

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4913828号
(P4913828)

(45) 発行日 平成24年4月11日 (2012.4.11)

(24) 登録日 平成24年1月27日 (2012.1.27)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B	18/00	(2006.01)	A 6 1 B	17/36	3 3 0
A 6 1 B	5/055	(2006.01)	A 6 1 B	5/05	3 9 0
A 6 1 B	17/22	(2006.01)	A 6 1 B	17/22	
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	8/00	

請求項の数 9 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2008-547826 (P2008-547826)	(73) 特許権者	507257127
(86) (22) 出願日	平成18年7月17日 (2006.7.17)		チョンチン・ロンハイ・メディカル・ウル
(65) 公表番号	特表2009-521292 (P2009-521292A)		トラサウンド・インダストリー・リミテッ
(43) 公表日	平成21年6月4日 (2009.6.4)		ド
(86) 国際出願番号	PCT/CN2006/001713		中華人民共和国、チョンチン 4 0 1 1 2
(87) 国際公開番号	W02007/073642		1、ユベイ・ディストリクト、レンヘ・タ
(87) 国際公開日	平成19年7月5日 (2007.7.5)		ウン、チンソン・ロード 1
審査請求日	平成20年6月26日 (2008.6.26)	(74) 代理人	100108855
(31) 優先権主張番号	200510132833.4		弁理士 蔵田 昌俊
(32) 優先日	平成17年12月27日 (2005.12.27)	(74) 代理人	100091351
(33) 優先権主張国	中国 (CN)		弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MR I 案内形式の高集束超音波療法システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

MR I 装置と、高集束超音波療法装置とを具備し、前記 MR I 装置は、ボアと、MR I 装置の前記ボア内に位置される第 1 の処置ベッド (1 4) とを有し、また、前記高集束超音波療法装置は、超音波振動子 (1) と、移動配置メカニズムとを有する、MR I 案内形式の高集束超音波療法システムにおいて、前記移動配置メカニズムは、前記 MR I 装置の前記ボアの外側に位置され、また、この移動配置メカニズムは、スイングメカニズムを用いており、前記スイングメカニズムは、支持ロッド (2) により前記超音波振動子 (1) に接続されており、前記超音波振動子に接続された前記支持ロッド (2) の一端部は、MR I 装置の前記ボア中に延びていることを特徴とする MR I 案内形式の高集束超音波療法システム。

【請求項 2】

前記スイングメカニズムは、Y 軸スイング中央部と、この Y 軸スイング中央部に接続された Y 軸スイングロッド (1 9) と、前記 Y 軸スイング中央部を回動させるように駆動する Y 軸駆動装置とを備えた Y 軸スイングメカニズムを有し、前記支持ロッド (2) は、前記 Y 軸スイングロッドに固定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の MR I 案内形式の高集束超音波療法システム。

【請求項 3】

10

20

前記スイングメカニズムは、Z軸スイング中央部と、このZ軸スイング中央部を回転させるように駆動するZ軸駆動装置とを備えたZ軸スイングメカニズムを有し、また、前記支持ロッド(2)は、前記Z軸スイング中央部に固定されていることを特徴とする請求項2に記載のMRI案内形式の高集束超音波療法システム。

【請求項4】

前記Y軸駆動装置と前記Z軸駆動装置とは、モータを夫々使い、また、前記Y軸スイング中央部と前記Z軸スイング中央部とは、同期ベルトにより前記Y軸駆動装置と前記Z軸駆動装置とに夫々接続された同期ベルト-ホイールを夫々用いていることを特徴とする請求項3に記載のMRI案内形式の高集束超音波療法システム。

【請求項5】

前記支持ロッド(2)のY軸又はZ軸方向の回転角度は、 -40° ないし $+40^{\circ}$ の範囲であることを特徴とする請求項3に記載のMRI案内形式の高集束超音波療法システム。

【請求項6】

前記スイングメカニズムは、X軸を中心として前記支持ロッドを自動回転させるように駆動する駆動装置を更に有し、前記支持ロッド(2)は、この駆動装置の出力シャフトに接続されていることを特徴とする請求項3に記載のMRI案内形式の高集束超音波療法システム。

【請求項7】

前記スイングメカニズムの下には、X軸移動メカニズムが設定され、このX軸移動メカニズムは、X軸方向に配置されたねじロッド(9)と、このねじロッドのナットに固定されたベースプレート(20)と、前記ねじロッド(9)を駆動させる駆動装置とを有し、また、前記スイングメカニズムは、前記ベースプレート(20)に装着されていることを特徴とする請求項2ないし6のいずれか1に記載のMRI案内形式の高集束超音波療法システム。

【請求項8】

前記ベースプレートの下面には、摺動装置が接続されていることを特徴とする請求項7に記載のMRI案内形式の高集束超音波療法システム。

【請求項9】

前記移動配置メカニズムは、前記第1の処置ベッド(14)の下に位置され、前記MRI装置(16)は、第2の処置ベッド(17)を更に有し、この第2の処置ベッド上には、支持体(18)が固定され、この支持体(18)上には、前記移動配置メカニズムが位置されることを特徴とする請求項1ないし8のいずれか1に記載のMRI案内形式の高集束超音波療法システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波療法の技術分野に関し、また、スイングタイプの高集束超音波療法装置、並びにこのようなスイングタイプの装置を有するMRI案内形式の高集束超音波療法システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来技術の集束超音波療法は、対象物の局部を特定して療法をモニタするために、Bモードの超音波装置を主に用いている。用いられているこのようなBモードの超音波装置は、モニタ並びに処置に関して、以下のような欠点を有している。1. Bモードの超音波映像は、単に、所定の角度を有した平坦な映像であり、このため、三次元の超音波システムが用いられたとしても、可視エリアは、やはり限定される。2. 超音波映像は、観察深さに関して限定され、また、骨質が、映像に大きな影響を与え、このため、骨の後ろの組織は、ほとんど表示されることができず、アーティファクトがもたらされる。3. 超音波映像は、組織境界を識別する機能が乏しく、特に、小さな腫瘍並びに深部の腫瘍を識別する

10

20

30

40

50

ことが、非常に難しい。

【 0 0 0 3 】

更に、MRI（磁気共鳴像）装置は、生物および医学の分野において重要な装置である。MRIは、磁気共鳴信号が選択的に得られて、所定の情報が各ポイントの組織特性を得るために処理されて組織が画像化され得るように、適切な勾配を磁場に与えることができる。得られた磁気共鳴像は、異なる組織を識別する優れた能力を有し、通常の組織を腫瘍組織と容易に区別することができる。このような磁気共鳴像は、人体の一部又は全身が画像化され得るように、所定の容量の三次元データを提供する。かくして、MRIは、高集束超音波療法でモニタするのに非常に適している。

【 0 0 0 4 】

日本特許第3322649号は、MRI装置を超音波療法機器と組み合わせた療法システムを開示している。通常、処置ベッド下でのMRI装置のボア内での上下移動距離は、約140mmであり、かくして、超音波療法機器は、かなり限られたスペース内で、処置のために、ボア内で垂直方向に移動する。従って、このような療法システムは、MRI装置を用いて腫瘍の場所を予め特定し、そして、患者は、MRIの磁場から出され、超音波療法により処置される。このような療法システムは、患者の繰り返しの移動と、複数の配置とを必要とする。このような配置システムは複雑であり、また、配置には長い時間がかかる。

【 0 0 0 5 】

米国特許第5275165号および第5443068号等は、MRIシステムの磁場のボア内で動作される超音波エネルギーアプリータの非磁性の位置付け装置を開示している。これは、位置付け装置がMRIシステムの磁場に干渉するのを回避することを目的としている。しかし、このような位置付け装置の超音波振動子アプリータの移動モードは、かなり限定され、多次元での腫瘍の処置の必要性は、満たされることができない。

【 0 0 0 6 】

更に、シーメンス・アクツィエンゲゼルシャフトが譲り受けた米国特許第6148225号は、時間的順序で周波数帯域内にある離散周波数値を有する電気信号を発生させる高周波発生器を用いた超音波療法装置を開示している。多様な離散周波数値全体は、同時動作診断用のMRI装置の受信帯域に対応した第2の周波数帯域にない。このため、超音波療法装置は、超音波療法がMRIのモニタリング中に実行されるとき、磁気共鳴装置の磁場を妨害しない。

【 0 0 0 7 】

上述されたような各特許に記載されている療法システムは、MRIシステムが組み合わされた超音波療法システムである。このような療法システムは、主に、以下のような欠点を有している。1) MRI装置のボア内での処置ベッドの下での垂直移動距離は、かなり限定され、このため、処置ベッドの下での多次元の移動を必要とする超音波振動子を配置することは、非常に難しい。また、複雑な移動配置メカニズムを配置することは、更に難しい。また、処置ベッドの下でMRI装置のボア内に配置された移動配置メカニズムは、超音波振動子を移動させるための限られたスペースを占領し、このため、治療法が影響を受ける。2) MRI装置のボア内に配置された移動配置メカニズムは、MRIに干渉をもたらし、従って、得られた組織の映像は、不正確である。従って、超音波振動子と、この超音波振動子の移動配置メカニズムにおいて広く必要とされる非磁性のデザインと処置とが、これらシステムにおいて必要とされ、従って、これらシステムを製造するコスト及び技術的な複雑さとが、増加される。3) 移動配置メカニズムにより駆動される超音波振動子は、限られたスペース内で移動し、多次元で腫瘍を処理する必要性を満たすことはできない。

【 発明の開示 】

【 0 0 0 8 】

従来技術の上述された欠点に基づいて、技術的な問題は、自由に移動する超音波振動子を有するスイングタイプの高集束超音波療法装置と、MRI装置への干渉を低減して良質

10

20

30

40

50

の超音波映像を獲得し得るMRI案内形式の高集束超音波療法システムとを提供することにより、本発明で解決される。

【0009】

本発明の課題を解決するための技術的な解決策は、以下のとおりである。スイングタイプの高集束超音波療法装置は、超音波振動子と、移動配置メカニズムとを有し、この移動配置メカニズムは、支持ロッドにより超音波振動子に接続されたスイングメカニズムを用いている。

【0010】

このスイングメカニズムは、Y軸スイング中央部と、このY軸スイング中央部に接続されたY軸スイングロッドと、Y軸スイング中央部を回動させるように駆動するY軸駆動装置とを備えたY軸スイングメカニズムを有している。前記Y軸スイングロッドには、支持ロッドが固定されている。

10

【0011】

好ましくは、前記スイングメカニズムは、Z軸スイング中央部と、このZ軸スイング中央部を回動させるように駆動するZ軸駆動装置とを備えたZ軸スイングメカニズムを更に有している。このZ軸スイング中央部には、支持ロッドが固定されている。前記Y軸駆動装置と、Z軸駆動装置とは、モータを夫々用いており、また、前記Y軸スイング中央部と、Z軸スイング中央部とは、同期ベルトによりY軸駆動装置とZ軸駆動装置とに夫々接続された同期ベルト・ホイールを夫々用いている。

【0012】

20

より好ましくは、処置のために超音波振動子をより良好で適切な位置に移動させるために、前記スイングメカニズムは、X軸を中心として前記支持ロッドを自動回転させるように駆動する駆動装置を更に有している。

【0013】

より好ましくは、前記スイングメカニズムの下には、X軸動作構造体が設けられている。このX軸動作構造体は、X軸方向に配置されたねじロッドと、このねじロッドのナットに固定されたベースプレートと、ねじロッドを駆動させる駆動装置とを有している。前記スイングメカニズムは、このベースプレート上に装着されている。

【0014】

前記超音波振動子を移動配置メカニズムにより自由に移動させるように駆動するために、摺動装置が、前記ベースプレートの下に設けられている。この摺動装置は、摺動ホイール、好ましくは万能のホイールを用いている。移動配置メカニズムに力が加えられると、移動配置メカニズム全体は、摺動ホイールの動きを受けて移動することができ、また、超音波振動子は、支持ロッドの動きを受けて移動することができる。このような更なる装置は、操作者が、処置中に超音波振動子を手動で動作することを可能にし、操作者が処置中に臨床的な観察を行うのを助ける。

30

【0015】

本発明のスイングメカニズムでは、前記支持ロッドのY軸又はZ軸方向への回動角度は、 -40° ないし $+40^{\circ}$ の範囲である。

【0016】

40

更に、このスイングメカニズムは、また、Z軸スイングメカニズムのみを有しても良いし、Y軸スイングメカニズムのみを有して良い。前記Z軸スイングメカニズムは、Z軸スイング中央部と、このZ軸スイング中央部に接続されたZ軸スイングロッドと、Z軸スイング中央部を回動させるように駆動するZ軸駆動装置とを有し、Z軸スイングロッドには、支持ロッドが固定されている。

【0017】

本発明の超音波振動子は、流体で満たされた容器中に位置されることができる。この容器は、前記支持ロッドに接続され、この容器には、流体が充填され、この流体は、脱気水であり得る。

【0018】

50

本発明のスイングタイプの高集束超音療法装置では、前記支持ロッドは、移動配置メカニズムのシステムの動作を受けてあらゆる方向に移動することができる。超音波振動子は、このような支持ロッドに接続され、従って、超音波振動子は、正確に移動並びに配置されることができる。

【 0 0 1 9 】

本発明のスイングタイプの高集束超音療法装置では、前記移動配置メカニズムは、スイングメカニズムを用いており、支持ロッドが、Z軸又はY軸方向にスイングするとき、移動配置メカニズムの駆動装置（モータとして称される）の移動範囲は、かなり限定されるか、全くない。従って、このスイングタイプの高集束超音波療法装置が、超音波撮像及び診断装置（例えば、MRI装置）と共に使用されたとき、モータの電磁気が、撮像画質に影響を与えることはほとんどない。従って、移動配置メカニズムのモータの磁場による超音波撮像及び診断装置の磁場への干渉は、良好に克服されることができる。また、移動配置メカニズムは、種々の移動モードを与え、医療スタッフが患者を種々の体位で処置することを可能にする。

【 0 0 2 0 】

MRI案内形式の高集束超音波療法システムは、ボア内に位置される第1の処置ベッドを備えたMRI装置と、上述されたスイングタイプの高集束超音波療法装置とを有している。前記移動配置メカニズムは、MRI装置のボアの外側に位置され、この移動配置メカニズムに接続された支持ロッドは、MRI装置のボア中に延びることができる。

【 0 0 2 1 】

好ましくは、便宜的な動作のために、前記移動配置メカニズムは、第1の処置ベッドの下に位置される。MRI装置は、第2の処置ベッドを更に有し、この第2の処置ベッド上には、支持体が配置され、この支持体上に、前記移動配置メカニズムが、配置されている。

【 0 0 2 2 】

より好ましくは、前記支持ロッドは、非磁性材料又は非金属材料で形成されることができ、従って、高集束超音波療法装置からMRI装置の磁場への干渉は、更に減じられ、撮像画質の負の影響は、防止されることができる。

【 0 0 2 3 】

本発明のMRI案内形式の高集束超音波療法システムが、処置に使用されるとき、患者は、第2のベッド上に位置される。前記移動配置メカニズムは、MRI装置のボアの外側に位置され、超音波振動子に接続された支持ロッドの一端部は、MRI装置のボア中へと延びる。このようにして、本発明は、処置される対象エリアの所で、超音波振動子によりエネルギーが与えられるエリアを、MRI装置の撮像並びにモニタエリアと交差させる。また、本発明の療法システムは、MRI装置を超音波療法装置と組み合わせて、装置の利用率を増加させる。

【 0 0 2 4 】

MRI装置のボア内のスペースが限られているため、また、医療計画の必要性に応じて、支持ロッドのY軸又はZ軸方向への回動角度は、 -40° ないし $+40^{\circ}$ の範囲である。上述された回動角度の範囲が保障されている環境のもとでは、支持ロッドのサイズと移動配置メカニズム全体のサイズとは、支持ロッドが、下方のY軸スイングメカニズムに打撃を与えたりMRI装置の処置ベッドに打撃を与えたりしないのを保障するように設計されている。

【 0 0 2 5 】

本発明のMRI案内形式の高集束超音波療法システムは、スイングタイプの移動配置メカニズムを用いている。直線タイプの移動配置メカニズムと比べて、このスイングタイプの移動配置メカニズムは、サイズが小さく、回動角度が比較的大きい。従って、同じ大きさのスイングタイプの移動配置メカニズムと直線タイプの移動メカニズムとの場合、スイングタイプの移動メカニズムの移動範囲の方が、大きい。また、空間移動メカニズムは、Y軸方向、Z軸方向等の単一方向への複数移動メカニズムからなっているため、直線移動

メカニズムが、所定の方向（例えばＹ軸方向）に移動するとき、他の一方向移動メカニズム（例えば、Ｚ軸方向移動メカニズム）の駆動モータは、同じ方向に常に移動する。モータは、電磁気を有するので、モータが、MRI装置近くに移動すると、モータの電磁気が、MRI装置の撮像結果に影響を与える。本発明は、スイングメカニズムを用いている。超音波振動子が、Ｙ軸又はＺ軸方向にスイングするとき、他の方向の各駆動メカニズムは、移動しない。幾つかの駆動モータは、超音波振動子と一緒に移動するが、モータの移動範囲は、かなり限定され、従って、モータの電磁気によるMRI装置の撮像効果への負の影響は、最大限に防止される。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２６】

10

本発明は、更に、以下の実施形態と添付図面とに関連して詳細に説明される。

【００２７】

この実施形態は、本発明の非限定的な実施形態である。

【００２８】

図１に示されているように、本発明のスイングタイプの高集束超音波療法装置は、超音波振動子１と、この超音波振動子１を多次元に移動させるように駆動する移動配置メカニズムとを有している。この移動配置メカニズムは、スイング機能を有したスイングメカニズムを用いている。このスイングメカニズムは、支持ロッド２に接続され、この支持ロッド２の他端部は、超音波振動子１に接続されている。

【００２９】

20

スイングタイプの高集束超音波療法装置からMRI装置の磁場への干渉を減じるため、また、撮像画質の負の影響を防止するために、前記支持ロッド２は、非磁性材料又は非金属材料で形成されている。この実施形態では、支持ロッドの材料は、ポリフェニレンスルフィド（PPS）である。

【００３０】

前記超音波振動子１は、開いた流体容器、即ちウォーターバッグ１２中に位置され、また、前記支持ロッド２は、可撓性のシール１３を通してウォーターバッグ１２に接続されている。このウォーターバッグ１２には、流体が充填され、この流体は、この実施形態では、脱気水である。

【００３１】

30

この実施形態には、２セットのスイングメカニズム、即ち、Ｙ軸スイングメカニズムと、Ｚ軸スイングメカニズムとが設けられている。これらスイングメカニズムは、超音波振動子１をＹ軸方向及びＺ軸方向に夫々スイングさせるように駆動する。

【００３２】

このＹ軸スイングメカニズムは、Ｙ軸スイング中央部と、このＹ軸スイング中央部に接続されたＹ軸スイングロッド１９と、Ｙ軸スイング中央部を回動させるように駆動するＹ軸駆動装置とを有している。この実施形態において、Ｙ軸駆動装置には、モータ、即ちモータ６を用い、また、Ｙ軸スイング中央部は、同期ベルトによりモータ６に接続された同期ベルト－ホイール７である。

【００３３】

40

前記Ｚ軸スイングメカニズムは、Ｚ軸スイング中央部と、このＺ軸スイング中央部を回動させるように駆動するＺ軸駆動装置とを有している。この実施形態では、Ｚ軸駆動装置は、モータ、即ちモータ４を用い、また、Ｚ軸スイング中央部は、同期ベルトによりモータ４に接続された同期ベルト－ホイール５である。

【００３４】

この同期ベルト－ホイール５のシャフトは、支持ブラケット２３にしっかりと接続されている。前記支持ロッド２は、この支持ブラケット２３に回動可能に接続されている。この実施形態では、Ｘ軸を中心として支持ロッド２を自動回転させるように駆動する駆動装置は、モータ、即ちモータ３を用いている。このモータは、支持ブラケット２３にしっかりと接続されている。このモータの出力シャフトは、支持ロッド２に水平かつしっかりと

50

接続されている。このモータ３の軸回転により、支持ロッド２は、回転するように駆動される。

【００３５】

前記Ｙ軸スイングメカニズムの下には、Ｘ軸移動メカニズムが設けられている。このＸ軸移動メカニズムは、Ｘ軸方向に配置されたねじロッド９と、このねじロッドのナットに固定されたベースプレート２０と、ねじロッド９を駆動させるための駆動装置、即ちモータ８とを有している。前記Ｙ軸スイングメカニズムは、ベースプレート２０上に装着されている。このベースプレート２０の下には、案内スロットが形成され、基体２２上に設けられたリニアガイドセット１０が、この案内スロット中に位置されているので、スイングメカニズムは、Ｘ軸方向で前後に直線的に移動することができる。

10

【００３６】

前記基体２２の下面には、摺動装置が設けられている。即ち、基体２２には、摺動ホイール１１が設けられている。この実施形態では、摺動ホイール１１は、万能のホイールを用いている。

【００３７】

図２に示されているように、ＭＲＩ装置１６のボア２１内の第１の処置ベッド１４と、第２の処置ベッド１７とが設けられている。この第１の処置ベッド１４は、第２の処置ベッド１７の上方にある。また、この第２の処置ベッド１７上には、支持体１８が固定されている。この支持体は、本発明のスイングタイプの高集束超音波療法装置を支持するために使用される。また、この療法装置は、支持体１８上に取り付けられる。このようにして、ＭＲＩ案内形式の高集束超音波療法システムが、形成される。処置時に、前記支持ロッド２は、ＭＲＩ装置のボア２１中へと延びることができ、第１の処置ベッド１４のホール１５の下に位置される。処置が必要とされないとき、この支持ロッド２は、超音波振動子をＭＲＩ装置１６のボア２１から引き出すように駆動され、スイングタイプの高集束超音波療法装置全体は、スペースを省くために、ＭＲＩ装置１６のボア２１中に位置されることができる。

20

【００３８】

処置中、患者は、最初に、第１の処置ベッド１４上に位置され、超音波によりさらされる患部は、ホール１５に向けられる。そして、超音波振動子１に接続された支持ロッド２の一端部が、ＭＲＩ装置１６のボア２１中に延びて、超音波振動子１が、移動配置メカニズムにより第１の処置ベッド１４の下に位置される。尚、移動配置メカニズム全体は、ＭＲＩ装置のボアの外側にある支持体１８上に固定される。多次元への移動により、超音波振動子１によりエネルギーが与えられるエリアは、処理される対象エリアの所で、ＭＲＩ装置１６の撮像並びにモニタエリアと交差する。

30

【００３９】

超音波振動子１が、Ｙ軸、即ちＹ軸方向へと移動する必要があるとき、モータ６の出力シャフトが、同期ベルト－ホイール７をＺ軸に沿って回転させるように駆動し、同期ベルト－ホイール７は、このベルト－ホイールに固定されたメカニズム全体をＹ軸方向でスイングさせるように駆動する。また、限られた移動でスイングする前記モータ３とモータ４とは、同期ベルト－ホイール７に固定されたメカニズムと一緒に動くが、前記モータ８とモータ６とは、移動しない。

40

【００４０】

超音波振動子１が、Ｚ軸方向に移動する必要があるとき、モータ４の出力シャフトが、同期ベルト－ホイール５をＹ軸に沿って回転させるように駆動し、この同期ベルト－ホイール５は、前記支持ロッド２をＺ軸方向でスイングさせるように駆動する。限られた移動でスイングするモータ３は、支持ロッド２と一緒に動くが、モータ６、モータ８、及びモータ４は、移動しない。

【００４１】

モータは、かなり限られた移動範囲で移動するので、本発明の療法装置がＭＲＩ装置１６と組み合わされて使用されるとき、モータの磁場は、ＭＲＩ装置の磁場にほとんど影響

50

を与えない。

【 0 0 4 2 】

超音波振動子 1 が、X 軸方向に移動する必要があるとき、前記ねじロッドのナットが、モータ 8 により駆動されて、ベースプレート 2 0 と、このベースプレートに装着されたスイングメカニズムとを、リニアガイドセット 1 0 に沿って X 軸線方向にまっすぐ移動させるように駆動する。

【 0 0 4 3 】

超音波振動子 1 自身の角度が、変更される必要があるとき、支持ロッド 2 は、モータ 3 により駆動されて、超音波振動子 1 を X 軸線に沿って自動回転させるように駆動する。

【 0 0 4 4 】

超音波振動子 1 が、手動で動作される必要があるときは、所定の力が、手で基体 2 2 に加えられることができ、この基体 2 2 の下の万能のホイールが、あらゆる方向に自由に摺動することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 5 】

【図 1】本発明に係わるスイングタイプの高集束超音波療法装置の構造的な概略図である。

【図 2】本発明に係わる M R I 案内形式の高集束超音波療法システムの構造的な概略図である。

【符号の説明】

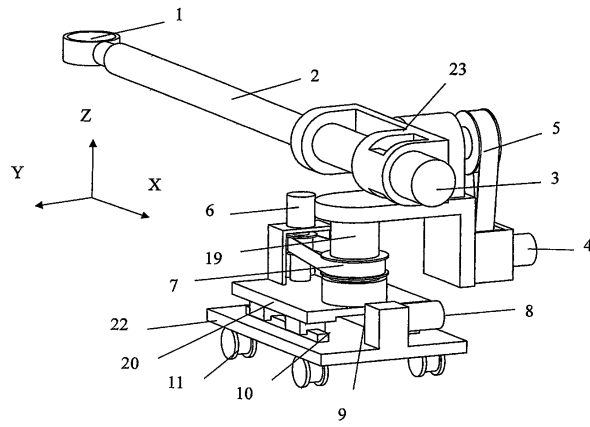
【 0 0 4 6 】

1 ... 超音波振動子、2 ... 支持ロッド、3 , 4 , 6 , 8 ... モータ、5 , 7 ... 同期ベルト - ホイール、9 ... ねじロッド、1 0 ... リニアガイドセット、1 1 ... 摺動ホイール、1 2 ... ウォータバッグ、1 3 ... シール、1 4 ... 第 1 の処置ベッド、1 4 ... ホール、1 6 ... M R I 装置、1 7 ... 第 2 の処置ベッド、1 8 ... 支持体、1 9 ... Y 軸スイングロッド、2 0 ... ベースプレート、2 1 ... (M R I) ボア、2 2 ... 基体、2 3 ... 支持ブラケット

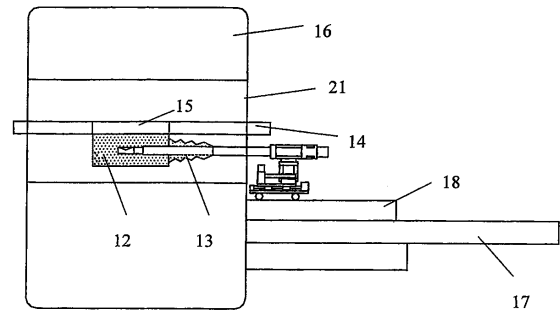
10

20

【図 1】



【図 2】



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 ワン、ロン
中華人民共和国、チョンチン 4 0 1 1 2 1、ユベイ・ディストリクト、レンヘ・タウン、チンソ
ン・ロード 1
- (72)発明者 ム、ム
中華人民共和国、チョンチン 4 0 1 1 2 1、ユベイ・ディストリクト、レンヘ・タウン、チンソ
ン・ロード 1
- (72)発明者 フ、ピン
中華人民共和国、チョンチン 4 0 1 1 2 1、ユベイ・ディストリクト、レンヘ・タウン、チンソ
ン・ロード 1
- (72)発明者 ワン、ハイ
中華人民共和国、チョンチン 4 0 1 1 2 1、ユベイ・ディストリクト、レンヘ・タウン、チンソ
ン・ロード 1

審査官 松永 謙一

特表 2 0 0 2 - 5 0 5 5 9 6 (J P , A)

米国特許第 0 5 4 4 3 0 6 8 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 17/00-18/22

A61B 5/055

A61B 8/00

专利名称(译)	MRI引导型高聚焦超声治疗系统		
公开(公告)号	JP4913828B2	公开(公告)日	2012-04-11
申请号	JP2008547826	申请日	2006-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	重庆融海超声医学工程研究中心有限公司		
申请(专利权)人(译)	重庆龙海医疗超声实业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆龙海医疗超声实业有限公司		
[标]发明人	ワンロン ムム フビン ワンハイ		
发明人	ワン、ロン ム、ム フ、ビン ワン、ハイ		
IPC分类号	A61B18/00 A61B5/055 A61B17/22 A61B8/00		
CPC分类号	A61N7/02 A61B34/30 A61B34/70 A61B2090/374		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B5/05.390 A61B17/22 A61B8/00		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
审查员(译)	松永健一		
优先权	200510132833.4 2005-12-27 CN		
其他公开文献	JP2009521292A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明属于超声治疗技术领域，涉及一种摆动式高强度聚焦超声治疗仪和具有这种摆动式设备的MRI引导高强度聚焦超声治疗系统。摆动式高强度聚焦超声治疗仪包括超声换能器及其移动定位机构，其中所述移动定位机构采用摆动机构，该摆动机构通过支撑杆连接到超声换能器。MRI引导治疗系统包括该摆动式治疗设备。在本发明中，超声换能器在多个维度上自由移动，并且移动定位机构采用摆动机构，因此由MRI引导的高强度聚焦超声治疗系统在MRI设备上产生的干扰非常小，从而质量获得的超声图像是好的。

【图1】

