

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4084139号
(P4084139)

(45) 発行日 平成20年4月30日(2008.4.30)

(24) 登録日 平成20年2月22日(2008.2.22)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	18/00	(2006.01)	A 6 1 B	17/36	3 3 0
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	8/00	
A 6 1 F	7/00	(2006.01)	A 6 1 F	7/00	3 2 2

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2002-261776 (P2002-261776)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成14年9月6日(2002.9.6)	(74) 代理人	100081411 弁理士 三澤 正義
(65) 公開番号	特開2004-97402 (P2004-97402A)	(72) 発明者	原頭 基司 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
(43) 公開日	平成16年4月2日(2004.4.2)	(72) 発明者	石橋 義治 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
審査請求日	平成17年9月1日(2005.9.1)	(72) 発明者	藤本 克彦 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波照射装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

集束強力超音波を発生する超音波振動子を有し、前記超音波振動子により発生した集束強力超音波を照射する集束強力超音波照射手段と、

前記集束強力超音波照射手段の前記超音波振動子を冷却するための冷却媒体が満たされ、前記冷却媒体の循環経路内に前記超音波振動子を配置する閉鎖系である冷却媒体循環経路と、前記冷却媒体循環経路内において前記冷却媒体を循環させる冷却媒体循環手段と、を含む熱伝達手段と、

前記熱伝達手段の前記冷却媒体循環経路の一部に接し、前記冷却媒体循環手段により前記冷却媒体循環経路内を循環する前記冷却媒体により伝達された前記超音波振動子から発生した熱を放熱する放熱手段とを備え、

前記冷却媒体循環手段は、前記冷却媒体循環経路内に設けられた羽翼及び永久磁石部分を有する回転子と、

前記冷却媒体循環経路の外部に設けられ、前記回転子の永久磁石部分に磁力を供給する磁界発生手段と、

を備えることを特徴とする超音波照射装置。

【請求項2】

前記冷却媒体循環経路の一部は、可撓性チューブにて構成され、前記冷却媒体循環手段は、チューブポンプにて構成されることを特徴とする請求項1に記載の超音波照射装置。

【請求項3】

前記冷却媒体循環経路は、前記磁界発生手段に対して着脱可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射装置。

【請求項 4】

前記冷却媒体循環経路の一部は、前記冷却媒体を循環させる 2 重同軸構造の閉鎖型循環経路、又は、2 本のチューブを 1 つに束ねた構造の閉鎖型循環経路にて構成されることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 の何れか一項に記載の超音波照射装置。

【請求項 5】

前記冷却媒体循環経路は、前記冷却媒体の循環状態を検出する流れセンサーを有し、前記流れセンサーにより前記冷却媒体の循環状態の異常が検出された場合に、前記集束強力超音波照射手段による前記集束強力超音波の照射を停止する制御を行う制御手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 の何れか一項に記載の超音波照射装置。

10

【請求項 6】

前記集束強力超音波照射手段は、前記超音波振動子の温度を検出する温度センサーを有し、

前記温度センサーにより前記超音波振動子の温度の異常が検出された場合に、前記集束強力超音波照射手段による前記集束強力超音波の照射を停止する制御を行う制御手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 の何れか一項に記載の超音波照射装置。

【請求項 7】

20

前記冷却媒体循環経路は、自身が膨張 / 収縮することで前記冷却媒体循環経路内の圧力変化を調整する副室を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 6 の何れか一項に記載の超音波照射装置。

【請求項 8】

前記副室は、前記冷却媒体循環経路内の前記冷却媒体の状態を目視確認するための監視窓を有することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波照射装置。

【請求項 9】

前記冷却媒体は、滅菌精製水、生理食塩水、フロリナートの何れかを含むことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 8 の何れか一項に記載の超音波照射装置。

【発明の詳細な説明】

30

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体内の対象部位をモニタリングしつつ、前記対象部位に対して集束強力超音波を照射することで、前記対象部位に対する遺伝子導入や、前記対象部位に関する治療を行う H I F U 装置に利用される、超音波照射装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来から、画像診断装置にて生体内の対象部位をモニタリングしつつ、対象部位に対して集束強力超音波を照射することで、対象部位に対する遺伝子導入や対象部位に関する治療等を行う H I F U (H i g h I n t e n s i t y F o c u s e d U l t r a s o u n d) 装置なるものが存在している。

40

【0003】

このような H I F U 装置の一例としては、例えば、特開平 10 - 305041 号公報に開示される超音波診断装置等を挙げることができる。当該公報においては、アプリケーション内の超音波発生源である振動子を、如何にして、簡単且つ効率的に冷却するかが課題の一つとして挙げられ、構造簡単にして且つ効果的に振動子を冷却することが可能な冷却装置を備えた超音波装置が記載されている（特許文献 1 参照）。

【0004】

このような H I F U 装置の一般的な構成を図 7 に示す。同図に示すように、当該 H I F U 装置は、主に、集束強力超音波の発生手段である超音波振動子（圧電セラミック）101

50

を内蔵し、集束強力超音波の照射手段となっているアプリケーション１００と、このアプリケーション１００に内蔵される超音波振動子１０１に集束強力超音波を発生させるための電力を供給する手段であるＨＩＦＵ装置本体１１０と、アプリケーション１００に内蔵される画像データ収集手段であるプローブ１２１を有し、このプローブ１２１からの画像データを基に画像を作成する手段である超音波診断装置１２０とから構成されている。

【０００５】

より詳しくは、ＨＩＦＵ装置本体１０１は、主に、アプリケーション１００による集束強力超音波の照射及び照射停止、アプリケーション１００の超音波振動子１０１の冷却等に関する制御を行うＨＩＦＵ装置コントローラ１１１と、アプリケーション１００の超音波振動子１０１に供給する電力を発生するドライバー回路１１２と、このドライバー回路１１２により発生された電力をインピーダンス変換した上でアプリケーション１００の超音波振動子１０１に供給するマッチング回路１１３と、後述する冷却系（冷却媒体Ｃを貯留する冷却水貯留サーバー１３０、冷却水貯留サーバー１３０とアプリケーション１００とを接続するチューブ１５０、冷却後の冷却媒体Ｃを排水するための排水サーバー１４０、アプリケーション１００と排水サーバー１４０とを接続するチューブ１６０、チューブ１６０内に注入された冷却媒体Ｃを循環させるチューピングポンプＰ。）とから構成されている。

10

【０００６】

このような構成において、ＨＩＦＵ装置本体１１０は、ＨＩＦＵ装置コントローラ１１１の制御の下、ドライバー回路１１２によって、アプリケーション１００の超音波振動子１０１に供給する電力を発生させて、マッチング回路１１３によって、このドライバー回路１１２により発生された電力をインピーダンス変換した上でアプリケーション１００の超音波振動子１０１に供給する。これを受けたアプリケーション１００では、超音波振動子１０１により集束強力超音波が発生され、術者による手動の位置調整に基づき、被検体Ｍの患部Ｎに対して集束強力超音波が照射される。

20

【０００７】

尚、プローブ１２１を除くアプリケーション１００、ＨＩＦＵ装置本体１１０及び後述する冷却系とで、本発明にいう「超音波照射装置」が構成される。

【０００８】

このようなＨＩＦＵ装置を用いて、例えば、被検体Ｍに対して集束強力超音波の発熱作用を利用した治療を行う場合には、アプリケーション１００から患部Ｎに対して、集束強力超音波を数百ワット程度の出力にて数十秒間連続で照射することで、患部Ｎを高温（例えば、蛋白質の変性温度である６５度以上）にせしめ、これを焼灼するといった治療が行われる。

30

【０００９】

ところで、アプリケーション１００に内蔵される超音波振動子１０１は、その電気音響変換効率が最大でも５０％程度であり、超音波とならずに放射されなかったエネルギーは熱となるため、また、超音波振動子１０１は、自身が発熱し放置されると熱破壊する（具体的には、２極分化された電極が１極化され、その電極特性が失われる）ことから、これを強制的に冷却する冷却系を備える必要がある。

【００１０】

このような冷却系としては、術者の使い勝手を良くするべくアプリケーション１００を出来る限り小型に構成するために、また、冷却効率が高いという理由から、空冷ではなく水冷が採用されている。

40

【００１１】

図７に示すように、当該ＨＩＦＵ装置においては、冷却媒体（治療を目的としているので、衛生及び毒性の観点から、予めパックされた“滅菌精製水”や“生理食塩水”などが望ましい）Ｃを貯留する冷却水貯留サーバー１３０とアプリケーション１００とをチューブ１５０にて接続し、さらに、アプリケーション１００と冷却後の冷却媒体Ｃを排水するための排水サーバー１４０とをチューブ１６０にて接続し、このチューブ１６０内に注入された冷却媒体ＣをチューピングポンプＰ。によって循環させることで、アプリケーション１００内の超

50

音波振動子 101 を冷却するための“開放型の冷却系”が構成されている。

【0012】

より詳しくは、冷却水貯留サーバー 100 には、予め冷却された冷却媒体 C が貯留されており、この冷却媒体 C はチューブ 150 を通して発熱部であるアプリケーション 100 に送られる。アプリケーション 100 に到達した冷却媒体 C は、アプリケーション 100 内部の超音波振動子 101 に直接に接することで熱交換を行い、振動子 101 は冷却される。熱交換を終えて温められた冷却媒体 C は、さらに、別のチューブ 160 を通って排水サーバー 140 に排出される。

【0013】

冷却媒体 C は、滅菌の手間や衛生上の都合を考慮して蠕動ポンプ P。(別名：ペリスタポンプ (Peristaltic Pump)、チューブポンプとも称され、液体の満たされたチューブを連続的にしごくことで、チューブ内の液体を強制循環させる仕組みのポンプ)により強制循環させられる。

10

【0014】

尚、冷却媒体 C を循環させる手段として蠕動ポンプ P。が用いられること理由は、滅菌の手間や衛生上の都合を考慮してのことである。即ち、従来のポンプにおいては、冷却媒体 C がポンプの内部を通過することになるため、ポンプの内部までに至る滅菌作業が必須となるのに対して、蠕動ポンプ P。においては、冷却媒体 C は、その循環経路であるチューブ内を通過するのみであるため、滅菌作業も容易であり、その手間を省くことができる。また、従来のポンプにおいては、冷却媒体 C がポンプの内部を通過することになるため、ポンプ内部が腐食されることで冷却媒体 C が汚染され、衛生上の都合が悪いのに対して、蠕動ポンプ P。においては、冷却媒体 C は、その循環経路であるチューブ内を通過するのみであるため、ポンプの内部が腐食されることもなく、衛生上の都合が良い。

20

【0015】

因みに、冷却水貯留サーバー 130 の容量が十分大きい場合、或いは、冷却媒体 C をこの冷却水貯留サーバー 130 にて冷却するような構成を採る場合等には、排水サーバー 140 は省略して、再度、冷却媒体 C をこの冷却水貯留サーバー 130 に戻す構成(同図に点線で示す経路)を採ることも当然に可能である。

【0016】

しかしながら、何れの場合であっても、以上に説明した“開放型の冷却系”を構成する場合には、HIFU装置の起動後、超音波照射までに、以下に挙げるような事前準備を行う必要が生じる。

30

【0017】

図 8 に示すフローチャートを参照しつつ、この事前準備について説明する。まず、冷却媒体である滅菌精製水等を手術室に持ち込むための手配、即ち、検査に必要な分の冷却媒体を事前に冷却する作業等を行う(ステップ 1)。次に、冷却水貯留サーバーに十分な量(例えば、数リットル)の冷却媒体を貯留する作業を行う(ステップ 2)。次に、冷却媒体の循環経路であるチューブを蠕動ポンプにセットする作業を行う(ステップ 3)。さらに、チューブやアプリケーション内部に冷却媒体を充填すると共に内部に残留する気泡を取り除く作業を行う(ステップ 4)。

40

【0018】

このように、“開放型の冷却系”を構成した場合には、HIFU装置の起動後、超音波照射までに、上記ステップ 1～ステップ 4 に至る事前準備を行わなければならない、これらの作業を終えるには 10～20 分程度の時間が必要となるため、操作性が悪く、治療効率を低下させる要因となっていた。

【0019】

尚、チューブやアプリケーション内部に残留する気泡を取り除くこと理由は、アプリケーション 100 内部に気泡が存在すると、超音波振動子 101 によって発生した集束強力超音波を効率良く被検体に伝達することが出来なくなるからである。また、超音波振動子 101 に気泡が付着した状態で集束強力超音波を発生させると、超音波振動子 101 の電極剥がれ

50

等が生じる場合があるからである。

【0020】

【特許文献1】

特開平10-305041号公報

(段落〔0021〕〔0023〕、第14図(a)、(b))

【0021】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、従来において必要とされた超音波照射までの事前準備を不要とすることで、操作性を向上して、治療効率を向上させることのできる超音波照射装置を提供することにある。

10

【0023】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、請求項1記載の発明は、集束強力超音波を発生する超音波振動子を有し、前記超音波振動子により発生した集束強力超音波を照射する集束強力超音波照射手段と、前記集束強力超音波照射手段の前記超音波振動子を冷却するための冷却媒体が満たされ、前記冷却媒体の循環経路内に前記超音波振動子を配置する閉鎖系である冷却媒体循環経路と、前記冷却媒体循環経路内において前記冷却媒体を循環させる冷却媒体循環手段と、を含む熱伝達手段と、前記熱伝達手段の前記冷却媒体循環経路の一部に接し、前記冷却媒体循環手段により前記冷却媒体循環経路内を循環する前記冷却媒体により伝達された前記超音波振動子から発生した熱を放熱する放熱手段とを備え、前記冷却媒体循環手段は、前記冷却媒体循環経路内に設けられた羽翼及び永久磁石部分を有する回転子と、前記冷却媒体循環経路の外部に設けられ、前記回転子の永久磁石部分に磁力を供給する磁界発生手段とを備えることを特徴とする。

20

【0024】

また、請求項2記載の発明は、請求項1に記載の超音波照射装置であって、前記冷却媒体循環経路の一部は、可撓性チューブにて構成され、前記冷却媒体循環手段は、チューブポンプにて構成されることを特徴とする。

【0026】

また、請求項3記載の発明は、請求項1に記載の超音波照射装置であって、前記冷却媒体循環経路は、前記磁界発生手段に対して着脱可能に構成されていることを特徴とする。

30

【0027】

また、請求項4記載の発明は、請求項1乃至請求項3の何れか一項に記載の超音波照射装置であって、前記冷却媒体循環経路の一部は、前記冷却媒体を循環させる2重同軸構造の閉鎖型循環経路、又は、2本のチューブを1つに束ねた構造の閉鎖型循環経路にて構成されることを特徴とする。

【0028】

また、請求項5記載の発明は、請求項1乃至請求項4の何れか一項に記載の超音波照射装置であって、前記冷却媒体循環経路は、前記冷却媒体の循環状態を検出する流れセンサーを有し、前記流れセンサーにより前記冷却媒体の循環状態の異常が検出された場合に、前記集束強力超音波照射手段による前記集束強力超音波の照射を停止する制御を行う制御手段をさらに有することを特徴とする。

40

【0029】

また、請求項6記載の発明は、請求項1乃至請求項5の何れか一項に記載の超音波照射装置であって、前記集束強力超音波照射手段は、前記超音波振動子の温度を検出する温度センサーを有し、前記温度センサーにより前記超音波振動子の温度の異常が検出された場合に、前記集束強力超音波照射手段による前記集束強力超音波の照射を停止する制御を行う制御手段をさらに有することを特徴とする。

【0030】

また、請求項7記載の発明は、請求項1乃至請求項6の何れか一項に記載の超音波照射装置であって、前記冷却媒体循環経路は、自身が膨張/収縮することで前記冷却媒体循環

50

経路内の圧力変化を調整する副室を有することを特徴とする。

【0031】

また、請求項8記載の発明は、請求項7に記載の超音波照射装置であって、前記副室は、前記冷却媒体循環経路内の前記冷却媒体の状態を目視確認するための監視窓を有することを特徴とする。

【0032】

また、請求項9記載の発明は、請求項1乃至請求項8の何れか一項に記載の超音波照射装置であって、前記冷却媒体は、滅菌精製水、生理食塩水、フロリナートの何れかを含むことを特徴とする。

【0033】

【発明の実施の形態】

以下、本発明に係る超音波照射装置の好適な実施の形態の一例について、図面を参照して具体的に説明する。

【0034】

[HIFU装置の構成]

図1に、本実施形態におけるHIFU装置の概略構成図を示す。同図に示すように、当該HIFU装置は、主に、集束強力超音波の発生手段である超音波振動子(圧電セラミック)1aを内蔵し、この超音波振動子1aにより発生された集束強力超音波を照射する手段であるアプリケーション1と、このアプリケーション1に内蔵される超音波振動子1aに集束強力超音波を発生させるための電力を供給する手段であるHIFU装置本体2と、アプリケーション1に具備され、画像データ収集手段であるプローブ3aを有し、このプローブ3aからの画像データを基に画像を作成する手段である超音波診断装置3とから構成されている。

【0035】

尚、プローブ3aを除くアプリケーション1と、HIFU装置本体2及び後述する冷却系(閉鎖型冷却系)とで、本発明である「超音波照射装置」を構成する。また、アプリケーション1は、本発明の「集束強力超音波照射手段」に対応する。

【0036】

アプリケーション1は、さらに、超音波振動子1aの温度を検知する温度センサーStと、前述のように超音波診断装置3の画像収集手段であるプローブ3aとを備えている。プローブ3aは、自身が照射した超音波の反射波を受信することで画像データを収集し、超音波診断装置3は、このプローブ3aにより収集された画像データを基に画像を作成する。尚、温度センサーStの役割の詳細については後述する。

【0037】

また、アプリケーション1には、超音波振動子1aを冷却するための“閉鎖型冷却系”が設けられている。この“閉鎖型冷却系”は、アプリケーション1に内蔵される超音波振動子1aを冷却するための冷却媒体Cに満たされた冷却媒体循環経路10と、冷却媒体循環経路10内において冷却媒体Cを循環させる手段である磁力ポンプPmと、冷却媒体循環経路10内に設けられ、冷却媒体Cが超音波振動子1aから吸収した熱を後述するHIFU装置本体2に設けられる放熱フィン22へと伝達するための熱交換器10a等から構成されている。

【0038】

尚、磁力ポンプPmは、冷却媒体循環経路10内に設けられる回転子であるインペラー11と、HIFU装置本体2に設けられる回転磁界発生手段である界磁極21とから構成される構造となっている。

【0039】

また、冷却媒体Cとしては、衛生及び毒性の観点から“滅菌精製水”や“生理食塩水”などが望ましい。この他にも、例えば、3M社製「フロリナート」(無色透明の液体であり、熱交換性に富み、腐食性も小さいことから冷却媒体として優れた特性を有している)等を用いても良い。

【0040】

10

20

30

40

50

また、冷却媒体循環経路10のアプリケーション1までに至る循環経路の構成としては、例えば、図2(a)に示すように、往路及び復路の二重同軸構造であったり、図2(b)に示すように、往路及び復路の循環経路を1つに束ねた構造であっても良い。

【0041】

尚、アプリケーション1内部の超音波振動子1aまでに至る空間部と、以上に説明した“閉鎖型冷却系”とで、本発明にいう「熱伝達手段」を構成する。また、アプリケーション1内部の超音波振動子1aまでに至る空間部と、冷却媒体循環経路10とで、本発明の「冷却媒体循環経路」を構成する。また、磁力ポンプ P_m は、本発明の「冷却媒体循環手段」に対応する。また、放熱フィン22は、本発明の「放熱手段」に対応する。

【0042】

一方、HIFU装置本体2は、主に、アプリケーション1による集束強力超音波の照射及び照射停止、アプリケーション1の超音波振動子1aの冷却等に関する制御を行うHIFU装置コントローラ2aと、アプリケーション1の超音波振動子1aに供給する電力を発生するドライバー回路2bと、このドライバー回路2bにより発生された電力をインピーダンス変換した上でアプリケーション1の超音波振動子1aに供給するマッチング回路2cと、前述した磁力ポンプ P_m を構成する界磁極21、及び、この界磁極21に電流を供給する界磁ドライバー20と、さらには、熱伝達媒体Qを介して冷却媒体循環経路10内の熱交換器10aと熱交換を行い、放熱を行う放熱フィン22、及び、これを強制冷却する送風機23とから構成されている。尚、HIFU装置コントローラ2aは、本発明の「制御手段」に対応する。

【0043】

このような構成において、HIFU装置本体2は、HIFU装置コントローラ2aの制御の下、ドライバー回路2bによって、アプリケーション1の超音波振動子1aに供給する電力を発生させて、マッチング回路2cによって、このドライバー回路2bにより発生された電力をインピーダンス変換した上でアプリケーション1の超音波振動子1aに供給する。これを受けたアプリケーション1では、超音波振動子1aにより集束強力超音波が発生され、術者による手動の位置調整に基づき、被検体Mの患部Nに対して集束強力超音波が照射される。

【0044】

尚、このアプリケーション1による集束強力超音波の照射の際には、前述の“閉鎖型冷却系”により、随時、アプリケーション1に内蔵される超音波振動子1aの冷却が行われるものとする。

【0045】

この閉鎖型冷却系”を構成する磁力ポンプ P_m は、主に、冷却媒体循環経路10内に設けられる回転子であるインペラー11と、HIFU装置本体2に設けられる回転磁界発生手段である界磁極21とから構成されている。さらに、図3に示すように、インペラー11には、永久磁石11a、プロペラ11b及びプロペラ11cが設けられ、この永久磁石11aが界磁極21により発生される磁界の影響を受けてインペラー11を回転させることで、これに固定されるプロペラ11b及びプロペラ11cが水流を発生させて、冷却媒体循環経路10内の冷却媒体Cを強制循環させる構成となっている。

【0046】

より詳細には、インペラー11は、N極とS極がそれぞれ1つずつである2極の永久磁石11aと、流れを発生させるためのプロペラ11b及びプロペラ11cが設けられた構造となっており、冷却媒体循環経路10内に回転可能に配置されている。さらに、このインペラー11を囲うように、冷却媒体循環経路10の外側には界磁極21が設置されている。そして、この界磁極21に、図4に示すような周期的に変化する電流を供給することで、順次、所望の向きに磁界を発生させて、ステップモータと同様の動作原理で、永久磁石11aが固定されるインペラー11を回転させる。これにより、インペラー11に設けられたプロペラ11b及びプロペラ11cは水流を発生し、冷却媒体循環経路10内の冷却媒体Cには、同図に示す矢印方向に流れが生じ、強制循環が起こる。

10

20

30

40

50

【0047】

尚、プロペラ11bとプロペラ11cは、吸込み/吐き出し方向が各々逆向きになるように構成され、それぞれが、冷却媒体Cを熱交換器10aとアプリケーション1へ向かう方向(図1に示す矢印方向)に循環させるようになっている。即ち、アプリケーション1内部の超音波振動子1aで温められた冷却媒体Cは、磁力ポンプP_mのインペラー11に固定されたプロペラ11bが発生する水流によって、冷却媒体循環経路10内のアプリケーション1と反対側に設けられた熱交換器10aへ送られ、熱交換器10aとの熱交換により冷却される。冷却された冷却媒体Cは、磁力ポンプP_mのインペラー11に固定されたプロペラ11cが発生する水流によって、再度、アプリケーション1へと送られる。

【0048】

尚、当該磁力ポンプP_mは、従来のマグネットポンプ(磁力でインペラーを回転させるため、モータから直結したシャフトが無く、ポンプ部分が完全にシーリングされたポンプ)と似通った構造を採っているが、当該磁力ポンプP_mは、回転子(インペラー11)と界磁極21とが別筐体(冷却媒体循環経路10とHIFU装置本体2)に設けられ、分離可能に構成されている点、また、インペラー11が有するプロペラ11b及びプロペラ11cが吸込み/吐き出し方向の異なる二重構造になっている点等において特徴を有しており、従来のマグネットポンプと大きく構成を異にするものとなっている。

【0049】

冷却媒体循環経路10内に設けられた熱交換器10aは、冷却媒体Cが超音波振動子1aから吸収した熱を、冷却媒体Cとの熱交換により得て、さらに、これを熱伝達媒体Qを介して、HIFU装置本体2に設けられた放熱フィン22へ伝達する。

【0050】

尚、この熱伝達媒体Qとしては、ペルチェ素子等が用いられることが好ましい。これにより、冷却媒体循環経路10内の熱交換器10aとHIFU装置本体2側の放熱フィン22間の熱勾配を利用して、効率良く熱伝達を行うことができる。

【0051】

熱伝達媒体Qを介して熱交換器10aより伝達された冷却媒体Cからの熱は、放熱フィン22によって“閉鎖型冷却系”の外部へと放熱される。この際、放熱フィン22は、超音波振動子1aの発熱量を十分カバーできるだけの放熱能力を確保することが好ましく、具体的には、送風機23等により強制冷却されることが好ましい。

【0052】

ところで、アプリケーション1は、滅菌処理や破損が生じた場合を考慮して、容易に交換可能、即ち、HIFU装置本体2に対して着脱可能に構成されることが好ましい。よって、当該HIFU装置においては、アプリケーション1に設けられる冷却媒体循環経路10は、HIFU装置本体2に嵌合されることで着脱可能に構成されるものとする。尚、冷却媒体循環経路10の熱交換器10a部分は、冷却媒体循環経路10がHIFU装置本体2に嵌合された際に、熱伝達媒体Qを介してHIFU装置本体2側の放熱フィン22と良好に接触するような構造としておく。また、この嵌合の際には、磁力ポンプP_mの冷却媒体循環経路10側のインペラー11と、HIFU装置本体2側の界磁極21とが最良の位置関係となるような構造としておく。

【0053】

このような構成において、当該HIFU装置を用いて行われる焼灼治療の流れについて、図5に示すフローチャートを参照しつつ説明する。

【0054】

まず、超音波照射を行う前の事前準備として、アプリケーション1の冷却媒体循環経路10の熱交換器10a部分をHIFU装置本体2に嵌合させる(ステップ1)。これにより、冷却媒体循環経路10の熱交換器10a部分は、熱伝達媒体Qを介してHIFU装置本体2側の放熱フィン22と良好に接触される。また、冷却媒体循環経路10内に設けられる回転子であるインペラー11と、HIFU装置本体2に設けられる回転磁界発生手段である界磁極21とは良好な位置に規定される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

次に、H I F U装置本体2のH I F U装置コントローラ2 aからの指令を受けて、界磁ドライバ2 0が界磁極2 1に電流を供給すると、界磁極2 1により磁界が発生し、インペラ1 1に設けられた永久磁石1 1 aは磁界の影響を受けて、インペラ1 1を回転させる。これにより、インペラ1 1に固定されるプロペラ1 1 b及びプロペラ1 1 cが水流を発生させて、冷却媒体循環経路1 0内の冷却媒体Cを強制循環させる。同時に、H I F U装置本体2のH I F U装置コントローラ2 aからの指令を受けて、送風機2 3が放熱フィン2 2に対して強制空冷を開始する(ステップ2)。これにより、直ぐにでも超音波照射を行うことが可能となる。

【 0 0 5 6 】

以上に説明したように、当該H I F U装置(超音波照射装置)においては、アプリケーション1内部の超音波振動子1 aを冷却する冷却系を“閉鎖型の冷却系”にて構成しているため、従来において必要とされた冷却媒体Cを手術室に持ち込むための手配や事前冷却するなどの準備作業を不要とすることができる。同時に、従来において必要とされた冷却水貯留サーバーに十分な量の冷却媒体を貯留する作業も不要とすることができる。さらには、従来において必要とされたチューブやアプリケーション内部に冷却媒体を充填すると共に気泡を取り除く作業も不要とすることができる。さらには、当該H I F U装置(超音波照射装置)は、“閉鎖型冷却系”における冷却媒体Cの循環手段として磁力ポンプ P_m を用いるため、従来において必要とされた冷却媒体Cを循環させる経路であるチューブを蠕動ポンプにセットする作業も不要とすることができる。

【 0 0 5 7 】

従って、これらの従来において必要とされた超音波照射までの事前準備を省くことで、操作性を向上して、治療効率を向上させることができる。

【 0 0 5 8 】

ところで、冷却媒体循環経路1 0内の冷却媒体Cには、温度変化による膨張・収縮が少なからず生じ、冷却媒体循環経路1 0の密閉性に不十分な部分があると冷却媒体Cの漏出が発生する可能性がある。

【 0 0 5 9 】

そこで、当該H I F U装置(超音波照射装置)では、冷却媒体循環経路1 0の一部に、例えば図1に示すように、一面が冷却媒体Cの膨張・収縮を吸収する素材、例えばゴム膜などで構成された副室1 0 bを設けることとする。これにより、冷却媒体Cに温度変化による膨張・収縮が生じた場合でも、この副室1 0 bの一面がこれを吸収し、冷却媒体Cが漏出することを防止することができる。

【 0 0 6 0 】

さらに、この副室1 0 bには、冷却媒体Cの状態を目視確認することができるような監視窓1 0 cを設けておくこととする。これにより、液漏れや蒸発による冷却媒体Cの液面の低下や、冷却媒体循環経路1 0内の腐食により生じる冷却媒体Cの濁り等を容易に見ることができ、定期点検等を実施することでトラブルを予防することができる。

【 0 0 6 1 】

ところで、アプリケーション1に内蔵される超音波振動子1 aは、自身が発熱し放置されると熱破壊することは、前述した通りである。そこで、当該H I F U装置においては、前述のように、アプリケーション1の超音波振動子1 aの近傍にサーミスタなどの温度センサー S_t を配置することとする。この温度センサー S_t による検知結果は、H I F U装置コントローラ2 aに送信され、冷却媒体Cの循環が妨げられる等して異常な温度上昇が検知された場合には、H I F U装置コントローラ2 aは、アプリケーション1による集束強力超音波の照射を停止させる制御を行うものとする。これにより、超音波振動子1 aの熱破壊を防止することができ、安全に集束強力超音波の照射を行うことができる。

【 0 0 6 2 】

さらに、冷却媒体循環経路1 0の一部には、冷却媒体Cの循環状態を検知する流れセンサー S_f を設けることとする。この流れセンサー S_f による検知結果は、H I F U装置コン

10

20

30

40

50

トローラ 2 a に送信され、冷却媒体 C が詰まる等して異常な流速低下が検知された場合には、H I F U 装置コントローラ 2 a は、アプリケーション 1 による集束強力超音波の照射を停止させる制御を行うものとする。これにより、安全に集束強力超音波の照射を行うことができる。

【 0 0 6 3 】

尚、本発明に係る超音波照射装置は、本実施形態における超音波照射装置に限定されるものではなく、本発明の主旨を逸脱することの無い範囲内で、種々の変形を行うことが可能である。

【 0 0 6 4 】

例えば、図 6 に示すように、磁力ポンプ P_m の代わりに、蠕動ポンプ P_o を用いて構成されるものであっても良い。尚、このような場合には、冷却媒体循環経路 1 0 の替わりにチューブ 1 7 0 が設けられることとなる。しかしながら、当該構成においても、副室 1 0 b、監視窓 1 0 c、流れセンサー S_f 、温度センサー S_t 等は、同様に設けることができる。熱伝達媒体 Q や、H I F U 装置本体 2 における放熱フィン 2 2 及び送風機 2 3 等も同様である。

10

【 0 0 6 5 】

また、本実施形態においては、アプリケーション 1 に内蔵される超音波振動子 1 a の冷却は、随時、行われるものとしたが、この他にも、例えば温度センサー S_t により所定温度以上の温度が検知された場合にのみ、これが所定温度以下となるまで行われることとしても良い。

20

【 0 0 6 6 】

以上に説明したように、本実施形態における超音波照射装置によれば、アプリケーションの冷却能力を落とすことなく、超音波照射までの事前準備を不要にすることができるので、装置を起動してから直ぐに超音波照射を行うことが可能となり、操作性を格段に向上させることができると共に、治療効率を向上させることができる。

【 0 0 6 7 】

また、冷却媒体を循環させるインペラー 1 1 を回転させるシャフト部分が、従来のポンプのように、冷却媒体がポンプ内部に入り込む構造にはなっていないので、滅菌作業を簡略化することができ、衛生上の都合も良く、冷却媒体によるポンプ内部の腐食などを原因とする強制循環の動作不良等を防止することもできる。

30

【 0 0 6 8 】

また、万が一冷却媒体の強制循環が停止した場合でも、流れセンサーや温度センサー等で異常を検出することができるので、安全に超音波照射を行うことができる。

【 0 0 6 9 】

【発明の効果】

以上に説明したように、本発明に係る超音波照射装置によれば、アプリケーションの冷却能力は落とさず、照射までの事前準備を不要にすることができるので、装置を起動してから直ぐに照射が可能になり、操作性が格段に向上すると共に、治療効率を向上させることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る超音波照射装置を含み構成される H I F U 装置の一実施形態における全体構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示す冷却媒体循環経路の具体的構成を示す図である。

【図 3】図 1 に示す H I F U 装置本体の磁力ポンプにおけるインペラーと界磁極の関係を示す断面図である。

【図 4】界磁極に供給される励磁電流と界磁極の作る磁界の向きの時間関係を示す図である。

【図 5】図 1 に示す H I F U 装置の事前準備の手順を表すフローチャートである。

【図 6】図 1 に示す H I F U 装置の他の実施形態における全体構成を示すブロック図である。

50

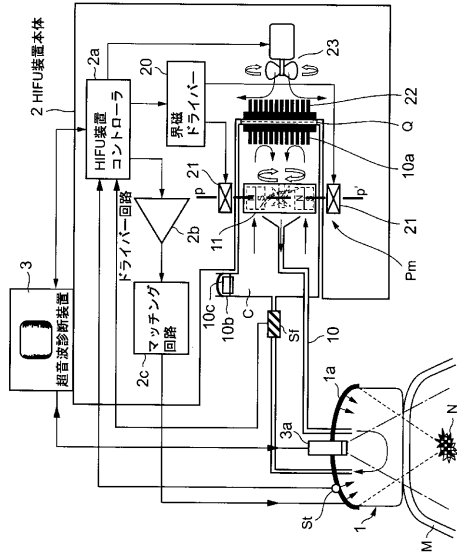
【図7】従来の開放型冷却系を有するHIFU装置の全体構成を示すブロック図である。

【図8】従来のHIFU装置の事前準備の手順を表すフローチャートである。

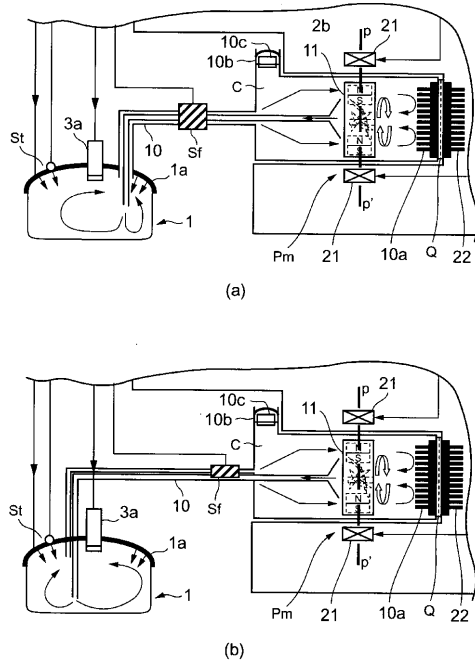
【符号の説明】

1 ...	アプリケーション	
1 a ...	超音波振動子	
1 0 ...	冷却媒体循環経路	
1 0 a ...	熱交換器	
1 0 b ...	副室	
1 0 c ...	監視窓	
2 ...	HIFU装置本体	10
2 a ...	HIFU装置コントローラ	
2 b ...	ドライバー回路	
2 c ...	マッチング回路	
2 0 ...	界磁ドライバー	
2 1 ...	界磁極	
2 2 ...	放熱フィン	
2 3 ...	送風機	
3 ...	超音波診断装置	
3 a ...	プローブ	
C ...	冷却媒体	20
M ...	患部	
N ...	被検体	
P _m ...	磁力ポンプ	
Q ...	熱伝達媒体	
S _f ...	流れセンサー	
S _t ...	温度センサー	

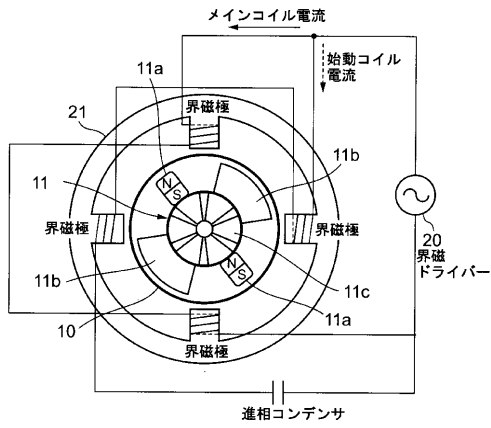
【図1】



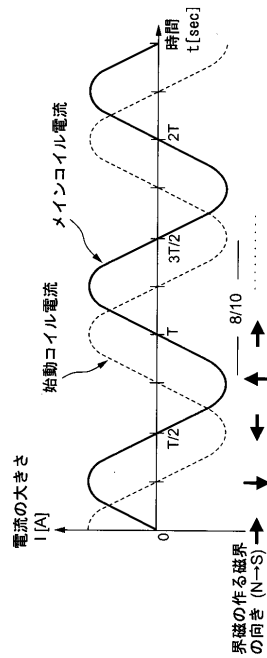
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 野村 哲

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内

審査官 川端 修

(56)参考文献 特開平10-216140(JP,A)

特開2001-046388(JP,A)

実開平03-013493(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/00

A61B 8/00

A61F 7/00

专利名称(译)	超音波照射装置		
公开(公告)号	JP4084139B2	公开(公告)日	2008-04-30
申请号	JP2002261776	申请日	2002-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	原頭基司 石橋義治 藤本克彦 野村哲		
发明人	原頭 基司 石橋 義治 藤本 克彦 野村 哲		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00 A61F7/00		
CPC分类号	A61B8/546		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00 A61F7/00.322 A61N7/02		
F-TERM分类号	4C060/JJ24 4C060/JJ27 4C099/AA01 4C099/CA19 4C099/JA13 4C099/PA04 4C099/TA04 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/JJ49 4C160/MM32 4C301/AA02 4C301/EE13 4C301/EE19 4C301/EE20 4C301/FF21 4C301/FF26 4C301/GC02 4C301/GC12 4C301/GC21 4C301/GC22 4C301/GC27 4C301/HH01 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/EE19 4C601/EE30 4C601/FF11 4C601/FF16 4C601/GC01 4C601/GC02 4C601/GC09 4C601/GC10 4C601/GC21 4C601/GC22 4C601/GC27 4C601/HH04		
审查员(译)	川端修		
其他公开文献	JP2004097402A		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声辐射器，其通过消除对超声波照射进行预备制剂的需要而实现更高的可操作性。解决方案：涂敷器1设有用于冷却超声波振荡器1a的“封闭式冷却系统”。封闭式冷却系统由填充有冷却介质C的冷却介质循环路径10，用于使冷却介质循环路径10内的冷却介质C循环的磁力泵P m 构成。交换器10a用于将由冷却介质C吸收的热量从超声振荡器1a传递到安装在HIFU（高强度聚焦超声波）装置的主体2上的散热片22等。这可以省略预先冷却冷却介质的工作，将冷却介质存储到冷却水存储服务器中，将管设置为蠕动泵上的冷却介质的循环路径，并且在填充管的同时去除留在内部的气泡。具有冷却介质的涂敷器通常。 Z

【图 3】

