

(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2005-137906

(P2005-137906A)

(43) 公開日 平成17年6月2日(2005.6.2)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12	A 6 1 B 17/39 3 1 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 17/32	A 6 1 B 17/32 3 3 0	
A 6 1 B 19/00	A 6 1 B 19/00 5 0 2	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-321572 (P2004-321572)	(71) 出願人	390039413
(22) 出願日	平成16年11月5日 (2004. 11. 5)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(31) 優先権主張番号	10352011.2		Siemens Aktiengesellschaft
(32) 優先日	平成15年11月7日 (2003. 11. 7)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)	(74) 代理人	100075166
			弁理士 山口 巖
		(72) 発明者	ライナー グラウマン
			ドイツ連邦共和国 91315 ヘヒシュタット グラスリッツァー シュトラーセ 33

最終頁に続く

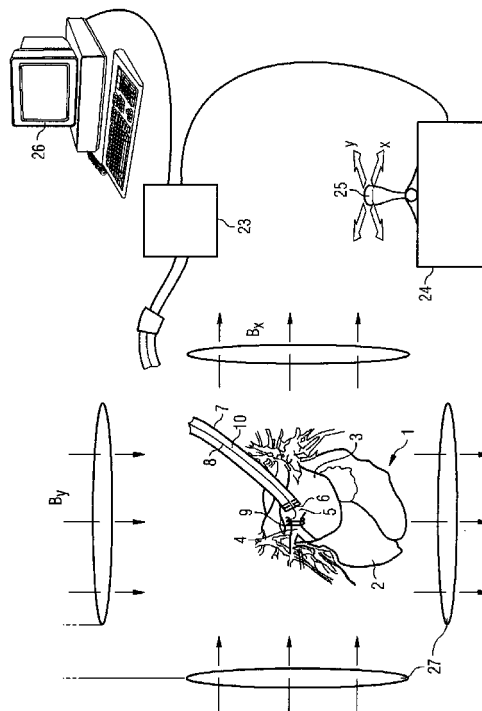
(54) 【発明の名称】 心臓病のアブレーション装置および心臓病のアブレーションのための医学的処置方法

(57) 【要約】

【課題】 少ない費用で心臓病的な切除を可能にしかつ全体としてより高い成功率をもたらす心臓病のアブレーション装置を提供する。

【解決手段】 組込式光学カメラ (6) および器具通路 (10) を有する内視鏡 (7) と、内視鏡制御および処理装置 (23) と、内視鏡可視化装置とを備えた心臓病病のアブレーション装置において、磁気式ナビゲーションシステム (24, 25, 27) により能動的にナビゲート可能である高周波アブレーションワイヤ (8) が器具通路 (10) 内で案内可能である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組込式光学カメラ(6)および器具通路(10)を有する内視鏡(7)と、内視鏡制御および処理装置(23)と、内視鏡可視化装置(26)とを備えた心臓病のアブレーション装置において、磁気式ナビゲーションシステム(24, 25, 27)により能動的にナビゲート可能である高周波アブレーションワイヤ(8)が内視鏡(7)の器具通路(10)内で案内可能であることを特徴とする心臓病のアブレーション装置。

【請求項 2】

組込式光学カメラ(6)および器具通路(10)を有する内視鏡(7)と、内視鏡制御および処理装置(23)と、内視鏡可視化装置(26)とを備えた心臓病のアブレーション装置において、形状記憶合金から作られ内視鏡制御および処理装置(23)を介して加熱可能である高周波アブレーションワイヤ(8)が内視鏡(7)の器具通路(10)内で案内可能であり、この高周波アブレーションワイヤ(8)は臨界温度到達時に、切除すべき血管(4)の直径に相当する少なくとも1つの巻付き部(9)に変形することを特徴とする心臓病のアブレーション装置。

10

【請求項 3】

高周波アブレーションワイヤ(8)を介して電気生理的に、切除される血管(4)への高周波アブレーションワイヤ(8)の壁接触が測定可能であることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の装置。

【請求項 4】

切除すべき血管(4)は肺静脈であることを特徴とする請求項 2 又は 3 記載の装置。

20

【請求項 5】

医師が、最小侵襲で挿入された内視鏡(7)の視覚監視の下に、内視鏡(7)の器具通路(10)を介して挿入された高周波アブレーションワイヤ(8)を、切除すべき血管(4)に配置することを特徴とする心臓病のアブレーションのための医学的処置方法。

【請求項 6】

配置は、ジョイスティック(25)またはコンピュータマウスで患者を包囲する磁場(B_x , B_y)を変化させることにより、能動的な磁気式ナビゲーションによって行なわれることを特徴とする請求項 5 記載の医学的処置方法。

【請求項 7】

配置は、形状記憶合金から作られた高周波アブレーションワイヤ(8)が臨界温度到達時に切除すべき血管(4)の直径に相当する少なくとも1つの巻付き部(9)に変形するまで、内視鏡制御および処理装置(23)を介して加熱されることにより、記憶効果によって行われることを特徴とする請求項 5 記載の医学的処置方法。

30

【請求項 8】

高周波アブレーションワイヤ(8)を介して電気生理的に、切除される血管(4)への高周波アブレーションワイヤ(8)の壁接触が測定されることを特徴とする請求項 5 乃至 7 の 1 つに記載の医学的処置方法。

【請求項 9】

血管(4)は肺静脈であることを特徴とする請求項 5 乃至 8 の 1 つに記載の医学的処置方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的には心臓病のアブレーション(ablation; 切除)技術に関する。本発明は、特に肺静脈分離の枠内における改善されたアブレーションシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

人間の心臓がどのくらい速く拍動するかは、特に、洞房結節つまり心臓の右心房の神経

50

叢が送り出す神経パルスに依存する。1分間に60～80の心拍動が通常であるとみなされている。この通常のリズムは乱れることがあり、この心臓リズムの乱れの原因は個々に大きく異なっている。その有り得る原因は例えば心臓の電気生理的な刺激伝導系の病理学的障害である。

【0003】

病的な刺激中心または刺激伝導路の発生によって心臓の心房または心室に別のパルス発生要素が存在する場合、本来の心臓ペースメーカー（洞房結節）が遮断され、正規の刺激伝導が誤って不整パルスに置き換えられることがある。刺激発生が曖昧で、異なる場所で行なわれると、最悪の場合もはや「正規の」心拍動パルスは全く受け入れられない。この場合、制御された心筋運動が激しく乱され、もはや心室は「粗動」又は「細動」するしかない。これは生命の危険な状況であり、この状況は緊急に電気ショック療法または薬による措置によって抑制されなければならない。なぜならば、さもなければ心臓停止が起こるからである。

10

【0004】

電気ショック療法および/または薬による治療が十分でないか、もしくは治療の持続性が生じない場合、新式の心臓カテーテル技術により（稀なケースでは古典的な手術により）、病的なパルス伝導またはパルス発生の原因をなす伝導路が遮断される。心臓における病的な刺激中心または刺激伝導路の除去つまり切除は、今日では主としてHFアブレーション（高周波アブレーション）によって行なわれる。このために、通常は、カテーテルが大きな体静脈または動脈を介して体内に挿入され、該当心室へ案内される。最後に、カテーテル先端にある電極を介して高周波電磁ビーム（無線周波数、HF周波数）が当てられて、該当組織が切除され、それにより病的な刺激中心または刺激伝導路が遮断される。

20

【0005】

特に心房粗動または心房細動の場合、上述のアブレーション処置は特殊になる。

【0006】

心房粗動の原因は、全部で4つの肺静脈から左心房へ心筋興奮の形で生じる病的な刺激である。肺静脈を介して酸素の豊富な肺血液が心臓に再び供給される。このような刺激伝導路の発生原因はまだ解明されていない。この種の刺激伝導路によって、心房収縮が誤って（部分的に1分当り200収縮サイクルを上回る周波数で）開始させられる。

【0007】

持続性のある治療の枠内における切除治療つまりアブレーションは、従来技術によれば、4つの肺静脈が左心房から電気生理的に分離されるいわゆる肺静脈分離である。これは、肺静脈口（合流部）における円状もしくはリング状の高周波アブレーションによって行なわれる（リング状の病巣を想定するのと同様である）。

30

【0008】

患者特有に、心房粗動の特定のケースにおいては、カテーテルによる高周波アブレーションに基づいて付加的な直線状の損傷が発生させられる。この損傷は4つの肺静脈と僧帽弁（心室と左心房との間の心臓弁）との仮想接続線に沿って延びる。

【0009】

図3には、経中隔の検査もしくはアブレーション（切除）時の心臓カテーテル11の案内が概略的に示されている。心臓と、供給もしくは排出する血管とが非常に単純化され、横断面で示されている。心臓の上半部は右心房15と左心房14とからなるのに対して、下部は右心室17と左心室16とから構成されている。心房14, 15および心室16, 17は隔壁（中隔）22によって隔てられている。酸素の乏しい血液が上大動脈20および下大動脈21を介して右心房15に供給され、右心室17から肺動脈18を介して肺へ送り出される。このポンプ作用のために必要な圧力は、制御された（洞房結節により制御された）周期的な心筋収縮によって発生させられる。肺において酸素を豊富化された血液が肺静脈13（図3には4つのうち2つのみが示されている。）を介して左心房14に達する。左心房14に達した血液は左心室16へ案内され、左心室16から大動脈19を介して全身へ向けて押し出される（矢印は血流方向を象徴的に示す）。

40

50

【0010】

カテーテルを基礎にした肺静脈分離を行なうために、カテーテルが鼠径部において上大動脈21へ挿入され、右心房15へ押し込まれる。

【0011】

次に、肺静脈13の開口部へ達するために、中隔22に突き通してカテーテルを肺静脈の合流部へ挿入することが必要である。カテーテル先端12における電極を介して高周波エネルギーを加えることによって肺静脈13の開口部において円形もしくはリング状の病巣が想定され、これらの病巣を肺静脈13の心筋フェイザーが心臓組織から電気生理的に分離する。アブレーションの可能な付加的な変形例では、4つの全ての肺静脈を左心房周辺組織によっていわば矩形状に電気生理的に局限する直線状の病巣が想定される。

10

【0012】

この応用例もしくはカテーテルを基礎としているアブレーションシステムにつながる問題は次のとおりである。

【0013】

カテーテルの運動自由度が制限されているために、カテーテルを心房内へ導き、その後肺静脈内へ導き、次にそこで正確にアブレーションを行なうことは、とりわけ右心房から経中隔の突き破り（心房隔壁の穿刺）を経て左心房への導入が行なわれることから、非常にむずかしく、とりわけ時間がかかる。更に、アブレーション中、肺静脈の開口部における正確なカテーテルの案内が非常に困難である。通常の術中のX線透視画像（例えばCアームを用いた現在最も使用されている可視化法）において肺静脈の開口部が十分に明瞭に表示されず、しかも2次元でしか表示されないのではなおさらそうである。

20

【0014】

しかしながら、高周波アブレーションが肺静脈の開口部で正確に行なわれるのではなく、例えば肺静脈における他の抹消で行なわれる場合には、狭窄化（狭窄もしくは閉塞）の危険が存在し、これは静脈におけるステント植込みのような付加的な手術を必要とする。一般的に高周波アブレーションでは組織過熱の危険が存在し、このことは、とりわけ血管内部において血液凝固（血栓生成）をもたらし、従って卒中発作を招くことがある。

【0015】

既述の僧帽弁に対する直線状病巣想定も現在のところ費用がかかる（処置が9時間かかる）。結果は発生させられた病巣線の連続性に依存し、病巣線は点状にしか走査されず、連続性はX線透視だけでは十分に検査できない。結局は、カテーテルにより行なわれる肺静脈分離は総合的に60～70%の成功率を有し、これは治療費用および患者の危険とを結び合わせて考えると、あまりにも低すぎる。

30

【0016】

成功率を高めるために、現在、高周波アブレーションに対する代替のアブレーション技術、例えば低温アブレーション（冷却による切除）またはHIFUアブレーション（英語名：High Focused Ultrasonund, 高集束超音波による切除）を使用することが試されている。これに関連して、できるだけ多くの情報をアブレーションに利用するために、例えば心臓内超音波、術前CT画像形成、術前MRT画像形成の如き付加的な画像形成システムを使用することも試されている。

40

【0017】

想定された病巣の質が連続性の度合いによって与えられ、処置中に既に検証される。検査は電気生理的なマッピングシステム（例えば、米国におけるDiamondbarの「Biosense Webster Ltd」社の「Carto-system」）により、関心器官範囲がECG（心電図）を基に走査される。これは60～70%の枠内という肺静脈分離成功率の上記結果をもたらし、これは既に強調したように手術費用に比べて遥かに低すぎる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

50

従って、本発明の課題は、少ない費用で心臓病的な切除を可能にしかつ全体としてより高い成功率をもたらす心臓病のアブレーション装置および心臓病のアブレーションのための医学的処置方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0019】

この課題は本発明によれば独立請求項によって解決される。従属請求項は本発明の中心思想を有利に展開する。

【0020】

本発明によれば、心臓病のアブレーション装置は、組込式光学カメラおよび器具通路を有する内視鏡と、内視鏡制御および処理装置と、内視鏡可視化装置とを備え、磁気式ナビゲーションシステムにより能動的にナビゲート可能である高周波アブレーションワイヤが内視鏡の器具通路内で案内可能である。

10

【0021】

更に、本発明によれば、心臓病のアブレーション装置は、組込式光学カメラおよび器具通路を有する内視鏡と、内視鏡制御および処理装置と、内視鏡可視化装置とを備え、形状記憶合金から作られ内視鏡制御および処理装置を介して加熱可能である高周波アブレーションワイヤが内視鏡の器具通路内で案内可能であり、この高周波アブレーションワイヤは臨界温度到達時に切除すべき血管の直径に相当する少なくとも1つの巻付き部に変形する。

【0022】

本発明の他の構成によれば、高周波アブレーションワイヤを介して電気生理的に、切除される血管への高周波アブレーションワイヤの壁接触が測定可能であると好ましい。

20

【0023】

本発明は切除すべき血管が肺静脈である場合に特に有利である。

【0024】

更に、本発明によれば、改善された心臓病のアブレーションのための医学的処置方法において、医師が、最小侵襲で挿入された内視鏡の視覚監視の下に、内視鏡の器具通路を介して挿入された高周波アブレーションワイヤを、切除すべき血管に配置する。

【0025】

本発明による医学的処置方法の第1の有利な構成では、配置は、ジョイスティックまたはコンピュータマウスで患者を包囲する磁場を変化させることにより、能動的な磁気式ナビゲーションによって行なわれる。

30

【0026】

本発明による医学的処置方法の第2の有利な構成では、配置は、形状記憶合金から作られた高周波アブレーションワイヤが臨界温度到達時に切除すべき血管の直径に相当する少なくとも1つの巻付き部に変形するまで、内視鏡制御および処理装置を介して加熱されることにより、記憶効果によって行われる。

【0027】

本発明による医学的処置方法の他の有利な構成では、高周波アブレーションワイヤを介して電気生理的に、切除される血管への高周波アブレーションワイヤの壁接触が測定される。

40

【0028】

本発明によれば、血管は医学的処置方法の枠内における肺静脈である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

以下において、添付図面を参照しながら実施例に基づいて本発明の他の利点、特徴および特性を更に説明する。

図1は、磁気式ナビゲーションシステムとの本発明による組合せにて肺静脈口まで最小侵襲で案内された内視鏡を有する人間の心臓の斜視図を概略的に示す。

図2は、形状記憶合金から作られた高周波アブレーションワイヤとの本発明による組合

50

せにて肺静脈口まで最小侵襲で案内された内視鏡を有する人間の心臓の斜視図を概略的に示す。

図3は、経中隔の検査またはアブレーションにおいて心臓にカテーテルを挿入した状態で心臓横断面を概略的に示す。

【0030】

図1は、磁気式ナビゲーションシステムと共に外部から内鏡鏡検査をされる心臓の斜視図を基に本発明による装置を示す。下方範囲に左心室2が示され、これの上部に左心房3が隣接している。左心房3はここでも4つの存在する肺静脈4の1つを見せており、肺静脈4は左心房3の開口部5に注いでおり、ちょうどこの範囲において本発明による装置により効率的に分離される。図1による本発明による装置は、可変磁場と内視鏡7との組合せと、器具通路10を介して内視鏡ヘッド6を通り抜けて押し込まれる磁性の高周波アブレーションワイヤ8とを有する。高周波アブレーションワイヤ8によって、高周波ビームを凝結させるべき(切除すべき)組織に当てるか、または高周波アブレーションワイヤ8の先端で組織を加熱することにより切除が行なわれるように高周波アブレーションワイヤ8の端部もしくは先端を加熱することができる。高周波アブレーションワイヤ8つまりこの磁性端部9は空間的に可変の磁石もしくは磁場により能動的にナビゲート可能である。この種のナビゲーションシステムは、例えば米国セントルイスのステレオタクシス(Stereotaxis)社によって「ニオベ(Niobe)」の型名のもとに製造販売されている。ナビゲーションは先端に通常のように組込式光学系6(照明、カメラ)を有する内視鏡の視覚制御のもとで行なわれる。画像形成のために、例えば心臓内への超音波および/または(Cアーム)X線透視のような他の技術を付加的に使用することができる。磁場(Bx, By, など)は、患者の周りに配置されているコイル磁石27または永久磁石によって発生させられる。磁場の変化は磁性の高周波アブレーションワイヤ8の方向変化つまり相応の向きを生じさせるが、この磁場変化は磁気式ナビゲーションシステム24の制御装置の一部である例えばジョイスティック25(もしくはコンピュータマウス)により行なわれる。内視鏡7自体は、特に端部範囲(内視鏡先端6、つまり組込式光学系を有する範囲)において内視鏡制御および処理装置23を介してナビゲートされる。内視鏡画像は内視鏡可視化ユニット26の画面に表示される。

10

20

【0031】

高周波アブレーションワイヤの端部9の正確な位置決めのための他の可能性は、この端9を形状記憶合金(メモリメタル)から作り、端部9が臨界温度到達時に切除すべき肺静脈の周りに螺旋状に巻付くようにすることにある。高周波アブレーションワイヤつまりその端部の加熱は内視鏡制御および処理装置23を介して行なわれる。図2には高周波アブレーションワイヤ8の端部9の例えば2回の巻付けが示されている。最終的に、高周波アブレーションワイヤ8の端部9における他の加熱もしくは高周波ビームの印加は巻付き個所における巻付かれた血管の凝結を生じさせる。

30

【0032】

これらの両方の有利な組み合わせられたワイヤもしくはワイヤ先端の特性により、高周波アブレーションワイヤが本発明によれば正確に切除すべき個所(特に肺静脈口5)に位置させられる。

40

【0033】

更に、本発明の他の観点は、設定病巣の質を評価することができるようにするために、高周波アブレーションワイヤの先端もしくは端部範囲を介して適切な技術によって電氣的に既述のマッピングシステムと同様に高周波アブレーションワイヤの壁接触をアブレーション時点の前およびアブレーション中に観察もしくは測定することができることである。

【0034】

上述の特性を有する高周波アブレーションワイヤは、使用者にとって肺静脈分離を著しく容易にする内視鏡と組み合わせられて本発明による装置を構成する。心臓内に案内されたカテーテルの代わりに、内視鏡は患者の胸部または背中を通して最小侵襲で挿入され、内視鏡光学系による視覚監視のもとで切除すべき解剖学上の位置へ案内される。

50

【 0 0 3 5 】

高周波アブレーションワイヤは、内視鏡の器具通路を通して肺静脈もしくは肺静脈口に、光学的な視覚監視および/または電気測定される壁接触のもとで案内され、それにより切除すべき個所に正確に位置決めすることができる。従って、アブレーションは肺静脈の外壁で行なわれるか、もしくは直線状の病巣の場合には左心房の外壁で行なわれる。

【 0 0 3 6 】

本発明による装置もしくは本発明による方法は数多くの利点を有する。

【 0 0 3 7 】

内視鏡は自由に体内において分離すべき肺静脈へ案内することができる。経中隔を突き破って心臓を通る複雑なナビゲーションはもはや必要でない。アブレーションはもはや腔（すなわち、肺静脈の血液の流れる範囲）においては行なわれない。卒中発作を招くことがある血液凝固（血栓生成）の危険はもはやもたらされない。視覚監視および高周波アブレーションワイヤの壁接触の電氣的検証のもとで、病巣、特に直線状病巣がより正確に且つより効率的に行なわれる。内視鏡を基礎とする視覚監視は、付加的な解剖学上の情報を提供し、肺静脈口の範囲における高周波アブレーションワイヤの位置決めを改善する。これは肺静脈分離の成功率の顕著な向上をもたらす。静脈の外壁での切除によって静脈狭窄の危険が明白に減少すると推測される。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 8 】

【 図 1 】 磁気ナビゲーションシステムとの本発明による組合せにて肺静脈口まで最小侵襲で案内された内視鏡を有する人間の心臓を概略的に示す斜視図

20

【 図 2 】 形状記憶合金から作られた高周波アブレーションワイヤとの本発明による組合せにて肺静脈口まで最小侵襲で案内された内視鏡を有する人間の心臓を概略的に示す斜視図

【 図 3 】 経中隔検査またはアブレーションにおいて心臓にカテーテルを挿入した状態で心臓を概略的に示す心臓横断面図。

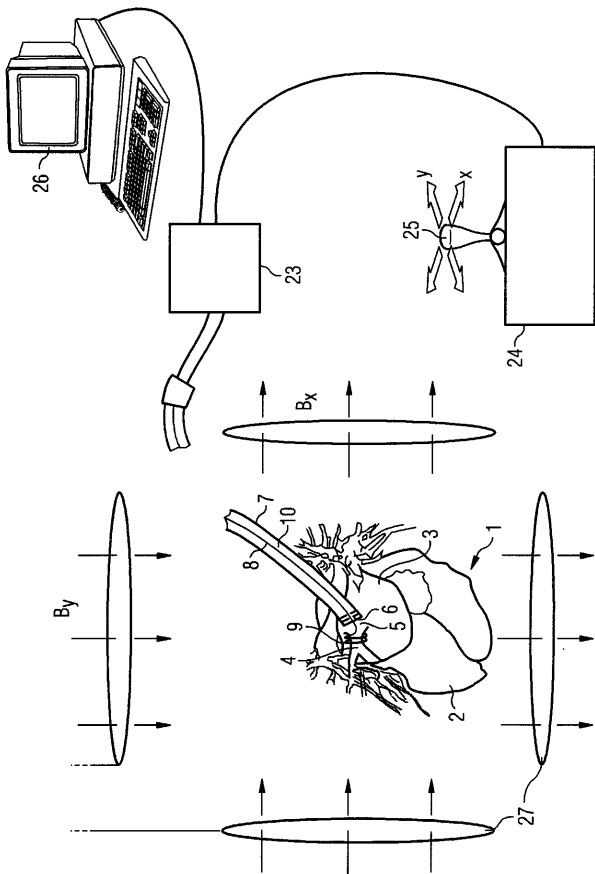
【 符号の説明 】

【 0 0 3 9 】

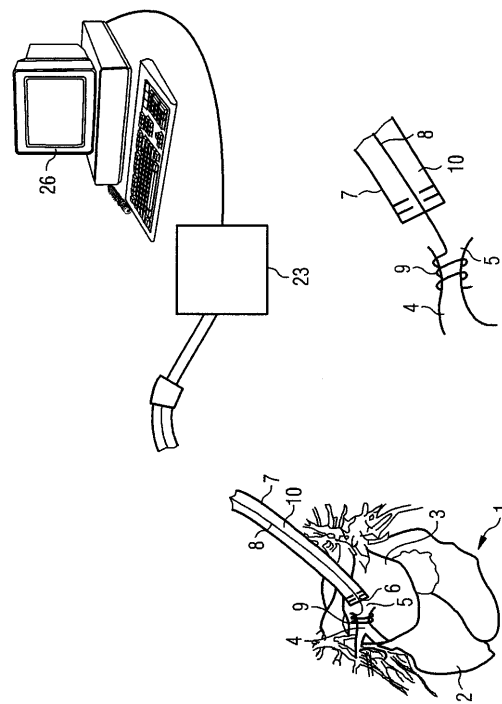
- | | | |
|----|------------------------------|----|
| 1 | 心臓 | |
| 2 | 心室 | |
| 3 | 心臓の左心房 | 30 |
| 4 | 肺静脈 | |
| 5 | 肺静脈口 | |
| 6 | 組込式光学系およびナビゲーションセンサを有する内視鏡先端 | |
| 7 | 内視鏡（最小侵襲で挿入される） | |
| 8 | 高周波アブレーションワイヤ | |
| 9 | 高周波アブレーションワイヤの巻付き部 | |
| 10 | 器具通路 | |
| 11 | 心臓カテーテル | |
| 12 | カテーテル先端 | |
| 13 | 肺静脈 | 40 |
| 14 | 左心房 | |
| 15 | 右心房 | |
| 16 | 左心室 | |
| 17 | 右心室 | |
| 18 | 肺動脈 | |
| 19 | 大動脈 | |
| 20 | 上大動脈 | |
| 21 | 下大動脈 | |
| 22 | 隔壁（中隔） | |
| 23 | 内視鏡制御および処理装置 | 50 |

- 2 4 磁気式ナビゲーションシステムの制御部
- 2 5 ナビゲーションシステムの制御レバー（ジョイスティック）
- 2 6 内視鏡可視化ユニット
- 2 7 磁気式ナビゲーションシステムのコイル磁石または永久磁石

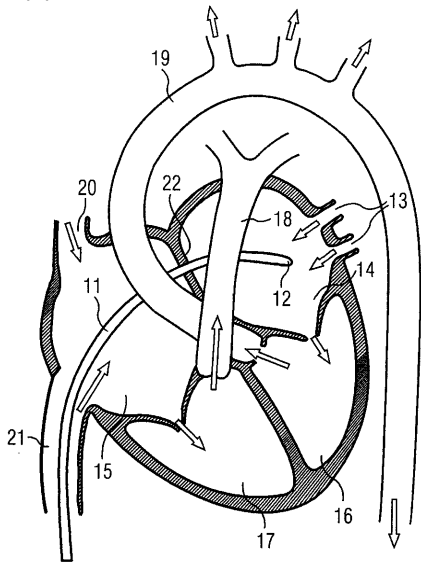
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 ノルベルト ラーン

ドイツ連邦共和国 9 1 3 0 1 フォルヒハイム ブライテンローエシュトラッセ 3 8

Fターム(参考) 4C060 KK03 KK06 KK09 KK20 KK47

专利名称(译)	用于消融心脏病的装置和用于消融心脏病的医疗方法		
公开(公告)号	JP2005137906A	公开(公告)日	2005-06-02
申请号	JP2004321572	申请日	2004-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	ライナーグラウマン ノルベルトラーン		
发明人	ライナー グラウマン ノルベルト ラーン		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/04 A61B17/00 A61B17/32 A61B18/00 A61B18/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B1/042 A61B34/73 A61B90/361 A61B2017/00867 A61B2018/00351 A61B2018/00375 A61B2018/00982 A61B2018/144 A61B2034/301 A61B2034/732 A61B2034/742 A61B2090/065		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/32.330 A61B19/00.502 A61B1/00.334.D A61B1/00.611 A61B1/00.623 A61B1/005.524 A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14 A61B34/20		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK20 4C060/KK47 4C061/AA21 4C061/FF43 4C061/GG15 4C061/HH51 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK07 4C160/KK12 4C160/KK16 4C160/KK20 4C160/KK47 4C160/MM33 4C160/MM38 4C161/AA21 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/HH56		
代理人(译)	山口岩		
优先权	10352011 2003-11-07 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供心脏病的消融装置，以低成本进行心脏切除，并且整体上获得高成功率。解决方案：这种心脏病的消融装置包括：内窥镜7，其具有内置光学相机6和工具通道10；内窥镜控制和处理单元23；和内窥镜可视化装置。可以通过磁导航系统24,25,27在工具通道10中引导主动导航的高频消融线8。

