



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 18 495 T2 2005.08.18**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 971 768 B1**

(51) Int Cl.7: **A61N 1/05**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 18 495.9**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US99/01021**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 903 161.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 99/036122**

(86) PCT-Anmeldetag: **19.01.1999**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **22.07.1999**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **19.01.2000**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **07.07.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **18.08.2005**

(30) Unionspriorität:
9247 20.01.1998 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
CH, DE, FR, LI, NL

(73) Patentinhaber:
Medtronic, Inc., Minneapolis, Minn., US

(72) Erfinder:
**GIELEN, L., Frans, NL-6251 NE Eckelrade, NL;
DUYSENS, P., Victor, NL-6127 BA Brevenbicht, NL;
GIJSBERS, F., Johan, NL-6151 EH Munstergeleen,
NL**

(74) Vertreter:
**Hössle Kudlek & Partner, Patentanwälte, 70184
Stuttgart**

(54) Bezeichnung: **LEITUNG ZUM LOKALISIEREN EINES ZIELS FÜR STEREOTAKTISCHE GEHIRNCHIRURGIE**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung bezieht sich auf eine Leitung zur Gehirnziel-Lokalisierung und insbesondere auf eine Leitung zum Kombinieren einer Mikroelektrode für die Einzelzellenaufzeichnung und einer Makro-Teststimulationselektrode für die Bewertung einer optimalen Stelle zur Anordnung einer dauerhaften oder ständigen kranialen Stimulationselektrode.

[0002] Systeme, die eine identifizierte Stelle im Gehirn mit elektrischer Stimulation für spezifische Therapien versehen, werden verstärkt für verschiedene Zwecke angewendet. Insbesondere sind derartige Systeme für die Behandlung des Tremors bei der Parkinson-Krankheit und des Essentiellen Tremors verwendet worden. Ein übliches System zur elektrischen Gehirnstimulation weist einen Impulsgenerator, der operativ über eine Leitung bzw. Zuleitung mit dem Gehirn verbunden ist, auf. Die Leitung besitzt an ihrem distalen Ende eine oder mehrere Stimulationselektroden, die ausgelegt sind, um an einer präzisen Stelle in das Gehirn eines Patienten implantiert zu werden, so dass die Elektrode oder die Elektroden für die gewünschte Stimulation optimal und sicher positioniert sind. Es sei auf das US-Patent Nr. 5.464.446, "Brain Lead Anchoring System", von Medtronic, Inc., verwiesen, das ein wirksames System zur Leitungsverankerung zeigt und ein Verfahren zum Positionieren der Stimationsleitung in der Weise, dass die Elektroden an der gewünschten Simulationsstelle sind, offenbart. Die Leitung wird unter Verwendung eines stereotaktischen Instruments positioniert, das eine sehr präzise Bewegung, z. B. ± 1 mm, innerhalb des Gehirns ermöglicht.

[0003] Diese Erfindung richtet sich auf den ersten Schritt in der funktionellen stereotaktischen Chirurgie, der in der Lokalisierung oder dem Mapping der funktionellen Gehirnstrukturen besteht. Es sei angemerkt, dass in vielen Fällen von Parkinson-Krankheit und Essentiellem Tremor das Ziel relativ leicht zu finden ist, so dass eine präzise Lokalisierung nicht notwendig sein muss. Andere Gehirnziele wie etwa in Fällen von fortgeschrittener Parkinson-Krankheit erfordern jedoch den Lokalisierungsschritt. Immer wenn ein Ziel relativ neu in dem Sinn ist, dass statistische Daten, die verlässlich die Zielstelle identifizieren, fehlen, ist es im Allgemeinen erforderlich, zuerst zu bestimmen, wo innerhalb der Grenzen des funktionellen Zielbereichs eine Stimulation, die effektiv ist und keine Probleme verursacht, übertragen werden kann.

[0004] Der therapeutische Nutzen, die unerwünschten Folgen einer Gehirnverletzung und die dauerhafte Neuromodulation hängen entscheidend von diesem Lokalisierungsverfahren ab. Dieses Verfahren umfasst drei Hauptschritte. Zuerst wird die anatomische Lokalisierung der Gehirnziele unter Verwen-

dung von anatomischen Gehirnatlantanten und Bildgebung durch Röntgen, CT oder MRT mit positivem Kontrast unter stereotaktischen Bedingungen bestimmt. Somit werden Standard-Bildgebungsverfahren verwendet, um eine erste Bestimmung der Koordinaten des Leitungsziels vorzunehmen. Als Nächstes wird die elektrophysiologische Identifizierung der funktionellen Grenzen zwischen den Gehirnstrukturen durch die Einzelzellenaufzeichnung von charakteristischen Zellenentladungsmustern ausgeführt. Dieses Verfahren erfordert die Verwendung einer Elektrode, die klein genug ist, um einzelne Zellen zu unterscheiden, und erfordert somit eine Mikroelektrode mit einem sehr kleinen Oberflächenbereich von z. B. weniger als einem Quadratmikrometer. Der dritte Schritt umfasst die elektrische Teststimulation innerhalb der bestimmten funktionellen Gehirnstrukturen zur abschließenden Bewertung der Wirksamkeit der Stelle. Teststimulationen sind notwendig, um erstens die Wirksamkeit der Stimulation in der identifizierten funktionellen Gehirnstruktur und zweitens etwaige Nebenwirkungen, die durch die Stimulation des Gehirns in diesem Bereich verursacht werden, zu bestimmen. Wenn sich die Stimulationselektrode zu nahe an der Grenze der funktionellen Gehirnstruktur befindet, wird die Funktion der angrenzenden Gehirnstrukturen moduliert, was zu unerwünschten Nebenwirkungen führen kann. Die Teststimulationen sind klinisch äußerst relevant, wenn sie mit einer Elektrode oder Elektroden mit einem Oberflächenbereich, der dem der dauerhaft implantierbaren Elektroden entspricht, z. B. im Bereich von etwa 1-20 Quadratmillimeter, ausgeführt werden.

[0005] Der zweite und dritte Schritt, nämlich die Identifikation der funktionellen Grenzen mit einer Mikroelektrode und die Teststimulation mit einer größeren oder Makrostimulationselektrode, erfordern, so wie sie gegenwärtig durchgeführt werden, zuerst die Anordnung der Mikroelektrode, das Herausziehen derselben und dann die Anordnung der Makroelektrode. Diese Ersetzungen erfordern zusätzliche Durchdringungen des Hirngewebes und erhöhen damit die Gefahr von intrakranialen Blutungen mit schwerer dauerhafter Behinderung als möglicher Folge. Es ist bisher nicht möglich gewesen, eine effektive Teststimulation mit einer Mikro-Einzelzellenelektrode durchzuführen, weil das Volumen des Hirngewebes, das mit der Mikroelektrode stimuliert werden kann, im Allgemeinen nicht ausreichend ist, um die Wirksamkeit und die Nebenwirkungen zu bewerten. Beispielsweise zeigt unsere Bewertung der funktionellen stereotaktischen Implantation des Nucleus subthalamicus (STN) oder des Globus pallidus internus (GPI) eine Diskrepanz zwischen der elektrischen Teststimulation mit der Mikroelektrode für die Einzelzellenaufzeichnung und der elektrischen Stimulation mit einer ständigen bzw. chronischen Stimulationselektrode. Diese Diskrepanz ist wahrscheinlich durch den sehr großen Unterschied des Oberflächenbe-

reichs der Elektroden, d.h. weniger als 1 Quadratmikrometer gegenüber 1-20 Quadratmillimeter, und der direkt damit verbundenen Stromdichte, die die Stimulation von weitgehend verschiedenen Zellenvolumina zur Folge hat, bedingt und hat daher verschiedene therapeutische Effekte und Nebenwirkungen zur Folge.

[0006] Es ist eine Aufgabe dieser Erfindung, eine Leitung für die Verwendung in der funktionellen stereotaktischen Chirurgie zur Lokalisierung von funktionellen Gehirnstrukturen bereitzustellen, wobei die Leitung eine Mikroelektrode zur Identifikation der funktionellen Grenzen zwischen den Gehirnstrukturen und eine Makroelektrode zur Ausführung der elektrischen Teststimulation innerhalb der funktionellen Gehirnstrukturen kombiniert.

[0007] Demgemäß schafft die Erfindung eine Leitung zur Gehirnziel-Lokalisierung mit einem proximalen Ende und einem distalen Ende und einer Strecke bzw. Länge dazwischen, einem Gehäuse, das die Leitung über die bzw. der Länge abdeckt, ersten und zweiten Leitern in dem Gehäuse, die sich zwischen dem proximalen und dem distalen Ende erstrecken, und

einer ersten Stimulationselektrode an dem distalen Ende, die mit dem ersten Leiter verbunden ist und eine Oberfläche im Bereich von 1-20 mm² aufweist; und

einem Sonderelement, das sich über mehr als 1 mm distal von der ersten Elektrode erstreckt und an seiner distalen Spitze eine Mikroelektrode trägt, wobei die Mikroelektrode einen Oberflächenbereich im Bereich von 0,01-1000 µm² besitzt und mit dem zweiten Leiter verbunden ist.

[0008] Die Makro-Teststimulationselektrode ist vorzugsweise am distalen Ende des Leitungsgehäuses positioniert und weist einen für Stimulationselektroden herkömmlichen Elektrodenoberflächenbereich im Bereich von etwa 1-20 Quadratmillimeter auf. Die Mikroelektrode ist vorzugsweise am distalen Ende einer sehr engen Sonde, die sich distal von der Makroelektrode erstreckt, positioniert, wobei die Mikroelektrode am vorderen Ende der Sonde positioniert ist und eine Elektrodenoberfläche von weniger als etwa 1000 Quadratmikrometer und vorzugsweise von weniger als 1 Quadratmikrometer, aufweist. In einer alternativen Ausführungsform ist die Mikroelektrode an einem Sondenführer bzw. Stilet, der nach dem Lokalisierungsverfahren herausgezogen bzw. entfernt werden kann, angebracht, wodurch die dauerhafte Verwendung der Leitung zur Gehirnstimulation ermöglicht wird.

[0009] Bei der bevorzugten Verwendung der Elektroden-Leitungs-Kombination dieser Erfindung wird die Leitung in Stellen zur Aufzeichnung von Einzelzellen durch die Mikroelektrode eingesetzt, wobei die

Aufzeichnungen nicht von der Gewebsverlagerung, die von der ebenfalls in der Leitung proximal der Mikroelektrode mitgeführten Makro-Teststimulationselektrode verursacht wird, gestört werden. Nach jeder Aufzeichnung durch die Mikroelektrode wird eine Teststimulation mit der Makroelektrode durchgeführt; die Leitung wird durch den interessierenden funktionellen Bereich vorwärts bewegt, bis alle erforderlichen Aufzeichnungen und Teststimulationen durchgeführt sind, so dass keine nachfolgende Gehirndurchdringung mehr benötigt wird, um das Lokalisierungsverfahren abzuschließen.

[0010] Mit Bezug auf die begleitende Zeichnung werden nun, ausschließlich beispielhaft, bevorzugte Ausführungsformen beschrieben.

[0011] [Fig. 1](#) ist ein Systemplan, der eine Leitung in Übereinstimmung mit dieser Erfindung zeigt, wobei ihr proximales Ende mit einem Stimulator und einem Registrier- bzw. Aufzeichnungsgerät verbunden ist und die Leitung so positioniert ist, dass die Einzelzellenaufzeichnungen und die Teststimulationen zum Lokalisieren der Stelle für die optimale chronische Gehirnstimulation durchgeführt werden können.

[0012] [Fig. 2](#) ist ein schematischer Plan des distalen Endes einer Leitung gemäß dieser Erfindung, der die Mikroelektrode und die Makroelektrode zeigt.

[0013] [Fig. 3](#) ist eine schematische Abbildung von Bahnen, die durch das distale Ende der Leitung zur Aufzeichnung und Teststimulation beschrieben worden sind.

[0014] [Fig. 4](#) ist ein Flussdiagramm, das die wichtigsten Schritte, die bei der Verwendung der Elektroden-Leitungs-Kombination dieser Erfindung zum Anfertigen der Einzelzellenaufzeichnungen und Ausführen der elektrischen Teststimulation unternommen werden, zeigt.

[0015] In [Fig. 1](#) ist zunächst ein schematischer Plan einer Gehirnleitung **30** vom Typ dieser Erfindung, die von einem stereotaktischen Instrument in Position gehalten wird, gezeigt. Das stereotaktische Instrument ist eine im Handel erhältliche Vorrichtung und besitzt einen Rahmen, der teilweise bei **40** gezeigt ist. Der Rahmen trägt eine Leitungshalteranordnung, die bei **41** angegeben ist und ihrerseits einen Leitungshalter **42** trägt. Die Leitung **30** wird durch den Leitungshalter und das Führungsrohr so positioniert, wie es bei **44** gezeigt ist. Ein Mikropositionierer, der bei **45** schematisch gezeigt ist, wird verwendet, um die Leitung jeweils um eine Zelle vorwärts zu bewegen. Schematisch ist gezeigt, dass das distale Ende der Leitung eine erste größere oder Makroelektrode **32** am distalen Leitungsende und distal davon eine Mikroelektrode **34** aufweist. Wie gezeigt ist, wird das distale Ende der Leitung durch ein Bohrloch, das

schematisch durch BH gezeigt ist, in den Schädel des Patienten eingeführt. Das proximale Ende der Leitung ist mit einem geeigneten Stimulator und einem Registriergerät verbunden, wie schematisch bei 46 gezeigt ist. Das Verfahren zum Positionieren einer kranialen Leitung mit einem stereotaktischen Instrument ist im Stand der Technik wohlbekannt.

[0016] In Fig. 2 ist nun eine detaillierte Explosionszeichnung des entfernten distalen Endes der Leitung 30 in Übereinstimmung mit dieser Erfindung gezeigt. Wie gezeigt ist eine Makroelektrode 32 am distalen Ende des Gehäuses 38 positioniert. Die Elektrode 32 kann die Form und den Oberflächenbereich einer herkömmlichen kranialen Stimulations- bzw. Reizelektrode besitzen, wobei der Oberflächenbereich vorzugsweise im Bereich von 1-20 mm² ist. Eine dünne Sonde 33 erstreckt sich axial distal von der Elektrode 32 und endet in einer Mikroelektrode 34, die einen Oberflächenbereich von weniger als 1000 µm² und vorzugsweise von weniger als 1 µm² aufweist. Beispielsweise kann die Elektrode 34 einen Oberflächenbereich von 500-1000 µm² bei einer Semi-Mikroelektrode und einen Oberflächenbereich von weniger als 1 µm², z. B. 0,01 µm², bei einer Mikroelektrode aufweisen. Die Länge der Sonde 33, d. h. von der distal kleineren Oberfläche der Elektrode 32 bis zur Mikroelektrode 34, ist geeigneterweise im Bereich von 1 bis 10 mm und vorzugsweise etwa 2-5 mm. Die Länge dieser Sonde ist wichtig, da sie den Abstand zwischen den beiden Elektroden festlegt. Dieser Abstand ist wichtig, da die größere Elektrode 32 ausreichend entfernt sein sollte, damit ihr Durchdringen die Zellen, die von der Mikroelektrode 34 sondiert werden, nicht stört. Die Leiter 36, 37 sind als Windungen, die das proximale Ende der Leitung mit den Elektroden 32 bzw. 34 verbinden, gezeigt; die Elektrode 34 ist durch das Innere der Sonde 33 hindurch elektrisch verbunden. Das Rohrgehäuse 38, das aus herkömmlichem biokompatiblen Werkstoff hergestellt ist, umhüllt die Länge der Leitung auf bekannte Weise. Eine isolierende Hülle 51 hält die Windungen zurück und bildet ein axiales Lumen. Wie gezeigt ist ein Sondenführer 52, der geeigneterweise aus Wolfram hergestellt ist, mechanisch mit der Sonde 33 verbunden, so dass die Mikrospitzenelektrode herausgezogen werden kann.

[0017] Die Leitung ist in der bevorzugten Ausführungsform für die alleinige Verwendung als Testleitung ausgebildet und muss daher nicht für die dauerhafte Implantation ausgebildet sein. Die Wahl des Materials bzw. Werkstoffs ist davon abhängig, ob die Leitung nach der Verwendung an einem Patienten wieder sterilisiert oder entsorgt werden soll. Die Makroelektrode 32 kann aus dem üblichen Werkstoff für spitze Stimulationselektroden, z. B. rostfreiem Stahl, Pt Ir oder Pt, hergestellt sein. Die Mikroelektrode muss für wenigstens eine Bahn, wie weiter unten beschrieben wird, vorzugsweise aber für 1-10 Bahnen

haltbar sein; der Elektrodenwerkstoff kann z. B. Wolfram, Pt Ir oder Ir sein. Die Leitung muss stereotaktisch starr sein und eine ausreichende Länge aufweisen, um den Zielbereich im Gehirn zu erreichen. Da der Radius eines üblichen stereotaktischen Rahmens 190 mm beträgt und die Leitung darüber hinaus reichen muss, um das Ziel mit einem Sicherheitsfaktor zu erreichen, sollte die Leitung in der Länge größer als 30 cm sein.

[0018] In Fig. 3 ist nun eine schematische Abbildung von zwei Testbahnen gezeigt, die bezüglich eines funktionellen Gehirnabschnitts des Patienten aufgenommen worden sind, wobei der funktionelle Abschnitt durch eine Grenze F definiert ist. Zwei veranschaulichende Bahnen sind gezeigt und mit T1 und T2 angegeben. Das distale Ende der Leitung 30 ist in Bezug auf T1 gezeigt, wobei auch die Mikroelektrode 34 und die Makroelektrode 32 gezeigt sind. Die Linie, die mit T_H angegeben ist, zeigt den Abstand von der Makroelektrode 32, an dem die Stromdichte, die durch einen Testreizimpuls übertragen wird, über der Stimulationsschwelle liegt. Während die Spitze entlang der Bahn T1, die durch gestrichelte Linien angegeben ist, durch die funktionelle Struktur bewegt wird, werden von der Mikroelektrode 34 Zellaufzeichnungen gemacht und durch die Makroelektrode 32 Testreizimpulse übertragen. Da der Arzt das Schwellenmuster und den Abstand zwischen den beiden Elektroden kennt, kann er feststellen, welche der aufgezeichneten Zellen mit guter Wirksamkeit ohne unerwünschte Nebenwirkungen ansprechen. Wie ersichtlich ist, entsprechen bei der Bahn T1 keine Zellenorte einer Position, wo angrenzende Gehirnstrukturen nicht stimuliert würden. Bei der Bahn T2 ist jedoch genug Raum innerhalb der funktionellen Struktur, wo die übertragenen Reizimpulse auf den Zielbereich des Gehirns einwirken, ohne die angrenzenden Gehirnstrukturen außerhalb des funktionellen Bereichs zu stimulieren.

[0019] In Fig. 4 ist zunächst ein Flussdiagramm gezeigt, das einen Überblick über die wichtigsten Schritte, die zum Ausführen eines Lokalisierungsverfahrens mit der Leitung dieser Erfindung unternommen werden, gibt. Bei 55 wird die Leitung für eine Bahn, z. B. die Bahn T1 oder T2, wie in Fig. 3 angegeben ist, positioniert. Die Leitung wird vorwärts bewegt, bis die Mikroelektrode 34 die Grenze F der funktionellen Struktur findet, d. h., dass es eine Aufzeichnung einer Zelle, die der betroffenen funktionellen Struktur entspricht, gibt. Bei 56 wird eine Zellaufzeichnung gemacht, dann bei 57 ein Teststimulationsimpuls übertragen, und es wird bestimmt, ob eine Stimulation wirkungsvoll und ohne Nebenwirkungen ist. Als Nächstes wird bestimmt, ob die Zellaufzeichnung anzeigt, dass eine funktionelle Grenze überschritten worden ist, z. B., dass die Mikroelektrode 34 den Bereich der funktionellen Struktur verlassen hat. Falls nein, wird die Leitung vom Mikropositionierer 45 zur

nächsten Zelle vorwärts bewegt, wie bei **59** angegeben, und der Zyklus wiederholt. Wenn bei Schritt **58** ermittelt worden ist, dass die Bahn den Pfad durch den funktionellen Bereich abgeschlossen hat, wird bei **60** bestimmt, ob eine neue Bahn gemacht werden muss. Falls ja, werden die Schritte **55-59** in derselben Weise ausgeführt. Wie oben angegeben, können in besonderen Fällen mehrere Bahnen erforderlich sein, um eine geeignete Stelle für den Reiz zu finden.

[0020] Nach dem Lokalisierungsverfahren in **Fig. 4** und der Bestimmung einer geeigneten Stelle für die dauerhafte Stimulation, kann die Leitung herausgezogen werden. In einer weiteren Ausführungsform kann die Mikroelektrode **34** an einem beweglichen Sondenführer **52** angebracht sein, der herausgezogen werden kann, während die Makroelektrode **32** an der Zielposition gehalten wird. In einem solchen Fall ist die Leitung in Bezug auf den Schädel des Patienten auf eine Weise befestigt, wie sie oben erwähnt worden ist, woraufhin eine chronische Stimulation ausgeführt werden kann, bei der Reizimpulse erzeugt und durch die Leitung und die Makroelektrode **32** übertragen werden. Entsprechend kann die Leitung dieser Erfindung allein als Testleitung verwendet werden, die nach dem Lokalisierungsverfahren entsorgt werden kann, oder sowohl für das Testverfahren als auch für die dauerhafte Stimulation ausgebildet sein.

Patentansprüche

1. Leitung (**30**) zur Gehirnziel-Lokalisierung, mit einem proximalen Ende und einem distalen Ende und einer Strecke bzw. Länge dazwischen, einem Gehäuse (**38**), das die Leitung über die bzw. der Länge abdeckt, ersten und zweiten Leitern (**36, 37**) in dem Gehäuse, die sich zwischen dem proximalen und dem distalen Ende erstrecken, einer ersten Stimulationselektrode (**32**) an dem distalen Ende, die mit dem ersten Leiter verbunden ist und eine Oberfläche im Bereich von 1-20 mm² aufweist; und einem Sondenelement (**33**), das sich über mehr als 1 mm distal von der ersten Elektrode (**32**) erstreckt und an seiner distalen Spitze eine Mikroelektrode (**34**) trägt, wobei die Mikroelektrode einen Oberflächenbereich von weniger als 1000 µm² besitzt und mit dem zweiten Leiter (**37**) verbunden ist.

2. Leitung nach Anspruch 1, bei der das Sondenelement (**33**) eine Länge im Bereich von etwa 1-10 mm aufweist.

3. Leitung nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Leitung (**30**) im Wesentlichen zylindrisch ist und das Sondenelement (**33**) längs der Mittelachse der Leitung positioniert ist.

4. Leitung nach Anspruch 1, 2 oder 3, bei der das

Sondenelement (**33**) eine Dicke von weniger als 0,2 mm aufweist.

5. Leitung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der die erste Elektrode (**32**) eine zylindrische Oberfläche besitzt, die zu dem Leitungsgehäuse (**38**) kongruent ist.

6. Leitung nach einem vorhergehenden Anspruch, bei der die Mikroelektrode (**34**) einen Oberflächenbereich von weniger als 1 µm² aufweist.

7. Leitung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei der die Mikroelektrode (**34**) einen Oberflächenbereich im Bereich von 0,01 bis 1000 µm² aufweist.

8. Leitung nach Anspruch 1, die ein Mandrin bzw. Stilet (**52**) umfasst, das an dem Sondenelement (**33**) befestigt ist, wodurch das Sondenelement aus der Leitung (**30**) herausgezogen werden kann.

9. Leitung nach Anspruch 1, bei der die Länge wenigstens 300 mm beträgt.

10. System zur Gehirnziel-Lokalisierung, mit einem stereotaktischen Instrument (**40**), das an einem Patientenkopf angebracht werden kann, einer Leitung (**30**), die ein proximales Ende und ein distales Ende und eine Strecke bzw. Länge dazwischen umfasst und bei der Gehirnziel-Lokalisierung verwendet wird, einem Mikropositionierer (**45**) zum Positionieren der Leitung, wenn sie durch das stereotaktische Instrument gehalten wird, so dass das distale Ende der Leitung in dem Patientengehirn beweglich ist, Stimulationsmitteln zum Liefern von Teststimulationsimpulsen durch die Leitung und Aufzeichnungsmitteln (**46**) zum Aufzeichnen von Zellenentladungsmustern, wobei die Leitung eine Leitung nach einem der vorhergehenden Ansprüche ist.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

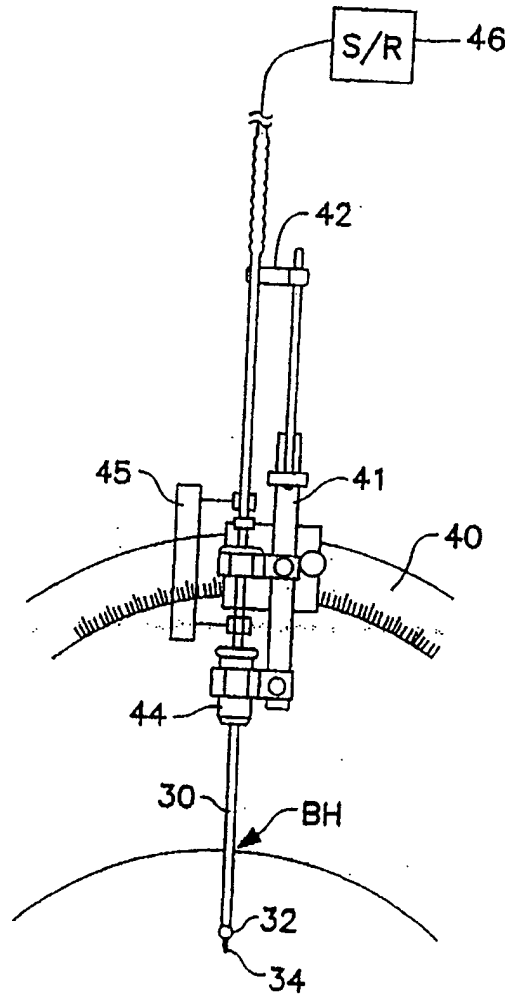


FIG. 1

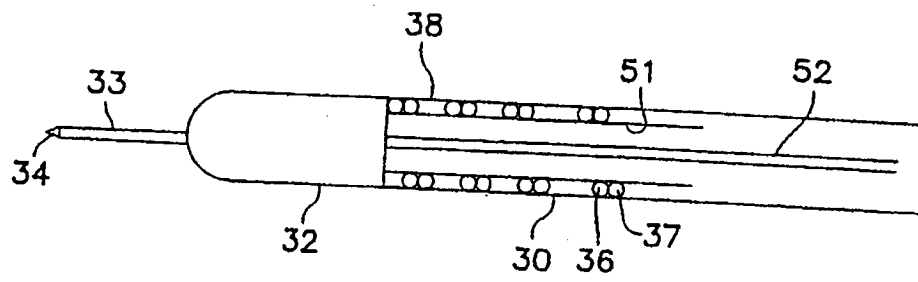


FIG. 2

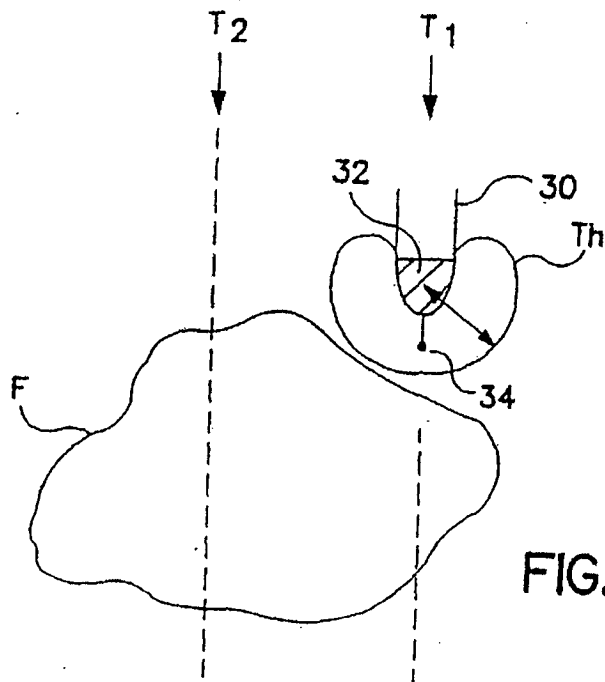


FIG. 3

