

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6382900号
(P6382900)

(45) 発行日 平成30年8月29日 (2018. 8. 29)

(24) 登録日 平成30年8月10日 (2018. 8. 10)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 N 7/02 (2006. 01)
 A 6 1 B 8/12 (2006. 01)
 A 6 1 B 5/055 (2006. 01)
 A 6 1 B 6/03 (2006. 01)
 A 6 1 M 25/092 (2006. 01)

A 6 1 N 7/02
 A 6 1 B 8/12
 A 6 1 B 5/055 3 9 0
 A 6 1 B 6/03 3 7 7
 A 6 1 M 25/092 5 0 0

請求項の数 19 外国語出願 (全 33 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-188222 (P2016-188222)
 (22) 出願日 平成28年9月27日 (2016. 9. 27)
 (62) 分割の表示 特願2013-539382 (P2013-539382)
 の分割
 原出願日 平成23年11月15日 (2011. 11. 15)
 (65) 公開番号 特開2017-47218 (P2017-47218A)
 (43) 公開日 平成29年3月9日 (2017. 3. 9)
 審査請求日 平成28年10月27日 (2016. 10. 27)
 (31) 優先権主張番号 10191647. 6
 (32) 優先日 平成22年11月18日 (2010. 11. 18)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 可調整焦点を持つ容量型微細加工超音波トランスジューサを有するカテーテル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

遠端部及び基端部を備え、前記遠端部が目標区域を制御可能に加熱するための可調整焦点を持つ容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイを備えたトランスジューサモジュールを有し、前記遠端部が少なくとも1つの集積回路を更に備え、前記容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイが前記少なくとも1つの集積回路に接続される、シャフトと、

前記基端部に配置されたコネクタと、

前記コネクタから前記少なくとも1つの集積回路に焦点制御命令を供給するように、前記遠端部に配置された前記少なくとも1つの集積回路を前記コネクタに接続し、前記容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイが前記コネクタに非接続である、データバスと、を備え、

前記トランスジューサモジュールは少なくとも部分的に可撓性である、カテーテル。

【請求項 2】

遠端部及び基端部を備え、前記遠端部が目標区域を制御可能に加熱するための可調整焦点を持つ容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイを備えたトランスジューサモジュールを有し、前記容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイは可撓性基板上に配置され、前記容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイは可撓性である、シャフトと、

前記容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイに電力を供給し、前記可調整焦点を制御する、前記基端部におけるコネクタと、
を備えるカテーテルであって、

前記トランスジューサモジュールは少なくとも部分的に可撓性であり、

前記遠端部は、前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサに給電すると共に、前記可調整焦点の電子的制御を行うための少なくとも1つの集積回路を備え、前記カテーテルは、前記少なくとも1つの集積回路と前記コネクタとの間にデータバスを更に備える、
カテーテル。

【請求項3】

10

遠端部及び基端部を備え、前記遠端部が目標区域を制御可能に加熱するための可調整焦点を持つ容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイを備えたトランスジューサモジュールを有し、前記容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイは可撓性基板上に配置され、前記容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイは可撓性である、シャフトと、

前記容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイに電力を供給し、前記可調整焦点を制御する、前記基端部におけるコネクタと、
を備えるカテーテルであって、

前記トランスジューサモジュールは少なくとも部分的に可撓性であり、

前記コネクタは、前記基端部に冷却流体注入口を備え、

20

前記カテーテルは、前記遠端部に前記冷却流体注入口からの冷却流体を供給し、

前記カテーテルは、前記遠端部における冷却流体の圧力を測定するための圧力センサ、冷却流体の流量を測定するための流量センサ、又はこれらの組み合わせのうちの何れか1つを更に備える、
カテーテル。

【請求項4】

前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサは可撓性材料に配置される、請求項1に記載のカテーテル。

【請求項5】

前記トランスジューサモジュールは少なくとも2つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを備え、前記カテーテルが更に前記少なくとも2つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサの間に可撓性エレメントを備える、請求項1ないし3の何れか一項に記載のカテーテル。

30

【請求項6】

前記カテーテルは、前記トランスジューサモジュールを変形させることにより前記可調整焦点を少なくとも部分的に調整するための機械式アクチュエータを更に備える、請求項1ないし3の何れか一項に記載のカテーテル。

【請求項7】

前記遠端部は長さ方向に延びる部分を有し、前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも一部は、前記目標区域が前記長さ方向に延びる部分に隣接して位置されるように向けられる、請求項1ないし6の何れか一項に記載のカテーテル。

40

【請求項8】

前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも幾つかは、前記シャフトの周りにリングを形成すると共に、前記シャフトの前記長さ方向に延びる部分を囲む経路に沿って向けられる、請求項7に記載のカテーテル。

【請求項9】

前記遠端部は、前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサに給電すると共に、前記可調整焦点の電子的制御を行うための少なくとも1つの集積回路を備え、前記カテーテルは、前記少なくとも1つの集積回路と前記コネクタとの間にデー

50

タブスを更に備える、請求項 3 に記載のカテーテル。

【請求項 10】

前記少なくとも 1 つの集積回路は、前記目標区域を制御可能に加熱する間に、前記少なくとも 1 つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを用いて超音波画像化を行う回路を備える、請求項 9 に記載のカテーテル。

【請求項 11】

前記コネクタは、前記基端部に冷却流体注入口を備え、前記カテーテルは、前記遠端部に前記冷却流体注入口からの冷却流体を供給する、請求項 1 又は 2 に記載のカテーテル。

【請求項 12】

前記カテーテルは、前記遠端部における冷却流体の圧力を測定するための圧力センサ、冷却流体の流量を測定するための流量センサ、又はこれらの組み合わせのうちの何れか 1 つを更に備える、請求項 11 に記載のカテーテル。

10

【請求項 13】

前記カテーテルは、温度センサを更に備える、請求項 1 ないし 12 の何れか一項に記載のカテーテル。

【請求項 14】

前記シャフトは、前記遠端部をステアリングするための機械式ステアリング装置を備える、請求項 1 ないし 13 の何れか一項に記載のカテーテル。

【請求項 15】

前記容量型微細加工超音波トランスジューサは、事前崩壊型の容量型微細加工超音波トランスジューサである、請求項 1 ないし 14 の何れか一項に記載のカテーテル。

20

【請求項 16】

画像化区域から医用画像データを取得する医用画像化システムであって、
請求項 1 ないし 13 の何れか一項に記載のカテーテルの前記コネクタに接続するカテーテルインターフェースと、

前記医用画像化システムを制御すると共に前記カテーテルの前記可調整焦点を制御するためのプロセッサと、

前記プロセッサにより実行するためのマシン実行可能な命令を含むメモリと、
を備え、

前記命令の実行が、前記プロセッサに、
前記医用画像化システムを用いて前記医用画像データを取得させ、
前記医用画像データに前記カテーテルの前記遠端部の位置を登録させ、
前記遠端部の前記登録された位置に従って焦点制御信号を発生させ、
前記トランスジューサモジュールを変形させることにより前記可調整焦点を少なくとも部分的に調整することにより、前記焦点制御信号に従い前記カテーテルインターフェースを用いて焦点を制御させる、
医用画像化システム。

30

【請求項 17】

前記医用画像化システムは、磁気共鳴画像化システム、コンピュータ断層撮影システム及び超音波診断システムのうちの何れか 1 つであり、前記命令が更に前記プロセッサに前記医用画像データに従って被験体の目標区域を登録させ、前記命令が更に前記プロセッサに、前記焦点を前記目標区域が前記少なくとも 1 つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを用いて加熱されるように制御する焦点制御信号を発生させる、請求項 16 に記載の医用画像化システム。

40

【請求項 18】

前記命令の実行が更に前記プロセッサに、
前記医用画像化システムを用いて熱画像データを取得させ、且つ、
前記熱画像データを用いて温度マップを再生させ、
前記焦点制御信号が前記温度マップに従って発生される、
請求項 17 に記載の医用画像化システム。

50

【請求項 19】

画像化区域から医用画像データを取得する医用画像化システムのプロセッサにより実行するためのマシン実行可能な命令を有するコンピュータプログラムであって、前記医用画像化システムは請求項 1 ないし 15 の何れか一項に記載のカテーテルの前記コネクタに接続するカテーテルインターフェースを有し、前記命令の実行が前記プロセッサに、

前記医用画像化システムを用いて前記医用画像データを取得させ、

前記医用画像データに前記カテーテルの前記遠端部の位置を登録させ、

前記遠端部の前記登録された位置に従って焦点制御信号を発生させ、

前記トランスジューサモジュールを変形させることにより前記可調整焦点を少なくとも部分的に調整することによって、前記焦点制御信号に従い前記カテーテルインターフェースを用いて焦点を制御させる、
コンピュータプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験体 (subject) の目標ボリュームを超音波エネルギーで加熱するためのカテーテルに係るもので、特に、本発明は、超音波を発生する容量型微細加工超音波トランスジューサの使用及び発生される超音波の焦点を制御するための医用画像の使用に関する。

20

【背景技術】

【0002】

前立腺の高密度焦点式超音波 (H I F U) アブレーション (焼灼 (ablation)) は、従来、経直腸プローブにより直腸壁を介して行われている。他の例として、アブレーションは経尿道プローブを用いて尿道の壁を介して行うこともできる。該経尿道的方法は、上記経直腸的方法と比べて幾つかの安全に関わる利点を有している。尿道の位置は既知であるので (尿道内のプローブ)、失禁の危険性を増加させ得るような当該尿道への意図せぬ熱的損傷を回避することが容易である。更に、直腸壁を介しての超音波処理はないので、この敏感な構造を損傷する危険性も大幅に低減される。上記経尿道的方法の主たる問題点は、トランスジューサにとって利用可能な空間が、前記経直腸的方法と比較して大幅に減少されるということである。このことは、通常の圧電セラミック又は圧電複合材のトランスジューサを用いる場合、カテーテルトランスジューサの設計を基本的に一次元フェーズドアレイに制限し、従って使用することが可能な超音波処理方法をも制限することになる。実用上の理由から、伝統的なトランスジューサは、列に配置された、即ち、リニア (一次元) アレイに配列された相対的に少数の大きなエレメントにより敵が付けられている。

30

【0003】

Ergun他による IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 52, pp. 2242-2258 (2005)では、画像化のための容量型微細加工超音波トランスジューサの製造及び使用が検討されている。

【0004】

40

米国特許出願公開第2008/0221448号は、組織アブレーション用の H I F U 装置によるリアルタイム前方視音響画像化のための容量型微細加工超音波トランスジューサの環状アレイを備えたカテーテルに言及している。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、独立請求項において、カテーテル、医用画像化システム、コンピュータプログラム製品及び方法を提供する。実施形態は従属請求項で提供される。本発明のカテーテルには、1以上の容量型微細加工トランスジューサアレイのトランスジューサモジュールが設けられる。本発明によれば、該トランスジューサモジュールは少なくとも部分的に変

50

形可能である。

【0006】

特に経尿道HIFUアブレーションに関しては、容量型微細加工超音波トランスジューサ（CMUTs）は圧電複合材トランスジューサの興味ある代替物を提供する。CMUTは、トランスジューサ直径の大幅な低減を可能にする一方、エレメントの非常に小さな寸法故に二次元フェーズドアレイも更に可能にする。斯かる二次元フェーズドアレイはまた焦点の形成も可能にし、このことは、目標組織の境界を一層注意深く辿ることができるので、一層正確且つ安全なアブレーション処理を可能にする。しかしながら、カテーテルに対して垂直なエレメントの数は少なく、その結果、該方向においては相対的に広い焦点となる。従って、X及びYにおける解像度又はビーム寸法は等しくならないであろう。CMUTは、更に、通常の圧電セラミック又は圧電複合材トランスジューサよりも安価であり、鉛を含まないものとすることができ、これらCMUTを使い捨てとすることを可能にする。このことは、前立腺の経尿道的及び経直腸的の両方のHIFUアブレーションの場合におけるような、腔内トランスジューサを用いるHIFU治療にとり大きな利点である。加えて、シリコン・トランスジューサは可撓性とすることができるが、通常の圧電結晶は可撓性でない。即ち、前記容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイの少なくとも一部は可撓性である。

10

【0007】

トランスジューサの設計に大きな自由度があるので、前立腺のHIFUアブレーションは、主に、経直腸超音波プローブを用いて行われている。しかしながら、前立腺全体のアブレーションは困難であり（特に、前壁）、尿道及び直腸等の非目標組織の保護も困難である。

20

【0008】

ここで使用される「容量型微細加工超音波トランスジューサ（CMUT）」とは、微細加工（マイクロマシニング）技術を用いて製造された容量型超音波トランスジューサを含む。微細加工技術は薄膜製造技術であり、これら技術は典型的には集積回路を製造するために使用されるものと同じ又は類似の工程を用いて実行される。

【0009】

近年の開発の結果、医療用超音波トランスジューサは半導体製造工程により製造することができるという展望に到った。これらの製造工程は、CMOS製造工程といった、超音波プローブにより必要とされる回路を作製するために使用されるものと同じであり得る。これらの進展が、微細加工超音波トランスジューサ、即ち、MUTを生み出した。MUTは2つの設計方法で製造されており、1つは圧電特性を持つ半導体層を用いるものであり（PMUTs）、もう1つは容量効果を示す電極板を備えたダイヤフラム及び基板を用いるものである（CMUTs）。CMUTは、入力された超音波信号の音振動を、変調された容量に変換する電極を備えた小さなダイヤフラム状デバイスである。送信のために、上記電極に供給された容量電荷は、当該デバイスのダイヤフラムを振動させるように変調され、これにより音波を送信する。これらのデバイスは半導体製造工程により製造されるので、これらデバイスは一般的に10～200ミクロン範囲の大きさを有するが、300～500ミクロンのデバイス径までの範囲もあり得る。多数の斯様な個々のCMUTと一緒に接続して、一体的に単一のトランスジューサエレメントとして動作させることができる。例えば、4～16個のCMUTと一緒に連結して、一体的に単一のトランスジューサエレメントとして機能させることができる。典型的な二次元トランスジューサアレイは、現在のところ、2000～3000の圧電トランスジューサエレメントを有することができる。CMUTアレイとして製造された場合、百万を越えるCMUTセルを使用することができる。驚くべきことに、初期の結果は、半導体製造プラントからの、この寸法のCMUTアレイの歩留まりは、数千個のトランスジューサエレメントのジルコン酸チタン酸鉛（PZT）アレイの歩留まりより大幅に改善されることを示した。

30

40

【0010】

ここで使用される事前崩壊（pre-collapsed）容量型超音波トランスジューサとは、通

50

常は崩壊状態 (collapsed state) にある容量型微細加工超音波トランスジューサを含む。

【0011】

CMUTは、初期には、「非崩壊」モードとして知られているモードで動作するように製造された。典型的な非崩壊型CMUTトランスジューサセルは、シリコンのような基板上に複数の類似した隣接するセルと一緒に製造される。窒化シリコンから形成され得るダイヤフラム又は膜体が、該基板上に、酸化シリコン又は窒化シリコンから形成され得る絶縁支持体により支持される。該膜体と基板との間の空洞は、空気若しくはガスで充填することができるか、又は全体的に若しくは部分的に真空引きすることができる。金のような導電膜又は層が該ダイヤフラム上に電極を形成し、同様の膜又は層が該基板上に電極を形成する。誘電性空洞により分離されたこれら2つの電極は、容量を形成する。音響信号が該膜体を振動させた場合、容量の振動が検出され得、これにより音響波を、対応する電気信号に変換する。逆に、該電極に印加されるAC信号は該容量を変調することができ、該膜体を動かし、これにより音響信号を送出する。

10

【0012】

典型的なCMUTのミクロンサイズの寸法故に、典型的には、単一のトランスジューサエレメントを形成するために多数のCMUTセルが密接して製造される。個々のセルは、円形、長方形、六角形又は他の周囲形状を有することができる。CMUTセルは、容量型微細加工超音波トランスジューサセル、容量型微細加工超音波トランスジューサ、CMUTエレメント及び容量型微細加工超音波トランスジューサエレメントとも称す。

20

【0013】

CMUTは本来的に二次的デバイスであるので、音響信号は通常は印加された信号の高調波である。即ち、該音響信号は、印加された電気信号の周波数の2倍であり得る。この二次的動作を回避するために、前記ダイヤフラムが結果としてのクーロン力により前記基板に吸引されるようにするバイアス電圧が前記2つの電極に印加される。DCバイアス電圧VBが端子に供給され、AC信号に対して高インピーダンスZ（誘導性インピーダンス等の）を生じる経路により前記膜体の電極に結合される。AC信号は、信号端子から該膜体電極へ又はから結合される。該膜体上の正の電荷は、基板12上の負の電荷へと吸引されるので、該膜体を膨張させる。CMUTは、このようなバイアスされた状態で継続的に動作された場合、前記二次的動作を弱くしか示さない。

30

【0014】

CMUTは、当該容量型デバイスの2つの反対に荷電されたプレートが可能な限り近くように上記膜体が膨張された場合に最も敏感になることが分かった。当該2つのプレートの密な接近は、当該CMUTによる音響及び電気信号エネルギーの間の一層大きな結合を生じさせ得る。このように、前記バイアス電圧VBを、前記膜体と前記基板との間の誘電的間隔が動作信号条件下で維持され得る程度に可能な限り小さくなるまで増加させることが望ましい。構成された実施形態では、この間隔は1ミクロン以下のオーダであった。しかしながら、印加されるバイアス電圧が大き過ぎると、該膜体は基板に接触する可能性があり、当該デバイスの2つのプレートがファンデルワールス力により吸着されるので該デバイスを短絡させることになる。この吸着は、CMUTセルが過度に駆動された場合に発生し得、同一のバイアス電圧VBでも製造誤差のバラツキによりデバイス毎に変化し得る。永久的な吸着は、前記デバイス電極を電気絶縁層（例えば、窒化シリコン）内に埋め込むことにより低減することができるが、崩壊状態と非崩壊状態との間の動作の非線形性が、非崩壊型CMUTを最大感度の範囲内で動作させようと試みる場合の固有の問題点である。

40

【0015】

該膜体が非常に小さなサブミクロンの誘電的間隔を生じさせるようにバイアスされたとしても、当該CMUTの感度は望ましいものよりも小さい可能性がある。これは、当該膜体の中心における電荷は反対の電荷に相対的に近いと共に該反対の電荷に対して大きく動き得るが、該膜体が支持体により支持される該膜体の周部における電荷は非常に僅かしか

50

動き得ず、従って当該デバイスによる信号の変換 (transduction) に僅かしか関与しない、という事実によるものである。この不均衡さを除去する 1 つの方法は、該支持体までは延びていない小さな膜体電極を用いるというものである。この方法は、膜体電極上の電荷を、該電荷が該膜体の動きに、従って当該デバイスによる変換に強く関与し得る該デバイスの中心部に制限する。更に、膜体電極 20 にバイアス電圧 V を供給し、前記 AC 信号を電極から及びへ結合するための 1 以上の導電体が存在しなければならない。これらの導電体は、必然的に非常に薄く、該 AC 信号に対して不所望に大きなインピーダンスを負わせ、これにより当該デバイスの感度を制限することになる。

【0016】

前立腺 HIFU アブレーションに対して経尿道的方法を用いることは、非目標組織を救済することを容易にすると共に、腺全体を焼灼することも容易にする。経尿道 HIFU プロブは、超音波アプリータの寸法に対する制限により更なる困難に直面している。これらの難関にも拘わらず、近年、MR 温度測定ガイドランスの下での前立腺の臨床経尿道 HIFU アブレーションのために次元フェーズドアレイが使用されている。従来の平面状又は曲線状経尿道フェーズドアレイトランスジューサは 1 方向にのみ超音波を放出し、従って腺全体を焼灼するためには機械的回転を必要とする。この機械的回転は、腺全体を処置するためには長い治療時間を必要とし得る。他の困難さは、この治療方法が結果として MR アーチファクトを生じさせ得るということである。斯かる MR アーチファクトは、一部は回転に直接起因して、また、一部は腺全体を加熱するための回転の必要性により強いられる長い治療時間に起因して発生する。回転の必要性を回避するか又は最小にし、これにより治療時間を大幅に短縮するために、マルチセクタ型 (multi-sectored) 管状経尿道アプリータを用いる代替方法が提案されている。しかしながら、これらのトランスジューサは、余り指向的でない音響場により加熱の角度的制御が余り良くなく、このことが、加熱されるべきでない構造を避けることを一層困難にさせる。

【0017】

経尿道 HIFU プロブのためのカテーテル CMUT を使用することは有益であり得る。CMUT 技術の使用は、HIFU プロブの寸法を減少させることを可能にする一方、二次元フェーズドアレイを可能にし、該アレイは非常に明確な (良好に定まった) ビームプロファイルを得るために使用することができる。これは、神経束等の敏感な構造を加熱することを回避し、これによりインポテンスの危険性を低減するために非常に有効であろう。従来のトランスジューサに使用される圧電複合材と比較して CMUT に使用されるシリコンの一層高い熱伝導度は、アプリータの少ない加熱で、従って尿道の過度の加熱を生じさせる危険性を余り伴わずに、一層高いパワーが放出されることも可能にする。CMUT の場合、トランスジューサの厚さは自由に選択することができる。即ち、(圧電結晶とは対照的に) 厚さが周波数に影響を与えることはない。このことは、CMUT の冷却を一層容易にもさせる。改善された冷却は、失禁の危険性を更に低減させるであろう。外部的に供給される HIFU (人体外のトランスジューサ) のために十分に低い周波数で CMUT により超音波を生成することは更に困難であるが、前立腺の経尿道 HIFU アブレーションのために必要とされる短い侵入深さに対しては、CMUT は理想的であると思われる。経尿道超音波に典型的に使用される周波数は、5 MHz ~ 8.5 MHz の間であり、一層高い周波数が一層浅い目標に対して使用されるが、これは改善されるビーム品質及びこれらの侵入深さにおける効率的なエネルギー吸収によるものである。上記利点を以下に更に詳述する。

【0018】

従来の圧電セラミック又は圧電複合材経尿道トランスジューサにおける限られたエレメント数は、基本的にビーム形成を不可能にさせる。トランスジューサ桿 (transducer stick) が曲線状 (curvilinear) にされた場合、かなり明瞭な (良好に定まった) 音響パターンを音響的に活性な面に対して垂直に得ることができる。しかしながら、CMUT を使用することは、二次元フェーズドアレイを、従って完全なビームステアリング能力を可能にする。このことは、CMOS 上の CMUT の完全な集積、マイクロビーム形成器上の集

10

20

30

40

50

積を必要とし得る。そして、このことは、避けるべき近隣組織の最小限の加熱で所望のボリューム全体を焼灼するために一時的に切り換えることができる、三次元の明確な領域であるような焦点又は複数の焦点の生成を可能にする。しかしながら、当該トランスジューサプローブに対して垂直方向よりも、該プローブに沿う方向のエレメントの数が大幅に多いことにより、斯かる焦点は対称でないかもしれないことに注意されたい。該焦点は、従って、細長いかも知れないが、強度パターンは、代替的に、当該プローブの方向に沿う複数の概ね対称な焦点に分割することができる。電子的ビーム形成法及び／又はビームステアリング法の使用は、神経束等の組織のみならず当該尿道も一層注意深く避けることを可能にする。何故なら、焦点（又は複数の焦点）を尿道から離れた位置で生成させることができ、従って尿道の表面における加熱を低減することができるからである。複数の焦点又は1つの焦点の使用は、前立腺の所望の部分を加熱するために要するエネルギーの総量を低減し、これにより敏感な組織に過度の加熱を生じさせる危険性を更に一層本質的に低減させることもできる。

10

【0019】

本発明によれば、トランスジューサモジュールは少なくとも部分的に変形可能である。即ち、該トランスジューサモジュールは可撓性とすることができ、及び／又は曲げることができる。例えば、CMUTアレイ（又は複数のアレイ）を、可撓性材料上に、即ち、可撓性基板上に配置することができる。他の例では、2つのCMUTアレイの間に可撓性エレメントを設けることができる。当該トランスジューサモジュールは変形可能であるので、該トランスジューサモジュールが取り付けられる遠端部は、患者の生体構造を経る経路における狭い曲がりには追従するように変形され得る。このように、本発明のカテーテルは、患者の尿道等の狭い通路を経て一層正確にナビゲーションされ得る。

20

【0020】

本発明の他の態様によれば、トランスジューサモジュールの変形により、該トランスジューサモジュールの超音波焦点が変化する。このように、調整可能な焦点は、少なくとも部分的に機械的に調整される。

【0021】

本発明の他の態様は、CMUTを含むアブレーションカテーテルを、焦点を機械的に生成するために変形可能とすることができるといものである。この態様は、当該CMUTカテーテルがフェーズドアレイであることから除外するものではなく、技術を有利に組み合わせることができる。曲率半径は、治療計画の一部として又は事前計画ステップとして治療の間に調整することができる。このことは、ビームプロファイルを更に改善し、更に一層正確なアブレーション処理に役立つ。

30

【0022】

当該CMUTカテーテルは、尿道を介しての前立腺への挿入を、活性領域のために圧電複合材を用いるカテーテルによるよりも容易にするために可撓性にする又は部分的に可撓性にする（当該カテーテルの一部のみが可撓性で、残部は剛性である）こともできる。PZTトランスジューサを使用する従来のカテーテルによれば、該PZTトランスジューサの活性部分は可撓性ではないが、シャフトは可撓性とすることができる。CMUTカテーテルの高い可撓性は、可撓体／箔技術（Flex-to-Foil technology）を用いて可能にされ得る。可撓体／箔技術において、CMUTは可撓性基板上に作製される。この可撓性は受動的である必要はなく、当該カテーテルは有利にはステアリング可能とすることができる。この構成は、更に、膀胱からの前立腺の上部への超音波処理を可能にし、これは新たな治療オプションを可能にするであろう。この可能性は、恐らく、前立腺の上部の直ぐ外側の健康な組織のみならず該前立腺内の健康な組織を除外することを補助するために使用することができる。

40

【0023】

上記可撓体／箔技術は、可撓性回路素子、これら可撓性回路素子の間の接続エレメント、並びに上記可撓性回路素子及び接続エレメントを覆う可撓性コーティングを有する可撓性モノリシック集積回路とすることができ、上記可撓性コーティングはポリマーを含む層

50

材料の少なくとも1つの層を有し、該可撓性コーティングは上記可撓性回路素子及び接続エレメントのための不動態化層、平坦化層及び機械的支持体として作用する。幾つかの実施例において、上記ポリマーは、ポリイミド、ポリカーボネイト、フルオロカーボン、ポリスルホン、エポキシド、フェノール、メラミン、ポリエステル及びこれらのコポリマーの群から選択される。他の実施例では、上記ポリマーはポリイミド樹脂の群から選択される。

【0024】

更に、従来のトランスジューサに使用される圧電材料と比較されるような当該CMUTに使用されるシリコンの優れた熱伝導度は、トランスジューサを従って尿道をも加熱することを余り起こりそうになくさせる。これはCMUTの直接的な特性であるが、それでも、経尿道アプリータにとり特に有効である。何故なら、このアプリータの過熱は尿道を火傷させることに直接つながり、これが、失禁を含み得る重度の副作用を生じさせるからである。トランスジューサプローブの温度を更に低下させるために、CMUTの直接強制水冷を使用することもできるであろう。

【0025】

前述したように、圧電セラミック又は圧電複合材経尿道トランスジューサは、前立腺の腺全体を処置するために回転を必要とするか（直線状及び曲線状トランスジューサ）、管状セクタ型トランスジューサが使用される場合は、音響強度分布が、好ましいようには、明瞭にならない。対照的に、平面状又は曲線状二次元フェーズドアレイCMUTのセグメントは当該トランスジューサの全360°を又はその一部のみをカバーするために使用することができる。トランスジューサプローブは、背面が互いに接着された2つの平面的な二次元フェーズドアレイから形成することもできる。これは、可撓体／箔（Flex-to-Foil）技術を用いて実施することができる。これを前述したフィーチャと組み合わせれば、三次元内で良好に定まったビームプロファイルを維持するためにはや回転を必要とせず又は少なくとも少ない量の回転しか必要としないカテーテルを可能にする。このように、この方法は、繊細な構造が除外されるのを可能にしながら、前立腺全体の非常に迅速な焼灼を可能にする。これは、MR温度マッピングのアーチファクト及び信頼性のない熱画像から生じ得る可能性のある副作用を回避するために重要であり得る。これは、治療時間を減少させ、従って治療の間の患者の不快感を減少させることもできる。治療時間の減少は、治療を行うのに要する磁気共鳴画像化システム時間も減少させる。これは、治療の費用を低減することができ、より多くの患者が磁気共鳴画像化システムを使用することを可能にする。

【0026】

如何なる侵入型超音波装置にも当てはまるように、斯かる装置は衛生的な理由で使い捨て可能であることが好ましい。CMUTは鉛なしで且つ従来の超音波トランスジューサより大幅に安価に製造することができるので、CMUTの経尿道HIFUトランスジューサのための使用は、この観点からも非常に有益である。

【0027】

小さいスペースしか利用可能でないのも、経尿道カテーテルに他のセンサを追加することはまた困難である。CMUTカテーテルに温度、圧力及び流量センサを組み込むことは、基本的に同一の信号チェーンが使用され得るので、ずっと容易である。これらの追加のセンサは、トランスジューサ及び尿道の加熱を低減するために、通常、水によるトランスジューサ表面の強制冷却が用いられるので、有益である。トランスジューサカテーテルの組み込まれた強制空冷は、CMUTに対しても可能である。水の流量及び圧力を制御することは、過度の流量及び不十分な流量の両方とも望ましいものではないので、治療の安全性を更に改善するであろう。温度を直接的に監視することは、尿道の可能性のある過度の加熱の場合に対する危険性軽減の更なる手段となる。従って、温度、圧力又は流量センサをCMUTに組み込むことができる。というのも、これらセンサは同一の技術の流れを用い、専用のASIC上に集積することができるからである。

【0028】

更に、送受技術もCMUTアプリータに組み込むことができ、これにより、超音波画像化及びHIFUアブレーションを可能にする。該カテーテルは前方視若しくは側方視の何れ

か又は両方のものとする事ができる。しかしながら、この構成は、電気生理学的介入治療の監視を意図するCMUTアプリータに関して提案されている。この構成は、ステアリング可能な経尿道CMUTカテーテルにとって一層困難になり得る超音波アプリータの正確な位置決めへの助けとなり得る。この構成は、可撓体／箔技術を用いて達成することができる。

【0029】

可撓体／箔技術は、上述して利点の多くを可能にする際のキーとなり得る。

10

【0030】

前立腺HIFUアブレーションに対するCMUTの潜在的な有益な使用は以下のように要約することができる。

1. 一層効率的かつ安全な治療を可能にする一層良好に定義された加熱プロファイルのための、改善されたビームプロファイル及び／又は電子ビームのステアリング。

2. 圧電結晶対CMUTの一般的利点：きり溝(kerf)が存在しない。即ち、2つのトランスジューサの間の距離は基本的にゼロである。この結果、ビーム品質が一層良好になり、サイドローブが少なくなる。

3. ビームプロファイルを更に改善し、非目標組織に侵襲しないようにすることを助けるための変形可能なカテーテル。トランスジューサに近い領域及び前立腺の境界に近い領域の両方のアブレーションに一層適したものとするために、治療の間に焦点距離を調整することができる。例えば可撓体／箔技術を用いて実現することができる。

20

4. CMUTカテーテルを可撓性又は部分的に可撓性のものとする事ができる。このことは、被験体に挿入するのが一層容易な受動的に可撓なカテーテルを作製するために用いることができる。この可撓性は、ステアリング可能なカテーテルが尿道を一層良好に辿ることも可能にし、かくして、当該CMUTカテーテルプローブの前立腺への挿入を一層容易にさせる。例えば、可撓体／箔技術を用いることによるものである。

5. 可撓性でステアリング可能なCMUTカテーテルは、膀胱からの前立腺の上部の超音波処理も可能にする。治療に対する該追加の自由度は、潜在的に非常に有益であり得る。例えば、可撓体／箔技術を用いることによるものである。

30

6. 当該トランスジューサは従来のトランスジューサと比較して一層効率的に熱を放散することができるので、尿道の加熱が低減される。シリコンダイの厚さは、周波数に影響を与えることなく変更することもでき、このことは、一層効率的に冷却することが可能な一層薄いダイが使用されることを可能にする。更に、プローブの加熱を更に一層低減するために、当該CMUT内のチャンネルの強制冷却も可能である。

7. 二次元フェーズドアレイ設計のビームステアリング能力と組み合わせられた場合の、トランスジューサの回転を冗長(最小)にさせるための、当該トランスジューサプローブの全360°の若しくは部分角度的な有効範囲(coverage)又は2面的(平面トランスジューサの上面及び底面)有効範囲。例えば、可撓体／箔技術を用いることにより実現することができる。

40

8. 前方視及び／又は側方視CMUTは、前立腺アブレーションのためのトランスジューサの正確な位置決めを補助することができる。

9. CMUTは従来の圧電複合材トランスジューサよりも安価であり無鉛であるので、経尿道、経直腸、経食道、経血管及び心臓内トランスジューサ等の侵入型トランスジューサとして好ましくさせるために使い捨て可能にする事ができる。

10. 例えばプローブ温度を制御するための、温度、圧力及び／又は流量センサ等の追加のセンサの容易な組み込み。

【0031】

一般的に、容量型微細加工超音波トランスジューサは、以下のように製造される。

一 自由懸垂膜体を作製するための犠牲エッチ方法。

50

- ー 典型的には300nmのギャップ（空洞の底部と膜体との間の垂直方向距離）。
- ー 典型的な膜体直径は50～300ミクロンであり、典型的な膜厚は1～2ミクロンである。
- ー 金属層及び犠牲材料は、典型的には400度の相対的に低い温度で堆積されるアルミニウム及びモリブデンの二重層である。利点：ステップカバレッジにとり良い傾斜した壁。
- ー Al/Moの典型的な厚さ：200/50nm。
- ー 誘電体層は低温PECVDによる酸化物/窒化物/酸化物（ONO）である。
- ー 焼き鈍し：T<400度。
- ー ONOの典型的な厚さ：50/150/50nm。
- ー エッチング法：乾式及び湿式エッチングの両方。
- ー 犠牲エッチの間に、所謂、臨界点乾式法を用いる。しかしながら、他の乾式エッチ法も利用可能である（XeF₂を用いる）。

10

【0032】

CMUTを製造する際の更なる考慮は、以下のことであろう。

- ー 直径、膜厚及びギャップ距離の特定の組み合わせを選択することにより、CMUTは事前崩壊状態となる。このことは、当該膜体が空洞の底部に永久的に接触することを意味する。事前崩壊型CMUTは従来のCMUTデバイスを越える利点を有している。即ち、ヒステリシスがなく、電子回路が容易で、性能が一層良好である。
- ー 低温工程及びCMOS製造プラントで通常に見付けられる材料（基本的に、アルミニウム及び窒化物）のみを用いて製造される。このことは、流れがCMOSの最終処理と互換的であり、従ってCMUTは同一のシリコンダイ上の他のセンサと組み合わせることができるか、又はCMUTを専用のASIC上に集積することさえできる。例は、（容量型）圧力センサ、流量若しくは温度センサ又は超音波マイクロビーム形成器である。
- ー CMUTダイ（ASICを伴う）を例えば50～100ミクロン又はそれ以下にさえ薄化するための種々のオプションが存在する。このことは、超音波特性（望ましくない表面波の抑圧）に対してのみならず、冷却に対しても有効である。
- ー CMUTを、（電氣的）保護のためにパリレンC等の生体適合性コーティングにより被覆することができる。

20

【0033】

CMUTはアブレーション過程を監視するために使用することもできる。即ち、RFアブレーション過程の超音波監視は既に実施されている。これは、超音波測定がアブレーションと組み合わされる「送受電子回路」を意味するであろう。

30

【0034】

CMUT及び概説される方法は、HIFU処置の案内及び温度測定のために磁気共鳴が使用されるか超音波が使用されるかには無関係に使用することができる。本発明は、監視手段が全く使用されなくても適用可能である。

【0035】

本発明の実施形態は、例えば限局性薬剤投与及び遺伝子治療のための拡張温熱治療（extended hyperthermia）等の非アブレーションHIFUにも使用することができる。しかしながら、これらの応用例は前立腺に対するものに関しては未だ（少なくとも広くは）報告されていない。

40

【0036】

本発明は、前立腺癌に対してのみならず、良性前立腺過形成及び熱的アブレーション、局所薬剤投与、局所遺伝子治療により潜在的に治療され得る全ての他の前立腺関係疾病に対しても使用することができる。

【0037】

本発明は、HIFUアブレーション又は温熱治療に使用される如何なる侵入型（interstitial）超音波アプリケーションに対しても有利に使用することができる。例えば、当該CMUTカテーテルは、穿刺孔を介して人体内に（レーザ、マイクロ波及びRFアプリケーション）

50

が現在挿入されるのと同様の方法で肝臓のアブレーションのために）、又はアブレーション若しくは温熱治療目的で如何なる他の開口内へ（例えば食道からの心臓アブレーション）も挿入することができる。

【0038】

当該CMUTカテーテルは、胆管、胃腸又は血管若しくは肺臓系内の如何なる場所の組織のHIFUアブレーションに使用することもできる。CMUTは、例えば静脈に挿入され、次いで当該可撓性トランスジューサプローブが目標組織に向かって機械的にステアリングされ得ることにより、これらの系内に挿入することができ、ナビゲーションされ得る（血管系及び胆管に対しては、挿入は恐らく経皮的であることを要する）。当該CMUTは、例えば、不整脈の治療のために心臓内又は経食道EPアブレーションに使用することができ、この利点は、当該CMUTカテーテルの小さな寸法により可能になる。これは「ビーコン」等の前記利点と組み合わせることができ、これにより、これら系内でのCMUTプローブの正確な位置特定又はナビゲーションを可能にし、このことは、これら系内の可能性のある目標の正確なアブレーションを可能にする。当該CMUTは、これらの系内の超音波画像化のために、又はアブレーション若しくは他の治療の監視のためにも使用することができる。もっとも、このことは少なくとも部分的に従来技術として既に開示されている。

10

【0039】

「医用画像データ」とは、ここでは、医用画像化スキャナを用いて取得された二次元又は三次元データと定義される。医用画像化スキャナとは、ここでは、患者の身体的構造に関する情報を取得し、二次元又は三次元医用画像データの集合を構築するように構成された装置と定義される。医用画像データは、医師による診断に有効な視覚化情報を構築するために使用することができる。この視覚化は、コンピュータを用いて実施することができる。

20

【0040】

磁気共鳴（MR）データとは、ここでは、磁気共鳴画像化スキャンの間の磁気共鳴装置による、原子スピンによって放出された電波周波数信号の記録測定情報であると定義される。磁気共鳴画像化（MRI）画像とは、ここでは、磁気共鳴画像化データ内に含まれる解剖学的データの再現された二次元又は三次元視覚化情報であると定義される。この視覚化は、コンピュータを用いて実行することができる。

30

【0041】

ここで使用される「コンピュータ読取可能な記憶媒体」とは、コンピュータ装置のプロセッサにより実行可能な命令を記憶することができる如何なる有形記憶媒体をも含む。該コンピュータ読取可能な記憶媒体は、コンピュータ読取可能な非一時的記憶媒体と称することができる。上記コンピュータ読取可能な記憶媒体は、有形コンピュータ読取可能な媒体と称することもできる。幾つかの実施形態において、コンピュータ読取可能な記憶媒体は、コンピュータ装置のプロセッサによりアクセスすることができるデータを記憶することもできる。コンピュータ読取可能な記憶媒体の例は、これらに限定されるものではないが、フロッピーディスク、磁気ハードディスクドライブ、固体ハードディスク、フラッシュメモリ、USBメモリ（USB thumb drive）、ランダムアクセスメモリ（RAM）メモリ、リードオンリメモリ（ROM）メモリ、光ディスク、光磁気ディスク及びプロセッサのレジスタファイルを含む。光ディスクの例は、コンパクトディスク（CD）及びデジタル汎用ディスク（DVD）、例えばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW又はDVD-Rディスクを含む。コンピュータ読取可能な記憶媒体なる用語は、ネットワーク又は通信リンクを介して当該コンピュータ装置によりアクセスすることが可能な種々のタイプの記録媒体も指す。例えば、データはモデムを介して、インターネット上で又はローカルエリアネットワークを介して取り出すことができる。

40

【0042】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ読取可能な記憶媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサに直接アクセス可能な如何なるメモリでもある

50

。コンピュータメモリの例は、これらに限定されるものではないが、RAMメモリ、レジスタ及びレジスタファイルを含む。

【0043】

「コンピュータストレージ」又は「ストレージ」は、コンピュータ読取可能な記憶媒体の一例である。コンピュータ記憶装置は、如何なる不揮発性コンピュータ読取可能な記憶媒体でもある。コンピュータストレージの例は、これらに限定されるものではないが、ハードディスクドライブ、USBメモリ、フロッピードライブ、スマートカード、DVD、CD-ROM及び固体ハードディスクを含む。幾つかの実施形態において、コンピュータストレージはコンピュータメモリとすることもでき、その逆も同様である。

【0044】

ここで使用される「コンピュータ装置」とは、プロセッサを有する如何なる装置をも含む。プロセッサは、プログラム又はマシン実行可能な命令を実行することができる電子部品である。「プロセッサ」を有するコンピュータ装置を参照する場合、2以上のプロセッサを可能性として含むと解釈されるべきである。コンピュータ装置なる用語は、各々がプロセッサを有するコンピュータ装置の集合又はネットワークを可能性として指すとも解釈されるべきである。多くのプログラムは、同一のコンピュータ装置内にあり得る、又は複数のコンピュータ装置にわたって分散され得る複数のプロセッサにより実行される命令を有する。

【0045】

ここで使用される「ユーザインターフェース」とは、ユーザ又は操作者がコンピュータ又はコンピュータシステムと対話するのを可能にするインターフェースである。ユーザインターフェースは、情報若しくはデータを操作者に供給し、及び／又は操作者から情報若しくはデータを受信することができる。ディスプレイ又はグラフィックユーザインターフェース上でのデータ又は情報の表示は、操作者への情報の供給の一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティングスティック、グラフィックタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカム、ヘッドセット、ギアスティック、ステアリングホイール、ペダル、ワイヤグローブ、ダンスパッド、リモコン及び加速度計を介してのデータの受信は、全て操作者からの情報又はデータの受信の例である。

【0046】

一態様において、本発明は遠端部及び基端部（近端部）を備えたシャフトを有するカテーテルを提供する。該遠端部は、目標区域を制御可能に加熱するための可調整焦点を備えた容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイを備える。該カテーテルは、更に、該容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイに該可調整焦点を制御するための電力を供給するためのコネクタを該基端部に備えている。容量型微細加工超音波トランスジューサの使用は、斯様なカテーテルにとって有利である。これは、容量型微細加工超音波トランスジューサは、従来の圧電トランスジューサよりも小さな寸法又は規模で構築することができるからである。このことは、このようなカテーテルのために、多数の容量型微細加工超音波トランスジューサを単一のカテーテル内に組み合わせることができることを意味する。このような多数のトランスジューサにより、この構成は、超音波が目標区域に向けられるような焦点合わせ又は制御を可能にする。このことは、幾つかの異なる方法で達成することができる。該容量型微細加工超音波トランスジューサは、超音波が目標区域に収束し、該目標区域を加熱するようにアライメントが変更されるように、物理的に焦点合わせをすることができる。

【0047】

他の実施形態において、前記可調整焦点は少なくとも部分的に機械的に調整される。幾つかの実施形態においては、複数のアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサが存在し、該可調整焦点は、斯かる容量型微細加工超音波トランスジューサの複数のアレイの間の相対位置を機械的に調整することにより少なくとも部分的に調整される。幾つかの実施形態において、該可調整焦点は、該少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを撓ませる又は曲げることににより少なくとも部分的に制御される。

10

20

30

40

50

【0048】

当該容量型微細加工超音波トランスジューサの他の実施形態においては、これらトランスジューサに供給される電力の位相及び／又は振幅が制御される。この構成は、前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサの電子的制御を可能にする。幾つかの実施形態においては、超音波の機械的及び電子的の両方の焦点合わせが存在する。

【0049】

他の実施形態において、前記可調整焦点は、前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサの電子的制御により少なくとも部分的に調整される。ここで使用される場合、電子的制御なる用語は、容量型微細加工超音波トランスジューサに供給される交流電力の位相及び／又は振幅の制御を含む。これは、特定のアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサに対する振幅及び／又は位相の制御を含むことができる。これは、容量型微細加工超音波トランスジューサの1つのアレイを形成する個々の容量型微細加工超音波トランスジューサに対する位相及び／又は振幅の制御を含むことができる。十分に多数の容量型微細加工超音波トランスジューサが使用される場合、前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサの焦点を移動（シフト）させることができる。このことは、トランスジューサに供給される交流電力の位相及び／又は振幅を制御することにより達成することができる。

【0050】

他の実施形態において、前記遠端部は前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを給電するための少なくとも1つの集積回路を有する。幾つかの実施形態においては、1つのアレイ又は複数のアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを給電するために2以上の集積回路を使用することができる。

【0051】

他の実施形態において、前記遠端部は、前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを給電すると共に前記可調整焦点の電子的制御を行うための少なくとも1つの集積回路を有する。当該カテーテルは、更に、上記少なくとも1つの集積回路と前記コネクタとの間にデータバスを有する。この実施形態は特に有利である。何故なら、もし数百の異なる容量型微細加工超音波トランスジューサが存在する場合、各トランスジューサに対して前記コネクタにつながるリード線を有することは現実的でないからである。このような構成は、該カテーテルを極端に大きくさせる。個々の容量型微細加工超音波トランスジューサを駆動することができる集積回路を使用することができるか、又は容量型微細加工超音波トランスジューサの複数の群又は複数のアレイを駆動するために集積回路を使用することができる。該集積回路には前記基端部におけるコネクタを介して外部から電力を供給することができ、該基端部には該集積回路に対して命令を送信又は受信するために使用されるデータラインも存在し得る。例えば、該カテーテルを用いて超音波処理を実行するための符号化された命令を該集積回路に送信することができる。幾つかの実施形態においては、電力ケーブル及びデータバスが一緒に組み込まれる。例えば、幾つかの実施形態ではDC電力を前記データバスに沿って供給することができる。より高い周波数のデータは、同一の配線に沿って送信することができる。

【0052】

他の実施形態において、前記少なくとも1つの集積回路は、目標区域を加熱しながら、該少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを用いて超音波画像化を実行するための回路を備える。超音波画像化は、幾つかの実施形態では、該超音波画像化は、該集積回路においてオンボードで実行することができる。他の実施形態では、容量型微細加工超音波トランスジューサから取得されたデータを前記データバスにより送出することができる。幾つかの実施形態では、超音波画像化を行う該回路は、単にデータ収集を行うためのものであり得る。超音波画像化を行う間に該カテーテルから取得されたデータの再構築又は解釈は、プロセッサ又はコンピュータシステムにより外部的に行なうことができる。幾つかの実施形態において、該超音波処理及び超音波画像化は同時に生じる

10

20

30

40

50

。幾つかの容量型微細加工超音波トランスジューサは上記超音波処理を実行するために第1周波数で駆動することができる一方、他の超音波トランスジューサは画像化を実行するために第2周波数で駆動することができる。このようにして、目標区域の画像化及び加熱又は超音波処理を同時に実行することができる。他の実施形態において、目標区域の画像化及び加熱は、これら2つを交互に行うことにより実行される。この実施形態は特に有利である。何故なら、超音波画像化を、目標区域の加熱の有効性を測定するために使用することができると共に、当カテーテルが何処を加熱するかを制御するためのアルゴリズムに対する入力として使用することもできるからである。

【0053】

他の実施形態において、前記遠端部は長さ方向に延びる部分（length extension）を有する。該遠端部は長さ方向に延びる部分（長さ部分）及び先端を有する。該先端は当該カテーテルの終端であり、前記シャフトに沿う軸は該先端の一部を通過する。該長さ部分は、該遠端部における該シャフトに沿う軸を囲む表面を形成する領域である。該長さ部分は、代わりに、当該遠端部の側面部又は側面領域として説明することもできる。容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイの少なくとも一部は、目標区域が上記長さ部分に隣接して配置されるように向けられる。言い換えると、少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサは、該カテーテルの側部の領域が加熱されるように向けられる。

【0054】

他の実施形態では、前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも幾つかが前記シャフトの周りに環状部（リング）を形成する。言い換えると、容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも幾つかは前記長さ部分を囲む経路又は回路を形成する。この構成は、カテーテルが、該カテーテルを囲む目標区域又は環状部を加熱することを可能にする。この構成は、当該カテーテルの周囲の360度の環状部内で同時に加熱するために使用することができると共に、該カテーテルが被験体内に挿入され、次いで何の方向に加熱するかを選択的に決定することも可能にする。例えば、該容量型微細加工超音波トランスジューサの一部のみに、電力を供給することができる。この構成は、該被験体の何の領域が加熱されるかを制御するために使用することができる。例えば、該カテーテルが被験体に挿入され、次いで該カテーテルが加熱する方向が電子的に制御されるようにすることができる。この構成は、特定の領域を加熱するために該カテーテルを機械的に回転させる必要性をなくす。該超音波放射の横方向送出の能力は、該カテーテルの遠端部の周りの広い角度範囲を、該カテーテルの移動又は回転の必要性無しで照射することができるようになる。該横方向送出のフィーチャは、該容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイの可撓性とは独立に機能する。

【0055】

他の実施形態において、前記容量型微細加工超音波トランスジューサの少なくとも1つのアレイの少なくとも一部は可撓性である。この特定の実施形態において、該容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイは可撓性材料上に形成される。この構成は、該カテーテルを被験体内に一層容易に挿入することができるので、極めて有利である。この構成は、発生された超音波エネルギーを目標区域に位置する焦点に機械的に焦点合わせするために、機械系により当該カテーテルを曲げ又は撓ませることも可能にする。

【0056】

他の実施形態において、該カテーテルは、少なくとも2つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを備える。該カテーテルは、更に、前記少なくとも2つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサの間に可撓性エレメントを有する。この実施形態は、該カテーテルを可撓性にさせるので有利である。カテーテルは可撓性であるので、多数の容量型微細加工超音波トランスジューサを該カテーテルに組み込むことができる。カテーテルが過度に剛性である場合、幾つかの状況では該カテーテルを被験体に挿入することができないであろう。更なる利点は、前記可撓性エレメントを含めることが、前記少なくとも2つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサが超音波を異なる方向に向

けることを可能にするということである。この構成は、該少なくとも2つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを相対的に駆動するための機械式システムの使用を可能にする。この構成は、目標区域の加熱を制御するための可調整焦点を、機械的に手段を介して可能にし得る。

【0057】

他の実施形態において、該カテーテルは、前記遠端部を曲げることにより前記可調整焦点を少なくとも部分的に調整するための機械式アクチュエータを備える。この実施形態は、該カテーテルが可撓性エレメントを間に備えた少なくとも2つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを備えた実施形態に、及び該容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイが可撓性である実施形態に適用することができる。この実施形態は、可撓性エレメントが存在する場合、及び容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイが可撓性である場合にも当てはまる。この実施形態は、前記機械式アクチュエータの使用が前記可調整焦点の調整を可能にする故に、特に有利である。

10

【0058】

他の実施形態において、前記コネクタは前記基端部に流体冷却用注入口 (fluid cooling inlet) を備える。前記カテーテルは、該流体冷却用注入口から前記遠端部に冷却流体を供給するように構成される。幾つかの実施形態において、該冷却流体は該カテーテルから流出する。他の実施形態では、加熱された冷却流体を該コネクタに戻すためにチューブが使用される。この実施形態は、該冷却流体を前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサが被験体内に組織損傷を生じさせ得るような点まで加熱することを防止するために使用することができるので、特に有利である。例えば、前立腺を超音波処理する場合、尿道を過度に加熱することは結果として失禁を生じさせ得る。冷却流体の使用は、これを防止することができる。冷却流体を使用することは、容量型微細加工超音波トランスジューサが一層高い電力レートで使用されることも可能にする。

20

【0059】

他の実施形態において、該カテーテルは、前記遠端部における冷却流体圧を測定するための圧力センサを更に有する。この実施形態は、該圧力センサを上記遠端部における冷却流体の流量を測定するために使用できると共に、該冷却流体が過度に高い圧力を生じさせないことを保証するために使用することもできる故に、有利であり得る。例えば、上記冷却流体が当該カテーテルの先端から流出する場合、該冷却流体により被験体内に過度に高い圧力が発生されないことを保証することが有利であろう。

30

【0060】

他の実施形態において、該カテーテルは冷却流体の流量を測定するための流量センサを更に備える。この実施形態は、正に前記先端における冷却流体の流量を測定できると共に、冷却が適切に機能していることを保証するために使用することができる故に有利である。

【0061】

他の実施形態において、該カテーテルは、圧力センサ及び流量センサの両方を更に備える。流量センサが該カテーテルに組み込まれる場合、該センサは前記先端に又は前記シャフト内に組み込むことができる。

40

【0062】

他の実施形態において、該カテーテルは温度センサを更に備える。該カテーテルには、1以上の温度センサを組み込むことができる。冷却流体が使用される場合、該冷却流体のための注入口及び流出口における温度センサを、該カテーテルにおいて放散された熱を測定するために使用することができる。この熱放散の測定値は、測定し、制御することができる。制御は、外部のコンピュータ若しくは制御システムにより、又は当該カテーテルに組み込まれた集積回路若しくはコントローラにより行うことができる。

【0063】

他の実施形態において、該カテーテルは前記遠端部の温度を監視するための温度センサを更に有する。この実施形態は、前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波ト

50

ランスジューサの近傍における温度を直接測定することができる故に、特に有利である。この構成は、被験体が当該超音波トランスジューサによりもたらされる過度に高い温度により損傷され又は傷付けられないことを保証するために使用することができる。該温度センサは該遠端部に組み込まれる別個のセンサとすることができる。他の実施形態では、該温度センサは、当該容量型微細加工超音波トランスジューサが作り込まれるのと同じ基板内に直接組み込むことができる。例えば、サーミスタを、当該容量型微細加工超音波トランスジューサの製造の間に使用された製造工程に直接組み込むことができる。このような実施形態は、複数の温度センサを該超音波トランスジューサが配置される領域に直接組み込むことができる故に、有利である。この構成は、更に、該超音波トランスジューサの一つの領域でさえ過熱状態にならないことを保証する。

10

【0064】

上述したセンサの何れの場合でも、該センサは幾つかの実施形態では集積回路に接続することができる。この場合、該集積回路と前記コネクタとの間にある如何なるデータバスも、センサから取得されたデータを中継するために使用することができる。

【0065】

他の実施形態において、前記シャフトは前記遠端部をステアリングするための機械式ステアリング装置を有する。この実施形態は、該カテーテルに該機械式ステアリング装置を介して位置が調整されるのを可能にする機械式システムを組み込むことができる故に、有利である。該機械式ステアリング装置は、例えば、該遠端部の当該位置を捻るための及び／又は特定の方向への曲げ又は撓みのためのエレメントを含むことができる。これは、当該カテーテルが旋回軸を含むことができ、該カテーテルの剛性エレメント又は半剛性エレメントを連結する1以上の可撓性エレメントが存在するからである。この場合、該機械式ステアリング装置を用いて該遠端部を操作すると共に該遠端部をステアリングするためにケーブル又は細いワイヤの系を使用することができる。

20

【0066】

他の実施形態において、前記容量型微細加工超音波トランスジューサは事前崩壊型容量型微細加工超音波トランスジューサである。

【0067】

他の態様において、本発明は画像化区域から医用画像データを取得するための医用画像化システムを提供する。該医用画像化システムは、本発明の一実施形態によるカテーテルの前記コネクタに接続するためのカテーテルインターフェースを備える。この医用画像化システムは、更に、該医用画像化システムを制御すると共に該カテーテルの可調整焦点を制御するためのプロセッサを備える。該医用画像化システムは、更に、該プロセッサにより実行するためのマシン実行可能な命令を含むメモリを備える。該命令の実行は、該プロセッサに、該医用画像化システムを制御することにより医用画像データを取得させる。該命令の実行は、更に、該プロセッサに、該カテーテルの遠端部の位置を該医用画像データに登録（register）させる。該命令の実行は、更に、該プロセッサに、該遠端部における登録された位置に従って焦点制御信号を発生させる。該命令の実行は、更に、該プロセッサに、焦点を該カテーテルインターフェースを用いて該焦点制御信号に従い制御させる。

30

【0068】

前記医用画像化システムは、種々の異なるタイプのシステムの1つとすることができる。例えば、該医用画像化システムは、磁気共鳴画像化システムとすることができる。該医用画像化システムは、コンピュータ断層撮影又はCTシステムでもありえる。該医用画像化システムは、診断用超音波システムとすることもできる。位置登録の形態は、特定の医用画像化システムから取得された医用画像データのタイプに依存し得る。幾つかの実施形態において、医用画像データに当該カテーテルの遠端部の位置を登録するステップは、該医用画像データから医用画像を再構築し、次いで該医用画像に当該位置を登録するステップを有し得る。この場合、該医用画像データに該カテーテルの遠端部の位置を登録するために、標準の画像認識又は表示技術を用いることができる。この実施形態は、該医用画像データを該カテーテルによる目標区域の加熱をガイドするために使用することができる故に

40

50

、特に有利である。前記カテーテルインターフェースは、該カテーテルが機能するよう電力を供給することができる。更に、前記プロセッサは、前記可調整焦点が該プロセッサにより制御されるように、制御信号を送出し又は前記カテーテルインターフェースを制御することができるものとすることができる。

【0069】

一例として、少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサがシャフトの周りにリングを形成するようなカテーテルが、被験体に挿入され得る。医用画像データは、特定の治療を実行すべく該容量型微細加工超音波トランスジューサのうちの何れが駆動されるかを決定するために、用いられ得る。

【0070】

他の実施形態において、前記医用画像化システムは磁気共鳴画像化システムである。

【0071】

他の実施形態において、前記医用画像化システムはコンピュータ断層撮影システムである。

【0072】

他の実施形態において、前記医用画像化システムは診断用超音波システムである。

【0073】

他の実施形態において、前記命令は、更に、前記プロセッサに前記医用画像データに従って被験体の目標区域を登録(register)させる。該目標区域を登録させるステップは、該医用画像データから1以上の医用画像を再構築するステップを含むことができる。該目標区域は、既知の画像表示技術を用いて登録することができる。例えば、特定の解剖学的目印を該医療データ若しくは医用画像データで見付けることができるか、又は変形可能な形状のモデル等のモデルを上記医用画像データ若しくは医用画像に適合させることができる。該命令は、更に、該プロセッサに、前記焦点を該目標区域が前記少なくとも1つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサを用いて加熱されるように制御するための焦点制御信号を発生させる。この実施形態は、該医用画像化システムにより特定の目標区域が選択され狙われるので、有利である。幾つかの実施形態においては、事前に目標区域を指定するために治療計画又は他の計画データを用いることができる。

【0074】

他の実施形態において、前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに、前記医用画像化システムを用いて熱画像データを収集させる。ここで用いられる熱画像データとは、被験体の異なる解剖学的部位の温度を測定又は推定するために使用することができる医用画像データを含むものである。該熱画像データは、該医用画像データと同一であるか又は異なることができる。幾つかの医用画像化方式の場合、該熱画像データと該医用画像データとは同一であり得る。他のものでは、該医用画像データは解剖学的データを含むことができる一方、該熱画像データは温度マップを構築するために有用なデータを主に含み得る。該命令の実行は、更に、該プロセッサに該熱画像データを用いて温度マップを再生させる。ここで用いられる温度マップとは、位置固有の温度又は温度の記述を含むものである。例えば、温度マップは異なる解剖学的部位の温度を示すために他の医用画像上に重畳させることができる。前記焦点制御信号は、該温度マップに従って発生される。即ち、該焦点制御信号は該熱画像データ及び／又は医用画像データを用いて発生することができる。従って、該焦点制御信号は、被験体の内部の生体構造及び／又は異なる解剖学的部位の温度を考慮に入れるために使用することができる。この構成は、例えば、特定の解剖学的部位が特定の閾温度より高く加熱され、所定の時間にわたり其処に保持されることを保証するために使用することができる。この構成は、細胞の壊死を引き起こすために有効であり得ると共に、感熱性の薬剤又は造影剤を活性化するためにも有効であり得る。

【0075】

被験体の温度は、磁気共鳴温度測定法を用いて測定することができる。磁気共鳴温度測定法においては、磁気共鳴温度測定データが収集される。幾つかの実施形態では、磁気共鳴温度測定データは熱画像データである。磁気共鳴温度測定データとは、ここでは、磁気

10

20

30

40

50

共鳴画像化スキンの間における磁気共鳴装置のアンテナによる原子スピンにより放出される電波周波数信号の、磁気共鳴温度測定法に使用することができる情報を含む記録測定値であると定義される。磁気共鳴温度測定法は、温度感知性パラメータの変化を測定することにより機能する。磁気共鳴温度測定の間測定することができるパラメータの例は、陽子共鳴周波数シフト、拡散係数、又は T_1 及び／又は T_2 緩和時間の変化であり、これらは磁気共鳴を用いて温度を測定するために使用することができる。陽子共鳴周波数シフトは温度依存性のものである。何故なら、個々の陽子、水素原子が受ける磁場は、周囲の分子構造に依存するからである。温度の上昇は、温度が水素結合に影響を与えることにより分子スクリーニングを減少させる。この結果、陽子共鳴周波数の温度依存性が生じる。

【0076】

10

コンピュータ断層撮影法も、被験体の温度を決定するために使用することができる。従って熱画像データを取得するために使用することができる。コンピュータ断層撮影法は、例えば、或る領域のハウズフィールド単位の変化を検出するために使用することができる。これは、温度に相関させることができる。例えば、加熱された領域は、当該画像における低密度区域として識別することができる。キャビテーションにより発生される泡も、コンピュータ断層撮影法を用いて検出することができる。

【0077】

超音波も、温度を決定すると共に熱画像データを取得するために有効であり得る。これは、幾つかの方法で実現することができる。例えば、超音波は、組織の温度膨張及び音速の変化によるエコーのシフト、減衰係数の変化、及び／又は組織の不均質部からの後方散乱エネルギーの変化を測定することにより温度を決定するために使用することができる。

20

【0078】

他の態様において、本発明は、画像化区域から医用画像データを取得するために医用画像化システムのプロセッサにより実行されるマシン実行可能な命令を有するコンピュータプログラム製品も提供する。該医用画像化システムは、本発明の実施形態によるカテーテルの前記コネクタに接続するためのカテーテルインターフェースを有する。前記命令の実行は、前記プロセッサに、該医用画像化システムにおいて医用画像データを取得させる。該命令の実行は、更に、該プロセッサに、該カテーテルの遠端部の位置を上記医用画像データに記録させる。該命令の実行は、更に、該プロセッサに、該遠端部の記録された位置に従って焦点制御信号を発生させる。該命令の実行は、更に、該プロセッサに、該カテーテルインターフェースを用いて上記焦点制御信号に従って焦点を制御させる。

30

【0079】

コンピュータプログラム製品は、コンピュータ読取可能な記憶媒体も提供する。該コンピュータプログラム製品又はマシン実行可能な命令は、コンピュータ読取可能な媒体上に記憶することができる。

【0080】

他の態様において、本発明は、画像化区域から医用画像データを取得する医用画像化システムを動作させる方法を提供する。該医用画像化システムは、本発明の実施形態によるカテーテルのコネクタに接続するためのカテーテルインターフェースを有する。該方法は、該医用画像化システムを用いて医用画像データを取得するステップを有する。該方法は、該カテーテルの遠端部の位置を該医用画像データに記録 (register) させるステップも有する。該方法は、更に、該遠端部の記録された位置に従って焦点制御信号を発生させるステップを有する。該方法は、更に、該カテーテルインターフェースを用いて該焦点制御信号に従って焦点を制御するステップを有する。

40

【0081】

同様にして、該方法は、コンピュータシステム又はプロセッサにより実施することができる。従って、本発明はコンピュータにより実施される方法も提供する。

【図面の簡単な説明】

【0082】

【図1】 図1は、本発明の一実施形態による方法を説明したフローチャートを示す。

50

【図 2】図 2 は、本発明の他の実施形態による方法を説明したフローチャートを示す。

【図 3】図 3 は、本発明の一実施形態によるカテーテルを示す。

【図 4】図 4 は、幾つかのタイプの容量型微細加工超音波トランスジューサアレイを従来の圧電トランスジューサと比較する。

【図 5 A】図 5 A は、本発明の他の実施形態によるカテーテルを示す。

【図 5 B】図 5 B は、本発明の他の実施形態によるカテーテルを示す。

【図 6 A】図 6 A は、本発明の他の実施形態によるカテーテルを示す。

【図 6 B】図 6 B は、本発明の他の実施形態によるカテーテルを示す。

【図 7】図 7 は、本発明の他の実施形態によるカテーテルを示す。

【図 8】図 8 は、本発明の他の実施形態によるカテーテルを示す。

10

【図 9】図 9 は、本発明の他の実施形態によるカテーテルを示す。

【図 10】図 10 は、本発明の他の実施形態によるカテーテルを示す。

【図 11】図 11 は、本発明の他の実施形態によるカテーテルを示す。

【図 12】図 12 は、本発明の一実施形態による医用画像化システムを示す。

【図 13】図 13 は、本発明の他の実施形態による医用画像化システムを示す。

【発明を実施するための形態】

【0083】

以下、本発明の好ましい実施形態を、例示のみとして、図面を参照して説明する。

【0084】

尚、これらの図における同様の符号の要素は、等価な要素であるか又は同一の機能を果たすものである。また、先に説明された要素は、該機能が等価であれば、後の図では必ずしも説明されるものではない。

20

【0085】

図 1 は、本発明の一実施形態による方法を説明したフローチャートを示す。ステップ 100 において、医用画像データが取得される。ステップ 102 において、該カテーテルの遠端部の位置が上記医用画像データに登録される。該カテーテルの遠端部は、画像認識技術を用いて認識することができる。例えば、カテーテルの一部は被験体の外部で認識することができ、該カテーテルは特定の医用画像化方式では特定の外観を有し得る。例えば、カテーテルは特定の医用画像化方式において特に高い又は低いコントラストを持つ材料から形成され得る。カテーテルは、医用画像データにおいて容易に識別することができるような形状を有し又は領域を含み得る。ステップ 102 は、該医用画像データを 1 以上の医用画像に再構築するステップを有することもできる。この場合、当該位置は該医用画像内に登録され得る。

30

【0086】

画像登録が実行されない場合、該医用画像化システムの画像化方式により容易に認識されるマーカ又は識別子を用いた該遠端部の位置の認識法を使用することができる。例えば、該画像化方式が超音波である場合、該遠端部は識別のための超音波ビーコンを有することができる。磁気共鳴画像化の場合、該遠端部の位置を認識するために、磁気共鳴データの取得の間に励起される共振 RF コイルを用いることができる。

【0087】

40

次に、ステップ 104 では、該遠端部の登録された位置に従って焦点制御信号が生成される。次に、ステップ 106 において、カテーテルインターフェースを用い、該焦点制御信号に従って焦点が制御される。このステップは、幾つかの異なる形態をとることができる。該カテーテルインターフェースを直接焦点合わせする機械系が存在する場合、該焦点制御信号は、該インターフェースに該カテーテルにおける焦点の機械的側面を制御する部分を駆動させることができる。個々の容量型微細加工超音波トランスジューサが該インターフェースにより制御される場合は、該焦点制御信号は、これら微細加工超音波トランスジューサに供給されるパワーを制御するための命令を有し得る。少なくとも 1 つのアレイの容量型微細加工超音波トランスジューサが集積回路により駆動される場合は、該焦点制御信号は、データベースを介して該集積回路に供給される命令を単に含めばよい。

50

【0088】

図2は、本発明の他の実施形態による方法を説明したフローチャートを示す。ステップ200において、医用画像データが取得される。ステップ202において、熱画像データが取得される。幾つかの実施形態においては、医用画像データ及び熱画像データは同時に取得することができるか、又は同一のデータから再生される。ステップ204において、該カテーテルの遠端部の配置が、該医用画像データに登録される。前述したように、ステップ204は該医用画像データから医用画像を再構築する動作を含むこともできる。ステップ206では、医用画像データに目標区域が登録される。該目標区域は、幾つかの実施形態では、初期的に治療計画で識別されるか、又は該医用画像システムに供給される計画データで識別される。ステップ208において、該熱画像データから温度マップが再生される。ステップ210において、該遠端部の登録された位置、登録された目標区域及び温度マップに従って焦点制御信号が生成される。ステップ212において、該焦点制御信号に従い、カテーテルインターフェースを用いて焦点が制御される。当該フローチャートには、ブロック212からブロック200に進む矢印が存在する。この矢印は、当該方法のこれらステップが繰り返し実行され得ることを示している。例えば、目標区域を加熱する過程の間に、被験体が移動し得るか、又は被験体の目標区域及び該目標区域を囲む部分の温度を監視する必要性が存在し得る。加熱の間に測定される温度マップは、加熱の所定の閾レベルを越えない所定の加熱量を保証するために、治療の閉ループフィードバックのために使用することができる。ステップ200～212の全ステップがループ内にあるように図示されているが、幾つかの実施形態では、これらステップの全てが各ループで実行され得るとは限らない。例えば、被験体が動いていない場合、各ループの間に熱画像データのみを繰り返し取得することが望ましいであろう。同様に、目標区域の温度は急速に変化してはいないが、被験体の内部の動き又は外部の動きが存在する場合、熱画像データよりも医用画像データを一層頻繁に取得することが有益であろう。最後に、目標区域の加熱が完了した後に、本方法はステップ214で終了する。

【0089】

図3は、本発明の一実施形態によるカテーテル304の上面図300及び側面図302を示す。図3に示される例では、当該カテーテルの遠端部のみが図示されている。この設計においては、容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイ308を備えた平面306が存在する。この例では、10個のアレイ308が存在する。下側の図302では、上面図300で示されたアレイ308の全てが示されていることはない。この実施形態において、上記アレイ308の各々は個別の電気ケーブル310に接続されている。

【0090】

図4には、従来の圧電素子400が示されている。圧電素子400の隣には、容量型微細加工超音波トランスジューサの2つのアレイ402、404がある。圧電素子400は、該素子400を駆動するための2つの電気接続部406を有している。

【0091】

容量型微細加工超音波トランスジューサアレイ402は、第1の電気接続部408及び第2の電気接続部410を有している。アレイ402は、圧電素子400が機能すると同様の態様で単一のトランスジューサ素子として機能するように配線されている。このことは、どのようにしてアレイ402を圧電素子400全体の置換物として使用することができるかを示している。図412は、アレイ402の引き延ばし（拡大図）を示している。個々の容量型微細加工超音波トランスジューサ414を見ることができる。これらトランスジューサ414の各々が第1電気接続部408及び第2電気接続部410に接続されていることが分かる。容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイ404は、複数の直線状のアレイとして配列されている。各行のトランスジューサに対して、第1電気接続部416及び第2電気接続部418の組が存在する。図420は、アレイ404の拡大図である。個々の容量型微細加工超音波トランスジューサ422が、第1電気接続部424及び第2電気接続部426に接続されているように示されている。これら電気接続部424及び426は、上記第1電気接続部416及び第2電気接続部418の組から選択され

ている。

【0092】

容量型微細加工超音波トランスジューサを大きなブロックのアレイ又は直線状アレイへと配線することに加えて、個々の微細加工超音波トランスジューサは自身の駆動源により個別に駆動することもできる。

【0093】

図5A及び5Bは、容量型微細加工超音波トランスジューサを冷却する一方法を図示している。図5Aでは、容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイが組み込まれた基板500が存在する。この基板は基板502上に形成されている。基板502は、例えばシリコン基板であり得る。この基板の下において、矢印504は上記アレイを備えた基板500を冷却するための流体の流れのためのチャンネルを示している。上記基板500及び502から当該冷却流体への熱エネルギーの伝達を促進するフィン506が存在する。容量型微細加工超音波トランスジューサにより発生される周波数は該トランスジューサの厚さとは無関係であり、これは圧電トランスジューサとは対照的である。このように、非常に低い周波数の容量型微細加工超音波トランスジューサは、同等の圧電結晶と比較して非常に薄くすることができる。距離510は、容量型微細加工超音波トランスジューサ500と基板502との組み合わせた厚さである。

【0094】

図5Bは、このようなエレメントの変更された製造方法を示す。図5Bでは、容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイの基板512が存在する。該アレイを備えた基板512は、基板514上に載置される。基板514はまた、シリコンから形成することができる。基板514内には、該基板内に微細加工されたマイクロチャンネル516が存在する。矢印518は、これらマイクロチャンネル516を経る流体の流れの方向を示している。

【0095】

図6A及び6Bは、本発明の一実施形態によるカテーテルの両面遠端部を示す。図6Aは構造を示し、図6Bは組み立てられた部品を示す。この例では、他の第1基板602に取り付けられた、容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイを備えた第1基板600を有する上側半部が存在する。第1基板602もシリコンから形成することができる。第2基板606上には、容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイを備えた第2基板604が存在する。第2基板606はシリコンから形成することができる。基板602及び606には、切除形成されたチャンネル608が存在する。これらチャンネルは、例えば、化学又はプラズマエッチング等の標準のシリコン微細加工を用いて切除することができる。基板602及び606は、BCB等の適切な接着剤を用いて一緒に接着することができる。図6Bでは、上記2つの半部は組み合わされている。図6Bに追加して示されているのは、基板600の表面上に図示された温度センサ610及び上記チャンネル608の1つにおける流量又は圧力を測定する流量又は圧力センサ612である。

【0096】

図7は、本発明の一実施形態によるカテーテルの遠端部700を示す。この実施形態では、前方視環状（リング状）アレイ702が存在する。即ち、孔708を囲む容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイが存在する。環状アレイ702の背後には、側方視アレイ704のパネルが存在する。これらのアレイ704は当該カテーテルのシャフトの周りにリングを形成している。この図には、種々の電気接続部706も示されている。前方視環状アレイ702は、三次元画像化を行う等の処理のために使用することができる。側方視アレイ704は、超音波アブレーション及び監視のために使用することができる。個々の容量型微細加工超音波トランスジューサは、超音波アブレーションの間におけるビームステアリングのために使用することができる。この実施形態の利点は、当該カテーテルを機械的に回転する必要性がない又は最小限の必要性しかないということである。孔708は、追加の器具のために又は注水のために使用することができる。図7に示される実施形態は複数の方向に焦点合わせを行うことができるので、前立腺のアブレーション等の

処理のために当該プローブの全360度を同時に実行することができる。この結果、治療時間が短くなり、従って費用も減少する。

【0097】

図8は、焦点が機械的に調整されるカテーテル800を示す。該カテーテルは、容量型微細加工超音波トランスジューサの複数のアレイ802を有している。この実施形態におけるアレイは、可撓性とすることができるか、又は剛性とすることもできる。アレイ802の各々の間に示されるものは、可撓性エレメント803である。ライン804は、アレイ802により発生される超音波の概略経路を辿っている。超音波804は目標区域806に集中している。アレイ802の全ては、カテーテル800のシャフト810の遠端部808上に配置されている。遠端部808には湾曲部（curvature）が存在している。この湾曲部は、アレイ802の集合に超音波を目標区域806に焦点合わせさせる。このような配置は、機械的に調整することができる。例えば、当該カテーテル内には、シャフト810に固定的に又は半固定的に取り付けられたチューブ812を配置することができる。チューブ812内には、ケーブル814が存在し得る。該ケーブルは、チューブ812から上方にカテーテル800の遠端部808を介して延びることができる。遠端部808は、例えば、弾性材料を有することができるか、又は事前に応力を付与され（プレストレスされ）得る。このことは、遠端部808の自然な曲がりを生じさせる。当該ケーブルが引っ張られ又は方向816に移動された場合、この操作はケーブル814を短縮させ、これは遠端部808を真っ直ぐにさせる。このことは、カテーテル800の焦点を変化させる。ケーブル814は連結を操作するために使用することもできる。このカテーテルの機械的調整は、幾つかの実施形態では、該カテーテルを能動的にステアリングし又はガイドするために使用することができる。言い換えると、該焦点のための機械的調整は、上記遠端部の位置を機械的に調整するために使用することもできる。

【0098】

図9は、前立腺902を治療するために使用されている、本発明の一実施形態によるカテーテル900を示す。カテーテル900は、尿道を介して膀胱904内に挿入されている。この実施形態において、カテーテル900の遠端部906は容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイ907を有している。遠端部906を曲げる機械式アクチュエータ908が存在する。機械式アクチュエータ908を制御するためのケーブル910も存在する。図9に図示された実施形態は、カテーテル900を膀胱に挿入することができ、次いで上記機械式アクチュエータ908が、前立腺902を超音波処理することができるように容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイ907を位置決めするために使用されるので、有利であることが分かる。この実施形態の利点は、カテーテル900が、膀胱からの前立腺の超音波処理を可能にすることができるということである。膀胱における付加的な機械的自由度は、当該カテーテルを効率的に位置決めする助けとなり得ると共に、健康な組織を損傷させる危険性を低減することができる。

【0099】

図10は、本発明の一実施形態によるカテーテルの他の実施形態1000を示す。カテーテル1000は、遠端部1004と基端部1006とを備えたシャフト1002を有している。遠端部1004には、容量型微細加工超音波トランスジューサの複数のアレイ1008が存在する。これらアレイ1008の各々は、基端部1006におけるコネクタ1012への自身の電気接続部1010を有している。電力が供給された場合、アレイ1008は、シャフト1002に隣接する又は該シャフトの横の目標区域1004に超音波エネルギーを供給する。

【0100】

図11は、本発明の一実施形態によるカテーテルの他の実施形態1100を示す。図11に示される実施形態は図10に示されるものと非常に類似しているが、幾つかのフィーチャが追加されている。この実施形態において、個々のアレイ1008は、コネクタ1012に直接接続される代わりに、集積回路1102に接続されている。集積回路1102は、電力及びデータの両方を供給する接続部として機能するデータバス1010'により

コネクタ１０１２に接続される。データバス１０１０'を介して、集積回路１１０２は、個々のアレイ１００８を如何に駆動するかを命令を受信する。集積回路１１０２は、遠端部１００４の先端における圧力又は流量センサ１１０４に接続されているようにも図示されている。また、集積回路１１０２は、アレイ１００８の間に取り付けられた温度センサ１１０６に接続されているようにも図示されている。実施形態に応じて、アレイ１００８及び集積回路１１０２は、アブレーションのため及び／又は超音波診断を実行するために使用することができる。幾つかの実施形態において、アレイ１００８のうちの幾つかはアブレーションを実行するために使用することができ、幾つかのものは同時に超音波診断を実行するために使用することができる。コネクタ１０１２には、冷却流体注入口１１０８も存在する。冷却流体注入口１１０８はチューブ１１１０に接続され、該チューブは遠端部１００４を底脚するために該遠端部まで冷却流体を輸送するようになっている。遠端部１００４の先端には、流出口１１１２が存在する。遠端部１００４は密閉材１１１４により閉じられているので、チューブ２０１０内で到来する冷却水又は冷却流体は該流出口１１１２を介して放出される。他の実施形態では、戻りチューブ及びコネクタ１０１２における冷却流体流出口が存在し得る。

10

【０１０１】

図１２は、本発明の一実施形態による医用画像化システムの一実施形態１２００を示す。この図における医用画像化システムは多くの異なるタイプの医用画像化システムを代表することができる。例えば、医用画像化システムは、磁気共鳴画像化システム、コンピュータ断層撮影システム又は超音波診断システムであり得る。医用画像化システム１２００は、医用画像化区域１２０２において医用画像化を実行するように構成されている。医用画像化システム１２００は、カテーテルインターフェース１２０４も有している。図に示されるように、カテーテル１２０６は、カテーテルのコネクタを介してカテーテルインターフェース１２０４に接続される。カテーテル１２０６は被験体１２０７に挿入されている。遠端部１２０８は、画像化区域１２０２内にある。カテーテル１２０６により加熱された目標区域１２１０も、画像化区域１２０２内に示されている。医用画像化システム１２００及びカテーテルインターフェース１２０４は、共に、コンピュータシステム１２１４のハードウェアインターフェース１２１２に接続されるように示されている。該コンピュータシステムは、更に、マシン実行可能な命令を実行するためのプロセッサ１２１６を有している。該プロセッサは、ハードウェアインターフェース１２１２及びユーザインターフェース１２１８に接続されるように示されている。ハードウェアインターフェース１２１２は、プロセッサ１２１６が医用画像化システム１２００及びカテーテルインターフェース１２０４の機能を制御することを可能にする。プロセッサ１２１６は、コンピュータ記憶部１２２０及びコンピュータメモリ１２２２に接続されるように図示されている。

20

30

【０１０２】

コンピュータストレージ１２２０は、治療計画１２２４を含んでいるものとして示されている。該治療計画は、目標区域１２１０を治療するための詳細な命令を含むことができる。該治療計画は、後に目標区域１２１０及び／又は遠端部１２０８の位置を登録する際に使用される解剖学的目印を含むこともできる。コンピュータストレージ１２２０は、更に、画像化区域１２０２から取得された医用画像データ１２２６を含むようにも示されている。コンピュータストレージ１２２０は、更に、医用画像データ１２２６から再生された医用画像１２２８を含むようにも示されている。コンピュータストレージ１２２０は、更に、焦点制御信号１２３０を含むようにも示されている。焦点制御信号１２３０は、プロセッサ１２１６がカテーテルインターフェース１２０４を介してカテーテル１２０６を制御するために使用することができる信号を含む。また、コンピュータストレージ１２２０内には、遠端部の位置１２３２及び目標区域の位置１２３４も存在する。これら位置１２３２、１２３４の両者は、医用画像１２２８を登録することにより決定されている。コンピュータストレージ１２２０は、更に、温度マップ１２３８を含むように図示されている。温度マップ１２３８は、これもコンピュータストレージ１２２０に記憶される熱画像化データ１２３６から再生されたものである。

40

50

【0103】

コンピュータメモリ1222は、医用画像化システム1200を動作させるためのマシン実行可能な命令を含むように図示されている。コンピュータメモリ1222に含まれる該命令は、コンピュータストレージ1220にも記憶することができる。コンピュータメモリ1222は、制御モジュール1240を含むものとして示されている。制御モジュール1240は、医用画像化システム1200の機能及び動作を制御するためのマシン実行可能な命令を含んでいる。コンピュータメモリ1222は、更に、画像再生モジュール1242を含むものとして示されている。画像再生モジュール1242は、医用画像データ1226から医用画像1228を再生するために使用することが可能なオプション的なモジュールである。コンピュータメモリ1222は、更に、温度マッピングモジュール1244を含むものとして示されている。温度マッピングモジュール1244は、熱画像化データ1236から温度マップ1238を再生するためのマシン実行可能な命令を含む。コンピュータメモリ1222は、焦点制御信号発生モジュール1246を更に含むものとして示されている。焦点制御信号発生モジュール1246は、焦点制御信号1230を発生するために使用される。該焦点制御信号発生モジュールは、焦点制御信号1230を発生するために、治療計画1224、遠端部の位置1232、目標区域の位置1234、温度マップ、又はこれらの組み合わせを使用することができる。

10

【0104】

このような医用画像化システム1200を使用する際に、医師はカテーテル1206を被験体1207に挿入するであろう。被験体1207は、目標区域1210が画像化区域1202内となるように配置される。次いで、該画像化システム1200は遠端部1208の位置及び目標区域1210を識別することができるようになる。カテーテル1206の焦点は調整可能なものであるので、プロセッサ1216は、カテーテルインターフェース1204に対して、目標区域1210がカテーテル1206により加熱されるようにコマンドを送出することができる。該目標区域はカテーテル1206により制御可能に加熱され、コンピュータシステム1214により自動的に制御される。

20

【0105】

図13は、本発明の一実施形態による画像化システムの他の実施形態を示す。該画像化システムは、磁気共鳴画像化システム1300である。該磁気共鳴画像化システムは磁石1302を有する。磁石1302は、円筒型の超電導磁石である。該磁石は、超電導コイルを備えた液体ヘリウム冷却低温保持装置を有している。永久磁石又は抵抗性磁石を使用することも可能である。異なるタイプの磁石の使用も可能であり、例えば、分割円筒状磁石及び、所謂、開放型磁石の両方を使用することも可能である。分割円筒状磁石は、低温保持装置が当該磁石の等面(iso-plane)にアクセスするのに可能にするために2つの部分に分割されている点を除き、標準の円筒状磁石と類似しており、このような磁石は例えば荷電粒子ビーム治療と一緒に使用することができる。開放型磁石は、被験体を受容するのに十分な程大きな空間を挟んで上下に2つの磁石部分を有するもので、該2つの部分の領域の配置はヘルムホルツコイルのものと類似する。開放型磁石は、被験体が余り制限を受けないので、人気がある。円筒状磁石の低温保持装置の内部には、超伝導コイルの集合が存在する。円筒状磁石のボア内には、磁気共鳴画像化を実行するのに十分なほど磁界が強く且つ均一な画像化区域が存在する。

30

40

【0106】

磁石のボア1303内には、磁場勾配コイル1304が存在し、該コイルには磁場勾配コイル電源1306により電流が供給される。磁場勾配コイル1304は、磁気共鳴データの取得の間に当該磁石の画像化区域内の磁気スピンを空間的にエンコードするために使用される。磁場勾配コイル1304は、代表的なものであることを意図するものである。典型的な磁場勾配コイルは、3つの直交空間方向に空間的にエンコードするための3つの別個の組のコイルを含む。磁場コイル1304に供給される電流は、時間の関数として制御され、傾斜を付けられるか又はパルス状とされ得る。

【0107】

50

磁石のボア 1 3 0 3 内には、磁場が磁気共鳴画像化を行うために十分なほど均一な画像化区域 1 2 0 2 がある。アンテナ 1 3 0 8 が画像化区域 1 2 0 2 に隣接している。アンテナ 1 3 0 8 は送受信器 1 3 1 0 に接続されている。無線周波数アンテナ 1 3 0 8 は、画像化区域 1 2 0 2 内の磁気スピンの向きを操作すると共に、該画像化区域内のスピンからの電波伝送を受信するためのものである。該無線周波数アンテナは、複数のコイルエレメントを含むことができる。該無線周波数アンテナは、チャンネルとも称することができる。無線周波数コイルは、無線周波数送受信器 1 3 1 0 に接続される。これら無線周波数コイル 1 3 0 8 及び無線周波数送受信器 1 3 1 0 は、別個の送信及び受信コイル並びに別個の送信器及び受信器により置換することもできる。該無線周波数アンテナも、専用の送信アンテナ及び専用の受信アンテナを示すことを意図するものである。同様に、送受信器 1 3 1 0 も別個の送信器及び受信器を表すことができる。

10

【0108】

被験体 1 2 0 7 は、被験体サポート 1 3 1 2 上に横たわっているのが見える。図 1 2 におけるのと同様に、カテーテル 1 2 0 6 は被験体 1 2 0 7 内に挿入されている。送受信器 1 3 1 0、勾配コイル電源 1 3 0 6 及びカテーテルインターフェース 1 2 0 4 は、全て、コンピュータシステム 1 2 1 4 のハードウェアインターフェース 1 2 1 2 に接続されているものとして示されている。図 1 3 のコンピュータシステム 1 2 1 4 は、図 1 2 のコンピュータシステム 1 2 1 4 と等価なものである。コンピュータメモリ 1 2 2 2 に記憶された種々のソフトウェアコンポーネント及びコンピュータストレージ 1 2 2 0 の内容は、2 つの図において等価なものである。図 1 3 に示された実施形態における医用画像データ 1 2 2 6 は、磁気共鳴データである。前記熱画像化データ 1 2 3 6 は、磁気共鳴温度測定データである。

20

【0109】

以上、本発明を図面及び上記記載において詳細に図示及び説明したが、これら図示及び説明は解説的又は例示的なものであって、限定するものではないと見なされるべきである。即ち、本発明は開示された実施形態に限定されるものではない。

【0110】

尚、当業者であれば、請求項に記載された本発明を実施する際に、図面、上記開示及び添付請求項の精査から、開示された実施形態に対する他の変形例を理解し、実施することができるであろう。また、請求項において、“有する”なる文言は他の構成要素又はステップを排除するものではなく、単数形は複数を排除するものではない。また、請求項に記載された幾つかの要素の機能は、単一のプロセッサ又は他のユニットが満たすことができるであろう。また、特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実、これら手段の組み合わせを有利に使用することができないということを示すものではない。また、コンピュータプログラムは、光記憶媒体又は他のハードウェアと一緒に若しくは斯かるハードウェアの一部として供給される固体媒体等の適切な媒体上により記憶／分配することができるのみならず、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介して等の他の形態で分配することもできる。また、請求項における如何なる符号も、当該範囲を限定するものと見なしてはならない。

30

【符号の説明】

40

【0111】

- 3 0 0 上面図
- 3 0 2 側面図
- 3 0 4 カテーテル
- 3 0 6 平面
- 3 0 8 容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイ
- 3 1 0 ケーブル
- 4 0 0 圧電素子
- 4 0 2 容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイ
- 4 0 4 容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイ

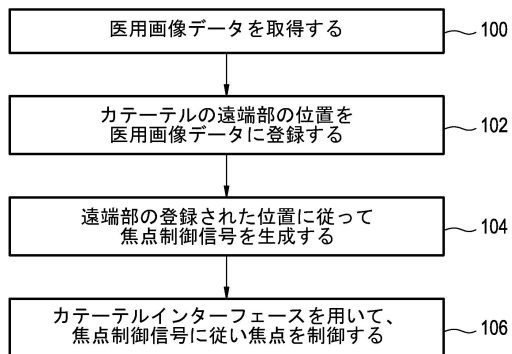
50

4 0 6	電気接続部	
4 0 8	第 1 電気接続部	
4 1 0	第 2 電気接続部	
4 1 2	アレイ 4 0 2 の拡大図	
4 1 4	容量型微細加工超音波トランスジューサ	
4 1 6	第 1 電気接続部の組	
4 1 8	第 2 電気接続部の組	
4 2 0	アレイ 4 0 4 の拡大図	
4 2 2	容量型微細加工超音波トランスジューサ	
4 2 4	第 1 電気接続部	10
4 2 6	第 2 電気接続部	
5 0 0	容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイを備えた基板	
5 0 2	基板	
5 0 4	流体の流れのためのチャンネル	
5 0 6	フィン	
5 0 8	発生された超音波ビームの方向	
5 1 0	厚さ	
5 1 2	容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイを備えた基板	
5 1 4	基板	
5 1 6	微細加工されたマイクロチャンネル	20
5 1 8	流体の流れ	
6 0 0	容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイを備えた第 1 基板	
6 0 2	第 1 基板	
6 0 4	容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイを備えた第 2 基板	
6 0 6	第 2 基板	
6 0 8	チャンネル	
6 1 0	温度センサ	
6 1 2	流量又は圧力センサ	
7 0 0	カテーテルの遠端部	
7 0 2	前方視環状アレイ	30
7 0 4	側方視アレイ	
7 0 5	シャフト	
7 0 6	電気接続部	
7 0 8	孔	
8 0 0	カテーテル	
8 0 2	容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイ	
8 0 3	可撓性エレメント	
8 0 4	超音波の経路	
8 0 6	目標区域	
8 0 8	遠端部	40
8 1 0	シャフト	
8 1 2	チューブ	
8 1 4	ケーブル	
8 1 6	ケーブルの進む方向	
9 0 0	カテーテル	
9 0 2	前立腺	
9 0 4	膀胱	
9 0 6	遠端部	
9 0 7	容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイ	
9 0 8	機械式アクチュエータ	50

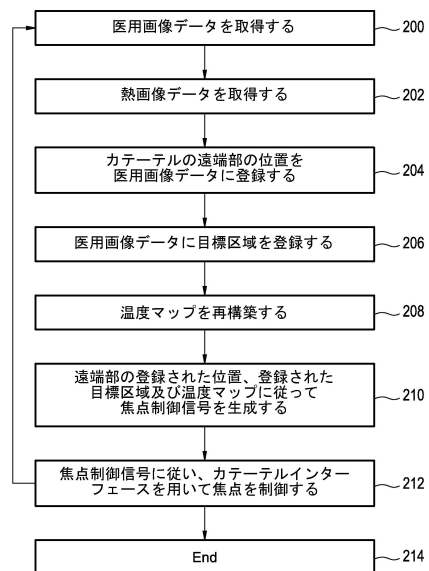
9 1 0	ケーブル	
1 0 0 0	カテーテル	
1 0 0 2	シャフト	
1 0 0 4	遠端部	
1 0 0 6	基端部	
1 0 0 8	容量型微細加工超音波トランスジューサのアレイ	
1 0 1 0	電気接続部	
1 0 1 0	データバス及び電源	
1 0 1 2	コネクタ	
1 0 1 4	目標区域	10
1 1 0 0	カテーテル	
1 1 0 2	プロセッサ	
1 1 0 4	流量又は圧力センサ	
1 1 0 6	温度センサ	
1 1 0 8	冷却流体注入口	
1 1 1 0	チューブ	
1 1 1 2	流出口	
1 1 1 4	密閉材	
1 2 0 0	医用画像化システム	
1 2 0 2	画像化区域	20
1 2 0 4	カテーテルインターフェース	
1 2 0 6	カテーテル	
1 2 0 7	被験体	
1 2 0 8	遠端部	
1 2 1 0	目標区域	
1 2 1 2	ハードウェアインターフェース	
1 2 1 4	コンピュータシステム	
1 2 1 6	プロセッサ	
1 2 1 8	ユーザインターフェース	
1 2 2 0	コンピュータストレージ	30
1 2 2 2	コンピュータメモリ	
1 2 2 4	治療計画	
1 2 2 6	医用画像データ	
1 2 2 8	医用画像	
1 2 3 0	焦点制御信号	
1 2 3 2	遠端部の位置	
1 2 3 4	目標区域の位置	
1 2 3 6	熱画像化データ	
1 2 3 8	温度マップ	
1 2 4 0	制御モジュール	40
1 2 4 2	画像再生モジュール	
1 2 4 4	温度マッピングモジュール	
1 2 4 6	焦点制御信号発生モジュール	
1 3 0 0	磁気共鳴画像化システム	
1 3 0 2	磁石	
1 3 0 3	磁石のボア	
1 3 0 4	磁場勾配コイル	
1 3 0 6	磁場勾配コイル電源	
1 3 0 8	アンテナ	
1 3 1 0	送受信器	50

1 3 1 2 被験体サポート

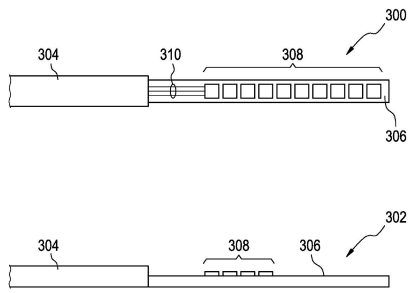
【図 1】



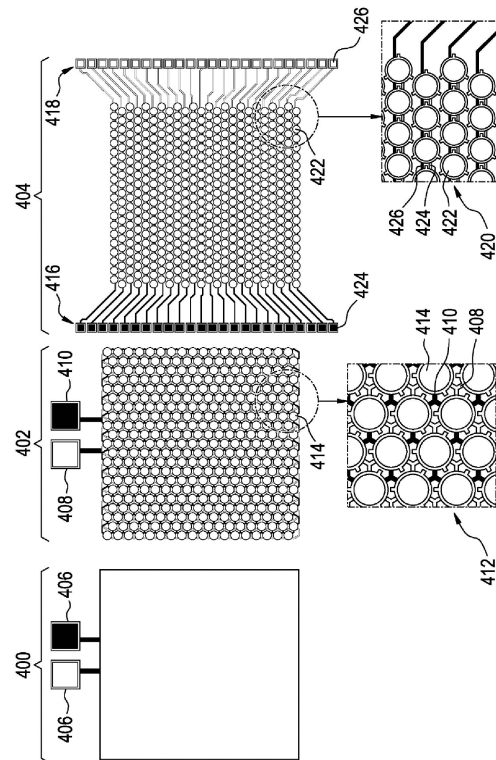
【図 2】



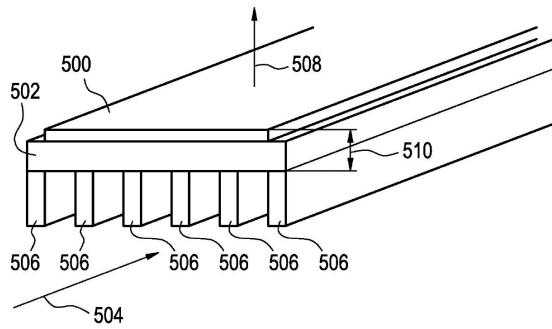
【図 3】



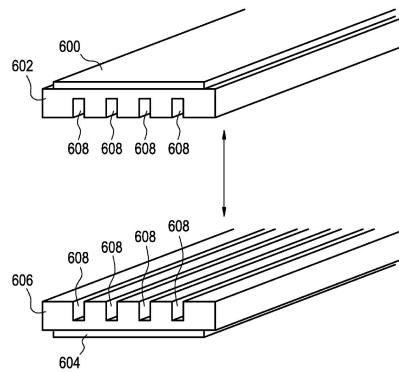
【図 4】



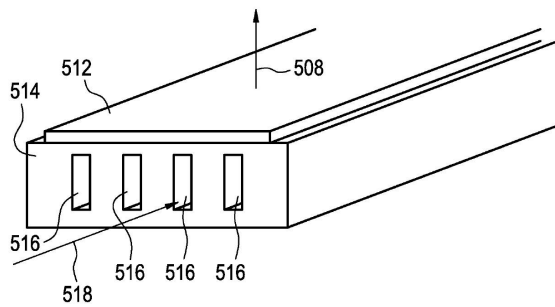
【図 5 A】



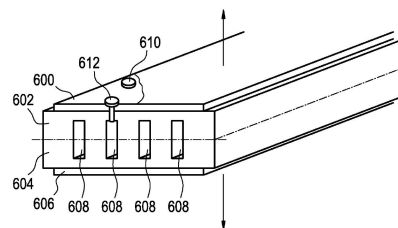
【図 6 A】



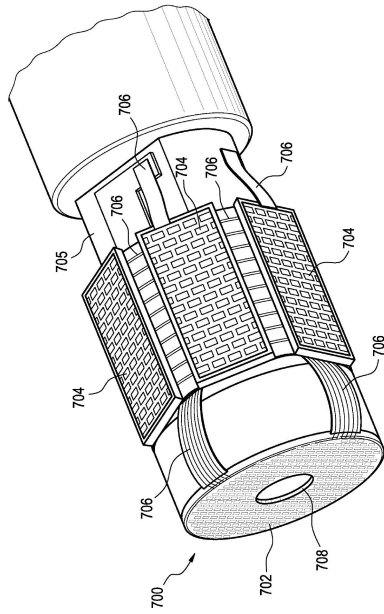
【図 5 B】



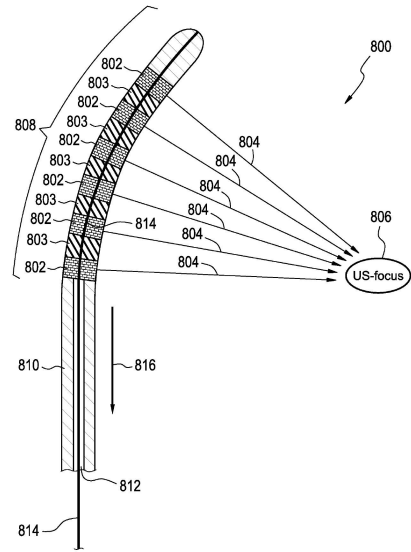
【図 6 B】



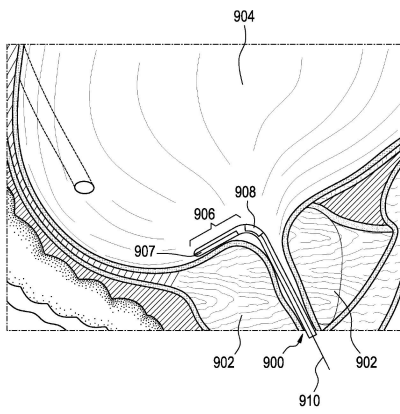
【図 7】



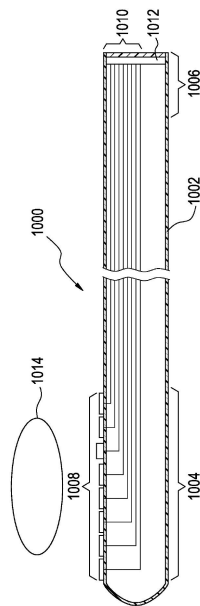
【図 8】



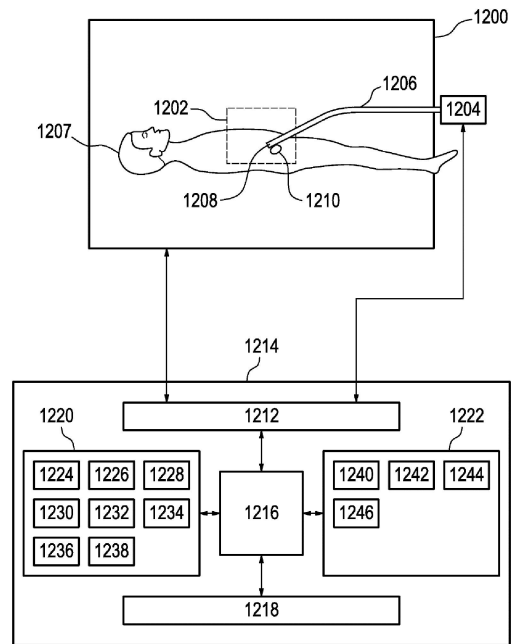
【図 9】



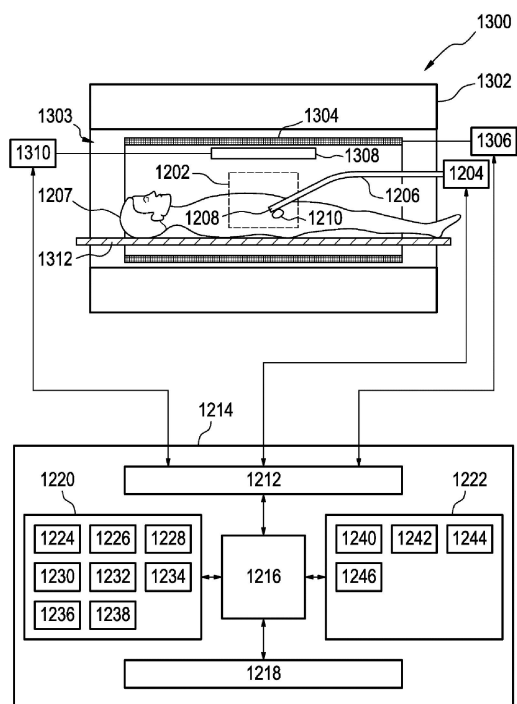
【図 10】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
A 6 1 B 34/20 (2016.01) A 6 1 B 34/20

(72)発明者 コーラー マックス オスカー
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 デイルクセン ピーター
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ソッカ シュンムガベル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 デッカー ロナルド
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

審査官 宮崎 敏長

(56)参考文献 特表2002-536040 (JP, A)
米国特許出願公開第2010/0168572 (US, A1)
米国特許出願公開第2003/0216721 (US, A1)
米国特許出願公開第2009/0221902 (US, A1)
特開平08-098863 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 N 7/00 — A 6 1 N 7/02
A 6 1 B 18/12 — A 6 1 B 18/16

专利名称(译)	具有可调焦距的电容式微制造超声换能器的导管		
公开(公告)号	JP6382900B2	公开(公告)日	2018-08-29
申请号	JP2016188222	申请日	2016-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	コーラーマックスオスカー デイルクセンピーター ソッカシュンムガベル デッカーロナルド		
发明人	コーラー マックス オスカー デイルクセン ピーター ソッカ シュンムガベル デッカー ロナルド		
IPC分类号	A61N7/02 A61B8/12 A61B5/055 A61B6/03 A61M25/092 A61B34/20		
CPC分类号	A61B5/064 A61B6/12 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4488 A61B8/58 A61B2018/00023 A61B2090/064 A61B2090/374 A61B2562/028 A61N7/022 A61N2007/0095 B06B1/0292 A61B5/0036 A61B5/015 A61B5/055 A61B5/4836 A61B6/03 A61B6/4057 A61B8/54		
FI分类号	A61N7/02 A61B8/12 A61B5/055.390 A61B6/03.377 A61M25/092.500 A61B34/20 A61B5/05.390		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA50 4C093/FF42 4C096/AA18 4C096/AA20 4C096/CA02 4C096/CA15 4C096 /CA17 4C096/DC36 4C160/JJ14 4C160/JJ25 4C160/JJ34 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/JJ49 4C160 /MM53 4C167/AA32 4C167/BB45 4C167/BB52 4C167/CC26 4C167/EE01 4C167/EE05 4C267/AA32 4C267/BB45 4C267/BB52 4C267/CC26 4C267/EE01 4C267/EE05 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601 /EE09 4C601/EE11 4C601/EE14 4C601/EE15 4C601/EE16 4C601/EE17 4C601/EE20 4C601/FF14 4C601/FF16 4C601/GA20 4C601/GA28 4C601/GB06 4C601/LL38		
优先权	2010191647 2010-11-18 EP		
其他公开文献	JP2017047218A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有超声换能器的导管，该超声换能器具有用于加热目标区域的可调节焦点。一种导管，具有轴，所述轴具有远端和近端以及近端处的连接器，所述远端可调节以可控制地加热所述目标区域并且至少一个具有焦点的电容微制造超声换能器阵列802,808。该连接器用于为至少一个电容式微制造超声换能器阵列供电并用于控制可调焦距。 点域8

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 N 7/02 (2006. 01)	A 6 1 N 7/02
A 6 1 B 8/12 (2006. 01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 5/055 (2006. 01)	A 6 1 B 5/055 3 9 0
A 6 1 B 6/03 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7
A 6 1 M 25/092 (2006. 01)	A 6 1 M 25/092 5 0 0

請求項の数 19 外国語出願 (全 33 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2016-188222 (P2016-188222)	(73) 特許権者	590000248
(22) 出願日	平成28年9月27日 (2016. 9. 27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(62) 分割の表示	特願2013-539382 (P2013-539382)		ヴェ
	の分割		KONINKLIJKE PHILIPS
原出願日	平成23年11月15日 (2011.11.15)		N. V.
(65) 公開番号	特開2017-47218 (P2017-47218A)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(43) 公開日	平成29年3月9日 (2017. 3. 9)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成28年10月27日 (2016.10.27)		High Tech Campus 5,
(31) 優先権主張番号	10191647.6		NL-5 6 5 6 AE Eindhoven
(32) 優先日	平成22年11月18日 (2010.11.18)	(74) 代理人	110001690
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 可調整焦点を持つ容量型微細加工超音波トランスジューサを有するカテーテル