



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 692 33 593 T2** 2006.07.13

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 366 720 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **692 33 593.5**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **03 010 295.8**

(96) Europäischer Anmeldetag: **30.09.1992**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **03.12.2003**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **28.12.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **13.07.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 17/12** (2006.01)
A61M 25/01 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

840211 24.02.1992 US

(73) Patentinhaber:

**The Regents of the University of California,
Oakland, Calif., US**

(74) Vertreter:

**Patent- und Rechtsanwälte Bardehle, Pagenberg,
Dost, Altenburg, Geissler, 81679 München**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU,
MC, NL, PT, SE**

(72) Erfinder:

**Guglielmi, Guido, 00195 Roma, IT; Sepetka, Ivan,
90024 Los Altos, US**

(54) Bezeichnung: **Endovaskulärer, elektrolytisch abtrennbarer Draht zur Bildung von Thromben**

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] Die Erfindung betrifft mechanische Mechanismen, um einen Gegenstand wie eine Spule im menschlichen Körper in der Präsenz eines ionischen Fluids zu halten und eine Vorrichtung zum Verschließen einer Körperkavität in der Präsenz des ionischen Fluids, um eine Okklusion in einer vaskulären Kavität zu bilden.

[0002] Etwa 25 000 intrakranielle Aneurysmen ruptieren jedes Jahr in Nordamerika. Der primäre Zweck einer Behandlung ruptierter intrakranieller Aneurysmen besteht darin, ein Wiederholungsbluten zu verhindern. Zur Zeit existieren drei gängige Behandlungsverfahren, nämlich ein extra-vaskulärer, ein endovaskulärer und ein extra-endovaskulärer Ansatz.

[0003] Der extra-vaskuläre Ansatz setzt sich aus einer chirurgischen oder einer mikrochirurgischen Behandlung des Aneurysmas oder der Behandlungsstelle zusammen, mit dem Zweck, die Ausgangsarterie zu erhalten. Diese Behandlung ist bei intrakraniellen beerenförmigen Aneurysmen gebräuchlich. Die Methodik umfasst ein Klammern des Halses des Aneurysmas, ein Ausführen einer Nahtligatur des Halses oder ein Einwickeln des gesamten Aneurysmas. Jede dieser chirurgischen Vorgehensweisen wird mittels eines tiefen Eingriffes in den Körper und von der Außenseite des Aneurysmas oder des Zielbereichs her durchgeführt. Typischerweise sind bei diesen chirurgischen Vorgehensweisen eine Vollnarkose, eine Craniotomie, eine Gehirnrektion und eine spinnwebartige Dissektion um den Hals des Aneurysmas sowie eine Anordnung eines Clips notwendig. Die chirurgische Behandlung von vaskulären intrakraniellen Aneurysmen weist erwartungsgemäß eine Mortalitätsrate von 4–8% bei einer Morbiditätsrate von 18–20% auf. Auf Grund der erwarteten Mortalitäts- und Morbiditätsrate wird chirurgisches Vorgehen oft verschoben, wobei auf den besten chirurgischen Zeitpunkt gewartet wird, mit dem Ergebnis, dass ein zusätzlicher Anteil der Patienten auf Grund der zugrunde liegenden Krankheit oder des zugrunde liegenden Defekts vor dem chirurgischen Eingriff sterben. Aus diesem Grund hat der Stand der Technik alternative Wege zur Behandlung gesucht.

[0004] Bei dem endovaskulären Ansatz wird das Innere des Aneurysmas unter Verwendung eines Mikrokatheters erreicht. Vor kurzem entwickelte Mikrokatheter, wie z.B. die in dem US-Patent 4,884,579 von Engelson mit dem Titel "Catheter Guidewire" gezeigten und in dem US-Patent 4,739,768 (1988) von Engelson mit dem Titel "Catheter for Guidewire Tracking" beschriebenen, erlauben eine Navigation in zerebrale Arterien und einen Eintritt in ein kraniales Aneurysma.

[0005] Bei derartigen Vorgehensweisen wird typi-

schlicherweise ein Ballon an dem Ende des Mikrokatheters angebracht, und es ist möglich, den Ballon in das Aneurysma einzuführen, ihn aufzublasen und ihn abzutrennen, wobei er zurückgelassen wird, um die Tasche und den Hals bei Erhaltung der Ausgangsarterie zu verschließen. Während eine endovaskuläre Ballonembolisation von beerenförmigen Aneurysmen in Situationen ein attraktives Verfahren darstellt, in denen ein extra-vaskulärer chirurgischer Ansatz schwierig ist, hat das Aufblasen eines Ballons in das Aneurysma ein gewisses Risiko einer Aneurysma-ruptur auf Grund einer möglichen Überdehnung von Bereichen der Tasche und auf Grund des Zugs, der während des Abtrennens des Ballons erzeugt wird.

[0006] Während abhilfeschaftende Vorgehensweisen zum Behandeln eines ruptierten Aneurysmas während eines klassischen extra-vaskulären chirurgischen Eingriffs existieren, gibt es keine zufriedenstellende Methodik, wenn das Aneurysma während einer endovaskulären Ballonembolisation reißt.

[0007] Ferner sollte ein ideales embolisierendes Mittel sich selbst an die unregelmäßige Form der inneren Wände des Aneurysmas anpassen. Im Gegensatz dazu muss sich die aneurysmatische Wand bei einer Ballonembolisation an die Form des Ballons anpassen. Dies kann zu einem nicht zufriedenstellenden Ergebnis führen und vergrößert ferner das Risiko einer Ruptur.

[0008] Ferner ist eine Ballonembolisation nicht immer möglich. Wenn der Durchmesser des nicht aufgeblasenen Ballons zu groß ist, um in die intrazerebralen Arterien einzudringen, insbesondere in den Fällen, bei denen ein Gefäßkrampf (Vasospasmus) vorliegt, können Komplikationen mit ruptierten intrakraniellen Aneurysmen auftreten. Der Eingriff muss dann verschoben werden, bis sich der Spasmus gelöst hat, wobei dies dann ein Risiko einer Wiederholungsblutung nach sich zieht.

[0009] Bei dem extra-intravaskulären Ansatz wird ein Aneurysma chirurgisch freigelegt oder mit einer Sonde stereotaktisch erreicht. Die Wand des Aneurysmas wird dann von außen perforiert, und verschiedene Verfahren werden zum Verschließen des Inneren verwendet, um es vor einem erneuten Bluten abzuhalten. Diese bekannten Verfahren umfassen eine Elektrothrombose, eine Isobutyl-Cyanolacrylat-Embolisierung, eine Schweinshaarembolisierung und eine ferromagnetische Thrombose.

[0010] Bei der Verwendung einer Elektrothrombose für eine extra-intravaskuläre Behandlung wird die Spitze einer positiv geladenen Elektrode chirurgisch in das Innere des Aneurysmas eingeführt. Ein Anlegen der positiven Ladung zieht weiße Blutzellen, rote Blutzellen, Blättchen und Fibrinogen an, die bei dem normalen pH-Wert des Blutes typischerweise negativ

geladen sind. Die thrombotische Masse wird dann in dem Aneurysma um die Spitze gebildet. Danach wird die Spitze entfernt. Siehe Mullan, "Experiences with Surgical Thrombosis of Intracranial Berry Aneurysms and Carotid Cavernous Fistulas", J. Neurosurg., Vol. 41, Dezember 1974; Hosobuchi, "Electrothrombosis Carotid-Cavernous Fistula", J. Neurosurg.; Vol. 42, Januar 1975; Araki et al., "Electrically Induced Thrombosis for the Treatment of Intracranial Aneurysms and Angiomas", Excerpta Medica International Congress Series, Amsterdam 1965, Vol. 110, 651–654; Sawyer et al., "Bio-Electric Phenomena as an Etiological Factor in Intravascular Thrombosis", Am. J-Physiol., Vol. 175, 103–107 (1953); J. Piton et al., "Selective Vascular Thrombosis Induced by a Direct Electrical Current; Animal Experiments", J. Neuroradiology, Vol. 5, Seiten 139–152 (1978). Jedes dieser Verfahren bringt jedoch eine Art eines tiefen Eingriffs zum Erreichen des Aneurysmas von dem Äußeren des Körpers mit sich.

[0011] Der Stand der Technik hat sich auch die Verwendung eines flüssigen Klebstoffs, Isobutyl-Cyanoacrylat (IBCA), erdnen, der bei einem Kontakt mit Blut schnell polymerisiert, um eine stabile Masse zu bilden. Der flüssige Klebstoff wird in das Aneurysma injiziert, indem die Tasche mit einem kleinen Nadel punktiert wird. Um während der IBCA-Injektion ein Überlaufen in die Ausgangsarterie zu vermeiden, muss der Blutstrom durch die Ausgangsarterie vorübergehend reduziert oder unterbrochen werden. Alternativ kann zur Injektion ein aufgeblasener Ballon in der Arterie auf dem Niveau des Halses des Aneurysmas platziert werden. Zusätzlich zu den Risiken, die von einer zeitweisen Blockade der Ausgangsarterie verursacht werden, existieren die Risiken, dass ein derartig polymerisierender Klebstoff in die Ausgangsarterie versickert, wenn diese nicht vollständig blockiert wird mit nachfolgender Okklusion der Arterie.

[0012] Ferner hat der Stand der Technik zum Injizieren eines Schweinshaars durch die Wand eines Aneurysmas ein Luftgewehr verwendet, um eine interne Thrombose zu induzieren. Der Erfolg dieser Vorgehensweise ist damit verbunden, dass das Aneurysma ausreichend freigelegt wird, um eine Luftgewehrinjektion zu ermöglichen, wobei es sich nicht in überzeugender Weise als erfolgreich für die Bildungen von Thrombosen erwiesen hat.

[0013] Ferromagnetische Thrombosen im Stand der Technik bei extra-intravaskulären Behandlungen umfassen die stereotaktische Anordnung einer magnetischen Sonde an der Tasche des Aneurysmas, gefolgt von einer Injektion in das Aneurysma, in dem die Eisenmikrokugeln mittels einer Nadel injiziert werden. Die Aggregation der Mikrokugeln durch den extravaskulären Magneten hat einen interaneurysmatischen Thrombus zur Folge. Diese Behandlung war auf Grund des Risikos einer Fragmentation des me-

tallischen Thrombus, wenn der extravaskuläre Magnet entfernt wird, nicht vollständig erfolgreich. Eine Suspension des Eisenpulvers in Methyl-Methylmethacrylat wurde verwendet, um eine Fragmentation zu verhindern. Diese Behandlung wurde auf Grund der Notwendigkeit, das Aneurysma zu punktieren, des Risikos einer Okklusion der Ausgangsarterie, der Verwendung von ungebräuchlicher und teurer Ausrüstung, der Notwendigkeit einer Craniectomie zu durchdringen um das Aneurysma und einer Vollnarkose sowie der Notwendigkeit, zerebrales Gewebe zu durchdringen, um das Aneurysma zu erreichen, nicht favorisiert.

[0014] Die endovaskuläre Koagulation von Blut ist auf dem Gebiet ebenfalls gut bekannt, und eine laseroptisch erzeugte wärmeverwendende Vorrichtung wird von O'Reilly in dem US-Patent 4,735,201 (1988) mit dem Titel "Optical Fiber with – Attachable Metallic Tip for Intravascular Laser Coagulation of Arteries, Veins, Aneurysms, Vascular Malformation and Arteriovenous Fistulas" gezeigt. Siehe auch O'Reilly et al., "Laser Induced Thermal Occlusion of Berry Aneurysmas: Initial Experimental Results", Radiology, Vol. 171, Nr. 2, Seiten 471–74 (1989). O'Reilly platziert eine Spitze in einem Aneurysma unter Verwendung eines endovaskulären Mikrokatheters. Die Spitze ist klebend mit einer optischen Faser verbunden, die durch den Mikrokatheter geführt ist. Optische Energie wird von einem entfernt angeordneten Laser an dem proximalen Ende des Mikrokatheters entlang der optischen Faser übertragen. Die optische Energie erwärmt die Spitze, um das Gewebe zu kauterisieren, das den Hals des Aneurysmas oder andere zu verschließende vaskuläre Öffnungen umgibt. Der Katheter ist mit einem an seinem distalen Ende und benachbart zu diesem angeordneten Ballon ausgestattet, um den Blutfluss zu der Stelle zu unterbrechen, die kauterisiert und verschlossen werden soll. Normalerweise würde der Blutfluss die Wärme an der Katheterspitze wegtragen, wodurch eine Kauterisierung verhindert wird. Die Wärme in der Spitze dient auch dazu, den Klebstoff zu schmelzen, der verwendet wird, um die Spitze an dem distalen Ende der optischen Faser zu sichern. Wenn alles gut geht, kann die Spitze von der optischen Faser getrennt und platziert in dem Hals des Aneurysmas zurückgelassen werden, vorausgesetzt, dass die Kauterisierung zu dem gleichen Zeitpunkt abgeschlossen ist, zu dem der heißschmelzende Klebstoff schmilzt.

[0015] Ein Thrombus wird von der erwärmten Spitze nicht gebildet. Stattdessen wird die Spitze umgebendes Gewebeblut koaguliert. Eine Koagulation ist eine Denaturierung von Proteinen, um ein verbindungsähnliches Gewebe zu bilden, vergleichbar zu dem, was passiert, wenn das Eiklar eines Eis erwärmt wird und von einer klaren laufenden Flüssigkeit zu einer lichtundurchlässigen weißen festen Masse koaguliert. Daher unterscheiden sich die Gewebecharakte-

ristika und -zusammensetzung des koagulierten Gewebes wesentlich von der Thrombose, die mittels der thrombotischen Aggregation von weißen und roten Blutzellen, Blättchen und Fibrinogen gebildet wird. Das koagulative Gewebe ist wesentlich weicher als eine thrombotische Masse und kann daher leichter verschoben werden.

[0016] Die Vorrichtung von O'Reilly hängt zumindest teilweise davon ab, dass die erfolgreiche Kauterisierung zeitgleich so abgestimmt ist, dass sie nicht später als die Trennung der Wärmespitze von der optischen Faser stattfindet. Die erwärmte Spitze muss auch proportional auf den Hals des Aneurysmas abgestimmt sein, um das dieses umgebende Gewebe zur Bildung einer Blockade an dem Hals wirkungsvoll zu koagulieren. Es wird angenommen, dass das Gewebe in dem Inneren des Aneurysmas im Wesentlichen nicht koaguliert wird. Zusätzlich schmilzt der heißschmelzende die Spitze an der optischen Faser befestigende Klebstoff und wird in benachbartes Gewebeblut verteilt, wo er sich wieder verfestigt, um freie Partikel in dem intrakraniellen Blutstrom mit im Wesentlichen den gleichen Nachteilen zu bilden, die aus einer Fragmentation einer ferromagnetischen Elektrothrombose resultieren.

[0017] Daher wird eine Vorrichtung und eine Methode benötigt, welche jede der Unzulänglichkeiten und Begrenzungen des oben erörterten Standes der Technik vermeidet und welche die Handhabung des Drahtes vereinfacht, um die gewünschte Platzierung seines trennbaren verlängerten Spitzenabschnittes innerhalb der Körperkavität zu gewährleisten.

[0018] Dies wird gemäß der Erfindung durch eine Vorrichtung, wie in dem Anspruch definiert, erreicht.

[0019] Die Erfindung kann besser visualisiert werden, indem man sich nun den folgenden Zeichnungen zuwendet, in denen gleiche Elemente durch gleiche Bezugszeichen bezeichnet werden:

[0020] [Fig. 1](#) ist eine vergrößerte teilweise querschnittene Seitenansicht des distalen Endes einer ersten Ausführungsform eines Führungsdrahts und einer Spitze gemäß dem Stand der Technik;

[0021] [Fig. 2](#) ist ein vergrößerter Längsquerschnitt einer zweiten Ausführungsform eines Führungsdrahts und einer Spitze gemäß dem Stand der Technik;

[0022] [Fig. 3](#) ist eine vergrößerte Seitenansicht einer dritten Ausführungsform eines Führungsdrahts und einer Spitze gemäß dem Stand der Technik mit einem in longitudinaler Querschnittsansicht weggeschnittenen Mikrokatheterbereich;

[0023] [Fig. 4](#) ist eine vereinfachte Abbildung eines

Drahts von [Fig. 3](#), der in einem einfachen kranialen Aneurysma angeordnet gezeigt ist;

[0024] [Fig. 5](#) ist eine Abbildung des Drahts von [Fig. 4](#), der nach einer elektrolytischen Trennung der Spitze gezeigt ist;

[0025] [Fig. 6](#) ist eine ebene Ansicht einer Ausführungsform des Führungsdrahts und Spitzenabschnitts, wobei die Spitze mit einer Vielzahl von faserförmigen Polyesterhaaren ausgestattet ist;

[0026] [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) sind schematische Abbildungen, wobei Positionsmarker auf dem Katheter und dem Draht geschaffen worden sind, um bei geeigneter röntgengonolischer Manipulation zu unterstützen gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0027] [Fig. 9](#) ist eine vereinfachte Querschnittsansicht des Katheters und Drahts, welche eine Massenelektrode angeordnet auf der distalen Spitze des Katheters zeigt.

[0028] Die Erfindung und ihre verschiedenen Ausführungsformen werden am besten verstanden durch nunmehr sich Zuwenden der folgenden detaillierten Beschreibung.

[0029] Eine Arterie, eine Vene, ein Aneurysma, eine vaskuläre Fehlbildung oder eine arterielle Fistel werden durch eine endovaskuläre Okklusion verschlossen, indem eine Spitze aus Platin in die vaskuläre Kavität endovaskulär eingeführt wird. Die vaskuläre Kavität wird mit der Spitze bepackt, um einen Blutfluss oder einen Eintritt von Blut in die Kavität zu unterbinden, so dass das Blut in der Kavität gerinnt und eine Okklusion gebildet wird. Die Spitze kann langgestreckt und flexibel sein, so dass sie die Kavität ausfüllt, in dem sie mehrfach in sich selbst gefaltet wird, oder kann mittels einer fadenförmigen oder flaumigen Struktur der Spitze die Kavität ausfüllen. Die Spitze wird dann von dem Draht mechanisch oder mittels einer elektrolytischen Trennung der Spitze von dem Draht getrennt. Der Draht und der Mikrokatheter werden danach entfernt, wobei die Spitze eingebettet in dem in der vaskulären Kavität gebildeten Thrombose zurückgelassen wird. Eine Bewegung des Drahts in dem Mikrokatheter wird auf einfachere Weise verfolgt, indem ein strahlenundurchlässiger proximaler Marker auf dem Mikrokatheter und ein entsprechender Indikatormarker auf dem Draht bereitgestellt werden. Eine Elektrothrombose wird vereinfacht, indem die Massenelektrode an dem distalen Ende des Mikrokatheters angeordnet wird und ein Strom zwischen der Mikrokatheterelektrode und der Spitze fließt.

[0030] Wenn die Spitze von dem Draht durch eine elektrolytische Trennung der Spitze von dem Draht getrennt wird, setzt sich ein zwischen der Spitze und

dem Körper des Draht verbundener Bereich des Drahts aus rostfreiem Stahl zusammen und wird dem Blutstrom ausgesetzt, so dass bei einer fortgesetzten Zufuhr eines positiven Stroms zu dem ausgesetzten Bereich der ausgesetzte Bereich wenigstens an einer Stelle weg korrodiert und die Spitze von dem Körper des Drahtes getrennt wird.

[0031] [Fig. 1](#) ist eine vergrößerte Seitenansicht einer ersten Ausführungsform des distalen Endes eines Drahts und einer Spitze gemäß dem Stand der Technik, die in Teilquerschnittsansicht gezeigt sind. Ein auf konventionelle Weise mit Teflon laminiertes oder vergleichbar isolierter Draht **10** aus rostfreiem Stahl ist in einem Schutzmikrokatheter (nicht gezeigt) angeordnet. Der Draht aus rostfreiem Stahl **10** ist etwa 0,010–0,020 Inch (0,254–0,508 mm) im Durchmesser. Bei der dargestellten Ausführungsform ist der Draht **10** an seinem distalen Ende verjüngt, um einen konischen Bereich **12** zu bilden, der in einen Bereich **14** mit reduziertem Durchmesser mündet, welcher sich longitudinal entlang einer Länge des Drahts **10** erstreckt, wobei sich die Länge sodann graduell herunter verengt zu einem dünnen gewindeartigen Bereich **18**, beginnend bei einer ersten Verbindungsstelle **20** und endend bei einer zweiten Verbindungsstelle **22**.

[0032] Der Draht **10** aus rostfreiem Stahl, der aus diesem in den Körper des Mikrokatheters angeordneten Bereich, dem verjüngten Abschnitt **12**, dem Abschnitt **14** mit reduziertem Durchmesser und dem gewindeartigen Abschnitt **18** zusammengesetzt ist, wird zusammenfassend als Kerndraht bezeichnet, der typischerweise 50–300 cm lang ist.

[0033] Bei der dargestellten Ausführungsform wird der Bereich des Kerndrahts, der sich von dem verjüngten Bereich **12** zu der zweiten Verbindungsstelle **22** erstreckt, zusammenfassend als Schleifabschnitt bezeichnet und kann typischerweise zwischen 20 und 50 cm lang sein.

[0034] Der Bereich **14** mit reduziertem Durchmesser und wenigstens ein Teil der Abschnitte **12** und der ersten Verbindungsstelle **20** kann mit einem isolierenden Laminat aus Teflon™ **24** bedeckt sein, das den darunter liegenden Bereich des Drahts **10** einschließt, um einen Kontakt mit dem Blut zu verhindern.

[0035] Eine Wicklung **26** aus rostfreiem Stahl ist an das proximale Ende des gewindeähnlichen Abschnitts **18** von Draht **10** gelötet. Die Wicklung **26** aus rostfreiem Stahl ist typischerweise 3 bis 10 cm lang und hat wie Draht **10** einen Durchmesser zwischen 0,010 bis 0,020 Inch (0,254 mm–0,508 mm).

[0036] Das distale Ende einer Wicklung **26** aus rostfreiem Stahl ist an das distale Ende des gewindeähn-

lichen Bereichs **18** des Drahts **10** und mit dem proximalen Ende einer sekundären Platinwicklung **28** an einer zweiten Verbindungsstelle **22** verlötet. Die Sekundärwicklung **28** selbst bildet eine Spirale oder Helix, typischerweise mit einem Durchmesser zwischen 2 bis 10 mm. Die von der Sekundärwicklung **28** gebildete helikale Hüllkurve kann zylindrisch oder konisch sein. Wie der Draht **10** und die Wicklung **26** aus rostfreiem Stahl hat diese Sekundärwicklung **28** einen Durchmesser zwischen etwa 0,010 und 0,020 Inch (0,254–0,508 mm). Der Durchmesser des Drahts selbst, der die Wicklung **26** und die Wicklung **28** aus rostfreiem Stahl bildet, beträgt etwa zwischen 0,025–0,127 mm (0,001–0,005 Inch).

[0037] Das distale Ende der Sekundärwicklung **28** ist zur Bildung eines abgerundeten und weichen Abschlusses mit einer verlöteten Spitze **30** aus Platin ausgestattet, um ein Punktieren des Aneurysmas oder ein Reißen von Gewebe zu verhindern.

[0038] Die Sekundärwicklung **28** ist äußerst weich und ihre Gesamtform kann leicht verformt werden, obwohl sie zur Bildung einer zylindrischen oder konischen Hüllkurve vorgespannt ist. Die Sekundärwicklung **28** wird auch auf einfache Weise so ausgerichtet, dass sie axial in dem Mikrokatheter liegt, wenn sie in den Mikrokatheter (nicht gezeigt) eingeführt wird. Die Sekundärwicklung **28** bildet, wenn sie außerhalb der Spitze des Mikrokatheters angeordnet ist, die in [Fig. 1](#) gezeigte Form und kann auf vergleichbare Weise leicht zu der inneren Form des Aneurysmas verformt werden.

[0039] Wie unten in Verbindung mit der dritten Ausführungsform von [Fig. 3](#) detaillierter beschrieben wird, wird nach der Anordnung der Sekundärwicklung **28** in dem Inneren des Aneurysmas dem Draht **10** von einer Spannungsquelle außerhalb des Körpers ein Gleichstrom zugeführt. Die positive Ladung an der Sekundärwicklung **28** in der Kavität des Aneurysmas verursacht, dass sich ein Thrombus in dem Aneurysma durch eine Elektrothrombose bildet. Die Abtrennung der Spitze findet entweder statt, (1) indem ein Strom für eine vorbestimmte Zeit fortgesetzt zugeführt wird, wenn der Bereich **18** Blut ausgesetzt ist, oder, (2) indem der Draht so bewegt wird, dass der Bereich **18** Blut ausgesetzt wird, gefolgt von einer fortgesetzten Stromzufuhr für eine vorbestimmte Zeit. Schließlich werden sowohl der gewindeartige Bereich und die Wicklung **26** aus rostfreiem Stahl an wenigstens einer Stelle vollständig aufgelöst sein, wodurch ermöglicht wird, dass der Draht **10** aus dem vasculären Raum zurückgezogen werden kann, wobei die Sekundärwicklung **28** eingebettet in dem Aneurysma geformten Thrombus zurückgelassen wird.

[0040] [Fig. 2](#) veranschaulicht eine vergrößerte teilweise querschnittene Ansicht einer zweiten Ausführungsform gemäß dem Stand der Technik. Ein

Kern **32** aus rostfreiem Stahl endet in einem konischen distalen Bereich **34**. Eine Wicklung **36** aus rostfreiem Stahl, die in Querschnittsansicht gezeigt ist, ist an einer Verbindungsstelle **38** mit dem distalen Bereich **34** des Drahts **32** verlötet. Das gegenüberliegende Ende der Wicklung **36** aus rostfreiem Stahl ist mit einer verlöteten, abgerundeten Spitze **40** aus Platin ausgestattet. Bei der dargestellten Ausführungsform hat der Kerndraht **32** aus rostfreiem Stahl einen Durchmesser von etwa 0,25 mm, wobei die Länge der Wicklung **36** aus rostfreiem Stahl bei etwa 8 cm liegt, wobei der longitudinale Abschnitt der Spitze **40** aus Platin zwischen 3 und 10 mm liegt. Die Gesamtlänge des Drahts **32** von der Spitze **40** zu dem proximalen Ende beträgt etwa 150 cm.

[0041] Die Ausführungsform von [Fig. 2](#) wird genau auf die gleiche Weise wie in Verbindung mit [Fig. 1](#) beschrieben verwendet, um eine thrombotische Masse in einem Aneurysma oder in einer vaskulären Kavität zu bilden. Die Ausführungsform von [Fig. 2](#) unterscheidet sich von der in [Fig. 1](#) gezeigten durch das Fehlen der Verlängerung des rostfreien Kerns **32** durch die Wicklung **36** bis zu der Spitze **40**. Im Fall der Ausführungsform von [Fig. 2](#) wird kein Innenkern oder Verstärkung in der Wicklung **36** aus rostfreiem Stahl bereitgestellt. Der gewindeähnliche Bereich **18** bei der Ausführungsform von [Fig. 1](#) ist bereitgestellt, um eine erhöhte Zugfestigkeit des Drahts zu ermöglichen. Ein Grad der Flexibilität des Drahts wird jedoch gerade durch die Aufnahme der gewindeähnlichen Spitze **18** geopfert so dass die Ausführungsform von [Fig. 2](#) wenigstens für den Bereich des Mikro-Führungsdrahts, der die Wicklung **36** aus rostfreiem Stahl bildet, eine flexiblere Spitze bereitstellt.

[0042] Es ist ausdrücklich unterstellt, dass die Spitze der spiralförmigen Sekundärwicklung der Ausführungsform von [Fig. 1](#) in vergleichbarer Weise an der Wicklung **36** aus rostfreiem Stahl der Ausführungsform von [Fig. 2](#) angebracht werden könnte.

[0043] Führungsdrähte mit einem verjüngten und gewindeähnlichen Bereich, die konzentrisch in gewickelten Bereichen angeordnet sind, sind gut bekannt und werden in Antoshkiw, "Disposable Guidewire", US-Patent 3,789,841 (1974); Sepatka et al., "Guidewire Device", US-Patent 4,832,047 (1989); Engelson, "Catheter Guidewire", US-Patent 4,884,579 (1989); Samson et al., "Guidewire for Catheters", US-Patent 4,538,622 (1985); und Samson et al., "Catheter Guidewire with Short Spring Tip and Method of Using the Same", US-Patent 4,554,929 (1985) gezeigt.

[0044] Nun wende man sich der dritten Ausführungsform gemäß dem Stand der Technik wie in [Fig. 3](#) gezeigt zu. [Fig. 3](#) zeigt eine vergrößerte Seitenansicht eines allgemeinen durch das Bezugszeichen **42** bezeichneten Drahts, der in einem in Quer-

schnittsansicht gezeigten Mikrokatheter **44** angeordnet ist. Wie bei der Ausführungsform von [Fig. 1](#) ist eine Wicklung **46** aus rostfreiem Stahl an einer ersten Verbindungsstelle **50** mit einem konischen Bereich des Drahts **42** verlötet. Eine dünne gewindeähnliche Verlängerung **52** ist dann in der Wicklung **46** aus rostfreiem Stahl bis zu einer zweiten Verbindungsstelle **54** longitudinal angeordnet, wo die Wicklung **46** aus rostfreiem Stahl und der gewindeähnliche Bereich **52** mit einer weichen Wicklung **56** aus Platin verlötet sind. Die Wicklung **56** aus Platin ist nicht vorgespannt und enthält auch keine interne Verstärkung, ist aber eine freie und offene Wicklung, die in dieser Hinsicht mit der Wicklung **36** aus rostfreiem Stahl der Ausführungsform von [Fig. 2](#) vergleichbar ist.

[0045] Die Wicklung **56** aus Platin unterscheidet sich insbesondere jedoch durch ihre Länge von etwa 1 bis 50 cm und durch ihre Flexibilität. Das verwendete Platin oder Platingemisch ist besonders biegsam, und der Durchmesser des Drahts, der verwendet wird, um die Wicklung **56** aus Platin zu bilden, hat einen Durchmesser von etwa 0,025–0,13 mm. Das distale Ende der Wicklung **56** aus Platin ist mit einer weichen und abgerundeten Spitze **58** aus Platin ausgestattet, die in dieser Hinsicht mit den Spitzen **30** und **40** der [Fig. 1](#) bzw. [Fig. 2](#) vergleichbar ist.

[0046] Wenn die Wicklung **56** in dem Mikrokatheter **44** angeordnet ist, liegt sie entlang des von dem Mikrokatheter **44** definierten longitudinalen Lumens **60**. Das distale Ende **62** des Mikrokatheters **60** wird dann in den Hals des Aneurysmas platziert und der Draht **42** wird vorgeschoben, wodurch die Spitze **58** in der Wicklung **56** aus Platin in das Aneurysma **64** eingeführt wird, bis die Verbindungsstelle **50** in dem Hals des Aneurysmas sitzt, was am besten in der schematischen Querschnittsansicht von [Fig. 4](#) abgebildet ist.

[0047] [Fig. 4](#) veranschaulicht das Einbringen der Ausführungsform von [Fig. 3](#) in ein Gefäß **66**, wobei die distale Spitze des Mikrokatheters **44** in der Nähe des Halses **68** des Aneurysmas **64** positioniert ist. Die Wicklung **56** wird in das Aneurysma **64** eingeführt, bis wenigstens ein Teil der Wicklung **46** aus rostfreiem Stahl hinter der distalen Spitze **63** des Mikrokatheters **44** freigelegt ist. Ein positiver elektrischer Strom von etwa 0,01 bis 2 Milliampere bei 0,1–6 Volt wird an den Draht **42** angelegt, um den Thrombus zu bilden. Typischerweise wird sich ein Thrombus innerhalb von 3 bis 5 Minuten bilden. Der negative Pol **72** einer Spannungsquelle **70** wird typischerweise über der Haut und in Kontakt mit derselben angeordnet.

[0048] Nachdem der Thrombus geformt und das Aneurysma vollständig verschlossen wurde, werden die Spitze **58** und die Wicklung **56** von dem Draht **42** getrennt, indem wenigstens ein Bereich der Wicklung **46** aus rostfreiem Stahl elektrolytisch aufgelöst wird.

Bei der dargestellten Ausführungsform wird dies erreicht, indem der Strom fortgesetzt angelegt wird, bis die Gesamtdauer der Stromzufuhr meistens etwa 4 Minuten beträgt.

[0049] Wenigstens ein Bereich der Wicklung **46** aus rostfreiem Stahl wird durch den elektrolytischen Vorgang innerhalb von 3 bis 10 Minuten, üblicherweise etwa 4 Minuten, vollständig aufgelöst werden. Nach der Trennung durch die elektrolytische Auflösung werden der Draht **42**, der Mikrokatheter **44** und der restliche Teil der Wicklung **46**, der noch mit dem Draht **42** verbunden ist, aus dem Gefäß **66** entfernt, wobei das Aneurysma **64**, wie schematisch in [Fig. 5](#) abgebildet, durch den Thrombus **74** vollständig verschlossen zurückgelassen wird. Es ist verständlich, dass die Zeit der Auflösung variiert werden kann, indem die Abmessungen der Bereiche des Drahtes und/oder der Strom geändert werden.

[0050] Der Prozess wird unter röntgenologischer Kontrolle mit Lokalanästhesie in der Leistengegend durchgeführt. Ein transfemorale Katheter wird verwendet, um das zerebrale Aneurysma zu behandeln. Das Platin wird von der Elektrolyse nicht angegriffen, und die restlichen Bereiche des Mikrokatheters sind entweder mittels einer Laminierung aus Teflon™ unmitttelbar auf dem Draht **42** und/oder von dem Mikrokatheter **44** isoliert. Nur der freigelegte Bereich des Drahts **46** wird von der Elektrolyse angegriffen.

[0051] Ferner wurde festgestellt, dass der Thrombus **74** sich auch nach der Trennung von dem Draht **42** weiter bildet. Es wird angenommen, dass eine positive Ladung an der Wicklung **56** oder in der Nähe derselben zurückgehalten wird, welche daher weiter Blättchen, weiße Blutzellen, rote Blutzellen und Fibrinogen in dem Aneurysma **64** anzieht.

[0052] Obwohl die vorgehende Ausführungsform so beschrieben wurde, dass eine Okklusion in einer mit Blut gefüllten vaskulären Kavität mittels einer Elektrothrombose gebildet wird, ist die obige Offenbarung so aufzufassen, dass sie ausdrücklich die Bildung der Okklusion unter Verwendung mechanischer Mechanismen, ohne von dem Anlegen eines elektrischen Stroms Gebrauch zu machen, umfasst, wobei der mechanische Mechanismus sicher in der vaskulären Kavität angeordnet werden kann, um ein Gerinnen des Bluts oder eine Bildung der Okklusion zu behindern, zu verlangsamen oder auf eine andere Weise einzuleiten, was im Umfang der Erfindung liegt. Das Einbringen eines Objekts mit geeigneten Blutgerinnungseigenschaften in die vaskuläre Kavität und das Beibehalten desselben darin kann die Bildung einer Okklusion selbst verursachen und tut es vielen Fällen. In [Fig. 6](#) ist eine Ausführungsform, bei welcher eine derartige mechanische Thrombose erreicht werden kann. Der Draht **10** hat einen sich verjüngenden Endbereich **14**, der mit einem vergleichbar zu dem in

Verbindung mit der Ausführungsform von [Fig. 1](#) beschriebenen Laminat 2,4 aus Teflon™²⁴ bedeckt ist. Der Draht **10** ist mittels einer mechanischen Verbindung **100** an einer Wicklung **102** aus Platin angebracht, die eine Vielzahl von fadenförmigen oder feinen Haaren **104** aufweist, die sich von dieser erstrecken. Bei der dargestellten Ausführungsform haben die Haare **104** eine Länge, die anhand der Größe der vaskulären Kavität bestimmt werden kann, in der die Wicklung **102** zu verwenden ist. Zum Beispiel sind in einem kleinen Gefäß Haarlängen von bis zu 1 mm vorgesehen. Ein Beispiel für Fädchen oder Haare aus Polyester, die an einer Wicklung angebracht sind, die nicht bei einer Elektrothrombose verwendet wurden, kann in der US-A-5,226,911 mit dem Titel Vasoocclusion Coil with Attached Fibrous Elements betrachtet werden.

[0053] Die Wicklung **102** hat eine ausreichende Länge und Flexibilität, so dass sie in die vaskuläre Kavität eingeführt oder locker gewickelt werden kann. Die Länge der Wicklung **102** muss nicht so lang sein, dass sich die Wicklung mehrfach um sich selbst wickeln und die vaskuläre Kavität füllen oder im Wesentlichen füllen kann. Die Haare **104**, die sich von der Wicklung **102** erstrecken, dienen dazu, im Wesentlichen zu packen, zu füllen oder wenigstens einen Blutfluss oder Eintritt in die vaskuläre Kavität zu verhindern. Haare **104**, die im Allgemein bei Lieferung weg von der äußersten Spitze **106** nach hinten gerichtet sind, sind daher auf einfache Weise in der Lage, mit wenig Reibung durch Beschränkungen in den Gefäßen und dem Aneurysma vorwärts zu gleiten. Zusätzlich weisen die Haare **104** eine Länge, Festigkeit oder Schärfe auf, die nicht ausreichen, um ein wesentliches Risiko oder Potential für eine Punktierung der dünnen vaskulären Wand darzustellen. Die Vielzahl der Haare **104** liefert, wenn sie in der vaskulären Kavität gewickelt ist, eine extrem große Oberfläche zur Anlagerung von Blutbestandteilen, um die Bildung einer mechanischen Okklusion in der vaskulären Öffnung zu begünstigen und zu verstärken.

[0054] Bei der bevorzugten Ausführungsform ist die Wicklung **102** mittels eines kleinen Tropfens Polyester **100** mit dem dünnen sich verjüngenden Bereich **14** des Drahts **10** verbunden. Polyester kann das Lot aus Gold der zuvor beschriebenen Ausführungsform ersetzen, um die Besorgnis oder das Risiko hinsichtlich toxischer Reaktionen in dem Körper zu reduzieren.

[0055] Der Spitzenbereich **14** kann von dem Draht **10** unter Verwendung anderer Mittel als Elektrolyse auch mechanisch getrennt werden. Ein Verfahren besteht darin, die Verbindung zwischen Spitze **14** und dem Draht **10** unter Verwendung einer unter Federkraft-stehenden mechanischen Klammer (nicht gezeigt) herzustellen. Die Klammern sind an der Spitze

14 gesichert, solange die Klammern innerhalb des Katheters bleiben, springen aber auf und geben die Spitze **104** frei, wenn sie aus dem Katheter geführt werden. Der Katheter und die Klammern können dann von der Einführstelle entfernt werden. Dieser Typ einer mechanischen Verbindung ist in der US-A-5,304,195 beschrieben mit dem Titel "Detachable Pusher-Vasocclusive Coil Assembly with Interlocking Coupling". Ein alternativer nicht federnder mechanischer Haltemechanismus mit einem Ball und einer Klammer ist beschrieben in der US-A-5,261,916 mit dem Titel "Detachable Pusher-Vasocclusive Coil Assembly with Interlocking Ball and Keyway Coupling", die durch Bezugnahme hierin eingeschlossen ist und auf Target Therapeutics Inc. übertragen worden ist.

[0056] Bei einer weiteren Ausführungsform sind der Draht **10** und der Spitzenbereich **14** ineinander verschraubt und können durch eine Drehung des Katheters oder des Drahts relativ zu der Spitze **14** voneinander abgeschraubt werden. Eine verlängerbare Hülse (nicht gezeigt) in den Mikrokatheter wird zum Halten der Spitze vorgeschoben, um deren Rotation mit dem Draht **10** während des Abschraubvorgangs zu verhindern. Dieser Typ einer mechanischen Verbindung ist beschrieben in der US-A-5,234,437 mit dem Titel "Detachable Pusher-Vasocclusive Coil Assembly with Threaded Coupling" die durch Bezugnahme hierin eingeschlossen ist und auf Target Therapeutics Inc. übertragen worden ist.

[0057] In jedem Fall bilden die speziellen Einrichtungen, die hier zum mechanischen Trennen der Spitze **14** von dem Draht **10** offenbart sind, kein Teil der vorliegenden Erfindung, abgesehen von deren Kombination als Ganzes mit anderen Elementen der Erfindung. Die spezielle Offenbarung der mechanischen Einrichtung zur Trennung wurde nur vorgenommen, um eine Offenbarung zu liefern, die eine Umsetzung auf die beste Weise ermöglicht, die derzeit zum Ausführen der beanspruchten Erfindung bekannt ist.

[0058] Auch wenn die Okklusion nicht mittels einer Elektrothrombose gebildet wird, kann die Trennung der Spitze **14** durch Elektrolyse bewirkt werden. In solchen Situationen kann der elektrolysierende Strom an dem Opferbereich aus rostfreiem Stahl der Spitze **14** konzentriert werden, indem eine isolierende Beschichtung auf dem restlichen Bereich angebracht wird. Beispielsweise kann die Spitze **14** mit einer Beschichtung aus Polyethylen ausgestattet sein, wobei wenigstens ein Teil des Abschnitts aus rostfreiem Stahl ausgespart wird. Dies bewirkt, dass die Zeit, die zum elektrolytischen ausreichenden Auflösen des Stahlbereichs benötigt wird, verringert wird, um eine Trennung der Spitze aus Platin zu ermöglichen, was in den Fällen ein vorteilhaftes Merkmal ist, wo ein großes Aneurysma behandelt werden muss und eine Anzahl mehrerer Wicklungen in dem Aneurysma

ausgebreitet werden muss.

[0059] Ungeachtet der Tatsache, dass der Draht **10** und die Wicklung aus Platin bei der Ausführungsform von **Fig. 6** oder Draht **10** und die Wicklung(en) **28, 36** und **56** aus Platin bei den Ausführungsformen der **Fig. 1** bis **Fig. 5** strahlenundurchlässig sind, besteht weiter eine gewisse Schwierigkeit, wenn die Vorrichtung unter Röntgendurchleuchtung manipuliert wird, um die genaue Position oder Bewegung der Sonde relativ zu dem Aneurysma bestimmen zu können. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn eine hohe Anzahl von Wicklungen ausgebreitet werden und dann eine Wicklung eine andere röntgenologisch verdeckt. **Fig. 7** und **Fig. 8** veranschaulichen eine Verbesserung gemäß der vorliegenden Erfindung beispielsweise der Ausführungsformen der **Fig. 4** und **Fig. 5**. Ein Mikrokatheter **144** ist so angeordnet, dass dessen distales Ende **126** in dem Gefäß **66** an der Öffnung des Aneurysmas **64** angeordnet ist. Der Mikrokatheter **144** ist mit einem ersten strahlenundurchlässigen Marker **108** an der distalen Spitze **126**, einem Spitzenmarker, ausgestattet. In Richtung des proximalen Endes des Mikrokatheters **144** befindet sich ein zweiter strahlenundurchlässiger Marker **110**, ein proximaler Marker. Die strahlenundurchlässigen Marker **108** und **110** haben beispielsweise die Form von strahlenundurchlässigen aus Platin hergestellten Ringen, etwa 1–3 mm in longitudinaler Richtung entlang der Achse des Mikrokatheters **144**. Die Ringe **110** und **108** sind in typischerweise auf dem Mikrokatheter **144** um etwa 3 cm getrennt. In vergleichbarer Weise weist der Draht **10** einen strahlenundurchlässigen Marker **112** auf, der auf diesem so definiert ist, dass der Marker **112** auf dem Draht **10** in etwa mit dem Marker **110** auf dem Mikrokatheter **14** ausgerichtet ist, wenn die Wicklung **56** vollständig in dem Aneurysma **64** ausgebreitet ist. Typischerweise wird eine vollständige Ausbreitung den Löt- oder Verbindungspunkt **54** in der Größenordnung von 2–3 mm hinter der Öffnung **68** des Aneurysmas **64** positionieren. Der distale Marker **108** auf dem Mikrokatheter **144** wird verwendet, um die Anordnung der Mikrokatheterspitze zu erleichtern, die oftmals von den Wicklungen, die zuvor ausgebreitet wurden, verdeckt sein kann. In Abhängigkeit der Anwendung oder der Größe des Aneurysmas oder der vasculären Kavität, die behandelt wird, haben die Wicklungen variierende Längen. Wicklungslängen von 4–40 cm sind gebräuchlich. Daher sind die strahlenundurchlässigen Marker **108, 110** und **112** klarer sichtbar, auch wenn es trotz der Dünne der Wicklungen **56** schwer sein kann, diese unter herkömmlicher Röntgendurchleuchtung zu sehen, und auch wenn diese trotz der Feinheit des Drahts **10** in vergleichbarer Weise verdeckt oder teilweise verdeckt sein können. Eine Manipulation des Drahts **10** zu dem proximalen Marker **110** kann dann einfach unter herkömmlicher Röntgendurchleuchtung beobachtet werden, auch wenn dabei eine Verringerung der Auflösung oder eine

röntgenologische visuelle Verdeckung der Wicklung auftreten.

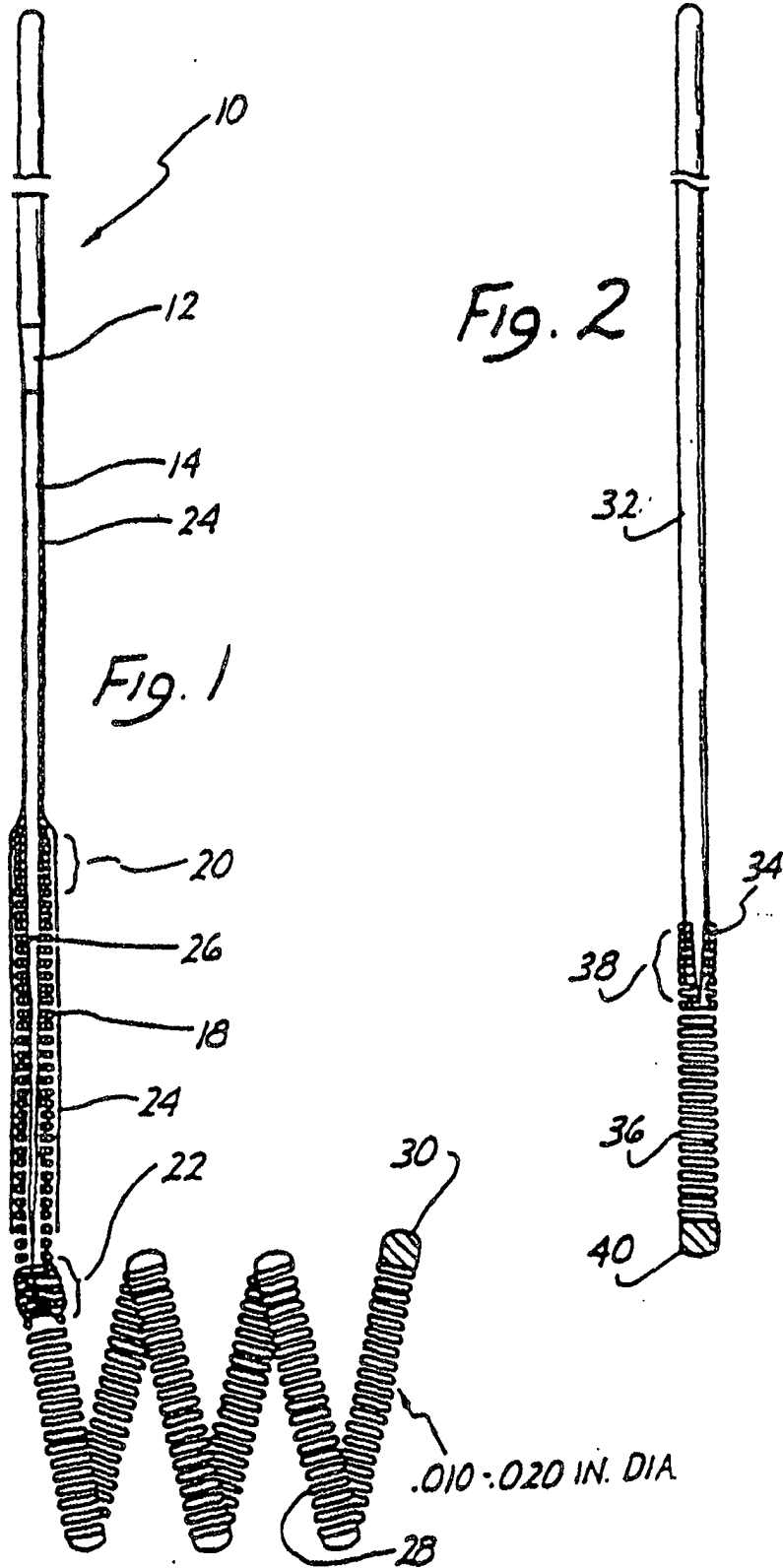
[0060] Ferner wird bei den vorherigen Ausführungsformen, wie z.B. in den [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) gezeigten Ausführungsformen gemäß dem Stand der Technik die Wicklung **56** als elektrische Anode verwendet, wenn eine Elektrothrombose verwendet wird, um die Okklusion in dem vaskulären Aneurysma **64** zu bilden, während die Katode eine große Hautelektrode **72** ist, die typischerweise mit der Leistengegend oder dem Schädel leitend verbunden ist. [Fig. 9](#) veranschaulicht eine alternative Ausführungsform, bei der der Mikrokatheter **144** mit einer Endelektrode **114** versehen ist, der mit einem elektrischen Leiter **116** verbunden ist, der entlang der Länge des Mikrokatheters **144** angeordnet ist. Der Draht **116** wird schließlich zu einer Spannungsquelle **70** zurückgeführt, so dass die Ringelektrode **114** während der Elektrothrombose anstelle einer äußeren Hautelektrode **72** als Katode verwendet wird. Bei der Ausführungsform von [Fig. 9](#) liegen die elektrischen Ströme und die elektrischen Stromwege, die während der Bildung einer Elektrothrombose aufgebaut werden, an der Stelle der Anwendung lokal vor, was erlaubt, zum Einleiten einer Elektrothrombose auch kleinere Ströme und Spannungen zu verwenden als in den Situationen, wenn eine externe Hautelektrode verwendet werden muss. Die Verteilungen des elektrothrombotischen Stroms werden auch besser gesteuert und auf die Stelle der Bildung eines Thrombus lokalisiert. Die Möglichkeit von Bildungen von Streuthromben, die an unerwünschten Stellen oder unkontrolliert auftreten, und von möglichen unerwünschten elektrischen Strommustern, die sich in dem Gehirn oder dem Körper aufbauen, werden daher im Wesentlichen vermieden.

[0061] Es ist zu verstehen, dass die Form der Spitze oder der distalen Wicklung aus Platin, die Verbindung mit dem Draht gemäß der Erfindung verwendet werden, in einer Vielzahl von Formen und Hüllkurven bereitgestellt werden können. Zusätzlich kann die Zusammensetzung der Spitze des Mikroführungsdrahts aus anderen Elementen als Platin hergestellt werden, einschließlich rostfreier Stahl, Beryllium, Kupfer und verschiedene Mischungen derselben mit oder ohne Platin. Ferner können der Durchmesser des Drahts, verschiedene des oben beschriebenen Drahts und der unmittelbar proximal zu der trennbaren Spitze angeordneten Wicklung aus rostfreiem Stahl mit unterschiedlichen Durchmessern von Querschnitten bereitgestellt werden, um die Zeiten und Stromgrößen zu variieren, die notwendig sind, um eine elektrolytische Trennung von der Spitze zu bewirken. Ferner kann die Erfindung herkömmliche Elektronik umfassen, die mit dem proximalen Ende des Drahtes verbunden ist, um den genauen Zeitpunkt der Trennung der distalen Spitze von dem Draht zu bestimmen.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Bilden einer Verstopfung innerhalb eines Körperhohlraums, aufweisend: einen Katheter (**144**) mit einem proximalen Ende und einem distalen Ende; einen Draht (**10**); und einen trennbaren verlängerten Spitzenabschnitt (**56**), gekoppelt mit einem distalen Abschnitt des Drahtes, welcher bis zur Abtrennung wieder gewinnbar ist, wobei der trennbare verlängerte Spitzenabschnitt ein proximales Ende aufweist, wenn er vom Draht getrennt ist, wobei der Spitzenabschnitt in dem Körperhohlraum positionierbar ist, um eine Verstopfung in dem Körperhohlraum zu bilden unter Verwendung einer oder mehrere Implantationen von trennbaren verlängerten Spitzenabschnitten von entsprechenden Drähten, wobei der Draht einen strahlenundurchlässigen Marker (**112**) aufweist, der auf dem Draht in einem vorbestimmten Abstand von einem Trennabschnitt des verlängerten Spitzenabschnitts von dem Draht angeordnet ist, wobei der Katheter mindestens einen strahlenundurchlässigen Marker (**108**) aufweist, wobei die strahlenundurchlässigen Marker auf dem Draht und dem Katheter so angeordnet sind, dass, wenn das distale Ende des Katheters an einer Öffnung des zu verstopfenden Körperhohlraums angeordnet ist und der Draht teleskopisch in dem Katheter angeordnet ist, um den strahlenundurchlässigen Marker auf dem Draht ungefähr mit dem strahlenundurchlässigen Marker auf dem Katheter auszurichten, das proximale Ende des trennbaren verlängerten Spitzenabschnitts dann, wenn getrennt, innerhalb des Körperhohlraums angeordnet ist.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen



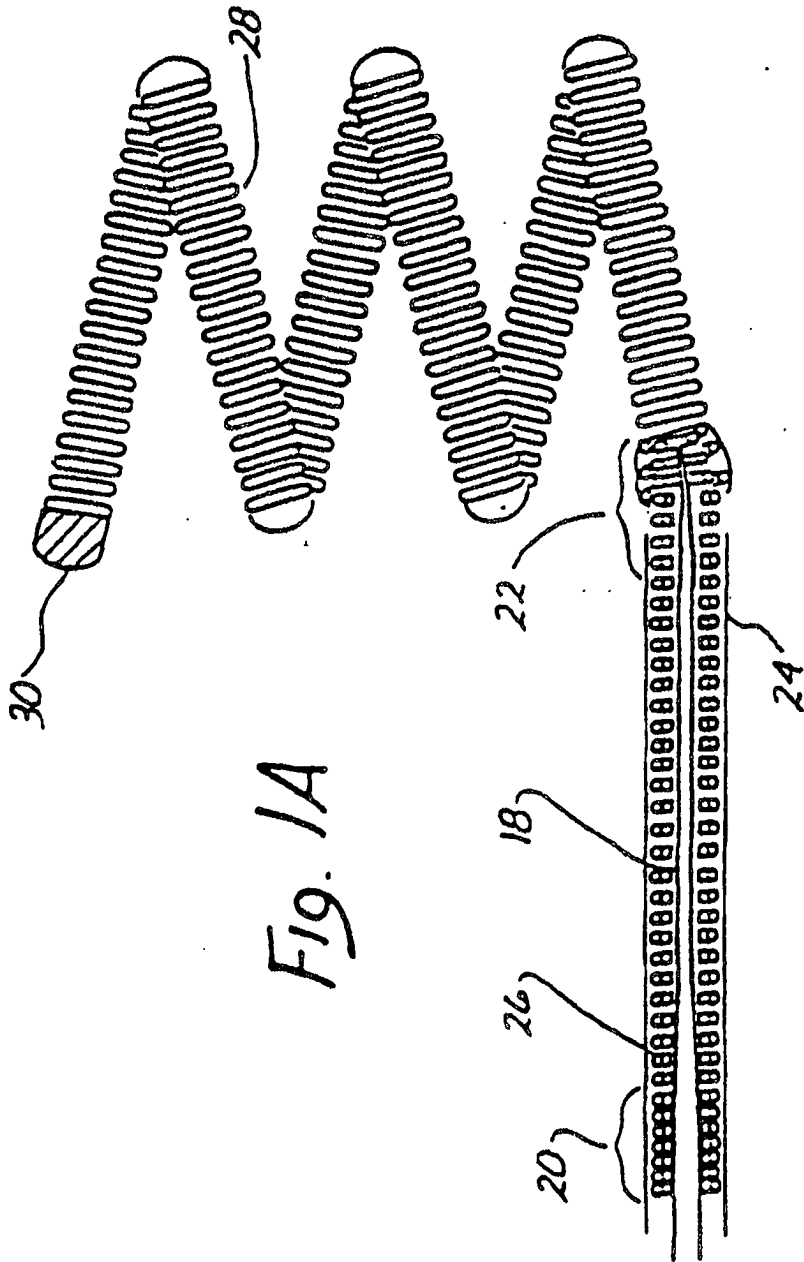


Fig. 1A

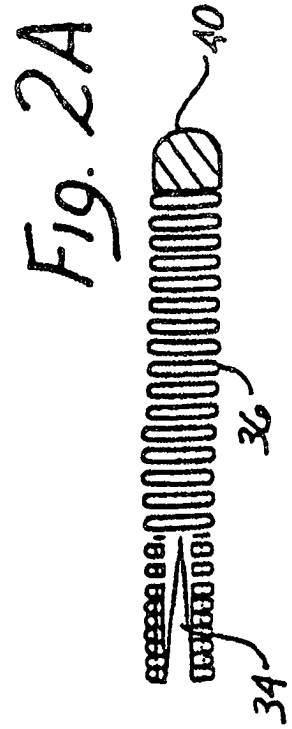


Fig. 2A

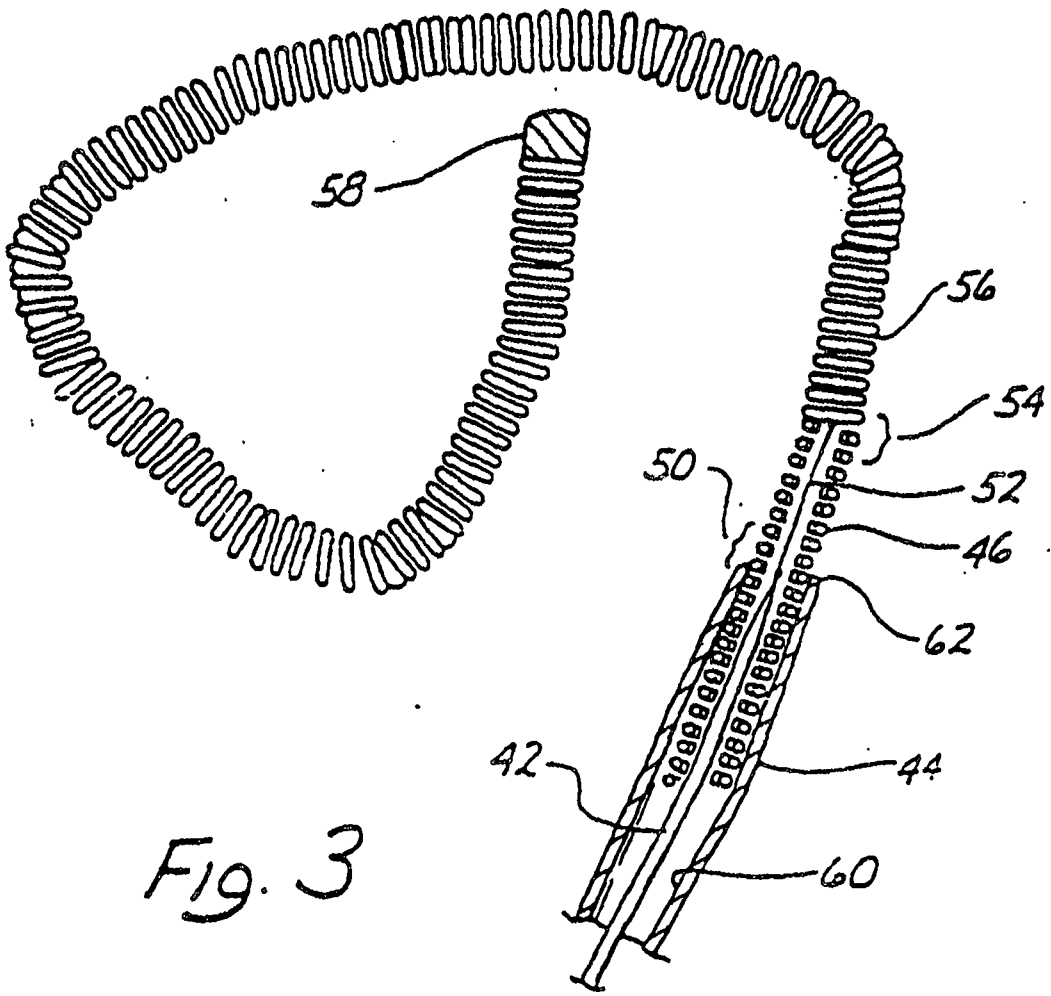


Fig. 3

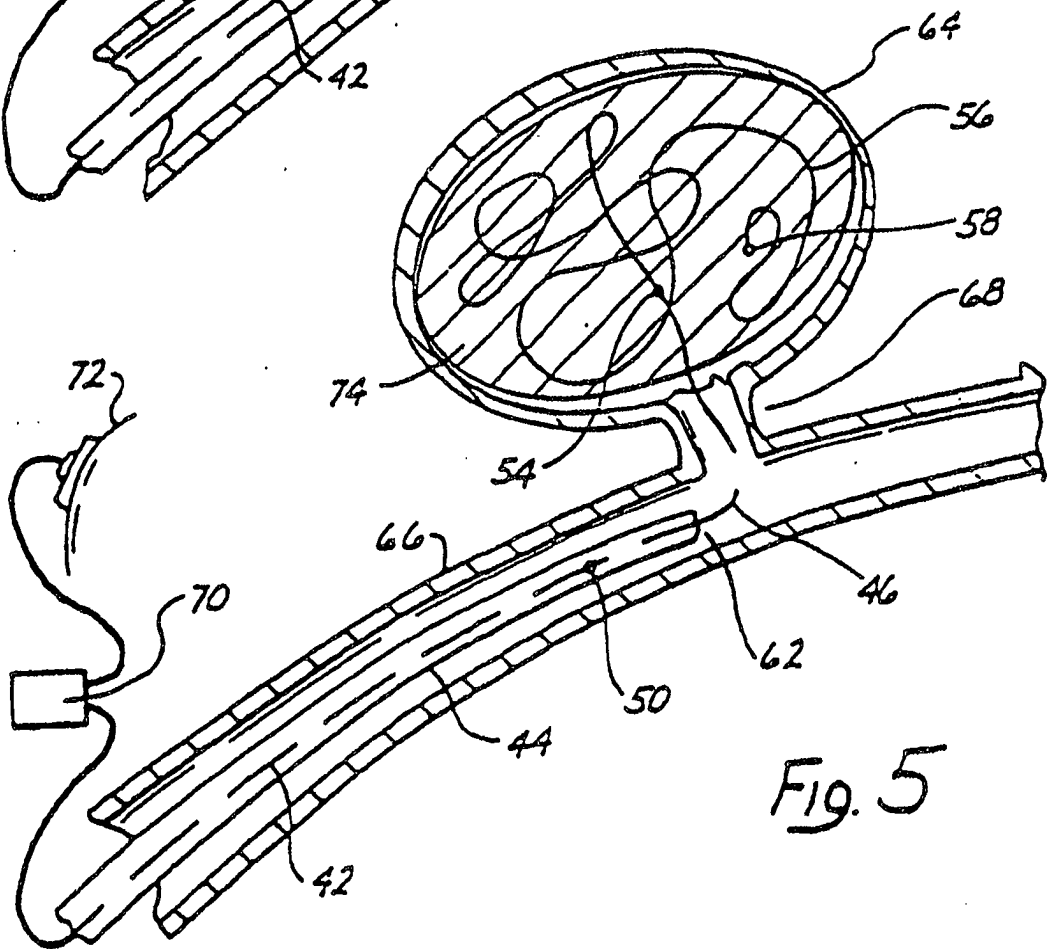
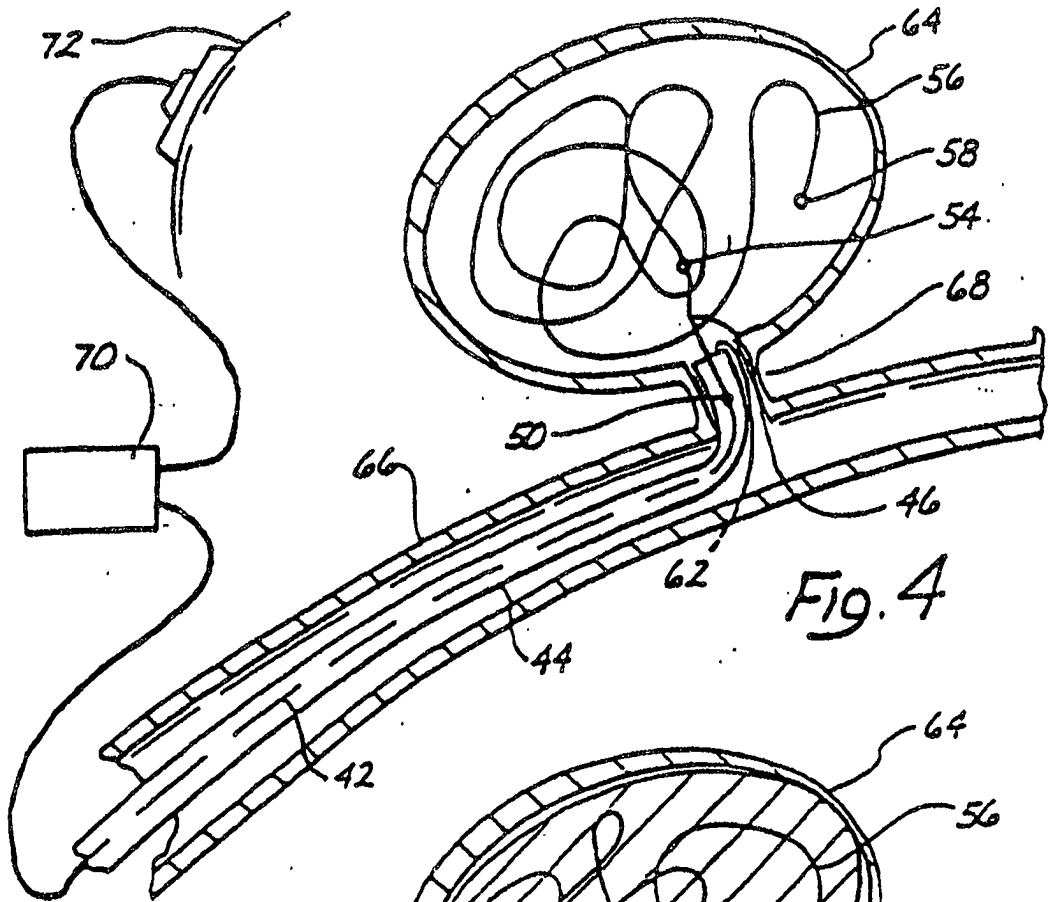


Fig. 6

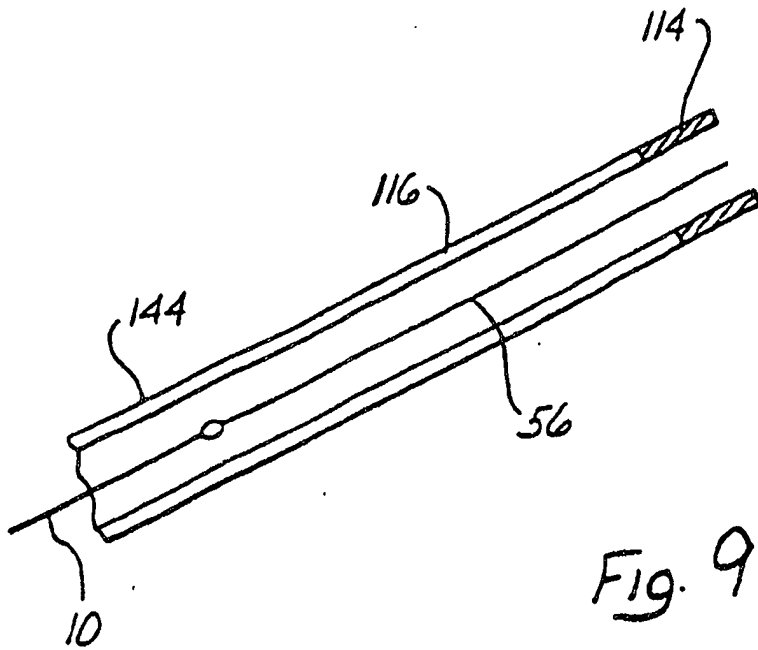
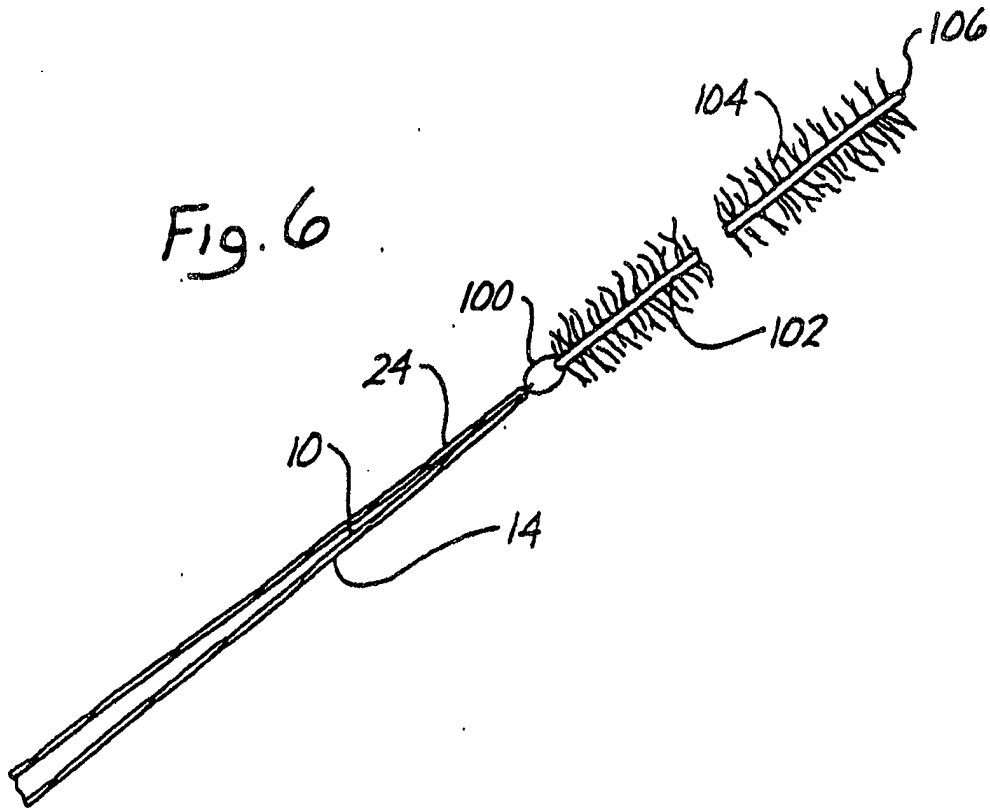


Fig. 9

