

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-174252

(P2004-174252A)

(43) 公開日 平成16年6月24日(2004.6.24)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/00

A61B 17/00

A61M 25/00

F I

A61B 17/36 330

A61B 17/00 320

A61M 25/00 314

テーマコード (参考)

4C060

4C167

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2003-394253 (P2003-394253)
 (22) 出願日 平成15年11月25日 (2003.11.25)
 (31) 優先権主張番号 304500
 (32) 優先日 平成14年11月26日 (2002.11.26)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 598155324
 バイオセンス・インコーポレイテッド
 Biosense, Inc.
 アメリカ合衆国、08933-7003
 ニュージャージー州、ニューブランズウィ
 ック、ワン・ジョンソン・アンド・ジョン
 ソン・プラザ (番地なし)
 One Johnson & Johns
 on Plaza, New Brunsw
 ick, NJ 08933-7003, U
 . S. A.
 (74) 代理人 100066474
 弁理士 田澤 博昭
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延

最終頁に続く

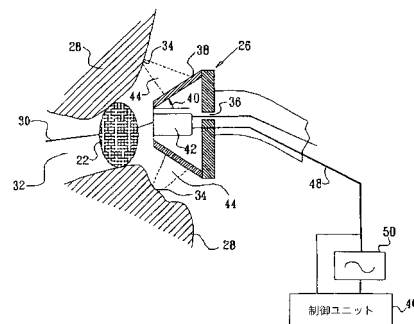
(54) 【発明の名称】 超音波による肺静脈の分離する装置および方法

(57) 【要約】

【課題】 肺静脈を電氣的に分離するための改良された方法を提供する。

【解決手段】 超音波組立体を、肺静脈の口に近い心臓に導入するステップと、その超音波組立体を、アンカーを用いて肺静脈に固定するステップと、続いて超音波エネルギーを、超音波組立体から肺静脈の周囲アブレーション領域に至る経路に伝導するステップとを含み、その経路が実質的にアンカーを含まない、心臓の左心房を肺静脈から電氣的に分離するための方法。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心臓の左心房を肺静脈から電氣的に分離するための方法であって、
超音波組立体を、前記肺静脈の口部に近い前記心臓内に導入するステップと、
前記超音波組立体を、アンカーを用いて前記肺静脈に固定するステップと、
続いて、前記超音波組立体から前記肺静脈の周囲のアブレーション領域に至る経路に超音波エネルギーを伝導するステップとを含み、
前記経路が実質的に前記アンカーを含まないことを特徴とする方法。

【請求項 2】

心室を電氣的に分離するための装置であって、
先端部を有する血管内カテーテルと、
前記先端部に近接したアンカーと、
前記アンカーの外側に配置された、周囲アブレーション領域に向けて超音波エネルギーを放射する超音波トランスデューサ組立体とを含み、
前記超音波エネルギーの経路が実質的に前記アンカーを含まないことを特徴とする装置。

10

【請求項 3】

心室を電氣的に分離するための装置であって、
血管内カテーテルと、
前記カテーテルの先端部に近接して配置されたアンカーと、
前記アンカーの基端側に配置された、超音波エネルギーを放射するための超音波トランスデューサ組立体とを含み、
前記超音波エネルギーの経路が実質的に前記アンカーを含まず、前記超音波トランスデューサ組立体の本体部分が、基端側断面積及び先端側断面積を有しており、前記基端側断面積が前記先端側断面積よりも大きくなっており、前記超音波トランスデューサ組立体が、この超音波トランスデューサ組立体の周りを実質的に取り囲むアブレーション領域に集束するビームとして前記超音波エネルギーを放射することを特徴とする装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心疾患の治療方法及び装置に関し、詳細には、肺静脈組織近傍をアブレーションして心不整脈を治療する方法及び装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

人体の中空の器官、特に脈管系の内壁から行う組織アブレーションは様々な病状の治療に有用である。血管内カテーテル、血管内カテーテルに適合された操作用器具、及びカテーテルの位置決め技術における技術進歩により心臓学の分野に恩恵がもたらされた。経皮経カテーテルアブレーションが、様々な種類の伝導障害や不整脈の治療に用いられて成功を収めている。現在、心房性不整脈にアブレーション治療が一般的に行われている。

【0003】

過去に、直接的な加熱によるアブレーション等の様々な種類のアブレーションが用いられた。エネルギーは、超音波、レーザー、抵抗加熱、及び高周波エネルギー等の様々な様式で標的組織に伝えることができる。

40

【0004】

1つのアブレーション方法は、いわゆるメイズ（Maze）手術である。一般に、メイズ手術は、左心房壁に線状の外傷（lesion）からなる迷路（maze）状のパターンを形成して、左心房における異常な伝導パターンを遮断する試みである。

【0005】

心房性不整脈は、肺静脈、特に上肺静脈近傍の組織病巣の異常な電気活性に関係することが知られている。このような病巣に様々なアブレーション治療が試みられてきた。例え

50

ば、経カテーテル法を用いた高周波アブレーションによる心房への線状外傷の形成と疑いのある不整脈惹起性病巣のアブレーションとの組合せが行われてきた。

【0006】

最近になって、肺静脈口或いはその近傍に周囲外傷を形成することで心房性不整脈を治療するようになった。特許文献1及び特許文献2に、高周波電極を備えた径方向に拡張可能なアブレーション装置が開示されている。この装置を用いて肺静脈に高周波エネルギーを伝達して周囲伝導ブロックを形成して、肺静脈を左心房から分離することが提案されている。

【0007】

解剖学的電気地図のガイド下での複数の接触する周囲点を用いた高周波アブレーションが、非特許文献1に記載されている。このアブレーション法では、アブレーション部位が実際に連続するように特別の配慮を払う必要があり、アブレーション部位が連続していない場合には肺静脈における異常な電気活性が心房性不整脈を発生させ続け得ると強調している。 10

【0008】

非特許文献2に、円筒状超音波トランスデューサによって、食塩水が満たされたバルーンを介して伝達する超音波エネルギーで周囲アブレーション外傷を形成することが提案されている。アブレーション時間は2分程度と報告されている。

【0009】

特許文献3に、肺静脈を電氣的に分離するために周囲外傷を形成する方法が開示されている。バルーンカテーテルを用いて、円筒状超音波トランスデューサをバルーン内の内側部材に設けて、バルーンの外皮に超音波的に接続された放射状の超音波信号を放射する。 20

【0010】

心組織アブレーションに超音波エネルギーを使用する際の問題は、組織の局所加熱の制御が困難であるという点である。異常な組織病巣を効果的にアブレーションする、即ち異常な伝導パターンを遮断するために十分に大きな外傷を形成すべきであることと過度な局所加熱による悪影響との間にトレードオフ関係が存在する。超音波装置が形成する外傷が小さ過ぎると、医療効果が十分でなかったり、時間がかかり過ぎることがある。一方、組織を加熱し過ぎると、過熱による局所焼灼が起こることがある。このような過度に加熱された領域は、高いインピーダンスを発生させ、心臓の通過において機能的な障壁を形成することがある。より緩やかな加熱を利用すれば、アブレーションの制御は容易になるが処置時間が過度に延びてしまう。 30

【0011】

これらの点及び他の面から、実用的な超音波放射器のデザインでは、超音波信号の振幅、エネルギーを印加するのに必要な時間、電極の大きさ、接触領域、並びに同じ医療処置中において複数の外傷を形成できるようにする装置の位置決め、抜去、及び再配置の容易さを考慮するのが適当である。

【0012】

局所加熱を制御するための従来の方法には、電極内に熱電対を含めること、フィードバック制御、信号の変調、カテーテル先端の局所冷却や、流体を使用する技術、例えばエネルギー印加中の冷却用流体を用いる標的組織の灌流等が含まれる。この流体を使用する技術は特許文献4に開示されている。 40

【0013】

関係する様々な医療方法が特許文献5～特許文献17及び非特許文献3～非特許文献9に開示されており、これらを参照することを以って本明細書の一部とする。

【特許文献1】米国特許第6,012,457号明細書

【特許文献2】米国特許第6,024,740号明細書

【特許文献3】米国特許第6,117,101号明細書

【特許文献4】米国特許第5,807,395号明細書

【特許文献5】米国特許第5,891,134号明細書

- 【特許文献6】米国特許第5,433,708号明細書
- 【特許文献7】米国特許第4,979,948号明細書
- 【特許文献8】米国特許第6,004,269号明細書
- 【特許文献9】米国特許第5,366,490号明細書
- 【特許文献10】米国特許第5,971,983号明細書
- 【特許文献11】米国特許第6,164,283号明細書
- 【特許文献12】米国特許第6,245,064号明細書
- 【特許文献13】米国特許第6,190,382号明細書
- 【特許文献14】米国特許第6,251,109号明細書
- 【特許文献15】米国特許第6,090,084号明細書 10
- 【特許文献16】米国特許第5,938,600号明細書
- 【特許文献17】米国特許第6,064,902号明細書
- 【非特許文献1】パッポン・シー (Pappone C)、ロサニオ・エス (Rosanio S)、オレト・ジー (Oreto G)、トッチ・エム (Tocchi M)、ガグリオッタ・エフ (Gugliotta F)、バイスドミニ・ジー (Vicedomini G)、サルバチ・エー (Salvati A)、ディカンディア・シー (Dicandia C)、マッツォーネ・ピー (Mazzone P)、サンチネリ・ブイ (Santini V)、ガレッタ・エス (Gulletta S)、チエルチア・エス (Chierchia S) 著、「肺静脈口の周囲高周波アブレーション：心房性不整脈治療の新たな解剖学的試み (Circumferential Radiofrequency Ablation of Pulmonary Vein Ostia: A New Anatomic Approach for Curing Atrial Fibrillation)」、サーキュレーション (Circulation)、2000年、102:2619頁～2628頁 20
- 【非特許文献2】ナタレ・エー (Natale A)、ピサノ・イー (Pisano E)、シュエチック・ジェイ (Shewchik J)、バッシュ・ディー (Bash D)、ファネリ・アール (Fanelli R)、エム・ディー (MD)、ポテンザ・ディー (Potenza D)、サンタレリ・ピー (Santarelli P)、シュエイカート・アール (Schweikert R)、ホワイト・アール (White R)、サリバ・ダブリュ (Saliba W)、カナガラトナム・エル (Kanagaratnam L)、チョウ・ピー (Tchou P)、レッシュ・エム (Lesh M) 著、「バルーンを用いた周囲超音波アブレーション・システムによる人類初の再発性心房性細動のための肺静脈分離 (First Human Experience With Pulmonary Vein Isolation Using a Through-the-Balloon Circumferential Ultrasound Ablation System for Recurrent Atrial Fibrillation)」、サーキュレーション (Circulation)、2000年、102:1879頁～1882頁 30
- 【非特許文献3】シェインマン・エムエヌ (Scheinman MM)、モラディー・エフ (Morady F.) 著、「心房性細動に対する非薬理学的的方法 (Nonpharmacological Approaches to Atrial Fibrillation)」、サーキュレーション (Circulation)、2001年、103:2120頁～2125頁
- 【非特許文献4】ワン・ピー・ジェー (Wang PJ)、ホモウド・エム・ケイ (Homoud MK)、リンク・エム・エス (Link MS)、エステス III エヌ・エー (Estes III NA.) 著、「カテテルアブレーションの代替エネルギー源 (Alternate Energy Sources for Catheter Ablation.)」、カー・カーディオロジー・レップ (Curr Cardiol Rep)、1999年7月、1(2):165頁～171頁 40
- 【非特許文献5】フライド・エヌ・エム (Fried NM)、ラード・エー・シー (Lardo AC)、バーガー・アール・ディー (Berger RD)、カルキンス・エッチ (Calkins H)、ハルペリン・エッチ・アール (Halperin HR) 著、「インビトロ及びインビボにおける拡散光ファイバーを用いてNd:YAGレーザーによって心筋に生成された線状外傷の結果 (Linear Lesions in Myocardium Created By Nd:YAG Laser Using Diffusing Optical Fibers: In Vitro and In Vivo Results.)」、レーザー・サージ・エム・イー・ディー (Laser Surg Med)、2000年、27(4):295頁～304頁
- 【非特許文献6】エイグラー・エヌ・エル (Eigler NL)、コーサンディ・エム・ジェイ (Khorsandi MJ)、フォレスター・ジェイ・エス (Forrester JS)、フィッシュベイン・エム・シー (Fishbein MC)、リトバック・エフ (Litvack F.) 著、「イヌ冠状動脈にお 50

ける仮金属ステントの移植及び修復 (Implantation and Recovery of Temporary Metallic Stents in Canine Coronary Arteries.)」、ジェイ・エー・エム・コル・カーディオ
ル (J Am Coll Cardiol)、1993年、22(4):1207頁～1213頁

【非特許文献7】ジョン・シー・ミドルトン (John C. Middleton)、アーサー・ジェイ・ティプトン (Arthur J. Tipton) 著、「医療装置としての合成生分解性ポリマー (Synthetic Biodegradable Polymers as Medical Devices)」、1998年

【非特許文献8】キーン・ディー (Keane D)、ラスキン・ジェイ (Ruskin J) 著、「ダイオードレーザー及び光ファイバーカテーテルを用いた線状心房アブレーション (Linear Atrial Ablation With A Diode Laser And Fiber Optic Catheter)」、サーキュレーション (Circulation)、1999年、100:e59～e60

【非特許文献9】ウェア・ディー (Ware D) 著、「拡散レーザー光を用いた緩速壁内加熱：深い心筋凝固壊死のためのユニークな方法 (Slow intramural heating with diffused laser light: A unique method for deep myocardial coagulation.)」、サーキュレーション (Circulation)、1999年3月30日、1630頁～1636頁

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

従って本発明のある態様の主な目的は、超音波エネルギーの1回のアブレーション印加により、肺静脈口を取り囲む周囲伝導ブロックを形成して肺静脈を電氣的に分離するための改良された装置及び方法を提供することにある。

【0015】

本発明のある態様の別の目的は、肺静脈の超音波分離に必要な時間を短縮することにある。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明のこれら及び他の目的は、超音波エネルギーを放出するための超音波組立体を含むカテーテル導入装置によって達成することができる。一適用例では、カテーテル及び超音波組立体は、肺静脈口内に経皮経中隔的に挿入される。固定バルーン等のアンカーを膨張させて、音響レンズを肺静脈の内腔の中心に配置して、トランスデューサにエネルギーが加えられた時にエネルギーが肺静脈の壁部の周囲に集束するようにする。これにより、肺静脈と左心房との間の伝導を効果的に遮断する周囲アブレーション外傷を肺静脈の心筋鞘に形成する。

【0017】

従って、本発明の好適な実施形態に従って、心臓の左心房を肺静脈から電氣的に分離するための方法が提供される。この方法は、超音波組立体を肺静脈の口部に近い心臓内に導入するステップと、その超音波組立体をアンカーを用いて肺静脈に固定するステップと、その後超音波組立体から肺静脈の周囲のアブレーション領域に至る経路に超音波エネルギーを伝導するステップとを含み、その伝導経路が実質的にアンカーを含まない。

【0018】

ある実施形態では、超音波エネルギーを伝導する前記ステップを、アブレーション領域を横断する周囲線の焦点に超音波エネルギーを集束させることによって行う。

【0019】

ある実施形態では、アンカーがバルーンを含み、超音波組立体を固定する前記ステップを、バルーンを膨張させて前肺静脈に係合させることにより行う。

【0020】

ある実施形態では、超音波エネルギーを伝導する前記ステップを1回の印加のみで行う。

【0021】

ある実施形態では、この1回の印加の時間が300秒未満である。

【0022】

10

20

30

40

50

ある実施形態では、超音波組立体を導入する前記ステップが、超音波組立体を血管内カテーテル上に配置するステップと、その血管内カテーテルの先端部分を心臓の血管内に通すステップとを含み、超音波組立体がアブレーション領域から離隔しており、経路が超音波組立体からアブレーション領域に向かって概ね順方向である。

【0023】

この場合、ある実施形態では、血管内カテーテルの先端部分を通す前記ステップが、超音波組立体を動作させて心臓の卵円窩に超音波エネルギーを印加するステップを含む。

【0024】

ある実施形態では、この方法が、アブレーション領域の解剖学的構造に一致するように超音波エネルギーのビームを調節するステップを含む。

【0025】

ある実施形態では、この方法が、超音波組立体を導入するステップを行っている間に、超音波組立体から効果的な量のエネルギーを伝導して心臓の卵円窩の部分のアブレーションするステップを含む。

【0026】

更に、本発明の一実施形態に従って、心室を電氣的に分離するための装置が提供される。この装置は、先端部を有する血管内カテーテルと、その先端部に近接したアンカーと、そのアンカーの外側に配置された、周囲アブレーション領域に向けて超音波エネルギーを放射する超音波トランスデューサ組立体とを含み、その超音波エネルギーの経路が実質的にアンカーを含まない。

【0027】

ある実施形態では、この装置が、カテーテルに配置された、心臓の電気活性を検出するためのセンサを含む。ある適用例では、この装置が、カテーテルに配置された、センサからの信号を送信するための送信アンテナを含む。

【0028】

ある実施形態では、アンカーがバルーンを含む。

【0029】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体の本体部分が、基端側断面積及び先端側断面積を有しており、基端側断面積が先端側断面積よりも大きい。ある適用例では、この本体部分が、切頭円錐体であって、その傾斜角が約20度である。

【0030】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体が、超音波エネルギーのビームをアブレーション領域に対して周囲方向に集束させる全方向レンズを含む。ある適用例では、超音波トランスデューサ組立体が、トランスデューサ要素のアレイと、そのトランスデューサ要素の個々の要素を制御してビームを整形するための制御ユニットとを含む。

【0031】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体が、動作位置ではアブレーション領域から離隔している。

【0032】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体が、約3MHz～4MHzの範囲の周波数で動作する。

【0033】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体が、その超音波トランスデューサ組立体の出力である超音波エネルギーを所望の方向に向けるための回折格子と、その回折格子に隣接してカテーテル内に配置されたトランスデューサ層とを含み、そのトランスデューサ層が、そこに送られたエネルギーを異なった周波数に変換できる。

【0034】

この場合、ある実施形態では、回折格子が、カテーテルの外面に設けられた薄いフィルムである。

【0035】

10

20

30

40

50

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体が、その一次動作周波数の約50%～約80%の範囲の帯域幅を有する。

【0036】

更に、本発明の一実施形態に従って、心室を電氣的に分離するための装置が提供される。この装置は、血管内カテーテルと、このカテーテルの先端部に近接して配置されたアンカーと、このアンカーの基端側に配置された、超音波エネルギーを放射するための超音波トランスデューサ組立体とを含み、この超音波エネルギーの経路が実質的にアンカーを含まず、超音波トランスデューサ組立体の本体部分が、基端側断面積及び先端側断面積を有しており、基端側断面積が先端側断面積よりも大きくなっており、超音波トランスデューサ組立体が、この超音波トランスデューサ組立体の周りを実質的に取り囲むアブレーション領域に集束するビームとして超音波エネルギーを放射する。 10

【0037】

ある実施形態では、この装置が、カテーテルに配置された心臓の電気活性を検出するためのセンサを含む。この場合、ある実施形態では、この装置が、カテーテルに配置された、センサからの信号を送信するための送信アンテナを含む。

【0038】

ある実施形態では、アンカーがバルーンを含む。

【0039】

ある実施形態では、本体部分が切頭円錐体であって、その傾斜角が約20度である。

【0040】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体が、トランスデューサ要素のアレイと、そのトランスデューサ要素の個々の要素を制御してビームを整形するための制御ユニットとを含む。 20

【0041】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体が、動作位置ではアブレーション領域から離隔している。

【0042】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体が、約3MHz～4MHzの範囲の周波数で動作する。

【0043】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体が、その超音波トランスデューサ組立体の出力である超音波エネルギーを所望の方向に向けるための回折格子と、その回折格子に隣接してカテーテル内に配置されたトランスデューサ層とを含み、そのトランスデューサ層が、そこに送られたエネルギーを異なった周波数に変換できる。 30

【0044】

ある実施形態では、回折格子が、カテーテルの外面に設けられた薄いフィルムである。

【0045】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ組立体が、その一次動作周波数の約50%～約80%の範囲の帯域幅を有する。

【発明の効果】

【0046】

超音波エネルギーの1回の印加により、肺静脈口を取り囲む周囲電動ブロックを形成して肺静脈を電氣的に分離するための改良された装置及び方法が提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0047】

本発明のこれら及び他の目的をよりよく理解できるように、例証として本発明の詳細な説明をするが、添付の図面を参照しながら説明を読んで頂きたい。

【0048】

以下の説明では、本発明をよりよく理解できるように様々な特定部分を詳述する。しかしながら、当業者であれば、このような特定の詳細がなくても本発明を実施可能である 30

ことを理解できよう。また、周知の回路、制御理論、及び他の装置については、本発明の焦点がぼけないようにその詳細を省略する。

【0049】

図1を参照すると、本発明の好適な実施形態に従って構成され動作する医療装置が例示されている。血管内カテーテル10は基端部12及び先端部14を有する。先端部14には、少なくとも1つのシール16が設けられており、必要に応じて第2のシール18が設けられる。シール16及びシール18は、ゴム、ポリウレタン、または類似の弾性材料から形成された膨張可能なバルーンであるのが好ましい。カテーテル10は、シール16及びシール18を膨張及び窄めるために流体を導入する1或いは複数の内腔を有する。内腔の1つは、ポート20で終わっていて、処置中に必要となることがある流体の注入や血液の除去に有用である。他の内腔は、ガイドワイヤや他の器具の通路を提供するように設けられている。図示されているように、窄んだ状態の膨張可能なアンカーバルーン22がシール16及びシール18の先端側に配置されている。カテーテル10はまた、同軸ガイドワイヤ内腔24を有する。カテーテル10と同軸である超音波トランスデューサ組立体26が、カテーテル10の先端部近傍、具体的にはアンカーバルーン22の基端側約1cmの位置に設けられている。

【0050】

ここで図2を参照されたい。図2は、本発明の好適な実施形態に従った、肺静脈口28の動作位置に配置されたトランスデューサ組立体26の模式的な断面図である。図2の説明は、図1を参照して読むとよい。カテーテル10は、肺静脈内腔32内に予め導入されているガイドワイヤ30（ガイドワイヤ内腔24の中を通っている）上をスライドさせて挿入する。アンカーバルーン22を膨張させて所定の位置に装置を固定する。トランスデューサ組立体26を、アンカーバルーン22の外側の肺静脈口28の基端側に配置する。トランスデューサ組立体26は、アンカーバルーン22、及び肺静脈口28の近傍のアブレーションされる標的組織34の何れにも直接は接触していないことに注目されたい。好都合なことに、トランスデューサ組立体26をアンカーバルーン22の外側に配置することにより、構造が簡潔になり、更に標的組織34に直接超音波エネルギーを加えることができ、これにより超音波エネルギーがバルーンの壁部を通過する場合に生じ得るエネルギー伝達における歪み及び精度の低下を回避することができる。更に、後述するように、超音波ビーム集束技術を用いることにより、従来技術には必要であるトランスデューサの肺静脈壁部への物理的な一致が必要なく、その際の困難さが解消される。この従来技術では、標的アブレーション領域近傍の様々な解剖学的構造に一致するように形成された複数のカテーテル10が必要な場合が多い。本発明のこの実施形態に従えば、トランスデューサ組立体26と標的組織34とを直接接触させる必要がないため、例えば上記した米国特許第6,117,101号が要求するトランスデューサ組立体26の部分的に変化する強度を必要としない。このような強度の変化は、肺静脈に確実に固定するために必要である。

【0051】

トランスデューサ組立体26は、ガイドワイヤ30が通る内腔36を有する。本体部分38は、切頭円錐体であって約20度の傾斜角40を有するのが好ましい。従って、本体部分38の基端部分の断面積は、その先端部分の断面積よりも大きい。セラミック等の周知のタイプの圧電素子42が本体部分38の内部に設けられている。トランスデューサ組立体26は、図2に破線で示される概ね順方向の周囲ビーム44を形成する全方向性超音波レンズとして機能する。ビーム44は標的組織34上に集束する。圧電素子42は、トランスデューサのアレイとして具現できる。特定のアブレーション適用例では、局所解剖学的構造に適合するような形状にビーム44を整形する必要があるが、制御ユニット46の制御下で圧電素子42を調節して行うことができる。これは、例えば、アレイの要素を互いに位相が一致しないように動作させる周知の方法で達成することができる。トランスデューサ組立体26は、ケーブル48によって好適な電源50及び制御ユニット46に接続されている。

【0052】

トランスデューサ組立体 26 は、長さが 4.0 mm で、外径が 2.6 mm であるのが好ましい。トランスデューサ組立体 26 は、本体部分 38 内にエアバックিং (air-backing) 材料を用いて 4 分の 1 波長インピーダンスに一致させている。トランスデューサ組立体 26 は、励起周波数が 3 MHz ~ 4 MHz で動作し、1.5 mm の焦点深さを有するのが好ましい。駆動電力は、通常は 30 W ~ 40 W の範囲である。

【0053】

トランスデューサ組立体 26 の構成要素として好適な構成が、参照することをもって本発明の一部とする米国特許第 6,296,619 号及び前記した米国特許第 6,117,101 号に開示されている。トランスデューサ組立体 26 はまた、カテーテル 10 の外面を覆う薄いフィルムポリマーとして形成することも可能である。

10

【0054】

アブレーションを実施する活性部位は、参照することをもって本明細書の一部とする米国特許第 5,840,025 号に開示されているロケーション／マッピング・システムを用いて決定するのが好ましい。ロケーション／マッピング・システムの一部の構成要素は、マッピング電極であるカテーテル 10 の先端部 14、即ちセンサ 52 及びダイポールアンテナとすることができる送信アンテナ 54 に組み込まれている。センサ 52 は心臓の局所電気活性を検出し、アンテナ 54 は使用中に患者の体の表面に配置される複数の受信アンテナ (図示せず) に信号を送信する。先端部 14 は、従来の放射線透過技術または上記した米国特許第 5,840,025 号に開示されたシステムによってその先端部 14 の位置を容易に求めることができるように放射線不透過性とすることができる。

20

【0055】

上記した米国特許第 5,840,025 号に開示されているシステムを使用しない実施形態では、センサ 52 が局所電気活性の従来のモニタリングを行い、これによりアンテナ 54 を省略することができる。

【0056】

図 3 を参照すると、本発明の好適な実施形態に従って動作する肺静脈を電氣的に分離するためのフローチャートが例示されている。図 3 の説明は、図 1 を参照しながら読むとよい。

【0057】

開始ステップ 56 では、患者 (図示せず) 及び装置の通常の準備を行う。これには、電気生理学的モニタリング法及び上記したロケーション／マッピング・システムの動作に必要となり得る、様々なモニタリング用配線及び設置用配線の取り付けが含まれる。

30

【0058】

次にステップ 58 では、一連の操作を行って、最終的にカテーテル 10 及びトランスデューサ組立体 26 を肺静脈口に配置する。ステップ 58 は従来の方法である。好適な方法では、誘導シースが通常は大腿静脈である末梢静脈に配置される周知のセルディンガー法により静脈系が評価される。ガイドシースを誘導シース内に挿入し、下大静脈を介して右心房内に挿入する。次に、ブロッケンブラッフ針を心房中隔の卵円窩に刺入し、必要に応じてその刺入孔を拡大する。次に、ブロッケンブラッフ針を引き抜いてガイドシースを左心房に配置する。別法では、アブレーションカテーテルが通常は卵円窩である心房中隔に接触した時に、アブレーションカテーテルにエネルギーを加えて心房中隔を通過しやすいようにする。中隔組織をアブレーションすることにより、カテーテルの心房中隔の通過が容易になり、また拡張器を卵円窩を通す必要がないため、使用する機器を減らすことができる。上大静脈を介して、或いは逆行性動脈内技術を用いて左心房にアクセスすることが可能である。

40

【0059】

次にステップ 60 で、ガイドワイヤをガイドシース内に挿入し、左心房を経て肺静脈内に進める。

【0060】

どの順序で肺静脈にアクセスして処置するかは任意であるが、初めは筋肉鞘が下肺静脈

50

よりも顕著な2つの上肺静脈に専念するのが好ましい。この後、下肺静脈を分離することができる。アブレーション法では通常、4つ全ての肺静脈を分離する。

【0061】

図4を参照すると、本発明の好適な実施形態に従った、肺静脈の電氣的な分離方法のある特徴が模式的に例示されている。図4の説明は、図3を参照しながら読むとよい。図4は、ステップ60（図3）を完了した状態を示す図である。左心房62の破断図は、右上肺静脈（RSPV）64及び肺静脈口68が示されている左上肺静脈（LSPV）66を含む。図4にはまた、右下肺静脈（RIPV）70及び左下肺静脈（LIPV）72が示されている。従来技術によるガイドシース74は、心房中隔78の左心房側に配置された先端部76を有する。従来のガイドワイヤ80が、ガイドシース74の内腔を通過して左上肺静脈66の内腔に延在している。ガイドワイヤ80は、左上肺静脈66に対して示されているが、この方法が他の肺静脈に同様に適用できることを理解されたい。

【0062】

再び図3を参照されたい。ステップ82では、ガイドシースを引き抜き、アブレーションカテーテルをそのガイドワイヤ内腔を利用してガイドワイヤ上をスライドさせる。カテーテルを左心房内に進める。カテーテルを心臓内で操作している間、そのカテーテルの位置を、前記した米国特許第5,840,025号に開示されたロケーション／マッピング・システム或いは従来の画像方法を用いてモニタリングするのが好ましい。カテーテルの先端部が肺静脈口に配置されている。

【0063】

ここで図5をすると、本発明の好適な実施形態に従った、肺静脈の電氣的な分離方法のある特徴が模式的に例示されている。図5の説明は、図3及び図4を参照しながら読むとよい。図5は、ステップ82（図3）が完了した状態を示す図である。図4の構成要素と同一の図5の構成要素には、同一の参照番号を付した。カテーテル10のシャフトが心房中隔78を貫通している。アンカーバルーン22及びトランスデューサ組立体26が、左上肺静脈口68に亘って延在し、トランスデューサ組立体26の主軸が、左上肺静脈66と実質的に同軸上にある。配置中は、アンカーバルーン22は窄んだ状態である。

【0064】

再び図3を参照されたい。ステップ84で、エネルギーを加えた時に超音波ビームの周囲焦点が、標的組織が位置する肺静脈を横断するようにトランスデューサ組立体26を配置する。位置合わせは、アンカーバルーン22を膨張させてそのアンカーバルーン22が肺静脈口68の内腔を塞ぐようにして行うのが好ましい。次にアンカーバルーン22の外周を肺静脈の内膜に接触させる。カテーテル10の先端部14及びトランスデューサ組立体26を、肺静脈口68の内腔の中心にくるように押し進める。ステップ84で、アブレーション領域の血液のうっ血を最小にするために、カテーテルポートの1つを介して灌流させることもできる。

【0065】

ステップ86で、トランスデューサ組立体26の配置を確認したら、トランスデューサ組立体26にエネルギーを与え、超音波エネルギーを標的組織に対して周囲パターンに集束させる。超音波エネルギーの吸収による局所加熱により、標的組織をアブレーションする。超音波エネルギーが通る経路は、アンカーバルーン22を通過せずにトランスデューサ組立体26から直接標的組織に至る。

【0066】

再び図3を参照されたい。ステップ86でのトランスデューサ組立体26から肺静脈への超音波エネルギーの伝達は、1回の比較的短い動作で行う。エネルギーの印加は、連続的な電気生理学的モニタリングに応答して制御するのが好ましく、伝導ブロックがアブレーションの線に亘って確認されたら終了である。ある適用例では、例えばアブレーション部位の温度測定等の当分野で周知のフィードバック技術を用いて、組織へのエネルギーの印加を制御することができる。

【0067】

10

20

30

40

50

アブレーションが終了したら、ステップ 88 でアンカールーン 22 を窄める。カテーテル 10 の先端部 14 を左心房に引き戻す。ガイドワイヤ 80 もまた、肺静脈から引き戻す。

【0068】

次に決定ステップ 90 で、電氣的に分離すべき肺静脈が残っているかを決定するための検査を行う。その決定が肯定的、即ち電氣的に分離すべき肺静脈が残っていたら、ステップ 92 に進み、次の肺静脈が選択される。そして、ステップ 60 に戻る。

【0069】

決定ステップ 90 での決定が否定的、即ち電氣的に分離すべき肺静脈が残っていなかったら、最終ステップ 94 に進む。アンカールーンを窄め、装置全てを患者から抜去する。これで処置が終了する。 10

【0070】

図 6 を参照すると、本発明の代替の実施形態に従って構成され動作するトランスデューサ組立体 100 が模式的に例示されている。トランスデューサ組立体 100 は、カテーテルシャフト 102 の部分に組み込まれている。回折格子レンズ 104 が、周知の技術を用いてカテーテルシャフト 102 の外側に薄いフィルム層として形成されている。カテーテルシャフト 102 は、少なくともトランスデューサ組立体 100 が位置する部分は無響である。広帯域超音波トランスデューサ 106 は、カテーテルシャフト 102 に設けられた回折格子レンズ 104 と向かい合っている。トランスデューサ組立体 100 に近接して配置されたセンサ 108 はセンサ 52 (図 1) と同じ機能を有する。 20

【0071】

回折格子レンズ 104 により、トランスデューサ組立体 100 から放射される超音波ビームの方向を制御することができる。超音波発生器の周波数を適切に変更することにより、超音波ビームを、2つの方向 110 及び 112 によって示されているように様々な方向に向けることができる。

【0072】

例えば、8 MHz の一次動作周波数の 50 % の帯域幅を有する超音波トランスデューサは、出力ビーム周波数を動作帯域幅において変化させる時に、60 度以上回折角度を変えることができる。

【0073】

図 6 の実施形態は、肺静脈口内に導入する時に邪魔にならない形状が薄いという利点を有し、超音波ビームをアブレーション領域に向かって所望の方向に向けることができる。 30

【0074】

超音波ビームは、約 50 W ~ 60 W の出力で連続波として送るのが好ましい。通常は、入力電力は 80 W 以下である。トランスデューサ組立体 100 が回折レンズを含むため、超音波ビームの自然焦点を以下の式により求めることができる。

【0075】

【数 1】

$$D = \frac{d^2 f}{4c}$$

40

【0076】

ここで、d はトランスデューサの直径、c は音波の速度、f は周波数である。焦点は、センサ 108 から約 1 cm ~ 2 cm の距離にあるのが好ましい。

【0077】

当業者であれば、本発明は上記した特定の説明及び図に限定されるものではないことを理解できよう。むしろ、本発明の範囲は、上記した様々な特徴の組合せ及びそれらの一部の組合せ、並びに上記説明から当業者が相当する従来技術ではない様々な変更態様及び改良態様を含む。 50

【0078】

本発明は上記した構造を用いて説明してきたが、上記した説明に限定されるものではなく、本願は、添付の特許請求の範囲内のあらゆる改良形態及び変更形態を含むことを意図する。

【産業上の利用可能性】

【0079】

本発明のこれら及び他の目的は、超音波エネルギーを放出するための超音波組立体を含むカテーテル導入装置によって達成することができる。一適用例では、カテーテル及び超音波組立体は、肺静脈口内に経皮経中隔的に挿入される。固定バルーン等のアンカーを膨張させて、音響レンズを肺静脈の内腔の中心に配置して、トランスデューサにエネルギーが加えられた時にエネルギーが肺静脈の壁部の周囲に集束するようにする。これにより、肺静脈と左心房との間の伝導を効果的に遮断する周囲アブレーション外傷を肺静脈の心筋鞘に形成する。

10

【0080】

従って、本発明の好適な態様に従って、心臓の左心房を肺静脈から電氣的に分離するための方法が提供される。この方法は、超音波組立体を肺静脈の口部に近い心臓内に導入するステップと、その超音波組立体をアンカーを用いて肺静脈に固定するステップと、その後超音波組立体から肺静脈の周囲のアブレーション領域に至る経路に超音波エネルギーを伝導するステップとを含み、その伝導経路が実質的にアンカーを含まない。

【0081】

ある態様では、超音波エネルギーを伝導する前記ステップを、アブレーション領域を横断する周囲線の焦点に超音波エネルギーを集束させることによって行う。

20

【0082】

ある態様では、アンカーがバルーンを含み、超音波組立体を固定する前記ステップを、バルーンを膨張させて前肺静脈に係合させることにより行う。

【0083】

ある態様では、超音波エネルギーを伝導する前記ステップを1回の印加のみで行う。

【0084】

ある態様では、この1回の印加の時間が300秒未満である。

【0085】

ある態様では、超音波組立体を導入する前記ステップが、超音波組立体を血管内カテーテル上に配置するステップと、その血管内カテーテルの先端部分を心臓の血管内に通すステップとを含み、超音波組立体がアブレーション領域から離隔しており、経路が超音波組立体からアブレーション領域に向かって概ね順方向である。

30

【0086】

この場合、ある態様では、血管内カテーテルの先端部分を通す前記ステップが、超音波組立体を動作させて心臓の卵円窩に超音波エネルギーを印加するステップを含む。

【0087】

ある態様では、この方法が、アブレーション領域の解剖学的構造に一致するように超音波エネルギーのビームを調節するステップを含む。

40

【0088】

ある態様では、この方法が、超音波組立体を導入するステップを行っている間に、超音波組立体から効果的な量のエネルギーを伝導して心臓の卵円窩の部分をアブレーションするステップを含む。

【0089】

更に、本発明の一態様に従って、心室を電氣的に分離するための装置が提供される。この装置は、先端部を有する血管内カテーテルと、その先端部に近接したアンカーと、そのアンカーの外側に配置された、周囲アブレーション領域に向けて超音波エネルギーを放射する超音波トランスデューサ組立体とを含み、その超音波エネルギーの経路が実質的にアンカーを含まない。

50

【0090】

ある態様では、この装置が、カテーテルに配置された、心臓の電気活性を検出するためのセンサを含む。ある適用例では、この装置が、カテーテルに配置された、センサからの信号を送信するための送信アンテナを含む。

【0091】

ある態様では、アンカーがバルーンを含む。

【0092】

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体の本体部分が、基端側断面積及び先端側断面積を有しており、基端側断面積が先端側断面積よりも大きい。ある適用例では、この本体部分が、切頭円錐体であって、その傾斜角が約20度である。

10

【0093】

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体が、超音波エネルギーのビームをアブレーション領域に対して周囲方向に集束させる全方向レンズを含む。ある適用例では、超音波トランスデューサ組立体が、トランスデューサ要素のアレイと、そのトランスデューサ要素の個々の要素を制御してビームを整形するための制御ユニットとを含む。

【0094】

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体が、動作位置ではアブレーション領域から離隔している。

【0095】

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体が、約3MHz～4MHzの範囲の周波数で動作する。

20

【0096】

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体が、その超音波トランスデューサ組立体の出力である超音波エネルギーを所望の方向に向けるための回折格子と、その回折格子に隣接してカテーテル内に配置されたトランスデューサ層とを含み、そのトランスデューサ層が、そこに送られたエネルギーを異なった周波数に変換できる。

【0097】

この場合、ある態様では、回折格子が、カテーテルの外面に設けられた薄いフィルムである。

【0098】

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体が、その一次動作周波数の約50%～約80%の範囲の帯域幅を有する。

30

【0099】

更に、本発明の一態様に従って、心室を電氣的に分離するための装置が提供される。この装置は、血管内カテーテルと、このカテーテルの先端部に近接して配置されたアンカーと、このアンカーの基端側に配置された、超音波エネルギーを放射するための超音波トランスデューサ組立体とを含み、この超音波エネルギーの経路が実質的にアンカーを含まず、超音波トランスデューサ組立体の本体部分が、基端側断面積及び先端側断面積を有しており、基端側断面積が先端側断面積よりも大きくなっており、超音波トランスデューサ組立体が、この超音波トランスデューサ組立体の周りを実質的に取り囲むアブレーション領域に集束するビームとして超音波エネルギーを放射する。

40

【0100】

ある態様では、この装置が、カテーテルに配置された心臓の電気活性を検出するためのセンサを含む。この場合、ある態様では、この装置が、カテーテルに配置された、センサからの信号を送信するための送信アンテナを含む。

【0101】

ある態様では、アンカーがバルーンを含む。

【0102】

ある態様では、本体部分が切頭円錐体であって、その傾斜角が約20度である。

【0103】

50

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体が、トランスデューサ要素のアレイと、そのトランスデューサ要素の個々の要素を制御してビームを整形するための制御ユニットを含む。

【0104】

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体が、動作位置ではアブレーション領域から離隔している。

【0105】

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体が、約3MHz～4MHzの範囲の周波数で動作する。

【0106】

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体が、その超音波トランスデューサ組立体の出力である超音波エネルギーを所望の方向に向けるための回折格子と、その回折格子に隣接してカテーテル内に配置されたトランスデューサ層とを含み、そのトランスデューサ層が、そこに送られたエネルギーを異なった周波数に変換できる。

【0107】

ある態様では、回折格子が、カテーテルの外面に設けられた薄いフィルムである。

【0108】

ある態様では、超音波トランスデューサ組立体が、その一次動作周波数の約50%～約80%の範囲の帯域幅を有する。

【0109】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(1) 前記超音波エネルギーを伝導する前記ステップを、前記アブレーション領域を横断する周囲線の焦点に前記超音波エネルギーを集束させることによって行うことを特徴とする請求項1に記載の方法。

(2) 前記アンカーがバルーンを含み、前記超音波組立体を固定する前記ステップを、前記バルーンを膨張させて前記肺静脈に係合させることにより行うことを特徴とする請求項1に記載の方法。

(3) 前記超音波エネルギーを伝導する前記ステップを、1回の印加のみで行うことを特徴とする請求項1に記載の方法。

(4) 前記1回の印加の時間が300秒未満であることを特徴とする実施態様(3)に記載の方法。 30

(5) 前記超音波組立体を導入する前記ステップが、前記超音波組立体を血管内カテーテル上に配置するステップと、前記血管内カテーテルの先端部分を前記心臓の血管内に通すステップとを含み、前記超音波組立体が前記アブレーション領域から離隔しており、前記経路が前記超音波組立体から前記アブレーション領域に向かって概ね順方向であることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【0110】

(6) 前記血管内カテーテルの前記先端部分を通す前記ステップが、前記超音波組立体を動作させて前記心臓の卵円窩に超音波エネルギーを印加するステップを含むことを特徴とする実施態様(5)に記載の方法。 40

(7) 更に、前記アブレーション領域の解剖学的構造に一致するように前記超音波エネルギーのビームを調節するステップを含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

(8) 更に、前記超音波組立体を導入する前記ステップを行っている間に、前記超音波組立体から効果的な量のエネルギーを伝導して前記心臓の卵円窩の部分をアブレーションするステップを含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

(9) 更に、前記カテーテルに配置された、心臓の電気活性を検出するためのセンサを含むことを特徴とする請求項2に記載の装置。

(10) 更に、前記カテーテルに配置された、前記センサからの信号を送信するための送信アンテナを含むことを特徴とする実施態様(9)に記載の装置。

【0111】

10

20

30

40

50

(11) 前記アンカーがバルーンを含むことを特徴とする請求項2に記載の装置。

(12) 前記超音波トランスデューサ組立体の本体部分が、基端側断面積及び先端側断面積を有しており、前記基端側断面積が前記先端側断面積よりも大きいことを特徴とする請求項2に記載の装置。

(13) 前記本体部分が切頭円錐体であることを特徴とする実施態様(12)に記載の装置。

(14) 前記切頭円錐体の傾斜角が約20度であることを特徴とする実施態様(13)に記載の装置。

(15) 前記超音波トランスデューサ組立体が、前記超音波エネルギーのビームを前記アブレーション領域に対して周囲方向に集束させる全方向レンズを含むことを特徴とする請求項2に記載の装置。 10

【0112】

(16) 前記超音波トランスデューサ組立体が、トランスデューサ要素のアレイと、そのトランスデューサ要素の個々の要素を制御して前記ビームを整形するための制御ユニットとを含むことを特徴とする実施態様(15)に記載の装置。

(17) 前記超音波トランスデューサ組立体が、動作位置では前記アブレーション領域から離隔していることを特徴とする請求項2に記載の装置。

(18) 前記超音波トランスデューサ組立体が、約3MHz～4MHzの範囲の周波数で動作することを特徴とする請求項2に記載の装置。

(19) 前記超音波トランスデューサ組立体が、その超音波トランスデューサ組立体の出力である前記超音波エネルギーを所望の方向に向けるための回折格子と、前記回折格子に隣接して前記カテーテル内に配置されたトランスデューサ層とを含み、前記トランスデューサ層が、そこに送られたエネルギーを異なった周波数に変換できることを特徴とする請求項2に記載の装置。 20

(20) 前記回折格子が、前記カテーテルの外面に設けられた薄いフィルムであることを特徴とする実施態様(19)に記載の装置。

【0113】

(21) 前記超音波トランスデューサ組立体が、その一次動作周波数の約50%～約80%の範囲の帯域幅を有することを特徴とする請求項2に記載の装置。

(22) 更に、前記カテーテルに配置された心臓の電気活性を検出するためのセンサを含むことを特徴とする請求項3に記載の装置。 30

(23) 更に、前記カテーテルに配置された、前記センサからの信号を送信するための送信アンテナを含むことを特徴とする実施態様(22)に記載の装置。

(24) 前記アンカーがバルーンを含むことを特徴とする請求項3に記載の装置。

(25) 前記本体部分が切頭円錐体であることを特徴とする請求項3に記載の装置。

【0114】

(26) 前記切頭円錐体の傾斜角が約20度であることを特徴とする実施態様(25)に記載の装置。

(27) 前記超音波トランスデューサ組立体が、トランスデューサ要素のアレイと、そのトランスデューサ要素の個々の要素を制御して前記ビームを整形するための制御ユニットとを含むことを特徴とする請求項3に記載の装置。 40

(28) 動作位置では、前記超音波トランスデューサ組立体が前記アブレーション領域から離隔していることを特徴とする請求項3に記載の装置。

(29) 前記超音波トランスデューサ組立体が、約3MHz～約4MHzの範囲の周波数で動作することを特徴とする請求項3に記載の装置。

(30) 前記超音波トランスデューサ組立体が、その超音波トランスデューサ組立体の出力である前記超音波エネルギーを所望の方向に向けるための回折格子と、前記回折格子に近接して前記カテーテル内に配置されたトランスデューサ層とを含み、前記トランスデューサ層が、そこに送られたエネルギーを異なった周波数に変換できることを特徴とする請求項3に記載の装置。 50

【0115】

(31) 前記回折格子が、前記カテーテルの外面に設けられた薄いフィルムであることを特徴とする実施態様(30)に記載の装置。

(32) 前記超音波トランスデューサ組立体が、その一次動作周波数の約50%～約80%の範囲の帯域幅を有することを特徴とする請求項3に記載の装置。

【図面の簡単な説明】

【0116】

【図1】本発明の好適な実施形態に従って構成され動作する治療用カテーテルの斜視図である。

【図2】本発明の好適な実施形態に従った、肺静脈口の動作位置にあるトランスデューサ組立体の模式的な断面図である。 10

【図3】本発明の好適な実施形態に従って動作する肺静脈を電氣的に分離するための方法のフローチャートである。

【図4】図3に示されている方法の第1の段階で、カテーテルを心房内に挿入するための方法のある態様を例示する模式図である。

【図5】図3に示されている方法の第1の段階で、カテーテルを心房内に挿入するための方法のある態様を例示する模式図である。

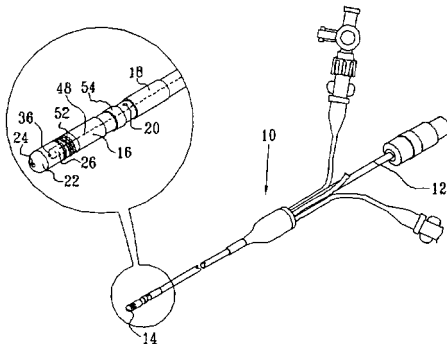
【図6】本発明の好適な実施形態に従ったトランスデューサ組立体を例示する模式図である。

【符号の説明】 20

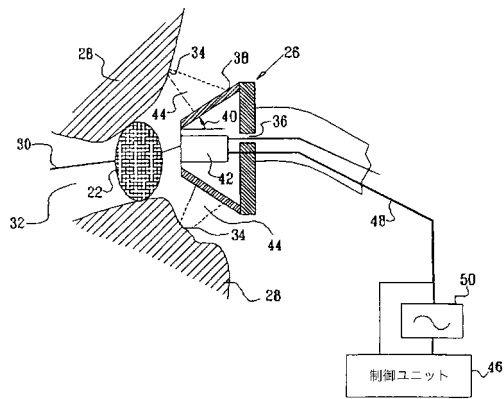
【0117】

- 10 血管内カテーテル
- 14 カテーテル先端部
- 16, 18 シール
- 20 ポート
- 22 アンカーバルーン
- 24 ガイドワイヤ内腔
- 26 トランスデューサ組立体
- 28 肺静脈口
- 30 ガイドワイヤ 30
- 32 肺静脈内腔
- 34 標的組織
- 36 内腔
- 38 本体部分
- 42 圧電素子
- 44 ビーム
- 50 電源

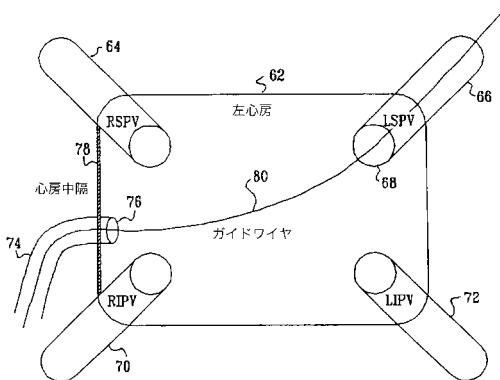
【図 1】



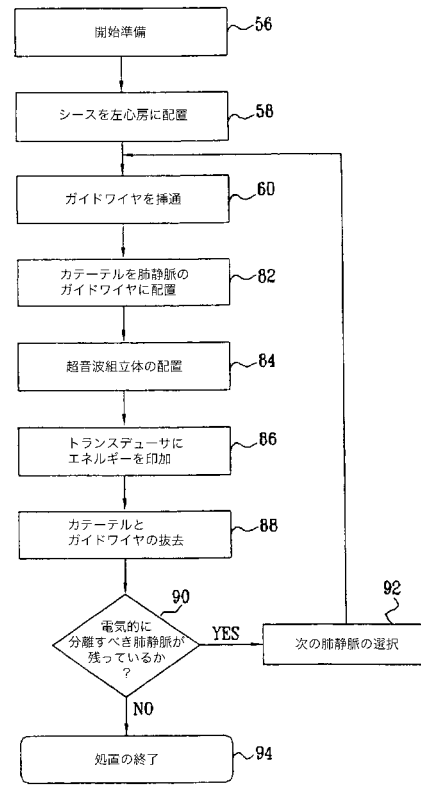
【図 2】



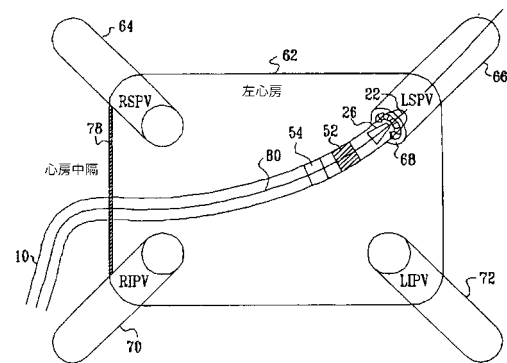
【図 4】



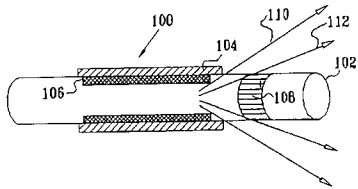
【図 3】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(74)代理人 100123434

弁理士 田澤 英昭

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 イッツハック・シュワルツ

イスラエル国、3 4 6 0 6 ハイファ、ハントケ・ストリート 2 8

(72)発明者 アッサフ・ゴバリ

イスラエル国、3 4 4 0 0 ハイファ、ビッツ 1

Fターム(参考) 4C060 JJ22 MM25

4C167 AA05 BB02 BB26 BB45 BB63 CC08 CC19 EE01