

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5164309号
(P5164309)

(45) 発行日 平成25年3月21日(2013.3.21)

(24) 登録日 平成24年12月28日(2012.12.28)

(51) Int.Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 0 0 D
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04	3 0 0 J
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)	A 6 1 B 5/04	3 1 0 M
A 6 1 B 5/0492 (2006.01)	A 6 1 B 5/05	3 9 0

請求項の数 2 (全 10 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2004-342414 (P2004-342414)	(73) 特許権者	390039413
(22) 出願日	平成16年11月26日(2004.11.26)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(65) 公開番号	特開2005-152654 (P2005-152654A)		Siemens Aktiengesellschaft
(43) 公開日	平成17年6月16日(2005.6.16)		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
審査請求日	平成19年10月10日(2007.10.10)		Wittelsbacherplatz
審査番号	不服2011-9896 (P2011-9896/J1)		2, D-80333 Muenchen, Germany
審査請求日	平成23年5月11日(2011.5.11)	(74) 代理人	100075166
(31) 優先権主張番号	10355275.8		弁理士 山口 巖
(32) 優先日	平成15年11月26日(2003.11.26)	(74) 代理人	100133167
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		弁理士 山本 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カテーテル装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人間または動物の器官または血管内に挿入するためのカテーテル(2)と、高周波電流を用いて器官組織または血管組織のアブレーションを行なうためにカテーテル先端範囲(10, 17, 22)に配置されたアブレーション電極(13, 21, 26)を含むアブレーション装置(4)と、カテーテル先端範囲における器官または血管の画像を撮影するための光コヒーレント断層撮影装置(3, 11, 12, 18, 19)と、カテーテル先端範囲(10, 17, 22)に設けられた1つまたは複数の心電図導出電極(15, 16, 20, 25)を含む心電図装置(5)と備えたカテーテル装置において、

アブレーション装置(4)、心電図装置(5)および光コヒーレント断層撮影装置(3, 11, 12, 18, 19)を介して同時にアブレーション、心電図導出および画像撮影が実施可能であり、

位置検出座標系におけるカテーテル先端の位置および/または方位の検出を可能にするために、カテーテル先端範囲(22)に配置された1つまたは複数の位置センサ(27)を含む位置検出装置(6)が設けられ、この位置検出装置(6)によって、カテーテル先端の位置および/または方位に係する位置データが取得され、

光コヒーレント断層撮影装置(3, 11, 12, 18, 19)、心電図装置(5)および位置検出装置(6)と通信する共通な制御および処理装置(7)が設けられ、制御および処理装置(7)においてこれに与えられた同時取得された画像データ、心電図信号および位置データが互いに割り付けられ、

10

20

光コヒーレント断層撮影装置は、個別の光ガイドファイバ(11)、またはコリメータ(28)を付設された複数の個別ファイバからなるファイバ束(18)を有することを特徴とするカテーテル装置。

【請求項2】

心電図データを処理する装置(7)は、心電図導出により検出された検査範囲を表示する画像を作成するために構成されていることを特徴とする請求項1記載のカテーテル装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人間または動物の器官または血管内に挿入するためのカテーテル、とりわけ血管内カテーテルと、高周波電流を用いて器官組織または血管組織のアブレーションを行なうためにカテーテル先端範囲に配置されたアブレーション電極を含むアブレーション装置と、カテーテル先端範囲における器官または血管の画像を撮影するための画像撮影装置としての光コヒーレント断層撮影装置と、カテーテル先端範囲に設けられた1つまたは複数の心電図導出電極を含む心電図装置と備えたカテーテル装置に関する。

【背景技術】

【0002】

このようなカテーテル装置は公知である(例えば特許文献1参照)。アブレーションカテーテル、つまり組織壊死による組織アブレーション装置を備えたカテーテルは種々に使用され、例えば動脈硬化の治療、血管奇形や腫瘍の治療などに使用され、心室の頻拍または心細動の治療にも重要である。心筋梗塞後にしばしば瘢痕がとりわけ心室に残り、瘢痕が心室心筋における刺激伝導能に悪影響を及ぼす。刺激伝導能は心臓機能にとって不可欠である。心臓機能の基礎は、周知のように、刺激電流に基づく非常に複雑な電気生理学的な現象であり、刺激電流が心筋細胞のイオン代謝を介して発生されかつ導かれ、刺激電流を介して心筋収縮が制御される。心筋梗塞から生じる瘢痕の範囲には局部的に損傷した細胞組織が存在し、損傷した組織の縁部に向かって損傷の度合いは減少する。部分的にのみ機能を損ねた細胞を有する丁度この範囲において、刺激電流伝導が不十分であり、心房細動を生じ得る連続パルス発生という結果を招く危険が存在する。

【0003】

大概、死んだ組織は刺激電流伝導に何の影響も及ぼさないので、心筋梗塞から生じた瘢痕の範囲において部分的にのみ傷んだ組織を完全に殺すべく、心筋範囲においてカテーテルアブレーションによりの確に瘢痕追跡をすることによって、この「リエントリ現象」に遭遇する。アブレーションに起因してもたらされる瘢痕は、しばしば電気生理学的なアブレーション位置決定に関係する。

【0004】

カテーテルアブレーションは一般にX線監視のもとで行なわれる。すなわち、医師は、X線画像でアブレーションカテーテルの心臓内位置を認識することができる。それにもかかわらず、医師は、治療領域における実際の組織がどのような状態にあるのか、そして必要なところで実際にアブレーションを行なっているのか否かに関する情報を持っていない。

【0005】

位置検出装置を介してカテーテル先端を検出することができるアブレーション可能なカテーテルは公知である(特許文献2参照)。

【0006】

固体撮影要素すなわち画像撮影要素を有する非常に特殊に構成された内視鏡装置は公知である(特許文献3参照)。

【特許文献1】米国特許第6047218号明細書

【特許文献2】独国特許出願公開第10212841号明細書

【特許文献3】米国特許第5056503号明細書

10

20

30

40

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の課題は、医師が安全かつ的確な作業を可能にする情報を治療領域から簡単に得ることができるカテーテル装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

この課題は、本発明によれば、冒頭に述べたカテーテル装置において、カテーテル先端範囲における器官または血管の画像撮影装置としての光コヒーレント断層撮影装置をカテーテル側に組み込むことによって解決される。

すなわち、本発明によれば、アブレーション装置、心電図装置および光コヒーレント断層撮影装置を介して同時にアブレーション、心電図導出および画像撮影が実施可能であり、位置検出座標系におけるカテーテル先端の位置および/または方位の検出を可能にするために、カテーテル先端範囲に配置された1つまたは複数の位置センサを含む位置検出装置が設けられ、光コヒーレント断層撮影装置、心電図装置および位置検出装置と通信する共通な制御および処理装置が設けられ、この位置検出装置によって、カテーテル先端の位置および/または方位に関する位置データが取得され、制御および処理装置においてこれに与えられた同時取得された画像データ、心電図信号および位置データが互いに割り付けられ、光コヒーレント断層撮影装置は、個別の光ガイドファイバ、またはコリメータを付設された複数の個別ファイバからなるファイバ束を有する。

【0009】

本発明によって提案されたカテーテル先端範囲への画像撮影装置の組み込みは、医師にとって特に有利に検査範囲、すなわち例えば瘢痕になった組織領域もしくは健全組織に対するその境界を高分解能でモニタに可視化し、従って心臓、心房などの内観を得ることを可能にする。同時に医師は同一のカテーテルによりアブレーションを実施することができ、つまり画像撮影を介して可視化された瘢痕領域を高周波の適用により壊死させることができる。

【0010】

従って、医師は、付加的なカテーテルやその他の医療器具の使用を必要とすることなしに、検査領域での作業中に、アブレーションを同時に可能にするように検査領域に対する直接的な光学的情報を得る。それゆえ、これまでの公知のX線監視と関連して、医師は容易に検査領域において正確にうまく操縦して作業をすることができる。カテーテル装置がアブレーション実施のための電流供給手段を有し、これが細いリード線の形でカテーテル側に組み込まれていることは当然である。もちろん、種々の形式で取得され得る撮影画像データの処理に用いられるデータ処理装置も設けられている。さらに、カテーテルは必ずしもフレキシブルでなければならぬわけではなく、むしろ剛性の装置であってもよい。用語「カテーテル」は例えば腹部検視鏡や類似のものであると解することができる。

【0011】

本発明によれば、上述のように、画像撮影装置がカテーテル先端側に組み込まれる。この場合、光コヒーレント断層撮影装置の組み込みが推奨される。このような光コヒーレント断層撮影装置すなわちOCT装置(OCT=optical coherence tomography)は、リアルタイムで高分解能表示にて検査範囲の撮影を可能にする。これは周知のようにコヒーレント(干渉)原理に基づく。このコヒーレント原理では、カテーテルを介して被検体に光を入射させて光反射を解析することによって2次元断層像を得ることができる。Bモード超音波と同様に光が送出され、照射された被検体の構造に関する情報を得るために、組織または器官側からの反射が解析される。コヒーレント断層撮影の場合、深さ情報、すなわち既知の走行距離の基準光線による干渉測定に関する組織または器官からの画像情報が得られる。基準光線の距離は連続的に変えられる。干渉測定出力に生じる干渉は、検査光線において、当該被検体まで計算された基準光線および検査光線の距離の一致性が存在するような被検体点に所属する。この光は、1mm以下の直系

10

20

30

40

50

を持つ細い光ガイドを通して組織へ入射させられるので、光コヒーレント断層撮影は特に細いカテーテルを挿入することができるあらゆるところで適用可能である。

【 0 0 1 2 】

光コヒーレント断層撮影は、カテーテル側で送出され局部的な断層像の作成のために回転する光線による走査から2次元断層像を提供する。つまり、この2次元断層像は回転する光線とりわけレーザによる環状撮影である。

【 0 0 1 3 】

光コヒーレント断層撮影自体は公知であり、これ以上の詳細に立ち入ることは必要ない。いずれの場合にもカテーテル側に、カテーテル先端まで延びる上述の細い光ガイドと、光を供給し反射光を受信し基準光との比較を行なう干渉計とが設けられる。

10

【 0 0 1 4 】

OCTユニットの使用の代替として、超音波装置をカテーテル先端に組み込むことも考え得る。この場合に、先端側に小形化された超音波ヘッドが設けられ、超音波信号の発信および反射信号の導出のための信号線が同様にカテーテルを通して外側に向けて処理装置まで案内される。

【 0 0 1 5 】

前述のように一般に、回転する光出射はOCT装置側から働かされる。この場合には個別の光ガイドファイバが使用される。光出射はカテーテルの側方から行なわれ、つまりカテーテル長手軸線に対して垂直に行なわれる。しかし、多数の個別ファイバからなるファイバ束をカテーテル内で先端まで案内し、送出された光が光の送出箇所と正確に同じ箇所に反射されることを保証するコリメータに個別ファイバを接続することも考え得る。この構成はOCT光を先端側で、つまりカテーテル長手軸線の延長方向に出入射することを可能にする。

20

【 0 0 1 6 】

前述のように、多機能カテーテルの場合、同一装置でアブレーションも実施するように検査領域の高分解能画像撮影を行なうことができる。医師が現場で、どこにアブレーションをするか、どのようにアブレーションを行なうかを見分けることができるように、すなわち連続的に処理結果をチェックすることができるように、アブレーションと画像撮影とが同時に実施可能であると特に望ましい。アブレーションに起因する損傷の浸透深さおよび多数の隣接する直線状損傷の中断のない直線性は、同様にOCTユニットまたは超音波ユニットを介してアブレーション直後に可視化することができる。

30

【 0 0 1 7 】

更に、本発明による特に有利な構成によれば、カテーテル先端範囲に心電図導出のための1つまたは複数の電極が設けられる。例えば動脈硬化症の治療または血管奇形、腫瘍などの治療の場合には病気の領域が純粋に光学的に認識可能であるが、すなわち容易に画像形成システムを介して直接に認識可能であるが、これに対して心室の頻拍および類似の病気の場合、損傷のある組織を電気生理学的にしか位置測定することができない。このために、例えば、局部的な平面状の心電図を取得して、得られた心電図信号に基づいて治療すべき損傷のある組織の位置を決定すべく、心電図カテーテルを用いて心室が局部的に走査される。つまり、損傷のある組織は電気生理学的にのみ評価および定量化することができる光学的には見えない欠陥である。

40

【 0 0 1 8 】

心電図導出のための心電図電極も本発明に従って組み込むことは、特別な利点をもって、同一の器具で、例えば第1のオプションとしてのステップの枠内でまず、得られた心電図データを処理するマッピングシステムを用いて損傷のある心室のマッピングを行い、その結果に基づいて電気生理学的な刺激伝導障害を検出し、そして電気生理学的に定められた損傷のある領域の画像表示を有する心臓の空間画像を撮影することができるという可能性を提供する。このようなマッピングシステムは、例えば米国CA、DiamondbarのBiosense-Webster社の「CARTO-System」である。あらゆる場合に、このようなマッピングステップが行なわれるかどうかに関係なく、壊死の結果

50

およびそれにともなう刺激伝導障害の除去を直接に監視することができる。なぜならば、同時にアブレーションと可視化とのために、例えばOCTの枠内で心臓内心電図も導出することができ、一方では瘢痕のある組織つまり死んだ組織をこれに接する健全な組織から正確に電気生理学的に区画することができるからである。他方では瘢痕のある領域の壊死後に、心臓内心電図の撮影によってこの範囲における刺激伝導能の的確な排除が正しく行なわれたことを検証することができる。心電図電極のための給電線および心電図電極のための信号線がカテーテル側に組み込まれていること、そして相応の処理装置が設けられていることは言うまでもない。

【0019】

前述のように、心電図導出はアブレーションおよび/または画像撮影と共に同時に実施可能であると好ましい。心電図マッピングを行ない得る可能性が存在する場合、本発明の好ましい構成によれば、更に同時に画像撮影および心電図導出を行なう際に同時に取得された画像データおよび心電図データが互いに割り付けられる。すなわち、データ結合に基づいて心電図を介して決定された各病気位置に対して相応の画像つまり例えば相応のOCT画像を可視化することができる。マッピングの枠内において、前述のように、検査領域の比較的大きな範囲が逐一走査され、局所的な心電図が取得されなければならない。これと同時に既にその都度のOCT画像または超音波画像が取得される場合、即座に本発明によるデータの割り付けが行なわれる。結局、両データセットは互いに参照されている。

【0020】

本発明思想の特に有利な実施態様によれば、カテーテル先端範囲に、位置検出座標系におけるカテーテル先端の位置および/または方位の検出を可能にするための1つまたは複数の位置センサが設けられている。この位置検出手段の組み込みは、カテーテルの実際位置に関する情報と、それにともなう撮影画像データおよび心電図データが得られるので有利である。この情報は、空間的なカテーテル位置および方位に関する知識に基づいて取得されたデータが例えば事前の磁気共鳴検査またはコンピュータ断層撮影検査のデータと結合されるように利用可能であると好ましい。すなわち、種々のデータセットは異なる座標系登録による公知の割り付け規則に基づいて登録することができる。しかしながら、心電図マッピングの作成に関連した位置検出も実用的である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

添付の図面を参照しながら以下に説明する実施例から本発明の他の利点、特徴および詳細を明らかにする。

図1は本発明による装置を補助セットとともに示し、

図2は原理概略図の形で第1の実施形態におけるカテーテル先端の拡大図を示し、

図3は原理概略図の形で第2の実施形態におけるカテーテル先端の拡大図を示し、

図4は原理概略図の形で第3の実施形態におけるカテーテル先端の拡大図を示す。

【0022】

図1はカテーテル2を有する本発明によるカテーテル装置1を示す。カテーテル2は作動のために一連の補助セットが付設されている。一方では、この補助セットはカテーテル先端を介して取得される検査範囲からの光学的に再生可能なデータの取得のための装置3である。例えば、装置3は光コヒーレント断層撮影装置の一部としての干渉計であり、これについては後で説明する。代替として超音波信号の発信もしくは処理を行なう装置を使用することも考えることができる。その場合カテーテル2内には相応の超音波ヘッドがリード線と共に組み込まれるであろう。これについても後述する。

【0023】

他の補助セットとして高周波電流パルスを送信するための装置4が設けられ、高周波電流パルスはカテーテル先端範囲のアブレーション電極に与えられ、それに隣接した組織を

10

20

30

40

50

必要な場合に壊死させる。

【 0 0 2 4 】

更に、装置 5 が付設されている。この装置 5 を介して心電図 (E C G) を取得することができる。このためにカテーテル側には同様に適当な電極が組み込まれているが、これは後で説明する。更に、装置 6 が位置検出システムの形で設けられており、これにより検査領域に挿入されたカテーテル先端の位置および / または方位を位置検出システム座標系において検出することができる。

【 0 0 2 5 】

更に、中央の制御または処理装置 7 が設けられており、これは図示の例では、装置 3、装置 5 および装置 6 と通信する。つまり、制御または処理装置 7 は、例えば O C T データ、すなわち光コヒーレント断層撮影の枠内で求められた画像データを受け取り、これを処理して例えばモニター 8 に出力可能な画像を形成する。更に、制御または処理装置 7 には装置 5 のデータ、つまり連続的に検出された心電図信号データが与えられる。装置 7 が心電図信号に基づくマッピング用に構成されている場合、心電図信号に基づいて、例えば心臓の如き検査領域の 3 次元の空間的な画像を作成することができる。この画像において、例えば刺激伝導に問題のある領域が光学的にマークされ、その領域が局所的な心電図信号と周辺からの信号との僅かな偏差に基づいて位置測定される。この画像もモニターにおいて再生することができる。その他に、例えば O C T 画像および心電図データが制御または処理装置 7 側で互いに結合される。すなわち、各心電図信号には走査範囲から撮影された O C T 画像が割り付けられる。従って、心電図マッピングにおいて明確な病気の範囲が分かる場合、医師は即座に対応の O C T 画像を観察することができる。このために、位置検出装置 6 を介する位置検出が望ましい。なぜならば、このようにして簡単な心電図マッピングつまり簡単な座標検出およびその都度の O C T 画像に対するのと同様にその都度の信号パケットに対して座標割り付けが可能であるので、両者をいつでも空間的に参照することができるからである。ここで注意すべきことは、装置 5、6 はオプション (任意選択) であることである。なぜならば、心電図の取得は、アブレーション治療すべき範囲を、純粋に光学的にすなわち O C T 画像を介して検出および位置測定することができない場合にのみ必要であるからである。これは、心房細動などを生じることのある刺激伝導障害に関して例えば心臓で検査する場合である。なぜならば、細動を引き起こす範囲は純粋に電気生理学的には検出できるが、しかし光学的には検出できないからである。

【 0 0 2 6 】

更に、外部のコンピュータ装置 9 が設けられている。この外部のコンピュータ装置 9 は、例えば磁気共鳴装置またはその他の検査モダリティのデータ処理装置または制御装置であってよい。データ処理装置 9 によって、制御または処理装置 7 に、この検査モダリティの画像データ、例えば 3 D 画像データセットが与えられる。例えば心臓が予め M R 検査により撮影され、3 D 画像データセットが求められた場合、制御または処理装置 7 にこのデータセットを与えることができるので、制御または処理装置 7 は 3 D の M R 画像を出力することができる。その際に、相応の位置検出および 3 D の M R 画像データの基礎をなしている座標系と装置 6 の位置検出座標系との位置合わせのもとに、3 D の M R 画像に、例えば撮影された O C T 画像を位置正しく挿入することができる。場合によっては生じ得る心電図マッピング画像を同様に扱うことができる。

【 0 0 2 7 】

図 2 は、実施例にて第 1 の実施形態におけるカテーテルの先端 1 0 を詳細に示す。一方では光ガイドファイバ 1 1 が示され、これを介して O C T 画像撮影の基礎をなす光が供給され、もしくは取得された反射光が取出される。光の供給も取出された光の処理も装置 3 を介して行なわれる。このために、窓 1 2 がカテーテル先端範囲に設けられ、この窓 1 2 からカテーテル長手軸線に対して垂直に光が出射される。このために光ガイドファイバ 1 1 が相応に構成され、このことは公知である。出射された光線は回転するので、先端側で隣接する領域の環状撮影が行なわれる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

更に、電流リード 1 4 を介して給電されるアブレーション電極 1 3 が設けられている。このアブレーション電極 1 3 を介して高周波電流パルスによってアブレーション電極 1 3 に隣接する組織を壊死させることが可能である。

【 0 0 2 9 】

更に、カテーテルの外側に配置された多数の電極 1 5 が設けられている。これらの電極は、心電図信号を取り出すためのそれぞれのリード線 1 6 を介し駆動される。

【 0 0 3 0 】

全部で 3 つの「動作構成要素」、すなわち OCT 装置、アブレーション装置および心電図装置が同時に作動させられる。すなわち、本来の位置でアブレーション結果を純粋に光学的に検出することができるようにするために、アブレーション進行中に連続的に OCT 画像を撮影することができる。同時に、OCT 画像形成の際にアブレーション進行時またはその直後に、アブレーションに基づいて刺激伝導障害の改善が生じたか否かを検出するために、電極 1 5 を介して心電図を取り出すことができる。

10

【 0 0 3 1 】

図 3 は第 2 の実施形態における他のカテーテル 1 7 を示す。この場合にも光ガイドファイバ 1 8 が設けられているが、ここでは個別ファイバではなくて、多数の個別の光ガイドのファイバ束である。光の出射および入射は、カテーテル長手方向に先端側に配置された OCT レンズ 1 9 を介して行なわれる。OCT レンズ 1 9 の前にはコリメータ 2 8 が置かれ、このコリメータ 2 8 によって、ファイバ 1 8 から送出された光が光の送出個所と正確に同じ個所に反射されることが保証される。これによって、OCT 画像形成がこのような長距離の出入射において悪化させられないことが保証される。

20

【 0 0 3 2 】

更に、ここでも電極 2 0 およびアブレーション装置 2 1 が設けられており、これらはここでは側方に配置されている。もちろん、この場合にも種々の局所的な配置が考え得る。

【 0 0 3 3 】

最後に図 4 は別のカテーテル先端 2 2 を示す。これにおいては OCT 画像撮影装置の代わりに、先端側に配置されている超音波ヘッド 2 3 を含む超音波装置が設けられている。超音波ヘッド 2 3 は信号線 2 4 を有し、これを介して超音波信号を送信し、反射信号を受信することができる。反射信号は信号線 2 4 を介して装置 3 に与えられる。

30

【 0 0 3 4 】

更に、電極 2 5 およびアブレーション装置 2 6 のほかに、1 つまたは複数の個別センサを含む位置センサ 2 7 が設けられている。位置センサ 2 7 は位置検出システムの装置 6 と協働して位置検出座標系におけるカテーテル先端の空間的位置および方位の検出を可能にする。位置および方位がどの程度正確に検出されるべきかに応じて、3 つの空間方向、すなわち x , y , z 位置を検出するセンサが重要である。それと同時に、それぞれの軸 x , y , z の周りに割り当てられた 3 つの回転方向が検出され、この場合には 6 D センサが得られることになる。

【 0 0 3 5 】

図 2 乃至図 4 による実施形態はそれぞれ心電図導出のためのそれぞれの電極を示しているが、これらの電極は必ずしも必要であるわけではない。電極つまり心電図導出の使用は、カテーテルによりどの検査領域が治療されるかに関係する。例えばカテーテルにより血管奇形、腫瘍等がアブレーションの枠内で治療される場合、これらの欠陥は純粋に光学的に検出可能であり、簡単にそれらの種類、大きさおよび位置を、OCT 装置であれ超音波装置であれ、画像形成装置を介して検出することができる。電極は病気の範囲が光学的には検出できない場合にのみ最優先的に必要である。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 6 】

【 図 1 】 本発明による装置を補助セットとともに示す概略図

【 図 2 】 第 1 の実施形態におけるカテーテル先端を拡大して示す原理概略図

50

【図3】第2の実施形態におけるカテーテル先端を拡大して示す原理概略図

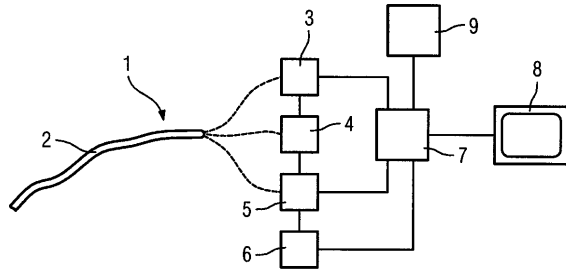
【図4】第3の実施形態におけるカテーテル先端を拡大して示す原理概略図

【符号の説明】

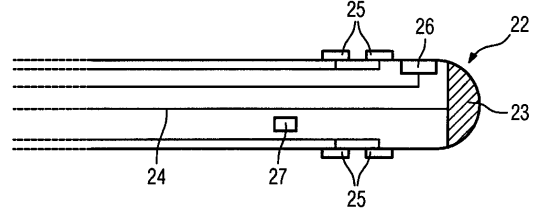
【0037】

1	カテーテル装置	
2	カテーテル	
3	装置	
4	装置	
5	装置	
6	装置	10
7	処理装置	
8	モニタ	
9	コンピュータ装置	
10	先端	
11	光ガイドファイバ	
12	窓	
13	アブレーション電極	
14	電流リード線	
15	電極	
16	リード線	20
17	カテーテル先端	
18	光ガイドファイバ	
19	OCTレンズ	
20	電極	
21	アブレーション装置	
22	カテーテル先端	
23	超音波ヘッド	
24	信号線	
25	電極	
26	アブレーション装置	30
27	位置センサ	
28	コリメータ	

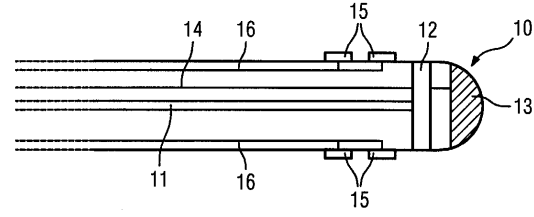
【 図 1 】



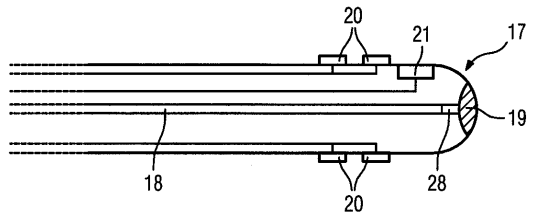
【 図 4 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/0402 (2006.01) A 6 1 B 17/39
A 6 1 B 5/055 (2006.01)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)

(72)発明者 マルチン クレーン
ドイツ連邦共和国 9 1 0 7 7 ノインキルヒェン ローゼンバッハ 5 1 アー

(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

合議体

審判長 高木 彰

審判官 高田 元樹

審判官 松下 聡

(56)参考文献 特表2001-505472(JP,A)
特開2002-214127(JP,A)
特開2002-143088(JP,A)
特開2001-70229(JP,A)
特表2001-504363(JP,A)
特開平11-239581(JP,A)
特開2001-70269(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B1/00
A61B8/12
A61B5/0408
A61B5/0478
A61B5/0492
A61B5/055
A61B18/12

专利名称(译)	导管装置		
公开(公告)号	JP5164309B2	公开(公告)日	2013-03-21
申请号	JP2004342414	申请日	2004-11-26
[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		
当前申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	マルチンクレーン ノルベルトラーン		
发明人	マルチン クレーン ノルベルト ラーン		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/0402 A61B5/055 A61B18/12 A61B5/00 A61B5/042 A61B18/14 A61B19/00		
CPC分类号	A61B5/6852 A61B5/0066 A61B5/042 A61B8/12 A61B18/1492 A61B90/361 A61B2018/00839		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B8/12 A61B5/04.300.J A61B5/04.310.M A61B5/05.390 A61B17/39 A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.622 A61B1/00.732 A61B1/045.610 A61B1/045.623 A61B1/07.732 A61B18/12 A61B18/14 A61B5/055.390 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/EE01 4C060/KK02 4C060/KK13 4C060/KK30 4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/HH57 4C061/WW16 4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/DC22 4C096/DC36 4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/EE01 4C127/LL08 4C160/KK02 4C160/KK07 4C160/KK13 4C160/KK30 4C160/KK36 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/HH57 4C161/JJ09 4C161/WW16 4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/EE16 4C601/FE04 4C601/FF11 4C601/GA03 4C601/GA19		
代理人(译)	山口岩 山本浩		
优先权	10355275 2003-11-26 DE		
其他公开文献	JP2005152654A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种导管装置，该装置可以容易地获得医生可以从治疗区域安全且准确地工作的信息。解决方案：消融，心电图推导和图像拍摄可以分别通过消融设备（4），心电图设备（5）和图像拍摄设备（3）同时进行。为了在位置检测坐标系中检测导管端部的位置和/或方向，形成包括布置在导管边缘区域（22）处的一个或多个位置感测装置（27）的位置检测器（6）。形成与图像拍摄设备（3），心电图设备（5）和位置检测器（6）通信的公共控制和处理设备（7）。给予设备（7）并同时获得的图像数据，心电图信号和位置数据在控制和处理设备（7）中相互关联。Ž

【图3】

