

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6501751号
(P6501751)

(45) 発行日 平成31年4月17日 (2019. 4. 17)

(24) 登録日 平成31年3月29日 (2019. 3. 29)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 90/90 (2016.01)

A 6 1 B 90/90

請求項の数 22 (全 71 頁)

(21) 出願番号	特願2016-500180 (P2016-500180)	(73) 特許権者	509097404
(86) (22) 出願日	平成26年1月27日 (2014. 1. 27)		シアナ メディカル, インク.
(65) 公表番号	特表2016-517296 (P2016-517296A)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92
(43) 公表日	平成28年6月16日 (2016. 6. 16)		656, アリソビエホ, スイート 125
(86) 国際出願番号	PCT/US2014/013239		, ジャーニー 6
(87) 国際公開番号	W02014/149183	(74) 代理人	110001302
(87) 国際公開日	平成26年9月25日 (2014. 9. 25)		特許業務法人北青山インターナショナル
審査請求日	平成29年1月26日 (2017. 1. 26)	(72) 発明者	フラトン, ラリー ダブリュー.
(31) 優先権主張番号	61/800, 046		アメリカ合衆国 アラバマ州 35760
(32) 優先日	平成25年3月15日 (2013. 3. 15)		, ニューホープ, ピーター レーン 12
(33) 優先権主張国	米国 (US)		5
		(72) 発明者	グリーン, ジョン イー.
			アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92
			082, バレーセンター, パラダイス マ
			ウンテン レーン 26986
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体内のマーカーまたは組織構造を突き止めるためのマイクロ波アンテナ装置、システムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の体内のターゲットとなる組織領域内への導入のための大きさとした受動タグであって：

タグに衝突する光パルスを変換するためのエネルギー変換器と；

光パルスがスイッチを開閉させるように、エネルギー変換器に結合したスイッチと；および、

アンテナを提供するために、スイッチに結合された1つ以上の細長いコア部材と；を備え、

スイッチが、信号のソースに戻るようアンテナで反射される信号を変調するために開閉動作するよう構成されていることを特徴とする受動タグ。

【請求項 2】

患者の体内のターゲットとなる組織領域内への導入のための大きさとした受動タグであって：

タグに衝突する赤外光パルスを変換するためのエネルギー変換器と；

赤外光パルスがスイッチを開閉させるように、エネルギー変換器の結合したスイッチと；および、

アンテナを提供するために、スイッチに結合された1つ以上の細長いコア部材と；を備え、

10

20

スイッチが、信号のソースに戻るようアンテナで反射される信号を変調するために開閉動作するよう構成されており、

前記エネルギー変換器が、スイッチを開閉するための電圧を発生するために、赤外光パルスを変換するよう構成された1つ以上の感光性ダイオードを備えることを特徴とする受動タグ。

【請求項3】

スイッチが電界効果トランジスタ（FET）またはショットキーダイオードを備えることを特徴とする請求項1または2に記載の受動タグ。

【請求項4】

タグが、アンテナを提供するために、FETまたはショットキーダイオードのターミナルと結合した1対の細長い部材を備えることを特徴とする請求項3に記載の受動タグ。

【請求項5】

エネルギー変換器が、スイッチを開閉するための電圧を発生するために、光源から受け取った光パルスを変換するよう構成された1つ以上の感光性ダイオードを備えることを特徴とする請求項1に記載の受動タグ。

【請求項6】

患者の体内のターゲットとなる組織領域内への導入のための大きさとした受動タグであって：

電界効果トランジスタ（FET）と；

FETを開閉するための電圧を発生するために、光源から受け取った光パルスを変換するように、FETのソースおよびゲートを横断して直接に結合された1つ以上の感光性ダイオードと；および、

アンテナを提供するために、FETのドレインおよびソースに結合された1対の細長いコア部材と；

FETが、信号のソースに戻るようアンテナで反射される信号を変調するために開閉動作するよう構成されている
ことを特徴とする受動タグ。

【請求項7】

1つ以上の感光性ダイオードが、互いに直角に配置された複数のダイオードを備えることを特徴とする請求項2、5または6に記載の受動タグ。

【請求項8】

コア部材に結合された複数のビードであって、ビードが、タグの同定を促進するために電磁信号の反射を高める複数の表面およびエッジを備えている、複数のビードをさらに備えることを特徴とする請求項1-7のいずれか一項に記載の受動タグ。

【請求項9】

スイッチが電界効果トランジスタ（FET）を備えており、細長いコア部材が、アンテナを提供するために、FETのターミナルに結合した1対のワイヤーを備えることを特徴とする請求項1または2に記載の受動タグ。

【請求項10】

患者の体内のターゲット領域を同定し又は見つけ出すためのシステムであって、

患者の体内に電磁信号を送信し、当該患者の体内から戻る信号を受信するための1つ以上のアンテナと、前記電磁信号と同時に前記患者の体内に光パルスを供給するための光源とを備えるプローブと、

請求項1-5及び9のいずれか一項に記載のタグと、
を備えており、

前記プローブからの前記光パルスが前記タグのスイッチを開閉させることで、前記プローブから送信された電磁信号にตอบสนองして前記タグのアンテナによって送信される信号を変調し、前記プローブが、変調された信号を前記タグのアンテナから受信し、前記患者の体内のタグを同定し又は見つけ出すよう構成されていることを特徴とするシステム。

【請求項11】

患者の体内のターゲットとなる組織領域の場所を見つけ出すためのシステムであって：
電磁信号を患者の体内に送信するとともに患者の体内からの反射信号を受信するための
1つ以上のアンテナを備えるプローブであって、プローブがさらに前記電磁信号と同時に
光パルス患者の体内に供給するための光源を備えるプローブと；および、

患者の体内に植え込むための大きさとした受動タグであって、タグが、エネルギー源から
の光パルスを電気エネルギーに変換するよう構成されたエネルギー変換器と、エネルギー
パルスが、タグで反射したプローブからの電磁信号を変調するためにスイッチの開閉を
行うように、エネルギー変換器に結合されたスイッチと、アンテナを提供するために前記
スイッチに接続された1つ以上の細長いコア部材と、を備える受動タグと；
を備えており、

10

前記タグで反射される前記プローブからの前記電磁信号を変調するために、前記光パルス
によって前記スイッチを開閉動作するよう構成されていることを特徴とするシステム。

【請求項12】

前記光源が赤外光パルスを送信するよう構成されており、

前記エネルギー変換器が、前記光パルスを受信するよう構成された1つ以上の感光性ダイ
オードを備えており、前記1つ以上の感光性ダイオードに衝突する断続的な光によって、
前記1つ以上の感光性ダイオードが前記スイッチを開閉するための電圧を発生させ、こ
れにより、前記アンテナの反射特性を変えることを特徴とする請求項10又は11に記載
のシステム。

【請求項13】

20

前記プローブが、前記スイッチの開いた状態と閉じた状態から成る2つの状態の前記ア
ンテナからの信号を受信し、受信した2つの状態の信号を互いに除算して、前記タグを同
定し又は見つけ出すよう構成されていることを特徴とする請求項12に記載のシステム。

【請求項14】

スイッチが電界効果トランジスタ(FET)またはショットキーダイオードを備える
ことを特徴とする請求項11に記載のシステム。

【請求項15】

タグが、アンテナを提供するために、FETまたはショットキーダイオードのターミナル
と結合した1対の細長い部材を備えることを特徴とする請求項11に記載のシステム。

【請求項16】

30

エネルギー変換器が、スイッチを開閉するための電圧を発生するために、光源からの光
を変換するよう構成された1つ以上の感光性ダイオードを備えることを特徴とする請求項
11に記載のシステム。

【請求項17】

1つ以上の感光性ダイオードが、互いに直角に配置された複数のダイオードを備えるこ
とを特徴とする請求項16に記載のシステム。

【請求項18】

プローブが：

組織に接触するための先端を含む筐体と；

先端が組織と接触して配置されたとき、組織に接触するための第1の表面を備える先端
に装着されたセラミックディスクと；

40

送信信号を体内に送信するための送信アンテナおよびターゲットから反射される受信信
号を受信するための受信アンテナであって、送信および受信アンテナが、第1の表面と反
対側のセラミックディスクの第2の表面上にマルタクロス型として設けられたアンテナ素
子を備える送信および受信アンテナとを備える1つ以上のアンテナと；および、

送信および受信アンテナをシールドするための、先端上のファラデーシールドと；
を備えることを特徴とする請求項10 - 17のいずれか1項に記載のシステム。

【請求項19】

アンテナ素子が、互いに90°だけオフセットした2対のアンテナ素子を備え、セラミ
ックディスクが、アンテナ素子を実質的に互いに分離するために、近接するアンテナ素子

50

間にスロットを備えることが特徴とする請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 20】

第 1 の表面に接触した組織から逃げるエネルギーのロスを最小にするよう構成された第 2 の表面に近接して空気で満たされた領域をさらに備えることを特徴とする請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 21】

セラミックディスクが、アンテナ素子を実質的に互いに分離するために、近接するアンテナ素子間にスロットを備えることを特徴とする請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 22】

プローブがマーカーに対し傾いた角度を測定するために、プローブ内に加速度計をさらに備え、少なくとも 1 つのプロセッサが、時間の差およびプローブの傾斜角度の差を使用して、プローブの先端に対するマーカーの位置を決定するようさらに構成されていることを特徴とする請求項 10 - 21 のいずれか一項に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、外科的処置を支援するための、アンテナ装置、システムおよび方法に関する。特に、本出願は、例えば腫瘍摘出手術の間のような外科的処置または他の処置の間に、患者の体内のタグ、マーカー、病変、および/または、他の体の組織を突き止めるための、マイクロ波アンテナ装置、システムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

腫瘍摘出手術などの胸中の病変を除去するための生検または外科的処置の前に、病変の位置を特定しなければならない。例えば、マンモグラフィまたは超音波イメージングが、処置前の病変の位置を特定および/または確認するために使用される。結果として得られるイメージは、病変の位置を特定して外科医をガイドするための処置中、例えば、病変にアクセスおよび/または病変を除去するための切開中、外科医によって使用される。しかしながら、そのようなイメージは一般的に二次元であり、除去すべき胸部および病変は 3 次元構造であるため、病変の位置決めのための限定されたガイドしか提供しない。さらに、そのようなイメージは、病変周りの適切なマージンを決定する、すなわち、除去すべき望ましい生検量を定義するためにも、限定されたガイドしか提供しない。

【0003】

処置の直前における位置決めを促進するために、ワイヤーが、ワイヤーの先端が病変の位置に位置決めされるように、例えば、注射針を介して、胸部中に挿入される。一旦ワイヤーが位置決めされると、例えば、ワイヤーが胸部から出てくる患者の皮膚に適用された包帯またはテープを使用して、所定の位置に固定される。所定の位置に位置決めされて固定されたワイヤーにより、患者は、例えば、生検または腫瘍摘出手術を実行するなど、手術を進めることができる。

【0004】

位置決めのためにワイヤーを使用する際の 1 つの問題は、ワイヤーが位置決めの際および外科的処置の際の間で移動することである。例えば、ワイヤーが十分に固定されていない場合、ワイヤーは病変にアクセスするために使用されるトラクトに対し移動し、その結果、先端が病変の位置を不正確に伝えることとなる。これが起きると、その位置にアクセスされたとき、病変は十分に除去されず、および/または、健康な組織が不必要に除去される。また、処置中、外科医は、例えば、ワイヤーが配置されている間に得られるマンモグラムまたは他のイメージに基づき、ワイヤーの先端および病変の位置を単に推定し、他の更なるガイドなしで手術を進める。この場合も、そのようなイメージは 2 次元であるため、それらは処置または除去されるべき病変を位置決めするために限定されたガイドしか提供しない。

【0005】

あるいは、処置中に位置決めを提供するために、放射性シードを配置することが示唆される。例えば、胸部を介して注射針を病変に導入して、シードを注射針から展開させることができる。注射針は引き抜かれ、シードの位置はマンモグラフィーを使用して確認される。それに続く外科的処置の間、ハンドヘルドのガンマプローブが、シードの存在する位置を同定するために、胸部上に配置される。切開が行われ、プローブは、シードおよび病変の切除をガイドするために使用される。

【0006】

シードは直後に除去される注射針を介して供給されるため、シードが位置決めの際および外科的処理の際の間に患者の体内で移動するリスクがある。そのため、位置決めワイヤーを使用する場合と同様に、シードは、特に、一旦配置されたシードを固定するための外部からの方法がないため、病変の位置を正確に同定することができない。さらに、そのようなガンマプローブは、例えば、3次元におけるシードの位置を同定する際所定の正確さを提供することができず、そのため、病変の位置決めの際に限定されたガイドしか提供しない。

【0007】

従って、外科的処置、診断的方法または他の医学的処置に先立っておよび/またはそれらの最中に、病変または他の組織構造の位置決めをするための装置および方法が有益である。

【発明の概要】

【0008】

本発明は、外科的処置または他の医学的処置を実行するための装置、システムおよび方法に向けられている。より具体的には、本発明は、例えば腫瘍摘出手術の前またはその手術中に胸部病変を突き止めるため、外科的処置または他の医学的処置中に患者体内のタグ、ターゲット、マーカー、病変、および/または、他の組織構造の場所を見つけるため、のアンテナ装置、システムおよび方法に向けられている。

【0009】

ある実施例によれば、患者の体内のターゲットとなる組織領域の場所を見つけるために、1つ以上のマーカーまたはターゲット；および、電磁信号を送信および受信するためのプローブ；を含み、ターゲットがターゲットとなる組織領域に導入されて、プローブがターゲットとなる組織領域の近辺に配置され、および/または、その組織に向けられたのちに、ターゲットを検知するためのシステムが提供される。プローブは、例えばプローブおよびターゲットの間の距離および/または角度方向などの、プローブに対するターゲットの空間的な関係に基づいて、空間情報を提供する、例えばディスプレイ、スピーカーなどの1つ以上の装置を含むことができる。任意に、システムは、また、例えばその内部に1つ以上のターゲットを搭載することができる注射針、カニューレ、または、他のチューブ部材を含む、組織内にまたは患者の体内にターゲットを導入するための、1つ以上の供給装置を含むことができる。

【0010】

典型的な実施例において、ターゲットは、例えばターゲットが受動マーカーを提供するように、プローブからの電磁信号の反射を高めることができる、複数の角度のついた面を含むことができる。例えば、ターゲットは、コア要素と結合して、プローブによる検知を増進する角度がついた面および/またはエッジを含む複数のビードを含む、細長いマーカーとすることができる。コア要素は、例えば波形、テーパーらせん形、円筒らせん形などの、1つ以上の所定形状に偏らせることができ、例えば供給装置へのマーカーの搭載を促進するように、直線にするのにまだ十分な弾力性を有している。他の実施例において、ターゲットは、例えば電磁信号の反射を高める1つ以上の面の特徴を含む、球形状、楕円形状、円板形状または他の形状を含むことができる。

【0011】

任意に、ターゲットは、例えばターゲットが能動反射マーカーを提供するように、ターゲットの同定を促進するように、プローブからの入力信号を変調する1つ以上の回路、特

10

20

30

40

50

徴などを含むことができる。例えば、ターゲットは、ターゲットを他のターゲット、組織構造等から区別するように、ターゲットを攻撃するプローブからの信号に位相シフトを与えることができる。他のオプションにおいて、ターゲットは、例えば能動トランスポンダーマーカーを提供するように、ターゲットがプローブからの信号の見地に応じて所定の信号を発生できる回路および電源を含むことができる。

【0012】

任意に、ターゲットは、細長いフレキシブルなテザーに解放可能なようにまたは実質的に取り外せないように結合されたマーカーを含むことができる。あるいは、ターゲットは、シャフトとシャフトの遠位末端上のマーカーとを含む位置決めワイヤーを含むことができる。

10

【0013】

他の実施例によれば、患者の体内のターゲットとなる組織領域の場所を見つけるために、ターゲットとなる組織領域内またはその周囲に植え込むために必要な大きさの1つ以上のマーカーまたはターゲット；および、電磁信号を送信または受信するためのプローブ；を含み、プローブが、ターゲットとなる組織領域の近辺に配置され、および/または、ターゲットとなる組織領域に向けられたとき、ターゲットとなる組織領域内または周囲に植え込まれた1つ以上のマーカーを検知するためのシステムが提供される。

【0014】

典型的な実施例において、供給装置は、近位端および遠位端を有し、患者の体内の組織を介してターゲットとなる組織領域内に供給するための大きさとした、シャフトと、その遠位端から到達可能な1つ以上のマーカーと、を含むことができる。例えば、シャフトは内腔を含むことができ、複数のマーカーは、マーカーが実質的にシャフトから供給され、病変または他のターゲットとなる組織領域内またはそれらの周囲の場所に植え込まれるように、対向内に運ばれる。供給装置によって供給される展開的なマーカーは、受動マーカー、能動マーカー、および能動トランスポンダーマーカーを含むことができる。

20

【0015】

さらに他の実施例に従って、患者の体内のターゲットとなる組織領域の場所を見つけるための方法であって、マーカーまたは他のターゲットを組織を介してターゲットとなる組織領域内に導入する工程；患者の皮膚に対して、あるいは、ターゲットとなる組織領域の近傍におよび/またはターゲットとなる組織領域に向けて、プローブを設置する工程；および、プローブを駆動する工程；を含み、それにより、プローブが電磁信号をターゲットとなる組織領域に向けて送信し、ターゲットから反射した電磁信号を受信し、または、ターゲットとプローブとの間の空間的關係を提供するために、空間的な情報を提供する方法が提供される。

30

【0016】

ある実施例において、ターゲットは、ターゲットを運び、組織を介してターゲットとなる組織領域に導入される位置決めワイヤーとすることができる。他の実施例において、ターゲットは、ターゲットとなる組織領域内に植え込まれた1つ以上のマーカーとすることができる。さらに他の実施例において、ターゲットは、例えばターゲットとなる領域に導入されて、体積または領域を描画するよう展開される、カテーテルまたは他の装置とすることができる。装置は、例えば電磁波プローブを使用して、体積を見つけるおよび/または定義するよう構成された空間的特徴を含むことができる。任意に、ターゲットは、例えば、定位固定、超音波または電磁波に基づくイメージングを用いて、診断、治療および/または外科的処置の前またはそれらの間に設置される。

40

【0017】

典型的な実施例において、ターゲットとなる組織領域はその中に病変を有する患者の胸中の領域を含み、ターゲットは病変内またはその周囲に配置される。あるいは、ターゲットとなる組織領域は、例えば腸、卵管などの内部またはその周囲の、体の他の領域に位置付けられる。例えば、ターゲットは、ターゲットとなる組織領域から試料の体積の除去のための所望のマージンを定義するために、病変から離れたターゲットとなる組織領域中に

50

導入される第1のマーカ―を含むことができる。任意に、第2のマーカ―および/または複数の付加的マーカ―が、さらに所望のマーヅンを定義するために、病変および第1のマーカ―から離れたターゲツトとなる組織領域中に導入される。そのため、必要に応じて、マーカ―の3次元アレヱが、その位置決を促進するために、ターゲツトとなる組織領域の内部またはその周囲に配置される。病変およびターゲツトを含む組織試料は、次に、ターゲツトとなる組織領域から除去される。

【0018】

さらに他の実施例に従って、患者の胸部のターゲツトとなる組織領域内の病変を除去するための方法であって、胸部組織を介してターゲツトとなる組織領域内にターゲツトを導入する工程を含む方法が提供される。プローブはターゲツトとなる組織領域に向けて一般的に配向する患者の皮膚の近傍に配置され、プローブは、ターゲツトとなる組織領域に向けて電磁信号を送信し、ターゲツトから反射された電磁信号を受信し、ターゲツトとプローブとの間の空間的な関係を提供するために空間的な情報を提供する。病変およびターゲツトを含む組織試料は、ターゲツトとなる組織領域から除去される。

10

【0019】

さらに他の実施例に従って、患者の胸部のターゲツトとなる組織領域内の病変を除去するための方法であって、胸部組織を介してターゲツトとなる組織領域内にターゲツトを導入する工程；ターゲツトとなる組織領域に向けて電磁信号を送信してターゲツトから反射された電磁信号を受信するプローブを、例えばターゲツトとなる組織領域に向けて一般的に配向する患者の皮膚の近傍に配置する工程；病変の周囲のターゲツトとなる組織領域内に所望のマーヅンを決定するためにプローブを使用する工程；および、所望のマーヅンによって定義されて病変およびターゲツトを含む組織試料をターゲツトとなる組織領域から除去する工程；を含む方法が提供される。

20

【0020】

さらに他の実施例に従って、患者の体内のターゲツトとなる組織領域の場所を見つけるための植え込み可能なマーカ―であって、細長いコア部材およびコア部材によって運ばれた複数のビードを含む植え込み可能なマーカ―が提供される。任意に、ビードは、マーカ―の同定を促進するように電磁信号の反射を強化する複数の表面および/またはエヱジを含むことができる。それに加えてあるいはそのほかに、マーカ―は、ビードまたはコア部材のいずれかに埋め込まれるかあるいはそれらによって運ばれ、能動リフレクターおよび能動トランスポンダーのいずれかを提供する、電気回路を含むことができる。

30

【0021】

ある実施例に従って、体内でマーカ―の場所を見つけるための方法が提供される。方法は、送信アンテナによって、送信信号を体内に送信する工程を含むことができる。送信アンテナはプローブの先端に収容される。また、方法は、受信アンテナによって、マーカ―から反射した受信信号を受信する工程を含むことができる。送信アンテナと同様に、受信アンテナは、また、プローブの先端に収容される。また、方法は、少なくとも1つのプロセッサーによって、送信信号が送信アンテナによって送られた時から受信信号が受信アンテナによって受信された時までの時間差を計算する工程を含むことができる。さらに、方法は、少なくとも1つのプロセッサーによって、プローブの先端からマーカ―までの距離を時間差の使用により決定する工程を含むことができる。さらにまた、方法は、ディスプレイ上に、プローブの先端からマーカ―までの距離を表示する工程を含むことができる。

40

【0022】

典型的な実施例において、送信信号はパルス信号とすることができる。また、方法は、さらに、信号発生器によって、振動信号を発生する工程；振動信号を送信アンテナに送る工程；および、送信アンテナ（基本的にバンドパスフィルタ（BPF）として働く）によって、振動信号をパルス信号に変換する工程；を含むことができる。典型的な実施例において、振動信号は、方形波信号、三角波信号、または、正弦波信号とすることができ、信号発生器は参照オシレーターとすることができ、および/または、少なくとも1つのプロセッサーはデジタル信号プロセッサー（DSP）とすることができる。

50

【 0 0 2 3 】

ある実施例に従って、送信アンテナはボウタイ型アンテナ要素とすることができ、受信アンテナはボウタイ型アンテナ要素とすることができる。例えば、送信アンテナおよび受信アンテナの両者が、マルタクロス型アンテナを形成することができる。また、セラミック要素を、インピーダンス整合のため、送信アンテナおよび受信アンテナの頂部に搭載することができる。送信アンテナおよび受信アンテナの両者は、直線偏光および円偏光のいずれであってもよい。受信アンテナの偏光は、送信アンテナの偏光の交差分極とすることができる（例えば、送信アンテナが水平偏光とし、受信アンテナが垂直偏光とすることができる）。送信信号は、送信信号の周波数がスタート周波数からストップ周波数まで所定の増加量でスイープされる。

10

【 0 0 2 4 】

ある実施例に従って、プローブの先端からマーカまでの距離の表示は、長さの単位で距離を表す数値を表示することによって行われる。あるいは、または、付加的に、プローブの先端からマーカまでの距離の表示は、マーカ、プローブおよびプローブの先端からマーカまでの距離の表示を表すグラフィックイメージを表示することによって行われる。

【 0 0 2 5 】

ある実施例に従って、方法は、さらに、加速度計によって、プローブがマーカに関して傾く角度を測定する工程を含むことができ、少なくとも1つのプロセッサによって、時間差およびプローブの傾き角度を使用して、プローブの先端に関してマーカの位置を決定する工程を含むことができる。典型的な実施例において、方法は、さらに、少なくとも1つのプロセッサによって、受信した信号の振幅を測定する工程を含むことができ、少なくとも1つのプロセッサによって、受信した信号の振幅を使用して、マーカがプローブの先端に関して位置する方向を決定する工程を含むことができる。

20

【 0 0 2 6 】

他の実施例に従って、体内でマーカの場所を見つけるためのシステムが提供される。システムは、送信信号を体内に送信するための送信アンテナを含むことができる。送信アンテナは、プローブの先端に収納されることができる。また、システムは、マーカから反射した受信信号を受信するための受信アンテナを含むことができる。受信アンテナは、プローブの先端に収納されることができる。さらに、システムは、送信信号が送信アンテナによって送られた時間から受信信号が受信アンテナによって受信された時間までの時間差を計算するために、および、時間差を使用して、プローブの先端からマーカまでの距離を決定するために、少なくとも1つのプロセッサを含むことができる。さらにまた、システムは、プローブの先端からマーカまでの距離を表示するディスプレイを含むことができる。

30

【 0 0 2 7 】

典型的な実施例において、送信信号はパルス信号とすることができる。システムは、さらに、送信アンテナに送られた振動信号を発生する信号発生器であって、振動信号をパルス信号に変換する信号発生器を含むことができる。典型的な実施例において、振動信号は、方形波信号、三角波信号、または、正弦波信号とすることができ、信号発生器は参照オシレーターとすることができ、および/または、少なくとも1つのプロセッサはデジタル信号プロセッサ(DSP)とすることができ、

40

【 0 0 2 8 】

ある実施例に従って、送信アンテナはボウタイ型アンテナ要素とすることができ、受信アンテナはボウタイ型アンテナ要素とすることができる。送信アンテナおよび受信アンテナの両者が、マルタクロス型アンテナを形成することができる。システムは、さらに、インピーダンス整合のため、送信アンテナおよび受信アンテナの頂部に搭載されたセラミック要素を含むことができる。送信アンテナおよび受信アンテナの両者は、直線偏光および円偏光のいずれであってもよい。受信アンテナの偏光は、送信アンテナの偏光の交差分極とすることができる。送信信号は、送信信号の周波数がスタート周波数からストップ周波

50

数まで所定の増加量でスワイプされる。

【 0 0 2 9 】

典型的な実施例において、プローブの先端からマーカーまでの距離は、長さの単位で距離を表す数値として表示される。付加的に、または、あるいは、プローブの先端からマーカーまでの距離は、マーカー、プローブおよびプローブの先端からマーカーまでの距離の表示を表すグラフィックイメージとして表示される。

【 0 0 3 0 】

ある実施例に従って、システムは、さらに、プローブがマーカーに関して傾く角度を測定する加速度計を含むことができ、少なくとも1つのプロセッサは、また、時間差およびプローブの傾き角度を使用して、プローブの先端に関してマーカーの位置を決定することができる。少なくとも1つのプロセッサは、また、受信した信号の振幅を測定することができる、受信した信号の振幅を使用して、マーカーがプローブの先端に関して位置する方向を決定することができる。

10

【 0 0 3 1 】

さらに他の実施例に従って、体内でマーカーの場所を見つけるためのプローブ装置が提供される。装置は、送信信号を体内に送信するための送信アンテナを含むことができる。送信アンテナは、プローブの先端に収納されることができる。装置は、また、マーカーから反射した受信信号を受信するための受信アンテナを含むことができる。受信アンテナは、プローブの先端に収納されることができる。また、装置は、送信信号が送信アンテナによって送られた時間から受信信号が受信アンテナによって受信された時間までの時間差を計算するために、および、少なくとも時間差の一部に基づき、プローブの先端からマーカーまでの距離を決定するために、少なくとも1つのプロセッサを含むことができる。

20

【 0 0 3 2 】

典型的な実施例において、装置は、さらに、送信アンテナに送られた振動信号を発生する信号発生器であって、振動信号をパルス信号に変換する信号発生器を含むことができる。装置は、さらに、インピーダンス整合のため、送信アンテナおよび受信アンテナの頂部に搭載されたセラミック要素を含むことができる。

【 0 0 3 3 】

ある実施例に従って、装置は、さらに、プローブがマーカーに関して傾く角度を測定する加速度計、および、少なくとも時間差の一部およびプローブの傾き角度に基づき、プローブの先端に関してマーカーの位置を決定するための少なくとも1つのプロセッサを含むことができる。

30

【 0 0 3 4 】

さらに他の実施例に従って、患者の体内におけるターゲットとなる組織領域の場所を見つけるためのシステムであって、1つ以上の受動タグ、マーカーまたはターゲット；および、ターゲットとなる組織領域中に導入された後ターゲットを検知するために、電磁信号を送信および受信するためのプローブ；を備えるシステムが提供され、プローブは、ターゲットとなる組織領域の近傍および／またはそれに向けて配置される。また、プローブは、例えばターゲットの同定を促進するために、所定の方法で、スイッチを開閉する、あるいは、ターゲットを活性化するように、ターゲットに対しエネルギーのパルスを供給するための、エネルギー発生器を含む。ある実施例において、エネルギー源は、タグを活性化および／またはタグに電力を供給するために、患者の体内に植え込まれたタグに組織を介して通過する十分な透過率を有する、例えば赤外線などの光を透過可能な光源とすることができる。

40

【 0 0 3 5 】

任意に、プローブは、例えばプローブとターゲットとの間の距離および／または角度方向などのプローブに対する空間的な関係に基づく空間情報を提供する、例えばディスプレイ、スピーカーなどの1つ以上の出力装置を含むことができる。任意に、システムは、また、例えば内部に1つ以上のターゲットを搭載する注射針、カニューレまたは他の管状部材を含む、ターゲットを組織内または患者の体内に導入するための、1つ以上の供給装置

50

を含むことができる。

【 0 0 3 6 】

典型的な実施例において、ターゲットは、プローブによるターゲットの検知を高めるために電磁信号を変調するための電気回路を含む受動タグとすることができる。また、ターゲットは、プローブからの電磁信号の反射を高めるために、角度の付いた複数のビードまたは他の構成物を含むことができる。一般的に、電気回路は、プローブからのエネルギーパルスを変換するためのエネルギー変換器または電源、および、電気エネルギーが電源によって発生されるときに開閉動作を行うスイッチ、を含むことができる。典型的な実施例において、タグは、例えば電気回路の1つ以上の部品を活性化させて所定の電圧を発生させる、プローブからの光を電気エネルギーに変換するための1つ以上の感光ダイオードまたは他の部品を含むことができる。ほかの実施例において、プローブは、例えば高周波(RF)エネルギー、振動エネルギーなどの他の形式のエネルギーを送信することができ、電気回路は、電気回路を活性化するための入射エネルギーを電気エネルギー送信するための装置を含むことができる。

10

【 0 0 3 7 】

電気回路は、交互にスイッチを開閉してタグで反射してプローブに戻った信号を変調するため、プローブから受け取ったエネルギーパルスを動力源とすることができる、例えば電界トランジスター、ショットキーダイオードなどのスイッチを含むことができる。例えば、回路は、プローブからの信号の相を変化することができ、ターゲットの同定および/または位置決めを強化することができる。例えば、プローブからの信号はパルス状とすることができ、プローブは、実質的に信号対雑音比を増加させてターゲットの同定を強化できる、反射信号の解析を促進するためのサブトラクションを使用できる。

20

【 0 0 3 8 】

本発明の他の側面および特徴は、添付の図面とともに以下の記載を考慮することで明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 9 】

本開示のこれらおよび他の特徴、側面および効果は、以下の記載、添付されたクレーム、添付図面に关しより良く理解されるであろう、ここに：

【図1】図1は、位置決めワイヤーおよびプローブを含む体内のターゲットとなる組織領域の場所を見つけるためのシステムの典型的な実施例の正面図である。

30

【図2】図2Aは、例えば腫瘍または他の病変などの胸部内のターゲットとなる組織領域内に挿入された、図1の位置決めワイヤーを示す、患者の体のトルソの正面図である。図2Bは、ターゲットとなる組織領域内に配置された位置決めワイヤー上のターゲットを示す、図2Aの2B-2B線に沿ってとられた、胸部の断面図である。

【図3】図3は、例えば皮膚から病変までの距離、所望のマージンおよび/または胸部から取り除かれるべき試料の大きさを決定するために、位置決めワイヤーのターゲットに対する第1の距離測定を行うために使用される、図1のプローブを示す、図2Aおよび2Bに示された胸部の断面図である。

【図4】図4は、例えば除去されるべき試料に対し所望のマージンに到達するのに十分切開されているか否かを判断するために、第2の距離の測定を行うために使用されるプローブを示す、最初の切開が行われた後の図2A、2Bおよび3に示された胸部の断面図である。

40

【図5】図5は、例えば病変の周り望ましいマージンが達成されたことを確認するために、第3の距離の測定を行うために使用されるプローブを示す、図2Aおよび2Bの胸部から取られた切除された組織試料の断面図である。

【図6】図6は、例えば胸部内の触診不可能な病変などの、1つ以上の病変の周りに複数のマーカーを供給するために使用される供給装置を示す、胸部の斜視図である。

【図7】図7は、病変の周りに配置された複数のマーカーを示す、図6の胸部の断面図である。

50

【図 8】図 8 は、例えばマーカーの 1 つ以上の位置までの距離を決定するために、距離測定の第 1 のセットを測定するために使用されるプローブを示す、図 6 および 7 に示された胸部の断面図である。

【図 9】図 9 は、例えば胸部から除去すべき試料の周りの所望のマージンを定義するために、マーカーまでの切開を促進するために使用されるプローブを示す、図 6 - 8 に示された胸部の断面図である。

【図 10】図 10 は、マーカーの場所を決定するための各種システムに含まれるプローブの典型的な実施例を示す線図である。図 10 A は、図 10 に示されたプローブ機器のようなプローブ上に提供された典型的なディスプレイ出力である。図 10 B は、図 10 に示されたような、プローブに設けられたアンテナの断面図である。

10

【図 11】図 11 は、胸部に植え込まれたマーカーと、マーカーを配置するための携帯プローブおよびプローブに結合されたコントローラーを含むプローブ機器と、を含む、体内のターゲットとなる組織領域の場所を見つけるためのシステムの他の典型的な実施例を示す。

【図 12】図 12 は、病変を含む胸部から組織試料の除去を促進するために、マーカーを配置するために使用される図 11 のシステムの側面図である。

【図 13】図 13 は、病変を含む胸部から組織試料の除去を促進するために、マーカーを配置するために使用される図 11 のシステムの側面図である。

【図 14】図 14 は、病変を含む胸部から組織試料の除去を促進するために、マーカーを配置するために使用される図 11 のシステムの側面図である。図 14 A は、マーカーを配置しそれにより胸部から除去すべき組織試料のための所望のマージンを同定するために使用されるプローブを示す、図 14 からの詳細である。

20

【図 15】図 15 は、病変を含む胸部から組織試料の除去を促進するために、マーカーを配置するために使用される図 11 のシステムの側面図である。図 15 A は、マーカーを配置しそれにより除去された組織試料のための所望のマージンが達成されたことを確認するために使用されるプローブを示す、図 15 からの詳細である。

【図 16】図 16 A は、一体型のプローブとプローブに結合したコントローラーとを有する指サックを含むプローブ機器の他の典型的な実施例の斜視図である。図 16 B は、その内部に受け入れられた指を示す図 16 A の指サックの詳細の側面図である。

【図 17】図 17 は、病変を含む組織試料を除去するため、病変の近傍に植え込まれて胸部組織の切開中に図 16 A および 16 B のプローブ機器を使用して配置されたマーカーを示す、胸部の断面図である。

30

【図 18】図 18 は、病変を含む組織試料を除去するため、病変の近傍に植え込まれて胸部組織の切開中に図 16 A および 16 B のプローブ機器を使用して配置されたマーカーを示す、胸部の断面図である。

【図 19】図 19 は、プローブを運ぶカニューレとプローブに結合されたコントローラーとを含むプローブ機器のさらに他の典型的な実施例の側面図である。図 19 A は、その内部にプローブを示す図 19 のカニューレの尖った遠位端の詳細である。

【図 20】図 20 は、病変の近傍に植え込まれたマーカーを有し、病変の部位へのアクセスを提供するために胸部中にカニューレを配置するための方法を示す、胸部の断面図である。

40

【図 21】図 21 は、病変の近傍に植え込まれたマーカーを有し、病変の部位へのアクセスを提供するために胸部中にカニューレを配置するための方法を示す、胸部の断面図である。

【図 22】図 22 は、病変の近傍に植え込まれたマーカーを有し、病変の部位へのアクセスを提供するために胸部中にカニューレを配置するための方法を示す、胸部の断面図である。

【図 23】図 23 A は、組織中に植え込まれてプローブを使用して配置された細長いマーカーの第 1 の典型的な実施例の側面図である。図 23 B は、23 B - 23 B 線に沿って得られた図 23 A のマーカーの断面図である。図 23 C は、図 23 A のマーカーの端面図で

50

ある。図 2 3 D は、展開構造の波形を有する図 2 3 A - 2 3 C のマーカーの側面図である。

【図 2 4】図 2 4 A - 2 4 C は、それぞれ、図 2 3 A - 2 3 D のような植え込み可能なマーカーを作成するために使用するビードの斜視図、端面図および側面図である。

【図 2 5】図 2 5 A は、プローブを使用して組織内に植え込まれて配置される細長いマーカーの他の実施例の側面図である。図 2 5 B は、マーカーの表面仕上げに組み込まれた特徴を示す図 2 4 A のマーカーの詳細である。

【図 2 6】図 2 6 A - 2 6 C は、それぞれ、プローブを使用して組織内に植え込まれて配置されるヘリカル構造を有する細長いマーカーのさらに他の実施例の側面図、斜視部および端面図である。

10

【図 2 7】図 2 7 A - 2 7 C は、それぞれ、プローブを使用して組織内に植え込まれて配置される球状マーカーの典型的な実施例の斜視図、端面図および側面図である。

【図 2 8】図 2 8 A - 2 8 C は、プローブを使用して組織内に植え込まれて配置される球状マーカーの他の実施例の斜視図である。

【図 2 9】図 2 9 A および 2 8 B は、図 2 5 のマーカーを胸部中に供給するために使用される供給カニューレの典型的な実施例の側面図である。

【図 3 0】図 3 0 A は、マーカーを供給するための供給カニューレの他の典型的な実施例の側面図である。図 3 0 B は、3 0 B - 3 0 B 線に沿って得られた図 3 0 A の供給カニューレの断面図である。

【図 3 1】図 3 1 A は、マーカーを供給した後の図 3 0 A および 3 0 B の供給カニューレの側面図である。図 3 1 B は、3 1 B - 3 1 B 線に沿って得られた図 3 1 A の供給カニューレの断面図である。

20

【図 3 2】図 3 2 は、図 3 0 A - 3 1 B の供給カニューレを使用して胸部内に図 2 5 のマーカーを植え込むための方法を示す、胸部の断面図である。図 3 2 A は、それぞれ、図 3 2 および 3 3 に示されたように胸部中に植え込まれたマーカーの詳細を示している。

【図 3 3】図 3 3 は、図 3 0 A - 3 1 B の供給カニューレを使用して胸部内に図 2 5 のマーカーを植え込むための方法を示す、胸部の断面図である。図 3 3 A は、それぞれ、図 3 2 および 3 3 に示されたように胸部中に植え込まれたマーカーの詳細を示している。

【図 3 4】図 3 4 A および 3 4 B は、それぞれ、組織中に植え込まれるためのマーカーのさらに他の典型的な実施例の側面図および底面図である。

30

【図 3 5】図 3 5 は、細長いデザーに結合した図 3 4 A および 3 4 B のマーカーを含むマーカー装置の他の実施例を示す。

【図 3 6】図 3 6 は、図 3 5 のマーカーを供給するための供給装置を示すとともに 1 つ以上の病変の近傍にマーカーを植え込むために胸部中に供給装置を導入するための方法を示す、胸部の断面図である。

【図 3 7】図 3 7 は、図 3 5 のマーカーを供給するための供給装置を示すとともに 1 つ以上の病変の近傍にマーカーを植え込むために胸部中に供給装置を導入するための方法を示す、胸部の断面図である。

【図 3 8】図 3 8 は、図 3 5 のマーカーを供給するための供給装置を示すとともに 1 つ以上の病変の近傍にマーカーを植え込むために胸部中に供給装置を導入するための方法を示す、胸部の断面図である。

40

【図 3 9】図 3 9 は、図 3 5 のマーカーを供給するための供給装置を示すとともに 1 つ以上の病変の近傍にマーカーを植え込むために胸部中に供給装置を導入するための方法を示す、胸部の断面図である。

【図 4 0】図 4 0 は、図 3 5 のマーカーを供給するための供給装置を示すとともに 1 つ以上の病変の近傍にマーカーを植え込むために胸部中に供給装置を導入するための方法を示す、胸部の断面図である。

【図 4 1】図 4 1 A および 4 1 B は、それぞれ、組織中に植え込むためのマーカーのさらに他の典型的な実施例の側面図および底面図である。

【図 4 2】図 4 2 は、細長いデザーに結合した図 3 6 A および 3 6 B のマーカーを含むマ

50

ーカー装置の他の実施例を示す。

【図 4 3】図 4 3 は、図 4 2 のマーカーを供給するための供給装置を示すとともに 1 つ以上の病変の近傍にマーカーを植え込むために胸部中に供給装置を導入するための方法を示す、胸部の断面図である。

【図 4 4】図 4 4 は、図 4 2 のマーカーを供給するための供給装置を示すとともに 1 つ以上の病変の近傍にマーカーを植え込むために胸部中に供給装置を導入するための方法を示す、胸部の断面図である。

【図 4 5】図 4 5 は、図 4 2 のマーカーを供給するための供給装置を示すとともに 1 つ以上の病変の近傍にマーカーを植え込むために胸部中に供給装置を導入するための方法を示す、胸部の断面図である。

【図 4 6】図 4 6 は、図 4 2 のマーカーを供給するための供給装置を示すとともに 1 つ以上の病変の近傍にマーカーを植え込むために胸部中に供給装置を導入するための方法を示す、胸部の断面図である。

【図 4 7】図 4 7 は、患者の胃腸系に導入されるマーカーを示す患者の体の断面図である。

【図 4 8】図 4 8 は、図 4 7 に示された患者の体内に導入されるマーカーの詳細である。

【図 4 9】図 4 9 は、手術をするために患者の胃腸系に導入されたマーカーの位置に少なくとも部分的に基づいて患者の体内に導入される機器を示す、図 4 7 の患者の体の詳細である。

【図 5 0】図 5 0 A はぶつかってマーカーから反射するプローブからの信号の線図的表示であり、一方、図 5 0 B は入力信号と反射信号との間の位相シフトを示している。

【図 5 1】図 5 1 は、マイクロ波アンテナプローブを用いる方法であって、体内のマーカーの場所を見つけるための方法の典型的な実施例のフローチャートである。

【図 5 2】図 5 2 は、マーカーの場所を見つけるための図 5 1 の方法などの方法を実行する典型的なマイクロ波アンテナプローブを示す胸部の断面図である。

【図 5 3】図 5 3 は、マーカーの場所を見つけるための図 5 1 の方法などの方法を実行する典型的なマイクロ波アンテナプローブを示す胸部の断面図である。

【図 5 4】図 5 4 は、例えば図 5 1 の方法を実行する、マーカーの場所を見つけるためのシステムの典型的な構成要素の線図的表示である。

【図 5 5】図 5 5 は、図 5 4 のプローブの典型的な構成要素を示すブロック図である。

【図 5 6】図 5 6 A および 5 6 B は、図 5 4 のプローブなどのプローブに設けられるアンテナ構造の典型的な実施例の側面図である。図 5 6 C は、図 5 4 のプローブなどのプローブに設けられる送信アンテナまたは受信アンテナの典型的な実施例である。

【図 5 7】図 5 7 は、図 5 4 のプローブなどのプローブに設けられる、マルチクロス型アンテナを形成するために組合わされた送信アンテナおよび受信アンテナを示す斜視図である。

【図 5 8】図 5 8 A および 5 8 B は、図 5 7 に示されたマルチクロス型アンテナの斜視図の詳細である。

【図 5 9】図 5 9 A および 5 9 B は、それぞれ、図 5 4 に示されたようなシステムに含まれるアンテナプローブの他の例の斜視図および側面図である。図 5 9 C は、図 5 9 A のプローブを部分的に展開した展開図である。図 5 9 D は、5 9 D - 5 9 D 線に沿って得られた図 5 9 A のプローブの先端の断面図である。

【図 6 0】図 6 0 は、図 5 9 A のプローブに含まれるアンテナサブアセンブリの斜視図である。

【図 6 1】図 6 1 A - 6 1 C は、それぞれ、図 6 0 のアンテナサブアセンブリのアンテナ要素の斜視図、平面図および底面図である。

【図 6 2】図 6 2 は、プローブおよび胸部中に植え込まれたターゲットの典型的な実施例の側面図である。

【図 6 3】図 6 3 は、図 6 2 のプローブの遠位端の底面図である。

【図 6 4】図 6 4 A および 6 4 B は、図 6 2 に示されたシステムのターゲットとなる受動

10

20

30

40

50

タグの典型的な実施例の斜視図である。図 6 4 C および 6 4 D は、それぞれ、図 6 4 A および 6 4 B の受動タグの側面図および底面図である。

【図 6 5】図 6 5 は、図 6 4 A - 6 4 D の受動タグ中に含まれる回路の線図の典型的な実施例である。

【図 6 6】図 6 6 は、図 6 5 の回路のスイッチの操作を実証する線図である。

【発明を実施するための形態】

【0040】

以下の記載において、システムのより完全な記載を提供するために、数多くの詳細が説明されている。しかしながら、当業者にとって、開示されたシステムがそれらの具体的な詳細なしで実行できることは明らかである。他の事例において、よく知られた特徴は、不必要にシステムを不明瞭にしないように、詳細に記載されていない。

10

【0041】

図面を参照すると、図 1 は、胸部内または体の中の他の場所の、腫瘍、病変または他の組織構造のような患者の体内のターゲットとなる組織領域の位置決めのためのシステム 10 の典型的な実施例を示す。システム 10 は、一般的に、マーカー装置または位置決めワイヤー 20、および、電磁パルス、波またはレーザーなどの他の信号を使用して、位置決めワイヤー 20 の少なくとも部分を検知するためのプローブ 30、を含む。位置決めワイヤー 20 は、近位端 22 a、遠位端 22 b および遠位端 22 b 上のターゲット 26 を含む細長い部材またはシャフトを有してもよい。任意に、システム 10 は、位置決めワイヤー 20 に加えて、1 つ以上の付加的な位置決め決定ワイヤーおよび / またはターゲット (図示せず) を含むことができる。

20

【0042】

シャフト 22 は、組織を介しての位置決めワイヤー 20 の経皮的な導入を促進するために十分なコラム強さを有する、例えば固体ロッドまたは中空の管状体比較的固い材料から形成される。シャフト 22 は、例えば約 0 . 5 および 10 センチメートルの間 (0 . 5 - 10 c m) の、患者体外の位置から組織を介してターゲットとなる組織領域まで十分に延びる長さを有することができる。任意に、シャフト 22 は、例えば必要に応じてシャフト 22 が傾くことができあるいは希望の形状に形成されることができるように、可鍛性を有するかあるいは可塑変形可能とすることができる。

【0043】

30

ターゲット 26 は、プローブ 30 を使用して遠位端 22 b の位置決めを促進するように、シャフト 22 の遠位端 22 b 上で 1 つ以上の特徴を含む。ここで示した典型的な実施例において、ターゲット 26 は、例えば約 0 . 5 および 5 ミリメートルの間 (0 . 5 - 5 m m) の、例えばシャフト 22 の遠位端 22 b よりもより大きな直径を有する球状体などの、球状構造とすることができる。任意に、ターゲット 26 は、電磁信号の受信および反射を促進するための 1 つ以上の特徴を含むことができる。例えば、ターゲット 26 は、例えば明細書の他の場所に記載されたマーカーと同様に、1 つ以上の材料から形成されるか、および / または、レーダーによる同定を高めることができる。別の実施例では、本書の他の実施例と同様に、レーダーの反射および / または検出を向上する 1 つ以上のコーナーおよび / またはエッジを含む、例えば立方体、三角形、らせん形などの、他の形態および / または形状のものが設けられてもよい。

40

【0044】

それに加えてまたはその代わりに、ターゲット 26 は、例えば病変 42 の周囲の望ましいマージンの特定を促進するために、病変 42 のサイズおよび / または形状に近似したサイズおよび / または形状を有することができる。例えば、病変 42 のサイズおよび / または形状は前もって決定することができ、ターゲット 26 は、サイズおよび / または形状の異なるターゲットのセットから選択することができ、シャフト 22 に固定することができる (または各ターゲットはそれ自身のシャフトに設けられる) 。それに加えてまたはその代わりに、複数の位置決めワイヤーおよび / またはターゲットが設けられる場合、各ターゲットは、例えばプローブ 30 を使用して、ターゲットと他のターゲットとの区別を促進

50

するために、異なる形状および／または特徴を有することができる。

【0045】

ある実施例において、シャフト22およびターゲット26は、同じ材料から一体に形成することができる。また、ターゲット26は、シャフト22と異なる材料から形成することができ、ターゲット26は、例えば、接着剤による接合、溶接、はんだ付け、締め付け、糸や他の協働連結具などによって、遠位端22bに固定することができる。そのため、この変形例において、ターゲット26は、シャフト22に対するレーダーによる同定を高める材料から形成することができる。

【0046】

任意に、複数のターゲットが植え込まれている場合、各ターゲットは、特定のターゲットを1つ以上の他のターゲットに対し区別可能な、表面、形状および／または付加的材料の特徴を有することができる。例えば、各ターゲットは、そのターゲットに特定されており、それを一意的に特定するために使用される、特定の電磁信号を、吸収または反射することができる。

【0047】

他のオプションにおいて、位置決めワイヤー20は、アンカーエレメント24が不必要なほど十分にターゲット26自身が位置決めワイヤー20を安定化することができたとしても、例えばターゲット26の近傍の遠位端22b上に1つ以上のアンカーエレメント24を含むことができる。

【0048】

図のように、アンカーエレメント24は、例えば、ターゲット26から隣接して離れるように角度つけられた、シャフト22から横切るように延びる複数返し24（ここでは2つを示す）を含んでいる。そのため、返し24は、例えばその後の近位での離脱を防止しながら位置決めワイヤー20が組織を通して遠位方向に前進することを許すように、位置決めワイヤー20が組織中に挿入された後、位置決めワイヤー20を所定の位置にアンカーするための構成とすることができる。例えば、返し24は、例えば前進を促進するように位置決めワイヤー20のプロファイルを最小にするために、シャフト22に対して、あるいは、シャフト22の近傍に、返し24が圧縮されるのに十分な可とう性を有することができるが、その一方で、図示のように、横断方向に対し外側に戻るように弾性的にバイアスをかけることができる。

【0049】

プローブ30は、例えば消費電力の小さいインパルスレーダー（MIR）プローブのように、電磁信号送信および受信能力を有する携帯機器とすることができる。例えば、図1に示されているように、プローブ30は、例えば患者の皮膚またはその下の組織のように、組織に対しましては組織の近傍に配置されることを意図する第1の端部30aと、例えばユーザーによって保持される第2の対向端部30bと、を含む携帯端末とすることができる。図10を付加的に参照すると、プローブ30は、例えば送信アンテナ32および受信アンテナ34などの1つ以上のアンテナと、1つ以上のプロセッサまたはコントローラ36と、ディスプレイ38と、を含むことができる。

【0050】

図10に戻ると、プロセッサ36は、送信アンテナ32による送信のための信号の生成、および／または、受信アンテナ34から受信された信号の処理、に必要な、1つ以上のコントローラ、回路、信号発生器、ゲートなど（図示せず）を含むことができる。プロセッサ36の構成要素は、要望に応じて、個別部品、半導体素子、プログラマブル素子、ソフトウェアコンポーネントなどを含むことができる。例えば、図示のように、プローブ30は、例えば送信信号を生成するために送信アンテナ32と結合した、パルス発生器および／または疑似雑音発生器（図示せず）などのインパルス発生器36b、および、受信アンテナ34によって検知された信号を受信するためのインパルス受信器36c、を含むことができる。プロセッサ36は、アンテナ32を介して電磁パルス、波または他の信号を送信し、次に、アンテナ34を介して反射した電磁信号を受信するために、インパ

10

20

30

40

50

ルス発生器 36b とインパルス受信器 36c とを交互に動作させる、マイクロコントローラ 36a およびレンジゲートコントロール 36d を含むことができる。使用できる典型的な信号は、例えば超低帯域領域における、マイクロインパルスレーダー信号などの、マイクロ波、電磁波を含むことができる。

【0051】

典型的な実施例において、アンテナ 32、34 のそれぞれは、例えば、ダイヤモンドダイポールアンテナ、シングルエンド形楕円アンテナ（「SEA」）、パッチアンテナなど、ホーン状に突出した物理的プロファイル、ダイポールおよびパッチ、または、コプレーンアンテナなどの、UWB アンテナとすることができる。また、プロセッサ 36 は、分離したアンテナ 32、34 の代わりに、送信アンテナおよび受信アンテナ（図示せず）として交互に動作する単一のアンテナを作動させることができる。

10

【0052】

例えば、各アンテナ 32、34 は、Progress in Electromagnetics Research B, Vol. 13, 59-74 (2009) で公開された「超広帯域マイクロ波胸部イメージングのための TEM ホーン形アンテナ」に開示されているような、TEM ホーン形アンテナとすることができる。また、各アンテナ 32、34 は、2008 年 3 月 20 日に公開された米国特許出願公開第 2008/0071169 に開示されているような、また、Microwaves, Antennas, & Propagation, IET, Volume 1, Issue 2 (2007 年 4 月), pp. 277-281 で公開された、Nilavalan らによる「胸部がん腫瘍発見のための広帯域マイクロストリップパッチアンテナ設計」に開示されているような、パッチアンテナとすることができる。パッチアンテナは、例えばマイクロインパルスレーダーとの使用を促進するために、誘電体材料で満たされた筐体（図示せず）と結合することができる。

20

【0053】

他の別の実施例において、各アンテナは、例えば図 10B に示されるような、導波管ホーンとすることができる。図示のように、アンテナ 32' は、第 1 の端部 32B で閉じて、第 2 の端部 32C で開放されて、その内部に導波管 32D が搭載された、ケーシング 32A を含む。ケーシング 32A の壁は、Emerson & Cuming Microwave Products N.V. of Westerlo, Belgium によって販売された、Eccosorb-FGM40 のような、広帯域シリコン吸収材料である、吸収材料 32E で裏打ちされている。ケーシング 32A の体積は、例えば約 10 の比誘電率を有する、誘電体 32F で満たすことができる。典型的な実施例において、アンテナ 32' は、例えば、約 15 x 15 ミリメートル (15 x 15 mm) の広さを有し、約 30 ミリメートル (30 mm) の第 1 および第 2 の端部 32B - 32C 間の長さを有する、約 3 および 10 ギガヘルツの間 (3 - 10 GHz) の超広帯域周波数（「UWB」）で動作するよう構成された四角形の導波管ホーンとすることができる。開放端 32B は、例えば、明細書の他の場所にも記載されているように、そこを介してアンテナ 32' が信号を送信および/または受信することを意図されている組織に接触または組織と結合するように、内部にアンテナ 32' を搭載したプローブから外側に向けることができる。

30

40

【0054】

インパルス受信器 36c からの信号は、さらなる処理、ディスプレイ、ストレージ、送信などのためのマイクロコントローラ 36a と通信する前に、例えばリターン信号ディクレーターおよび整形回路 36e によって、フィルターにかけられるか処理されてもよい。回路 36e は、必要に応じて例えばリターンエコーノイズやクラッターなどの信号をアンテナ 34 から受信し、これらの信号を LPF を用いてディクレーターし、および/または、デジタル適合フィルタリングおよび/またはパルス整形を含んでもよい。マイクロコントローラ 36a は、さらに以下に記載するように、例えばプローブ 30 に対するターゲット 26 や他の構造の距離、角度、方向などの空間的な関係を同定するために、受信した、および/または、処理した信号を読み取る。プローブ 30 内に含まれるプロセッサ

50

および／または他の構成要素の典型的な実施例は、M c E w a n に対し発行された米国特許第 5 , 5 7 3 , 0 1 2 号および第 5 , 7 6 6 , 2 0 8 号に開示されている。

【 0 0 5 5 】

他の実施例において、プローブ 3 0 は、M c E w a n に対し発行された米国特許第 6 , 9 1 4 , 5 5 2 号に開示されているように、磁気レーダーシステムとして動作するよう構成することができる。例えば、プローブ 3 0 は、例えばプローブ 3 0 の内部または外部に設けられる、発電機および／または電流コイルドライバ（図示せず）に結合した電磁石（図示せず）などの磁場励起源を含むことができる。例えば、プローブは、距離の測定または位置の調整を行うために、レーダーユニットが同定および／または認識できる特定周波数で極から極への振動を発生する、マーカーまたは他のターゲットに対する磁場を含むことができる。そのようなプローブは、レーダーパルスがターゲットに到達することを弱める、または、反射信号がレーダーアンテナに到達することを弱める、比較的高インピーダンスまたは誘電率を有する、組織、骨、または、体液中に、ターゲットが植え込まれているときに、有益である。

【 0 0 5 6 】

図 1 0 に戻ると、プローブのディスプレイ 3 8 は、例えばアンテナ 3 2 、 3 4 を介して得た空間的または画像のデータである情報をプローブ 3 0 のユーザーに表示するための、マイクロコントローラ 3 6 a に結合されることができる。距離、角度、方向、および／または、例えば、さらに以下に記載するように、プローブ 3 0 に対するターゲット 2 6 の相対的な位置に基づく場合のように所定の基準に基づいたデータを提供するディスプレイ 3 8 が、簡単に読み取ることができる。図 1 0 A は、矢印のアレイまたは他の表示器 3 8 a および読み取られた距離 3 8 b を含むことができる、提供可能なディスプレイ 3 8 のための出力の典型的な実施例を示している。例えば、マイクロコントローラ 3 6 a は、マーカー（図示せず）が位置するのがプローブ 3 0 に対してどの方向かを決定するために受信した信号を解析し、適切な矢印 3 8 a を作動させ、マーカーまでの距離（例えば、示された「3 c m」）を表示する。そのため、ユーザーは、マーカーがどの方向にどのくらい離れて位置するのかを同定可能となり、それによって、マーカーおよびその内部にマーカーが埋め込まれているターゲットとなる組織領域に対するガイダンスをユーザーに提供することができる。

【 0 0 5 7 】

それに加えてまたはそれに代えて、ディスプレイ 3 8 は、例えば、そこにプローブ 3 0 が方向付けられている、言い換えると、第 1 の端部 3 0 a 、プローブ 3 0 の操作パラメータなどを越えたりアルタイムの領域の画像などの他の情報を提供することができる。任意に、プローブ 3 0 は、ディスプレイ 3 8 に加えて、またはその代わりに、1 以上の出力デバイスを具えてもよい。例えば、プローブ 3 0 は、空間情報、操作パラメータなどの情報を提供するために、音声出力を提供できる 1 つ以上のスピーカー（図示せず）、視覚出力を提供できる 1 つ以上の L E D または他の光源などを含むことができる。例えば、スピーカーまたは L E D は、プローブ 3 0 が例えば望ましいマージンなどのマーカーからの所定のしきい値距離に到達したとき動作させることができ、または、連続的により近い距離が達成されたとき動作させることもできる。

【 0 0 5 8 】

任意に、プローブ 3 0 は、1 つ以上のユーザーインターフェース、メモリー、送信器、受信器、コネクタ、ケーブル、電源など（図示せず）の、他の特徴または構成要素を含むことができる。例えば、プローブ 3 0 は、プローブ 3 0 の構成要素を操作するために、1 つ以上のバッテリーまたは他の内部電源を含むことができる。また、プローブ 3 0 は、プローブ 3 0 の構成要素を操作するために、例えば標準的な交流電源などの外部電源に接続されたケーブル（図示せず）を具えてもよい。

【 0 0 5 9 】

図 1 0 に戻ると、ユーザーコントロール 3 7 は、キーパッド、タッチスクリーン、個別ボタンなど（図示せず）の 1 つ以上の入力装置を含むことができる。ユーザーコントロー

10

20

30

40

50

ル 37 は、ユーザーが例えばプローブ 30 のオン、オフやプローブ 30 のリセットなどの単純な操作を行うことを認め、また、プローブ 30 のより複雑なコントロールも認めている。例えば、ユーザエーコントロール 37 は、プローブ 30 の検出感度や他のパラメーターの調整を可能とし、データのキャプチャー、記憶、遠隔通信などを可能とする。

【0060】

任意に、プローブ 30 は、アンテナ 32、34 を介して得られたデータを記録または記憶可能な内部メモリ 36 f および / またはマイクロコントローラー 36 a を含むことができる。例えば、マイクロコントローラー 36 a は、操作中にデータを自動的に記録することができ、または、データを選択的にメモリ 36 f にセーブするよう指示されることもできる。それに加えてあるいはそれに代えて、マイクロコントローラー 36 a は、例えばストレージ、ディスプレイなどの 1 つ以上の外部装置にデータを転送することができる。例えば、プローブ 30 は、そのようなデータ転送を可能とする 1 つ以上のケーブル (図示せず) を含むことができ、および / または、プローブ 30 は、例えばラジオ周波数、赤外線または他の信号を介して、無線でデータを送信しおよび / またはコマンドを受信するための送信機および / または受信機 (図示せず) を含むことができる。

【0061】

図 1 および 10 に示されているように、プローブ 30 のすべての内部構成要素は、プローブ 30 が内蔵型となるように、筐体またはケーシング 39 内に設けられることができる。例えば、ケーシング 39 は、例えばプローブ 30 の全体がユーザーの手に保持できるように、比較的小さくてポータブルとすることができる。任意に、図 1 に示すように、ケーシング 39 の第 1 の端部 30 a は、ケーシング 39 の他の部分と同様または異なる材料から形成される。例えば、第 1 の端部 30 a は、送信アンテナ 32 からおよび / または受信アンテナ 34 へ、実質的な障害なく、そこを通る電磁信号の通路を簡単に収納する材料から形成されることができる。任意に、その材料は、障害、インピーダンス整合を減少するため、または、プローブ 30 を介して患者の体の内部へあるいはそれから外部への信号の送信および受信を促進するため、選択されることができる。それに加えてあるいはそれに代わって、望むならば、プローブ 30 は、プローブ 30 の保持あるいは操作を促進するため、ハンドル、フィンガーグリップ、および / または、他の特徴 (図示せず) を含むことができる。

【0062】

また、図 11 に示すように、携帯プローブ 131 から離れたケーシング内に 1 つ以上の構成要素を含む分離コントローラー 139 を含むプローブ機器 130 を設けることができる。例えば、携帯プローブ 131 は、1 つ以上のアンテナ 132 を有する先端部 131 b を含む細長い筐体 131 a を含むことができる。コントローラー 139 は、前の実施例と同様に、アンテナ 132、ディスプレイ 138 などをコントロールするための 1 つ以上のプロセッサを含むことができる。携帯プローブ 131 は、1 つ以上のケーブル 133 によって、コントローラー 139 内のプロセッサに連結される。例えば、インパルス発生器、インパルス受信器、および / またはゲートコントロールは、コントローラー 139 のケーシングの内部、または、望むならば筐体 131 a の内部に、設けられる。ある実施例において、ケーブル 133 は、携帯プローブ 131 のアンテナ 132 をコントローラー 139 内の電子機器に電氣的に結合するために、コントローラー 139 のコネクタ (図示せず) に着脱自在に接続可能とすることができる。そのため、携帯プローブ 131 はディスプレイで使い捨て可能な装置とすることができ、一方、コントローラー 139 は、多数の処置の間、新しい携帯プローブ 131 をコントローラー 139 に接続することによって使用されることができ、それは手術野から外側に残すことができるが、さらに後述するように、希望するならば、アクセス可能および / または視聴可能に残すこともできる。

【0063】

図 2 A - 5 に戻ると、図 1 の位置決めシステム 10 は、例えば病変および / または他のターゲットとなる組織領域 41 の位置決めを促進するため、および / または、胸部 41 または他の体の構造から試料の切開および / または除去を促進するため、例えば乳房生検ま

10

20

30

40

50

たは腫瘍摘出手術の処置などの医学的処置の間、使用されることができる。システム 10 は胸部病変の位置決め特に有効であると記載されているが、システム 10 は、また、例えば明細書のほかの場所に記載のあるように、体の別の領域中の他の対象物の位置決め使用されることは、理解すべきである。

【0064】

処置の前に、例えば腫瘍や他の病変などのターゲットとなる組織領域は、従来から知られている方法によって特定される。例えば、図 2 A に示すように、胸部 41 内の病変 42 が、例えばマンモグラフィーおよび/または他のイメージングを使用して特定され、病変 42 を除去するとの決定がなされる。腫瘍 42 を囲む点線 44 は、例えば処置中に除去すべき望ましい組織試料 46 のサイズおよび形状を示す、「クリア」なマージンを定義する。例えば、マージン 44 は、試料 46 を除去した後残された組織が癌性のセルまたは他の望ましくないセルに対し実質的にクリアであることを保証するために、選択される。典型的な実施例において、病変 42 の外側の境界と組織試料 46 の外側エッジまたはマージン 44 との間の距離は、例えば少なくとも約 2 ミリメートル (2 mm) または少なくとも約 1 センチメートル (1 cm) などの、約 1 および 10 ミリメートルの間 (1 - 10 mm) とすることができる。

【0065】

図 2 A および 2 B に戻ると、位置決めワイヤー 20 は、例えば患者の皮膚 48 から介在する組織を介してターゲット 26 が病変 42 内に位置するまで、組織 40 を介して経皮的に導入される。典型的な実施例において、位置決めワイヤー 20 は、明細書の他の箇所で図 20 - 22 を参照して記載されたカニューレ 340 と同様に、注射針および/または拡張器 (図示せず) を使用して予め配置された供給シース (図示せず) を介して導入される。例えば、尖った先端部を有するカニューレまたは供給シースは、例えばガイダンスのための超音波または X 線イメージングを用いて、皮膚 48 および介在する組織 40 を介して病変 42 中に侵入し、次に、位置決めワイヤー 20 は、カニューレを介して前進する。また、尖った先端部を有する注射針は組織を介して前進し、次に、供給シースは、例えば注射針と供給シースとの間の拡張器に沿って、注射針 (図示せず) を越えて前進する。一旦、供給シースが、それが皮膚 48 から病変 42 まで延びるように位置決めされると、注射針および任意の拡張器は取り除かれる。位置決めワイヤー 22 の遠位端 22b は、次に、ターゲット 26 が病変 42 内に位置するまで、供給シースを介して前進し、その後供給シースは除去される。任意に、位置決めワイヤー 22 は、位置決めワイヤー 22 のターゲット 26 および/または遠位端 22b のイメージングを促進するために、例えばターゲット 26 上またはそれに近接する放射線不透過性または音波を発生するマーカーなど、遠位端上に 1 つ以上のマーカー (図示せず) を含むことができる。外部イメージングは、ターゲット 26 が病変 42 内に適切に位置決めされたことを保証するために、位置決めワイヤー 20 の導入中および/またはその導入後に、使用される。

【0066】

位置決めワイヤー 20 が返し 24 などのアンカーエレメントを含む場合、返し 24 は、位置決めワイヤー 20 が供給シースを介して前進するとき、内側に圧縮される。一旦ターゲット 26 が病変 42 内に位置決めされると、供給シースは引き出され、その後返し 24 は近接する組織内で弾性的に外側に広がる。そのため、シャフト 22 の遠位端 22b 上の返し 24 は、例えばターゲット 26 が病変 42 内の固定位置に実質的に装着されるように、病変 42 に対し位置決めワイヤー 20 をアンカーする。それに加えてまたはそれに代えて、包帯、テープなど (図示せず) が、例えば位置決めワイヤー 22 の移行を防止するように、患者の皮膚 48 に位置決めワイヤー 22 の近位端 22a を装着するために、使用される。

【0067】

位置決めワイヤー 20 が正確に位置決めおよび/または装着された後、プローブ 30 の第 1 の端部 30a は、例えば通常病変 42 上の患者の皮膚 48 に近接あるいは接触して配置され、および/または、あるいはターゲット 26 の方向に向けられ、図 3 に示すように

動作する。プローブ 30 の送信アンテナ 32 (図示せず、図 10 を参照のこと) は、組織 40 を介して伝わってターゲット 26 で反射する電磁信号 31 を放射する。信号 33 は、プローブ 30 中で受信アンテナ 34 (図示せず、図 10 を参照のこと) に反射して戻る。プローブ 30 は、次に、例えば信号 31 が送られた距離や信号 31 の送信と反射信号 33 の受信との間の時間の経過などに基づき、例えばターゲット 26 とプローブ 30 (およびプローブ 30 の第 1 の端部 30 a が接触している場合は患者の皮膚 48) との間の距離 52 などの、ターゲット 26 とプローブ 30 の第 1 の端部 30 a との間の空間的な関係を決定することができる。任意に、プローブ 30 は、また、例えば切開の正しい方向の決定を促進するために、ターゲット 26 と第 1 の端部 30 a との間の相対角度を決定することができる。

10

【0068】

ある実施例において、プローブ 30 のマイクロコントローラ 36 a (図示せず、図 10 を参照のこと) は、例えばターゲット 26 のサイズ、形状、および/または、他の側面の認識に基づき、ターゲット 26 を特定するために、受信信号にフィルターをかけるか、あるいは、受信信号を解析することができる。そのため、マイクロコントローラ 36 a は、ターゲット 26 を自動的に特定することができ、それを患者の体内に存在する他の構成物から区別することができる。また、マイクロコントローラ 36 a は、多分ターゲット 26 を特定したであろう、プローブ 30 に信号を戻すよう反射するいかなる対象物を、簡単に特定することができる。例えば、マイクロコントローラ 36 a は、プローブ 30 の第 1 の端部 30 a から直角に延びる軸に対する距離 52 および/または角度を形成することができ、この空間的な情報をディスプレイ 38 上に表示することができる。この情報は、例えば病変 42 を含むターゲットとなる組織領域にアクセスするための切開の方向および深さを提供することによって、病変 42 に横たわる執刀医の切開する組織に対するガイダンスを提供できる、ターゲット 26 の位置決め結果として病変 42 の位置決めを促進することができる。

20

【0069】

それに加えてまたはそれに代えて、他の情報が希望に応じてディスプレイ 38 上に表示することができる。例えば、ディスプレイ 38 は、除去すべき組織試料 46 のターゲットとしたサイズおよび形状の定義を促進することができる、ターゲット 26 とターゲットとなる組織試料 46 の外側のマージン 44 との間の距離 54 を提供することができる。距離 54 を決定するために、プローブ 30 は、例えば、プローブ 30 のプロセッサ 36 中にプログラムされたプリセットされたパラメータに基づき、あるいは、例えばユーザーコントロール 37 (図示せず、図 10 を参照) を介して処置の直前にユーザーによってマイクロコントローラ 36 a に提供された大きさに基づき、望ましいマージン 44 とターゲット 42 との間の所定の距離を自動的に減算することができる。

30

【0070】

任意に、図 3 を参照し続けると、プローブ 30 は、皮膚 48 に対しまたはその近傍のいくつかの場所 (および望むならば得られた空間情報) で、位置決めされる。そのような情報は、例えば病変 42 までの最も短いパスなどの切開のために最適なアプローチパスを決定する執刀医を補助することができ、あるいは、3次元において病変 42 に対する執刀医の方向を補助することができる。患者の皮膚 48 とターゲット 26 との間の皮膚 48 上の望ましい位置からの距離 52 が決定された後、図 4 に示すように、組織 40 は、組織試料 46 の所定の外側エッジ 44 に達するまで切開される。例えば、プローブ 30 が配置された場所で切開が患者の皮膚 48 中で行われ、介在する組織は、マージン 44 に対応する深さが達成されるまで、従来公知の方法で切断される。任意に、切開中いつでも、プローブ 30 は露出した組織に対しまたは組織の近傍に配置され、切断のアプローチおよび/または深さを確認するために空間情報を得る。

40

【0071】

図 4 を続けて参照すると、望むならば、一旦執刀医が望ましいマージン 44 に達したと考えると、ターゲット 26 までの所定の距離 54 に到達したことを検証するために、別の

50

距離測定がプローブ 30 により行われる。例えば、プローブ 30 が切開した組織領域の底面とターゲット 26 との間の距離を決定するために、プローブ 30 の第 1 の端部 30 a は切開した組織領域の底面と接触して位置決めすることができ、信号 31 は送信アンテナ 32 によって送信することができ、信号 33 は受信アンテナ 34 によって受信することができる。組織試料 46 の望ましいマージン 44 に到達したことを検証したのち、組織試料 46 は、除去された資料 46 内に残るターゲット 26 とともに、従来の腫瘍摘出手術による処置を使用して、切り取られるかあるいは除去されることができる。望むならば、ターゲット 26 は、例えばシャフト 22 とターゲット 26 との間のコネクタ（図示せず）などの接続を外して、シャフト 22 の近位端 22 b を切断することによって、試料 46 の除去を促進するために、シャフト 22 から分離することができる。

10

【0072】

図 5 に戻り、望むならば、例えば、望ましいマージン 44 が、ターゲット 26 の周りで結果的に病変 42 の周りで、達成されたことを確認するために、プローブ 30 は切開された組織試料 46 を解析するために使用される。図示したように、送信信号 31 はプローブ 30 によって送信され、信号 33 はターゲット 26 で反射され、それにより、プローブ 30 は、距離 54 および / または他の空間情報を決定して表示することができる。このようにして、所定の組織マージンが達成されたことを検証することができる。

【0073】

図 6 - 9 に戻ると、プローブ 30 および複数の植え込み可能なマーカーまたはターゲット 120 を含む、例えば複数の触診不可能な病変 142 のような病変または他の組織構造の場所を特定するためのシステム 110 の他の典型的な実施例が示されている。プローブ 30 は、明細書のいずれかに記載された実施例と同様に、電磁信号を送信可能であるとともに反射した信号を受信可能である携帯機器とすることができる。

20

【0074】

マーカー 120 は、病変 142 の周りの領域中に組織を介して導入するための大きさを有する、複数の植え込み可能な要素を含むことができる。例えば、マーカー 120 は、図 1 を参照して上述したターゲット 26 と同様に、および / または、例えば図 23 A - 28 C、34 A、34 B、41 A および 41 B を参照して明細書の他の場所に記載されたマーカーと同様に、プローブ 30 によって送信された電磁信号の反射を高めるための特徴を例えば有する、複数のストリップ、シリンダー、らせん、球などとして形成される。

30

【0075】

図 6 に示すように、マーカー 120 は、約 1 / 2 から 4 ミリメートル (0.5 - 4.0 mm) の間の長さ、約 1 / 2 から 2 ミリメートル (0.5 - 2.0 mm) の間の幅、および、約 1 / 2 から 3 ミリメートル (0.5 - 3.0 mm) の間の厚さを有する、例えば長方形や他の形状のマーカーなどの細長いストリップとすることができる。マーカー 120 は、例えば所定の誘電率を有する、金属またはプローブ 30 による検知を高めることができる他の材料によって、形成することができる。それに加えてあるいはそれに代えて、マーカー 120 は、例えばマーカー 120 が組織内に植え込まれて、次に、例えば何日、何週間、何月をかけて時間の経過とともに組織によって溶解されあるいは吸収されるような、生体吸収性材料から形成できる。

40

【0076】

任意に、マーカー 120 は、例えば導入中における、あるいは、処置中の配置後における、あるいは、マーカー 120 が処置後に患者の体内に残った場合はその後における、マーカー 120 イメージングまたはモニタリングを促進することができる、放射線不透過物質、放射性材料および / または音波を発生する材料から、形成することができる。また、望むならば、各マーカー 120 は、明細書の他の箇所に記載されているように、1 つ以上のマーカーを他のマーカーと区別可能な、表面の、形状の、および / または、付加的材料の特徴を有することができる。例えば、各マーカー 120 は、プローブ 30 からの入力信号を所定の方法で変調すること、および / または、そのマーカー 120 に特有の特定の電磁信号を吸収または反射することができ、それを一意的に特定するために使用すること

50

ができる。

【0077】

また、図6に示すように、システム110は、患者の体内にマーカー120を導入するための1つ以上の供給装置160を含むことができる。例えば、ターゲットとなる組織領域（図示せず）に組織を介して導入するための大きさを有するとともに1つ以上のマーカー120を運ぶことができる、近位端162aおよび遠位端162bを含むシャフト162を含む供給装置160が提供される。供給装置160は、シャフト162の近位端162aおよび遠位端162bと、内腔164から連続するかあるいは独立した、1つ以上のマーカー120を選択的に供給するための、シャフト内をスライド可能なプッシャー部材166と、の間で少なくとも部分的に延びる内腔164を含むことができる。

10

【0078】

図示のように、シャフト162の遠位端162bは、シャフト162が組織を介して直接導入可能なように、傾斜させるかおよび/または尖らせることができる。あるいは、供給装置160は、例えば明細書の別の場所に記載されているように、組織を介して事前に配置された、カニューレ、シースまたは他の管状部材（図示せず）を介して導入することができる。任意に、遠位端162bは、例えば蛍光透視、超音波、電磁信号などを使用して、導入中における遠位端162bのモニタリングを促進できる、例えば放射線不透過性または音波を発生する材料から形成された、バンドまたは他の特徴を含むことができる。

【0079】

図示のように、プッシャー部材166は、マーカー120近傍の内腔164内に配置されたピストンまたは他の要素（図示せず）、および、内腔164からマーカー120を押し出すようにピストンを前進させるための、ピストンに結合されたプランジャーまたは他のアクチュエーター168、を含む。図示のように、プランジャー168は、内腔164から連続して1つ以上のマーカー120を供給するために、マニュアルで前進することができる。あるいは、例えば遠位端162bから個々のマーカー120を供給するために、各作動において十分にピストンを前進させることができる、トリガー装置または他の自動化されたアクチュエーター（図示せず）は、シャフト162の近位端162a上に設けることができる。

20

【0080】

図6-9に戻ると、胸部41または他の組織構造中の病変または他のターゲットとなる組織領域142の位置を特定するために、マーカー120およびプローブ30を使用するための典型的な方法が示されている。図6および7に示すように、マーカー120は、摘出すべき組織試料146の望ましいマージンまたは体積144の輪郭を描くために、組織40内に植え込まれることができる。例えば、供給装置160のシャフト162は、患者の皮膚48を介しておよび介在する組織40を介して、経皮的に挿入することができ、遠位端162bは、例えば遠位端162bを望ましい位置にガイドするための外部イメージングを使用して、病変142内またはその周囲に位置決めされる。一旦位置決めされると、プランジャー168は、マーカー120を組織中に供給するために、前進することができる（またはシャフト162がプランジャー168に対し取り除かれる）。供給装置160は、他の位置にさらに前進することおよび/または胸部41から完全に取り除かれることができ、例えば1つ以上の付加的なマーカー120を供給するために、皮膚48の他の場所を介してターゲットとなる組織領域に再導入することができる。

30

40

【0081】

あるいは、供給装置160は単一のマーカー120のみを運ぶことができ、複数の供給装置（図示せず）が各マーカー120を供給するために設けられることができる。それに加えてまたはそれに代えて、定位装置（図示せず）は、例えば1つ以上の供給装置を、病変142の場所を特定するため、患者の体内の望ましい3次元アレイまたは他の配列中に導入するために、使用されることができる。さらに他の例において、マーカー120は、ワイヤー10と同様の複数の位置決めワイヤーや、連続してまたは同時に供給される1つ以上のカテーテル（図示せず）などと置き換えることができる。任意に、カテーテル、ワ

50

イヤーまたは他の装置は、試料体積または領域の拡張および/または位置決めを促進するために、例えば遠位端（図示せず）において、拡張可能とすることができる。

【0082】

図6および7に示された典型的な実施例において、マーカー120は、例えば病変142を取り囲む試料体積を取り除くために処置前または処置中に、触診不可能な病変142のグループを取り囲む。組織試料146の外側エッジ144と病変142との間の距離156は、取り除かれた組織の体積が、上述した方法と同様に、クリアなマージンを保証するのに十分であることを保証するために、選択されることができる。

【0083】

図7に示すように、マーカー120が植え込まれた後、プローブ30は患者の皮膚48 10
に対しまたはその近傍に配置することができ（例えば信号を組織40へおよびそこから送信および受信するために、患者の皮膚48をプローブ30に接触させる必要はない）、プローブ30は、先の実施例と同様に、プローブ30とマーカー120との間の距離152（および/または他の空間的情報）を決定するために、使用することができる。特に、プローブ30によって発せられる信号31は、マーカー120で受信されてプローブ30中の受信器に信号33として反射して戻ることができ、プローブ30は、患者の皮膚48とマーカー120との間の距離152を決定するために、信号を使用することができる。

【0084】

図8に示すように、病変142を取り囲む組織40は、次に、1つのマーカー120と遭遇するまで、切開することができる。この点で、他の測定が、適切な切開深さを保証するために、プローブ30で行われる。プローブ30は、組織試料146の周辺部144の周りに他のマーカー120を配置するために、図8の幻像に示されたように、再位置決め 20
することができる。結果としての距離測定が、病変142の周りの切開のための望ましいマージン体積を決定するために使用される。このプロセスは、病変142の周りの組織試料146の切除中、マーカー120までの距離に基づいて望ましいマージンの測定を促進するために、望むだけ繰り返すことができる。組織試料146は、全てのマーカー120が組織試料146とともに取り除かれるように、その中にマーカー120を含むことができる。あるいは、望ましいマージンは、組織試料120が取り除かれた後マーカー120が胸部内に残るように、マーカー120の内部に定義することができる。この選択肢において、マーカー120は、生体吸収性とすることができ、また、患者の胸部41内に不活 30
性で永久に残るようにすることができる。

【0085】

図11-15に戻ると、胸部41内に1つ以上の病変142の場所を特定するための、および/または、病変142を含む組織試料146（図14A-15Aに示された）を取り除くための、他の典型的なシステムおよび方法が示されている。先の実施例と同様に、システムは、病変142の場所の特定および/または望ましいマージンが胸部41から取り除かれた組織試料146に対し達成されていることの保証を促進できる、1つ以上のマーカー220およびプローブ機器130を含んでいる。プローブ機器130は、上述したように、プローブ131の動作をコントロールするための1つ以上のプロセッサを含む 40
プロセッサ139に結合された携帯プローブ131を含んでいる。また上述したように、携帯プローブ131は、皮膚48または他の組織に対して配置可能な、および/または、マーカー220および/または病変142に向けて方向付けが可能な、プローブ131の一端上の先端131b上またはその内部に1つ以上のアンテナ132を含む、細長い筐体131aを含んでいる。

【0086】

プロセッサ139は、先の実施例と同様に、アンテナ132、ディスプレイ138などをコントロールするための1つ以上のプロセッサを含むことができる。携帯プローブ131は1つ以上のケーブル133によってプロセッサ139と結合することができる。例えば、インパルス発生器、インパルス受信器、および/または、ゲートコントロールは、アンテナ132を介して信号を送信および受信するようコントロールされるプロセッ 50

サー 139 内に、設けることができる。

【0087】

任意に、図 14 および 14A に示すように、携帯プローブ 131 は、例えば筐体 131a の先端 131b から延びる、切断機能 133 を含むことができる。ある実施例において、切断機能 133 は、例えば約 10 から 50 ミリメートル (10 - 50 mm) の長さおよび / または約 1 から 10 ミリメートル (1 - 10 mm) の幅を有する、プローブ 131 の先端 131b に固定された比較的平らな鈍的切開器とすることができる。あるいは、切断機能 133 は、例えば切断機能 133 が、最初は筐体 131a 内に折り畳まれており、マーカー 220 の近傍の組織にアクセスするために組織層の切断を希望するときは選択的に展開するように、折り畳み可能とすることができる。さらに他の例において、切断機能 133 は、患者の皮膚 48 および / または組織 40 の下位層を介しての切断を促進できる、尖ったブレードまたはエッジを含むことができる。

10

【0088】

最初に、図 11 に示すように、使用中、1 つ以上のマーカー 220 は、例えば明細書の他の箇所に記載されたマーカーおよび / または方法を使用して、ターゲットとなる組織領域内に植え込むことができる。プローブ 131 は、例えばケーブル 133 でプロセッサ 139 に接続され、その先端 131b が皮膚 48 に配置される。プローブ 131 は、例えばアンテナ 132 を使用してプローブ 131 の先端 131b からマーカー 220 までの初期の距離測定を得て、それにより病変 142 へのおおよその距離を提供するよう、動作することができる。距離測定は、例えば図 12 に示されるように、プロセッサ 139 のディスプレイ 138 上に表示することができ、および / または、他の方法でユーザーに提供することができる。それに加えてまたはそれに代えて、上述したように、スピーカーは、距離を特定するために、例えば合成音声、対応する距離を特定するための 1 つ以上のトーンなどを使用して、距離測定を提供することができる。例えば、プロセッサ 139 は、プローブ 131 の先端 131b からマーカー 220 までの実際の距離を決定するために、受信した信号を解析することができ、スピーカーを介して実際の測定結果を提供することができる。あるいは、スピーカーは、例えば第 1 のしきい値距離を第 1 のトーン、第 2 のしきい値距離を第 2 のトーン、それよりも近いしきい値距離を複数トーンとすることで、それらがマーカー 220 により近くなっていることをユーザーに示すように、所定のしきい値に対応するトーンを提供することができる。

20

30

【0089】

図 11 に示すように、胸部 41 の第 1 の側面上のプローブ 131 により、大きさ L1 を得て、胸部 41 の第 2 の反対の側面上に位置するプローブ 131' により、L1 より大きい大きさ L2 を得ている。この情報により、医師は、図 12 に示すように、それが第 2 の側面で行うパスよりもより少ない組織切開を要求するより短いパスを提供するため、第 1 の側面上で切開を行うことを決断することができる。

【0090】

図 13 に戻ると、プローブ 131 は、マーカー 220 の周り結果として病変 142 の周りの望ましいマージン L3 を特定するために使用することができる。例えば、1 センチメートル (1 cm) の望ましいマージン L3 を希望する場合、プローブ 131 は、ディスプレイ 138 上に示されたように、プローブ 131 からマーカーまでの実際の距離 L1 を表示または提供することができ、それによりプローブ 131 がマージン L3 の外側に残っていることを示すことができる。あるいは、プロセッサ 139 が望ましいマージン L3 を知っている場合、ディスプレイ 138 は、実際の距離 L1 と望ましいマージン L3 との間の相違 (すなわち L1 - L3) を提供することができ、それにより望ましいマージンを達成するために必要な切開深さを医師に伝えることができる。

40

【0091】

任意に、図 14 および 14A に示すように、プローブ 131 が鈍的切開器 144 を含む場合、例えば望ましいマージン L3 が達成するまで、鈍的切開器 144 は、プローブ 131 の先端 131b から展開することができ (永久に展開しないにせよ)、組織 40 を介し

50

てマーカー 220 の方向に前進することができる。プローブ 131 は、次に、鈍的切開器 144 を使用して、および / または、1 つ以上の付加的な切開器、外科用メス、または他のツール (図示せず) を使用して、マーカー 220 の周りの組織を切開するよう操作することができる。

【 0092 】

図 15 および 15 A に示すように、その内部にマーカー 220 および病変 142 を含む組織試料 146 が胸部 41 から取り除かれる。任意に、プローブ 131 は、次に、望ましいマージン L3 がマーカー 220 の周りに達成されたことを確認するために使用することができる、それにより、先の実施例と同様に、十分な組織が胸部 41 から取り除かれたことの確認を提供することができる。

10

【 0093 】

図 16 A および 16 B に戻ると、1 つ以上のマーカー 220、1 つ以上のアンテナ 232 を運ぶ指サック 231 a を含むプローブ 231、および、例えばケーブル 233 によってアンテナ 232 に結合されたプロセッサ 239 を含むシステムの更に他の実施例が示されている。指サック 231 a は、例えば、そこに指 90 が挿入される開放端 231 b と閉鎖端 231 c を含み、指 90 を安全に受けるために十分な長さを有する、可とう性スリーブとすることができる。例えば、指 90 を受けて収容できるよう広がる一方使用中指サック 231 a が指 90 から滑り落ちないように内側に圧縮される十分な柔軟性を有する、例えば手術または検査用グローブと同様に、ラテックス、天然または合成ゴムなどの相対的に薄い層のような、弾性材料から構成することができる。

20

【 0094 】

図示のように、アンテナ 232 は閉鎖端 231 c の近傍に設けることができる。例えば、アンテナ 232 は、先の実施例と同様に、筐体内に設けられた送信アンテナおよび受信アンテナ (図示せず) を含むことができる。筐体は、例えば接着剤、融解、1 つ以上の付加バンド (図示せず) などによる接合によって、閉鎖端 231 c の近傍で、指サック 231 a に装着することができる。

【 0095 】

プロセッサ 239 は、先の実施例と同様に、例えばケーブル 233 によってアンテナ 232 に結合されるとともにディスプレイ 238 を含む、アンテナ 232 動作させるためおよび / またはアンテナ 232 から受信された信号を処理するための、1 つ以上の構成要素を含むことができる。図示した実施例において、プロセッサ 239 は、プロセッサ 239 が、指が指サック 231 a 中に挿入されたユーザーの腕に着脱自在に装着できるような、1 つ以上のクリップ 239 a、ストラップ、ベルト、クランプ、または他の器具 (図示せず) を含む。例えば、クリップ 239 a は、ユーザーの前腕の周りに部分的に広がるようカーブさせることができ、クリップ 239 a は、その中に腕を受けるためにそれを広げることができる、次に、腕の周りに少なくとも部分的に係合するために弾性的に閉じることができるのに十分な可とう性とすることができる。あるいは、プロセッサ 239 は、例えば上述したプロセッサ 139 と同様に、患者および / またはユーザーから離れた位置に置くことができる筐体 (図示せず) 中に設けることができる。

30

【 0096 】

図 17 および 18 を付加的に参照すると、使用中、例えば人差し指または親指などの指 90 の一部を指サック 231 a 内に挿入することができ、先の実施例と同様に、プロセッサ 239 は、アンテナ 232 を介して信号を送信および受信するよう動作させることができる。

40

【 0097 】

図 17 に示すように、指サック 231 a に挿入された指 90 は、患者の皮膚 48 に対し配置することができ、マーカー 220 までの距離を特定するために距離測定が行われる。マーカー 220 を覆う組織が切開されるため、図 18 に示すように、ユーザーは生成されたパス内に指 90 を挿入することができ、それによって、ユーザーに、指 90 に関連してマーカー 220 の位置すなわち病変 142 の位置の直接フィードバックを提供することが

50

できる。そのため、プローブ 231 のこの実施例は、距離測定と同様に、内部にマーカ 220 および病変 142 を含む組織試料 146 の切開および / または除去を促進することができる、触覚フィードバックを提供することができる。例えば、図 17 に示すように、ユーザーに必要な切開深さの情報を与える、初期の距離測定 L1 を得ることができ、一方、図 18 に示すように、距離測定 L2 を得ることができ (望ましいマージンに対応)、それによって、先の実施例と同様に、ユーザーに、十分な切開が達成されたことおよび組織試料 146 が分離されて取り除かれたことを知らせることができる。

【0098】

図 19 - 22 に戻ると、例えば 1 つ以上の病変 142 を含むターゲットとなる組織領域の場所を特定するためおよび / またはそれを切開するための、更に他のシステムが示されている。一般的に、システムは、先の実施例と同様に、プロセッサ 339 に結合した携帯プローブ 331 を含むプローブ機器 330 を含んでいる。例えば、プローブ 331 は 1 つ以上のアンテナ 332 を含み、プロセッサ 238 はディスプレイ 338 を含んでいる。

【0099】

また、システムは、近位端 342、遠位端 344 およびそれらの間の内腔 346 を含む、カニユーレまたは他の管状部材 340 を含んでいる。カニユーレ 340 は、図 19 に示すように、プローブ 331 が内腔 346 内に受けることができるサイズを有する実質的に硬い管状ボディーとすることができる。図示したように、遠位端 344 は、傾斜させるか、尖らせるか、および / または、直接的な組織を介しての前進を促進するよう形成することができる。あるいは、遠位端 344 は、先の実施例と同様に、例えばカニユーレ 340 が、注射針が組織 40 内に導入される前または後のいずれかに、注射針 (図示せず) を越えて前進することができるように、テーパを付けるかおよび / または丸める (図示せず) ことができる。

【0100】

図 19 を参照すると、使用前に、プローブ 330 は、例えばアンテナ 332 がカニユーレ 340 の遠位端 344 の直近に配置されるように、カニユーレ 340 の内腔 346 内に挿入することができる。任意に、カニユーレ 340 および / またはプローブ 331 は、例えばアンテナ 332 を遠位端 344 の近傍に維持するように、カニユーレ 340 に対しプローブ 331 を解放可能に固定し、一方プローブ 331 が望んだときに取り外されることを可能とするため、1 つ以上のコネクタ (図示せず) を含むことができる。それに加えてあるいはそれに代えて、カニユーレ 340 は、プローブ 331 が内腔 346 内に配置されたときおよび / またはプローブ 331 が取り除かれたとき、実質的に流体密封のシールを提供するために、例えば近位端 342 および / または遠位端 344 内に、1 つ以上のシール (図示せず) を含むことができる。例えば、内腔 346 を介しての流体の流れを阻止し、その一方で、プローブ 331 または他の機器 (図示せず) を、そこを通して受け取り収容するシールを提供できる、止血シール (図示せず) を近位端 342 に設けることができる。

【0101】

図 20 に戻ると、使用中、カニユーレ 340 内でプローブ 331 が動作すると、カニユーレ 340 の遠位端 344 は、患者の皮膚 48 および組織 40 を介してマーカ 220 に向かって挿入することができる。図示のように、プローブ 331 は、振動 31 を送信することができ、プロセッサ 339 のディスプレイ 338 は、アンテナ 332 で受信した反射信号に基づき、アンテナ 332 に対するひいてはカニユーレ 340 の遠位端 344 に対するマーカ 220 の相対的な位置の距離測定 L1 または他の表示を提供することができる。そのため、カニユーレ 340 の侵入の深さおよび / またはその前身の方向は、プローブ 331 およびプロセッサ 339 によって提供された情報に基づき調整することができる。例えば、図 21 に示すように、カニユーレ 340 は、望ましい距離 L2 が達成されるまで前進することができ、それによって、遠位端 344 を、例えば病変 142 近傍のターゲットとなる組織領域内の、マーカ 220 から望ましい距離だけ離れた位置に配置する

ことができる。

【0102】

図22に戻ると、病変142に対し望ましい位置に配置されたカニユーレ340の遠端344により、プローブ331は、図示のように、カニユーレ340を所定の位置に残した状態で、取り除くことができる。カニユーレ340は、それにより、例えば1つ以上の診断および/または治療処置を行うために、ターゲットとなる組織領域を切開するための通路を提供することができる。例えば、注射針や他のツール(図示せず)は、生検を行うためにおよび/または流体または他の診断または治療処置用の材料をターゲットとなる組織領域に供給するために、カニユーレの内腔346を介して前進することができる。それに加えてまたはそれに代えて、1つ以上の機器(図示せず)は、放射線治療および/または他の処置を供給するため、例えば病変142を含む組織試料を取り除くために、カニユーレ340を介して導入することができる。アクセスがそれ以上必要なくなると、カニユーレ340は単に取り除くことができる。あるいは、処置の途中でカニユーレ340を移動させることを望む場合は、プローブ331は体腔346内に再び導入され、プローブ331とともに組織内に移動したカニユーレ340は付加的なガイダンスを提供することができる。

10

【0103】

図11-22において、上述したものと同様の方法を使用して、例えば病変142内またはその近傍の、組織40内に植え込まれるか配置されることができる、マーカー220が示されている。図示のように、マーカー220は、一般的に、球形の端部の間に相対的に狭い中間ステム部を含む細長いボディーである。マーカー220は、望ましい材料から形成することができ、および/または、マーカー220の位置決めおよび/またはマーカーの他のものとの区別を促進することができる、ここに記載された他のマーカーと同様の表面上の特徴を含むことができる。

20

【0104】

図23A-28Cに戻ると、明細書に記載されたいかなるシステムおよび方法においても使用することができる、マーカーの付加的な実施例が示されている。例えば、図23A-23Cに戻ると、複数のビードまたはセグメント324を運ぶコアワイヤー322を含む第1の典型的なマーカー320が示されている。コアワイヤー322は、約1/2と2ミリメートル(0.5-2mm)との間の直径または他の最大断面、および、約1と10ミリメートル(1.0-10mm)との間の長さを有する固体または中空構造である、細長い部材とすることができる。コアワイヤー322は、さらに以下に説明するように、コアワイヤー322が組織中で展開すると所定の形状に偏向するように、例えばステンレススチール、ニチノールなどの、弾性または超弾性材料からおよび/または形状記憶材料から形成されることができる。あるいは、コアワイヤー322は、さらに以下に説明するように、マーカー320が例えば直線状または曲線状などの固定形状で残るように、実質的に硬くすることができる。

30

【0105】

図24A-24Cにおいて最もよくわかるように、ビード324は、例えば各々が一般的に円筒形または球形の形状の部分を実質的に定義するように、複数の単独の輪状体を含むことができる。ビード324は、例えば、ステンレススチール、ニチノール、チタン等の金属、プラスチック材料などの、先の実施例と同様な望ましい材料から形成することができる。ビード324は、ベースメタルの射出成形、機械加工、切断、研削などによって形成することができる。また、望ましい仕上げ加工は、例えばサンドブラスト、エッチング、蒸着などにより、モールドイングまたはキャスト処理中に、ビード324に対し適用することができる。

40

【0106】

図24Bにおいて最もよくわかるように、各ビード324は、そこを通過してコアワイヤー322を受けるための(図示せず、例えば図23A-23Cを参照)、そこを通過する通路326を含むことができる。ビード324は、コアワイヤー322上に装着されるとビー

50

ド 3 2 4 が少なくとも部分的に近傍の他のものと入れ子になることを可能とし、一方、例えばコアワイヤー 3 2 2 が形状を変化させると、マーカー 3 2 0 が形状を変えることを可能とする、形状および/または表面特徴を含むことができる。また、ビード 3 2 4 は、例えば、約 45 と 135 度との間 (45 - 135°) または約 90 度 (90°) の、急峻な角度を定義する近傍表面を有する複数の表面を含む、ビードの周辺に 1 つ以上の溝を含む、例えばレーダーなどの電磁波の反射を高めるような表面形状を含む。例えば、図 2 4 C において最もよくわかるように、各ビード 3 2 4 は、第 1 の凸部または球状の端部 3 2 4 a および平面 3 2 4 d を含む第 2 の凹端部 3 2 4 b を含むことができる。図 2 5 B に示すように、近傍のビード 3 2 4' は、第 1 のビード 3 2 4 の凹端部 3 2 4 b' 上の第 1 の表面 3 2 4 d' および近接するビード 3 2 4' の球状の端部 3 2 4 a' 上の表面 3 2 4 e' の間の水 3 2 4 c' を定義することができる。表面 3 2 4 d' および 3 2 4 e' は、例えば約 90 度 (90°) の角度の定義のように、レーダーを使用した検知を高めることができる、それらの間の急峻なコーナーを定義することができる。

10

【0107】

任意に、図 2 5 A および 2 5 B に示すように、ビード 3 2 4' は、電磁信号がビード 3 2 4' の表面に衝突するとき発生する反射信号をカスタマイズすることを意図した、望ましい表面仕上げ 3 2 4 f を含むことができる。例えば、表面仕上げ 3 2 4 f はビード 3 2 4' 中に形成されて望ましい直径および/または深さを有する複数の孔またはディンプルを含むことができる。上で説明したように、明細書のほかの場所に記載されたプローブおよびプロセッサは、例えば複数のマーカーが患者の体内に植え込まれるか配置されたとき、特定のマーカーを個別に同定するような反射信号を解析することができる。

20

【0108】

図 2 3 A - 2 3 C に戻ると、アセンブリー中、複数のビード 3 2 4 は、完成マーカー 3 2 0 を提供するために、コアワイヤー 3 2 2 を超えて配置できるとともにそれに対し装着することができる。例えば、コアワイヤー 3 2 2 は、ビード 3 2 4 がコアワイヤー 3 2 2 の端部の間で実質的に広がるまで、ビード 3 2 4 中の通路 3 2 6 を介して連続して挿入される。ビード 3 2 4 は、例えば、個々のビード 3 2 4 をコアワイヤー 3 2 2 上に圧着する、十分なビード 3 2 4 上を滑らせた後コアワイヤー 3 2 2 の端部を圧着するか拡張する、接着剤で接合する、溶融するなどによって、コアワイヤー 3 2 2 に装着することができる。そのため、ビード 3 2 4 は、例えばコアワイヤー 3 2 2 についてはマーカー 3 2 0 の曲げ加工または形状形成を促進でき、ビード 3 2 4 が動かずまたビード 3 2 4 がコアワイヤー 3 2 2 上で自由に動くように、コアワイヤー 3 2 2 に実質的かつ永久に装着することができる。

30

【0109】

あるいは、マーカー 3 2 0 は、例えば図 2 3 A に示されたビード 3 2 4 によって定義される形状および表面は、ワーク中で形成することができる。この代替例において、コアワイヤー 3 2 2 は除去することができ、また、通路は、コアワイヤー 3 2 2 を受けるためにワークを介して形成することができる。

【0110】

ある実施例において、マーカー 3 2 0 は、例えば、図 2 3 A および 2 3 B に示すような直線形状または図 2 3 D および 2 6 A - 2 6 C に示すような曲線形状の、実質的に固定された形状を定義することができる。例えば、マーカー 3 2 0 のコアワイヤー 3 2 2 は、例えば、マーカー 3 2 0 は、供給装置中へのマーカー 3 2 0 のロードおよび/またはマーカー 3 2 0 の供給を促進するために、直線状になることができ、一方マーカー 3 2 0 は曲線状または他の非直線形状に偏移できるように、十分にフレキシブルとすることができる。

40

【0111】

図 2 3 D に示すように、マーカー 3 2 0 は、例えば平面内に横たわる曲がりくねった形状または他の曲線状の形状の、ウェーブ構成を仮想するよう偏移することができる。例えば、コアワイヤー 3 2 2 が、ウェーブ構成に対しては偏移し、一方、リニア構成に対しては弾性的に直線状となるようにセットされた形状であるコアワイヤー 3 2 2 は、弾性材料

50

または超弾性材料から形成することができる。ビード 3 2 4 は、例えば供給装置中へのマーカー 3 2 0 のロードおよび／またはマーカー 3 2 0 の体内への導入を促進するために、ビード 3 2 4 がリニア構成およびウェーブ構成との間でコアワイヤー 3 2 2 の変化の実質的に邪魔にならないように、空間を開けることができ、あるいは、入れ子にすることができる。

【 0 1 1 2 】

あるいは、図 3 4 A および 3 4 B に示すように、例えばテーパ状の端部領域 3 2 0 b ' ' ' の間の相対的に広い中間領域 3 2 0 a ' ' ' を含む、テーパ状のらせん形状を仮想するよう偏移したマーカー 3 2 0 ' ' ' が提供されている。実質的に均一ならせん形状を仮想するよう偏移したマーカー 3 2 0 ' ' ' ' の他の別の実施例は、図 4 1 A および 4 1 B に示されている。マーカー 3 2 0 ' ' ' および 3 2 0 ' ' ' ' の効果の 1 つは、それらが、プローブ（図示せず）のアンテナに対するマーカー 3 2 0 ' ' ' および 3 2 0 ' ' ' ' の反射角および／または位置に関係なく、相対的に一定および／または一貫したレーダークロスセクション（RCS）を提供できる点にある。例えば、図 3 4 B および 4 1 B に示されたように、マーカー 3 2 0 ' ' ' および 3 2 0 ' ' ' ' をらせん軸に沿って見た場合であっても、例えば図 3 4 A および 4 1 A に示すように、マーカー 3 2 0 ' ' ' および 3 2 0 ' ' ' ' は、らせん軸に対し横方向に見たときと実質的に同等の RCS を提供することができる。

【 0 1 1 3 】

任意に、ここに記載されたマーカーのいずれもが、受動マーカー、能動マーカー、能動反射器または能動トランスポンダーとして提供することができる。例えば、図 2 3 A - 2 3 D を参照すると、マーカー 3 2 0 は単に「受動反射器」とすることができ、すなわち、マーカー 3 2 0 は単にマーカー 3 2 0 と衝突する入射波または信号を反射することができる。入射信号は、マーカー 3 2 0 の種々の表面および／またはエッジで反射され、明細書の他の箇所にさらに記載されているように、例えばそれによってプローブによって検知される反射した波または信号を提供することができる。受動マーカーの効果の 1 つは、レーダークロスセクション（RCS）が、プローブのアンテナのアスペクト角、および、マーカー 3 2 0 から反射した戻り信号の強度の変化を起こすことができるマーカー 3 2 0 に基づき、変化可能である点である。

【 0 1 1 4 】

あるいは、マーカー 3 2 0 は、「能動反射器」、すなわち、反射した信号に対し外部エネルギーまたはパワーを加えることなく、所定の方法でマーカー 3 2 0 に衝突した信号を変調する 1 つ以上の電気回路を含むマーカー 3 2 0 、を提供するための 1 つ以上の特徴を含むことができる。そのようなマーカーは、例えば 1 つ以上の極小パワーのダイオードおよび／または極小電流で動作する FET トランジスタを含み、変調ダイポールまたは他のタイプの能動反射アンテナを含む、能動反射電波素子を含むことができる。能動反射器は、プローブによって検出して同定することができる、埋め込まれた組織環境中において実質的に単一のレーダー信号の痕跡を提供する。また、能動反射器は、プローブに戻る比較的大きい信号を提供でき、例えばそれによって、アンテナの性状を問わずターゲットとなる RCS を維持する。

【 0 1 1 5 】

例えば、マーカー 3 2 0 は、プローブからの入射波または入射信号を変調できる、マーカー 3 2 0 に結合されるかその中に埋め込まれた、1 つ以上の回路または他の素子（図示せず）を含むことができる。典型的な実施例において、それ自身のエネルギー源を含まず、そのため、信号が受信されマーカー 3 2 0 で反射されたときに単に信号を処理して変調する、ナノスケール半導体チップは、マーカー 3 2 0 によって運ばれる。マーカー上に設けることができ能動反射器の典型的な実施例は、米国特許第 6,492,933 号において開示されている。

【 0 1 1 6 】

図 5 0 A および 5 0 B は、能動反射器を使用して達成できる、入射信号 A に対する反射

10

20

30

40

50

信号 B の変調の例を示す。入射信号 A は、明細書の他の個所に記載されているように、プローブ（図示せず）によって伝達された波または信号を表すことができる。図 50 A に示すように、入射信号 A は、例えばここに記載されたいずれのマーカの表面に衝突して反射されることができ、その結果反射信号 B となる。受動反射器で、マーカの表面は単に入射信号 A を反射することができ、そのため、反射信号 B は、例えば、帯域幅、相などにおいて、入射信号 A と近似した性質を持つことができる。

【0117】

その一方、能動反射器で、マーカは、例えば反射信号 B の周波数および / または相を変えるなど、所定の方法で入射信号 A を変調することができる。例えば、図 50 B に示すように、マーカ上の回路は、超広帯域のレーダー入射信号 A を、例えば、所定の相シフトを含む約 1 および 10 ギガヘルツの間（1 - 10 GHz）の、比較的狭帯域の反射信号 B に変更することができる。比較的狭帯域の信号 B は、マーカの R C S を高めることができ、それによりプローブによる検出を高めることができる。

【0118】

また、図 50 B に示すように、反射信号 B の相は、入射信号 A に対し 90 度（90°）だけ変調することができる。マーカがこの相シフトに特有であれば、相シフトは、他の構造から、例えば異なる相シフト、組織構造などを有する他のマーカから、プローブがマーカを同定して区別する助けとなる。例えば、複数のマーカが患者の体内に植え込まれている場合、各マーカの回路は、反射信号中における、異なる相シフト（例えば、+90°、+180°、-90°など）および / または帯域幅を重畳するよう構成することができる。そのため、プローブは、患者の体内において、他のマーカからおよび / または他の構造物から、マーカを容易に同定して区別することができる。

【0119】

能動反射器の 1 つの効果は、回路がそれ自身の電源を必要としない点にある。そのため、回路のサイズは実質的に小さくすることができ、望むならば、マーカは、延長されたまたは不特定の期間、患者の体内に植え込むことができ、あるいは、マーカは、マーカの位置の特定および / または同定を促進するために、プローブからの信号に応答することができる。

【0120】

さらに他の例において、参照エネルギーの励起に応じて検出可能なエネルギーを発生する 1 つ以上の特徴を含む「能動マーカ」が提供される。そのような能動マーカの例は、米国特許第 6,363,940 号に開示されている。

【0121】

さらに他の例において、例えば、埋め込まれた組織環境において、レーダー信号の痕跡に特異性を提供する M I R プローブのエネルギーを再送信または「中継」する能動トランスポンダーが提供される。能動トランスポンダーは、マーカ内に埋め込まれるかそれによって運ばれる、例えば 1 つ以上のバッテリー、キャパシターなどの内部エネルギー源を含む 1 つ以上の電気回路を含むことができる。典型的な実施例において、能動トランスポンダーは、マイクロ波受信器および / または送信器、データ処理および記憶素子、および、戻り信号のための変調システムを含むことができる。能動トランスポンダーは、例えば受動マーカのみで可能な信号よりもより大きい信号をプローブに戻すため、プローブによって出射された励起マイクロ波エネルギーに応じてマイクロ波エネルギーを発生することができる。例えば、マーカは、プローブからの特異なレーダー痕跡および / または周波数に応じて、フォーマットされたデータを含む R F エネルギーを発生することができる。典型的な実施例において、能動トランスポンダーは、M I R レーダーのアップサイドバンド（「U S B」）またはローワースイドバンド（「L S B」）のいずれかの形でシングルサイドバンド（「S S B」）信号を出射するよう方形に変調される。そのようなトランスポンダーは、R F スペクトラムを横断したマルチチャンネル操作の可能性を提供することができる。

【0122】

図 2 9 A および 2 9 B に戻ると、組織を介して例えば胸部 4 1 内などのターゲットとなる組織領域に導入するための大きさとした、近位端 2 6 2 a および遠位端 2 6 2 b を含むとともにマーカー 3 2 0 (または任意に複数のマーカー、図示せず)を運ぶ、シャフト 2 6 2 を含む供給装置 2 6 0 が提供される。供給装置 2 6 0 は、シャフト 2 6 2 の近位端 2 6 2 a および遠位端 2 6 2 b の間に延びる内腔 2 6 4、および、内腔 2 6 4 から図 2 3 A - 2 3 D のマーカー 3 2 0 を供給するためのシャフト 2 6 2 内をスライド可能なプッシャー部材 2 6 6、を含むことができる。図示のように、シャフト 2 6 2 の遠位端 2 6 2 b は、シャフト 2 6 2 が直接組織を介して導入されるように、傾斜する形状および/または尖った形状とすることができる。あるいは、供給装置 2 6 0 は、例えば明細書他の箇所に記載されているように、組織を介して配置されたカニューレ、シースまたは他の管状部材 (図示せず)を介して導入することができる。任意に、遠位端 2 6 2 b は、明細書の他の箇所に記載されているように、導入中の遠位端 2 6 2 b のモニタリングを促進できるように、例えば放射性不透過材料、音波発生材料、または他の材料で形成された、バンドまたは他の特徴を含むことができる。

10

【 0 1 2 3 】

図 2 9 A に示すように、プッシャー部材 2 6 6 は、マーカー 3 2 0 近傍の内腔 2 6 4 内に配置された遠位端 2 6 7 および内腔 2 6 4 からマーカー 3 2 0 を押すために遠位端 2 6 7 を前進させるためのプランジャーまたは他のアクチュエーター 2 6 8 を含む。図 2 9 B に示すように、一旦供給装置 2 6 0 の遠位端 2 6 4 が組織 4 0 内の望ましい位置まで前進すると、シャフト 2 6 2 は、内腔 2 6 4 から連続してマーカー 3 2 0 を押出するために、プランジャー 2 6 8 に対し引っ込めることができる。あるいは、トリガー装置または他の自動アクチュエーター (図示せず)は、遠位端 2 6 2 b からマーカー 3 2 0 を供給するために、シャフト 2 6 2 の近位端 2 6 2 b 上に提供することができる。

20

【 0 1 2 4 】

図 2 6 A - 2 6 C に戻ると、例えば複数のビード 3 2 4 ' ' を運ぶコアワイヤー 3 2 2 ' ' を含む、図 2 3 A - 2 3 D に示されたマーカー 3 2 0 と一般的に近似したマーカー 3 2 0 ' ' の他の実施例が示されている。しかしながら、マーカー 3 2 0 とは異なり、コアワイヤー 3 2 2 ' ' は、マーカー 3 2 0 ' ' が図示したようならせん構造に偏向するように、らせん形状に偏向される。そのため、マーカー 3 2 0 ' ' は、図 2 9 A および 2 9 B に示された供給装置 2 6 0 のように、例えば供給装置中へのローディングを促進するために、直線形状とすることができ、一方、弾性的にらせん構造に戻すよう変更させることもできる。

30

【 0 1 2 5 】

他の実施例において、マーカー 3 2 0、3 2 0 ' または 3 2 0 ' ' のいずれも、例えばマーカーがターゲットとする温度まで加熱されたとき所定の構造となるよう偏向できるように、少なくとも部分的に形状記憶材料から形成することができる。例えば、図 2 4 のマーカー 3 2 0 を参照すると、コアワイヤー 3 2 2 は、コアワイヤー 3 2 2 が、例えば摂氏 2 0 度 (2 0) またはそれ未満の大気温度またはそれ以下でマルテンサイト状態となり、摂氏 3 7 度 (3 7) またはそれ以上の体温またはそれ以上でオーステナイト状態となる、例えばニチノールなどの、形状記憶材料から形成することができる。マルテンサイト状態において、コアワイヤー 3 2 2 は、例えばマーカー 3 2 0 が直線形状で図 2 9 A および 2 9 B の供給装置 2 6 0 中にロードできるように、比較的柔らかくて可鍛性を有することができる。コアワイヤー 3 2 2 の形状記憶は、コアワイヤー 3 2 2 がターゲットとなる温度まで加熱されると、コアワイヤー 3 2 2 が波状、らせん状、または他の非直線状の形状に偏向できるように、材料中で温度設定またはプログラムすることができる。そのため、たとえマーカー 3 2 0 がマルテンサイト状態においてその望ましい展開構造から変形した曲がった形状または直線形状であったとしても、マーカー 3 2 0 は、一旦ターゲットとする温度まで加熱した患者の体または他の部分に導入されると、展開構造となるよう自動的に偏向することができる。

40

【 0 1 2 6 】

50

図 27A - 27C に戻ると、マーカー 420 の他の典型的な実施例が示されている。マーカー 320 と同様に、マーカー 420 は複数のビードまたはセグメント 424 を運ぶコアワイヤー 422 を含む。ビード 424 のそれぞれは、明細書の他の箇所に記載されているように、例えばプローブ（図示せず）からの信号の反射を高めるために、複数の溝 424c を含む。コアワイヤー 422 およびビード 424 は、例えばビード 424 が、コアワイヤー 422 上で自由に回転するように、あるいは、コアワイヤー 422 に固定されるように、先の実施例と同様に、製造および組み立てをすることができる。溝 424c は、先の実施例と同様に、各ビード 424 で完全に形成することができ、あるいは、近接するビード（図示せず）の表面を協働させることによって定義することもできる。溝 424 は、レーダー検出を高めることができるコーナーを定義する急峻なエッジと整合する平面または曲面を実質的に定義することができる。

10

【0127】

任意に、図 28A - 28C に示すように、異なる形状および/または構造を有する溝 524c、524c'、524c'' を含む球状のマーカー 520、520'、520'' の他の実施例が示されている。溝 524c、524c'、524c'' は、例えば以下に示すように、プローブのプロセッサが異なる反射信号に基づき異なるマーカーを区別できるように、実質的に互いに異なる反射信号を発生することができる。

【0128】

図 28A - 28C に示す実施例において、マーカー 520、520'、520'' は、材料の単一の部分品から形成されており、コアワイヤーおよび複数のビードを含んでいない。コアワイヤーおよび複数のビードが、望むならば、マーカー 520、520'、520'' に対し提供できること、および/または、図 27A - 27C のマーカー 420 が、望むならば、材料の単一の部分品から形成されること、は理解される。

20

【0129】

図 30A - 31B に戻ると、明細書の他の箇所に記載されたいずれのマーカーとすることもできる、図 23A - 23D に示されたマーカー 320 のように、マーカー 320 を供給するために使用することができる供給装置 360 の他の実施例が示されている。一般的に、供給装置 360 は、例えば胸部 41 内のターゲットとなる組織領域に組織を介して導入するための大きさとした、近位端 362a および遠位端 362b を含む、注射針または他の管状シャフト 362、および、近位端 362a と遠位端 382b との間に延びる内腔 364、を含む。供給装置 360 は、また、内腔 364 からマーカー 320 を供給するため、シャフト 362 内をスライド可能なプッシャー部材 366 を含む。図示のように、シャフト 362 の遠位端 362b は、シャフト 362 が直接組織を介して導入されるように、傾斜する形状および/または尖った形状とすることができる。あるいは、供給装置 360 は、例えば明細書他の箇所に記載されているように、組織を介して配置されたカニューレ、シースまたは他の管状部材（図示せず）を介して導入することができる。任意に、遠位端 362b は、明細書の他の箇所に記載されているように、例えば X 線または超音波イメージングなどを使用した、導入中の遠位端 362b のモニタリングを促進できるように、例えば放射性不透過材料、音波発生材料、または他の材料で形成された、バンドまたは他の特徴を含むことができる。

30

40

【0130】

図 30B および 31B に戻ると、プッシャー部材 366 は、例えば図 30B に示すように初期にマーカー 320 の近傍の内腔 364 内に設けられた遠位端 367 を含む。プッシャー部材は 366 は、供給装置 360 のハンドル 370 に対し実質的に固定され、一方、以下にさらに記載するように、例えばマーカー 320 を露出するため、シャフト 362 は引き込み可能とすることができる。例えば、図 30B に示すように、プッシャー部材 366 の近位端 366a は、ハンドル 370 内に搭載されたプッシャー部材 372 に固定することができる。

【0131】

シャフト 362 は、ハンドル 370 内でスライド可能なシャフトホルダー 374 に結合

50

することができる。例えば、シャフトホルダー 374 は、図 30B に示された第 1 または遠位位置から図 31B に示された第 2 または近位位置まで、軸方向にスライド可能とすることができる。そのため、第 1 位置のシャフトホルダー 374 により、プッシャー部材 366 の遠位端 367 はシャフト 362 の遠位端 362b の近くにオフセットされ、それにより、図 30B に示されるように、マーカー 320 を受けるためのシャフト内腔 364 内に十分なスペースを提供する。シャフトホルダー 374 が第 2 位置に導かれると、シャフト 362 は、例えば図 31B に示されるように、シャフト 362 の遠位端 362b がプッシャー部材 366 の遠位端 367 近傍に配置されるまで、引き込まれる。プッシャー部材 366 の遠位端 367 は、マーカー 320 がシャフト 362 の引き込み動作の間において近くへ移動することを防止し、その結果、マーカー 320 は、図 33 および 33A に示されているように、シャフト 362 の内腔 364 から結局展開される。

10

【0132】

シャフトホルダー 372 およびシャフト 362 は、第 2 位置に偏向させることができるが、例えば供給装置 360 を使用してマーカー 320 がその内部にロードされることおよび供給されることを可能とするため、選択的に第 1 位置に保持されることもできる。例えば、図 30B および 31B に示すように、ハンドル 370 は、筐体の溝 378 で受け取られ、シャフトホルダー 374 に隣接する、スプリングまたは他のメカニズムを含む。第 1 位置において、図 30B に示すように、スプリング 376 は圧縮され、一方、第 2 位置において、図 31B に示すように、スプリング 376 は解放される低潜在エネルギー状態となる。

20

【0133】

ハンドル 370 は、また、第 1 位置でシャフトホルダー 374 およびシャフト 362 を選択的に保持および解放するためのアクチュエーターを含む。例えば、図 30B に示すように、第 1 位置のシャフトホルダー 374 により、シャフトホルダー 374 は、シャフトホルダー 374 の近位端 374a がプッシャーホルダー 372 の遠位端 372a に近接または係合するまで、ハンドル 370 内で回転することができる。あるいは、ハンドル 370 は、第 1 位置のシャフトホルダー 374 を選択的に係合できる、1 つ以上の他の特徴（図示せず）を含むことができる。図 31B に示すように、シャフトホルダー 374 が、プッシャーホルダー 372 の遠位端 372a の近位端 374a に対する係合を解くために、ハンドル 370 内で回転する場合、近位端 372a は、ハンドル 370 内を近接して自由に移動することができる。そのため、一旦シャフトホルダー 374 が回転すると、スプリング 376 が自動的にシャフトホルダー 374 を近くに導くことができ、それによってマーカー 320 を展開する。例えば解放できるデントやロックなどの他のアクチュエーターが、前進した位置でシャフト 362 を解放可能に装着して、アクチュエーターが動作するときシャフト 362 が自動的に待避することを可能とするよう相互作用できる、ハンドル 370 および / またはシャフトホルダー 374 上に設けられることは理解できるであろう。

30

【0134】

図 32 および 33 に戻ると、供給装置 360 は、先の実施例と同様に、例えば 1 つ以上の内腔 142 を含む、ターゲットとなる組織領域内の胸部 40 または他の組織構造中にマーカー 320 を供給するために使用される。一旦マーカー 320 が供給されると、マーカー 320 は、例えば明細書の他の箇所に記載されたシステムおよび方法のいずれかを使用して、ターゲットとなる組織領域の場所を見つけ出すために使用される。

40

【0135】

図 35 に戻ると、テザーまたは他の細長い要素 630 と結合したマーカー 620 を含むマーカー装置 610 のさらに他の実施例が示されている。テザー 630 は、マーカーがターゲットとなる組織領域中に導入されたとき、患者の体から延びる十分な長さを有する、例えば生体吸収性または非吸収性材料から形成される縫合糸、例えば可とう性、硬質または可鍛性材料から形成されるワイヤーなどとすることができる。マーカー 620 は、図 34A および 34B に示されたマーカー 320 ' ' または明細書の他の箇所に記載された他

50

の実施例のいずれかと同様とすることができ、例えば明細書の他の箇所に記載されている位置決めワイヤーと同様に、テザー 630 の遠位端 634 に、解放可能または実質的に永久に装着することができる。マーカー 620 から延びる細長いテザー 630 の付加は、組織内に植え込まれたときマーカー 620 の位置の付加的な参照を提供することができる。例えば、テザー 630 は、腫瘍摘出手術中マーカー 620 の正確な位置に執刀医を導く助けとすることができ、および/または、取り除いた腫瘍体積内のマーカー 620 の存在を確認することができる。テザー 630 は、また、ターゲットとなる組織領域中でのマーカー 620 の方向を同定する助けとなるタグを配置するために使用することができ、望むならば、所定の場所に残すか取り除くこともできる。

【0136】

図 36 - 41 に戻ると、例えばマーカー 620 を胸部 41 内の触診不可能な病変 142 内に植え込むための、ターゲットとなる組織領域中にマーカー装置 610 を植え込むための供給装置 660 および方法が示されている。先の実施例と同様に、供給装置 660 は、近位端 262a と遠位端 262b を含み、例えば胸部 41 内のターゲットとなる組織領域に組織を介して導入される大きさとした、マーカー装置 610 を運ぶ、シャフト 262 を含んでいる。供給装置 660 は、少なくとも部分的にシャフト 662 の近位端 662a と遠位端 662b との間に延びる内腔 664、および、内腔 664 からマーカー 620 を供給するためのシャフト 662 内をスライド可能なプッシャー部材 666、を含むことができる。図示のように、シャフト 662 の遠位端 662b は、シャフト 662 が組織を介して直接導入可能なように、傾斜させるかおよび/または尖らせることができる。あるいは、供給装置 660 は、例えば明細書の別の場所に記載されているように、組織を介して配置された、カニューレ、シースまたは他の管状部材（図示せず）を介して導入することができる。任意に、遠位端 662b は、明細書の他の箇所に記載されているように、例えば導入中における遠位端 662b のモニタリングを促進できる、例えば放射線不透過性または音波を発生するまたは他の材料から形成された、バンドまたは他の特徴を含むことができる。

【0137】

図 36 に示すように、プッシャー部材 666 は、そこを通してテザー 630 をスライド可能に受けるための内腔 667 を含む。そのため、製造中または使用前のいつでも、マーカー装置 610 は、マーカー 620 が遠位端 662b 近傍の内腔 664 内に配置されて、テザー 630 がプッシャー部材 666 の内腔 667 を介して、プッシャー部材 666 に結合したプランジャー 668 から延びるように、供給装置 660 内にロードすることができる。マーカー 620 がらせん形状または他の形状に偏向している場合、マーカー 620 は、図 36 に示すように、それがシャフト 662 中にロードされるように、直線形状とすることができ、マーカー装置 610 は、ワイヤー位置決め処置に変えて、腫瘍摘出手術前あるいは生検のときに、植え込むことができる。あるいは、マーカー装置 610 は、コアニードル生検機器または真空コアニードルシステム（図示せず）を介して、供給することもできる。

【0138】

例えば処置中、図 36 に示すように、遠位端 662b は、例えば病変 142 内のターゲットとなる組織領域に組織を介して挿入することができる。一旦供給装置 660 の遠位端 662b が組織内の望ましい位置まで前進すると、図 37 に示すように、シャフト 662 は、内腔 664 からマーカー 620 を供給するため、プッシャー部材 666 に結合したプランジャー 668 に対し引き込むことができる。図示のように、マーカー 620 は、例えば図 37 に示されたテーパーを有するらせん形状に戻るように、展開により自動的および/または弾性的に形状を変化させることができる。図 38 に戻ると、供給装置 660 は、例えば病変 142 内などのターゲットとなる組織領域内にマーカー 620 を残したまま、患者の体から引き出すことができる。テザー 630 は、図 39 に示すように、端部が胸部 41 から露出するまで、プッシャー部材 666 を介して簡単にスライドすることができる。

10

20

30

40

50

【0139】

任意に、図40に示すように、テザー630は、マーカー620を病変142内の位置に残したまま、マーカー620から分離することができる。例えば、テザー630は、所定の張力の適用により破壊する、マーカー620直近の弱い領域（図示せず）を含むことができる。あるいは、テザー630は、マーカー620から遠位端634の糸を抜くようにテザー630を回転することによって、マーカー620から解放される、糸を通した遠位端634または他のコネクタを含むことができる。さらに他の例において、テザー630は、以降の腫瘍摘出手術または他の処置中マーカー620に装着されたまま残ることができる。

【0140】

図42に戻ると、マーカー装置610と一般的に近似した、すなわち、テザー630およびマーカー620'を含む、マーカー装置610'の他の典型的な実施例が示されている。しかしながら、マーカー装置610'は、図41Aおよび41Bに示されたマーカー320' ' ' 'と近似したものとすることもできる。図43-46は、図36-40に示されたものと一般的に近似した、マーカー装置610'を植え込むための、供給装置620'および方法の典型的な実施例を示す。

【0141】

上述したシステムおよび方法は胸部内の病変に関するものであるが、1つ以上のマーカーまたはターゲットは、上述したプローブ30などのプローブを使用した次の位置決定のために、患者の体の他の領域に植え込まれまたは導入されることができる。例えば、1つ以上のターゲットは、次の位置決めのために、胆管、大腿動脈または静脈、卵管または他の体の内腔の内部または近傍に配置することができる。ターゲットは、カテーテル、ワイヤーまたは他の供給装置により体の内腔内に運ぶことができ、例えばカテーテルまたはワイヤーを固定することによって、または、マーカーを体の内腔の壁にあるいはその内部にあるいはそれを介してまたは体の内腔内に固定することによって、その内部に装着することができる。

【0142】

例えば、図47は、1回以上の診断および/または治療が実行される患者の胃腸管3を示している。図示のように、マーカー2を運ぶカテーテル1は、例えば口または直腸を介して、患者の胃腸管3内に導入することができる。図48からわかるように、カテーテル1は、例えば明細書の他の箇所で記載された他のマーカーと近似したマーカー2を含むことができる。例えば、マーカー2は、図23A-23Cに示されて上述されている1つ以上のビード320に近似した特徴を含むことができる。カテーテル1およびマーカー2は、例えばX線透視装置、超音波または他の外部イメージングを使用して、胃腸管3内の望ましい位置まで前進することができる。

【0143】

明細書の他の箇所で記載されたプローブのいずれかのようなプローブは、次に、マーカー2の場所を見つけて、それにより胃腸管3内の位置を決めるために使用することができる。他の体の内腔が、例えば患者の体の外部からの侵襲の少ない方法で、例えば体の内腔へのアクセスを促進するために、同様の方法で位置決めできることは理解できるであろう。例えば、図49に示すように、マーカー2は、例えば壁の穿刺を促進して、クリップ、カット、結紮のために、体の内腔に入るようにあるいは体の内腔を閉じるように、胃腸管3内の特定の位置の場所を見つけるために使用することができる。図49は、例えば従来の腹腔鏡処置を使用する、送気された腹腔4の断面図である。明細書の他の場所で記載されたプローブのいずれかと近似するプローブ5は、カテーテル1上のマーカー2の位置をスキャンおよび/または検出するために、アクセスカニューレ6を介して挿入することができる。腹腔鏡7は、次に、マーカー2に対するプローブ5の位置を視覚化するために使用することができる。一旦マーカー2が位置決めされると、アクセスシース8は、例えば1回以上の診断および/または治療を行うために、望ましい位置での胃腸管3へのアクセスを起こすために使用することができる。マーカー2およびカテーテル1は、一旦アクセス

10

20

30

40

50

が達成されると、あるいは望むならば処置が終了した後に、取り除くことができる。

【0144】

典型的な実施例において、マーカーはカテーテルを使用して卵管内に導入することができる。次に、注射針または他の装置は、例えば結紮、麻痺のため卵管にアクセスするためあるいは卵管を分離または閉止するため、マーカー上の患者の皮膚および組織を穿刺するなどの侵襲の少ない方法で、導入することができる。あるいは、マーカーが胆管内に配置された場合、内視鏡的なアクセスは、例えば患者の腸内での処置を行うなど胆管にアクセスするために、プローブ30のガイドのもとで使用することができる。さらに他の例において、マーカーは、収容の対象となる大腿動脈、静脈または他の管の長さで連通するブランチに配置することができ、次に、プローブ30は、近傍の管から分離されて収容すべき管の長さを許すよう、例えば核ブランチがカット、結紮、麻痺および/または分離されるために、管外部のブランチの各々の場所を見つけ出すために使用することができる。

10

【0145】

さらに他の例において、1つ以上のマーカーは、明細書に記載されたシステムを使用する位置決めされた治療のために、ターゲットとなる組織構造内に植え込むことができる。例えば、マーカーは、それらが植え込まれているターゲットとなる組織領域の内部または周囲に延長時間を超えて解放できる、1つ以上の薬物、放射性物質または他の治療剤を運ぶことができる。例えば治療剤が実質的かつ完全に使い果たされたあるいは十分に供給された後などの、十分な時間が経過した後、プローブ30は、例えば侵襲の少ない方法でマーカーの回復および/または除去を促進するために、マーカーの場所を見つけ出すために使用することができる。

20

【0146】

図51に戻ると、マイクロ波アンテナを用いる、体内のマーカーの場所を見つけ出すための方法510の典型的な実施例のフローチャートが示されている。方法510の開始において、送信アンテナは、高周波(RF)送信信号を体内に送信する: 520。次に、受信アンテナは、マーカーから反射されたRF受信信号を受信する: 530。受信信号が受信された後、少なくとも1つのプロセッサが、送信信号が送信アンテナによって送られた時から受信信号が受信アンテナによって受信された時までの時間の差を計算する: 540。一旦プロセッサが時間差を形成すると、少なくとも1つのプロセッサが、計算された時間差を使用して、(送信アンテナおよび受信アンテナの両者を収容する)プローブの先端からマーカーまでの距離を決定する: 550。一旦距離が決定されると、プローブの先端からマーカーまでの距離がディスプレイ上に表示される: 560。距離が表示された後、方法510は終了する: 570。

30

【0147】

図52および53に戻ると、マーカー521の場所を見つけ出すため図51の方法510を実行する典型的なマイクロ波アンテナプローブ531を含む、胸部41の断面図が示されている。方法510は、胸部以外の体の他の領域に配置されたマーカーの場所を見つけ出すためにも使用できることは注意すべきである。特に、図52は、その送信アンテナ511を介して送信信号501を送信するためのマイクロ波アンテナプローブ531を示し、図53は、その受信アンテナ512を介して受信信号502を受信するためのマイクロ波アンテナプローブ531を示している。

40

【0148】

図52に戻ると、先に詳細に議論したように、マーカー521は、例えば超音波セッションの間に、外科的に取り除かれる病変(または腫瘍)142近傍の胸部41の組織40中に、皮膚48を介して、埋め込むことができる。マーカー521は、図23A-28Cに示されたマーカーなどの、いかなるタイプのマーカーとすることができる。典型的な実施例において、マーカー521は、複数のビードまたはセグメントを運ぶ内部コアワイヤーから主として構成することができる。内部コアワイヤーは、例えばステンレススチール、ニチノールなどの、弾性材料、超弾性材料および/または形状記録材料から形成することができ、その結果、明細書の他の実施例と同様に、内部コアワイヤーは、組織40内で

50

展開されたとき、所定の形状（例えばコイル形状）を形成するよう偏向することができる。マーカー５２１のビードまたはセグメントは、例えば、ステンレススチール、ニチノール、チタンまたは複合材料などの金属などの、電磁反射特性を有する材料から形成することができる。ビードまたはセグメントは、ビードまたはセグメントの表面に衝突する電磁信号を反射するようカスタマイズされた表面仕上げを含むことができる。

【０１４９】

マーカー５２１が組織４０中に展開された後、患者が手術中、マイクロ波アンテナプローブ５３１は、胸部４１内のマーカー５２１の場所を見つけ出すために使用することができる。マーカー５２１の位置は、執刀医に、胸部４１から取り除かれる病変１４２の一般的な位置を示す。マイクロ波アンテナプローブ５３１の動作中、マイクロ波アンテナプローブ５３１の送信アンテナ５１１は、胸部４１の組織４０を介して、送信信号５０１を送信することができる。例えば、送信信号５０１は一連のパルスから構成することができる。また、送信信号５０１は、スタート周波数（例えば１．５ＧＨｚ）からストップ周波数（例えば４．５ＧＨｚ）まで、所定の周波数増分（例えば１００ＭＨｚ増分）で、スweepすることができる。スタート周波数はストップ周波数よりも低い周波数とすることができる、それとは逆に、スタート周波数はストップ周波数よりも高い周波数とすることができる。所定の増分は、大きさにおいて均一とすることができ、あるいは、大きさにおいて不均一とすることができる。

【０１５０】

図５３に戻ると、一旦送信信号５０１がマーカー５２１に衝突すると、送信信号５０１は、マーカー５２１のビードまたはセグメントの少なくとも１つの、少なくとも１つの反射面で反射する。反射された信号（すなわち受信信号）５０２は、マイクロ波アンテナプローブ５３１に向かって戻るように伝播する。マイクロ波アンテナプローブ５３１の受信アンテナ５１２は、一連のパルスで構成される受信信号５０２を受信することができる。

【０１５１】

マイクロ波アンテナプローブ５３１は、バヨネットまたは他のコネクタ５３３で互いに接続される、アコーディオン部５３４およびバヨネット５３５を含むことができる。マイクロ波アンテナプローブ５３１は、また、バヨネット５３５の他の端部に接続されたアンテナ部５３２を備えることができる。例えば、アンテナ部５３２の先端は、例えば以下に更に記載するように、送信アンテナ５１１および受信アンテナ５１２の両者を含むことができる。

【０１５２】

マイクロ波アンテナプローブ５３１の受信アンテナ５１２が受信信号５０２を受信した後、マイクロ波アンテナプローブ５３１またはディスプレイユニット５３６内に含まれることができる、少なくとも１つのプロセッサ（例えばデジタル信号プロセッサ（DSP））（図示せず）は、送信信号５０１が送信アンテナ５１１によって送信された時間（ T_1 ）と受信信号５０２が受信アンテナ５１２によって受信された時間（ T_2 ）との間の時間の差（ T ）（すなわち $T = T_2 - T_1$ ）を計算することができる。プロセッサが時間の差（ T ）を計算した後、少なくとも１つのプロセッサ（例えばDSP）は、時間の差（ T ）を使用して、プローブの先端からマーカー５２１までの距離（ L_1 ）を決定することができる（すなわち、プロセッサは、信号反応の計算した時間の遅延（ T ）を使用することによって、距離（ L_1 ）のための距離計算を行うことができる）。

【０１５３】

一旦プロセッサがプローブ５３１の先端からマーカー５２１までの距離（ L_1 ）を決定すると、プロセッサは、距離情報（ L_1 ）を、ケーブル３３３を介してディスプレイユニット５３６に送ることができる。典型的な実施例において、ケーブル３３３は、RS232同軸ケーブルなどの同軸ケーブルとすることができる。ある実施例において、距離情報（ L_1 ）は、例えばプローブ５３１内の送信器（図示せず）によって、無線でディスプレイユニット５３６に送ることができることに注意すべきである。ディスプレイユニット５３６が距離情報（ L_1 ）を受信した後、ディスプレイユニット５３６は、例えば執刀

医にマーカー 5 2 1 の位置を伝えるように、そのディスプレイスクリーン 5 3 7 上に距離情報 (L 1) を表示することができる。距離情報は、例えばインチ (i n .) またはセンチメートル (c m) などの長さの単位で距離を表す数値として、表示することができる。例えば、ディスプレイスクリーン上で「 3 c m 」と表示される。長さの単位に代えてまたはそれに加えて、ディスプレイスクリーン 5 3 7 は、マーカー、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の先端からマーカーまでの距離、および/または、マーカーを含む体の部分の生理学的絵画 (例えば胸部) を表す、グラフィックイメージ (例えば 2 次元または 3 次元イメージ) を表示することができる。

【 0 1 5 4 】

ある実施例によれば、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の受信アンテナ 5 1 2 が受信信号 5 0 2 を受信した後、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 またはディスプレイユニット 5 3 6 内に含まれる、少なくとも 1 つのプロセッサ (例えば D S P) (図示せず) は、受信信号 5 0 2 の振幅を測定することができる。プロセッサが受信信号 5 0 2 の振幅を測定した後、少なくとも 1 つのプロセッサ (例えば D S P) は、受信信号 5 0 2 の振幅を使用することによって、マーカー 5 2 1 がマイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の先端に関して配置された方向を決定することができる。

【 0 1 5 5 】

例えば、執刀医が、マーカー 5 2 1 に向けるあるいはそこから離れる異なる角度で、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 を移動させるとき、受信信号 5 0 2 の振幅は、マーカー 5 2 1 に向けるあるいはそこから離れる方向にマイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 が向いているかどうかに従って、増加するかまたは減少する。マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 がマーカー 5 2 1 の方向に向く角度で保持されているときは、受信信号 5 0 2 の振幅は増加し ; マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 がマーカー 5 2 1 から離れる方向に向く角度で保持されているときは、受信信号 5 0 2 の振幅は減少する。そのように、受信信号 5 0 2 の相対的または絶対的な振幅は、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の先端に関してマーカー 5 2 1 の位置を決定するために、プロセッサによって、使用することができる。

【 0 1 5 6 】

他の実施例によれば、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 のアンテナ部 5 3 2 は、加速度計 (図示せず) を含むことができる。加速度計は、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 がマーカー 5 2 1 に関し傾く角度 (すなわち「傾斜角」) を測定することができる。マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の受信アンテナ 5 1 2 が受信信号 5 0 2 を受信した後、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 またはディスプレイユニット 5 3 6 内に含まれる、少なくとも 1 つのプロセッサ (例えば D S P) (図示せず) は、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の時間の差 (T) および傾斜角度を使用することによって、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 に関しマーカー 5 2 1 の位置を決定することができる。

【 0 1 5 7 】

図 5 4 は、図 5 1 の方法 5 1 0 を実行できるシステムの典型的な部品の線図的表示である。方法 5 1 0 で使用される部品は、供給装置 5 6 1、マーカー 5 2 1、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 およびディスプレイユニット 5 3 6 を一般的に含んでいる。供給装置 5 6 1 は、図 2 9 A - 3 1 B で示されて明細書の他の箇所で記載されたような、いかなるタイプの供給装置とすることができる。一般的に、供給装置 5 6 1 は、組織を介してのターゲットとなる組織領域内 (例えば胸部内) へ導入するため、および、マーカー 5 2 1 をターゲットとなる組織領域内に投入するため、ハンドル 5 6 3 およびシャフト 5 6 2 を含むことができる。先に説明したように、マーカー 5 2 1 は、図 2 3 A - 2 8 C で示されて明細書の他の箇所で記載されたような、いかなるタイプのマーカーとすることができる。例えば、マーカー 5 2 1 は、複数のビードまたはセグメントを運ぶ内部コアワイヤーから構成することができる。

【 0 1 5 8 】

マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 は、非無菌の再利用可能な部分 5 3 1 A および無菌の使い捨てで再利用不可能な部分 5 3 1 B の 2 つの主要部を含むことができる。非無菌の

10

20

30

40

50

再利用可能な部分 5 3 1 A は、送信信号の発生のためにおよび受信信号の処理のために使用される電子部品を含むことができる。しかしながら、これらの電子部品は、ディスプレイユニット 5 3 6 内などの、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 以外のどこかに配置することができることに注意すべきである。再利用可能な部分 5 3 1 A に収容された電子部品は、例えば図 5 5 の記載などの明細書の他の箇所ですらに議論される。

【 0 1 5 9 】

無菌の使い捨てで再利用不可能な部分 5 3 1 B は、アンテナ部 5 3 5、パヨネット 5 3 5、パヨネットコネクタ 5 3 3 およびアコーディオンシース 5 3 4 を含むことができる。アンテナ部の内部の詳細は、図 5 6 A - 5 8 の記載ですらに議論される。アンテナ部 5 3 5 の一端は、パヨネット 5 3 5 に接続することができる。パヨネット 5 3 5 は、パヨネットコネクタ 5 3 3 を介して、アコーディオンシース 5 3 4 に接続することができる。マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の操作の前に、無菌の使い捨てで再利用不可能な部分 5 3 1 B のアコーディオンシース 5 3 4 は、非無菌の再利用可能な部分 5 3 1 A を超えてスライド可能とすることができ、それにより、2 つのユニット 5 3 1 A および 5 3 1 B がマイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 となる単一のユニット 5 3 1 を形成するために互いに接合される。マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の操作の後、無菌の使い捨てで再利用不可能な部分 5 3 1 B は非無菌の再利用可能な部分 5 3 1 A から除去することができ、無菌の使い捨てで再利用不可能な部分 5 3 1 B は、再び再利用しないように、廃棄することができる。非無菌の再利用可能な部分 5 3 1 A は、消毒され、殺菌され、他の処置で再び使用するための準備をすることができる。

【 0 1 6 0 】

非無菌の再利用可能な部分 5 3 1 A の一端は、ケーブル 3 3 3 (例えば RS - 2 3 2 同軸ケーブル) を介してディスプレイユニット 5 3 6 に接続することができる。ディスプレイユニット 5 3 6 は、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の先端からマーカー 5 2 1 までの距離および/または他の情報を表示するための、ディスプレイスクリーン 5 3 7 を含むことができる。距離情報は、長さの単位(例えば図 5 4 に示されているように 1 0 . 0 c m)に関し、ディスプレイスクリーン 5 3 7 上に表示することができる。また、受信信号 5 0 2 の振幅は、バーグラフ 5 3 8 あるいは数値測定値(図示せず)によって、ディスプレイスクリーン 5 3 7 上に表示することができる。ディスプレイユニット 5 3 6 は、また、少なくとも 1 つの音声スピーカー 5 3 9 を含むことができる。音声スピーカー 5 3 9 は、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の先端に関しマーカー 5 2 1 の位置を示すために、可聴ノイズおよび/または言葉を発生することができる。

【 0 1 6 1 】

図 5 5 は、図 5 4 のマイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の典型的な構成要素を示すブロックダイアグラム 6 0 0 である。非無菌の再利用可能な部分 5 3 1 A は、信号発生器 6 2 0、増幅器 6 4 0、アナログツードジタル(A/D)変換器 6 5 0 およびデジタル信号プロセッサ(DSP) 6 6 0 を含むことができる。例えば参照オシレーターなどの信号発生器 6 2 0 は、方形波信号、三角波信号または正弦波信号などの振動信号を発生する。

【 0 1 6 2 】

例えば、方形波信号 6 2 5 は、信号発生器 6 2 0 からマイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 のアンテナ部 5 3 2 の送信アンテナ 5 1 1 に送ることができる。方形波信号 6 2 5 が送信アンテナ 5 1 1 を通過すると、送信アンテナ 5 1 1 は、バンドパスフィルタ(「BPF」)として動作し、方形波信号 6 2 5 を一連のパルス 6 3 0 に変換する。そのようにして、送信アンテナ 5 1 1 から送信された送信信号 5 0 1 は一連のパルス 6 3 0 を含む。送信信号 5 0 1 は、組織中に送信することができ、マーカー 5 2 1 から反射することができる。一旦送信信号 5 0 1 がマーカー 5 2 1 から反射されると、反射された信号(すなわち受信信号 5 0 2)は一連の減衰したパルス 6 3 5 を含む。

【 0 1 6 3 】

マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 のアンテナ部 5 3 2 の受信アンテナ 5 1 2 は、受信信号 5 0 2 を受信することができる。一連の減衰したパルス 6 3 5 を含む受信信号 5 0 2

は、パルス 6 3 5 のゲインを増幅するために、増幅器 6 4 0 に入力することができる。増幅器 6 4 0 の出力は、増幅したアナログ信号をデジタル信号に変換するために、A / D 変換器 6 5 0 に入力することができる。A / D 変換器 6 5 0 から出力されたデジタル信号は、処理のために DSP 6 6 0 に入力することができる。先に説明したように、DSP 6 6 0 は、限定されるものでないが、送信信号 5 0 1 が送られた時から受信信号 5 0 2 が受信された時までの時間の差の計算、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の先端からマーカー 5 2 1 までの距離の決定、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の先端位監視マーカーの位置の決定、受信信号 5 0 2 の振幅の測定、および / または、マーカー 5 2 1 がマイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の先端に関し配置された方向の決定、を含む数多くの機能を実行することができる。DSP 6 6 0 の出力は、ワイヤー（例えばケーブル 3 3 3）または無線によって、ディスプレイユニット 5 3 6 に送ることができる。

10

【0164】

マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 のための電源（図示せず）は、ディスプレイユニット 5 3 6 内に含むことができる。例えば、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 のための電源は、バッテリーとすることもでき、および / または、電源コードによって供給することもできる。あるいは、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 のための電源は、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 自身の内部に含むことができる。

【0165】

図 5 6 A - 5 6 C は、図 5 4 のプロープ 5 3 1 の送信アンテナ 5 1 1 または受信アンテナ 5 1 2 のいずれかあるいは両方のために使用することができる、アンテナサブユニット 7 0 0 の典型的な実施例を示す。図 5 6 B および 5 6 C に戻ると、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 は、送信アンテナ 5 1 1 のための一つのアンテナサブユニット 7 0 0 および受信アンテナ 5 1 2 のための一つのアンテナユニット 7 0 0 とならかる、図示された 2 つのアンテナサブユニット 7 0 0 を収容することができる。図 5 6 B に示されたアンテナサブユニット 7 0 0 が図 5 6 C に示されたアンテナサブユニット 7 0 0 と同じであることに注意すべきである。図 5 6 C は、単に、図 5 6 B のアンテナサブユニット 7 0 0 の異なる図を示している。

20

【0166】

アンテナサブユニット 7 0 0 は、アンテナユニット部 7 1 0、外側同軸部 7 2 0、サブミニチュアバージョン A (SMA) コネクタ 7 3 0 の部分、を含むことができる。アンテナユニット部 7 1 0 は、外側同軸部 7 2 0 を介して SMA コネクタ 7 3 0 に接続することができる。アンテナサブユニット 7 0 0 は、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の無菌の使い捨てで再利用不可能な部分 5 3 1 B の、アンテナ部 5 3 2、パヨネット部 5 3 5 およびパヨネットコネクタ部 5 3 3 内に収容することができる（図示せず、例えば図 5 4 を参照）。

30

【0167】

図 5 6 A に戻ると、アンテナユニット部 7 1 0 は、ナイロンチューブ 7 5 0 内に収容できるボータイ型アンテナ 7 4 0 とすることができる。ナイロンチューブ 7 5 0 は、同様に、真鍮チューブ 7 6 0 内に収容することができる。真鍮チューブ 7 6 0 の端部は、アンテナサブユニット 7 0 0 の外側同軸部 7 2 0 に接続することができる。アンテナユニット部 7 1 0 は、例えば明細書の他の箇所に記載されているように、パッチ型アンテナ、ホーン型アンテナ、らせん型アンテナなどの、ボータイ型アンテナ 7 4 0 以外の他のタイプのアンテナを含むことができる。アンテナユニット部 7 1 0 によって用いられるアンテナの偏光は、用いるアンテナのタイプに応じて、直線偏光（例えば水平方向または垂直方向への）とすることができ、または、円偏光（例えば右円偏光（RHCP）または左円偏光（LHCP））とすることができる。

40

【0168】

図 5 6 C に戻ると、ボータイ型アンテナ 7 4 0 は、ストリップライン 7 4 6 によって分離される、2 つの三角型アンテナ 7 4 5 a、7 4 5 b から形成することができる。三角型アンテナ 7 4 5 a、7 4 5 b は、例えば金属または複合材料などの電磁反射特性を有する

50

材料から製造することができる。図 5 6 C に示された 2 つの三角型アンテナ 7 4 5 a、7 4 5 b は、垂直方向に偏光されている。図 5 6 C に示された 2 つの三角型アンテナ 7 4 5 a、7 4 5 b が 9 0 度 (9 0 °) 回転する場合、2 つの三角波アンテナ 7 4 5 a、7 4 5 b は水平方向に偏光するであろう。

【 0 1 6 9 】

先に説明したように、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 は、1 つのアンテナサブユニット 7 0 0 が送信アンテナ 5 1 1 のためであり、もう 1 つのアンテナサブユニット 7 0 0 が受信アンテナ 5 1 2 のためである、2 つのアンテナサブユニット 7 0 0 を収容することができる。送信アンテナ 5 1 1 のための 1 つのアンテナサブユニット 7 0 0 は、水平方向に偏光したボータイ型アンテナ 7 4 0 を含むことができ、受信アンテナ 5 1 2 のための他のアンテナサブユニット 7 0 0 は、垂直方向に偏光したボータイ型アンテナ 7 4 0 を含むことができる。そのため、送信アンテナは、受信アンテナの偏光 (例えば、垂直偏光) の交差分極である偏光 (例えば、水平偏光) を有することができる。マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の動作中、水平方向に偏光した送信アンテナ 5 1 1 が水平方向に偏光した送信信号 5 0 1 を送信すると、水平方向に偏光した送信信号 5 0 1 はマーカー 5 2 1 と衝突し、垂直方向に偏光した受信信号 5 0 2 として反射されて戻る。垂直方向に偏光した受信アンテナ 5 1 2 は、次に、水平方向に偏光した受信信号 5 0 2 を受信することができる。

【 0 1 7 0 】

図 5 7 は、マルタクロス型アンテナ 8 0 0 を形成するために組み合わされた、図 5 4 のプロープ 5 3 1 の送信アンテナ 5 1 1 および受信アンテナ 5 1 2 を示す線図的表示である。マルタクロス型アンテナ 8 0 0 を形成するために、送信アンテナ 5 1 1 のためのボータイ型アンテナ 7 4 0 (図 5 7 において 8 0 0 として示される) は、受信アンテナ 5 1 2 のためのボータイ型アンテナ 7 4 0 (図 5 7 において 8 1 0 として示される) と組み合わせることができる。マルタクロス型アンテナ 8 0 0 は、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の無菌の使い捨てで再利用不可能な部分 5 3 1 B のアンテナ部 5 3 2 の先端内に収容することができる (図示せず、例えば図 5 4 を参照)。図 5 7 に戻ると、送信アンテナ 5 1 1 および受信アンテナ 5 1 2 の両者のための外側同軸部 7 2 0 a、7 2 0 b は、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の無菌の使い捨てで再利用不可能な部分 5 3 1 B のパヨネット部 5 3 5 内に収容することができ、送信アンテナ 5 1 1 および受信アンテナ 5 1 2 の両者のための SMA コネクター部 7 3 0 a、7 3 0 b は、マイクロ波アンテナプロープ 5 3 1 の無菌の使い捨てで再利用不可能な部分 5 3 1 B のパヨネットコネクター部 5 3 3 内に収容することができる (図示せず、例えば図 5 4 を参照)。

【 0 1 7 1 】

図 5 8 A および 5 8 B は、図 5 7 のマルタクロス型アンテナ 8 0 0 の詳細を示している。セラミック材料 9 0 0 は、インピーダンス整合のために、マルタクロス型アンテナ 8 0 0 の表面に搭載することができる。空気の誘電率が約ワン (1) であり、組織の誘電率が約テン (1 0) であるため、アンテナの性能を高めるために (すなわち、送信アンテナ 5 0 1 の有効等方性放射パワー (E I R P) を改善するために)、組織の誘電率と近似した約テン (1 0) の誘電率を持つセラミック材料 9 0 0 が、マルタクロス 8 0 0 の表面に搭載される。セラミック材料 9 0 0 の付加は、それが空気を介して組織中に伝播するため、送信信号 5 0 1 の減衰を防止するか減少することができる。

【 0 1 7 2 】

図 5 9 A - 5 9 D に戻ると、明細書の他の箇所で記載されたシステムおよび方法のいずれでも使用できる、アンテナプロープ 9 3 0 の他の典型的な実施例が示されている。一般的に、プロープ 9 3 0 は、筐体 9 4 0、アンテナサブアセンブリー 9 5 0 およびシールドイング 9 8 0 を含む。任意に、汚染、露出を減少させるため、および / または、プロープ 9 3 0 の内部部品を保護するため、例えば筐体 9 4 0 内の開口を取り囲む、プロープ 9 3 0 の 1 つ以上の部品を取り囲む、外側スリーブまたはカバー (図示せず) を含むことができる。

【 0 1 7 3 】

図60を付加的に参照すると、アンテナサブアセンブリー950は、通常明細書の他の実施例と同様に、マルチクロス型アンテナを形成するために組合わされた、それぞれがボータイ型構造を有する、送信アンテナ960tおよび受信アンテナ960rを含む。図61A-61Cに示すように、各アンテナ960は、誘電材料964のディスクまたは他のベース上に、互いに90度(90°)オフセットした、1対のアンテナ素子962を含む。各アンテナ素子962は、別々に形成されて次にディスク964に装着することができ、または、ディスク964の上面の上に直接堆積させることもできる。典型的な実施例において、アンテナ素子962は、ディスク964の上面の上に堆積した銀フィルムまたは他の材料から形成することができる。

【0174】

回路970は、例えば1つ以上のトランス974および適当なリードによって各アンテナ素子962に結合したコネクタ976がその上に設けられたPCB972を含む、アンテナ960に結合することができる。同軸ケーブル978は、明細書の他の箇所に記載された他の実施例と同様に、アンテナ960がシステムの他の部品と結合することを可能とするために、コネクタ976に結合することができる。

【0175】

図61A-61Cでよくわかるように、ディスク964は、アンテナ素子962の間に複数の放射状スロット966を含む、そのため、アンテナ素子962は、スロット966内の空気によって互いに実質的に分離することができ、それにより、感度を増加させることができ、クロストークおよび/またはノイズなどを減少することができる。あるいは、スロット966は、例えば、アンテナ素子962を互いに実質的に分離するために望ましい相対的に低い誘電率を有するフォームなど(図示せず)の、他の絶縁材料で満たすことができる。

【0176】

図59Dでよくわかるように、ディスク964は、例えば、接着剤による接合、超音波溶接、融着、共働コネクタ(図示せず)などの1つ以上によって、同様に、筐体940の先端942に結合されたシールドイング980内に搭載することができる。図示のように、シールドイング980は、ファラデーシールドを提供するために、例えば銅または他の材料から形成された相対的に薄い外側シールド984によって囲まれた、例えばナイロンまたは他のポリマー材料のカラーから形成された、内側絶縁層を含む。典型的な実施例において、銅テープの層は、互いの固定端部で、内側シールド982の周りにラップすることができる。あるいは、外側シールド984は、例えば接着剤による接合、締め、などによって、その中に内側シールド982が挿入されて装着されている、シールド材料のスリーブとすることができる。

【0177】

図59Dに示すように、シールドイング980は、ディスク964の厚さ「t」より実質的に大きい長さを有することができる。例えば、内側シールド982は、例えば締め、接着剤による接合、などによって、その中にディスク964が挿入されて装着されている、環状の溝986を含むことができる。図示のように、ディスク964の底面は、明細書の他の箇所に記載されているように、使用中にディスク964が組織と接触するように、シールドイング980の遠位端と実質的に同一平面にすることができる。任意に、マイラーフィルムまたは他の相対的に薄い材料の層(図示せず)は、例えば、流体または他の材料が先端に侵入することを防止し、汚染を減少し、および/または、プローブ930の先端を保護するために、ディスク964および/またはシールドイング980の底面全体にけることができる。

【0178】

図59Dを連続して参照すると、ディスク964の上面(その上にアンテナ素子962を有する、図示せず)は、シールドイング980内で空気の領域に露出することができる。空気の低い誘電率のため、送信アンテナ960tからの送信は、遠心にすなわちディスク964と接触する組織方向に、集中する。組織の誘電率と実質的にマッチするよう選択

10

20

30

40

50

されたディスク 964 の材料により、組織中への送信の深さは拡大することができる。ディスク 964 の背後の空気は、そうでなければ送信アンテナ 960 t によって組織から離れて出射するエネルギー損失を最小限にすることができる。同様に、ディスク 964 は、組織に向く受信アンテナ 960 r の感度を合わせることができる。シールド 980 内（同様にアンテナ素子 962 間のスロット 966 内）のディスク 964 の背後の空気は、クロストークやノイズを最小にすることができ、あるいはプローブ 930 の操作を拡大することができる。

【0179】

図 62 に戻ると、例えば胸部内の腫瘍、病変または他の組織構造などの患者の体内のターゲットとなる組織領域、または、体内の他の位置、の場所を見つけ出すための、システム 1010 の他の典型的な実施例が示されている。システム 1010 は、一般的に、例えば明細書の他の実施例と同様に、タグ、マーカーまたはターゲット 1040、および、電磁パルス、電磁波またはレーダーなどの他の信号を使用して、タグ 1020 を検出および/または位置決めするためのプローブ 1020、を含む。任意に、システム 1010 は、タグ 1040 に加えて 1 つ以上の付加的なターゲット（図示せず）を含むことができる。

【0180】

プローブ 1020 は、明細書の他の実施例と同様に、例えば低消費電力のインパルスレーダー（MIR）プローブなどの、電磁信号の出射および受信能力を有する携帯装置とすることができる。例えば、図 62 に示すように、プローブ 1020 は、例えば患者の皮膚またはその下の組織などの組織に対しまたはその近傍に配置することを意図されている、第 1 または遠位端 1024 と、例えばユーザーによって保持される第 2 または近位端 1022 とを含む、手持ちサイズの装置とすることができる。一般的に、プローブ 1020 は、明細書の他の実施例と同様に、例えばセラミックディスク 1032（図 63 に示されている）の上に搭載された送信アンテナおよび受信アンテナ（図示せず）などの、1 つ以上のアンテナ、1 つ以上のプロセッサまたはコントローラー、および、ディスプレイ（図示せず）、を含む。

【0181】

また、プローブ 1030 は、図 62 に示すように、例えば胸部組織 90 などの遠位端 1024 と接触する組織内に、光パルス（図 62 において 1038 a に破線によって表されている）を送信するよう構成された、例えば複数の光ファイバー 1038（図 63 に示される）などの光送信器を含む。光ファイバー 1038 は、光源からの光がプローブ 1020 の遠位端 1024 から光ファイバー 1038 を通過するように、例えばカップリング 1039 によって、光源（図示せず）に結合することができる。典型的な実施例において、光源は、例えば 800 から 950 ナノメートルの間（800 - 950 nm）の波長の近赤外線光を供給することができる、赤外線光源である。任意に、光ファイバーは、プローブ 1030 の中心軸と実質的に平行に延びる相対的に狭いビームとしてあるいはより広いビームとしてなどの望ましい方法で、プローブ 1020 によって送信された光の焦点を合わせるための、望ましくは、レンズ、フィルターなど（図示せず）の 1 つを含むことができる。

【0182】

あるいは、プローブ 1020 は、光送信器 1038 の代わりに他のエネルギー源を含むことができる。例えば、電磁エネルギー、高周波（RF）エネルギー、振動エネルギーなどの（図示せず）源は、明細書の他の箇所に記載されているように、タグ 1040 を動作させるようにエネルギーパルスを供給するために、プローブ 1020 の遠位端 1024 上に設けることができる。エネルギー源は、明細書の他の箇所に記載されているように、例えばタグ 1040 の回路を交互に動作状態と非動作状態とするような、所定の方法でパルス状とすることができる。

【0183】

プローブ 1020 は、送信アンテナによって送信するための信号を発生するため、および/または、受信アンテナから受信された信号を処理するため、に必要とされる、1 つ以

10

20

30

40

50

上のコントローラー、回路、信号発生器、ゲートなど（図示せず）を含むプロセッサを含むことができる。プロセッサの部品は、望みに応じて、個別部品、半導体素子、プログラム可能な装置、ソフトウェアコンポーネントなどを含むことができる。例えば、プローブ 1020 は、送信信号を発生するために送信アンテナと結合した、例えばパルス発生器および / または疑似雑音発生器（図示せず）などの、インパルス発生器、および、受信アンテナによって検出された信号を受信するためのインパルス受信器、を含むことができる。プロセッサは、明細書の他の実施例と同様に、送信アンテナを介して、電磁パルス、電磁波、または、他の信号を送信して、次に、受信アンテナを介して、いかなる反射した電磁信号をも受信するように、高度にインパルス発生器およびインパルス受信器を動作させる、マイクロコントローラーおよびレンジゲートコントロールを含むことができる。使用できる典型的な信号は、例えば超低帯域幅の領域におけるマイクロインパルスレーダー信号のような、マイクロ波、高周波を含む。

10

【0184】

プローブ 1020 は、例えばアンテナを介して得られた空間的またはイメージ的なデータなどの、プローブ 1020 のユーザーに対する情報を表示するために、例えばケーブル 1036 によって、ディスプレイ（図示せず）に結合することができる。任意に、プローブ 1020 は、1 つ以上のユーザーインターフェース、メモリー、送信器、受信器、コネクタ、ケーブル、電源など（図示せず）の、他の特徴または構成部品を含むことができる。例えば、プローブ 1020 は、プローブ 1020 の部品を動作するために、1 つ以上のバッテリーまたは他の内部電源を含むことができる。あるいは、プローブ 1020 は、

20

【0185】

図 62 に示すように、プローブ 1020 の内部部品は、プローブ 1020 が内蔵できるように、筐体またはケーシング内に提供することができる。例えば、ケーシングは、例えばプローブ 1020 の全体がユーザーの手で保持できるように、相対的に小さくポータブルにすることができる。任意に、例えば、遠位端 1024 の近傍の部分などのプローブ 1020 の部分は廃棄可能とすることができ、または、廃棄可能なカバー、スリーブなど（図示せず）は、望むならば明細書の他の実施例と同様に、プローブ 1020 の少なくとも近位の部分が再利用可能となるように、提供することができる。あるいは、例えば 1 つ以上のケーブル 1036 によってプローブ 1020 に結合されるように、手持ちサイズのプローブ 1020 から離れた 1 つ以上の部品を含む分離コントローラー（図示せず）を設けることができる。この他の例において、プローブ 1020 全体が廃棄可能で単一の使用用途の装置とすることができ、一方、コントローラーは、望むならば手術野の外に残るがアクセス可能および / または視覚可能に残ることができる、新しいプローブ 1020 をコントローラーに接続することによって、複数の処置の間使用することができる。プローブ 1020 の構造および / または操作に関する付加的な情報は、明細書の他の箇所

30

【0186】

図 64A - 64D に戻ると、図 62 に示すように胸部 90 内などの患者の体内に植え込むことができる受動タグ 1040 の典型的な実施例が示されている。一般的に、タグ 1040 は、任意に 1 つ以上のビードまたは他の要素（図示せず）を運ぶことができる、1 対のワイヤー 1044 に結合した電子パッケージ 1042 を含む。

40

【0187】

例えば、明細書の他の箇所に記載された実施例や明細書の他の箇所で特定された応用例と同様に、ワイヤー 1044 は、タグ 1040 の検出を高めるために、複数の表面、角度および / またはエッジを含む、複数のビードまたはセグメント（図示せず）を運ぶコアワイヤーを提供することができる。また、明細書の他の箇所に記載されているように、ワイヤー 1044 は、アンテナとして動作すること、および / または、電子パッケージ 1042 内の電子部品と協働すること、ができる。

50

【0188】

典型的な実施例において、各ワイヤー1044は、約1/2から2ミリメートルの間(0.5 - 2 mm)の直径または他の最大断面と約1および10ミリメートルの間(1.0 - 10 mm)の長さを有する例えば固体または中空構造の細長い部材とすることができる。ワイヤー1044は、例えばステンレススチール、ニチノールなどの、弾性または超弾性材料および/または形状記憶材料から形成することができ、明細書の他の箇所で説明されているように、ワイヤー1044は、組織内で展開すると所定の形状に偏向するが、例えば供給を促進するために直線形状または弾性的に変形した形状となることができる。あるいは、ワイヤー1044は実質的に剛体とすることができ、タグ1040は例えば直線または曲線などの実質的に固定した形状で残る。

10

【0189】

典型的な実施例において、ビードは、それぞれが通常円筒形状または球形状の部分を定義する、複数の管状体を含むことができる。ビードは、明細書で特定された応用例で記載されているように、例えば、ステンレススチール、ニチノール、チタンなどの金属、プラスチック材料または複合材料などの望ましい材料から形成することができる。アセンブリ中、複数のビードは、明細書の他の箇所にさらに記載されているように、例えばワイヤー1044を電子パッケージに装着する前後に、ワイヤー1044に配置して装着することができる。あるいは、ビードは除外することができる。

【0190】

図64A - 64Dに示すように、タグ1040は、中央の縦軸1048の周りに、例えばらせん形状、蛇行形状または他の曲面形状などの曲線形状を想定するよう偏向することができる。例えば、ワイヤー1044は、ワイヤー1044が示されたらせん構造に偏向するが実質的に直線構造になるため弾性的に直線状となることができる形状である、弾性または超弾性材料から形成することができる。ビード(図示せず)は、間隔を開けるか入れ子にすることができ、それにより、ビードは、例えば供給装置へのタグ1040のロードおよび/または患者の体へのタグ1040の導入を促進するため、直線構造とらせん構造との間のワイヤー1044の変形に実質的に邪魔になることはない。

20

【0191】

図65を付加的に参照すると、タグ1040は、プローブ1020からの入力信号を変調するよう構成された電子パッケージ1042中に入れられるか埋め込まれた、1つ以上の回路または他の電子部品1050を含むことができる。典型的な実施例において、半導体チップ(図示せず)は、例えばそれらと衝突する入力光(例えば赤外線光)を電子エネルギー(例えば、最小電圧)に変換することができる複数の感光性ダイオード、および、ダイオードが電子エネルギーを発生するとき解放状態および停止状態となることができるスイッチ1054、などの、電圧源または電力源あるいは他の電力変換装置1052を含む、パッケージ1042内に運ぶことができる。

30

【0192】

図示のように、ダイオード1052の複数対は直接に接続することができ、それらはパッケージ1042内で互いに直角に空間的に配置することができる。例えば、感光性ダイオードが指向性であるとする、例えば、ダイオードの少なくとも1対が、植え込まれた後のプローブ1020に関するタグ1040の方向にかかわらず、プローブ1020の光送信器からの光を受け取ることができるように、ダイオード1052の少なくとも2対は、180度(180°)オフセットしてまたは互に関連して、パッケージ1042内に搭載することができる。パッケージ1042は少なくとも部分的に透明とすることができ、あるいは、パッケージ1042に向く光がダイオード1052によって受信できるように、ダイオード1052は露出することができる。

40

【0193】

他の実施例において、電源は、外部エネルギーを望ましい電圧に変換することができる他の部品とすることができる。例えば、プローブ1020が、例えばEMF、RFまたは振動エネルギーの源などの他の電源を含む場合、電源1052は、ピックアップコイル、

50

アンテナ、または、例えばキャパシターおよび/または望ましい電圧をスイッチ 1054 に供給するよう設けられた他の部品を含む、入力エネルギーを望ましい電圧に変換することができる他の装置、を含むことができる。赤外線エネルギーの 1 つの有利な点は、図 6 2 に示すように、患者の皮膚に対し配置されたプローブ 1020 が、例えば胸部 90 などの患者の体内に数インチ離れて植え込まれた相対的に小さいタグ 1040 を動作させるのに十分なエネルギーを供給することができるように、それが組織を介して十分に通過することができる点である。

【0194】

図 6 5 に示す実施例において、スイッチ 1054 は、例えば接合型電界効果トランジスタ (JFET) などの電界効果トランジスタ (FET) とすることができ、ダイオード 1052 の一端はゲート (G) に結合されるとともにその他端はソース (S) に結合されており、抵抗 1056 が両端の間に結合されている。また図示のように、例えばワイヤー 1044 がタグ 1040 に対する効果的なアンテナを提供するように、ソース (S) は 1 つのワイヤー 1044 に電氣的に結合することができ、ドレイン (D) は他のワイヤー 1044 に結合することができる。他の実施例において、スイッチ 1054 は、例えばダイオードの反対側の端部がワイヤー 1044 と結合するダイオード 1052 (または他の電源) に結合した、ショットキーダイオードとすることができる。例えば、回路 1050 の部品は、部品が図 6 5 の線図で結合されている以外は互いに電氣的に絶縁されるように、パッケージ 1052 内に搭載することができる。ワイヤー 1044 は、ワイヤー 1044 の端部が図示のようにスイッチ 1054 に電氣的に結合されるように、パッケージ 1052 に接合または装着することができる。

【0195】

各ダイオード 1052 は、開くために光に曝されたとき、十分な電圧 (例えば 0.5 V) を発生することができ、ほとんどまたは全く負荷がないとき (電流引き込み)、スイッチ 1054 を閉じることができる。回路 1050 はただ単にプローブ 1020 からの信号を変調することを意図されているだけであるため、ほとんどまたは全く電流を必要とせず、そのため、ダイオード 1052 から (および結果にはプローブ 1020 から) 必要とされる電力は最小限とすることができ、それによって、システム 1010 の電力需要を減少させる。

【0196】

図 6 5 に示された配置において、断続的にダイオード 1052 と衝突する光は、図 6 6 に示されているように、スイッチ 1054 を開閉することができるコントロール信号を提供するために、ゲート (G) およびソース (S) を横切る電圧を発生することができる。そのため、受動タグ 1040 が、タグ 1040 の中央に、高周波スイッチと同等のものを含む結果となる。閉じた状態から開いた状態へスイッチ 1054 を変化させることができることにより、ワイヤー 1044 によって提供されたアンテナの反射特性は、かなり変化することができる。例えば、スイッチ 1054 は、極性を変化することができ、または、スイッチ 1054 が開いた状態および閉じた状態となることで、タグ 1040 から反射された信号を変調することができる。

【0197】

使用中、プローブ 1020 は、その内部にタグ 1040 が植え込まれている例えば図 6 2 の胸部 90 などの患者の皮膚に対して、配置することができる。プローブ 1020 のアンテナからの信号は、タグ 1040 が信号を受信してプローブ 1020 に戻すように反射することでスイッチ 1054 を開いた状態から閉じた状態にするため、光源からのパルス信号とともに供給することができる。例えば、タグ 1040 などの近傍の患者の体内のプローブアンテナ、組織または他の構造体のために、プローブ 1020 によって受信される実質的なクラッター、クロストークまたは他のノイズがある場合、2 つの状態 (スイッチ 1054 が開いた状態および閉じた状態) からの反射信号は互いに除算することができ、実質的に他のノイズを除去することができ、プローブ 1020 がタグ 1040 を特定および/または位置決めすることを可能とする。そのため、プローブ 1020 は、信号の信号

対雑音比を増加させるために、変調された反射信号を使用することができる。

【0198】

明細書の他の箇所に記載された実施例および明細書の他の箇所で特定された応用例と同様に、図62のシステム1010は、例えば、病変または他のターゲットとなる組織領域の位置決めを促進するために、および/または、胸部90または他の体の構造からの試料の切開および/または除去を促進するために、乳房生検または腫瘍摘出手術中における医療処置の間、使用することができる。例えば明細書の他の箇所に記載されているように、システム1010が胸部病変の位置決め特に有効であると記載されているが、システム1010は、また、体の他の領域の他の対象物の位置決めにも使用できることは、注意すべきである。

10

【0199】

処置の前に、例えば腫瘍または他の病変などのターゲットとなる組織領域は、従来の方法を使用して、特定することができる。例えば、胸部90内の病変(図示せず)は、例えばマンモグラフィーおよび/または他のイメージングを使用して、特定することができ、決定は病変を除去するために行われる。タグ1040は、例えば、病変内またはその近傍のタグ40まで、介在組織を介して患者の皮膚から経皮的に導入された、注射針または他の供給装置(図示せず)を使用して、ターゲットとなる病変近傍の胸部90内に植え込むことができる。例えば、図64A-64Dのタグ1040のワイヤー1044は、実質的に直線状とすることができ、供給装置内にロードすることができる。明細書で特定された応用例に記載されているように、タグ1040はターゲットとなる位置で露出されおよび/またはそこに供給されるため、ワイヤー1044は、検出を促進するために、移動のリスクを減少させることができおよび/またはタグ1040の断面を増加させることができる、緩やかな曲線構造に弾性的に戻るることができる。

20

【0200】

タグ1040が望み通り植え込まれた後、プローブ1020の遠位端1024は、例えば通常病変上の患者の皮膚の近傍あるいはそれに接触して配置すること、および/または、通常病変およびタグ1040に向けること、ができ、作動する。プローブ1020の送信アンテナ(図示せず)は、組織中を移動してタグ1040で反射する電磁信号1034Tを出射することができる。戻り信号1034Rは、プローブ1020中の受信アンテナ(図示せず)に戻るよう反射することができ、それは、次に、執刀医のための切開の正しい方向の決定を促進するために、例えば距離および/または配向角などの、タグ1040とプローブ1020の遠位端1024との間の空間的な関係を決定することができる。

30

【0201】

また、実質的に同時に、プローブ1020は、ダイオード1052によって受信される、光パルス1038aを送信することができる。ダイオード1052は、スイッチ54を開いた状態および閉じた状態とする電圧を交互に発生することができる。このことは、タグ40にプローブ1020に反射して戻った信号の相を変えさせ、タグ1040および結果的にはターゲットとなる病変を特定および/または位置決めするために、例えば減算を行うことによって、信号を処理することができる。

【0202】

組織は、次に、例えば患者の皮膚で切開を行うことにより、および、病変の周りのターゲットとなるマージンに対応する望ましい深さまで介在する組織を切開することにより、切開することができる。組織試料は、明細書の他の実施例と同様に、例えば除去された資料1046内に残るタグ1040とともに、従来の腫瘍摘出手術の処理を使用して、摘出または除去することができる。

40

【0203】

明細書のいずれの実施例で示された要素および部品は、特定の実施例に対し典型的なものであり、明細書に記載された他の実施例においてあるいはそれらと組み合わせて使用できることは理解すべきである。

【0204】

50

本発明は各種の変更および代替形式を受け入れることができるが、その具体例の例は、図面中に表されており、明細書中に詳細に記載されている。しかしながら、本発明は記載された特定の形式または方法に限定されるべきでなく、それとは反対に、本発明は、添付された特許請求の範囲内に入る、全ての変形例、同等物および代替物をカバーするものであることは、理解すべきである。

【図 1】

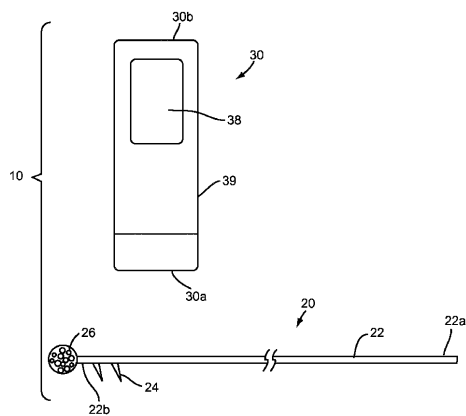


FIG. 1

【図 2 A】

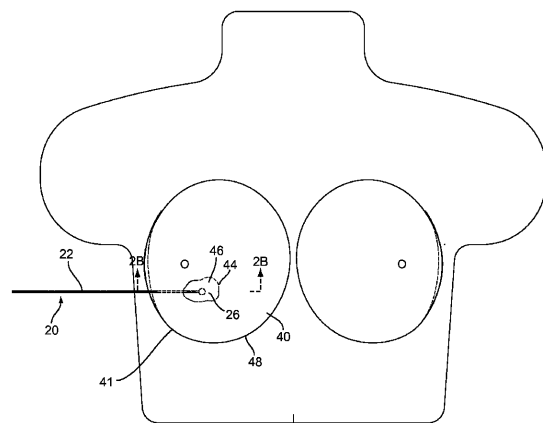


FIG. 2A

【図 2 B】

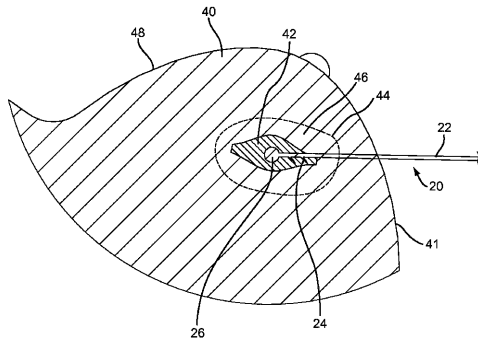


FIG. 2B

【図 3】

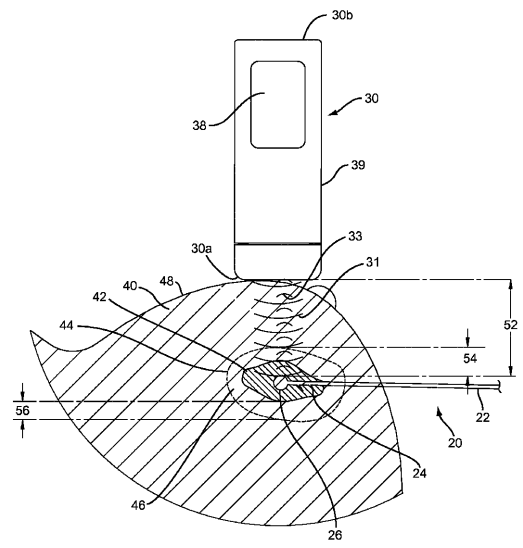


FIG. 3

【図 4】

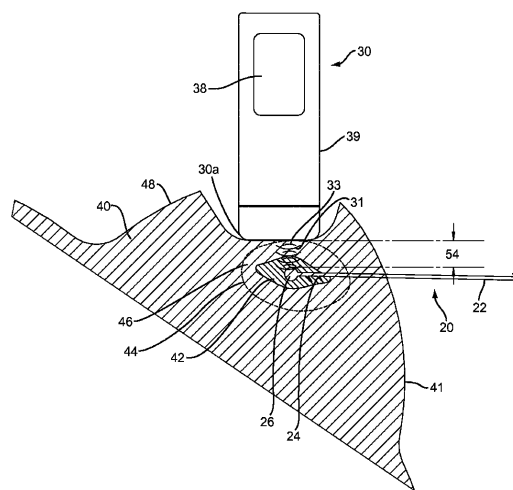


FIG. 4

【図 5】

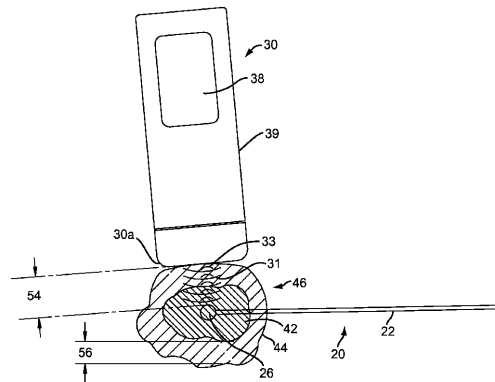


FIG. 5

【図 6】

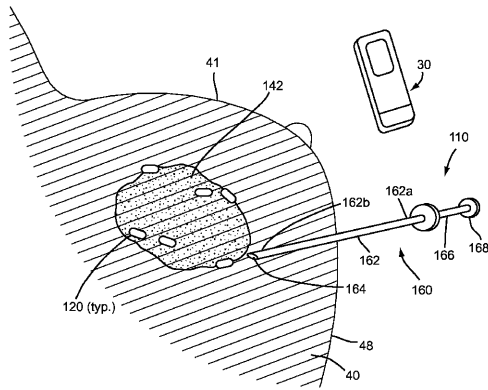


FIG. 6

【図 7】

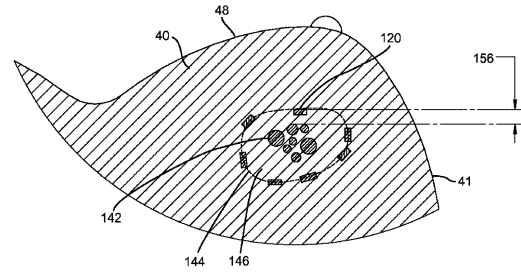


FIG. 7

【図 8】

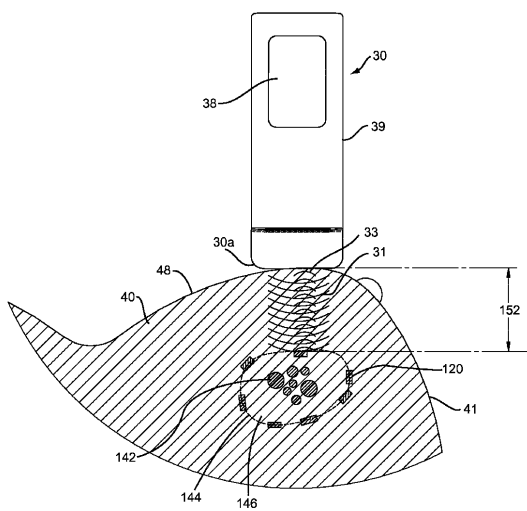


FIG. 8

【図 9】

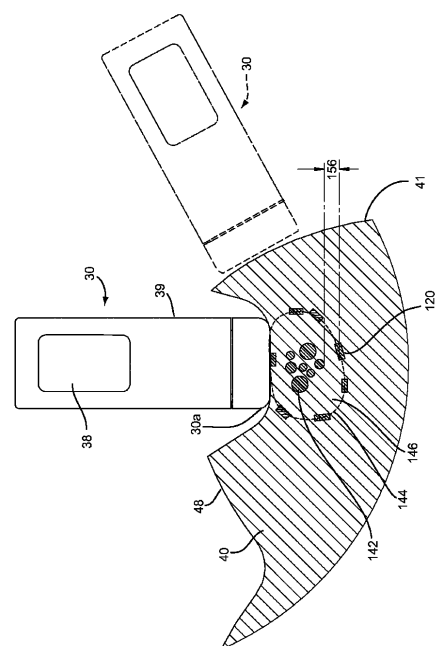
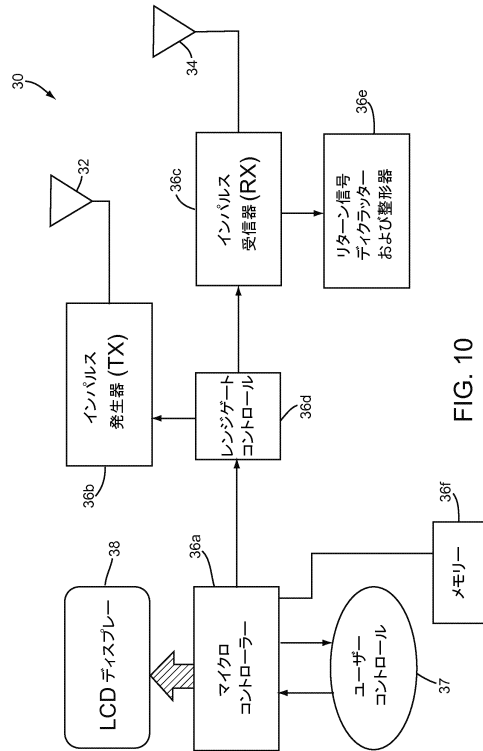
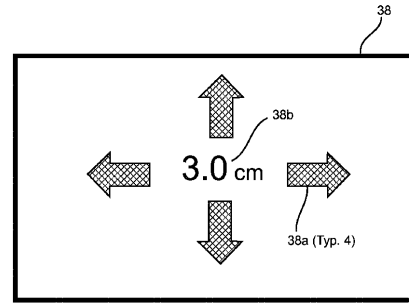


FIG. 9

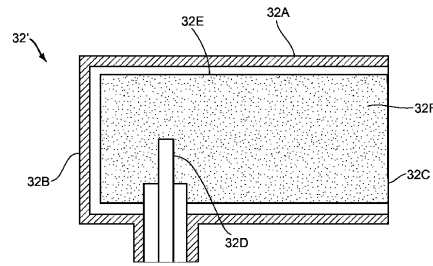
【図10】



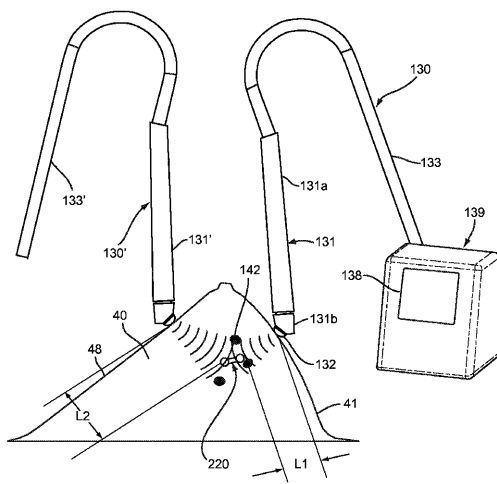
【図10A】



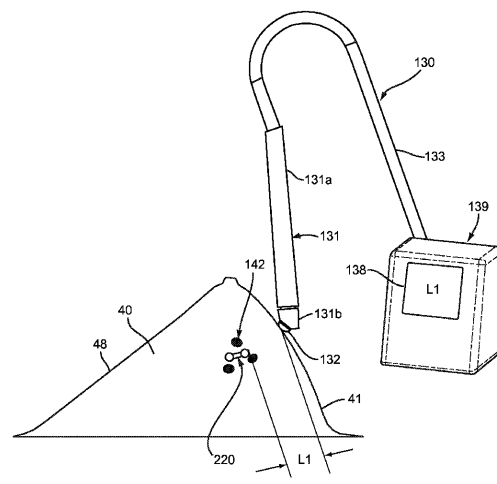
【図10B】



【図11】



【図12】



【図 13】

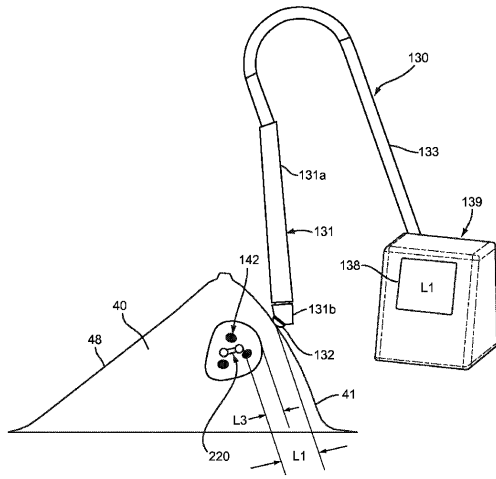


FIG. 13

【図 14 - 14 A】

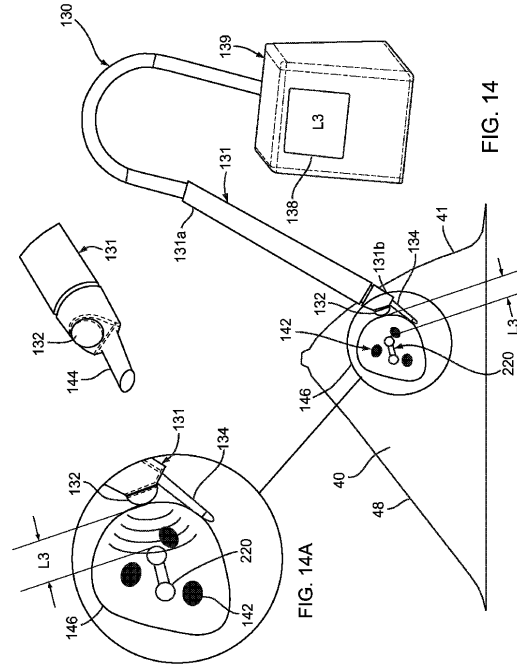


FIG. 14

FIG. 14A

【図 15 - 15 A】

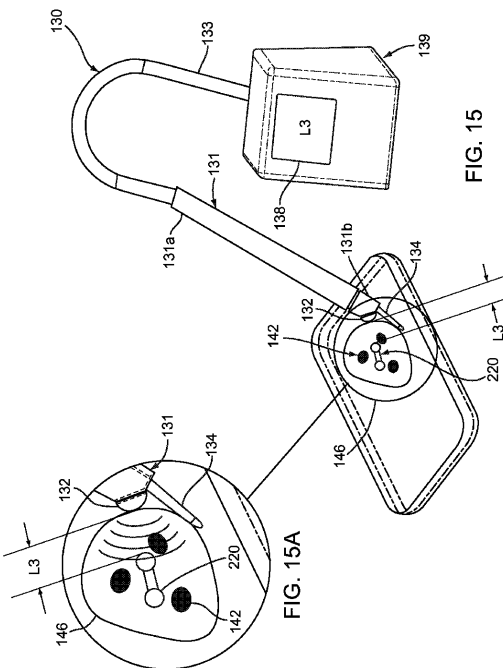


FIG. 15

FIG. 15A

【図 16 A】

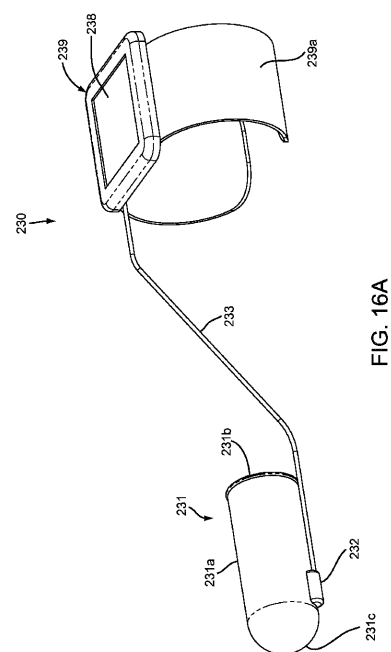
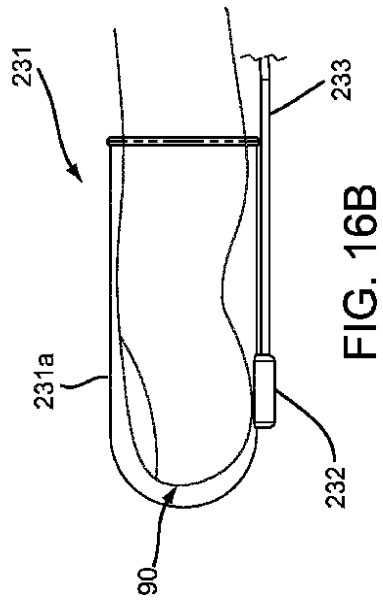
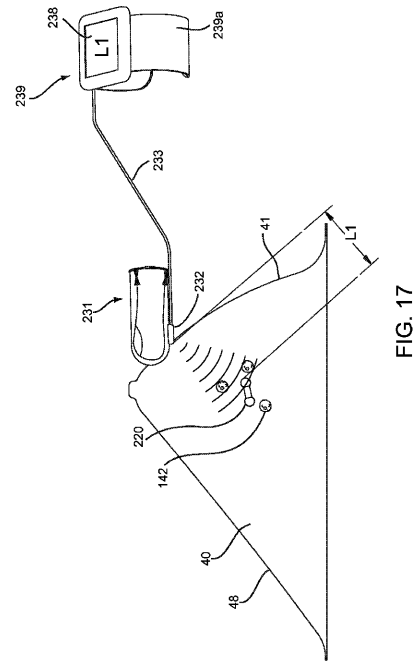


FIG. 16A

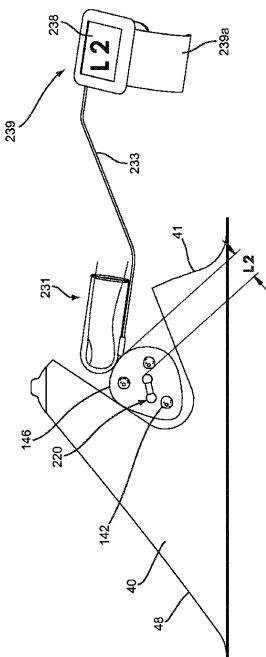
【図 16 B】



【図 17】



【図 18】



【図 19 - 19 a】

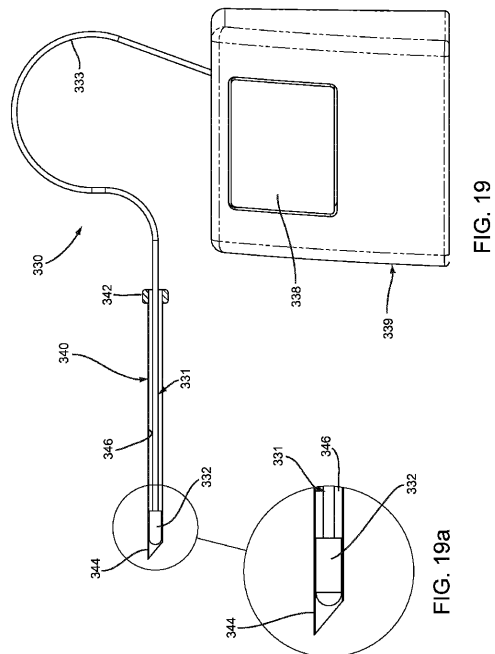
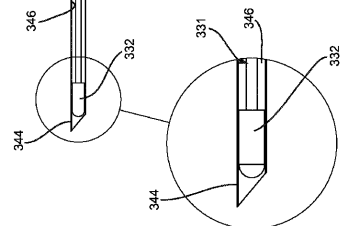


FIG. 19a



【図 20】

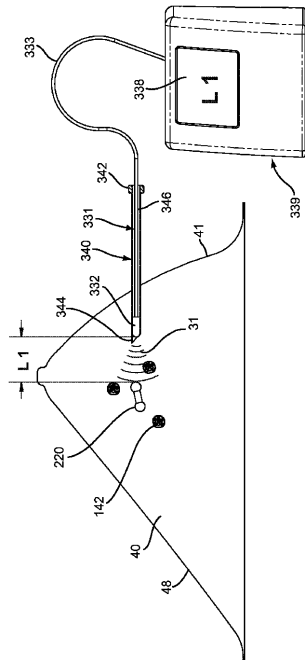


FIG. 20

【図 21】

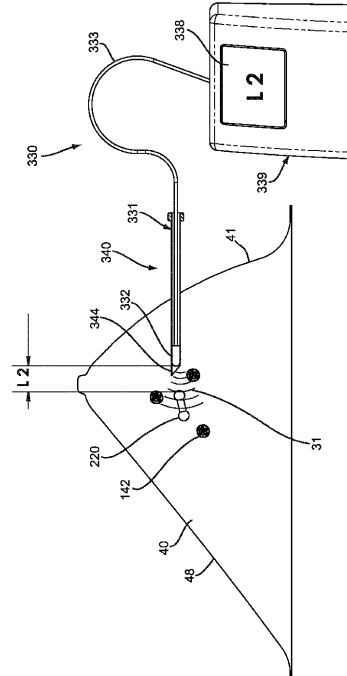


FIG. 21

【図 22】

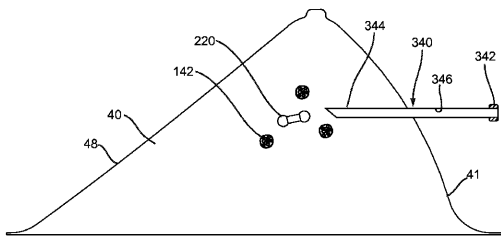


FIG. 22

【図 23 A】

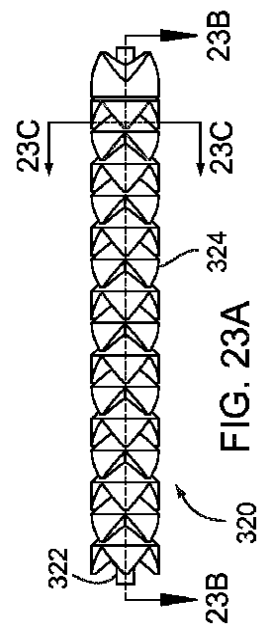
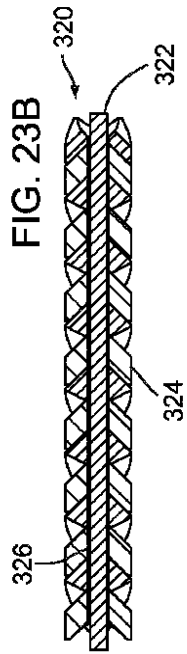
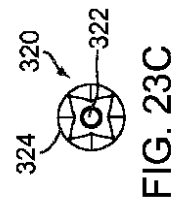


FIG. 23A

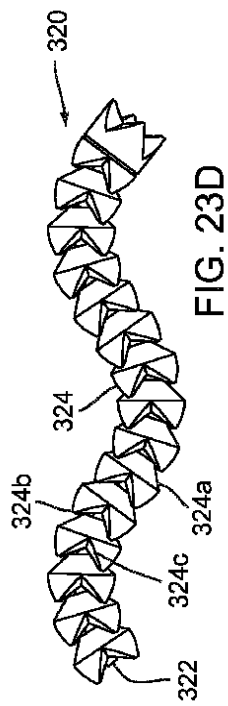
【図 23 B】



【図 23 C】



【図 23 D】



【図 24 A】

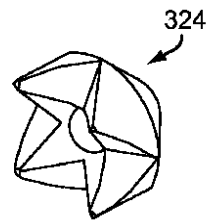


FIG. 24A

【図 24 B】

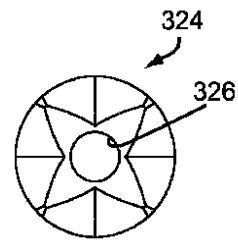


FIG. 24B

【図 24 C】

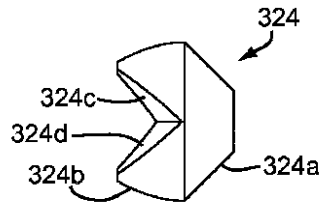


FIG. 24C

【図 25 A - 25 B】

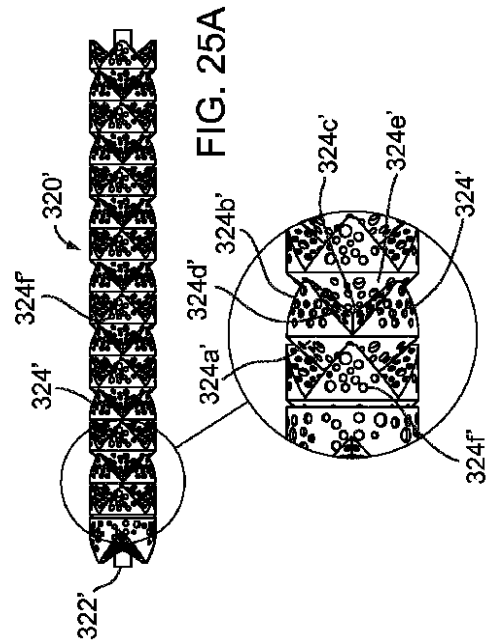


FIG. 25B

【図 26 A】

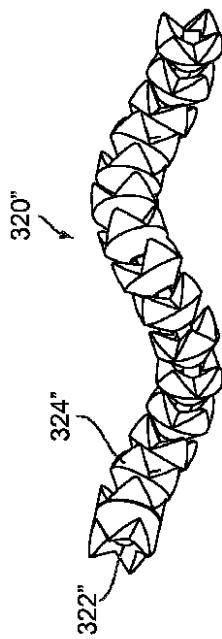


FIG. 26A

【図 26 B】

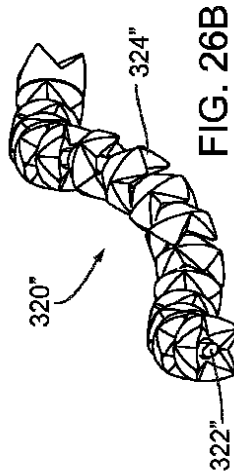


FIG. 26B

【図 26 C】

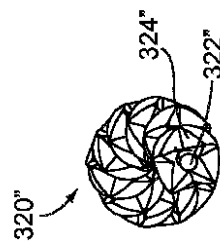


FIG. 26C

【図 27 A】

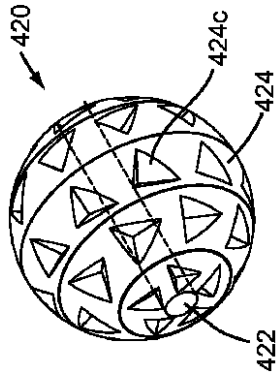


FIG. 27A

【図 27 B】

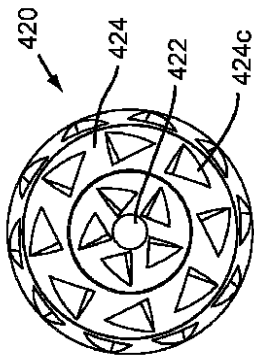


FIG. 27B

【図 28 A】

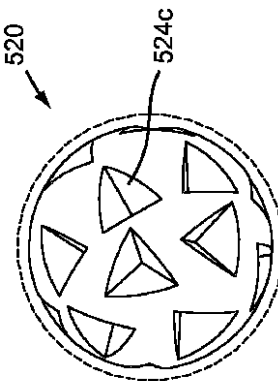


FIG. 28A

【図 28 B】

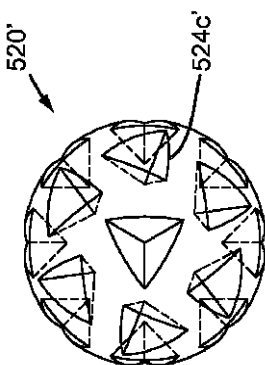


FIG. 28B

【図 27 C】

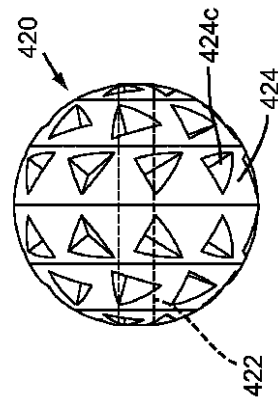


FIG. 27C

【図 28 C】

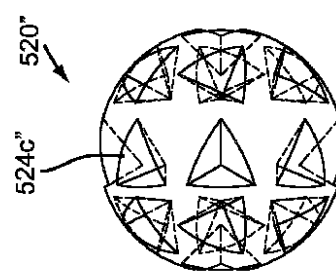


FIG. 28C

【図 29 A】

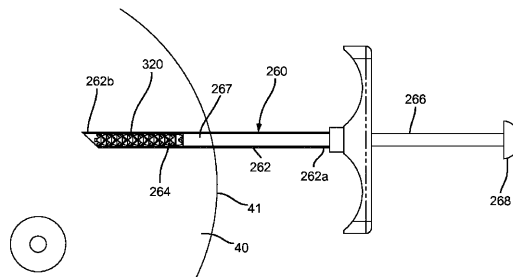
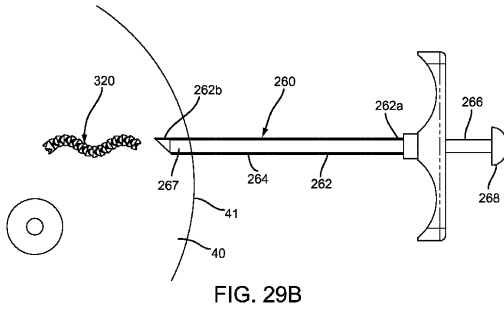
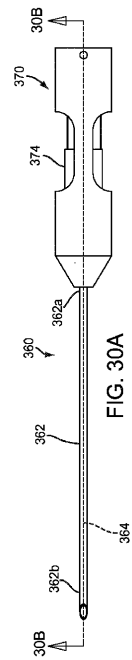


FIG. 29A

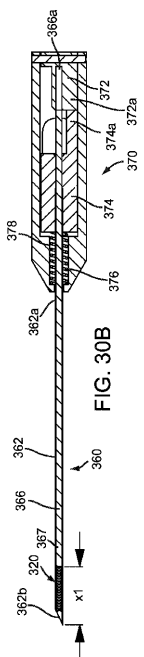
【図 29 B】



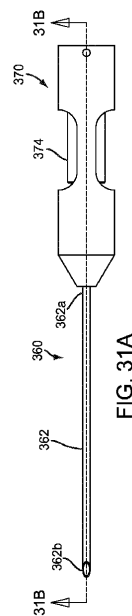
【図 30 A】



【図 30 B】



【図 31 A】



【図 3 1 B】

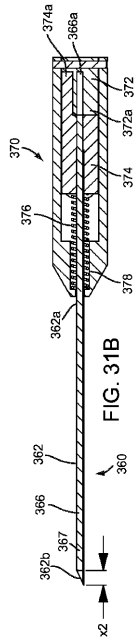


FIG. 31B

【図 3 2 - 3 2 A】

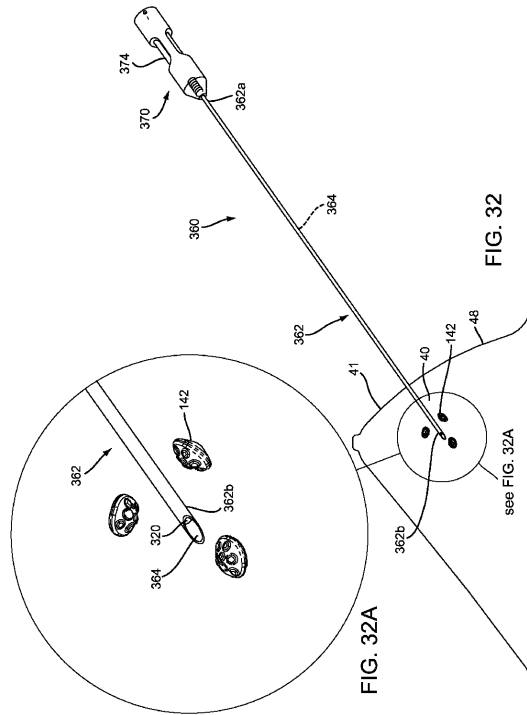


FIG. 32

FIG. 32A

【図 3 3 - 3 3 A】

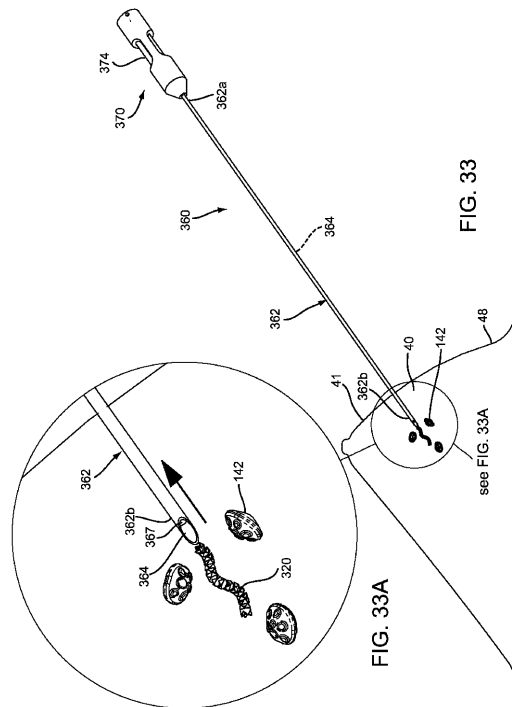


FIG. 33

FIG. 33A

【図 3 4 A】

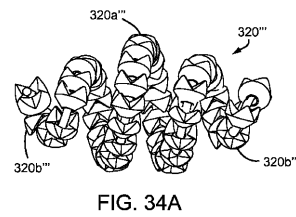


FIG. 34A

【図 3 4 B】

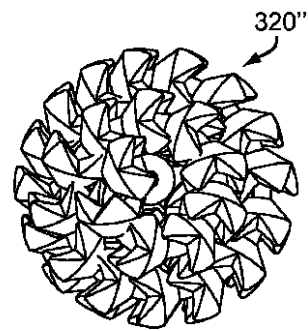


FIG. 34B

【図 35】

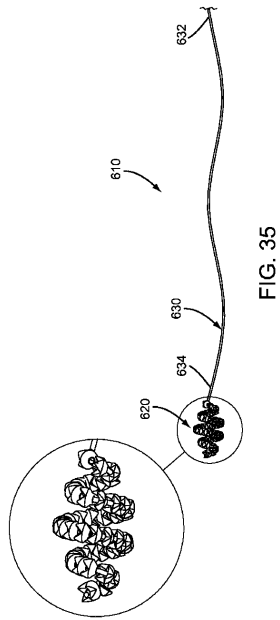


FIG. 35

【図 36】

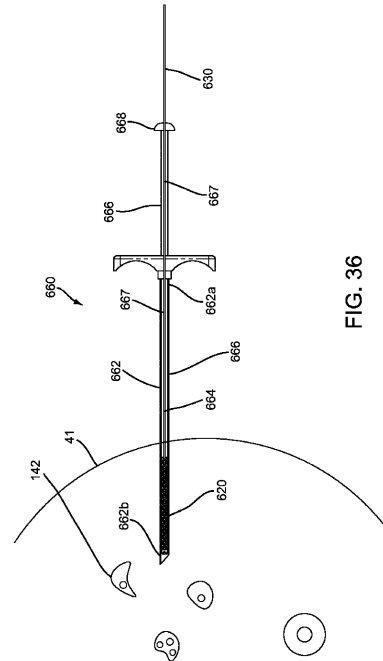


FIG. 36

【図 37】

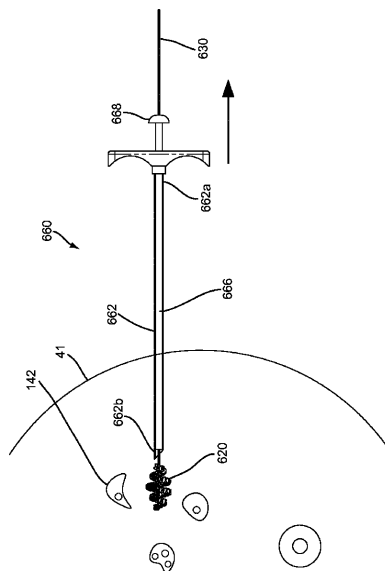


FIG. 37

【図 38】

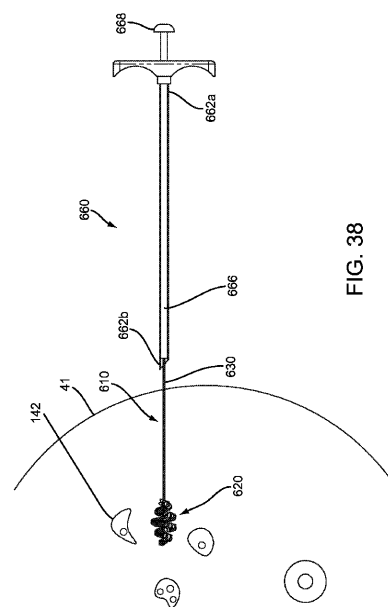


FIG. 38

【図 39】

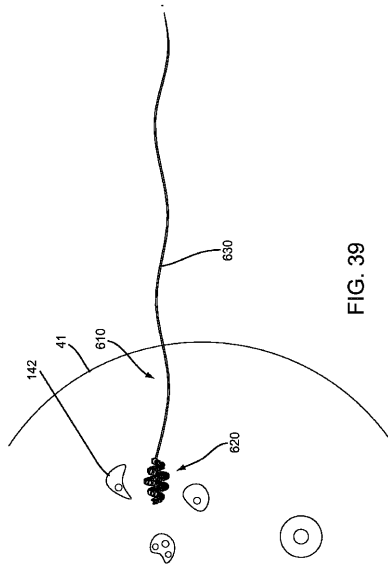


FIG. 39

【図 40】

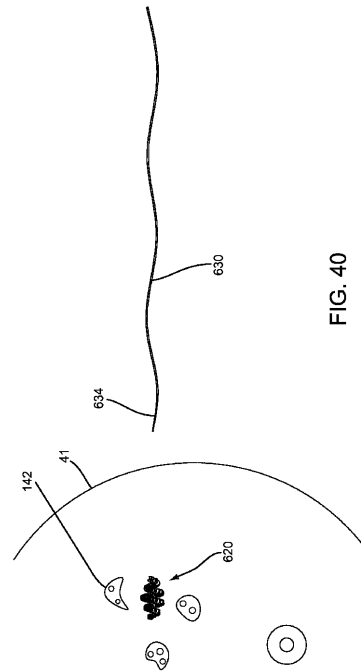


FIG. 40

【図 41 A】



FIG. 41A

【図 41 B】

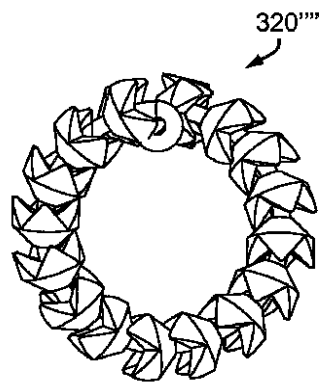


FIG. 41B

【図 42】

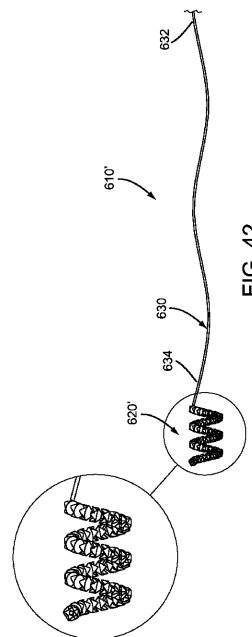


FIG. 42

【図 4 3】

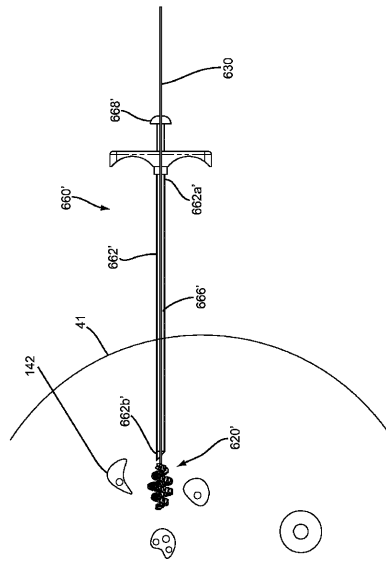


FIG. 43

【図 4 4】

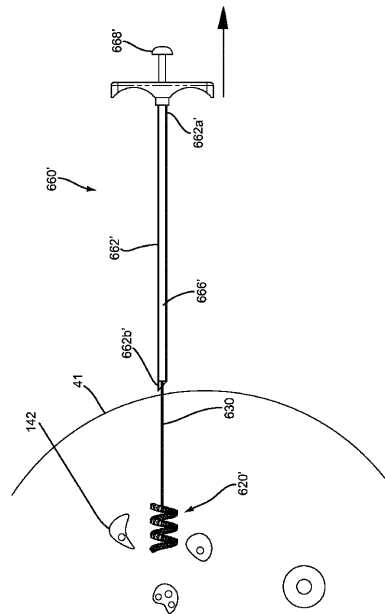


FIG. 44

【図 4 5】

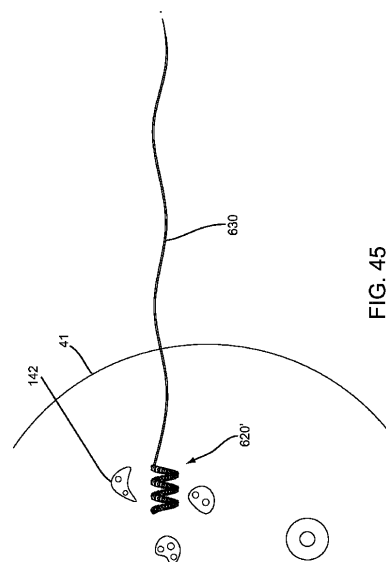


FIG. 45

【図 4 6】

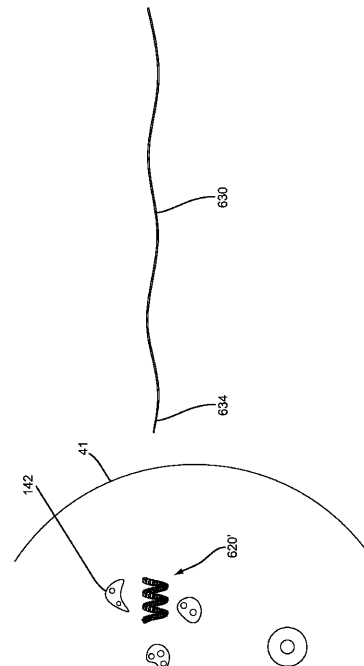
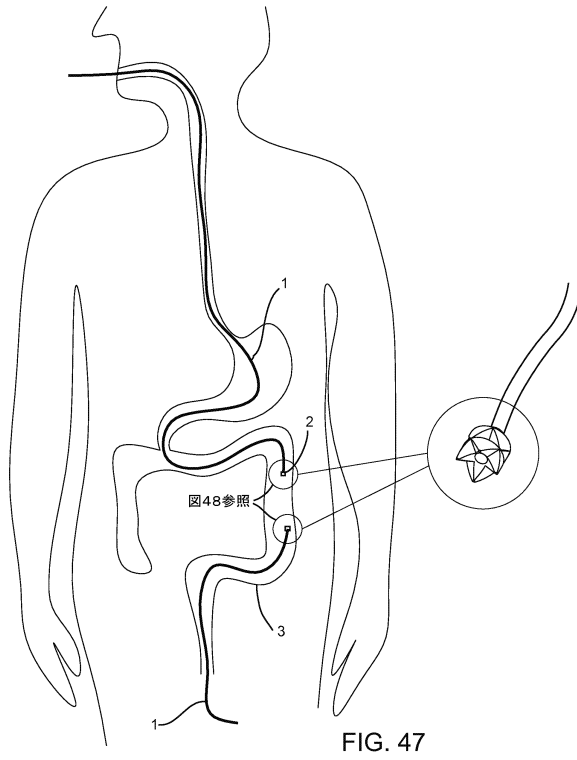
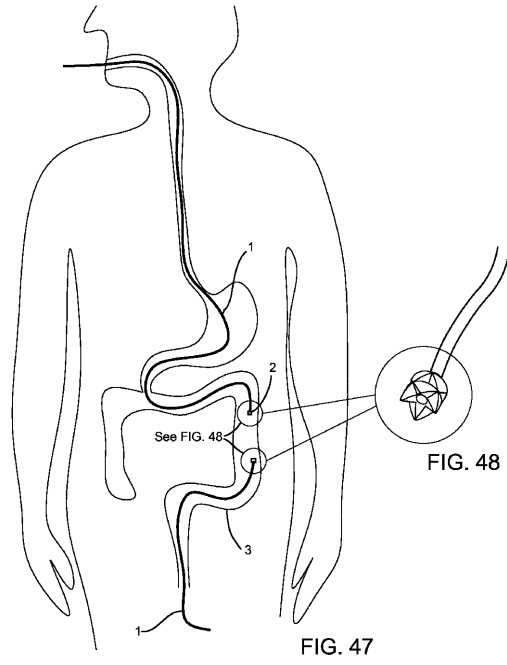


FIG. 46

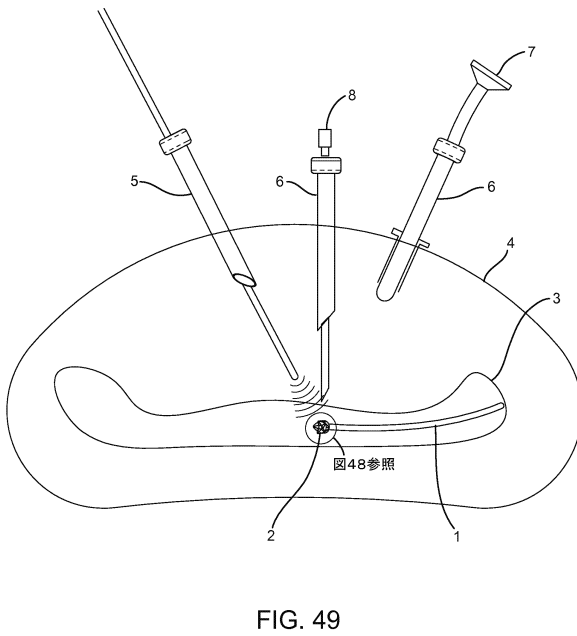
【図 47】



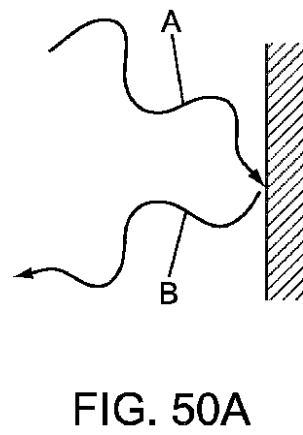
【図 48】



【図 49】



【図 50 A】



【図50B】

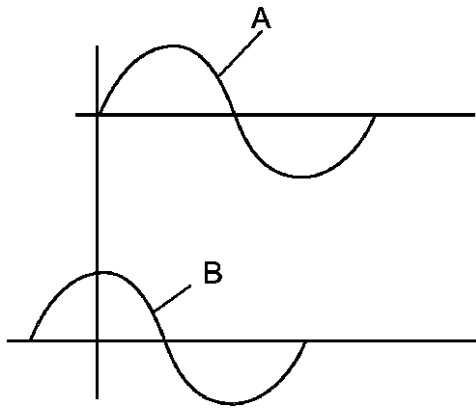


FIG. 50B

【図51】

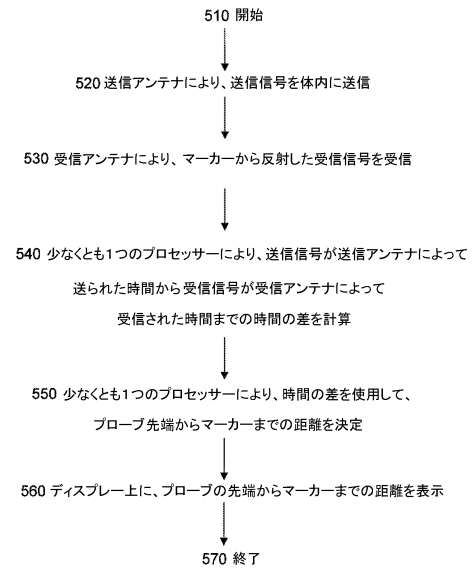


FIG. 51

【図52】

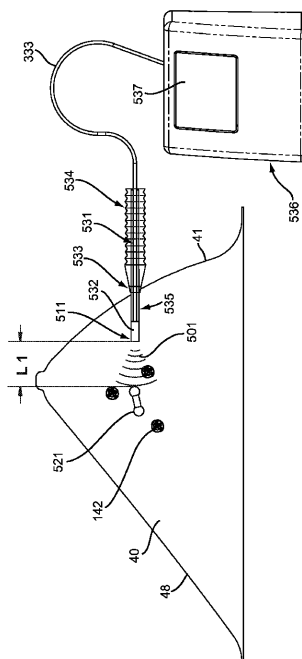


FIG. 52

【図53】

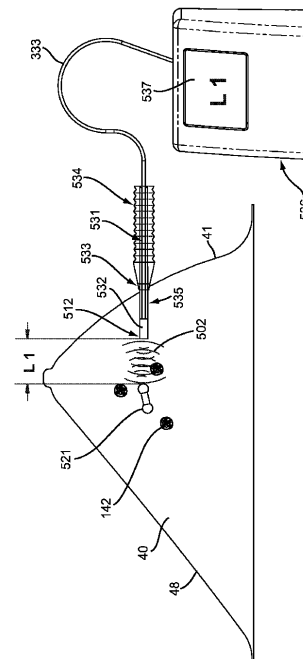
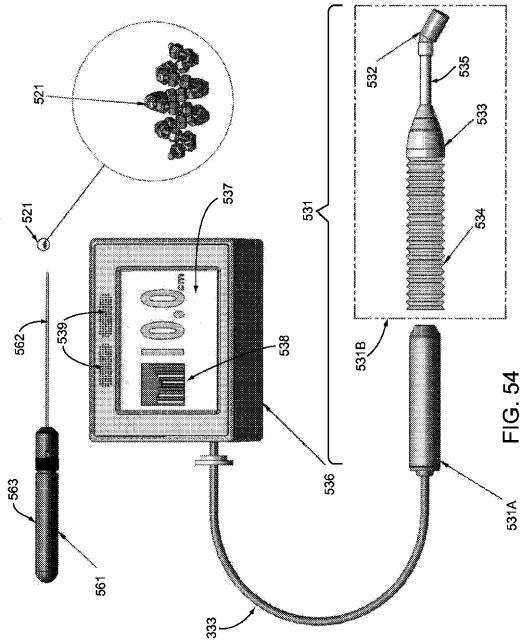
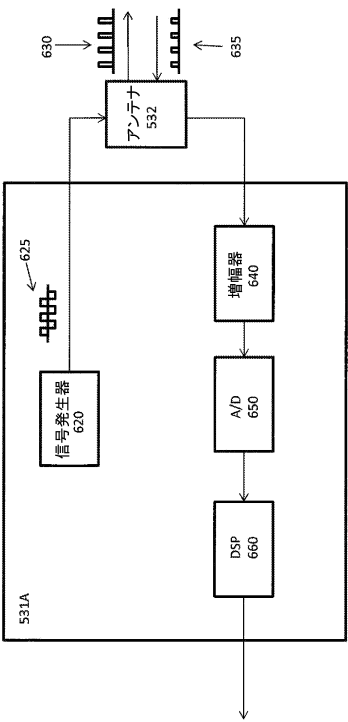


FIG. 53

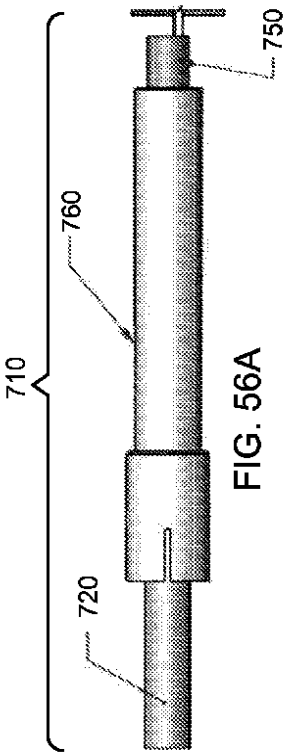
【図 5 4】



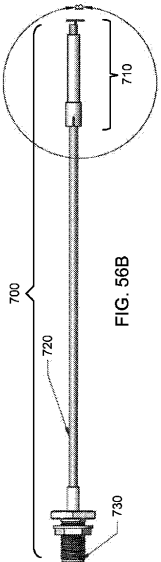
【図 5 5】



【図 5 6 A】



【図 5 6 B】



【図 56C】

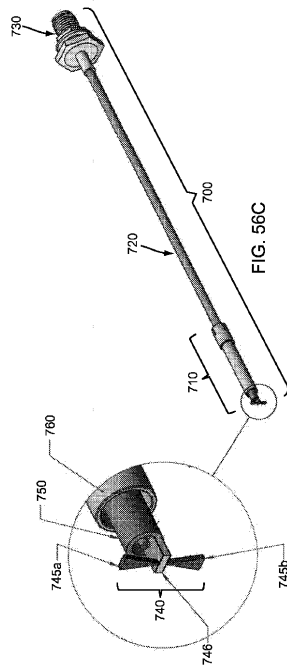


FIG. 56C

【図 57】

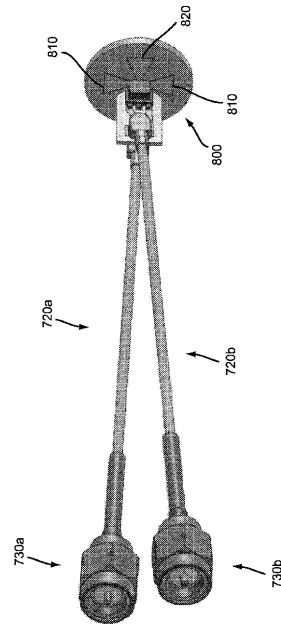


FIG. 57

【図 58】

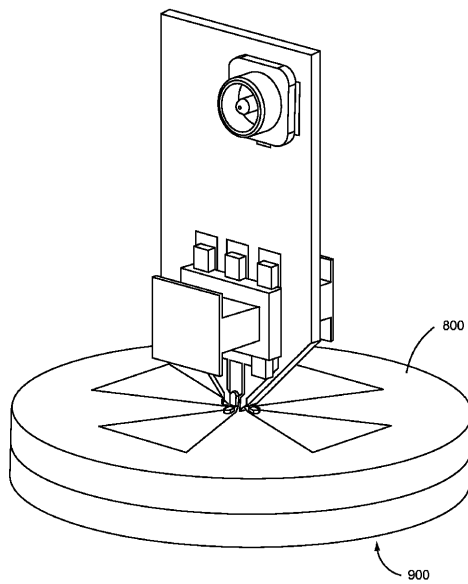


FIG. 58

【図 59A】

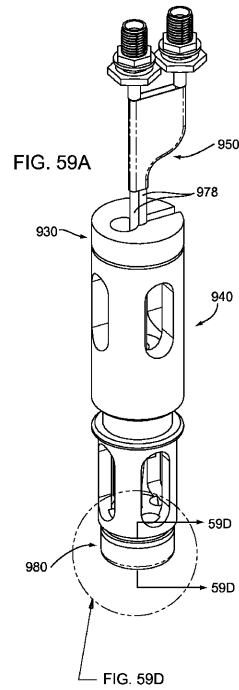


FIG. 59A

FIG. 59D

【図 59 B】

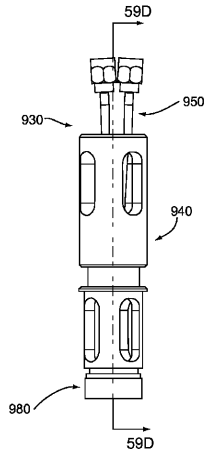


FIG. 59B

【図 59 C】

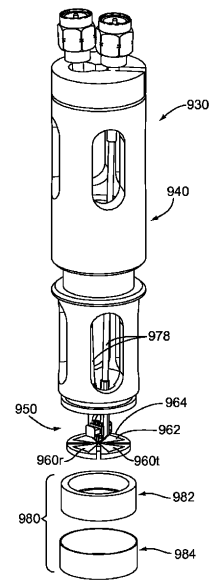


FIG. 59C

【図 59 D】

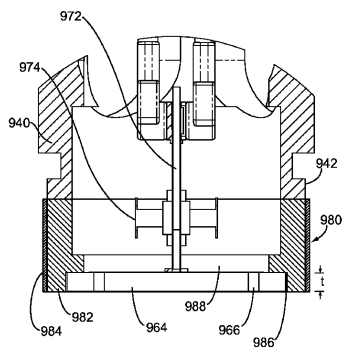


FIG. 59D

【図 60】

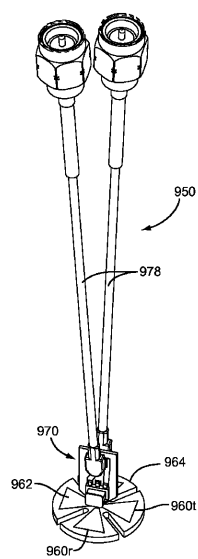
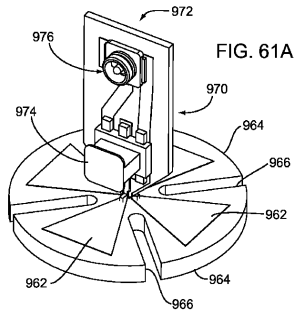


FIG. 60

【図 61A】



【図 61B】

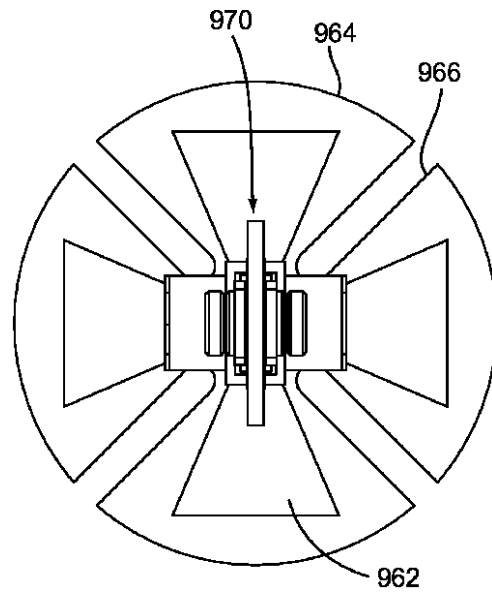


FIG. 61B

【図 61C】

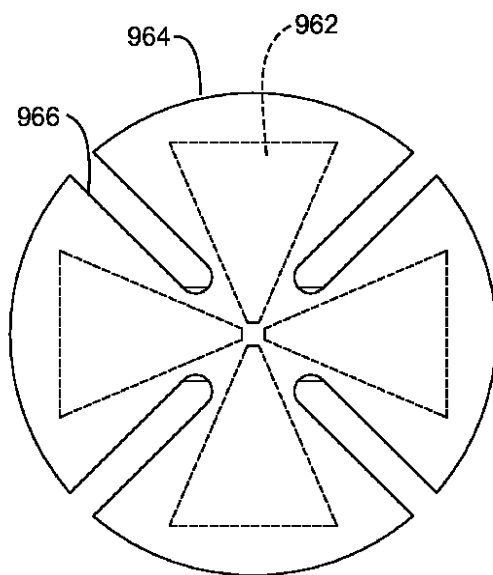
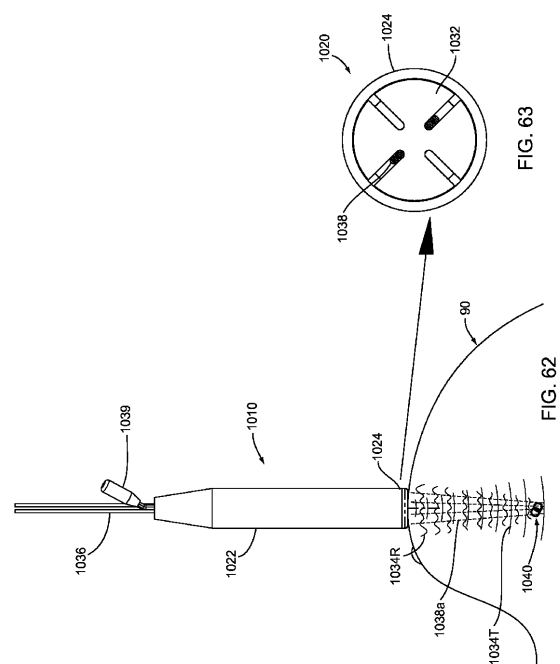


FIG. 61C

【図 62 - 63】



【図 64 A】

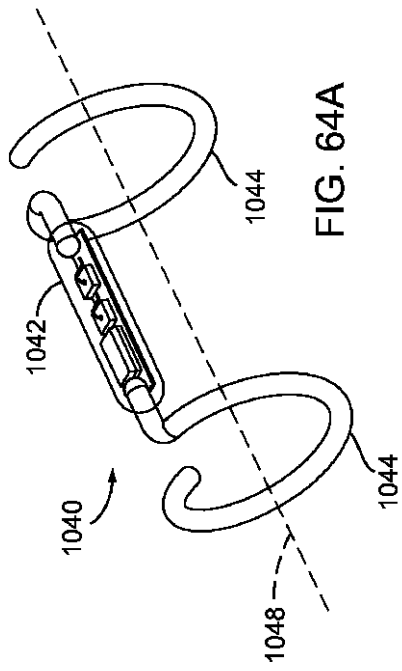


FIG. 64A

【図 64 B】

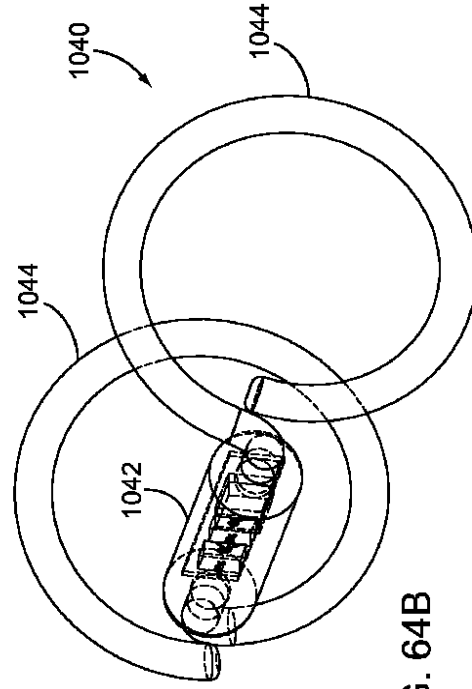


FIG. 64B

【図 64 C】

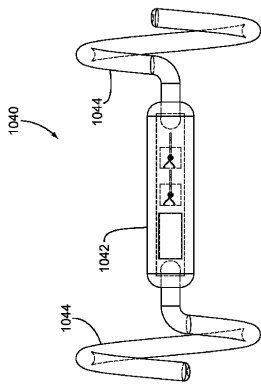


FIG. 64C

【図 64 D】

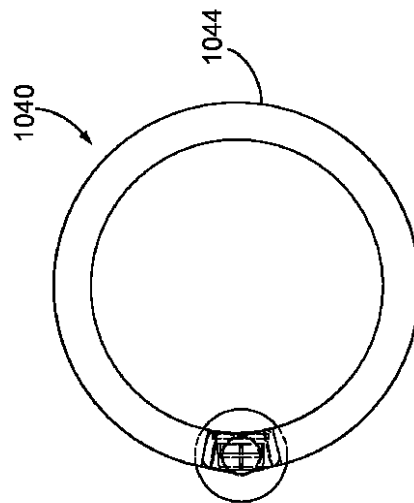
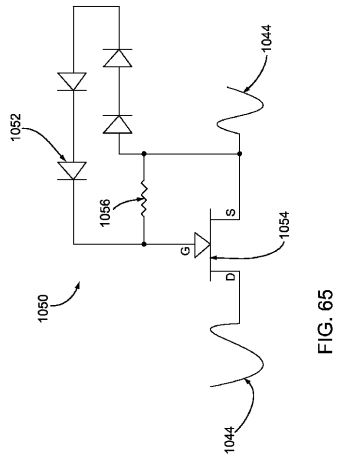


FIG. 64D

【図 65】



【図 66】

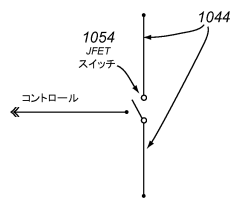


FIG. 66

フロントページの続き

- (72)発明者 グエン, トミー ジー .
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 1 4 , アービン , クレアモント ストリ - ト 3 6 4
2
- (72)発明者 チー シン , エドゥアルド
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 2 9 , ダナポイント , テラサデルマル 5

審査官 宮下 浩次

- (56)参考文献 特公平 0 4 - 0 7 8 2 1 0 (J P , B 2)
米国特許第 0 6 0 6 1 5 8 9 (U S , A)
特表 2 0 1 2 - 5 3 1 2 7 6 (J P , A)
特表 2 0 0 3 - 5 2 9 0 5 0 (J P , A)
米国特許第 0 3 5 1 5 8 7 9 (U S , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 9 0 / 0 0 - 9 0 / 9 8
A 6 1 B 5 / 0 6