。第1の方法と同一の方法で、第2の方法を、超音波処理されるいくつかのポイントへと一般化することができる。したがって、運動方向に沿ったエネルギー送配の拡張を、各ポイントに対して異なる超音波処理時間を用いて、各ポイントについて個々に制御することができる。図26に示すように、ポイント1を使用して、ポイント2及び3により形成される線よりも長い線に沿ってエネルギーを送配して、円盤状にわたってエネルギーを堆積させる。均質のエネルギー送配、又はコントローラアルゴリズム(例えば温度及び/又は線量制御)に従って送配されるエネルギーを得るために、トランスデューサへの電力を、偏向振幅と瞬間的な組織変位速度との関数として調節することができる。先の図14、図15、図17、図18、図20及び図21に示した例との差分は、この場合には運動の方向(すなわち、FH方向)に沿った焦点スポットの電子的な操縦がまったく存在しないということである。超音波処理の手順がまったく同一であるということからは離れる。動き追跡と関連する偏向に起因するエネルギー損失を最小化するために、前述のアルゴリズムよりも粗いアルゴリズムを考えることができるであろう。例えば、ユーザが、正規化強度閾値 I_T を単に選択してよい。したがって、正規化強度が閾値 I_T よりも高い領域の範囲内に、標的ポイントが位置決めされている限り、システムは組織を超音波処理する。結果として、最大のエネルギー堆積が、各ポイントにおいて、偏向に関するエネルギー損失の許容可能なパーセンテージに限定された偏向を用いて達成される。上記の最大のエネルギー送配は、迅速な温度上昇を必要とする、肝臓及び腎臓などのより多くかん流される臓器におけるアブレーションに特に有用である。

10

20

【0106】

図27は、図27に示す例における超音波処理が、正規化された強度閾値1008に基づいた連続的な直線状の変位を有する3つのポイントに対するものであることを除き、図10に類似する。図27は、正規化された強度閾値領域 I_T に基づいた連続的な直線状の変位(非周期的)についての超音波処理の一例を示す。さらに、偏向に起因する強度損失を最小化するアルゴリズムの使用を、突然の筋収縮などの周期的な変位に従っていない臓器に、適用してもよい。例えば、図27は、3つのポイントについて、1つの軸に沿った連続的な剛体変位の一例を示す。強度閾値が選択された閾値 I_T よりも低くならない限り、3つの標的ポイントの動き追跡を適用する。

30

【0107】

本発明を図面及び上記説明において詳細に図示及び説明してきたが、上記の図示及び説明は図示的又は例示的と見なされるべきであって、限定的と見なされるべきではない。本発明は開示した実施形態に限定されない。

【0108】

開示した実施形態に対する他の変形を、請求された発明を実施する際に図面、開示、及び別記の請求項の調査から、当業者が理解し、達成する可能性がある。請求項において、単語「含む(comprising)」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「ある("a", "an")」は複数を除外するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項に列挙された複数のアイテムの機能を満たしてよい。特定の手段が互いに異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの組み合わせを使用して利点を得られないということを示すものではない。コンピュータプログラムを、他のハードウェアとともに、又はその一部として供給される光ストレージ媒体又はソリッドステート媒体などの適切な媒体において、記憶/配布してよいが、さらに、インターネット又は他の有線若しくは無線の通信システムなどを介して、他の形式において配布してよい。請求項におけるいかなる参照符号も、範囲を限定するものと見なされるべきではない。

40

【符号の説明】

【0109】

300 治療装置

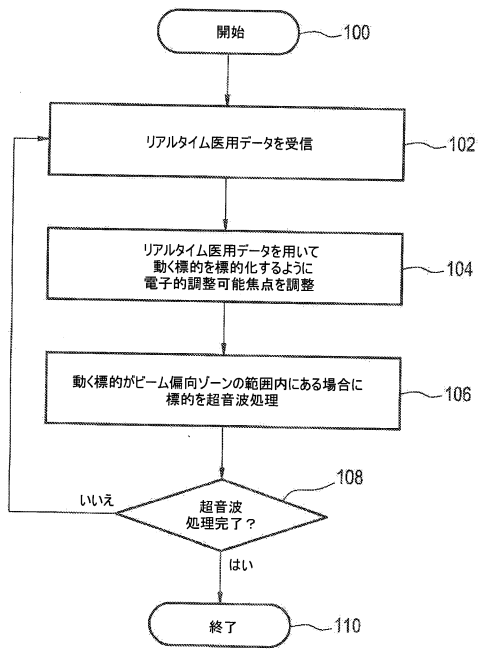
301 対象者

50

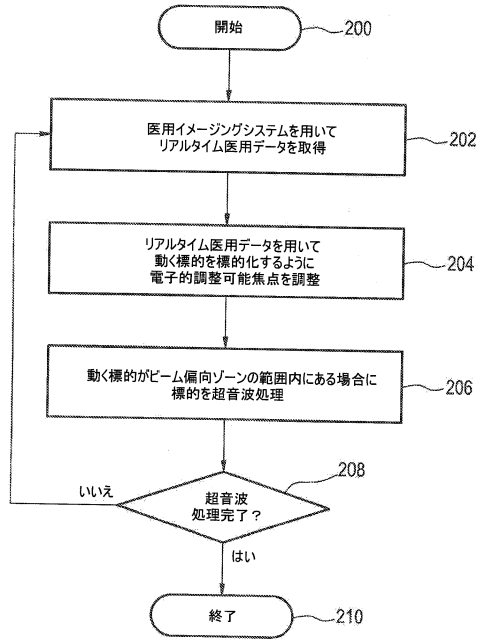
3 0 2	高密度焦点式超音波システム	
3 0 3	対象者支持体	
3 0 4	流体で満たされたチャンバ	
3 0 6	超音波トランスデューサ	
3 0 8	機構	
3 1 0	機械的アクチュエータ/パワーサプライ	
3 1 2	超音波の経路	
3 1 4	超音波ウィンドウ	
3 1 6	ジェルパッド	
3 1 8	超音波処理ポイント	10
3 2 0	動く標的	
3 2 2	ビーム偏向ゾーン	
3 2 4	コンピュータ	
3 2 6	ハードウェアインタフェース	
3 2 8	プロセッサ	
3 3 0	ユーザインタフェース	
3 3 2	コンピュータストレージ	
3 3 4	コンピュータメモリ	
3 4 0	治療計画	
3 4 2	リアルタイム医用データ	20
3 4 4	超音波処理制御コマンド	
3 4 6	超音波処理校正	
3 4 8	超音波処理時間	
3 5 0	制御モジュール	
3 5 2	超音波処理制御コマンド生成モジュール	
3 5 4	動き追跡モジュール	
4 0 0	治療装置	
4 0 2	磁気共鳴イメージングシステム	
4 0 4	磁石	
4 0 6	磁石の内径	30
4 0 8	イメージングゾーン	
4 1 0	磁界勾配コイル	
4 1 2	磁界勾配コイルパワーサプライ	
4 1 4	高周波コイル	
4 1 6	トランシーバ	
4 2 0	パルスシーケンス	
4 2 2	磁気共鳴温度測定パルスシーケンス	
4 2 4	磁気共鳴データ	
4 2 6	磁気共鳴画像	
4 2 8	温度マップ	40
4 3 0	画像再構成モジュール	
4 3 2	温度マッピングモジュール	
4 3 4	画像セグメンテーションモジュール	
5 0 0	治療装置	
5 0 2	超音波診断装置	
5 0 4	超音波診断トランスデューサ	
5 0 6	超音波診断データ	
5 0 8	超音波診断画像	
5 1 0	画像再構成モジュール	
5 1 2	画像セグメンテーションモジュール	50

6 0 0	正規化された強度	
6 0 2	垂直な方向	
6 0 4	正規化された強度	
6 0 6	50%の正規化された強度	
6 0 8	ビーム偏向ゾーン	
7 0 0	正規化された強度	
7 0 2	ビーム経路に沿った偏向	
7 0 4	ビーム偏向ゾーン	
8 0 0	対象者	
8 0 2	動く標的	10
8 0 4	超音波トランスデューサ	
8 0 6	変位	
8 0 8	超音波	
1 0 0 0	直線状の周期的運動軌道の平面的な表現	
1 0 0 2	トランスデューサの y 軸変位	
1 0 0 4	トランスデューサの z 軸変位	
1 0 0 6	50%の正規化された強度	
1 0 0 8	所定閾値 (I_1)	
1 0 1 0	ビーム偏向ゾーン	
1 0 1 2	軌道のうち超音波処理された部分	20
1 1 0 0	時間の関数としての正規化された強度	
1 1 0 2	時間	
1 1 0 4	正規化された強度	
1 1 0 6	超音波処理時間	
1 2 0 0	曲線状の周期的運動軌道の平面的な表現	
1 2 1 2	軌道のうち超音波処理された部分	
1 3 0 0	時間の関数としての正規化された強度	
1 3 0 6	超音波処理時間	
1 4 0 0	運動軌道	
1 4 1 2	軌道のうち超音波処理された部分	30
1 5 0 0	正規化された強度	
1 5 0 2	超音波処理時間	
2 7 0 0	運動軌道	
2 7 1 2	軌道のうち超音波処理された部分	

【図1】

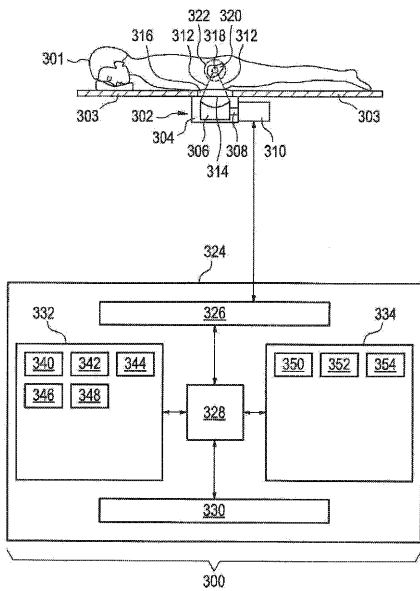


【図2】



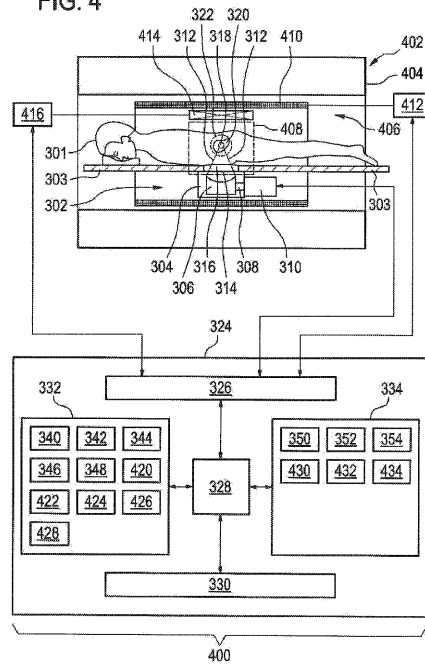
【図3】

FIG. 3

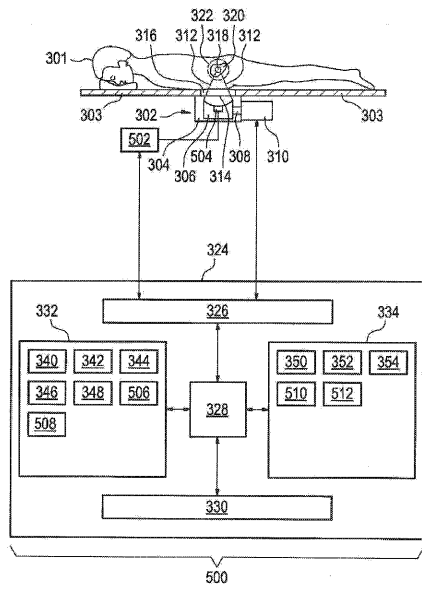


【図4】

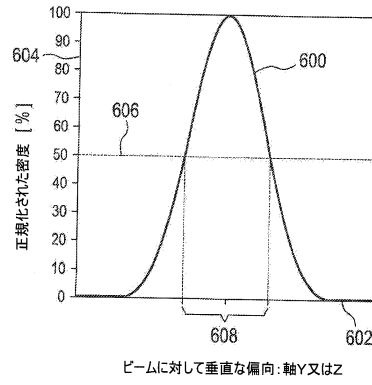
FIG. 4



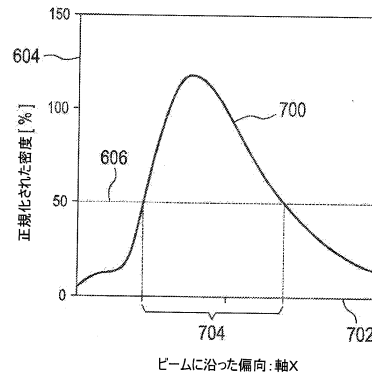
【 図 5 】
FIG. 5



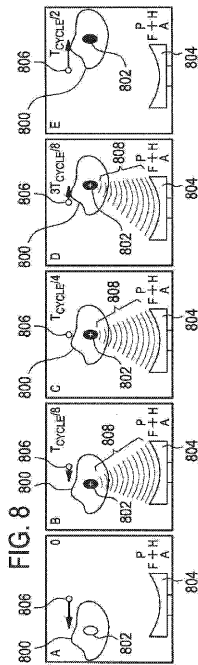
【 図 6 】



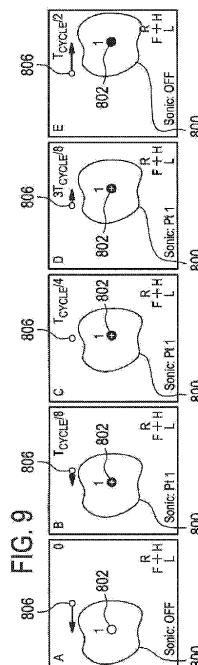
【 図 7 】



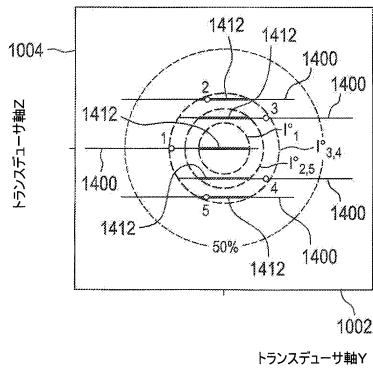
【 図 8 】



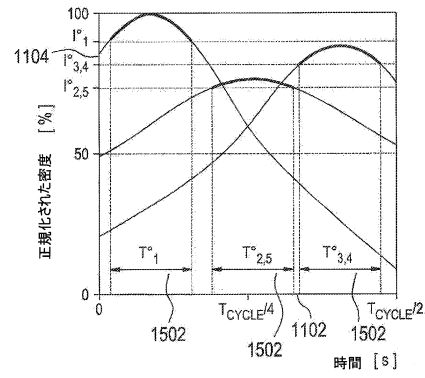
【 図 9 】



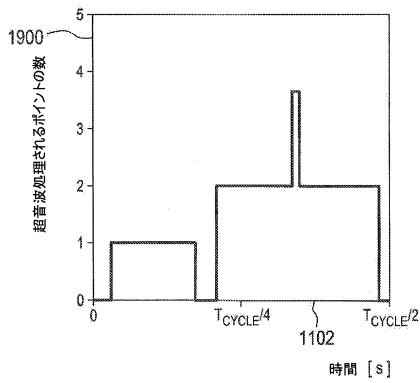
【図17】



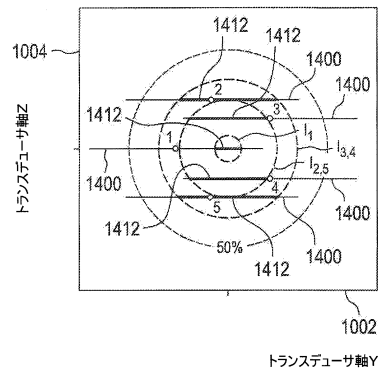
【図18】



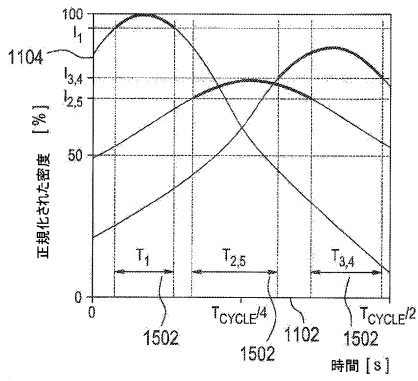
【図19】



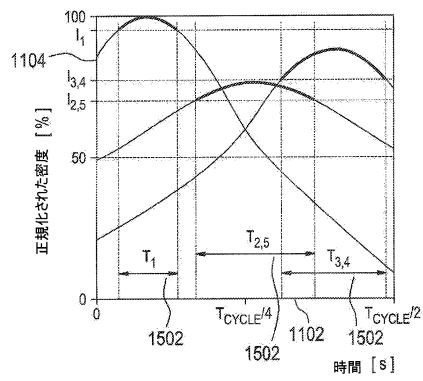
【図20】



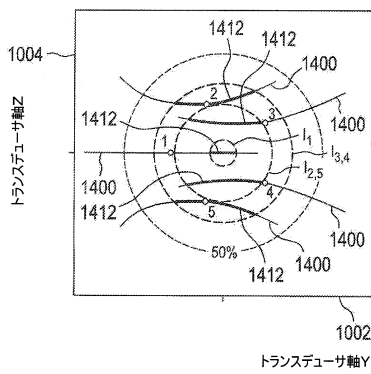
【図 2 1】



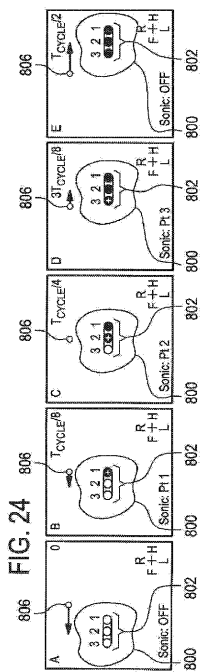
【図 2 3】



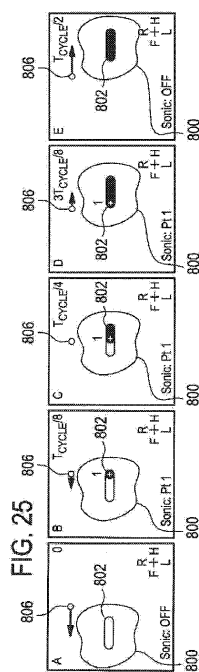
【図 2 2】



【図 2 4】



【図 2 5】



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 ムジュノ, シャルル

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 44, フィリップス・アイピー・アンド・エス

(72)発明者 コーラー, マックス オスカル

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 44, フィリップス・アイピー・アンド・エス

合議体

審判長 高木 彰

審判官 林 茂樹

審判官 関谷 一夫

(56)参考文献 特表2011-517284(JP, A)

特開平11-57030(JP, A)

特開2007-167630(JP, A)

特開2008-206556(JP, A)

特表2007-507275(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N7/00-7/02

专利名称(译)	用于超声移动目标的治疗装置		
公开(公告)号	JP6470566B2	公开(公告)日	2019-02-13
申请号	JP2014532510	申请日	2012-08-27
[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	ムジュノシャルル コーラーマックスオスカル		
发明人	ムジュノ,シャルル コーラー,マックス オスカル		
IPC分类号	A61B17/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B18/04 A61B8/44 A61B8/4477 A61B8/585 A61B90/00 A61B2018/00642 A61B2018/00791 A61B2090/374 A61B2090/378 A61N7/02 A61N2007/0091 A61N2007/0095		
FI分类号	A61B17/00.700 A61B8/00		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/539600 2011-09-27 US 2011182849 2011-09-27 EP		
其他公开文献	JP2014533977A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

治疗装置 (300,400,500) 包括高强度聚焦超声系统 (302) , 其包括超声换能器 (306) 。 超声换能器具有电子可调焦点 (318) 。 高强度聚焦超声系统具有光束偏转区 (322,608,704,1010) 。 在电子可调节焦点处的超声波的密度除以发射的声功率超过在光束偏转区域范围内的预定阈值 (606,1008) 。 治疗装置还包括用于控制治疗装置的处理单元 (328) 。 的机器可执行指令 (350 , 352 , 354) 的执行是一个处理器 , 用于接收实时医疗数据 (342424506) 示出目标的移动位置 (320802) (102 , 202) 和操作 , 操作并通过调节使用实时医疗数据的电子可调整的焦点 (104 , 204) 移动目标的定位 , 移动目标是一个移动的目标当在光束偏转区超声的范围 (106,206) 操作。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6470566号 (P6470566)
(45) 発行日 平成31年2月13日 (2019. 2. 13)	(24) 登録日 平成31年1月25日 (2019. 1. 25)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 7 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 8 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1)	F I A 6 1 B 1 7 / 0 0 A 6 1 B 8 / 0 0	7 0 0
請求項の数 14 (全 33 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-532510 (P2014-532510)	(73) 特許権者 590000248	
(86) (22) 出願日 平成24年8月27日 (2012. 8. 27)	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2014-533977 (P2014-533977A)	KONINKLIJKE PHILIPS N. V.	
(43) 公表日 平成26年12月18日 (2014. 12. 18)	オランダ国 5 6 5 6 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/IB2012/054372	High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven	
(87) 国際公開番号 W02013/046074	(74) 代理人 100107766	
(87) 国際公開日 平成25年4月4日 (2013. 4. 4)	弁理士 伊東 忠彦	
審査請求日 平成27年8月26日 (2015. 8. 26)	(74) 代理人 100070150	
審査番号 不審2017-13355 (P2017-13355/11)	弁理士 伊東 忠彦	
審査請求日 平成29年9月8日 (2017. 9. 8)		
(31) 優先権主張番号 61/539, 600		
(32) 優先日 平成23年9月27日 (2011. 9. 27)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)		
(31) 優先権主張番号 11182849. 7		
(32) 優先日 平成23年9月27日 (2011. 9. 27)		
(33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 動く標的を超音波処理する治療装置		