

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5429822号
(P5429822)

(45) 発行日 平成26年2月26日 (2014. 2. 26)

(24) 登録日 平成25年12月13日 (2013. 12. 13)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/05 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 N
A 6 1 B 5/107 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 0 0 Z
A 6 1 B 5/0488 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 3 0
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2010-532642 (P2010-532642)	(73) 特許権者	510126313
(86) (22) 出願日	平成20年11月6日 (2008. 11. 6)		セラクリオン・ソシエテ・パル・アクション・サンプリフィエ
(65) 公表番号	特表2011-502607 (P2011-502607A)		THERACLION SAS
(43) 公表日	平成23年1月27日 (2011. 1. 27)		フランス、エフ-92240 マラコフ、リュ・エティエンヌ・ドレ、102、エール・デ・セ
(86) 国際出願番号	PCT/FR2008/052008		
(87) 国際公開番号	W02009/068793	(74) 代理人	100064746
(87) 国際公開日	平成21年6月4日 (2009. 6. 4)		弁理士 深見 久郎
審査請求日	平成23年10月20日 (2011. 10. 20)	(74) 代理人	100085132
(31) 優先権主張番号	0758884		弁理士 森田 俊雄
(32) 優先日	平成19年11月8日 (2007. 11. 8)	(74) 代理人	100083703
(33) 優先権主張国	フランス (FR)		弁理士 仲村 義平
		(74) 代理人	100096781
			弁理士 堀井 豊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 神経などの構造の位置を特定するための非侵襲的装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体のうち外表面 (S e) を有する部位において、神経などの構造 (N₂) を非侵襲的に特定するための装置であって、前記装置は、

- 外表面 (S e) を通って前記部位へと至る超音波ビーム (F u) を生成するよう適合された H I F U 型の集束超音波変換器 (1) を含み、前記ビーム (F u) は、前記構造 (N₂) 上に位置決め可能な焦点を有し、前記装置はさらに、

- 刺激に晒されたときの前記構造の反応を検出するための監視手段 (3) と、
- 前記構造 (N₂) を刺激するための刺激手段 (1 ; 4) とを含み、前記刺激手段は、前記監視手段 (3) によって検出された反応を伝え、電気的な刺激手段を含み、前記装置はさらに、

- 画像化装置 (2 、 2 1 、 2 2) を含み、前記画像化装置は、身体の部位における超音波ビーム (F u) の焦点の位置を画像上に視覚化するために超音波変換器 (1) の焦点に追従するように、超音波変換器 (1) に機械的に連結されており、前記装置はさらに、

- 前記画像化装置によって生成された画像上において構造 (N₂) の位置に印付けをするための印付け手段と、

- 超音波ビーム (F u) および刺激が同時にまたは所定の時間オフセットで構造 (N₂) 内を通るように、超音波ビーム (F u) および刺激を同期させるための同期手段 (5) を含む、装置。

【請求項 2】

10

20

前記刺激手段(4)は、前記構造(N₂)に電気パルスを送出することのできる少なくとも1つの電極(41)を含む、請求項1に記載の位置特定装置。

【請求項3】

前記同期手段(5)は、超音波ビーム(Fu)が刺激よりも前に構造に到達するように、超音波ビーム(Fu)と刺激との間の時間にオフセットを引起こすよう適合されたオフセット手段(51)を含む、請求項2に記載の位置特定装置。

【請求項4】

前記部位における超音波ビーム(Fu)の音響飛行時間と、刺激の伝搬速度とに基づいて、構造(N₂)の深さを判別するための計算手段(15)を含む、請求項1から3のいずれかに記載の位置特定装置。

10

【請求項5】

前記監視手段(3)は、神経反応を監視するための装置、または、筋肉反応を監視するための、たとえば筋電計、内視鏡または圧力センサなどの装置を含む、請求項1から4のいずれかに記載の位置特定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、身体のある部位において、神経などの構造の位置を非侵襲的に特定することに関する。この位置特定は、構造付近の組織を治療する前に行われる工程となり得る。

【背景技術】

20

【0002】

医療分野においては、たとえば、筋肉を刺激するために、または、近傍の組織の治療中に神経を破壊するのを避けるために、神経、特に運動神経の位置を特定することがしばしば必要となる。

【0003】

一般に、神経のおおよその位置は解剖図表集から既知である。しかしながら、たとえば、治療行為が或る神経のごく近傍で行われることが意図されている場合、一般に神経の保存が望ましいことを鑑みると、身体の或る部位における神経の正確な位置を知ることは重要であるかもしれない。治療行為としては、切開であるかもしれないし、または、エネルギー、たとえば超音波光(レーザ)、高周波、マイクロ波もしくは放射性エネルギーを与えることによるものかもしれない。神経の位置が分かると、神経保存のために、この神経またはそのすぐ傍に向けて治療行為を行うことが回避されるだろう。

30

【0004】

たとえば、甲状腺および副甲状腺を治療する場合には、声帯を制御する反回神経を保存することが特に重要となる。別の例としては前立腺の切除に関するものがあり、この場合、挙筋を保存することが重要となる。

【0005】

たとえば、痛みの元を知るために感受性神経の位置を特定するか、または、痛みをなくすためにそれら感受性神経を破壊することも有益である。

【0006】

40

神経を正確に位置特定する場合、外科手術の場合を除いて、特に非侵襲的に位置を特定しなければならない場合、しばしば問題が生じる。医師は、解剖学的構造の位置特定を行うために画像化(超音波検査、MRI、X線、スキャナ)を利用するが、神経は、概して、小さいかまたはコントラストが十分ではないため、これらの装置では見えない。現在、数多くの最新の治療方法は「非侵襲的」、すなわち非観血的なものであり、その作業は画像化によってのみ誘導される。

【0007】

一般に、治療行為が外科的介入を伴う場合、外科医は、注意深く適切に切除を行うことにより、神経を見ることができるようになる。外科医は、不確実な場合には、Xomedによって販売されているNIM-Response(登録商標)の神経保全監視システム

50

(Nerve Integrity Monitoring System)などの神経保全モニタを用いることもできるだろう。この装置は、外科医によって位置特定すべき神経(たとえば反回咽頭神経)の付近に配置される電極と、処置中に患者の気管に据付けられる気管プローブとを備える。電極が発する励起電流は、組織と、さらには神経とを通過して進む。筋肉の動き、または筋肉が受け取る電氣的励起は、気管プローブによって捉えられる。市場には、WRメディカル・エレクトロニクス社(WR Medical Electronics Co.)によるSilverstein™顔面神経モニタ/刺激装置(Facial Nerve Monitor/Stimulator)(Model S8n)などの他の刺激装置が出回っている。声帯の動きも内視鏡検査によって検出することができる。

【0008】

これらの技術により、治療作業中にこれらの神経に及ぼされる可能性のある損傷を検出することが可能となる。このことは、EP1409079出願に記載されている。

10

【0009】

しかしながら、治療が、たとえば、集束超音波(HIFU)によって、または侵入型(interstitial)レーザーもしくは高周波(RF)針によって対象物から距離をあけて行われる場合には、神経に直接アクセスすることができなくなる。このため、これらの神経、より一般的には構造、の位置を正確に特定するための非侵襲的な位置特定方法および装置が必要とされる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0010】

20

この目的を達成するために、本発明は、身体のうち外表面を有する部位において、神経などの構造の位置を非侵襲的に特定するための装置を提供する。当該装置は、外表面を通過して部位に達する超音波ビームを生成するよう適合された、有利にはHIFU型の集束超音波変換器を備え、当該ビームは、当該構造上に位置決め可能な焦点を有する。当該装置はさらに、刺激に晒されたときの構造の反応を検出するための監視手段と、構造を刺激するための刺激手段とを備える。当該刺激手段は、監視手段によって検出された反応を伝えるものであり、当該構造に乱れをもたらす(perturb)ために当該構造に超音波ビームを送出することのできる超音波変換器を含む。当該装置は画像化装置を含み、当該画像化装置は、身体部位における超音波ビームの焦点の位置を画像上に視覚化するために超音波変換器の焦点に追従するように超音波変換器に機械的に連結されている。当該装置はさらに、画像化装置によって生成された画像上において構造の位置に印付けをするための印付け手段を含む。

30

【0011】

有利には、刺激手段は、当該構造に電気パルスを送出することのできる少なくとも1つの電極を含む。

【0012】

したがって、本発明の一原理は、超音波、たとえば集束超音波、の細いビームによって対象の(たとえば、探索されている神経が存在している)領域に高周波の音波を当てることにある。探索部位に超音波ビームを走査させ、ビームの各位置において超音波パルスを放射して、神経合流点の伝播に対するこの放射の効果が観察される。最大の効果が得られる場合、ビームが最大強度になっている領域に神経が位置していることは公知である。超音波エミッタは、医療用の画像化装置(エコーグラフ)、MRI、X線、スキャナ)に連結されており、患者の解剖学的構造に対する音響ビームの位置を識別できるようにする。こうして、神経の位置を特定し、画像化装置によって生成される画像上でその位置に印付けをすることが可能となる。音響ビームのエネルギーは、探索部位における神経または組織を破壊することがないように、低くされている。

40

【0013】

本発明の別の有利な局面に従うと、超音波は、検出しきい値を向上させ(必要なUSパワーを低減させ)たり、中枢神経系の寄生反応をフィルタリングしたりするために、可変長の一連のパルス(コード)に従って放射されてもよい。

50

【0014】

本発明の別の有利な局面に従うと、位置特定装置はさらに、超音波ビームおよび刺激が同時にまたは所定の時間オフセットで構造内を通るように、超音波ビームおよび刺激を同期させるための同期手段を含む。有利には、同期手段は、超音波ビームが刺激よりも前に構造に到達するように、超音波ビームと刺激との間に時間オフセットを発生させるよう適合されたオフセット手段を含む。これにより、超音波ビームが、刺激にさらされた構造の反応に最適に影響を及ぼすことが確実にされる。この刺激が、神経に伝わる電気パルスの形であれば、パルスの期間が非常に短くなる。したがって、パルスが神経を横切る少し前に超音波ビームが神経を通ることが好ましい。このような理由で、超音波ビームと刺激との間にわずかなオフセットを設けることが有利になる。

10

【0015】

本発明の別の有利な局面に従うと、位置特定装置は、部位における超音波ビームの音響飛行時間と、刺激の伝搬速度とに基づいて、構造の深さを判別するための計算手段を含む。構造における超音波ビームの音響飛行時間と刺激の伝搬速度とが分かれば、構造の深さ、すなわち音響伝搬方向、における軸位置を容易に突き止めることができる。

【0016】

別の特徴に従うと、監視手段は、神経反応を監視するための装置、または、筋肉反応を監視するための、たとえば筋電計、内視鏡または圧力センサなどの装置を含む。このため、構造たとえば神経において、または代替的には構造たとえば筋肉に直接的に依存する器官において、刺激に対する反応を直接的に測定することが可能となる。

20

【0017】

本発明はまた、身体のうち外表面を有する部位において神経などの構造の位置を非侵襲的に特定するための方法に関する。当該方法は、外表面から構造に高周波の音波を当てるステップと、刺激に対する構造の反応を監視するステップと、構造における高周波音波の照射の位置を視覚化するステップとを含む。有利には、当該方法は、電気パルスまたは超音波ビームによる構造の刺激を含み得る。有利には、当該方法は、構造における高周波音波の照射と刺激との同期を含み得る。当該方法はまた、部位における超音波ビームの音響飛行時間と、刺激の伝搬速度とに基づいて、外表面からの構造の判別を含み得る。

【0018】

このため、構造への刺激は、励起または刺激電極を用いて神経に与えられる電気刺激などの外部からの刺激によってもたらされてもよい。変形例として、刺激は、変換器が送出する超音波ビームから直接もたらされてもよい。これは、構造たとえば筋肉に依存して器官における刺激に対する反応を直接的に検出するのに十分である。後者の場合、特定の刺激手段を設ける必要はない。というのも、変換器が刺激と位置特定との2つの機能を果たすこととなるからである。こうして、本発明の装置および方法は、3つの手段またはステップ、すなわち、対象となる構造に対して超音波ビームを送ること、対象となる構造の反応を検出すること、および、肯定的な結果が得られた場合、変換器に連結された画像化装置を用いて対象となる構造の位置に印付けをするかまたはその位置を記録すること、として要約することができる。

30

【0019】

ここで、本発明を、添付の図面に関連付けてより十分に説明する。添付の図面には、本発明の実施例が非限定例として示されている。

40

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明に従った位置特定装置を示す概略図である。

【図2】患者に適所に配置された図1の位置特定装置の一部を示す概略図である。

【図3】本発明の位置特定方法のさまざまなステップを説明するフローチャートである。

【図4】本発明の位置特定方法のさまざまなステップを説明するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0021】

50

簡潔にする目的で、本発明の非侵襲的な位置特定装置および方法を用いて対象構造の位置を特定する一例として、説明の残りの部分においては神経のみを言及することとする。当然、神経以外の種類の構造も、これらの構造が生体内にあらうと別のタイプの身体内にあらうとも、本発明を用いることによって位置特定され得る。

【0022】

まず図1を参照して、本発明の位置特定装置のさまざまな構成要素を詳細に説明する。

第一に、装置は、有利には超音波ビーム F_u を生成するよう適合された超音波変換器であり得るアコースティックエミッション源1を含む。超音波変換器は好ましくはHIFU型であり、正確な焦点に合わされた超音波ビームを生成することができる。変換器は、リニアアレイを備えたタイプのものであってもよい。図2から分かるように、変換器1は、超音波ビームを伝搬させる連結流体で満たされたチャンバを含み得る。チャンバは、たとえば、身体のうち、探索されるべき神経が位置している部位の外表面 S_e に密接するよう意図された可撓性のあるバルーンによって範囲が定められてもよい。一般に、外表面 S_e は患者の皮膚である。チャンバ11内で連結流体を循環させるために、通常、循環手段12が設けられて、チャンバ11内の連結流体の流量および温度を調節することを可能にする。変換器は、機能するには、当然、電源13と、さらには、患者に対して変換器を正確に変位させたり配置したりすることを可能にする変位制御部14とを必要とする。このために、変換器1は、好ましくは関節アーム16に装着されている。最後に、変換器はコントローラ15に連結されており、これにより、変換器のパワー、周波数、パルス期間などのすべてのパラメータを管理することが可能となる。

【0023】

本発明の位置特定装置はまた画像化手段を含む。画像化手段は、たとえば、エコーグラフ21および表示画面22に連結されたエコーグラフプローブ2の形状であってもよい。プローブ2は、図1および図2から分かるように、変換器1に機械的に連結されている。より正確には、プローブ2および変換器1は、プローブ2が超音波ビーム F_u の焦点に追従するように互いに固定されている。超音波ビーム F_u の最大強度領域は、常に画面22の画像上に表示される。この目的のために、エコーグラフ21は、図1から分かるように、変換器のコンピュータ15に連結されてもよい。エコーグラフによる画像化の代わりに、MRIもしくはX線撮像またはスキャナを用いることができる。

【0024】

本発明の位置特定装置はまた、刺激にさらされたときの神経の反応を検出するための監視手段3を備える。神経の反応は、電気的な反応パルスの形で神経において直接検出されてもよく、または代替的には、神経が制御している筋肉において直接検出されてもよい。後者の場合、筋肉の反応は、筋肉の電気的活動、視覚的に検出可能な活動、または代替的には、圧力変化もしくは力の形で現われる可能性がある。このため、内視鏡、筋電計または圧力計タイプなどの装置が監視手段として用いられてもよい。圧力計は、たとえば後輪状披裂筋に配置されてもよい。厳密に言えば、監視手段のタイプは本発明にとって重要な要素ではなく、刺激が電気的なものであらうと、音響的なものであらうと、または他のタイプのものであらうと、この刺激にさらされた神経の反応を検出することができるものであれば十分である。

【0025】

本発明の位置特定装置はまた、電気的または音響的な形式であり得る刺激手段を含む。図1において、ブロック4は、探索されている神経、または、この探索されている神経につながっている別の神経を励起するように配置されるよう意図された励起または刺激電極41を備えた電気刺激手段を表している。これはたとえば図2に該当し、迷走神経については神経 N_1 、および反回神経については神経 N_2 が示されている。電気刺激装置4に接続された励起電極は、迷走神経 N_1 を励起することができるよう配置されている。また、この励起により反回神経 N_2 が励起されることとなる。変換器1は、それに付随しているエコーグラフプローブ2が首の皮膚に当てられて、首の部位に高周波の音波を当てて、反回神経 N_2 に超音波ビーム F_u を送るようにしている。電気的刺激ではなく、超音波ビー

10

20

30

40

50

ムを用いて神経を刺激することもできる。したがって、変換器 1 は神経を刺激するのに用いることができる。神経の反応は、刺激された神経によって制御される筋肉における監視によって追跡され得る。

【0026】

与えられた音響ビームが神経の内部における電気伝達を乱すか、低減させるか、増大させるかまたは相殺することは、先行技術においては公知である。音響ビームのこの能力は、ここでは、神経の位置を特定するのに用いられる。本発明の原理は、超音波ビームが神経上に位置決めされると神経の反応が乱されるかまたは誘導されることに基づいている。たとえば T O E N I E S による神経刺激装置マルチライナ (Nerve Stimulator Multi Liner) などの経皮的技術によって生成された電気パルスを用いて神経が刺激された場合、神経の反応、または神経が接続されている筋肉の反応を監視することができる。この監視によって検出される反応は、変換器から発せられる超音波ビームが神経上に位置決めされると、この超音波ビームによって乱されることとなる。したがって、反応の乱れが監視手段上で検出されるまで、身体のうち神経が位置している部位において変換器を変位させなければならない。このため、変換器は、この神経の反応の変化が検出されるまで変位させられる。図 3 は、本発明の位置特定方法のさまざまなステップを分析的に図式化したものである。変換器が対象物に向かって位置決めされ、超音波パルスが送信され、神経の反応に対する影響があるかどうかを観察される。影響がなければ、変換器の位置が変更され、動作が繰り返される。影響がある場合、これは、ビームが神経上に位置していることを意味しており、次に、画像化装置の画面上に視覚化された画像上においてこの位置に印付けを

10

20

【0027】

超音波変換器を用いて刺激がもたらされる場合、筋肉において神経の反応が監視されてもよい。筋肉が反応した場合、これはまた、超音波ビームが神経上に位置していることを示している。筋肉の反応は、筋電計および内視鏡、または代替的には圧力センサを用いて監視されてもよい。

【0028】

患者の実際の脳を介して神経を励起することも可能である。たとえば、患者に何らかの動作を行うよう要求し、高周波音波の照射中またはその直後においてもこの動作が依然として実行可能であるかどうかを監視することができる。たとえば、反回神経の位置を特定するよう意図されている場合、患者は、声、たとえば単調な音声を出すよう要求され、声の音の変化、または、筋肉に到達する神経合流点の特徴の変化が上述の方法によって記録されることとなる。

30

【0029】

変換器 1 から流入する超音波ビームは、当然、探索部位における神経または周囲の組織を破壊し得るものであってはならない。1 平方センチメートル当り 1000 ワット × 1000 ミリ秒の (超音波強度時間 × パルスの期間の積として計算される) エネルギー密度を上回ることはいないだろう。好ましくは、この値の 10 分の 1 を上回ることはいないだろう。たとえば、腎臓結石の体外結石破碎に用いられるものと同様の強い超音波パワーまたは強度を単一パルスで使用することも可能である。典型的には、音響ビームのパワーは、1 平方センチメートル当り 100 ワットから 1 平方センチメートル当り 100,000 ワットの間となり、パルスの期間は 1 マイクロ秒から 1 ミリ秒の間となり、最大圧力は 1 パールから 500 パールの間となるだろう。超音波周波数は数 MHz、0.5 MHz から 10 MHz の間、より正確には 2 MHz から 4 MHz の間となるだろう。超音波パルスは単一であっても多重であってもよく、長くても短かくてもよい。

40

【0030】

本発明の位置特定装置はまた、変換器 1 と刺激手段 4 とに連結された同期手段 5 を含む。同期手段 5 は、超音波ビーム F u と電気パルスとを、これらが同時に神経を通過するように同期させるためのものである。これにより、神経の電気反応に対する超音波ビームの効果を最適化することができる。同期の際には、組織における超音波と神経合流点との両

50

方の伝搬時間を考慮に入れて、高周波音波の照射部位全体、すなわち神経、にわたってパルス同期させるようにすると、検出効果が最大となる。実際には、同期手段は変換器の電源13に接続される。本発明に従うと、同期手段はさらにオフセット手段51を含む。オフセット手段51は、超音波ビームが電気パルスよりも前に神経に到達するように超音波ビームと電気励起との間の時間にオフセットを引起こすよう適合されている。神経束の伝達を低減および増大させるのに5～20ミリ秒、好ましくは7ミリ秒の遅延が最適である。こうして、超音波パルスが神経パルスよりも7ミリ秒早く神経に到達することとなり、これにより、確実に、神経合流点が超音波パルスによって乱されることとなる。実際には、同期手段は、電気励起を引起こし、かつ変換器を作動させる同期パルスを送出する。次いで、筋肉の反応が記録され得る。図4は、本発明の位置特定方法で用いられるさまざまな同期ステップを概略的に示す。当該方法は、神経の領域に励起電極を配置することから始まり、次いで同期パルスを放射し、電氣的励起と超音波ビームとを送って反応を検出する。

10

【0031】

本発明の位置特定装置および位置特定方法を用いることにより、神経の深さ、すなわち音響伝搬方向におけるその位置、を判別することもできる。これは、当該装置が、超音波ビームの音響飛行時間と神経合流点の伝搬速度とに基づいて深さにおける神経の位置を判別するための計算手段を含んでいるという事実によるものである。

【0032】

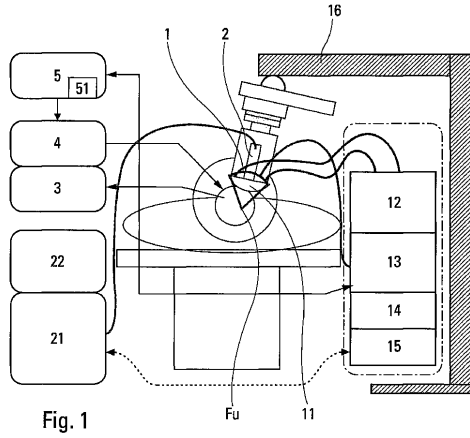
いかなる場合にも、超音波ビームをショットまたは一連のショットの合間にずらすことにより、対象となる部位が超音波ビームで一つ一つ励起されることとなる。ビームが集中する部分（焦点）が神経に到達すると、反応が上述のように得られる。次いで、たとえば超音波検査画像上の焦点の位置が記録されることとなる。こうして、保存すべき神経の位置が、処置すべき領域の超音波検査画像上で特定されることとなる。

20

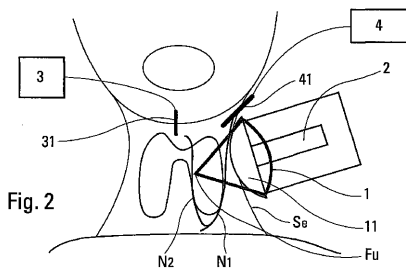
【0033】

本発明の位置特定装置および方法が超音波変換器だけでなく、神経付近の組織をその後治療処置するために後に採用される可能性のあるエコーグラフプローブをも使用することに留意されたい。追加される要素は、監視手段および刺激手段だけである。

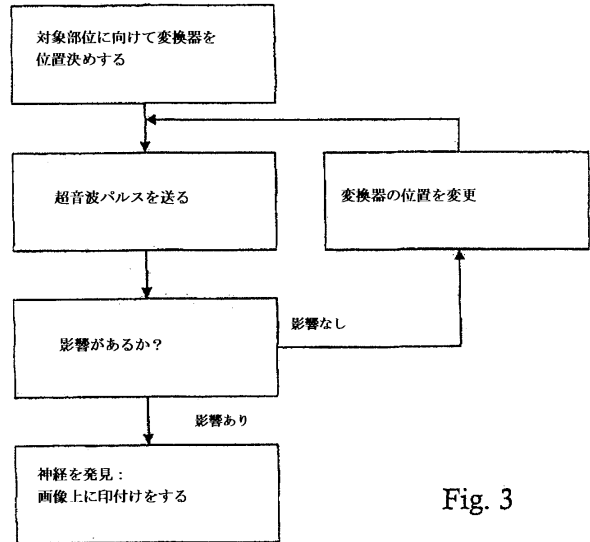
【図1】



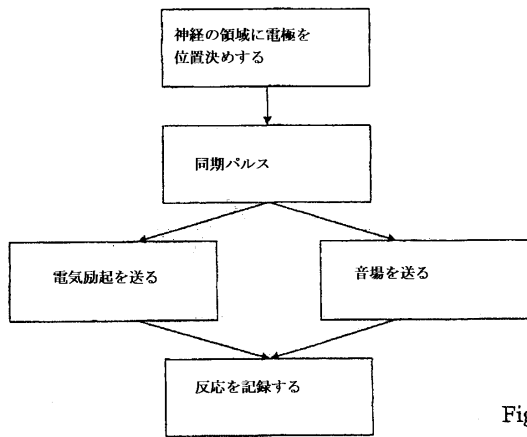
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(74)代理人 100109162

弁理士 酒井 将行

(74)代理人 100111246

弁理士 荒川 伸夫

(74)代理人 100124523

弁理士 佐々木 真人

(72)発明者 ラコステ, フランソワ

フランス、75014 パリ、ブルバール・デュ・モンパルナス、130

審査官 谷垣 圭二

(56)参考文献 特表2004-520870(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/05

A61B 5/0488

A61B 5/107

A61B 8/00

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

专利名称(译)	用于定位神经等结构的无创装置		
公开(公告)号	JP5429822B2	公开(公告)日	2014-02-26
申请号	JP2010532642	申请日	2008-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	泰拉克里昂公司		
申请(专利权)人(译)	Serakurion		
当前申请(专利权)人(译)	Serakurion, 兴业帕尔ACCION圣Purifie		
[标]发明人	ラコステフランソワ		
发明人	ラコステ, フランソワ		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/107 A61B5/0488 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0488 A61B5/04001 A61B5/05 A61B5/4887 A61B5/4893 A61B8/00 A61B8/14 H02K47/04 H02K53/00		
FI分类号	A61B5/05.N A61B5/10.300.Z A61B5/04.330 A61B8/00		
代理人(译)	森田俊夫 堀井裕 酒井 将行 荒川信夫		
优先权	2007058884 2007-11-08 FR		
其他公开文献	JP2011502607A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该装置具有条形高强度聚焦超声换能器(1),其通过体区中的外表面(Se)产生超声波束(Fu),直到例如目标结构为止。患者的喉返神经(N2)。监视单元(3),例如当结构受到刺激时,内窥镜检测结构的响应。医学成像设备,即超声探头(2),连接到超声波探头和换能器,用于在可视化屏幕上可视化身体区域中的束的位置。还包括用于非侵入性地标记目标结构的位置的方法的独立权利要求。

【图1】

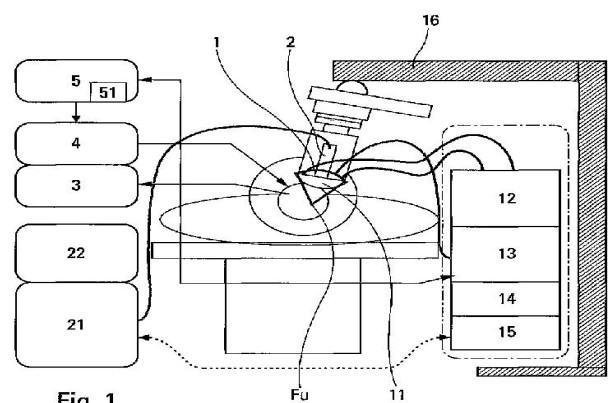


Fig. 1

【图2】