

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-523499

(P2009-523499A)

(43) 公表日 平成21年6月25日(2009.6.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 1 6 0
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 17/42 (2006.01)	A 6 1 B 17/42	
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2008-550480 (P2008-550480)
 (86) (22) 出願日 平成19年1月9日 (2007.1.9)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年6月19日 (2008.6.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2007/060285
 (87) 国際公開番号 W02007/112144
 (87) 国際公開日 平成19年10月4日 (2007.10.4)
 (31) 優先権主張番号 60/758, 727
 (32) 優先日 平成18年1月12日 (2006.1.12)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/821, 009
 (32) 優先日 平成18年8月1日 (2006.8.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

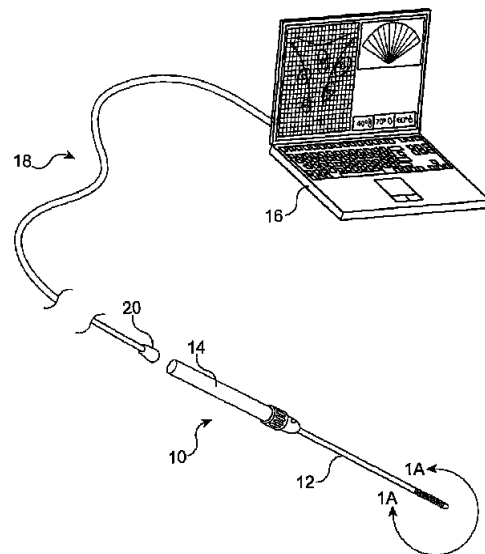
(71) 出願人 508153730
 ガイネソニックス, インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 940
 63, レッドウッド シティ, フィ
 フス アベニュー 604, ユニッ
 ディー
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 子宮内超音波および使用方法

(57) 【要約】

医療撮像のための方法および装置が記述される。装置は、例えば子宮の空洞など、小さな空洞または緊密に囲まれたスペースにおける組織にアクセスし、かつこれを標的とするために、特に適用される。医療撮像装置、またはデバイスは、身体の組織を撮像するために、送信機と受信機の両方として作用する素子により、超音波を使用する。超音波は、患者の身体の中に挿入されるためのプローブまたはカテーテルの先端に配列され得るアレイまたは複数のアレイである。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブアセンブリであって、
身体の空洞にアクセスするように適合されたプローブ本体と、
該プローブの遠位領域に配置された超音波撮像トランスデューサアレイであって、該アレイは、少なくとも 5 mm の方位角方向のアーチャで少なくとも 32 の直線状の素子を備えている、超音波撮像トランスデューサアレイと
を備えている、超音波プローブアセンブリ。

【請求項 2】

前記アレイは、少なくとも 7 mm の方位角方向のアーチャで直線状のピッチを有する少なくとも 64 の素子を含む、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記アレイは、少なくとも 12 mm の方位角方向のアーチャで直線状のピッチを有する少なくとも 64 の素子を含む、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記アレイは、少なくとも 15 mm の方位角方向のアーチャで直線状のピッチを有する少なくとも 128 の素子を含む、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記プローブ本体は、子宮内への経子宮頸部導入に対して適合されている、請求項 1 に記載の超音波プローブアセンブリ。

20

【請求項 6】

前記超音波撮像トランスデューサアレイは、5 MHz ~ 12 MHz の範囲の周波数で動作する、請求項 1 に記載の超音波プローブアセンブリ。

【請求項 7】

前記超音波撮像トランスデューサアレイの動作は、撮像深さを制御するために、少なくとも 2 つの異なる周波数の間で切り替えられ得る、請求項 1 に記載の超音波プローブアセンブリ。

【請求項 8】

前記撮像深さは、0.1 mm ~ 0.8 mm の範囲で少なくとも 2 つの深さに調節され得る、請求項 7 に記載の超音波プローブアセンブリ。

30

【請求項 9】

前記超音波撮像トランスデューサアレイは、0.5 cm ~ 5 cm の範囲の高さアーチャを有する、請求項 1 に記載の超音波プローブアセンブリ。

【請求項 10】

前記プローブの遠位領域は偏向可能である、請求項 1 に記載の超音波プローブアセンブリ。

【請求項 11】

前記プローブの遠位端は固定された偏向を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブアセンブリ。

【請求項 12】

前記超音波撮像トランスデューサアレイは、Bモード、Cモード、カラードップラー、PWドップラー、および/またはパワーカラードップラースキニングを提供するように適合される、請求項 1 に記載の超音波プローブアセンブリ。

40

【請求項 13】

前記超音波撮像トランスデューサは、前記プローブ本体の中に、取り外し可能に受け入れ可能である、請求項 1 に記載の超音波プローブアセンブリ。

【請求項 14】

前記超音波撮像アレイは、第 1 の直線状のセットの素子に対して直交する、第 2 の直線状のセットの素子を有する 2 面トランスデューサを備えている、請求項 1 に記載の超音波プローブアセンブリ。

50

【請求項 15】

前記トランスデューサアレイは、前記プローブ本体の中心軸の周りに回転可能である、請求項 1 に記載の超音波プローブアセンブリ。

【請求項 16】

子宮壁における子宮フィブroidを撮像する方法であって、該方法は、
子宮の空洞の中に超音波撮像トランスデューサアレイを前進させることと、
超音波撮像トランスデューサアレイで子宮壁の領域を撮像することであって、該トランスデューサアレイは、該壁において 0.1 cm ~ 8 cm の範囲での撮像深さによって動作可能である、ことと、

超音波撮像トランスデューサアレイで子宮壁の領域を撮像することであって、該トランスデューサアレイは、該壁において 0.1 cm ~ 8 cm の範囲での第 2 の撮像深さで動作させられる、ことと

を包含する、方法。

【請求項 17】

前記撮像深さは、5 MHz ~ 12 MHz の範囲内で、前記トランスデューサアレイの動作の周波数を変えることによって変えられる、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記撮像トランスデューサアレイは、少なくとも 5 mm の方位角方向のアーチャーで少なくとも 32 の素子を備えている、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 19】

少なくとも 1 つの子宮フィブroidが、前記撮像ステップのうちの少なくとも 1 つにおいて位置している、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 20】

前記少なくとも 1 つの子宮フィブroidを治療することをさらに包含する、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 21】

前記治療することは、前記フィブroidを撮像し続けながら、該少なくとも 1 つの子宮フィブroidの中に、またはこの近くに治療ツールを前進させることを包含する、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】

前記治療することは、前記子宮フィブroidにおける、またはこの近くの子宮壁を貫通するために針を前進させることを包含する請求項 21 に記載の方法であって、治療エネルギーが、該針を通して該フィブroidに送達される、方法。

【請求項 23】

前記治療エネルギーは、無線周波数、マイクロ波、高密度焦点式超音波、および寒冷療法から成る群から選択される、請求項 22 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は概して、医療装置および方法に関する。さらに詳細には、本発明は、子宮の空洞におけるフィブroidを超音波で撮像する方法および装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波医療撮像は、数十年の間、公知である。医療超音波撮像は、内部身体構造の表面撮像に対して、低周波数 (2 ~ 5 MHz) を使用し始めた。これらの低周波数アプローチは一般的に、良い浸透性を有したが、解像度、すなわちきめ細かな画像を見るための能力が貧弱であった。技術が進歩するにつれて、より小さな、より高い周波数のプローブを作る能力が可能となった。これらのプローブは、過去数年間にわたって、様々な撮像処置において使用され、近い視野の解像度が高いという利点を有する。しかしながら、これらのプローブは、撮像する組織に対して接近する必要がある、従って、侵襲性がより強い使用

10

20

30

40

50

法での撮像が行われるようになった。例は、5 ~ 12 MHz 範囲で通常動作する腔内の、直腸内の、および経食道のプロープにおいて見られる。

【0003】

より小さく、かつより高い解像度のプロープが、冠状脈管構造および心臓チャンバの撮像のために、心臓病処置において使用されている。これらの脈管内プロープは普通、10 ~ 20 MHz 範囲において動作する。それらは、大抵の医者がより親しんでいる線形またはベクトルいずれかのタイプの画像よりもむしろ360度の画像を提供する機械的にスキャンされた超音波アレイをしばしば含む。これらの小さく、高い解像度の脈管内プロープは、様々な他の組織および処置においても実験されているが、冠状内および心臓内の使用に対して最適化されているままである。

10

【0004】

小型化されたベクトルスキャンフェーズドアレイが最近、心臓および血管内における使用のために導入されている。そのような超音波アレイは、より鮮明で、より慣れ親しんでいる画像フォーマットを医者に提供するが、一般に心臓のための使用に限定されている。研究者たちが、カテーテルまたはプロープに取り付けられた小型化されたサイドファイアリングフェーズドアレイトランスデューサを採り上げ、それを心臓以外の組織を撮像するために使用したいいくつかの研究がある。しかしながら、トランスデューサは、これらの組織における使用のために最適化されていなかった。

【0005】

婦人科医は現在、女性の健康に関連する様々な疾患を診断するために、腔内の、または経腹壁の超音波を使用している。腔内の超音波はまた、子宮内膜の組織の撮像を向上させるために、子宮内膜管に食塩水を注入して使用されている。一部の研究者たちは、10 ~ 30 MHz の範囲において、機械的に回転するトランスデューサで、非常に高い周波数の子宮内超音波検査器を使用している。この画像は、わずか数ミリメートルの深さの浸透に限定され、臨床的に有用であるとは思われていない。より低い周波数の腔内のプロープは伝統的に大きすぎるか (> 8 mm 直径)、または周波数が低すぎて (5 ~ 7.5 MHz)、子宮の空洞内においては臨床的に有用ではあり得ない。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

必要とされるのは、診断および/または治療のための処置に対して、子宮内膜、子宮および周囲の骨盤の解剖学的な形状を撮像するために、子宮の空洞の中に直接的に挿入され得る小さな超音波アレイである。さらに詳細には、様々な深さで、通常は表面から6 cm以上の深さで、子宮壁におけるフィブroidを検出することができる撮像装置および処置を提供することが望ましい。そのような様々な深さの撮像は好ましくは、特定されかつ位置が突き止められたフィブroidに対する正確な介入性の治療を可能にする高い解像度の画像を提供するべきである。これらの目的のうちの少なくとも一部が、これから記述される本発明によって達成される。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

(発明の概要)

本発明は、子宮壁の撮像のために子宮の中への経子宮頸部導入が意図されている改良された、小型の、超音波撮像装置を提供する。本発明の装置および方法は、子宮壁内の実質的に任意の深さに、通常は子宮壁の表面から6 cm以上の深さまでに位置するフィブroidを撮像するために特に適切である。有利にも、本発明は、フィブroidまたは他の子宮構造の良好な解像度が、0 ~ 6 cm以上の子宮壁内の深さの範囲全体にわたって取得され得るように、超音波アレイの撮像深さを調節することをさらに提供する。通常、撮像深さは、通常5 MHz ~ 12 MHz の範囲にわたってそのトランスデューサの動作可能な周波数を変えることによって変動する。

40

【0008】

50

本発明の第1の局面において、超音波プローブアセンブリは、プローブの遠位領域に配置された超音波撮像トランスデューサアレイで、子宮または他の身体の空洞にアクセスするように適合されたプローブ本体を含む。アレイは、少なくとも5mmの方位角方向のアーチャを有する、普通少なくとも32の素子を含むフェーズドアレイである。通常、アレイは、少なくとも13mmの方位角方向のアーチャの直線状のピッチを有し、しばしば12mm以上の方位角方向のアーチャで少なくとも64の素子を含む。可能性として、アレイは、15mm以上の方位角方向のアーチャの直線状のピッチで少なくとも128の素子を含む。超音波撮像トランスデューサアレイは通常、5MHz~12MHzの範囲の周波数で動作し、より一般的には、調節可能な撮像深さを提供するために、その範囲内で調節可能である。調節可能な撮像深さは通常、子宮壁内で0.1cm~8cm、通常は0.5cm~5cmの範囲内の少なくとも2つの深さを含む。随意的に、子宮壁のスキャンングおよび撮像を容易にするために、プローブの遠位領域は偏向可能、すなわち本体の近位部分に対して傾斜している。あるいは、トランスデューサは、本体が使い捨てである一方、再使用可能であるように、超音波撮像トランスデューサは、プローブ本体内に取外し可能に配置され得る。その完全な開示が、本明細書において参考として援用された同時係属中の出願第11/564,164号(代理人整理番号025676-000720US)を参照されたい。随意的に、アレイは、高さ方向でのスキャンングを容易にするために、デバイスの長軸の周りで回転可能であり得る。あるいは、プローブは、2面トランスデューサを構成し、第1のセットに対して直交する、別の直線状のセットの素子を含み得る。

10

20

【0009】

本発明のさらなる局面において、子宮壁における子宮フィブroidを撮像する方法は、子宮の空洞の中に超音波撮像トランスデューサアレイを前進させることを含む。子宮壁の領域は、超音波撮像トランスデューサアレイで撮像され、トランスデューサアレイは、壁内において0.1cm~8cmの範囲での撮像深さによって動作させられる。子宮壁の同じかまたは別の領域が次に、同じトランスデューサで撮像され、トランスデューサアレイは、壁内において0.1cm~8cmの範囲での第2の撮像深さで動作させられる。壁内のフィブroidを特定し、かつ治療を助けるためにそのようなフィブroidの寸法を決定するために、壁内での連続する領域および/または深さが連続してスキャンされ得る。通常、撮像深さは、普通5MHz~12MHzの範囲内でトランスデューサアレイの動作の周波数を変えることによって、変えられる。

30

【0010】

本発明の方法は、特定された子宮フィブroidのうちの任意のものまたはすべてを治療することをさらに含み得る。治療は、通常、治療ツールが正しく向けられていることを確認するためにフィブroidを撮像し続けながら、特定された子宮フィブroidの中にまたはこの近くに治療ツールを前進させることを含み得る。治療は通常、針を前進させ、子宮フィブroidにおいて、またはこの近くで子宮壁と係合するか、またはこれを貫通することを含み、本明細書において参考としてその完全な開示が援用された同時係属中の出願第11/409,496号(代理人整理番号025676-000700US)に詳細に記述されているように、治療エネルギーおよび/または治療剤は、針によってフィブroidの中に送達される。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

(本発明の詳細な記述)

本発明は、2mm~10mm、普通3mm~8mmの幅または直径を通常有する、子宮頸部の拡張がほとんどないかまたは全くなく、子宮の内部にアクセスするための非常に小さな直径のプローブまたはカテーテルを提供する。わずか32素子または多くは128素子も使用され得るが、例示的なプローブは、13mmのアーチャで64素子フェーズド超音波アレイを含む。アレイのアーチャはまた、6mm~14mmの範囲にある。アーチャのサイズを増加させることは有利である。なぜならば、画像の解像度が向上するか

50

らである。超音波ビームの電子ステアリング（動作の周波数および超音波素子の間隔に依存して、 $\pm 90^\circ$ 、普通 $\pm 45^\circ$ ）も提供され得、動作の周波数は、5 ~ 12 MHzである。撮像される標的に依存して、周波数は、解像度および撮像深さを変えるために変えられ得る。例えば、子宮内膜の空洞を撮像するためには、より高い周波数が使用され得、次に大きな筋腫を撮像するためにはより低い周波数に切り替え得る。高さアパーチャは通常、1 mm ~ 6 mmの範囲であり、普通は2 . 5 mmであり、撮像の深さは、子宮の、ファロピウスの、および卵巣の病状、ならびに解剖学的に接近した子宮外の器官、例えば膀胱または腸を容易に見るためには、0 . 5 cm ~ 6 cmが最適である。この高さアパーチャは、超音波ビームのスライス厚さを向上させるために、大きくされ得る。仰角方向および/または方位角方向の両方またはいずれかにおいて、超音波エネルギーを集中させるために、レンズがアレイの前で使用され得る。

10

【0012】

本発明のデバイスは通常、経膈、経子宮頸部、および子宮内スキャンニングに対して適切であるプローブまたは他の細長い器具を含み、プローブは、Bモード、カラードップラー（Color Doppler）、パワーカラードップラー（Power Color Doppler）、PWドップラー（PW Doppler）などで動作することのできる超音波トランスデューサアレイを担持する。従来の膈内または経腹の撮像に対する利点は、これまで不明瞭であった病状の診断、ならびに治病的な超音波誘導処置を実行するためのプラットフォームを可能にする、解剖学的構造のより緻密なおよび/またはより高い解像度の観察を含む。プローブまたはカテーテルは、機械的な操縦および/または先端の回転を有し得、必要な場合、解剖学的な構造へのより良いアクセスを可能にする。さらに、プローブまたはカテーテルは、超音波結合媒体（ゲル、水その他）の注入および補充のための有効チャンネルを有し得、ファイブroidまたは他の組織構造の治療のための電極または他の介入性のツールをさらに含み得る。あるいは、材料の注入および/またはツールの導入は、例えば既に本明細書において参考として援用された同時係属中の仮出願第11 / 564, 164号（代理人整理番号025676 - 000300US）に教示されるような、別個の導入ツールの管腔を通して実行され得る。

20

【0013】

撮像プローブは普通、ケーブルまたは他のコネクタを使用して、専用の婦人科特定超音波コンソールに接続され、該コンソールは、パノラマ画像（広げられた視野）を得るために画像を縫い合わせる能力を有し得る。プローブおよびシステムが、子宮全体および周囲の組織の3次元視野を獲得するために、3次元超音波能力を有することも可能である。

30

【0014】

図1および図1Aに示されるように、プローブ10は、ケーブル18によって、携帯可能な撮像エンジン16（撮像ソフトウェアでプログラムされたラップトップコンピュータ）に接続される、操作のためのハンドル14を有するシャフト12を含む。子宮内の画像がコンソールスクリーンに示される。プローブのシャフト12は十分に小さく、その結果、それは最小の痛みまたは拡張で患者の膈の中に、かつ患者の子宮頸部を通して容易に挿入され得る。この実施形態において、デバイスは、無菌の、一回だけの使用のデバイスである。ケーブル18は従来の同軸ケーブルを含み得、シャフト12およびハンドル10を通る超音波アレイ20（図1A）への接続は、デバイスの中を走る柔軟な回路によって提供される。あるいは、柔軟な回路は、超音波アレイ20から携帯可能な撮像エンジン16へと、ケーブルの長さ全体を貫通して接続を提供し得る。ケーブル18の端におけるコネクタ20には、柔軟な回路と同軸ケーブルとの間のインターフェースのために適切なコネクタが提供される。

40

【0015】

図2を参照して、プローブまたはカテーテル10は、無菌の超音波ドレーブ30の中に挿入され得る。デバイスおよびドレーブは、超音波結合ゲルまたは流体と共に使用される。この実施形態において、デバイスは再使用可能である。

【0016】

50

図3は、ハンドルがほとんどまたは全く取り付けられていない超音波コア40を例示する。超音波コアには通常、その完全な開示が参考として援用されている同期係属中の仮出願第60/758,881号に教示されているように、超音波コアを保持し、かつ操作するための外部デバイスが提供される。2つのデバイスは共に子宮の中に挿入され得、次に解剖学的な構造が、多くの論理的なスキニング順序によって視覚化され得る。1つのそのようなスキニング順序は、12時の位置から視覚化および記録を始め、基部から時計回りに進み、時計の一回転ごとに1cm後戻りすることである。携帯可能な超音波エンジンは、画像を捕捉し、記録し、かつ格納する能力を提供する。カラードップラー (Color Doppler)、パワードップラー (Power Doppler)、パワーカラードップラー (Power Color Doppler)、PWドップラー (PW Doppler) またはBモードが随意的に使用され得る。デバイスの組み合わせは次に取り外され、再使用され、かつ/または処分され得る。捕捉される画像およびクリップは印刷され、取外し可能なデジタル格納メディアにアーカイブされ得るか、または格納および/または画像操作のためにネットワークで送られる。

10

20

30

40

50

【0017】

例示的な超音波トランスデューサアレイ20は、商業筋から取得され得る。第1の例示的な超音波アレイは、0.110mmピッチ、7mmアパーチャ (Azimuth) の64素子を有し、Model No. TC-800-CATHとしてTetrad Corporation, Englewood, Coloradoから入手可能である。第2の例示的な超音波アレイは、0.205mmピッチ、13mmアパーチャ (Azimuth) の64素子を有し、商標名Gastroの下に、Vermont, Tours, Franceから入手可能である。

【0018】

ここで図4A~図4Cを参照して、プローブまたはカテーテル10は、経腔的に子宮の空洞の中に導入され得、その結果超音波アレイ20は子宮壁に対して係合する。通常、プローブは一般的に硬く、操縦可能、偏向可能などであるか、または硬いキャリア、シースまたは他の外部の支持構造の中に存在し得る。あるいは、プローブは硬くはない。硬いシャフトまたはシースの中に取外し可能に配置された硬くない撮像コアを使用する特定のプローブ設計が、その完全な開示が本明細書に参考として援用された同時係属中の出願第11/564,164号 (代理人整理番号025676-000710US) に記述されている。図4Aに示されたように、超音波トランスデューサアレイ20は、フィブroidの高い解像度画像が取得され得るように、通常撮像深さを制御することによって撮像され得る第1の子宮フィブroidUF1の上に位置決めされる。便利なことに、撮像深さは、アレイの動作可能な周波数を調節することによって変えられ得る。

【0019】

子宮が音伝導性の流体で満たされるとき、および撮像アレイがスキャンされる壁領域から離れてさがる時、カテーテル10は、スキニングモードで使用され得る。フィブroidらしきものの上の壁面に対してトランスデューサアレイを進めることによって、フィブroidを有すると思われる (観察されたエコー輝度、ゆがみ、および後部のシャドウイングに基づいて) 領域がより密接に撮像され得る。この技術は、子宮壁の表面に位置する粘膜下組織のフィブroidの詳細な撮像に対しても有用である。

【0020】

第1の子宮フィブroidUF1の位置を突き止めた後、プローブ10のカテーテルは、超音波アレイ20が、第1のフィブroidよりも深い子宮壁に位置する第2の子宮フィブroidUF2の位置を突き止めるまで前進し得る。第2の子宮フィブroidUF2の位置を突き止めた後、トランスデューサアレイ20の撮像深さは、高い解像度のアレイを提供するように調節され得る。

【0021】

第1または第2の子宮フィブroidUF1またはUF2のいずれかを撮像するとき、子宮フィブroidの治療は、カテーテルもしくはプローブ10、または代替として、参考と

して本明細書にその完全な開示が既に援用された同時係属中の出願第11/564,164号に記述されたとおりのシース、シャフト、または他の送達もしくは配置デバイスに付けられた介入性のツールを使用して行われ得る。例えば、図4Cに示されるように、針50が、シャフト12のサイドポートから前進させられ、第2の子宮フィブroidUF2の中に導入され、一方、フィブroidは通常、リアルタイムで撮像されている。従って、医者は、針が、所望の位置および所望の深さで子宮フィブroidを貫通したことを確認し得る。一旦針が正しく配置されると、針は、同時係属中の出願第11/409,496号(代理人整理番号025676-000700US)に記述されるように、無線周波数エネルギーを送達し、子宮フィブroidを治療するために使用され得る。

【0022】

あるいは、2006年8月1日に出願された、仮出願第60/821,006号(代理人整理番号025676-001000US)に記述されるように、針または他の構造体が、囊周辺の領域(子宮フィブroidを取り囲む)の中にエネルギーを送達するために使用され得る。

【0023】

上述は、本発明の好ましい実施形態の完全な記述であるが、様々な代替、変更、および均等物が使用され得る。従って、上述は、添付された請求項によって定義される本発明の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】図1は、本発明の原理に従って構成された超音波プローブまたはカテーテルを例示する。

【図1A】図1Aは、図1の超音波プローブまたはカテーテルの遠位図の詳細な端部であり、フェーズドアレイ超音波トランスデューサを示す。

【図2】図2は、無菌の超音波ドレーブを有する、本発明の原理に従って構成された再利用可能なプローブまたはカテーテルを例示する。

【図3】図3は、ハンドルが取り付けられていない超音波プローブまたはカテーテルを例示する。

【図4A】図4Aは、フィブroidが異なる深さにある子宮壁において子宮フィブroidを撮像かつ治療するための、本発明の超音波プローブまたはカテーテルの使用を例示する。

【図4B】図4Bは、フィブroidが異なる深さにある子宮壁において子宮フィブroidを撮像かつ治療するための、本発明の超音波プローブまたはカテーテルの使用を例示する。

【図4C】図4Cは、フィブroidが異なる深さにある子宮壁において子宮フィブroidを撮像かつ治療するための、本発明の超音波プローブまたはカテーテルの使用を例示する。

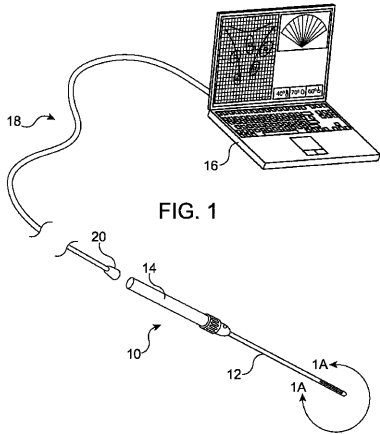
。

10

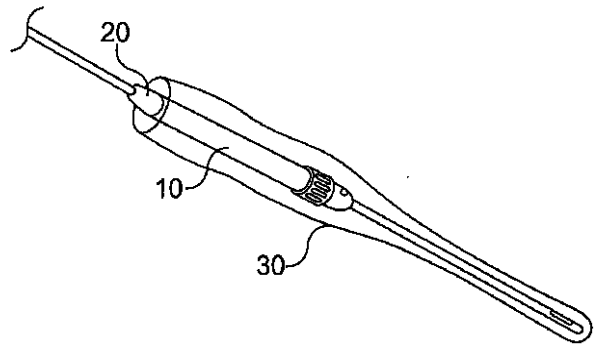
20

30

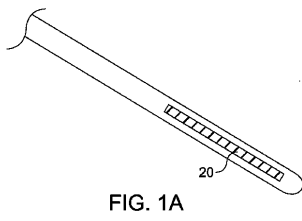
【 図 1 】



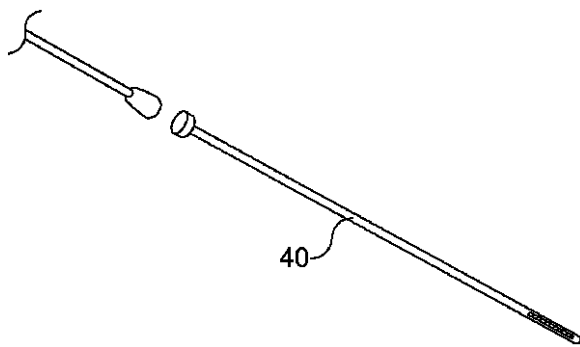
【 図 2 】



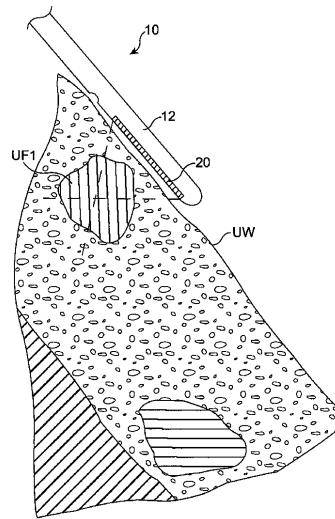
【 図 1 A 】



【 図 3 】



【 図 4 A 】



【 図 4 B 】

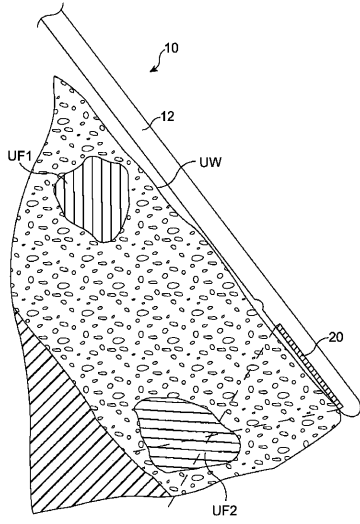


FIG. 4B

【 図 4 C 】

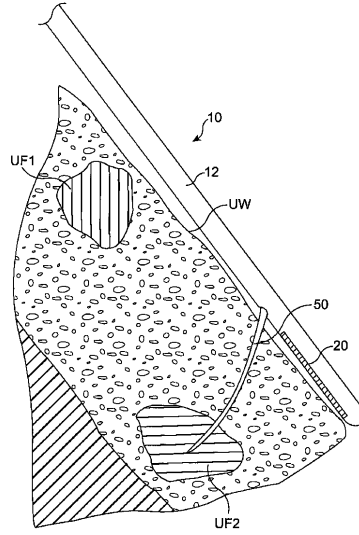


FIG. 4C

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US07/60285
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: A61B 8/00(2006.01);A61B 8/12(2006.01);A61B 8/14(2006.01) USPC: 600/437 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/437 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	U.S. 2005/0038340 A1 (VAEZY et al.) 17 February 2005 (17.02.2005), par. 0030, 0070, 0077, 0083, 0084, 0088, 0089, 0097	1-23
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents:		
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E"	earlier application or patent published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L"	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"E" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 01 October 2007 (01.10.2007)		Date of mailing of the international search report 22 OCT 2007
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201		Authorized officer Nasir Shahrestani <i>Nasir Shahrestani</i> Telephone No. 571-270-1031

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 18/18 (2006.01) A 6 1 B 17/36 3 4 0

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 マンロー, マイケル
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 4 0 0 2, ベルモント, ベルモント キャニオン ロード 2 7 1 8

Fターム(参考) 4C160 HH20 JJ34 JJ35 JK01 KK07 KK20
 4C601 BB03 BB14 BB16 BB17 DE03 DE04 DE05 EE05 FE07 FF03
 FF11 GB04 GB32 GC02 HH06 JC05 KK12 KK15 KK19

专利名称(译)	子宫超声和使用方法		
公开(公告)号	JP2009523499A	公开(公告)日	2009-06-25
申请号	JP2008550480	申请日	2007-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	GYNESONICS		
申请(专利权)人(译)	盖伊氛超音速公司		
[标]发明人	マンローマイケル		
发明人	マンロー, マイケル		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08 A61B17/42 A61B18/00 A61B18/12 A61B18/18		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4488 G01S15/8918 G01S15/894 G01S15/8952		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/08 A61B17/42 A61B17/36.330 A61B17/39 A61B17/36.340		
F-TERM分类号	4C160/HH20 4C160/JJ34 4C160/JJ35 4C160/JK01 4C160/KK07 4C160/KK20 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/BB17 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE05 4C601/FE07 4C601/FF03 4C601/FF11 4C601/GB04 4C601/GB32 4C601/GC02 4C601/HH06 4C601/JC05 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK19		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	60/758727 2006-01-12 US 60/821009 2006-08-01 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种用于医学成像的方法和设备。该装置特别适用于在小腔或紧密封闭的空间中进入和靶向组织。医学成像设备或装置使用具有充当发射器和接收器的元件的超声波，以便对身体组织成像。超声波是阵列或多个阵列，其可以布置在探针或导管上的尖端上以插入患者体内。

