



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 600 29 324 T2 2007.08.30

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 191 892 B1

(51) Int Cl.⁸: **A61B 18/14 (2006.01)**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 29 324.6**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US00/15359**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 939 547.6**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2001/000099**

(86) PCT-Anmeldetag: **01.06.2000**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **04.01.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **03.04.2002**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **12.07.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **30.08.2007**

(30) Unionspriorität:

340065 25.06.1999 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

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

(73) Patentinhaber:

Oratec Interventions, Inc., Menlo Park, Calif., US

(72) Erfinder:

**SHARKEY, R., Hugh, Menlo Park, CA 94025, US;
FANTON, S., Gary, Portola Valley, CA 94028, US;
ASHLEY, A., John, San Francisco, CA 94127, US;
CARRANZA, Remberto, J., Daly City, CA 94014, US**

(74) Vertreter:

Murgitroyd & Company, 48149 Münster

(54) Bezeichnung: **GERÄT ZUR ELEKTROCHIRURGISCHEN ABLATION VON GEWEBE**

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 eingelebt, 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 bezieht sich auf chirurgische Systeme, die thermische Energie auf biologisches Gewebe anwenden, um die Eigenschaften des Gewebes zu modifizieren. Insbesondere richtet sich die Erfindung auf elektrochirurgische Sonden, die Hochfrequenz-(HF)-Energie benutzen, um das Gewebe während eines medizinischen Eingriffs zur Behandlung und Therapie zu schneiden, koagulieren zu lassen, ablatieren und/oder zu vaporisieren.

[0002] Arthroskopische Chirurgie wird zunehmend populärer, da sie im Allgemeinen weniger Schaden verursacht, weniger invasiv ist und sicherer ist als offene Eingriffe und weniger Vernarbungen in den Gelenken und um diese herum produziert. Diese Art von Chirurgie führt ferner zu einer schnelleren Heilungsreaktion und einer schnelleren Rückkehr des Patienten zu voller Leistungsfähigkeit, wobei die Kosten offener chirurgischer Eingriffe reduziert werden.

[0003] Nichtsdestotrotz hat die arthroskopische Chirurgie ihre Grenzen. Der Chirurg muss durch ein schmales Rohr operieren, was ungünstig ist. Es kann nur jeweils eine Sonde verwendet werden. Die Sichtkamera ist oft in einem Winkel positioniert, der sich vom normalen Blick des Chirurgen unterscheidet. Dies steht im Gegensatz zu der „offenen Chirurgie“, bei der der Chirurg die chirurgische Stelle relativ gut sehen kann und beide Hände frei bewegen kann, und sogar die Hände von Kollegen nutzen kann.

[0004] Hinsichtlich derartiger Schwierigkeiten bei der arthroskopischen Chirurgie ist es verständlich, dass Laser-, Mikrowellen- und Hochfrequenz-(HF)-Sonden, die simultan schneiden und koagulieren lassen, bevorzugt werden. Gegenwärtige Sonden sind jedoch mangelhaft für gewisse Aktivitäten, wie etwa das Schneiden schmaler Sehnen oder Bänder, ausgeführt. Gegenwärtige Sonden weisen konvexe, zugespitzte und/oder flache Spitzen auf. Andere Sonden wie etwa die, die Systeme zur Lieferung von Laserenergie benutzen, stellen oft zugespitzte Spitzen mit gekrümmten Konfigurationen bereit. Bei gegenwärtigen Sonden verfügt der Chirurg über wenig Kontrolle, wenn er gegen ein hartes Band drückt. Wenn der Chirurg nun durch einen Abschnitt des Bands schneidet, rutscht die Sonde aus ihrer Position. Der Chirurg muss die Sonde erneut annähern und nochmals schneiden, was ein ineffizienter Vorgang ist. Die Sonde kann abrutschen und eine angrenzende Struktur schneiden, wenn der Chirurg den Druck nicht genau zur richtigen Zeit stoppt. Da der Chirurg das Band wiederholt erneut annähern und schneiden muss, hat der Chirurg Schwierigkeiten mit der sauberen Ablation des Bands oder der Sehne. Es gibt folglich bestimmte Eingriffe, die Chirurgen weiterhin lieber in einer offenen Umgebung durchführen, die herkömmlicherweise als „offener“ Eingriff be-

zeichnet wird. Unglücklicherweise führt dies oft zu großen Narben, langer Rekonvaleszenz und noch größeren Reizzonen eines bereits gereizten Gelenks.

[0005] Es besteht Bedarf an einer Sonde, die gleichzeitig die Sehne zu der Energiequelle (z. B. HF) leiten kann und HF anwenden kann, um die Sehne oder das Band sauber und glatt zu ablatieren. Der Vorteil ist, dass einige der Eingriffe, deren Durchführung durch Arthroskopie als zu ungünstig oder schwierig betrachtet wurde, nun unter Verwendung von arthroskopischen Einrichtungen wirksamer durchgeführt werden können.

[0006] Des Weiteren sind herkömmliche und komplexe chirurgische Sonden und Laser nicht zur entscheidenden und präzisen Ausgestaltung und Formung von Körpergewebe wie etwa Gelenkknorpel, Bändern und Sehnen geeignet. Ablation und Entfernung unterzogene Zielgewebe weisen zahlreiche unterschiedliche Konfigurationen und Strukturen auf. Diese Sonden und Laser medizinischer Einrichtungen weisen den weiteren Nachteil auf, dass sie zur einfachen Ablation ungeachtet der Kontur und Struktur des Zielgewebes konfiguriert sind. Durch das allgemeine Anwenden von HF-Energie auf die Stelle kann das Nicht-Zielgewebe durch kollaterale thermische Wirkungen beeinträchtigt werden.

[0007] Aus diesen Gründen wäre es für eine Vorrichtung und ein Verfahren wünschenswert, Körpergewebe während eines medizinischen Eingriffs wie etwa arthroskopischer Chirurgie selektiv zu schneiden und zu ablatieren. Die Vorrichtung und das Verfahren sollten zum effektiven Schneiden und Ablätieren von Zielgewebe konfiguriert und verwendet werden, während dem Chirurgen eine präzise und kontrollierte Oberfläche zum Schaben von Gewebe von dem Knochen oder Formen von Gewebe innerhalb des chirurgischen Bereichs zur geeigneten Behandlung und Therapie überlassen wird. Derartige Vorrichtungen und Verfahren sollten ebenfalls in einer großen Vielfalt von medizinischen Eingriffen in einem großen Bereich unterschiedlicher körperlicher Gewebe anwendbar sein. Die Vorrichtung sollte ebenfalls einfach und kostengünstiger herzustellen sein, während sie mit herkömmlichen Systemen und Eingriffen kompatibel ist. US-A-5,009,656 offenbart eine Vorrichtung mit einer glatten Betriebsspitze mit einer zentralen Elektrode und einer ringförmigen Elektrode, die durch einen ringförmigen Isolator mit einem ringförmigen Hohlraum in seiner freigelegten Fläche, um eine Funkenstrecke bereitzustellen, mit Abstand von ihr angeordnet ist.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0008] Die Erfindung stellt eine chirurgische Vorrichtung bereit, die Folgendes beinhaltet: eine Energie-

anwendungsspitze, die Folgendes umfasst: eine Schaftlänge; und eine aktive Elektrode in der Form einer Schale, von dem Schaft aus offen, mit einer konvexen äußeren Oberfläche, die in einer Kante endet, um die elektrische Stromdichte zu kondensieren, wobei die Kante durch Spalten unterbrochen ist.

[0009] Eine derartige Vorrichtung kann bei einem Verfahren zur chirurgischen Behandlung eines bedürftigen Säugetiers verwendet werden, wobei es die Ablation einer Gewebeoberfläche mit der chirurgischen Vorrichtung beinhaltet.

[0010] Die Vorrichtung, die eine Leistungsquelle und eine Sonde aufweist, kann Teil eines elektrochirurgischen Systems zum Leiten von thermischer Energie an Gewebe sein. Die Sonde ist durch ein Verkabelungsmittel an die Leistungsquelle gekoppelt und weist einen Griff und einen Schaft einschließlich einem distalen Ende und einem proximalen Ende auf. Der Schaft weist mindestens ein Lumen für eine elektrisch an die Leistungsquelle gekoppelte aktive Elektrode auf, wobei die aktive Elektrode an dem distalen Ende der Sonde positioniert ist, wobei die aktive Elektrode eine Energieanwendungsoberfläche aufweist; und eine elektrisch an die Leistungsquelle gekoppelte indifferente Elektrode.

[0011] Diese und andere Ziele und Ausführungsformen der Erfindung werden besser verständlich, wenn sie in Verbindung mit der folgenden Beschreibung und den beiliegenden Zeichnungen betrachtet werden. Es sollte sich jedoch verstehen, dass die folgende Beschreibung, während sie die bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung und zahlreiche spezifische Details von dieser zeigt, lediglich zur Darstellung und nicht zur Begrenzung gegeben ist.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0012] [Fig. 1](#) ist eine seitliche Ansicht der internen Strukturen innerhalb des glenohumeralen Gelenks.

[0013] [Fig. 2](#) ist eine mediale seitliche Ansicht des Kniegelenks.

[0014] [Fig. 3](#) ist eine vordere Ansicht des Kniegelenks mit der entfernten Patella.

[0015] [Fig. 4A–C](#) zeigen eine Übersicht einer HF-Sonde, eine Operationskanüle und eine seitliche Querschnittsansicht des Schaftabschnitts der HF-Sonde.

[0016] [Fig. 5A](#) ist eine vereinfachte seitliche Ansicht der Sonde gemäß der Erfindung.

[0017] [Fig. 5B–Fig. 5F](#) zeigen alternative Spitzenkonfigurationen der Sonde.

[0018] [Fig. 6A–C](#) sind eine isometrische Ansicht, eine Ansicht von oben bzw. eine Querschnittsansicht, die eine Ausführungsform der aktiven Elektrode und die distale Spitze der Sonde zeigen.

[0019] [Fig. 7A](#) und B sind eine seitliche Ansicht und eine isometrische perspektivische Ansicht einer unterschiedlichen Ausführungsform gemäß der Erfindung.

[0020] [Fig. 8A](#) ist eine Querschnittsansicht einer der distalen Energieanwendungsspitzen und der aktiven Elektrode der Sonde gemäß der Erfindung.

[0021] [Fig. 8B–C](#) sind seitliche Ansichten unterschiedlicher Ausführungsformen der Sonde.

BESCHREIBUNG SPEZIFISCHER AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0022] Die Erfindung ging aus einer Beobachtung hervor, dass der Chirurg während eines arthroskopischen Eingriffs keinen Zugang auf das in [Fig. 1](#) gezeigte Lig. Coracoacromiale (CA) hatte und dieses nicht sauber schneiden konnte. Dieser Eingriff wird zusammen mit einer subakromialen Dekomprimierung vorgenommen, die die Bewegung für eine schmerzende Schulter leichter macht. Wenn die schneidende Sonde abrutscht, könnte die Gelenkkapsel beschädigt und sogar durchstochen werden, was ein bereits schmerzendes Gelenk reizen würde. Folglich wurde eine konkav abgerundete Spitze entworfen, die Bänder zentrieren und sogar positionieren würde und sogar verwendet werden könnte, um das Band von angrenzenden Strukturen weg zu heben und Beschädigung daran zu vermeiden.

[0023] Diese neue Art von Spitze weist den Vorteil auf, dass sie Bänder, Sehnen und anderes Gewebe in ihrem Zentrum mechanisch „sammeln“ oder in dieses zwingen kann. Dies reduziert die natürliche Tendenz gegenwärtiger schneidender Sonden, von Bändern und Sehnen abzurutschen. Dies hilft Zeit zu sparen, dadurch dass der Chirurg nicht wiederholt versucht, die Spitze der Sonde auf dem Zielgewebe zu zentrieren oder sie an dieses anzunähern.

[0024] [Fig. 1](#) zeigt eine laterale (seitliche) Ansicht eines glenohumeralen Gelenks **100** und insbesondere des Lig. Coracoacromiale **102**, des oberen glenohumeralen Bands **104**, des mittleren glenohumeralen Bands **106**, der subskapulären Sehne **108** (an die Kapsel gefügt), des unteren glenohumeralen Bands **110**, der glenoidalen "Pfanne" mit Knorpel **112**, der Gelenkkapsel **114** und der Bursa **116**. Die Gelenkkapsel **114** beinhaltet 3 glenohumrale Bänder und eine umgebende Kapsel. Die Bursa **116** schmiert und wirkt wie ein Stoßdämpfer und wird üblicherweise entfernt, wenn eine SA-Dekomprimierung durchgeführt wird. Der Bereich **118** ist der Bereich, bei dem

üblicherweise Berührung auftritt.

[0025] [Fig. 2](#) zeigt eine mediale (seitliche) Ansicht eines patellofemoralen oder Kniegelenks **200**, und insbesondere das mediale kollaterale Band **202**, die Patella **204**, das mediale laterale Retinaculum **206**, eine Einschnittlinie **208** zur lateralen Freigabe und das Patellaband **210**.

[0026] [Fig. 3](#) stellt eine vordere Ansicht des Kniegelenks **200** mit der entfernten Patella dar. Die Knochen, die das Kniegelenk **200** beinhalten, sind das Femur **240**, die Fibula **250** und die Tibia **260**. Das Gelenk ist durch Bänder, insbesondere dem vorderen kreuzförmigen Band **220** und dem hinteren kreuzförmigen Band **230**, verbunden. Da das Knie gebogen ist, gliedern sich der laterale Gelenkkopf des Femurs **241** und der mediale Gelenkkopf des Femurs **242** und schwenken auf die Meniskusoberflächen der Tibia, insbesondere den lateralen Meniskus bzw. den medialen Meniskus. Die Meniskusoberfläche beinhaltet Knorpel der halbmondförmigen Gelenkzwi-schenscheibe, der als Stoßdämpfer für das Knie fungiert.

[0027] Während die coracoacromiale Chirurgie die Inspiration für diese Erfindung war, ist die Verwendung dieser konkaven Sonde nicht auf ein bestimmtes Band oder eine bestimmte Sehne oder sogar auf diese Weichgewebe begrenzt. Die konkave schneidende Sonde ist ausgeführt, um alle Arten von Sehnen, Bändern und Weichgewebe effektiver zu schneiden als stumpfe Sonden oder solche mit abgerundeter Spitze. Als ein weiteres Beispiel, dessen Anatomie in [Fig. 2](#) gezeigt ist, muss das laterale Retinaculum **206** manchmal in einigen Arten patellarer Verschiebung oder Ausrichtung getrennt werden, wenn die Patella nicht richtig der Inc. trochlearis folgt. Das Abtrennen des lateralen Retinaculums wird laterale retinakulare Freigabe genannt. Bei dieser Sonde mit konkaver Spitze ist es dem Chirurgen möglich, das Band zu positionieren und es sauber abzutrennen.

[0028] Die Sonde der Erfindung kann ebenfalls während eines Notchplasty-Eingriffs zur Instandsetzung des vorderen Kreuzbands in dem Kniegelenk verwendet werden. Die Sondenkonfiguration der Erfindung, insbesondere die Konfiguration der Energieanwendungsspitze, wird verwendet, um die Oberflächen des Gelenkkopfs des Femurs zu entfernen und abzuschaben, um die Fossa intercondylaris zu erhöhen, um das vordere Kreuzband aus der Berührung zu lösen. Das vordere Kreuzband kann unter Verwendung der Sonde ebenfalls geschnitten und entfernt werden, und ein Sehnentransplantat der Patella kann durchgeführt werden.

[0029] [Fig. 4](#) stellt eine vereinfachte Ansicht der HF-Sonde der Erfindung dar. [Fig. 4A](#) ist eine Darstellung einer herkömmlichen Kanüle, die in einer Aus-

führungsform der Erfindung benutzt wird. Die Kanüle **1202** besteht aus einer Führung **1224** mit einer Öffnung **1226** an ihrem distalen Ende. Die Kanüle **1202** ist an ihrem proximalen Ende an dem Intubator **1222** befestigt. Die Öffnung des Instruments **1228** befindet sich an dem proximalen Ende zur Einführung der chirurgischen Sonde. Die Kanüle **1202** kann ebenfalls eine Erweiterung **1232** mit einer Fluidöffnung **1234** aufweisen. Wie in [Fig. 4B](#) dargestellt, besteht das chirurgische Instrument **1200** aus einem Griff **1212**, an dem ein Leistungsversorgungskabel **1210**, ein Sondenschaft **1214** und eine Sondenspitze **1216** befestigt sind. Während der Einführung in den Körper wird eine stumpfe Einfügung oder ein Obturator (nicht gezeigt) durch die Öffnung des Instruments **1228** eingeführt. Die Kanüle **1202** wird in die chirurgische Stelle auf dem Patienten in einer Funktion als ein Trokar eingeführt. Das chirurgische Instrument **1200** wird dann durch das Instrumentportal **1228** in die Kanüle **1202** eingeführt, so dass die Spitze **1216** von der Öffnung **1226** in der Kanüle **1202** vorsteht.

[0030] [Fig. 4C](#) stellt einen seitlichen Querschnitt des Sondenschafts **1214** dar. Der Griff **1212** der Sonde ist mit der Schaftverrohrung **1242** verbunden. Der Isolator **1241** der Schaftverrohrung bedeckt die Schaftverrohrung. Der Isolator der Schaftverrohrung kann jedes beliebige biokompatible Material wie etwa Teflon oder jedes beliebige andere geeignete Material wie etwa Shrink Tubing sein. Der Leistungsdraht **1260** ist mit einem Leistungsvorrat (nicht gezeigt) in dem proximalen Abschnitt der Sonde und des Griffes **1212** der Sonde verbunden. Der Leistungsisolator **1267** deckt den Leistungsdraht **1260** ab und isoliert ihn. Das Material des Leistungsisolators **1267** ist vorzugsweise eine Verrohrung wie etwa Teflon oder Polyimid, kann aber ebenfalls jedes beliebige Isoliermaterial umfassen, das dem Fachmann bekannt wäre, wie etwa eine Beschichtung. Der Leistungsdraht **1260** verbindet den Leistungsvorrat mit einer aktiven Elektrode (nicht gezeigt) auf der distalen Energieanwendungsspitze **1250**. Der Leistungsdraht kann Edelstahl, Titan, Wolfram, Kupfer oder jeder beliebige andere kompatible und geeignete Leiter sein. Eine Rückleitung **1261** verbindet eine indifferente Rückleitungselektrode (in [Fig. 4](#) nicht gezeigt) mit dem Leistungsvorrat. Die Energieanwendungsspitze **1250** weist eine Energieanwendungsoberfläche **1255** auf. Die Energieanwendungsoberfläche **1255** ist konfiguriert, um eine Vielzahl von Konfigurationen wie etwa konkav, konvex oder konkav-konvex zur Lieferung von thermischer Energie an die Weichgewebestelle aufzuweisen. Die Schaftverrohrung **1242** der Sonde kann ebenfalls einen gebogenen Abschnitt **1251** aufweisen, der zum leichteren Zugang in schmale oder begrenzte Räume des Gelenks konfiguriert sein kann.

[0031] Eine weitere Ausführungsform der chirurgischen Sonde der Erfindung wird in [Fig. 5A-F](#) darge-

stellt. [Fig. 5A](#) stellt eine vereinfachte Seitenansicht der chirurgischen Sonde für die Lieferung von thermischer Energie an die Gewebestelle dar. [Fig. 5B–F](#) zeigen verschiedene alternative Ausführungsformen der Energieanwendungsspitze. Die Konfiguration des Schafts der Sonde ermöglicht dem Chirurgen, während er sich in der Operationsumgebung befindet, besseren Zugang und selektivere Kontrolle. [Fig. 5D](#) ist zum Beispiel insbesondere zur Verwendung bei einer arthroskopischen Akromioplastik geeignet, wobei das Lig. Coracoacromiale geschnitten wird und zugehörige Sehnen entfernt werden. Der rechte Winkel der Energieanwendungsspitze ermöglicht es dem Chirurgen, Zielgewebe von der Unterseite des Akromions zu schaben. Die verschiedenen anderen Konfigurationen und Geometrien der Energieanwendungsspitze wie in [Fig. 5D–F](#) gezeigt erlauben es dem Chirurgen, in einer Vielfalt von arthroskopischen Eingriffen zu operieren, um Zugang zu verschiedenen Gelenkgeometrien innerhalb des Körpers zu haben. Die Sonde kann ebenfalls plastisch sein, um dem Chirurgen die Einstellung der distalen Spitze für ein Individuum und einen Eingriff zu ermöglichen.

[0032] [Fig. 6A–C](#) stellen eine Ausführungsform der Erfindung dar und zeigen, dass die distale Energieanwendungsspitze der Sonde die Form eines „Aschenbechers“ aufweist. Bei Verwendung wird die HF-Energie kondensiert und durch Stromdichtungskanten **1549** in Richtung des Zielgewebes geleitet. Die aktive Elektrode **1540** weist durch das Bereitstellen einer scharfen Stromdichtungskante **1549**, während sie eine thermischen Energiewirkung an der Stromdichtungskante **1549** aufweist, einen weiteren mechanischen Vorteil einer größeren Schabefähigkeit auf. Der Leistungsdräht **1560** ist mit einem Leistungsisolator **1567** abgedeckt und liefert Energie an die aktive Elektrode **1540**. Es versteht sich, dass alle Stromdichtungskanten das gleiche Potential aufweisen, wobei Ablation und Vaporisierungswirkung an allen Punkten einheitlich sind. Während die HF-Energie an die aktive Elektrode geliefert wird, wird das Zielgewebe einheitlich geschnitten und von dem Gelenk entfernt. [Fig. 6C](#) zeigt ebenfalls den Leistungsdräht **1560**, der durch einen intermediären Koppelungsdräht **1580** alternativ an die distale Spitze **1540** gekoppelt ist.

[0033] Es versteht sich ebenfalls, dass die aktive Elektrode durch einen Federbügel an den Leistungsdräht hartgelötet, gehetzt, gelötet, geschweisst oder an diesem mechanisch befestigt werden kann. Ein alternatives Befestigungsmittel umfasst das Bereitstellen einer aktiven Elektrode mit einem Loch. Wenn die Elektrode erhitzt wird, erweitert sich das Loch, und der Leistungsdräht wird in das Loch eingefügt. Während sich die Elektrodenspitze abkühlt, wird sich der Durchmesser des Lochs verringern, wodurch die Elektrodenspitze wirksam an den Leistungsdräht ge-

heftet wird. Ferner kann die aktive Elektrode aus Titan, Wolfram und deren Legierungen oder Edelstahl sein, und der Leistungsdräht kann aus Edelstahl in einer Vielfalt von Zugspannungen, Titan, Kupfer oder jeden beliebigen geeigneten Legierungen davon sein.

[0034] [Fig. 7A–B](#) zeigen seitliche Ansichten und perspektivische Ansichten einer Aschenbecher-Elektrode, die zum Formen von an dem Knochen befestigten Weichgewebe oder jedem beliebigen anderen Weichgewebe innerhalb des Körpers konfiguriert ist. Die distale Energieanwendungsspitze ist bogenförmig, so dass die Schaftverrohrung zwischen 0 und 90 Grad gebogen ist. Der Schaft **1624** ist vorzugsweise 30 Grad, um einen Winkel zum Formen des Weichgewebes durch Ablation bereitzustellen. In dieser Ausführungsform ist die indirekte Elektrode **1623** aus dem distalen Abschnitt der Schaftverrohrung gebildet und elektrisch mit der Stromversorgung verbunden, um in einer einpoligen Konfiguration als Rücklauf zu wirken.

[0035] Wie in [Fig. 7A](#) gezeigt, weist die Stromdichtungskante **1629** Ausschnitte oder Spalten auf, wobei die HF-Energie hauptsächlich auf die äußeren Kanten der aktiven Elektrode fokussiert ist, wobei spezifische, an die Sonde angrenzende Bereiche des Zielgewebes erhitzt werden. Während sich der Leistungspegel der HF-Energie erhöht, wird das Zielgewebe geschnitten und in einem konsistenten Muster ablatiert, um das Gewebe entlang der Stromdichtungskante **1629** zu vaporisieren, während der Chirurg die Sonde innerhalb des chirurgischen Felds handhabt.

[0036] Unter Zuwendung auf [Fig. 8A](#) wird die distale Energieanwendungsspitze **1700** in einem detaillierten Querschnitt dargestellt. Die aktive Elektrode **1710** wird in einer Aschenbecher-Konfiguration bereitgestellt. Die Stromdichtungskanten **1719** befinden sich auf einem distalen Abschnitt der aktiven Elektrode. Spaltenabschnitte **1712** ermöglichen der HF-Energie, kondensiert und an den Stromdichtungskanten konzentriert zu werden. Die aktive Elektrode **1710** wird zur Befestigung an dem distalen Ende der Schaftverrohrung **1742** in den Isolierkragen **1715** eingefügt.

[0037] In einer einpoligen Einstellung befindet sich die indirekte Elektrode **1713** nahe dem Ende der distalen Spitze der Schaftverrohrung **1713**. Alternativ dazu kann die indirekte Elektrode **1742** aus einem Abschnitt der Schaftverrohrung **1742** gebildet sein, wodurch eine einfachere Konstruktion ermöglicht wird. Die Schaftisolierung **1741** isoliert den Schaft in Verbindung mit dem Isolierkragen **1715**. Der Leistungsdräht **1760** liefert die HF-Energie von der Leistungsversorgung an die aktive Elektrode und befindet sich innerhalb des Schaftverrohrungslumens **1780**.

Die Rückleitung **1761** ist an die indifferente Elektrode **1713** gekoppelt, um als ein Rücklauf zum Leistungsvorrat zu funktionieren.

[0038] [Fig. 8B](#)–C zeigen alternative Ausführungsformen des Schafts mit der aktiven Aschenbecher-Elektrode. [Fig. 8B](#) stellt die aktive Aschenbecher-Elektrode dar, die zum Formen des Zielgewebes konfiguriert ist. Die aktive Elektrode **1720** mit Stromdichtungskanten **1729** befindet sich auf dem distalen Abschnitt des Schafts **1724**. Die indifferente Elektrode **1723** ist durch den Isolierkragen **1725** von der aktiven Elektrode **1720** getrennt.

[0039] [Fig. 8C](#) stellt die aktive Aschenbecher-Elektrode dar, die zum Schaben von Zielgewebe vom Knochen konfiguriert ist. Die aktive Elektrode **1730** mit Stromdichtungskanten **1739** befindet sich auf dem distalen Abschnitt von Schaft **1734**. Die indifferente Elektrode **1733** ist durch den Isolierkragen **1735** von der aktiven Elektrode **1730** getrennt.

[0040] **1780** liefert HF-Energie an die aktive Elektrode **1710**. Die Stromdichtungskanten **1719** stellen eine Oberfläche zur Kondensation des Stroms bereit, wodurch Ablation und Vaporisierung des Zielgewebes verursacht werden. Die Schaftisolierung **1741** schützt und isoliert die Schaftverrohrung **1742**.

[0041] Während die Erfindung mit Bezug auf ihre bevorzugten Ausführungsformen beschrieben worden ist, versteht es sich, dass andere alternative Ausführungsformen eingeschlossen sein können. Zum Beispiel kann unter Bezugnahme auf alle der ausdrücklich offenbarten Ausführungsformen sowie aller anderen Ausführungsformen der Erfindung durch das Ersetzen der Rücklaufelektrode auf der Sonde durch eine separate Rücklaufelektrode oder alternativ einfach durch das Bereitstellen einer zusätzlichen Elektrode als eine Rücklaufelektrode auf dem Körper eines Patienten unter elektrischer Benutzung der Rückelektrode auf der Sonde monopolare Implementierung erreicht werden. Diese und verschiedene andere Modifizierungen können an der offenbarten Ausführungsform vorgenommen werden, ohne den Gegenstand der Erfindung zu verlassen.

Patentansprüche

1. Eine chirurgische Vorrichtung, die Folgendes beinhaltet:
eine Energieanwendungsspitze, die Folgendes umfasst:
eine Schaftlänge (**1214**) und
eine aktive Elektrode, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Elektrode die Form einer Schale, von dem Schaft aus offen, mit einer konvexen äußeren Oberfläche, die in einer Kante (**1549, 1629, 1719**) endet, um die elektrische Stromdichte zu kondensieren, wobei die Kante durch Spalten unterbrochen ist, auf-

weist.

2. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei die Schaftlänge einen im Wesentlichen linearen Teilabschnitt umfasst.

3. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, die ferner einen Isolierkragen, der an das distale Ende des Schafts gekoppelt ist, beinhaltet.

4. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 3, wobei die Schaftlänge eine Rücklauf-Indifferenzelektrode, die das distale Ende der Schaftlänge definiert, umfasst.

5. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 4, die ferner eine Rückleitung, die an die Rücklauf-Indifferenzelektrode gekoppelt ist, beinhaltet.

6. Chirurgische Vorrichtung gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Schaftlänge einen gekrümmten Teilabschnitt, der einen im Wesentlichen konstanten Krümmungsradius aufweist, umfasst.

7. Chirurgische Vorrichtung gemäß einem der Ansprüche 1–5, wobei die Schaftlänge einen bogenförmigen Teilabschnitt umfasst.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Glenohumerales Gelenk
Laterale (seitliche) Ansicht

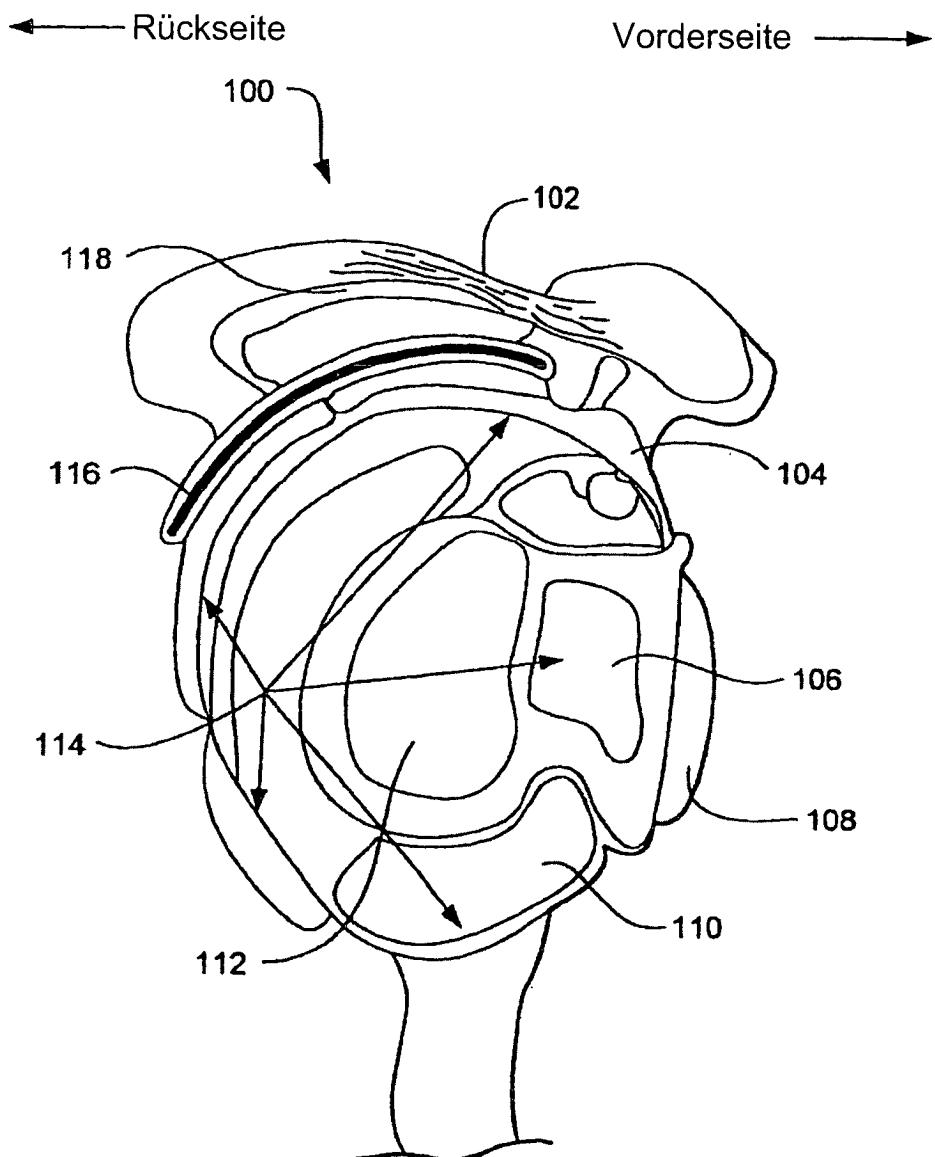


Fig. 1

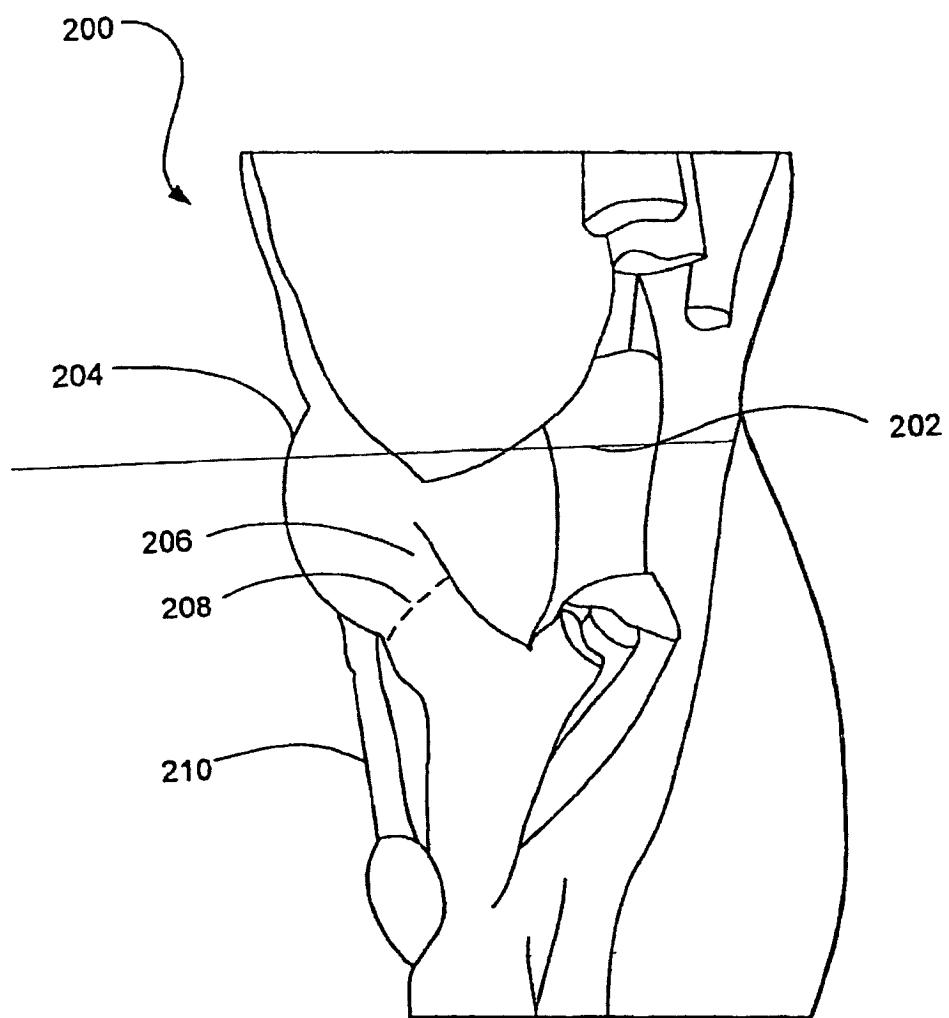


Fig. 2

Kniegelenk
(Vordere Ansicht)

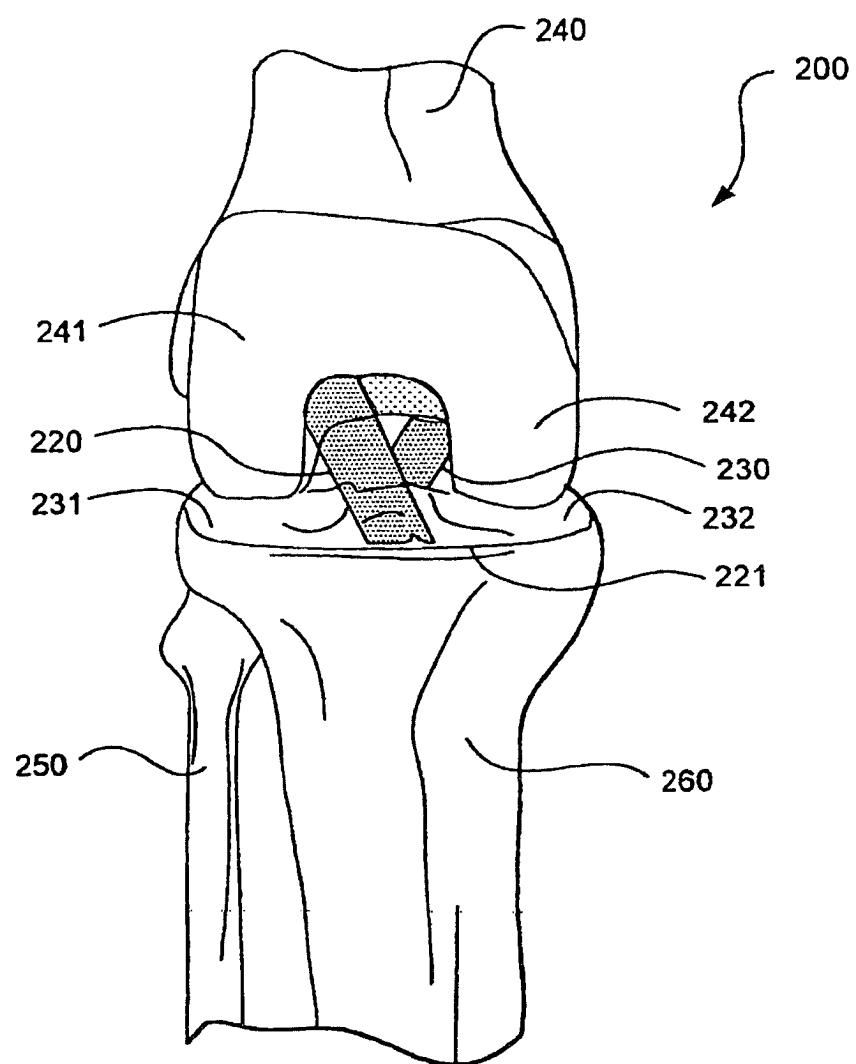


Fig. 3

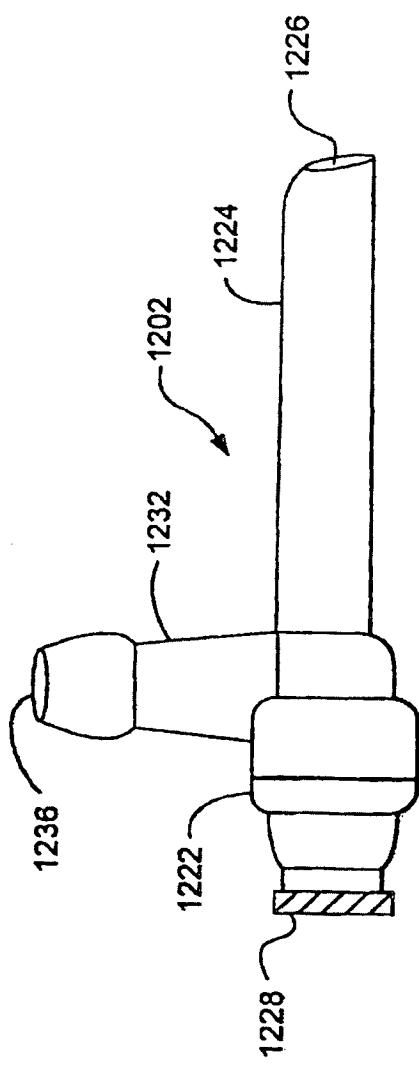


Fig. 4A

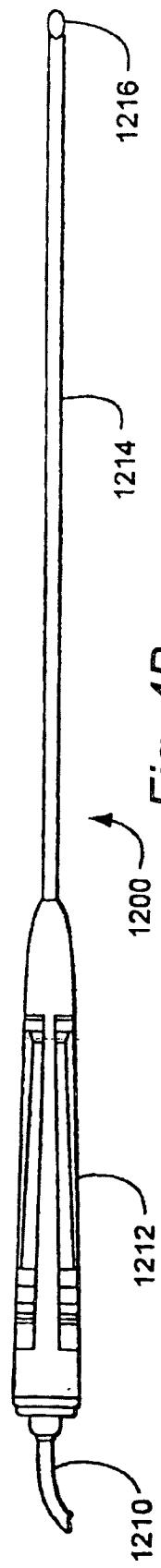


Fig. 4B

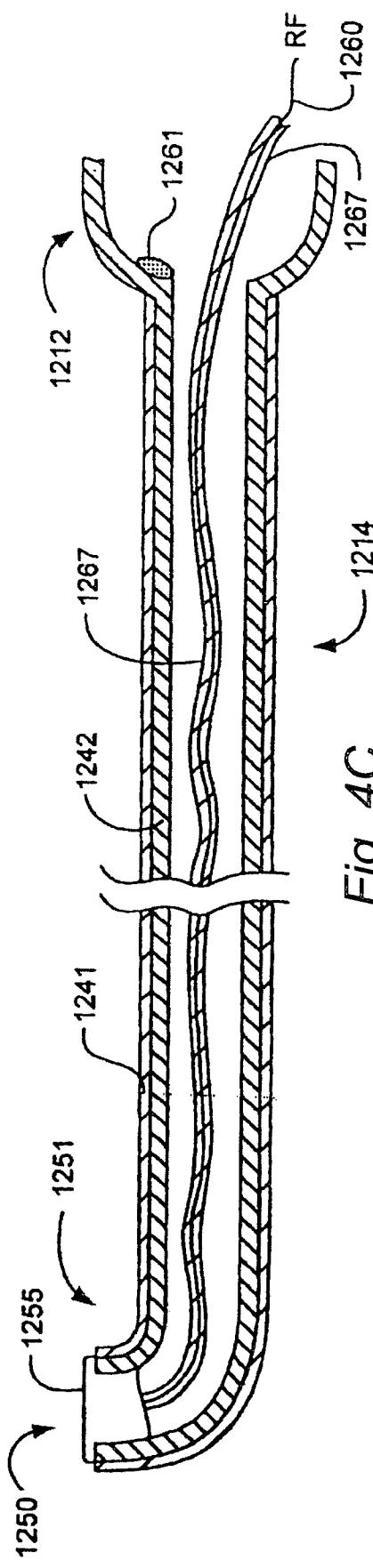


Fig. 4C

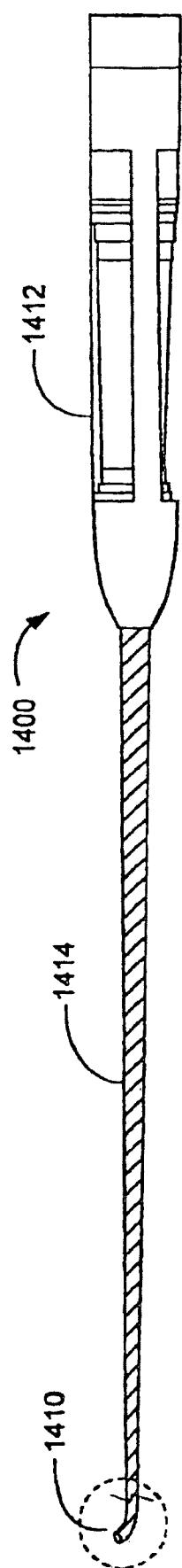


Fig. 5A

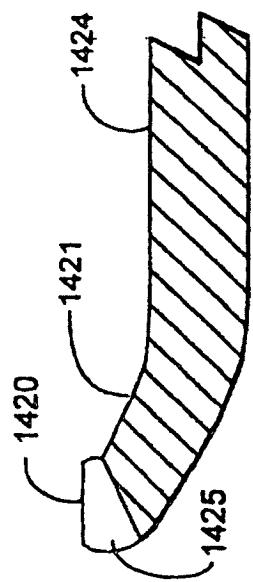


Fig. 5B

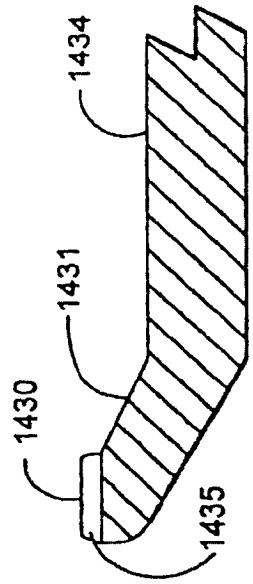


Fig. 5C

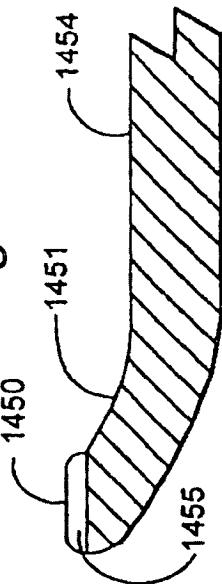


Fig. 5C

Fig. 5E



Fig. 5F

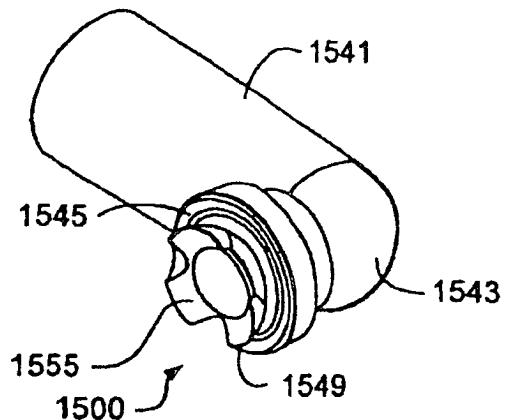


Fig. 6A

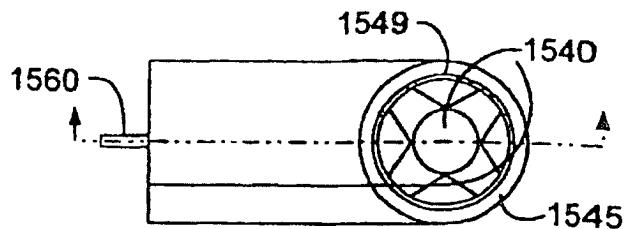


Fig. 6B

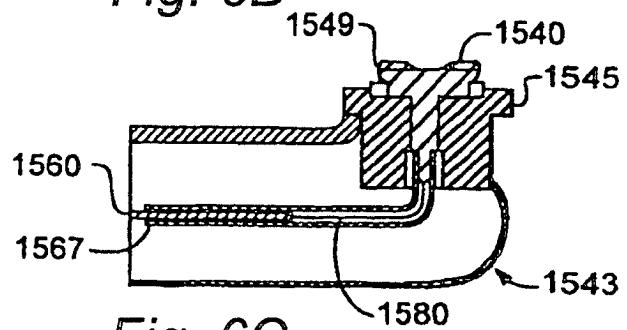


Fig. 6C

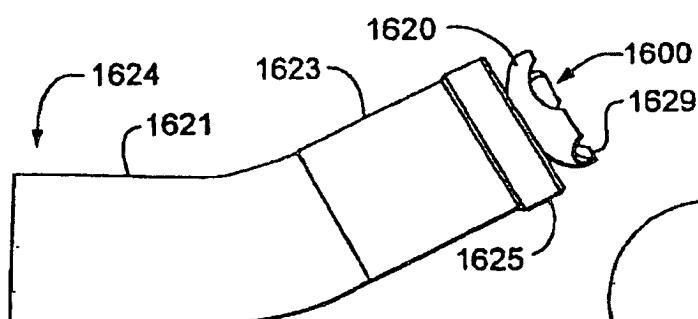


Fig. 7A

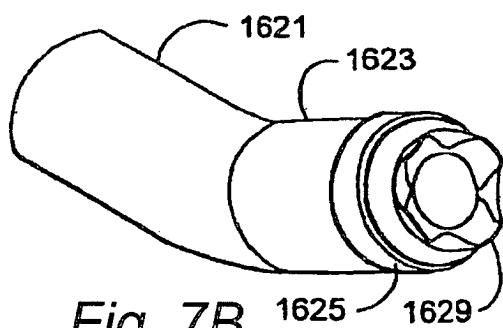


Fig. 7B

