(19) Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2006 059 379 A1** 2007.08.16

(12) # Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2006 059 379.0**
(22) Anmeldetag: **15.12.2006**
(43) Offenlegungstag: **16.08.2007**

(51) Int Cl.[8]: ***A61B 1/04*** (2006.01)
A61B 17/94 (2006.01)
A61B 17/00 (2006.01)
A61B 1/005 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
11/319,011 27.12.2005 US

(71) Anmelder:
Intuitive Surgical, Inc., Sunnyvale, Calif., US

(74) Vertreter:
Hofstetter, Schurack & Skora, 81541 München

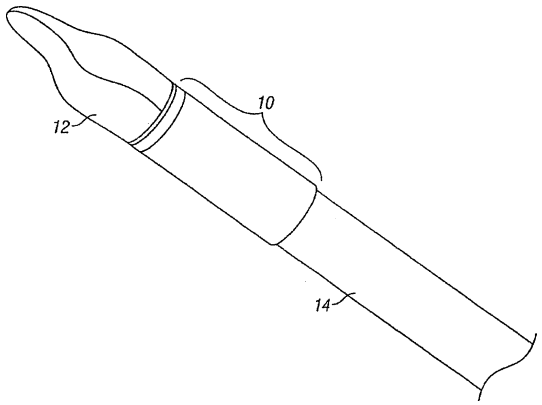
(72) Erfinder:
Hasser, Christpher J., Los Altos, Calif., US; Swarup, Nitish, Sunnyvale, Calif., US; Cooper, Thomas G., Menlo Park, Calif., US; Anderson, Christpher S., Northamton, Mass., US

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Gelenkiges und wechselbares Endoskop für einen chirurgischen Roboter**

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung richtet sich auf ein gelenkiges, minimal invasives, chirurgisches Endoskop mit einem flexiblen Handgelenk mit mindestens einem Freiheitsgrad. Wenn es mit einem chirurgischen Roboter mit einer Vielzahl von Roboterarmen verwendet wird, kann das Endoskop mit einem beliebigen der Vielzahl von Armen verwendet werden, wodurch die Verwendung einer universellen Armkonstruktion ermöglicht wird. Das Endoskop gemäß der vorliegenden Erfindung ist für einen Benutzer intuitiver gemacht, indem ein Referenzrahmen, der zum Steuern der Bewegung in dem mindestens einen Freiheitsgrad verwendet wird, am flexiblen Handgelenk für eine Handgelenkbewegung befestigt wird, die dem mindestens einen Freiheitsgrad zugeordnet ist. Das Endoskop gemäß der vorliegenden Erfindung dämpft eine unerwünschte Bewegung an seinem hinteren/proximalen Ende durch Aufnahmen des Bildes des Objekts im Zusammenhang mit dem mindestens einen Freiheitsgrad auf der Basis eines Referenzrahmens, der sich um einen Drehpunkt dreht, der nahe dem flexiblen Handgelenk liegt.



Beschreibung

[0001] Diese Anmeldung ist eine Teilfortführung der Patentanmeldung mit der Ser.-Nr. 11/071 480, eingereicht am 3. März 2005, die eine Teilfortführung der Patentanmeldung mit der Ser.-Nr. 10/726 795, eingereicht am 2. Dez. 2003 ist, die die Priorität von der vorläufigen Anmeldung Nr. 60/431 636, eingereicht am 6. Dezember 2002, beansprucht. Diese Anmeldung ist auch eine Teilfortführung der Patentanmeldung mit der Ser.-Nr. 10/980 119, eingereicht am 1. November 2004, die eine Fortführung des US-Patents Nr. 6 817 974, herausgegeben am 16. November 2004, ist, die die Priorität von der vorläufigen Anmeldung Nr. 60/301 967, eingereicht am 29. Juni 2001, und der vorläufigen Anmeldung Nr. 60/327 702, eingereicht am 5. Oktober 2001, beansprucht. Diese Anmeldung betrifft die folgenden Patente und Patentanmeldungen, deren vollständige Offenbarungen durch den Hinweis hierin aufgenommen werden:
US-Patent Nr. 6 699 235 mit dem Titel "Platform Link Wrist Mechanism", herausgegeben am 2. März 2004;
US-Patent Nr. 6 786 896 mit dem Titel "Robotic Apparatus", herausgegeben am 7. September 2004;
US-Patent Nr. G 331 181 mit dem Titel "Surgical Robotic Tools, Data Architecture, and Use", herausgegeben am 18. Dezember 2001;
US-Patent Nr. 6 799 065 mit dem Titel "Image Shifting Apparatus and Method for a Telerobotic System", herausgegeben am 28. September 2004;
US-Patent Nr. 6 720 988 mit dem Titel "Stereo Imaging System and Method for Use in Telerobotic System", herausgegeben am 13. April 2004;
US-Patent Nr. 6 714 839 mit dem Titel "Master Having Redundant Degrees of Freedom", herausgegeben am 30. März 2004;
US-Patent Nr. 6 659 939 mit dem Titel "Cooperative Minimally Invasive Telesurgery System", herausgegeben am 9. Dezember 2003;
US-Patent Nr. 6 424 885 mit dem Titel "Camera Referenced Control in a Minimally Invasive Surgical Apparatus", herausgegeben am 23. Juli 2002;
US-Patent Nr. 6 394 998 mit dem Titel "Surgical Tools for Use in Minimally Invasive Telesurgical Applications", herausgegeben am 28. Mai 2002; und
US-Patent Nr. 5 808 665 mit dem Titel "Endoscopic Surgical Instrument and Method for Use", herausgegeben am 15. September 1998; und
US-Patent Nr. 6 522 906 mit dem Titel "Devices and Methods for Presenting and Regulating Auxiliary Information on An Image Display of a Telesurgical System to Assist an Operator in Performing a Surgical Procedure", herausgegeben am 18. Februar 2003.
US-Patent Nr. 6 364 888 mit dem Titel "Alignment of Master and Slave in a Minimally Invasive Surgical Apparatus", herausgegeben am 2. April 2002.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Die vorliegende Erfindung betrifft im Allgemeinen Endoskope und insbesondere lenkbare/gelenkige und wechselbare Endoskope zum Durchführen einer Roboteroperation. Fortschritte in der minimal invasiven chirurgischen Technologie konnten die Anzahl von in einer minimal invasiven Weise durchgeführten Operationen drastisch erhöhen. Minimal invasive medizinische Verfahren sind auf die Verringerung der Menge an äußerem Gewebe, das während diagnostischer oder chirurgischer Eingriffs beschädigt wird, gezielt, wodurch die Patientenerholungszeit, die Unannehmlichkeit und schädliche Nebenwirkungen verringert werden. Die mittlere Länge eines Krankenhausaufenthalts für eine Standardchirurgie kann auch unter Verwendung von minimal invasiven chirurgischen Verfahren signifikant verkürzt werden. Folglich könnte eine verstärkte Übernahme von minimal invasiven Verfahren Millionen von Krankenhaustagen und Millionen von Dollars jährlich an Krankenhausaufenthaltskosten allein einsparen. Die Patientenerholungszeiten, die Patientenunannehmlichkeit, chirurgische Nebenwirkungen und die Fehlzeit von der Arbeit können auch mit der minimal invasiven Chirurgie verringert werden.

[0003] Die üblichste Form der minimal invasiven Chirurgie kann die Endoskopie sein. Die wahrscheinlich üblichste Form der Endoskopie ist die Laparoskopie, die eine minimal invasive Untersuchung und Operation innerhalb der Bauchhöhle ist. In der Standard-Laparoskopchirurgie wird der Bauch eines Patienten mit einem Gas aufgeblasen und Kanülenhülsen werden durch kleine (ungefähr 1/2 Inch) Einschnitte geführt, um Eintrittsöffnungen für laparoskopische Operationsinstrumente zu schaffen. Die laparoskopischen Operationsinstrumente umfassen im Allgemeinen ein Laparoskop (zum Betrachten des Operationsfeldes) und Arbeitswerkzeuge. Die Arbeitswerkzeuge sind ähnlich zu jenen, die bei der herkömmlichen (offenen) Chirurgie verwendet werden, außer dass das Arbeitsende oder der Endeffektor jedes Werkzeugs von seinem Griff durch eine Verlängerungsröhre getrennt ist. Wie hierin verwendet, bedeutet der Begriff "Endeffektor" den tatsächlichen Arbeitsteil des Operationsinstruments und kann beispielsweise Klemmen, Greifer, eine Schere, Klammern und Nadelhalter umfassen. Um chirurgische Eingriffe durchzuführen, führt der Chirurg diese Arbeitswerkzeuge oder Instrumente durch die Kanülenhülsen zu einem inneren Operationsort und betätigt sie von außerhalb des Bauchs. Der Chirurg überwacht den Eingriff mittels eines Monitors, der ein Bild des Operationsorts anzeigt, das vom Laparoskop aufgenommen wird. Ähnliche Endoskopverfahren werden z.B. bei der Arthroskopie, Retroperitoneoskopie, Pelviskopie, Nephroskopie, Zystoskopie, Zisternoskopie, Sinoskopie, Hysteroskopie, Urethroskopie und dergleichen verwendet.

[0004] Es bestehen viele Nachteile hinsichtlich der aktuellen minimal invasiven chirurgischen (MIS)

Technologie. Existierende MIS-Instrumente verwehren beispielsweise dem Chirurgen die Flexibilität der Werkzeuganordnung, die bei der offenen Chirurgie zu finden ist. Die meisten derzeitigen Laparoskopwerkzeuge besitzen starre Schäfte, so dass es schwierig sein kann, sich der Arbeitsstelle durch den kleinen Einschnitt zu nähern. Außerdem verringert die Länge und Konstruktion von vielen Endoskopinstrumenten die Fähigkeit des Chirurgen, Kräfte zu spüren, die durch Gewebe und Organe auf den Endeffektor des zugehörigen Werkzeugs ausgeübt werden. Der Mangel an Geschicklichkeit und Empfindlichkeit von Endoskopwerkzeugen ist eine Hauptbehinderung für die Erweiterung der minimal invasiven Chirurgie.

[0005] Minimal invasive telechirurgische Robotersysteme werden entwickelt, um die Geschicklichkeit eines Chirurgen beim Arbeiten innerhalb eines internen Operationsorts zu steigern sowie einem Chirurgen zu ermöglichen, einen Patienten von einem entfernten Ort aus zu operieren. In einem Telechirurgiesystem wird der Chirurg häufig mit einem Bild des Operationsorts an einem Computerarbeitsplatzrechner versehen. Während er ein dreidimensionales Bild des Operationsorts auf einer geeigneten Betrachtungsvorrichtung oder Anzeige betrachtet, führt der Chirurg die chirurgischen Eingriffe am Patienten durch Bedienen von Master-Eingabe- oder -Steuervorrichtungen des Arbeitsplatzrechners durch. Der Master steuert die Bewegung eines servomechanisch bedienten chirurgischen Instruments. Während des chirurgischen Eingriffs kann das telechirurgische System eine mechanische Betätigung und Steuerung einer Vielfalt von chirurgischen Instrumenten oder Werkzeugen mit Endeffektoren, wie z.B. Gewebegreifern, Nadelantriebsvorrichtungen oder dergleichen, die verschiedene Funktionen für den Chirurgen durchführen, z.B. Halten oder Antreiben einer Nadel, Ergreifen eines Blutgefäßes oder Durchschneiden von Gewebe oder dergleichen, in Reaktion auf die Bedienung der Master-Steuervorrichtungen bereitstellen. Obwohl minimal invasive chirurgische Robotersysteme, wie z.B. das Da Vinci® von Intuitive Surgical Inc. in Sunnyvale, Kalifornien, Chirurgen mit viel mehr Gelenkigkeit und 2D- und 3D-Videobildern mit stark verbesserter Qualität während Operationen als herkömmliche Laparoskopie versehen können, können derzeit solche chirurgischen Robotersysteme hinsichtlich der Flexibilität in bestimmten Funktionen begrenzter sein. Insbesondere aufgrund ihrer Größe und ihres Gewichts muss eine chirurgische Roboterarchitektur mit einem "zweckgebundenen" Roboterarm das Endoskop und seinen Kamerakopf halten, wie z.B. jene, die im US-Patent Nr. 6 451 027 beschrieben ist. Folglich können Chirurgen das Endoskop nicht zwischen den Öffnungen auswechseln, wie es typischerweise bei der herkömmlichen Laparoskopie vorkommt. Überdies verursachen die Größe und das Gewicht des Endoskops eine Schwierigkeit bei der Demontage und manuellen Steuerung des Endoskops, insbesondere um schwierig zu erreichende oder verborgene Bereiche zu sehen. Dieser Verlust an Flexibilität bedeutet, dass, obwohl sich minimal invasive chirurgische Robotersysteme in schwierigen rekonstruktiven Operationen in begrenzten Bereichen wie z.B. dem Herzen und dem Becken auszeichnen, sie für Eingriffe, die einen Zugang zu großen anatomischen Bereichen (z.B. mehreren Quadranten des Bauchs) und/oder einen Zugang aus verschiedenen Richtungen beinhalten, weniger anwendbar werden.

[0006] Ferner sind derzeitige Roboterendoskope starr, wobei sie entweder geradeaus (d.h. Winkel von Null (0) Grad) oder in einem Winkel von dreißig (30) Grad von der langen Achse des Endoskops zeigen, was dem Chirurgen ermöglicht, leichter nach unten oder oben zu blicken. Während vieler chirurgischer Eingriffe kann der Chirurg folglich zahlreiche Male zwischen einem Geradeaus-Endoskop und einem Dreißig-Grad-Endoskop hin und her wechseln müssen, um verschiedene Perspektiven innerhalb des Operationsorts zu erhalten. Ein solcher Endoskopwechsel erhöht die Dauer des chirurgischen Eingriffs, die Operations- und logistische Komplexität und sogar Sicherheitsbelange. Selbst mit dem Endoskopwechsel ist der Chirurg jedoch immer noch auf nur einige visuelle Perspektiven und daher einen kleineren Bereich an Sichtbarkeit begrenzt. Außerdem kann der Chirurg immer noch daran gehindert werden, eine gewünschte Sicht der Körpergewebe zu erhalten, die um Hindernisse (z.B. während gynäkologischer Eingriffe) oder zwischen Geweben verborgen sind, was eine gewisse Tunnelführung erfordert (z.B. während einer Vorhoffibrillation oder einer Endoluminaldiagnose und -behandlung).

[0007] Folglich existiert ein Bedarf für ein chirurgisches Roboterendoskopsystem und ein Verfahren, das die Vereinfachung von zukünftigen chirurgischen Roboterarchitekturen ermöglicht, eine flexiblere Öffnungsanordnung vorsieht, einen größeren Sichtbarkeitsbereich bereitstellt, mehrere visuelle Perspektiven ohne zusätzliche Operations- und logistische Komplexität oder Sicherheitsbelange bereitstellt und die am meisten erwünschte Ansicht von verborgenen Körpergeweben bereitstellt.

KURZE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0008] Folglich stellt die vorliegende Erfindung ein gelenkiges und wechselbares chirurgisches Roboterendoskopsystem und ein Verfahren bereit, das die Vereinfachung von zukünftigen chirurgischen Roboterarchitekturen ermöglicht, eine flexiblere Öffnungsanordnung vorsieht, einen größeren Sichtbarkeitsbereich bereitstellt, mehrere visuelle Perspektiven ohne zusätzliche Operations- und logistische Komplexität oder Sicherheitsbelange bereitstellt und die am meis-

ten erwünschte Ansicht von verborgenen Körpergeweben bereitstellt.

[0009] Die vorliegende Erfindung erfüllt den obigen Bedarf mit einem minimal invasiven gelenkigen chirurgischen Endoskop mit einem länglichen Schaft, einem flexiblen Handgelenk, einer Endoskopkameralinse und einer Vielzahl von Betätigungsverbindungen. Der längliche Schaft besitzt ein Arbeitsende, ein proximales Ende und eine Schaftachse zwischen dem Arbeitsende und dem proximalen Ende. Das flexible Handgelenk besitzt ein distales Ende und ein proximales Ende. Das proximale Ende des Handgelenks ist mit dem Arbeitsende des länglichen Schafts verbunden. Die Endoskopkameralinse ist am distalen Ende des Handgelenks installiert. Die Vielzahl von Betätigungsverbindungen sind zwischen dem Handgelenk und dem proximalen Ende des länglichen Schafts derart verbunden, dass die Verbindungen betätigbar sind, um das Handgelenk mit mindestens einem Freiheitsgrad zu versehen (z.B. sowohl Handgelenkschwenk – als auch – gierungsbewegungen), wobei ein Referenzrahmen, der zum Steuern der Bewegung in dem mindestens einen Freiheitsgrad verwendet wird, am flexiblen Handgelenk für eine Handgelenkbewegung angebracht ist, die dem mindestens einen Freiheitsgrad zugeordnet ist, um mehr Intuition für den Benutzer während der Bewegung in dem mindestens einen Freiheitsgrad vorzusehen. Dagegen ist der Referenzrahmen, der zum Steuern anderer Freiheitsgrade (z.B. Einführungs/Herauszieh-Bewegung im kartesischen Raum und Schaftdrehung) verwendet wird, die dem Endoskop zugeordnet sind, am Objekt befestigt. Das minimal invasive gelenkige chirurgische Endoskop ist mit irgendeinem der Vielzahl von Armen lösbar gekoppelt und ist so ausgelegt, dass es zwischen der Vielzahl von Armen gewechselt wird, so dass eine Standardarmkonstruktion für das chirurgische Robotersystem verwendet wird.

[0010] Wenn das gelenkige chirurgische Endoskop verwendet wird, um ein Bild (z.B. ein Orbitalbild) einer Anatomie in Zusammenhang mit dem mindestens einen Freiheitsgrad aufzunehmen, ist der Referenzrahmen für ein solches Bild einer, der sich um einen Drehpunkt dreht, der nahe dem flexiblen Handgelenk liegt, um eine unerwünschte Bewegung am proximalen Ende des Endoskops zu minimieren. Eine solche unerwünschte Bewegung wird weiter gedämpft, wenn der zum Steuern des mindestens einen Freiheitsgrades verwendete Referenzrahmen am flexiblen Handgelenk befestigt ist.

[0011] Alle Merkmale und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden aus der folgenden ausführlichen Beschreibung ihrer bevorzugten Ausführungsbeispiele ersichtlich, deren Beschreibung in Verbindung mit den zugehörigen Zeichnungen betrachtet werden sollte.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0012] Fig. 1 ist eine Perspektive eines Operationswerkzeugs gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0013] Fig. 2 ist eine Querschnittsansicht eines Handgelenks gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung.

[0014] Fig. 3 ist eine Querschnittsansicht des Handgelenks von Fig. 2 entlang III-III.

[0015] Fig. 4 ist eine perspektivische Ansicht eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0016] Fig. 4A und Fig. 4B sind eine Draufsicht bzw. eine Aufrissansicht eines distalen Teils eines Beispiels eines Handgelenks ähnlich jenem von Fig. 4, die Details der Seilanordnung zeigen.

[0017] Fig. 5 ist eine perspektivische Ansicht eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0018] Fig. 6 ist eine Draufsicht auf ein Handgelenk gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0019] Fig. 7 ist eine Querschnittsansicht eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0020] Fig. 8 ist eine Draufsicht auf ein Handgelenk gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0021] Fig. 9 ist eine Aufrissansicht des Handgelenks von Fig. 8 mit einem Werkzeugschaft und einer Kardanplatte.

[0022] Fig. 10 ist eine Draufsicht auf ein Handgelenk gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0023] Fig. 11 ist eine Aufrissansicht des Handgelenks von Fig. 10.

[0024] Fig. 12 ist eine Aufrissansicht eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0025] Fig. 13 ist eine Draufsicht auf ein Handgelenk gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0026] Fig. 14 ist eine Querschnittsansicht eines Teils eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0027] Fig. 15 ist eine teilweise Schnittansicht des Handgelenks von Fig. 14 beim Biegen.

[0028] Fig. 16 ist eine perspektivische Ansicht eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0029] Fig. 17 ist eine Draufsicht auf das Handgelenk von Fig. 16.

[0030] Fig. 18 ist eine Querschnittsansicht eines Teils eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0031] Fig. 19 ist eine perspektivische Ansicht eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0032] Fig. 20 ist eine Draufsicht auf ein Handgelenk gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0033] Fig. 21 ist eine perspektivische Ansicht eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0034] Fig. 22 ist eine Querschnittsansicht eines Teils eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0035] Fig. 23 und Fig. 24 sind Draufsichten auf die Scheiben in dem Handgelenk von Fig. 22.

[0036] Fig. 25 ist eine perspektivische Ansicht eines äußeren Stücks für das Handgelenk von Fig. 22.

[0037] Fig. 26 ist eine Querschnittsansicht des äußeren Stücks von Fig. 25.

[0038] Fig. 27 ist eine perspektivische Ansicht eines Handgelenks gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0039] Fig. 28 ist eine Querschnittsansicht einer Handgelenkabdeckung gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0040] Fig. 29 ist eine Querschnittsansicht einer Handgelenkabdeckung gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0041] Fig. 30 ist eine perspektivische Ansicht eines Teils einer Handgelenkabdeckung gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0042] Fig. 31 stellt ein Ausführungsbeispiel eines gelenkigen Endoskops, das bei der minimal invasiven Roboterchirurgie verwendet wird, gemäß der vorliegenden Erfindung dar.

[0043] Fig. 32 stellt einen Katheter **321** dar, der mit dem Endoskop **310** durch eine Reihe von lösbaren Klemmen **320** lösbar gekoppelt ist.

[0044] Fig. 33 stellt eine Katheterführung **331** dar, die mit dem Endoskop **310** durch eine Reihe von lösbaren Klemmen **320** lösbar gekoppelt ist.

[0045] Fig. 34 ist ein Videoblockdiagramm, das ein Ausführungsbeispiel der Videoverbindungen gemäß der vorliegenden Erfindung darstellt.

[0046] Fig. 35 stellt ein Ausführungsbeispiel eines gelenkigen Endoskops, das bei der minimal invasiven Roboterchirurgie verwendet wird, gemäß der vorliegenden Erfindung dar.

[0047] Fig. 36 ist eine einfache beispielhafte Darstellung von intuitiv gegenüber gegenintuitiv relativ zu verschiedenen Referenzrahmen für ein minimal invasives Roboterendoskop.

[0048] Fig. 37 stellt die verschiedenen potentiellen Drehpunkte für das Endoskop **310"** gemäß der vorliegenden Erfindung dar.

[0049] Fig. 38 stellt die zwei Master-Eingabevorrichtungen dar, die virtuell kombiniert sind, um in einer ähnlichen Weise zu einer Fahrradlenkstange zu arbeiten.

GENAUE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0050] Wie hierin verwendet, bezieht sich "Endeffektor" auf einen tatsächlichen distalen Arbeitsteil, der mittels des Handgelenkelements für eine medizinische Funktion, z.B. zum Bewirken einer vorbestimmten Behandlung eines Zielgewebes, bedienbar ist. Einige Endeffektoren besitzen beispielsweise ein einzelnes Arbeitselement wie z.B. ein Skalpell, eine Klinge oder eine Elektrode. Andere Endeffektoren besitzen ein Paar oder eine Vielzahl von Arbeitselementen, wie beispielsweise Zangen, Greifer, Scheren oder Klemmenanbringvorrichtungen. In bestimmten Ausführungsbeispielen sind die Scheiben oder Wirbel so gestaltet, dass sie Öffnungen aufweisen, die gemeinsam ein Längslumen oder einen Längsraum entlang des Handgelenks definieren, der einen Kanal für irgendeines von einer Anzahl von alternativen Elementen oder Instrumentalitäten bereitstellt, die zur Bedienung eines Endeffektors gehören. Beispiele umfassen Leiter für elektrisch aktivierte Endeffektoren (z.B. elektrochirurgische Elektroden; Wandler, Sensoren und dergleichen); Kanäle für Fluide, Gase oder Feststoffe (z.B. zum Saugen, Aufblasen, Spülen, für Behandlungsfluide, Zubehöreinleitung, Biopsieentnahme und dergleichen); mechanische Elemente zum Betätigen von sich bewegenden Endeffektorelementen (z.B. Seile, flexible Elemente oder gelenkige Elemente zum Betätigen von Greifern,

Zangen, Scheren); Wellenleiter; Schallleitungselemente; faseroptische Elemente; und dergleichen. Ein solcher Längskanal kann mit einer Auskleidung, einem Isolator oder einem Führungselement, wie z.B. einer elastischen Polymerröhre; einem einer mit Spiraldraht umwickelten Röhre oder dergleichen, versehen sein.

[0051] Wie hierin verwendet, beziehen sich die Begriffe "chirurgisches Instrument", "Instrument", "Operationswerkzeug" oder "Werkzeug" auf ein Element mit einem Arbeitsende, das einen oder mehrere zu einem Operationsort in einem Hohlraum eines Patienten einzuführende Endeffektoren trägt und von außerhalb des Hohlraums betätigbar ist, um den (die) Endeffektor(en) zu bedienen, um eine gewünschte Behandlung oder medizinische Funktion eines Zielgewebes am Operationsort zu bewirken. Das Instrument oder Werkzeug umfasst typischerweise einen Schaft, der den (die) Endeffektor(en) an einem distalen Ende trägt, und wird vorzugsweise durch ein telechirurgisches System servomechanisch betätigt, um Funktionen, wie z.B. Halten oder Antreiben einer Nadel, Greifen eines Blutgefäßes und Durchschneiden von Gewebe, durchzuführen.

[0052] Die hierin beschriebenen verschiedenen Ausführungsbeispiele des flexiblen Handgelenks sollen relativ kostengünstig herzustellen sein und zur Verwendung für die Kauterisation in der Lage sein, obwohl sie nicht auf die Verwendung zur Kauterisation begrenzt sind. Für MIS-Anwendungen ist der Durchmesser des einführbaren Teils des Werkzeugs klein, typischerweise etwa 12 mm oder geringer und vorzugsweise etwa 5 mm oder geringer, um kleine Einschnitte zu gestatten. Es sollte selbstverständlich sein, dass, obwohl die im Einzelnen beschriebenen Beispiele diesen Größenbereich darstellen, die Ausführungsbeispiele so skaliert werden können, dass sie größere oder kleinere Instrumente umfassen.

[0053] Einige der Handgelenkausführungsbeispiele verwenden eine Reihe von Scheiben oder ähnlichen Elementen, die sich in einer schlangenartigen Weise bewegen, wenn sie hinsichtlich Schwenken und Gierung bewegt werden (z.B. **Fig. 14** und **Fig. 22**). Die Scheiben sind ringförmige Scheiben und können kreisförmige Innen- und Außendurchmesser aufweisen. Typischerweise umfassen diese Handgelenke jeweils eine Reihe von Scheiben, beispielsweise etwa dreizehn Scheiben, die etwa 0,005 Inch bis etwa 0,030 Inch dicke, geätzte Edelstahlscheiben sein können. Dünnere Scheiben können in der Mitte verwendet werden, während dickere Scheiben für die Endbereiche für zusätzliche Festigkeit erwünscht sind, um Seilkräfte zu absorbieren, wie z.B. jene, die an den Seil-U-Windungen um die Endscheibe aufgebracht werden. Die Endscheibe kann eine Senkbohrung (z.B. etwa 0,015 Inch tief) umfassen, in die die zentrale Feder passt, um die Last von den Seilen in einen Druck der zentralen Feder zu übertragen. Die Scheiben können auf eine innere Feder gefädelt werden, die als Lumen zum Ziehen von Seilen für einen Endeffektor wie z.B. einen Greifer, eine Kauterisationsverbindung oder ein Halteseil zum Halten einer Spitze daran wirkt. Die innere Feder stellt auch axiale Steifigkeit bereit, so dass die Greifer- oder Halteseilkräfte das Handgelenk nicht verzerren. In einigen Ausführungsbeispielen umfassen die Scheiben ein Paar von gegenüberliegend angeordneten inneren Ansätzen oder Zungen, die durch die innere Feder festgehalten werden. Die innere Feder liegt auf einer festen Höhe (die Drähte von aufeinander folgenden Schraubensteigungen liegen miteinander in Kontakt, wenn die Feder nicht ausgelenkt ist), außer an Stellen, an denen die Ansätze der Scheiben eingefügt sind, um Spalte in der Feder zu erzeugen. Die Scheiben wechseln in der Richtung der Ansätze ab, um eine abwechselnde Schwenk- und Gierungsdrehung zu ermöglichen. Eine typische innere Feder ist aus einem Draht mit einem Durchmesser von 0,01 Inch hergestellt und benachbarte Scheiben sind durch vier Federwendeln voneinander beabstandet. Wenn die Feder aus einem an der Kante gewickelten Flachdraht (wie ein Slinky) hergestellt ist, kann eine hohe axiale Kraft durch die Seile aufgebracht werden, ohne zu verursachen, dass benachbarte Wendeln übereinander springen.

[0054] In einigen Ausführungsbeispielen besitzt jede Scheibe zwölf gleichmäßig beabstandete Löcher zum Aufnehmen von Betätigungsseilen. Drei Seile reichen aus, um das Handgelenk in einer beliebigen gewünschten Richtung zu biegen, wobei die Spannungen an den einzelnen Seilen koordiniert werden, um die gewünschte Biegebewegung zu erzeugen. Aufgrund des kleinen Handgelenkdurchmessers und der auf das Handgelenk durch chirurgische Kräfte ausgeübten Momente ist die Spannung in den drei Seilen ziemlich groß. Mehr als drei Seile werden typischerweise verwendet, um die Spannung in jedem Seil zu verringern (einschließlich zusätzlicher Seile, die für Steuerungszwecke redundant sind). In einigen nachstehend dargestellten Beispielen werden zwölf oder mehr Seile verwendet (siehe Erörterung von **Fig. 4** nachstehend). Um die Seile anzutreiben, kann eine Kardanplatte oder Schwingplatte verwendet werden. Die Kardanplatte verwendet zwei Standardeingänge, um die Seile zu bedienen, um das Handgelenk in beliebigen Winkeln relativ zu den Schwenk- und Gierungsachsen zu biegen.

[0055] Einige Handgelenke sind aus einem röhrenförmigen Element gebildet, das ausreichend flexibel ist, um sich hinsichtlich Schwenken und Gierung zu biegen (z.B. **Fig. 2** und **Fig. 4**). Eine innere Feder kann enthalten sein. Das röhrenförmige Element kann Ausschnitte umfassen, um die strukturelle Steifigkeit zu verringern, um die Biegung zu erleichtern (z.B. **Fig. 5** und **Fig. 19**). Eine Weise, das Handge-

lenk herzustellen, besteht darin, Draht- und Hyporöhrendorne in das mittlere Loch und die Betätigungsdrahtlöcher einzusetzen. Eine Form kann hergestellt werden und die Baugruppe kann mit einem zweiteiligen Platinhärtungs-Silikonkautschuk, der im Ofen gehärtet wird (z.B. bei etwa 165 °C) überformt werden. Die Dorne werden nach dem Formen herausgezogen, um Kanäle zu erzeugen, um das mittlere Lumen und periphere Lumen für die Zugseile zu bilden. In dieser Weise besitzt das Handgelenk keine freiliegenden Metallteile. Der Kautschuk kann einem Autoklaven standhalten und kann der Dehnung während der Handgelenkbiegung, die typischerweise etwa 30 % Dehnung ist, standhaften.

[0056] In speziellen Ausführungsbeispielen umfasst das röhrenförmige Element eine Vielzahl von axialen Gleitelementen mit jeweils einem Lumen zum Aufnehmen eines Betätigungsseils (z.B. Fig. 8). Das röhrenförmige Element kann durch eine Vielzahl von axialen Federn mit Wendeln, die mit den Wendeln von benachbarten Federn überlappen, gebildet werden, um Lumina zur Aufnahme der Betätigungsseile bereitzustellen (z.B. Fig. 10). Das röhrenförmige Element kann durch einen Stapel von Wellenfedern gebildet werden (z.B. Fig. 12). Die Lumina im röhrenförmigen Element können durch Innenseiten von axialen Federn gebildet werden (z.B. Fig. 16). Das Äußere des röhrenförmigen Elements kann geflochten werden, um Torsionssteifigkeit bereitzustellen (z.B. Fig. 27).

A. Handgelenk mit Drähten die durch eine Drahtumhüllung abgestützt sind

[0057] Fig. 1 zeigt ein Handgelenk **10**, das zwischen einem distalen Endeffektor **12** und einem proximalen Werkzeugschaft oder einer Hauptröhre **14** für ein chirurgisches Werkzeug verbunden ist. Der gezeigte Endeffektor **12** umfasst Griffe **16**, die an einem distalen Gabelkopf **18** montiert sind, wie am besten in Fig. 2 zu sehen. Der distale Gabelkopf **18** umfasst Seitenzugangsschlitze **20**, die distale Klemmverbindungen **22** einer Vielzahl von Drähten oder Seilen **24** aufnehmen, die proximal mit Hyporöhren **26** verbinden, die sich durch eine Plattform oder Führung **30** und das Innere des Werkzeugschafts **14** erstrecken. Die Führung **30** orientiert die Hyporöhren **26** und die Drahtanordnung und ist am Werkzeugschaft **14** des Instruments befestigt. Die Führung **30** leitet auch die Rollbewegung des Handgelenks **10** ein, wenn der Werkzeugschaft **14** hinsichtlich Rollen bewegt wird. Die Seitenzugangsschlitze **20** ermöglichen herkömmlicherweise, dass die Klemmverbindungen **22** an die Stelle gepresst werden. Andere Weisen zum Befestigen der Drähte 24 am distalen Gabelkopf **18** wie z.B. Laserschweißen können natürlich in anderen Ausführungsbeispielen verwendet werden.

[0058] Fig. 2 und Fig. 3 zeigen vier Drähte **24**, aber eine andere Anzahl von Drähten kann in einem anderen Ausführungsbeispiel verwendet werden. Die Drähte **24** können aus Nitinol oder anderen geeigneten Materialien bestehen. Die Drähte **24** erzeugen die Verbindung des Handgelenks **10** und sind zwischen dem distalen Gabelkopf **18** und den Hyporöhren **26** starr befestigt. Eine Drahtumhüllung **34** ist um die Drähte **24** ähnlich einer Schraubenfeder gewickelt und erstreckt sich zwischen dem distalen Gabelkopf **18** und den Hyporöhren **26**. Die Schrumpfröhre **36** bedeckt die Drahtumhüllung **34** und Teile des distalen Gabelkopfs **18** und der Führung **30**. Die Drahtumhüllung **34** und die Schrumpfröhre **36** haften die Drähte **24** in festen Abständen voneinander, wenn die Hyporöhren **26** geschoben und gezogen werden, um zu bewirken, dass sich das Handgelenk **10** hinsichtlich Schwenken und Gierung bewegt. Sie stellen auch eine Torsions- und allgemeine Steifigkeit für das Handgelenk **10** bereit, um zu ermöglichen, dass es sich hinsichtlich Rollen mit dem Werkzeugschaft **14** bewegt und äußeren Kräften Widerstand leistet. Die Drahtumhüllung und die Schrumpfröhre können in anderen Ausführungsbeispielen in anderen Weisen gestaltet sein (ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel ist in Fig. 27 gezeigt und wird im Abschnitt J nachstehend beschrieben.). Sie können beispielsweise in eine Extrusion mit fünf Lumina mit den Drähten **24** als innerem Teil umgewandelt werden. Die Funktion der Drahtumhüllung oder einer äquivalenten Struktur besteht darin, die Drähte **24** in einem konstanten Abstand von der Mittellinie zu halten, wenn sich das Handgelenk **10** hinsichtlich Rollen, Schwenken und/oder Gierung bewegt. Die Schrumpfröhre kann auch eine elektrische Isolation bereitstellen.

B. Handgelenk mit flexibler Röhre die durch Betätigungsseile gebogen wird

[0059] Fig. 4 zeigt ein Handgelenk **40**, das eine Röhre **42** mit Löchern oder Lumina **43** umfasst, die um den Umfang verteilt sind, um Betätigungsseile oder Drähte **44** aufzunehmen, die aus Nitinol bestehen können. Die Röhre **42** ist flexibel, um eine Biegung hinsichtlich Schwenken und Gierung zu ermöglichen, indem die Seile **44** gezogen werden. Das Handgelenk **40** umfasst vorzugsweise eine starre distale Abschlussscheibe **41** (wie in einem alternativen Ausführungsbeispiel von Fig. 4B gezeigt) oder eine andere Verstärkung, die wesentlich starrer ist als die flexible Röhre **42**, um Seilkräfte gleichmäßig auf die flexible Röhre **42** zu verteilen. Das hohle Zentrum der Röhre **42** schafft Raum für Endeffektorseile wie z.B. Greifseile. Typischerweise sind mindestens vier Lumina vorhanden. Eine innere Feder **47** kann vorgesehen sein.

[0060] Fig. 4 zeigt zwölf Lumina für das spezielle Ausführungsbeispiel, um sechs Seife **44** aufzunehmen, die U-Windungen **45** am distalen Ende der Röh-

re **42** machen. Die hohe Anzahl von verwendeten Seilen ermöglicht, dass die Röhre **42** eine höhere Steifigkeit für dieselbe Seilzugkraft aufweist, um dieselbe Biegung hinsichtlich Schwenken und Gierung zu erreichen. Die Verwendung von zwölf Seilen anstelle von vier Seilen bedeutet beispielsweise, dass die Röhre **42** dreimal so steif für dieselbe Seilzugkraft sein kann. Wenn die Steifigkeit der Röhre **42** gleich bleibt, verringert die Verwendung von zwölf Seelen anstelle von vier Seilen alternativ die erforderliche Seilzugkraft um einen Faktor von drei. Man beachte, dass, obwohl die Materialeigenschaften und die Seilspannungspegel ermöglichen können, dass die U-Windungen **45** direkt am Ende der Röhre **42** anliegen, eine verstärkte distale Abschlussplatte **41** enthalten sein kann, um die Seilkräfte gleichmäßiger über die Röhre **42** zu verteilen. Die proximalen Enden der Seile **44** können mit einem Stellgliedmechanismus verbunden sein, wie z.B. einer Anordnung mit einer Kardanplatte **46**, die in der US-Patentanmeldung Nr. 10/187 248, eingereicht am 27. Juni 2002, offenbart ist, deren vollständige Offenbarung durch den Hinweis hierin aufgenommen wird. Dieser Mechanismus erleichtert die Betätigung einer ausgewählten Vielzahl von Seilen in einer koordinierten Weise für die Steuerung eines biegsamen oder lenkbaren Elements wie z.B. Steuern des Biegewinkels und der Richtung des flexiblen Handgelenks. Das Beispiel eines Stellgliedmechanismus der Anmeldung Nr. 10/187 248 kann so angepasst werden, dass eine große Anzahl von peripheren Seilen in einer proportionierten Weise betätigt wird, um eine koordinierte Lenkung eines flexiblen Elements bereitzustellen, ohne eine vergleichsweise große Anzahl von linearen Stellgliedern zu erfordern. Alternativ kann ein separat gesteuerter linearer Betätigungsmechanismus verwendet werden, um jedes Seil oder Seilpaare, die über eine Seilscheibe in einer Schleife geführt sind und mit einem Drehstellglied bewegt werden, zu spannen, wobei die Lenkung durch Koordinieren der linearen Stellglieder gesteuert wird.

[0061] Die Röhre **42** kann typischerweise aus einem Kunststoffmaterial oder einem Elastomer mit einem ausreichend niedrigen Elastizitätsmodul bestehen, um eine angemessene Biegung hinsichtlich Schwenken und Gierung zu ermöglichen, und kann durch eine Mehrfachlumen-Extrusion hergestellt werden, um die Vielzahl von Lumina, z.B. zwölf Lumina, aufzunehmen. Es ist erwünscht, dass die Röhre eine hohe Biegesteifigkeit aufweist, um unerwünschte Auslenkungen wie z.B. eine S-Form-Biegung zu begrenzen, dies erhöht jedoch die Seilkräfte, die für die gewünschte Biegung hinsichtlich Schwenken und Gierung erforderlich sind. Wie nachstehend erörtert, kann man eine größere Anzahl von Seilen als erforderlich, um das Handgelenk hinsichtlich Schwenken und Gierung zu betätigen (d.h. mehr als drei Seile), verwenden, um ausreichend hohe Seilkräfte bereitzustellen, um die hohe Biegesteifigkeit der Röhre zu überwinden.

[0062] Fig. 4A und Fig. 4B zeigen schematisch ein Beispiel von zwei verschiedenen Seilanordnungen in einem Handgelenkausführungsbeispiel ähnlich dem in Fig. 4 gezeigten. Man beachte, dass für eine konstante gesamte Seilquerschnittfläche, einschließlich Seilen in Paaren und einschließlich einer größeren Anzahl von verhältnismäßig kleineren Seilen, beide ermöglichen, dass die Seile in einem größeren seitlichen Versatz relativ zur Handgelenkmittellinie enden. Fig. 4A und Fig. 4B zeigen eine Draufsicht bzw. eine Aufrissansicht eines Handgelenkausführungsbeispiels, die durch eine Teilungslinie geteilt sind, so dass die rechte Seite von jeder Figur ein Handgelenkbeispiel **1** zeigt und die linke Seite von jeder Figur ein Handgelenkbeispiel **2** zeigt. In jedem Beispiel besitzt die Röhre **42** denselben äußeren Radius R und inneren Radius r, die das zentrale Lumen definieren.

[0063] Im Beispiel 1 ist die Anzahl von Seilen **44** im Handgelenk **40.1** gleich vier (n1 = 4), wobei jedes Seil individuell durch einen distalen Anker **44.5** abgeschlossen ist, der in eine Senkbohrung in der distalen Abschlussplatte **41** eingesetzt ist, wobei sich jedes Seil durch ein jeweiliges seitliches Seillumen **43** in der distalen Abschlussplatte **41** und der flexiblen Röhre **42** erstreckt. Der Anker **44.5** kann ein gestauchter Wulst oder ein anderer herkömmlicher Seilanker sein.

[0064] Im Beispiel 2 ist die Anzahl von Seilen **44'** im Handgelenk **40.2** gleich sechzehn (n2 = 16), wobei die Seile als acht symmetrisch beabstandete Paare von Teilen **44'** angeordnet sind, wobei jedes Paar durch eine distale "U-Windungs"-Endschleife **45** abgeschlossen ist, die an der distalen Abschlussplatte **41'** zwischen benachbarten Seillumina **43'** anliegt. Die Kanten der distalen Abschlussplatte **41'** an der Öffnung der Lumina **43'** können abgerundet sein, um die Spannungskonzentration zu verringern, und die Schleife **45** kann teilweise oder vollständig in die distale Abschlussplatte **41** versenkt sein. Die Durchmesser der sechzehn Seile **44'** sind ½ der Durchmesser der vier Seile **44**, so dass die gesamte Querschnittsfläche in jedem Beispiel dieselbe ist.

[0065] Beim Vergleich von Beispielen **1** und **2** beseitigt die Verwendung der Abschlussschleife **45** das einem Seilanker **44.5** gewidmete distale Volumen und ermöglicht gewöhnlich, dass das Seillumen **43'** näher am Radius R der Röhre **42** liegt als das Seillumen **43**. Außerdem bringt der kleinere Durchmesser von jedem Seil **44'** die Seilmittellinie näher an die äußere Kante des Seillumens **43'**. Diese beiden Eigenschaften ermöglichen, dass die Seile in Beispiel 2 um einen größeren Momentarm L2 relativ zur Mitte der Röhre **42** wirken als der entsprechende Momentarm L1 von Beispiel 1. Dieser größere Momentarm L2 ermöglicht niedrigere Seilspannungen für dasselbe ge-

samte Biegemoment an der Röhre **42** (was eine längere Seillebensdauer oder einen breiteren Bereich von wahlweisen Seilmaterialien ermöglicht) oder alternativ ein größeres Biegemoment für dieselben Seilspannungen (was eine größere Handgelenkpositionierungssteifigkeit ermöglicht). Außerdem können die Seile mit kleinerem Durchmesser flexibler sein als vergleichsweise dickere Seile. Folglich umfasst ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel des Handgelenks **40** mehr als drei Seile, vorzugsweise mindestens 6 (z.B. drei Paare von schleifenförmigen Seilen) und bevorzugter zwölf oder mehr.

[0066] Man beachte, dass der Anker- oder Abschlusspunkt, der an der distalen Abschlussplatte **41** gezeigt ist, beispielhaft ist und die Seile so abgeschlossen sein können (durch einen Anker oder eine Schleife), dass sie direkt am Material der Röhre **42** anliegen, wenn die Eigenschaften des ausgewählten Materials für die aufgebrachten Spannungen geeignet sind. Alternativ können sich die Seile distal über die Röhre **42** und/oder die distale Abschlussplatte **41** hinaus erstrecken, so dass sie durch eine Verbindung an einem distaleren Endeffektorelement (nicht dargestellt) enden, wobei die Seilspannung ausreichend vorgespannt ist, um das Endeffektorelement sicher mit dem Handgelenk **40** innerhalb des Betätigungsbereichs der Handgelenkbewegung verbunden zu halten.

[0067] Eine Weise zum strukturellen Verringern der Steifigkeit der Röhre besteht darin, Ausschnitte vorzusehen, wie in Fig. 5 gezeigt. Die Röhre **50** umfasst eine Vielzahl von Ausschnitten **52** auf zwei Seiten und abwechselnd in zwei senkrechten Richtungen, um die Biegung hinsichtlich Schwenken bzw. Gierung zu erleichtern. Eine Vielzahl von Lumina **54** sind um den Umfang verteilt, um Betätigungsseile aufzunehmen.

[0068] In einem weitern Ausführungsbeispiel, das in Fig. 6 dargestellt ist, ist die Röhre **60** als äußere Manschette ausgebildet, die um eine innere Feder **62** gewickelt ist, die aus einem Material mit höherer Steifigkeit als jenem für die Röhre **60** ausgebildet ist. Die Röhre **60** umfasst innere Schlitze **64**, um Betätigungsseile aufzunehmen. Das Vorsehen einer separat ausgebildeten flexiblen Röhre kann die Montage vereinfachen. Eine solche Röhre ist leichter zu extrudieren oder anderweitig zu bilden als eine Röhre mit Löchern zum Durchführen von Seilen. Die Röhre eignet sich auch für die Verwendung von Betätigungsseilen mit vorgeformten Abschlussstrukturen oder Ankern, da die Seile vom zentralen Lumen aus an die Stelle gebracht werden können, und dann die innere Feder innerhalb die Seile eingesetzt werden kann, um den Abstand und den Halt der Seile aufrechtzuerhalten. In einigen Fällen kann die Röhre **60** eine Komponente zur einmaligen Verwendung sein, die steril, aber nicht notwendigerweise im Autoklaven sterilisierbar ist.

[0069] Fig. 7 zeigt eine Röhre **70** mit Ausschnitten **72**, die zu den Ausschnitten **52** in der Röhre **50** von Fig. 5 ähnlich sein können. Die Röhre **70** kann aus Kunststoff oder Metall bestehen. Eine äußere Abdeckung **74** ist um die Röhre **50** angeordnet. Die äußere Abdeckung **74** kann eine Kapton-Abdeckung oder dergleichen sein und ist typischerweise ein Material mit hohen Modul mit Falten, die in die Ausschnitte **72** passen.

C. Handgelenk mit axialer Zunge und Nutgleitelementen

[0070] Fig. 8 und Fig. 9 zeigen ein Handgelenk **80** mit einer Vielzahl von flexiblen, axial gleitenden Elementen **82**, die durch eine axiale Zungen- und Nutverbindung **84** miteinander verbunden oder verriegelt sind, um ein röhrenförmiges Handgelenk **80** zu bilden. Jedes Gleitelement **82** bildet ein Längssegment der Röhre **80**. Die axiale Verbindung **84** ermöglicht, dass die Gleitelemente **82** axial relativ zueinander gleiten, während die seitliche Position jedes Elements relativ zur Handgelenklängsmittellinie aufrechterhalten wird. Jedes Gleitelement **82** umfasst ein Loch oder ein Lumen **86** zum Aufnehmen eines Betätigungsseils, das benachbart zum distalen Ende des Handgelenks **80** abgeschlossen ist. Fig. 9 stellt die Biegung des Handgelenks **80** unter Seilzugkräften der Seile **90** dar, wie durch die Gleitbewegung der Gleitelemente **82** erleichtert. Die Seile **90** erstrecken sich durch den Werkzeugschaft **92** und sind proximal mit einem Betätigungsmechanismus wie z.B. einer Kardanplatte **94** zur Betätigung verbunden. Die Gleitelemente **82** biegen sich um verschiedene Ausmaße aufgrund des Unterschiedes der Krümmungsradien für die Gleitelemente **82** während der Biegung des Handgelenks **80**. Alternativ kann ein Ausführungsbeispiel eines Handgelenks mit axial gleitenden Elementen integrierte Seile und Gleitelemente aufweisen, wobei beispielsweise die Gleitelemente einteilig um die Seile (z.B. durch Extrusion) als integrierte Gleitelemente ausgebildet sind, oder wobei ein Betätigungsmechanismus mit den proximalen Enden der Gleitelemente koppelt, wobei die Gleitelemente Kräfte direkt auf das distale Ende des Handgelenks übertragen.

[0071] Fig. 13 zeigt ein Handgelenk **130** mit einer Vielzahl von axialen Elementen **132**, die typischerweise aus einem flexiblen Kunststoffmaterial bestehen. Die axialen Elemente **132** können über den Seifen **134** coextrudiert werden, so dass die Seile Metall und immer noch isoliert sein können. Die axialen Elemente **132** können durch eine axiale Zungen- und Nutverbindung **136** miteinander verbunden sein, um ein röhrenförmiges Handgelenk **130** zu bilden. Die axialen Elemente **132** können während der Biegung des Handgelenks **130** hinsichtlich Schwenken und

Gierung relativ zueinander gleiten lassen werden. Das Handgelenk **130** ist ähnlich zum Handgelenk **80** von Fig. 8, besitzt jedoch eine geringfügig andere Gestalt und die Komponenten weisen andere Formen auf.

D. Handgelenk mit überlappenden axialen Federelementen

[0072] Fig. 10 und Fig. 11 zeigen ein Handgelenk **100**, das aus einer Vielzahl von axialen Federn **102** gebildet ist, die um einen Umfang angeordnet sind, um ein röhrenförmiges Handgelenk **100** zu bilden. Die Federn **102** sind Schraubenfedern, die in derselben Richtung oder wahrscheinlicher in entgegengesetzten Richtungen gewickelt sind. Ein Seil **104** erstreckt sich durch den Überlappungsbereich jedes Paars von benachbarten Federn **102**, wie deutlicher in Fig. 11 zu sehen ist. Aufgrund der Überlappung wäre die feste Höhe des Handgelenks **100** zweimal die feste Höhe einer einzelnen Feder **102**, wenn das Handgelenk vollständig unter der Seilspannung zusammengedrückt wird. Die Federn **102** sind typischerweise auf Druck vorbelastet, so dass die Seile nicht durchhängen, und um die Handgelenkstabilität zu erhöhen.

[0073] In einer Alternative sind die Federn auf einen vollständig zusammengedrückten Zustand der festen Höhe durch eine Seilvorspannung vorgespannt, wenn sich das Handgelenk in einem neutralen oder in einem ungebogenen Zustand befindet. Eine gesteuerte, koordinierte Verringerung der Seilspannung oder ein Seillösen auf einer Seite des Handgelenks ermöglicht, dass sich eine Seite ausdehnt, so dass sich die Federn auf einer Seite des Handgelenks **100** ausdehnen, um den äußeren Radius des gebogenen Handgelenks **100** zu bilden. Das Handgelenk wird bei der erneuten Aufbringung der äußeren Seilzugkraft in die gerade Konfiguration zurückgebracht.

[0074] In einer weiteren Alternative werden die Federn durch die Seilvorspannung in einen teilweise zusammengedrückten Zustand vorgespannt, wenn sich das Handgelenk in einem neutralen oder in einem ungebogenen Zustand befindet. Eine gesteuerte, koordinierte Erhöhung der Seilspannung oder ein Seilzug auf einer Seite des Handgelenks ermöglicht, dass sich diese Seite zusammenzieht, so dass sich die Federn auf einer Seite des Handgelenks **100** verkürzen, um den inneren Radius des gebogenen Handgelenks **100** zu bilden. Wahlweise kann dies mit einer Lösung der Spannung am äußeren Radius kombiniert werden, wie bei der vorstehenden ersten Alternative. Das Handgelenk wird bei der Wiederherstellung der ursprünglichen Seilzugkraft in die gerade Konfiguration zurückgebracht.

E. Handgelenk mit Wellenfederelementen

[0075] Fig. 12 zeigt ein Handgelenk in Form einer Wellenfeder **120** mit einer Vielzahl von Wellenfedersegmenten oder -komponenten **122**, die gestapelt oder gewickelt sind, um ein röhrenförmiges Wellenfederhandgelenk **120** zu bilden. In einem Ausführungsbeispiel wird die Wellenfeder aus einem durchgehenden Stück von flachem Draht in einer quasi-schraubenförmigen Weise ausgebildet und gewickelt, wobei die Wellenform in jedem Zyklus verändert wird, so dass hohe Punkte eines Zyklus die niedrigen Punkte des nächsten berühren. Solche Federn sind beispielsweise von der Smalley Spring Company kommerziell erhältlich. Löcher werden in dem Wellenfederhandgelenk **120** ausgebildet, um Betätigungsseile aufzunehmen. Alternativ können eine Vielzahl von separaten scheibenartigen Wellenfedersegmenten in einer Perlenweise an den Stellgliedseilen aufgereiht werden (durch die Seile festgehalten oder aneinander geklebt).

[0076] Die Wellenfedersegmente **122**, wie dargestellt, weisen jeweils zwei gegenüberliegende hohe Punkte und zwei gegenüberliegende niedrige Punkte auf, die um 90 Grad beabstandet sind. Diese Konfiguration erleichtert die Biegung hinsichtlich Schwenken und Gierung. Die Wellenfedersegmente **122** können natürlich andere Konfigurationen aufweisen, wie z.B. ein dichteres Wellenmuster mit zusätzlichen hohen Punkten und niedrigen Punkten um den Umfang des Handgelenks **120**.

F. Handgelenk mit Scheiben mit sphärischen Eingriffsoberflächen

[0077] Fig. 14 zeigt mehrere Segmente oder Scheiben **142** des Handgelenks **140**. Eine innere Feder **144** ist im Innenraum der Scheiben **142** vorgesehen, während eine Vielzahl von Seilen oder Drähten **145** verwendet werden, um das Handgelenk **140** hinsichtlich Schwenken und Gierung zu biegen. Die Scheiben **142** sind auf die innere Feder **144** gefädelt oder mit dieser gekoppelt, welche als Lumen zum Ziehen von Seilen für einen Endeffektor wirkt. Die innere Feder **144** stellt axiale Steifigkeit bereit, so dass die durch die Zugseile auf den Endeffektor aufgebrachten Kräfte das Handgelenk **140** nicht verzerren. In alternativen Ausführungsbeispielen können gestapelte feste Abstandhalter anstelle der Feder **144** verwendet werden, um diese Funktion zu erreichen. Die Scheiben **142** umfassen zusammen eine gekrümmte äußere Eingriffsoberfläche **146**, die mit einer gekrümmten inneren Eingriffsoberfläche **148** der benachbarten Scheibe in Eingriff steht. Fig. 15 stellt die Biegung des Handgelenks **140** mit einer zugehörigen relativen Drehung zwischen den Scheiben **142** dar. Die Scheiben **142** können beispielsweise aus Kunststoff oder Keramik bestehen. Die Reibung zwischen den sphärischen Eingriffsoberflächen **146**, **148** ist

vorzugsweise nicht stark genug, um die Bewegung des Handgelenks **140** zu stören. Eine Weise zum Mildern dieses potentiellen Problems besteht darin, eine geeignete innere Feder **144** auszuwählen, die eine gewisse Druckbelastung tragen und eine übermäßige Druckbelastung an den Scheiben **142** während der Betätigung der Seile **145** zum Biegen des Handgelenks **140** verhindern würde. Die innere Feder **144** kann aus Silikonkautschuk oder dergleichen bestehen. Ein zusätzliches Silikonelement **150** kann die Betätigungsseile ebenso umgeben: In alternativen Ausführungsbeispielen können die separaten Scheiben **142** durch einen durchgehenden Spiralsteifen ersetzt werden.

[0078] In alternativen Ausführungsbeispielen kann jedes Seil im Handgelenk **160** in einer Federwindung **162** untergebracht sein, wie in Fig. 16 und Fig. 17 dargestellt. Eine innere Feder **164** ist auch vorgesehen. Die Scheiben **170** können ohne den ringförmigen Flansch und die Löcher zum Aufnehmen der Seile (wie in den Scheiben **142** in Fig. 14 und Fig. 15) hergestellt werden. Die festen Dorndrähte **172** innerhalb der Federwindungen **162** können in einer Position entlang der Umfänge der Scheiben **170** angeordnet werden. Ein zentraler Drahtdorn **174** ist in der Mitte zum Aufwickeln der inneren Feder **164** vorgesehen. Die Anordnung kann in Silikon oder dergleichen vergossen werden und dann können die Dorndrähte **172**, **174** entfernt werden. Eine gewisse Form von Abdeckung oder dergleichen kann verwendet werden, um zu verhindern, dass das Silikon an den sphärischen Eingriffsoberflächen der Scheiben **170** klebt. Die kleinen Dornfedern **172** werden so gewickelt, dass ein kleiner Spalt (anstelle der festen Höhe) belassen wird, um Raum für eine Schrumpfung vorzusehen, wenn sich das Handgelenk **160** biegt. Das Silikon wird wünschenswerterweise ausreichend gut an die Scheiben **170** geklebt, um Torsionssteifigkeit für die geklebte Anordnung der Scheiben **170** und Federn **172**, **174** vorzusehen. Das isolierende Silikonmaterial kann als Kauterisationsisolation für ein Kauterisationswerkzeug dienen, das das Handgelenk **160** beinhaltet.

G. Handgelenk mit Scheiben die durch Elastomerelemente getrennt sind

[0079] Fig. 18 zeigt ein Handgelenk **180** mit einer Vielzahl von Scheiben **182**, die durch Elastomerelemente **184** getrennt sind. Die Elastomerelemente **184** können ringförmige Elemente sein oder können eine Vielzahl von Blöcken umfassen, die um den Umfang der Scheiben **182** verteilt sind. Ähnlich zum Handgelenk **140** von Fig. 14 ist eine innere Feder **186** im Innenraum der Scheiben **182** und der Elastomerelemente **184** vorgesehen, während eine Vielzahl von Seilen oder Drähten **188** verwendet werden, um das Handgelenk **180** hinsichtlich Schwenken und Gierung zu biegen. Die Scheiben **182** sind auf die innere Feder **184** gefädelt oder mit dieser gekoppelt, welche als Lumen für Zugseile für einen Endeffektor wirkt. Die innere Feder **184** stellt axiale Steifigkeit bereit, so dass die durch die Zugseile auf den Endeffektor aufgebrachten Kräfte das Handgelenk **180** nicht verzerren. Die Konfiguration dieses Handgelenks **180** ist analoger zu einer menschlichen Wirbelsäule als das Handgelenk **140**. Die Elastomerelemente **184** verformen sich elastisch, um die Biegung des Handgelenks **180** hinsichtlich Schwenken und Gierung ermöglichen. Die Verwendung der Elastomerelemente **184** beseitigt den Bedarf für Eingriffsoberflächen zwischen den Scheiben **182** und die zugehörigen Reibungskräfte.

H. Handgelenk mit abwechselnden Rippen, die Scheiben für eine Schwenk- und Gierungsbiegung abstützen

[0080] Fig. 19 zeigt ein Handgelenk **190** mit einer Vielzahl von Scheiben **192**, die durch abwechselnde Balken oder Rippen **194**, **196** abgestützt sind, die in senkrechten Richtungen orientiert sind, um die Schwenk- und Gierungsbiegung des Handgelenks **190** zu erleichtern. Das Handgelenk **190** kann aus einer Röhre gebildet werden, indem Ausschnitte zwischen benachbarten Scheiben **192** entfernt werden, um abwechselnde Schichten von im Allgemeinen senkrechten Rippen **194**, **196** zwischen den benachbarten Scheiben **192** zu belassen. Die Scheiben **192** besitzen Löcher **198**, damit Betätigungsseile durch diese verlaufen. Die Scheiben **192** und Rippen **194**, **196** können aus einer Vielfalt von Material, wie z.B. Stahl, Aluminium, Nitinol oder Kunststoff, hergestellt werden. In einem alternativen Ausführungsbeispiel des Handgelenks **200**, wie in Fig. 20 dargestellt, umfassen die Scheiben **202** Schlitze **204** anstelle von Löchern zur Aufnahme der Seile. Eine solche Röhre ist leichter zu extrudieren als eine Röhre mit Löchern zum Durchführen von Seilen. Eine Feder **206** ist über die Scheiben **202** gewickelt, um die Seile abzustützen.

[0081] In Fig. 21 umfasst das Handgelenk **210** Scheiben **212**, die durch abwechselnde Balken oder Rippen **214**, **216** mit Schnitten oder Schlitzen **217** auf beiden Seiten der Rippen in die Scheiben **212** abgestützt sind, um die Rippen **214**, **216** länger zu machen als den Abstand zwischen den Scheiben **212**. Diese Konfiguration kann die Biegung mit einem kleineren Krümmungsradius als jenem des Handgelenks **190** in Fig. 19 für dieselbe Handgelenklänge erleichtern oder denselben Krümmungsradius unter Verwendung eines kürzeren Handgelenks erreichen. Ein Biegewinkel von etwa 15 Grad zwischen benachbarten Scheiben **212** ist in diesen Ausführungsbeispielen typisch. Die Scheiben **212** weisen Löcher **218** zum Aufnehmen von Betätigungsseilen auf.

I. Handgelenk, das dünne Scheiben verwendet, die entlang einer Schraubenfeder verteilt sind

[0082] Fig. 22 zeigt einen Teil eines Handgelenks **220** mit einer Schraubenfeder **222** mit einer Vielzahl von dünnen Scheiben **224**, die entlang der Länge der Feder **222** verteilt sind. Nur zwei Scheiben **224** sind im Handgelenkteil von Fig. 22 zu sehen, einschließlich **224A** und **224B**, die mit Ansätzen **226** orientiert sind, die zueinander senkrecht sind, wie in Fig. 23 und Fig. 24 dargestellt. Die Feder **222** windet sich in einer festen Höhe abgesehen von Lücken, die zum Einsetzen der Scheiben **224** darin vorgesehen sind. Die Feder **222** ist mit den Scheiben **224** nahe der inneren Kante und den Ansätzen **226** der Scheiben **224** verbunden. Die Scheiben **224** können durch Ätzen ausgebildet werden und umfassen Löcher **228** zum Aufnehmen von Betätigungsseilen. Die Ansätze **226** wirken als Drehpunkt, um zu ermöglichen, dass sich die Feder **222** an bestimmten Punkten während der Biegung des Handgelenks **220** hinsichtlich Schwenken und Gierung biegt. Die Scheiben **224** können in einigen Ausführungsbeispielen relativ starr sein, können jedoch in anderen Ausführungsbeispielen flexibel genug sein, um sich während der Biegung des Handgelenks **220** zu biegen und als Federelemente zu wirken.

[0083] Eine äußere Silikonabdeckung kann um die Schraubenfeder **222** und die Scheiben **224** als dielektrischer Isolator vorgesehen sein. Außerdem kann die Baugruppe aus Feder **222** und Scheiben **224** durch eine äußere Struktur geschützt sein, die beispielsweise aus äußeren Stücken oder Mantelstücken **250** gebildet ist, Fig. 25 und Fig. 26. Jedes Mantelstück **250** umfasst eine äußere Eingriffsoberfläche **252** und eine innere Eingriffsoberfläche **254**. Die äußere Eingriffsoberfläche **252** eines Mantelstücks **250** steht mit der inneren Eingriffsoberfläche **254** eines benachbarten Mantelstücks **250** in Eingriff. Die Mantelstücke **250** sind entlang der Länge der Feder **222** gestapelt und halten den Kontakt aufrecht, während sie sich durch die Biegung des Handgelenks **220** drehen.

J. Handgelenk mit äußeren geflochtenen Drähten

[0084] Das flexible Handgelenk hängt von der Steifigkeit der verschiedenen Materialien relativ zu den aufgebrachten Lasten für die Genauigkeit ab. Das heißt, je steifer die verwendeten Materialien sind und/oder je kürzer die Länge des Handgelenks ist und/oder je größer der Durchmesser ist, den das Handgelenk aufweist, desto weniger Seitwärtsablenkung besteht für das Handgelenk unter einer gegebenen ausgeübten Operationskraft. Wenn die Zugseile eine vernachlässigbare Nachgiebigkeit aufweisen, kann der Winkel des Endes des Handgelenks genau bestimmt werden, aber es kann eine Wander- oder Seitwärtsablenkung unter einer Kraft bestehen, der nicht durch die Seile entgegengewirkt wird. Wenn das Handgelenk gerade ist und eine solche Kraft ausgeübt wird, kann das Handgelenk beispielsweise eine S-Form-Ablenkung annehmen. Eine Weise, um diesem entgegenzuwirken, ist mit geeigneten Materialien mit ausreichender Steifigkeit und geeigneter Geometrie für das Handgelenk. Eine weitere Weise besteht darin, dass die Hälfte der Zugseile auf halbem Wege entlang der Länge des Handgelenks enden und halb so weit wie die restlichen Seile gezogen werden, wie in der US-Patentanmeldung Nr. 10/187 248 beschrieben. Ein größerer Widerstand gegen die S-Form-Ablenkung geschieht auf Kosten der Fähigkeit, Momenten standzuhalten. Noch eine anderer Weise, um die S-Form-Ablenkung zu vermeiden, besteht darin, eine geflochtene Abdeckung an der Außenseite des Handgelenks vorzusehen.

[0085] Fig. 27 zeigt ein Handgelenk **270** mit einer Röhre **272**, die in äußeren Drähten **274** eingewickelt ist. Die Drähte **274** sind jeweils so gewickelt, dass sie eine Drehung von etwa 360 Grad zwischen den Enden der Röhre **272** abdecken. Um die Torsionssteifigkeit des Handgelenks **270** zu erhöhen und die S-Form-Ablenkung des Handgelenks **270** zu vermeiden, können die äußeren Drähte **274** so gewickelt werden, dass sie eine geflochtene Abdeckung über der Röhre **272** bilden. Um die geflochtene Abdeckung zu bilden, werden zwei Sätze von Drähten mit einem rechtsgängigen Satz und einem linksgängigen Satz (d.h. einem im Uhrzeigersinn und einem gegen den Uhrzeigersinn) miteinander verwebt. Das Weben oder Flechten verhindert, dass sich die Drähte im Uhrzeigersinn und gegen den Uhrzeigersinn radial relativ zueinander bewegen. Die Torsionssteifigkeit wird beispielsweise erzeugt, da unter einer Verdrehung ein Satz von Drähten im Durchmesser zunehmen will, während der andere Satz schrumpft. Das Flechten verhindert, dass ein Satz vom anderen verschieden ist, und der Torsionsablenkung wird Widerstand geleistet. Es ist erwünscht, die Verlegelänge der äußeren Drähte **274** gleich der Länge des Handgelenks **270** zu machen, so dass jeder einzelne Draht des Geflechts nicht in der Länge zunehmen muss, wenn sich das Handgelenk **270** in einem Kreisbogen biegt, obwohl die äußeren Drähte **274** axial gleiten müssen. Das Geflecht widersteht einer S-Form-Ablenkung des Handgelenks **270**, da sie erfordern würde, dass die äußeren Drähte **274** in der Länge zunehmen. Überdies kann das Geflecht auch das Handgelenk davor schützen, dass es gerillt oder geschnitten wird, was als Mantel wirkt. Wenn die geflochtene Abdeckung nicht-leitend ist, kann sie die äußerste Schicht sein und als Mantel des Handgelenks **270** wirken. Die erhöhte Torsionssteifigkeit und die Vermeidung der S-Form-Ablenkung des Handgelenks kann auch durch geschichtete Federn, die mit einer rechtsgängigen Windung beginnen, die mit einer linksgängigen Windung und dann einer weiteren rechtsgängigen Windung bedeckt ist, bewerkstelligt

werden. Die Federn wären nicht miteinander verwebt.

K. Handgelenkabdeckung

[0086] Das Obige offenbart einige Mäntel oder Abdeckungen für die Handgelenke. Fig. 28 und Fig. 29 zeigen zusätzliche Beispiele von Handgelenkabdeckungen. In Fig. 28 ist die Handgelenkabdeckung **280** durch eine flache Spirale aus nicht-leitendem Material wie z.B. Kunststoff oder Keramik ausgebildet. Wenn das Handgelenk gebogen wird, gleiten die verschiedenen Wendeln der Spiralabdeckung **280** übereinander. Fig. 29 zeigt eine Handgelenkabdeckung **290**, die gebogene oder gekräuselte Kanten **292** umfasst, um eine Überlappung zwischen benachbarten Lagen der Spirale sicherzustellen. Um Torsionssteifigkeit für das Handgelenk vorzusehen, kann die Handgelenkabdeckung **300** Leisten oder Nuten **302** umfassen, die parallel zur Achse des Handgelenks orientiert sind. Die Leisten **302** wirken als Wirbelsäule von einer Spirallage zur nächsten und bilden einen Torsionsstabilisator für das Handgelenk. Man füge die Erörterung der Nitinollaserabdeckung hinzu, die wie Stents konfiguriert ist.

[0087] Folglich stellen Fig. 1–Fig. 30 verschiedene Ausführungsbeispiele eines chirurgischen Instruments mit einem flexiblen Handgelenk dar. Obwohl mit Bezug auf bestimmte beispielhafte Ausführungsbeispiele beschrieben, erläutern diese Ausführungsbeispiele nur die Erfindung und sollten nicht als Begrenzung des Schutzbereichs der Erfindung aufgefasst werden. Vielmehr können die Prinzipien der Erfindung auf zahlreiche spezielle Systeme und Ausführungsbeispiele angewendet werden.

[0088] Fig. 31–Fig. 34 stellen verschiedene Ausführungsbeispiele eines chirurgischen Instruments (z.B. eines Endoskops und anderer) mit einem flexiblen Handgelenk dar, um die sichere Anordnung zu erleichtern und eine visuelle Überprüfung des Abtragungskatheters oder anderer Vorrichtungen bei Herzgewebe-Abtragungs-(CTA) Behandlungen bereitzustellen. Einige Teile der Erfindung, die in Fig. 31–Fig. 34 dargestellt sind, sind zu ihren entsprechenden Gegenstücken in Fig. 1–Fig. 30 ähnlich und gleiche Elemente sind somit durch mit Strich versehene Bezugsziffern angegeben. Wenn solche Ähnlichkeiten existieren, werden die Strukturen/Elemente der Erfindung von Fig. 31–Fig. 34, die zu jenen in Fig. 1–Fig. 30 ähnlich sind und in ähnlicher Weise funktionieren, nicht erneut im Einzelnen beschrieben. Es sollte klar sein, dass die vorliegende Erfindung nicht auf die Anwendung auf CTA-Behandlungen begrenzt ist, sondern ebenso andere chirurgische Anwendungen hat. Obwohl die vorliegende Erfindung ihre beste Anwendung auf dem Gebiet der minimal invasiven Roboterchirurgie findet, sollte überdies klar sein, dass die vorliegende Erfindung auch in irgendeiner minimal invasiven Chirurgie ohne Hilfe von chirurgischen Robotern verwendet werden kann.

L. Gelenkiges/lenkbares Endoskop

[0089] Nun wird auf Fig. 31 Bezug genommen, die ein Ausführungsbeispiel eines Endoskops **310**, das in der minimal invasiven Roboterchirurgie verwendet wird, gemäß der vorliegenden Erfindung darstellt. Das Endoskop **310** umfasst einen länglichen Schaft **14'**. Ein flexibles Handgelenk **10'** befindet sich am Arbeitsende des Schafts **14'**. Ein Gehäuse **53'** ermöglicht, dass das chirurgische Instrument **310** lösbar mit einem Roboterarm (nicht dargestellt) koppelt, der sich am entgegengesetzten Ende des Schafts **14'** befindet. Eine Endoskopkameralinse ist am distalen Ende des flexiblen Handgelenks **10'** implementiert. Ein Lumen (nicht dargestellt) verläuft entlang der Länge des Schafts **14'**, das das distale Ende des flexiblen Handgelenks **10'** mit dem Gehäuse **53'** verbindet. In einem "Faserendoskop"-Ausführungsbeispiel kann (können) (ein) Abbildungssensor(en) des Endoskops **310**, wie z.B. ladungsgekoppelte Bauelemente (CCDs), innerhalb des Gehäuses **53'** montiert sein, wobei verbundene optische Fasern innerhalb des Lumens entlang der Länge des Schafts **14'** verlaufen und im Wesentlichen am distalen Ende des flexiblen Handgelenks **10'** enden. Die CCDs sind dann über einen Verbindungsstecker **314**, der sich am Ende des Gehäuses **53'** befindet, mit einer Kamerasteuereinheit gekoppelt. In einem alternativen Ausführungsbeispiel mit "Chip an einem Stab" kann (können) der (die) Abbildungssensor(en) des Endoskops **310** am distalen Ende des flexiblen Handgelenks **10'** mit entweder festverdrahteten oder drahtlosen elektrischen Verbindungen mit einer Kamerasteuereinheit montiert sein, die mit dem Verbindungsstecker **314** am Ende des Gehäuses **53'** verbunden ist. Der (die) Abbildungssensor(en) kann (können) zweidimensional oder dreidimensional sein.

[0090] Das Endoskop **310** weist eine Kappe **312** auf, um die Endoskoplinse **314** an der Spitze des distalen Endes des flexiblen Handgelenks **10'** abzudecken und zu schützen. Die Kappe **312**, die halbkugelförmig, konisch usw. sein kann, ermöglicht, dass das Instrument während der Steuerung in/nahe dem Operationsort weglenkt. Die Kappe **312**, die aus Glas, klarem Kunststoff usw. bestehen kann, ist transparent, um zu ermöglichen, dass das Endoskop **310** Bilder klar betrachtet und aufnimmt. Unter bestimmten Bedingungen, die eine klare Betrachtung und Bildaufnahme ermöglichen, kann die Kappe **312** ebenso durchscheinend sein. In einem alternativen Ausführungsbeispiel ist die Kappe **312** für eine verbesserte/erhöhte Betrachtungsfähigkeit des Endoskops **310** aufblasbar (z.B. auf dreimal ihre normale Größe). Eine aufblasbare Kappe **312** kann aus flexiblem klaren Polyethylen, aus dem Gefäßplastikballone

hergestellt werden, oder aus einem ähnlichen Material bestehen. Dabei kann die Größe der Kappe **312** und folglich die Größe der minimal invasiven chirurgischen Öffnung, in die das Endoskop **310** eingeführt wird, minimiert werden. Nach dem Einführen des Endoskops **310** an den Operationsort kann die Kappe **312** dann aufgeblasen werden, um eine erhöhte/verbesserte Betrachtung bereitzustellen. Folglich kann die Kappe **312** mit einer Fluidquelle (z.B. Salzlösung, Luft oder anderen Gasquellen) gekoppelt werden, um den geeigneten Druck zum Aufblasen der Kappe **312** auf Verlangen vorzusehen.

[0091] Das flexible Handgelenk **10'** besitzt mindestens einen Freiheitsgrad, um zu ermöglichen, dass das Endoskop **310** leicht um innere Körpergewebe, Organe usw. lenkt und manövriert, um ein gewünschtes Ziel (z.B. Epikardial- oder Myokardialgewebe) zu erreichen. Das flexible Handgelenk **10'** kann ein beliebiges der in Bezug auf Fig. 1–Fig. 30 vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele sein. Das Gehäuse **53'** nimmt auch einen Antriebsmechanismus zum Lenken des distalen Teils des flexiblen Handgelenks **10'** auf (das das Endoskop aufnimmt). Der Antriebsmechanismus kann ein Seilantrieb, Zahnradantrieb, Riemenantrieb oder andere Arten von Mechanismus sein. Ein beispielhafter Antriebsmechanismus und Gehäuse **53'** sind im US-Patent Nr. 6 394 998 beschrieben, das durch den Hinweis aufgenommen wird. Dieser beispielhafte Antriebsmechanismus stellt zwei Freiheitsgrade für das flexible Handgelenk **10'** bereit und ermöglicht, dass sich der Schaft **14'** um eine Achse entlang der Länge des Schafts dreht. Bei einem CTA-Eingriff manövriert und lenkt das gelenkige Endoskop **310** um innere Organe, Gewebe usw., um visuelle Bilder von schwierig zu sehenden und/oder schwierig zu erreichenden Stellen aufzunehmen. Die aufgenommenen Bilder werden verwendet, um bei der Anordnung des Abtragungskatheters am gewünschten Herzgewebe zu unterstützen. Das gelenkige Endoskop kann das einzige verwendete Endoskop sein oder es kann als zweites oder drittes Endoskop verwendet werden, um alternative Ansichten des Operationsorts relativ zum Hauptbild, das von einem Hauptendoskop aufgenommen wird, vorzusehen.

M. Gelenkiges Endoskop mit lösbar befestigtem Abtragungskatheter/lösbar befestigter Abtragungsvorrichtung

[0092] Als Erweiterung des obigen gelenkigen Endoskops kann ein Katheter lösbar mit dem gelenkigen Endoskop gekoppelt werden, um die Anordnung des Abtragungskatheters an einem gewünschten Herzgewebe weiter zu unterstützen. Fig. 32 stellt einen Katheter **321** dar, der durch eine Reihe von lösbaren Klemmen **320** mit dem Endoskop **310** lösbar gekoppelt ist. Andere Arten von lösbaren Kopplungen (mechanisch oder anderweitig) können auch verwendet werden und liegen durchaus innerhalb des Schutzbereichs dieser Erfindung. Wie in Fig. 32 gezeigt, ermöglichen die Klemmen **320**, dass die Abtragungsvorrichtung/der Abtragungskatheter **321** am Endoskop **310** derart lösbar befestigt wird, dass die Abtragungsvorrichtung/der Abtragungskatheter **321** dem Endoskop **310** folgt, wenn es angetrieben, gesteuert und um Strukturen (z.B. Lungengefäße usw.) gelenkt wird, um ein gewünschtes Operationsziel in einem CTA-Eingriff zu erreichen. Wenn das gelenkige Endoskop **310** und die befestigte Abtragungsvorrichtung/der befestigte Abtragungskatheter **321** das Ziel erreichen, wird der Katheter **321** beispielsweise durch ein anderes Instrument, das mit einem Roboterarm verbunden ist, an der Stelle gehalten/festgehalten, während das Endoskop **310** von der Abtragungsvorrichtung/vom Abtragungskatheter **321** gelöst und entfernt wird. Dabei können Bilder, die vom Endoskop **310** von schwierig zu sehenden und/oder schwierig zu erreichenden Stellen während der Steuerung aufgenommen werden, für Führungszwecke verwendet werden. Überdies erleichtert die Gelenkigkeit des Endoskops die Anordnung der Abtragungsvorrichtung/des Abtragungskatheters **321** an schwierig zu erreichenden Herzgeweben weiter.

[0093] In einem alternativen Ausführungsbeispiel kann anstelle einer Vorrichtung/eines Katheters selbst eine Katheterführung **331** lösbar am Endoskop **310** befestigt werden. Wie in Fig. 33 dargestellt, wird die Katheterführung **331** dann ebenso durch das gelenkige Endoskop **310** zu einem Endziel geführt, wie vorstehend erörtert. Wenn das gelenkige Endoskop **310** und die befestigte Katheterführung **331** das Ziel erreichen, wird die Katheterführung **331** beispielsweise durch ein anderes Instrument, das mit einem Roboterarm verbunden ist, an der Stelle gehalten/festgehalten, während das Endoskop **310** von der Katheterführung **331** gelöst und entfernt wird. Ein Abtragungskatheter/eine Abtragungsvorrichtung kann dann unter Verwendung der Katheterführung **331** an ihrem proximalen Ende **332** an die Stelle geschoben werden. In einem Ausführungsbeispiel verwendet die Katheterführung **331** lösbare Kopplungen wie Klemmen **320**, um zu ermöglichen, dass der Katheter an die Stelle geschoben wird. In einem anderen Ausführungsbeispiel verwendet die Katheterführung **331** ein Lumen, das in das Endoskop **310** eingebaut ist, in das die Katheterführung **331** gleiten und geführt werden kann, um das Ziel zu erreichen.

N. Gelenkiges Instrument mit Lumen zum Führen eines Endoskops

[0094] In noch einem weiteren Ausführungsbeispiel wird, anstatt, dass ein gelenkiges Endoskop vorhanden ist, ein Endeffektor am flexiblen Handgelenk befestigt, um das Instrument mit der gewünschten Gelenkigkeit zu versehen. Dieses gelenkige Instrument wurde beispielsweise in Bezug auf Fig. 1–Fig. 2 vor-

stehend beschrieben. Das gelenkige Instrument umfasst jedoch ferner ein Lumen (z.B. einen Hohlraum, einen Arbeitskanal usw.), das entlang des Schafts des Instruments verläuft, in das ein externes Endoskop eingeführt und in Richtung der Spitze des flexiblen Handgelenks geführt werden kann. Dieses Ausführungsbeispiel erreicht im Wesentlichen dieselben Funktionen des gelenkigen Endoskops mit einem lösbar befestigten Abtragungskatheter/einer lösbar befestigten Abtragungsvorrichtung oder mit einer lösbar befestigten Katheterführung, wie vorstehend beschrieben. Der Unterschied besteht darin, dass der Abtragungskatheter/die Abtragungsvorrichtung verwendet wird, um anzutreiben und zu steuern, wobei das Endoskop lösbar an der Abtragungsvorrichtung durch Einführung in ein eingebautes Lumen befestigt ist. Mit dem eingebauten Lumen werden die lösbaren Kopplungen (z.B. Klemmen) beseitigt.

[0095] Nun wird auf Fig. 34 Bezug genommen, die ein Videoblockdiagramm darstellt, das ein Ausführungsbeispiel der Videoverbindungen gemäß der vorliegenden Erfindung darstellt. Wie in Fig. 34 dargestellt, steuert eine Kamerasteuereinheit **342** die Bedienung des gelenkigen Endoskops **310**, wie z.B. Hineinzoomen, Herauszoomen, Auflösungsbetriebsart, Bildaufnahme usw. Bilder, die vom gelenkigen Endoskop **310** aufgenommen werden, werden zur Kamerasteuereinheit **342** zur Verarbeitung geliefert, bevor sie zum Hauptanzeigemonitor **343** und/oder zum Hilfsanzeigemonitor **344** zugeführt werden. Andere verfügbare Endoskope **345** im System, wie z.B. das Hauptendoskop und andere, werden ebenso durch ihre eigenen Kamerasteuereinheiten **346** gesteuert. Die aufgenommenen Bilder werden ebenso dem Hauptanzeigemonitor **343** und/oder dem Hilfsanzeigemonitor **344** zugeführt. Typischerweise zeigt der Hauptmonitor **343** die vom Hauptendoskop aufgenommenen Bilder an, die dreidimensional sein können. Die vom gelenkigen Endoskop **310** (oder einem in das Lumen des gelenkigen Instruments eingeführten Endoskop) aufgenommenen Bilder können auf dem Hilfsanzeigemonitor **344** angezeigt werden. Alternativ können die vom gelenkigen Endoskop **310** (oder einem in das Lumen des gelenkigen Instruments eingeführten Endoskop) aufgenommenen Bilder als Hilfsinformationen auf dem Hauptanzeigemonitor **343** angezeigt werden (siehe eine Detailbeschreibung im US-Patent Nr. 6 522 906, das durch den Hinweis hierin aufgenommen wird).

[0096] Die vorstehend beschriebenen gelenkigen Instrumente/Endoskope können mit einem wahlweisen sterilen Mantel ganz wie ein Kondom bedeckt werden, um das gelenkige Instrument/Endoskop sauber und steril zu halten, wodurch der Bedarf vermieden wird, diese Instrumente/Endoskope nach der Verwendung in chirurgischen Eingriffen sterilisierbar zu machen. Ein solcher steriler Mantel muss durchscheinend sein, um zu ermöglichen, dass das Endoskop Bilder klar betrachtet und aufnimmt. Folglich kann der sterile Mantel aus einem latexartigen Material (z.B. Kraton®, Polyurethan usw.) hergestellt sein. In einem Ausführungsbeispiel können der sterile Mantel und die Kappe **312** aus denselben Materialien hergestellt und als ein Stück miteinander verbunden werden. Die Kappe **312** kann dann am Schaft **14'** durch mechanische oder eine andere Art von Befestigungseinrichtungen befestigt werden.

[0097] Daher stellen Fig. 31-Fig. 34 verschiedene Ausführungsbeispiele eines chirurgischen Instruments (z.B. ein Endoskop und andere) mit einem flexiblen Handgelenk dar, um die sichere Anordnung zu erleichtern und eine visuelle Überprüfung des Abtragungskatheters oder anderer Vorrichtungen in Herzgewebe-Abtragungs-(CTA) Behandlungen vorzusehen. Obwohl mit Bezug auf bestimmte beispielhafte Ausführungsbeispiele beschrieben, erläutern diese Ausführungsbeispiele lediglich die Erfindung und sollten nicht als Begrenzung des Schutzbereichs der Erfindung aufgefasst werden. Vielmehr können die Prinzipien der Erfindung auf zahlreiche spezielle Systeme und Ausführungsbeispiele angewendet werden.

[0098] Fig. 35–Fig. 37 stellen ein gelenkiges/lenkbares und wechselbares Endoskop gemäß der vorliegenden Erfindung dar. Einige Teile der Erfindung, die in Fig. 35–Fig. 37 dargestellt sind, sind zu ihren entsprechenden Gegenstücken in Fig. 1–Fig. 34 sowie in anderen Figuren, die in der Integration durch Verweise beschrieben sind, ähnlich und gleiche Elemente sind somit durch mit Doppelstrich versehene Bezugsziffern angegeben. Wenn solche Ähnlichkeiten existieren, werden die Strukturen/Elemente der Erfindung von Fig. 35–Fig. 37, die zu jenen in Fig. 1–Fig. 34 ähnlich sind und in einer ähnlichen Weise funktionieren, nicht erneut im Einzelnen beschrieben.

O. Gelenkiges/lenkbares und wechselbares Endoskop

[0099] Nun wird auf Fig. 35 Bezug genommen, die ein Ausführungsbeispiel eines gelenkigen und wechselbaren Endoskops **310"**, das in der minimal invasiven Roboterchirurgie verwendet wird, gemäß der vorliegenden Erfindung darstellt. Das Endoskop **310"** umfasst einen länglichen Schaft **14"**. Ein flexibles Handgelenk **10"** befindet sich am Arbeitsende des Schafts **14"**. Ein Gehäuse **53"** ermöglicht, dass das chirurgische Instrument **310** lösbar mit einem Roboterarm (nicht dargestellt) koppelt, wie z.B. jenem, der im US-Patent Nr. 6 331 181 und 6 394 998 beschrieben ist, welcher sich am entgegengesetzten Ende des Schafts **14"** befindet. Im Gegensatz zum Roboterarm, der im US-Patent Nr. 6 451 027 beschrieben ist, der dazu ausgelegt ist, eine schwerere und voluminösere Endoskopkamera zu halten, ist der Robo-

terarm, der im US-Patent Nr. 6 331 181 und 6 394 998 beschrieben ist, die durch den Hinweis in ihrer Gesamtheit aufgenommen werden, für leichtere chirurgische Instrumente ausgelegt. Um Austauschbarkeit/Wechselbarkeit zu erreichen, soll eine Roboterarmkonstruktion, die ähnlich jener ist, die im US-Patent Nr. 6 331 181 und 6 394 998 beschrieben ist, für alle Arme des chirurgischen Roboters verwendet werden. Mit anderen Worten, anstelle der Verwendung eines Roboterarms, der hauptsächlich zum Tragen eines chirurgischen Endoskops ausgelegt ist, wird ein Universal/Standard-Roboterarm, der für eine kleinere Last ausgelegt ist, verwendet, um alle Arten von chirurgischen Instrumenten, einschließlich eines chirurgischen Endoskops, zu tragen. Dabei kann ein chirurgisches Endoskop an irgendeinem der Vielzahl von chirurgischen Roboterarmen des chirurgischen Roboters montiert werden, wodurch ermöglicht wird, dass das chirurgische Endoskop zwischen verschiedenen chirurgischen Armen gewechselt wird, wie während eines Eingriffs erforderlich. Folglich können Chirurgen nun das Endoskop zwischen Öffnungen austauschen, wie es typischerweise bei der herkömmlichen Laparoskopie geschieht. Der Austausch kann leicht durchgeführt werden, indem das Endoskop von einem Arm gelöst und demontiert wird und dann das Endoskop an einem anderen Arm befestigt und verriegelt wird, der ermöglicht, dass das Endoskop in eine andere Operationsöffnung im Körper des Patienten eingeführt wird. Außerdem kann die mechanische und architektonische Konstruktion des chirurgischen Robotersystems vereinfacht werden, da es nicht mehr erforderlich ist, sich an verschiedene Arten von Instrumentenarmen anzupassen.

[0100] Um dieses Ziel zu erreichen, muss das Endoskop kleiner und leichter gemacht werden. Gemäß der vorliegenden Erfindung wird eine Endoskopkameralinse am distalen Ende des flexiblen Handgelenks **10"** implementiert. Ein Lumen (nicht dargestellt) verläuft entlang der Länge des Schafts **14"**, der das distale Ende des flexiblen Handgelenks **10"** mit dem Gehäuse **53"** verbindet. Im bevorzugten Ausführungsbeispiel mit "Chip an einem Stab" kann (können) der (die) Bildsensoren) des Endoskops **310"** am distalen Ende des flexiblen Handgelenks **10'** mit entweder festverdrahteten oder drahtlosen elektrischen Verbindungen mit einer Kamerasteuereinheit montiert sein, die mit dem Verbindungsstecker **314"** am Ende des Gehäuses **53"** gekoppelt ist. Der (die) Abbildungssensor(en) kann (können) zweidimensional (2D) oder dreidimensional (3D) sein. Eine gewisse anspruchsvolle Signalverarbeitungstechnologie kann verwendet werden, um ein 3D-Bild von (einem) 2D-Abbildungssensor(en) abzuleiten. Einige beispielhafte kommerziell erhältliche Endoskoplösungen mit Chip an einem Stab umfassen Olympus America, Inc., in Melville, New York, Visionsense in Petach Tiqua, Israel, und andere. Ein solches Ausführungsbeispiel mit Chip an einem Stab kann die Größe des Endoskops auf einen Bruchteil seiner früheren Größe verringern und sein Gewicht um eine Größenordnung verringern. Folglich stellen die Größe und das Gewicht des Endoskops nicht mehr eine Schwierigkeit bei der Montage/Demontage sowie beim Manövrieren des Endoskops dar. In einem alternativen "Faserendoskop"-Ausführungsbeispiel kann (können) Abbildungssensor(en) des Endoskops **310"** wie z.B. ladungsgekoppelte Bauelemente (CCDs) innerhalb des Gehäuses **53"** montiert sein, wobei verbundene optische Fasern innerhalb des Lumens entlang der Länge des Schafts **14"** verlaufen und im Wesentlichen am distalen Ende des flexiblen Handgelenks **10"** enden.

[0101] Das Endoskop **310"** kann eine Kappe **312"** aufweisen, um die Endoskoplinse **314"** an der Spitze des distalen Endes des flexiblen Handgelenks **10"** abzudecken und zu schützen. Die Kappe **312"**, die halbkugelförmig, konisch usw. sein kann, ermöglicht, dass das Instrument während der Steuerung im/nahe dem Operationsort Gewebe weglenkt. Die Kappe **312"**, die aus Glas, klarem Kunststoff usw. bestehen kann, ist transparent, um zu ermöglichen, dass das Endoskop **310"** Bilder klar betrachtet und aufnimmt. Unter bestimmten Bedingungen, die eine klare Betrachtung und Bildaufnahme ermöglichen, kann die Kappe **312"** ebenso durchscheinend sein. In einem alternativen Ausführungsbeispiel ist die Kappe **312"** für eine verbesserte/erhöhte Betrachtungsfähigkeit des Endoskops **310"** aufblasbar (z.B. auf dreimal ihre normale Größe) . Eine aufblasbare Kappe **312"** kann aus einem flexiblen klaren Polyethylen, aus dem Gefäßplastikballone bestehen, oder einem ähnlichen Material hergestellt sein. Dabei kann die Größe der Kappe **312"** und folglich die Größe der minimal invasiven chirurgischen Öffnung, in die das Endoskop **310"** eingeführt wird, minimiert werden. Nach dem Einführen des Endoskops **310"** zum Operationsort kann die Kappe **312"** dann aufgeblasen werden, um eine erhöhte/verbesserte Betrachtung vorzusehen. Folglich kann die Kappe **312"** mit einer Fluidquelle (z.B. Salzlösung, Luft oder anderen Gasquellen) gekoppelt werden, um den geeigneten Druck zum Aufblasen der Kappe **312"** auf Verlangen bereitzustellen.

[0102] Das flexible Handgelenk **10"** stellt zusätzliche Freiheitsgrade bereit, um zu ermöglichen, dass das Endoskop **310** leicht um innere Körpergewebe, Organe usw. lenkt und manövriert, um ein gewünschtes Ziel (z.B. Epikardial- oder Myokardialgewebe) zu erreichen. Das flexible Handgelenk **10"** kann irgendeines der in Bezug auf Fig. 1–Fig. 30 vorstehend beschriebenen oder im US-Patent Nr. 6 817 974 beschriebenen Ausführungsbeispiele sein, wobei andere Ausführungsbeispiele eine Vielzahl von Gelenken usw. aufweisen. Das Gehäuses **53"** nimmt auch einen Antriebsmechanismus zum Lenken des distalen Teils des flexiblen Handgelenks **10"** auf (das

das Endoskop aufnimmt). Der Antriebsmechanismus kann ein Seilantrieb, ein Zahnradantrieb, ein Riemenantrieb oder andere Arten von Mechanismus sein. Ein beispielhafter Antriebsmechanismus und Gehäuse **53"** sind im US-Patent Nr. 6 394 998 beschrieben, das durch den Hinweis aufgenommen wird. Dieser beispielhafte Antriebsmechanismus stellt zwei Freiheitsgrade für das flexible Handgelenk **10"** (Schwenken und Gierung) bereit und ermöglicht, dass sich der Schaft **14"** um eine Achse entlang der Länge des Schafts dreht (Rollen). Die Schwenk- und Gierungsfreiheitsgrade, die die Biegung des Handgelenks **10"** direkt nahe der Spitze der Endoskoplinse um eine imaginäre horizontale Achse bzw. vertikale Achse sind, sind zusätzlich zu einer Einführungs/Herausziehbewegung (z.B. kartesische x-, y- und z-Bewegung) und Instrumentenschaftdrehung (z.B. Rollbewegung). An sich ist das Endoskop **310"** mit denselben Freiheitsgraden wie andere chirurgische Roboterinstrumente (z.B. Greifer usw.) versehen, die die Frage stellen, wie den Chirurgen intuitive Verfahren gegeben werden, um die zusätzlichen Freiheitsgrade des Endoskops zu steuern.

P. Kamerareferenz-Steuerparadigma von Slave-Instrumenten

[0103] Es ist erwünscht, Chirurgen mit intuitiven Verfahren zu versehen, um komplexe chirurgische Roboter zu steuern. Wenn ein Chirurg in einen schwierigen und komplexen chirurgischen Eingriff vertieft wird, muss er nicht wissen, wie ein chirurgischer Roboter seine Aufgaben durchführt, und vergisst vielleicht manchmal, dass er einen Roboter verwendet, um den chirurgischen Eingriff durchzuführen, aufgrund der Intuition der Weise, in der der Roboter seine Aufgaben handhabt und durchführt, wie durch den Chirurgen gelenkt. Als einfache beispielhafte Erläuterung von intuitiv gegenüber gegenintuitiv betrachte man **Fig. 36**, die darstellt, dass, wenn das Endoskop einen ebenen Blick besitzt, der geradeaus gezeigt ist, kein Unterschied zwischen der Weltreferenz- (auch bekannt als Bildreferenz) Steuerung und der Kamerareferenz- (z.B. dem Rahmen, der an der distalen Spitze des Endoskops befestigt ist) Steuerung besteht. Wenn sich jedoch die Kamera dreht, beispielsweise um 90 Grad im Uhrzeigersinn, macht das Basieren der Slave-Instrument-Bewegung im Kamerareferenzrahmen einen großen Unterschied beim Halten der Instrumentbewegung intuitiv für den Chirurgen, da, wenn das Instrument auf einer Weltreferenz basiert, eine Links-Rechts-Bewegung der Hand des Chirurgen eine Aufwärts-Abwärts-Bewegung des chirurgischen Instruments zu verursachen seinen würde. Folglich beschreiben das US-Patent Nr. 6 364 888 (nachstehend das '888-Patent) und das US-Patent Nr. 6 424 885 (nachstehend das '885-Patent), die durch den Hinweis in ihrer Gesamtheit aufgenommen werden, die Steuerung aller Slave-Instrument-Bewegungen und -Orientierungen im Endoskop-Kamerareferenzrahmen, um eine solche Intuition vorzusehen. Das im '888-Patent und '885-Patent beschriebene Endoskop besitzt jedoch nicht die Schwenk- und Gierungs-Freiheitsgrade wie das Endoskop in der vorliegenden Erfindung. Daher sind die Herausforderungen und folglich das Paradigma, die mit diesen Freiheitsgraden verbunden sind, unerwartet.

[0104] Das erste eines solchen Paradigma wird als nächstes erörtert. Wenn das Endoskop gemäß der vorliegenden Erfindung einer Schwenk- oder Gierungsbewegung unterzogen wird, wenn das Bild vom Kamerareferenzrahmen betrachtet wird, kann die Ansicht für einen Chirurgen gegenintuitiv sein. Dies liegt daran, dass, wenn das Endoskop nach oben geschwenkt wird, die Ansicht vom Kamerareferenzrahmen vielmehr eine Abwärtsansicht als eine Aufwärtsansicht zu sein scheint, die der Chirurg intuitiv erwartet. Wenn das Endoskop nach unten geschwenkt wird, scheint die Ansicht vom Kamerareferenzrahmen vielmehr eine Aufwärtsansicht als eine Abwärtsansicht zu sein, die der Chirurg intuitiv erwartet. Wenn das Endoskop nach links gegiert wird, scheint die Ansicht von der Kamera ebenso vielmehr eine Rechtsansicht als eine Linksansicht zu sein, die der Chirurg intuitiv erwartet. Wenn das Endoskop nach rechts gegiert wird, scheint die Ansicht von der Kamera vielmehr eine Linksansicht als eine Rechtsansicht zu sein, die der Chirurg intuitiv erwartet. Eine solche Gegenintuition ist unerwartet und erfordert eine Änderung des Referenzrahmens für die chirurgischen Slave-Instrumente von einem Kamerareferenzrahmen zu jener der Welt/Bild-Referenz für die Schwenk- und Gierungsbewegung des Endoskops, um die Intuition beizubehalten, die in der vorliegenden Erfindung erwünscht ist. Der Referenzrahmen für die chirurgischen Slave-Instrumente bleibt der Kamerareferenzrahmen für alle anderen Freiheitsgrade des Endoskops (z.B. kartesische x-, y- und z-Einführungs/Herauszieh-Bewegung und Instrumentenschaft-Rollbewegung) in der vorliegenden Erfindung. Mit anderen Worten, der Referenzrahmen für die zusätzlichen Freiheitsgrade wird von jenem für die herkömmlichen Freiheitsgrade, die einem chirurgischen Roboterendoskop zugeordnet sind, abgekoppelt. Trotzdem ist zu erkennen, dass es gemäß der vorliegenden Erfindung für einige Anwendungen vorteilhaft sein kann, eine Wahl zwischen einem Kamerareferenzrahmen und einem Weltreferenzrahmen zum Steuern von jedem und irgendeinem der sechs Freiheitsgrade des gelenkigen/lenkbaren und wechselbaren Endoskops zu bieten. Mit anderen Worten, irgendeiner oder alle der sechs Freiheitsgrade des gelenkigen/lenkbaren und wechselbaren Endoskops kann entweder im Kamerareferenzrahmen oder im Weltreferenzrahmen gesteuert werden.

[0105] In einem chirurgischen Master-Slave-Robotersystem wie z.B. dem Da Vinci® System ändert sich

dann, wenn irgendeiner (oder alle) der sechs Freiheitsgrade im Kamerareferenzrahmen gesteuert wird, der Referenzrahmen zusammen mit der Kamerabewegung hinsichtlich der Position und/oder Orientierung. Mit anderen Worten, die Master- (d.h. das Auge des Chirurgen) Beziehung relativ zum Slave (z.B. Endoskopkamera) ändert sich aufgrund der Bewegung der Kamera, die sich auf die Intuition der Wahrnehmung des Chirurgen relativ zu seiner Eingabe nachteilig auswirken kann, wenn eine solche Änderung nicht kompensiert wird. Diese Kompensation wird durch Umpositionieren der Master-Eingabevorrichtung durch Steuertransformationen durchgeführt. Insbesondere wird die Master/Augen-Transformation so eingestellt, dass sie der sich ändernden Slave/Kamera-Transformation entspricht. Vorzugsweise wird eine solche Master-Ausrichtungskompensation vielmehr kontinuierlich und inkremental (über inkrementale Transformationen) während der Kamerasteuerung (d.h. in oder nahe Echtzeit) ausgeführt, als dass eine größere Kompensation durchgeführt wird, die der Kamerasteuerung folgt (d.h. sequentiell), da die zugehörige Verzögerungszeit minimiert wird. Es wird erkannt, dass eine solche Master-Ausrichtungskompensation in nicht-flexiblen und nicht-lenkbaren Endoskopsystemen oder in dem Fall, in dem alle sechs Freiheitsgrade im Weltreferenzrahmen gesteuert werden, nicht erforderlich ist, da der Referenzrahmen in diesen Fällen konstant ist. Eine Master-Eingabevorrichtung, wie z.B. diejenige, im US-Patent Nr. 6 714 839 beschrieben ist, das durch den Hinweis in seiner Gesamtheit hierin aufgenommen wird, kann mit mindestens sechs (6) Freiheitsgraden gesteuert werden. Wenn eine separate Master-Eingabevorrichtung für die linke und die rechte Hand eines Benutzers verwendet wird, wie in Fig. 38 gezeigt, stehen insgesamt mindestens zwölf (12) Freiheitsgrade durch die virtuelle Kombination der zwei Master-Eingabevorrichtungen zum Steuern von Positionen und Orientierungen der Endoskopkamera sowie Funktionen wie z.B. Brennpunkt, Blendenöffnung usw. zur Verfügung. Fig. 38 stellt die zwei Master-Eingabevorrichtungen dar, die virtuell kombiniert sind, um in einer ähnlichen Weise zu einer Fahrradlenkstange zu arbeiten. Da sich die Kamera entlang der X-, Y- und Z-Achsen bewegen sowie um diese drehen kann, sind sechs (6) Freiheitsgrade von den virtuell kombinierten Master-Eingabevorrichtungen erforderlich, um diese sechs Positionen und Orientierungen unter Verwendung von entweder Geschwindigkeits- (auch bekannt als Rate) oder Positionssteuerung zu befehlen. Außerdem sind drei (3) Freiheitsgrade von den virtuell kombinierten Master-Eingabevorrichtungen erforderlich, um geometrische Einschränkungen der kombinierten Master-Eingabevorrichtungen zu implementieren/behandeln. Folglich bleiben mindestens drei (3) übrige Freiheitsgrade zum Befehlen anderer Kamerafunktionen (z.B. Brennpunkt, Blendenöffnung usw.) zur Verfügung. In einem bevorzugten Ausführungsbeispiel sind die drei Freiheitsgrade, die zum Befehlen dieser anderen Kamerafunktionen verwendet werden: Verdrehen der Lenkstange (d.h. zwei Master-Eingabevorrichtungen), Biegen der Lenkstange und Rollen jeder Master-Eingabevorrichtung in entgegengesetzten Richtungen.

[0106] Für einen üblichen Fachmann sollte es klar sein, dass irgendwelche mathematischen Änderungen (z.B. Referenzrahmenpositions-/Orientierungstransformation) sowie Steuersystemänderungen (z.B. Steueralgorithmus), die einer solchen Referenzrahmenänderung zugeordnet sind, angesichts der relevanten detaillierten Beschreibungen des '888-Patents und '885-Patents abgeleitet und implementiert werden können. Der Kürze und Deutlichkeit halber wird folglich keine zusätzliche Erörterung dessen hierin bereitgestellt.

Q. Drehpunkt für Schwenk- und Gierungsbewegung

[0107] Ein zweites Steuerparadigma beinhaltet die Auswahl eines Drehpunkts für das gelenkige/lenkbare und wechselbare Endoskop. Der Drehpunkt ist ein Punkt, um den sich der Referenzrahmen einer Endoskopbildansicht dreht. Dieser Drehpunkt wird so ausgewählt, dass ein Intuitionssinn sowie die optimalste Ansicht des Operationsorts für Chirurgen bereitgestellt werden. Für das gelenkige und wechselbare Endoskop gemäß der vorliegenden Erfindung können die zusätzlichen Schwenk- und Gierungsbewegungen (ob einzeln oder beide gleichzeitig) der Kameralinse in Kombination mit einem zweckmäßig ausgewählten Drehpunkt verwendet werden, um das Endoskop (möglicherweise in Kombination mit anderen Freiheitsgraden) zu steuern, um eine Orbitalansicht einer Anatomie (ähnlich der von einem um einen Planeten umlaufenden Satelliten beobachteten Ansicht) innerhalb eines Operationsorts relativ zum Kamerareferenzrahmen bereitzustellen. Es wird angemerkt, dass eine solche Auswahl eines Drehpunkts für herkömmliche chirurgische Roboterendoskope (z.B. ein Endoskop ohne die Schwenk- und Gierungsbewegungen) nicht erforderlich ist und daher nicht erwartet wird. Die Drehpunktkandidaten umfassen; ein angenommenes Zentrum des Operationsorts, das ein Punkt innerhalb des maximalen Arbeitsbereichs eines Endoskops sein kann (z.B. ungefähr achtunddreißig (38) mm von der distalen Spitze eines Olympus-Endoskops), ein Punkt im nahen Bereich des flexiblen Handgelenks **10"**, der Endoskop-Operationsort-Eintrittspunkt usw. Nun wird auf Fig. 37 Bezug genommen, die die verschiedenen potentiellen Drehpunkte für das Endoskop **310"** gemäß der vorliegenden Erfindung darstellt. Wie in Fig. 37 gezeigt, wurde das Endoskop **310"** in die Öffnung **371** an einem Operationsort um das Organ **372**, eingeführt. Der Punkt **373** ist das angenommene Zentrum, der Punkt **374** ist der Punkt benachbart zum oder am flexiblen Handgelenk **10"** und der Punkt **375** ist der Punkt, an dem das Endoskop **310"** in den Operati-

onsort eintritt.

[0108] Der angenommene zentrale Drehpunkt kann der logischste sein, da die meisten Aktivitäten an einem Operationsort wahrscheinlich in dem nahen Bereich geschehen, der die Spitze des Endoskops umgibt, und in Anbetracht der sechs Freiheitsgrade des gelenkigen/lenkbaren Endoskops der vorliegenden Erfindung zusammen mit der Zoomfähigkeit unbedeutende Einstellungen schnell durchgeführt werden können, um die gewünschte optimale Sicht zu erhalten. Es besteht jedoch ein Nachteil bei einer solchen Auswahl, der die überaktive Bewegung beinhaltet, die mit dem proximalen Ende (Hinterende) des Endoskops **310"** und signifikanter dem Roboterarm, mit dem das Endoskop lösbar gekoppelt ist, verbunden ist, wenn eine Schwenk- und/oder Gierungsbewegung der Kameralinse durchgeführt wird. Die überaktive Bewegung des Roboterarms, der das Endoskop **310"** trägt, kann unerwünscht sein, da er in den Weg von anderen Roboterarmen des Systems gelangen kann, die sich während eines Eingriffs alle gleichzeitig bewegen können, was zu einer Armkollision führt.

[0109] Das Bewegen des Drehpunkts zum Endoskop-Operationsort-Eintrittspunkt scheint die Roboterarmbewegung zu dämpfen, da der Abstand zwischen dem Drehpunkt und dem Roboterarm erheblich verringert wird (durch Verringern des Ausmaßes an gekoppelter Dreh- und Translationsbewegung), scheint jedoch auch weniger optimale Betrachtungsbilder des Operationsorts aufgrund der physikalischen und geometrischen Einschränkungen zu erzeugen. Im Vergleich wird, wenn der Drehpunkt um das Zentrum des flexiblen Handgelenks **10"** liegt, der Abstand zwischen dem Drehpunkt und dem Roboterarm verringert, wodurch die Armbewegung auch gedämpft wird, jedoch mit verbesserten Betrachtungsbildern aufgrund von weniger physikalischen und geometrischen Einschränkungen. Daher ist ein Punkt um das Zentrum des flexiblen Handgelenks **10"** der bevorzugte Drehpunkt für das gelenkige, wechselbare Endoskop der vorliegenden Erfindung. Eine beispielhafte Implementierung eines Drehpunkts ist im '885-Patent vorgesehen, das die Abbildung eines Master-Steuerpunkts auf einen Slave-Steuerpunkt beschreibt.

[0110] Die vorstehend beschriebenen Anordnungen der Vorrichtung und Verfahren erläutern lediglich Anwendungen der Prinzipien dieser Erfindung und viele weitere Ausführungsbeispiele und Modifikationen können vorgenommen werden, ohne vom Gedanken und Schutzbereich der Erfindung, wie in den Ansprüchen definiert, abzuweichen. Der Schutzbereich der Erfindung sollte daher nicht mit Bezug auf die obige Beschreibung bestimmt werden, sondern sollte statt dessen mit Bezug auf die beigefügten Ansprüche zusammen mit ihrem vollen Umfang an Äquivalenten bestimmt werden.

Patentansprüche

1. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop, das mit einem chirurgischen Robotersystem mit einer Vielzahl von Armen gekoppelt ist, wobei das Endoskop umfasst:
einen länglichen Schaft mit einem Arbeitsende, einem proximalen Ende und einer Schaftachse zwischen dem Arbeitsende und dem proximalen Ende;
ein flexibles Handgelenk mit einem distalen Ende und einem proximalen Ende, wobei das proximale Ende des Handgelenks mit dem Arbeitsende des länglichen Schafts verbunden ist;
eine Endoskopkameralinse, die am distalen Ende des Handgelenks installiert ist, wobei die Kameralinse ein Bild eines Objekts aufnimmt; und
eine Vielzahl von Betätigungsverbindungen, die das Handgelenk mit dem proximalen Ende des länglichen Schafts verbinden, so dass die Verbindungen betätigbar sind, um das Handgelenk mit mindestens einem Freiheitsgrad zu versehen;
wobei ein Referenzrahmen, der zum Steuern der Bewegung in dem mindestens einen Freiheitsgrad verwendet wird, am flexiblen Handgelenk für eine Handgelenkbewegung befestigt ist, die dem mindestens einen Freiheitsgrad zugeordnet ist.

2. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 1, wobei der mindestens eine Freiheitsgrad eine Schwenkbewegung und eine Gierungsbewegung des Handgelenks beinhaltet.

3. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 2, wobei ein Referenzrahmen, der zum Steuern anderer Freiheitsgrade, die zum Endoskop gehören, verwendet wird, am Objekt befestigt ist.

4. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 1, wobei ein Bild des Objekts, das vom Endoskop in Zusammenhang mit dem mindestens einen Freiheitsgrad aufgenommen wird, auf dem Referenzrahmen basiert, der sich um einen Drehpunkt dreht, der nahe dem flexiblen Handgelenk liegt.

5. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 4, wobei das Bild des Objekts eine Orbitalansicht ist.

6. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 1, wobei das Endoskop mit irgendeinem der Vielzahl von Armen lösbar gekoppelt ist und dazu ausgelegt ist, zwischen der Vielzahl von Armen gewechselt zu werden, so dass eine Standardarmkonstruktion für das chirurgische Robotersystem verwendet wird.

7. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 1, wobei der mindestens

eine Freiheitsgrad hinsichtlich der Position oder Geschwindigkeit gesteuert wird.

8. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop, das mit einem chirurgischen Robotersystem mit einer Vielzahl von Armen gekoppelt ist, wobei das Endoskop umfasst:
einen länglichen Schaft mit einem Arbeitsende, einem proximalen Ende und einer Schaftachse zwischen dem Arbeitsende und dem proximalen Ende;
ein flexibles Handgelenk mit einem distalen Ende und einem proximalen Ende, wobei das proximale Ende des Handgelenks mit dem Arbeitsende des länglichen Schafts verbunden ist;
eine Endoskopkameralinse, die am distalen Ende des Handgelenks installiert ist, wobei die Kameralinse ein Bild eines Objekts aufnimmt; und
eine Vielzahl von Betätigungsverbindungen, die das Handgelenk mit dem proximalen Ende des länglichen Schafts verbinden, so dass die Verbindungen betätigbar sind, um das Handgelenk mit mindestens einem Freiheitsgrad zu versehen;
wobei ein Bild des Objekts, das vom Endoskop in Zusammenhang mit dem mindestens einen Freiheitsgrad aufgenommen wird, auf einem Referenzrahmen basiert, der sich um einen Drehpunkt dreht, der nahe dem flexiblen Handgelenk liegt.

9. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 8, wobei das Bild des Objekts eine Orbitalansicht ist.

10. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 8, wobei der zum Steuern der Bewegung in dem mindestens einen Freiheitsgrad verwendete Referenzrahmen am flexiblen Handgelenk für eine Handgelenkbewegung befestigt ist, die dem mindestens einen Freiheitsgrad zugeordnet ist.

11. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 10, wobei der mindestens eine Freiheitsgrad eine Schwenkbewegung und eine Gierungsbewegung des Handgelenks beinhaltet.

12. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 11, wobei ein Referenzrahmen, der zum Steuern anderer Freiheitsgrade, die dem Endoskop zugeordnet sind, verwendet wird, am Objekt befestigt ist.

13. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 8, wobei das Endoskop mit irgendeinem der Vielzahl von Armen lösbar gekoppelt ist und dazu ausgelegt ist, zwischen der Vielzahl von Armen gewechselt zu werden, so dass eine Standardarmkonstruktion für das chirurgische Robotersystem verwendet wird.

14. Minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop nach Anspruch 8, wobei der mindestens eine Freiheitsgrad hinsichtlich der Position oder Geschwindigkeit gesteuert wird.

15. Verfahren zum Bereitstellen von mehr Intuition für einen Benutzer für ein minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop mit einem flexiblen Handgelenk mit mindestens einem Bewegungsgrad, umfassend Befestigen eines Referenzrahmens, der zum Steuern der Bewegung in dem mindestens einen Freiheitsgrad verwendet wird, am flexiblen Handgelenk für eine Handgelenkbewegung, die dem mindestens einen Freiheitsgrad zugeordnet ist.

16. Verfahren nach Anspruch 15, wobei der mindestens eine Freiheitsgrad eine Schwenkbewegung und eine Gierungsbewegung des Handgelenks umfasst.

17. Verfahren nach Anspruch 16, wobei ein Referenzrahmen, der zum Steuern anderer Freiheitsgrade, die dem Endoskop zugeordnet sind, verwendet wird, am Objekt befestigt wird.

18. Verfahren zum Dämpfen einer Bewegung eines proximalen Endes eines gelenkigen chirurgischen Endoskops mit einem flexiblen Handgelenk an einem distalen Ende mit mindestens einem Bewegungsgrad, wenn ein Bild eines Objekts in Zusammenhang mit dem mindestens einen Freiheitsgrad aufgenommen wird, umfassend:
Aufnehmen des Bildes des Objekts in Zusammenhang mit dem mindestens einen Freiheitsgrad auf der Basis eines Referenzrahmens, der sich um einen Drehpunkt dreht, der nahe dem flexiblen Handgelenk liegt.

19. Verfahren nach Anspruch 18, wobei das Bild des Objekts eine Orbitalansicht ist.

20. Master-Slave-Robotersystem mit:
einer Master-Steuereinheit, die umfasst:
eine Plattform;
mindestens eine Master-Eingabevorrichtung, die um drei Achsen in Bezug auf die Plattform drehbar ist und entlang drei Achsen relativ zur Plattform verschiebbar ist;
ein Gestänge, das die Eingabevorrichtung in Bezug auf die Plattform abstützt;
ein Sensorsystem, das mit dem Gestänge gekoppelt ist, um die Bewegung um eine Vielzahl von Stellen am Gestänge zu messen;
ein Antriebssystem, das mit dem angetriebenen Gelenk in Antriebseingriff steht; und
einen Prozessor, der mit dem Sensorsystem und dem Antriebssystem koppelt, so dass das Antriebssystem das Gestänge betätigt, während die mindestens eine Master-Eingabevorrichtung umpositioniert wird; und
mindestens ein Slave-Gestänge, das mit dem Master

gekoppelt ist, wobei das mindestens eine Slave-Gestänge mit 6 Freiheitsgraden in Reaktion auf die Umpositionierung der mindestens einen Master-Eingabevorrichtung lenkt, wobei das Slave-Gestänge ein minimal invasives gelenkiges chirurgisches Endoskop umfasst, wobei das Endoskop umfasst:
einen länglichen Schaft mit einem Arbeitsende, einem proximalen Ende und einer Schaftachse zwischen dem Arbeitsende und dem proximalen Ende;
ein flexibles Handgelenk mit einem distalen Ende und einem proximalen Ende, wobei das proximale Ende des Handgelenks mit dem Arbeitsende des länglichen Schafts verbunden ist;
eine Endoskopkameralinse, die am distalen Ende des Handgelenks installiert ist, wobei die Kameralinse ein Bild eines Objekts aufnimmt; und
eine Vielzahl von Betätigungsverbindungen, die das Handgelenk mit dem proximalen Ende des länglichen Schafts verbinden, so dass die Verbindungen betätigbar sind, um das Handgelenk mit mindestens einem Freiheitsgrad zu versehen;
wobei ein Referenzrahmen, der zum Steuern der Bewegung in dem mindestens einen Freiheitsgrad verwendet wird, am flexiblen Handgelenk für eine Handgelenkbewegung befestigt ist, die dem mindestens einen Freiheitsgrad zugeordnet ist.

21. Master-Slave-Robotersystem nach Anspruch 20, wobei der mindestens eine Freiheitsgrad eine Schwenkbewegung und eine Gierungsbewegung des Handgelenks beinhaltet.

22. Master-Slave-Robotersystem nach Anspruch 21, wobei ein Referenzrahmen, der zum Steuern anderer Freiheitsgrade, die dem Endoskop zugeordnet sind, verwendet wird, am Objekt befestigt ist.

23. Master-Slave-Robotersystem nach Anspruch 20, wobei ein Bild des Objekts, das vom Endoskop in Zusammenhang mit dem mindestens einem Freiheitsgrad aufgenommen wird, auf dem Referenzrahmen basiert, der sich um einen Drehpunkt dreht, der nahe dem flexiblen Handgelenk liegt.

24. Master-Slave-Robotersystem nach Anspruch 23, wobei das Bild des Objekts eine Orbitalansicht ist.

25. Master-Slave-Robotersystem nach Anspruch 20, wobei das Endoskop mit irgendeinem der Vielzahl von Armen lösbar gekoppelt ist und so ausgelegt ist, dass es zwischen der Vielzahl von Armen gewechselt wird, so dass eine Standardarmkonstruktion für das chirurgische Robotersystem verwendet wird.

26. Master-Slave-Robotersystem nach Anspruch 20, wobei die mindestens eine Master-Eingabevorrichtung ferner verwendet wird, um Funktionen der Endoskopkameralinse, einschließlich Brennpunkt oder Blendenöffnung, zu steuern.

27. Master-Slave-Robotersystem nach Anspruch 20, wobei eine Master-Ausrichtungskompensation kontinuierlich und inkremental durch Einstellen der Master-Transformation so, dass sie der Slave-Transformation entspricht, während einer Bewegung der Endoskopkameralinse ausgeführt wird, um die Master-Slave-Intuition aufrechtzuerhalten.

28. Master-Slave-Robotersystem nach Anspruch 20, wobei der mindestens eine Freiheitsgrad hinsichtlich der Position oder Geschwindigkeit gesteuert wird.

Es folgen 15 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

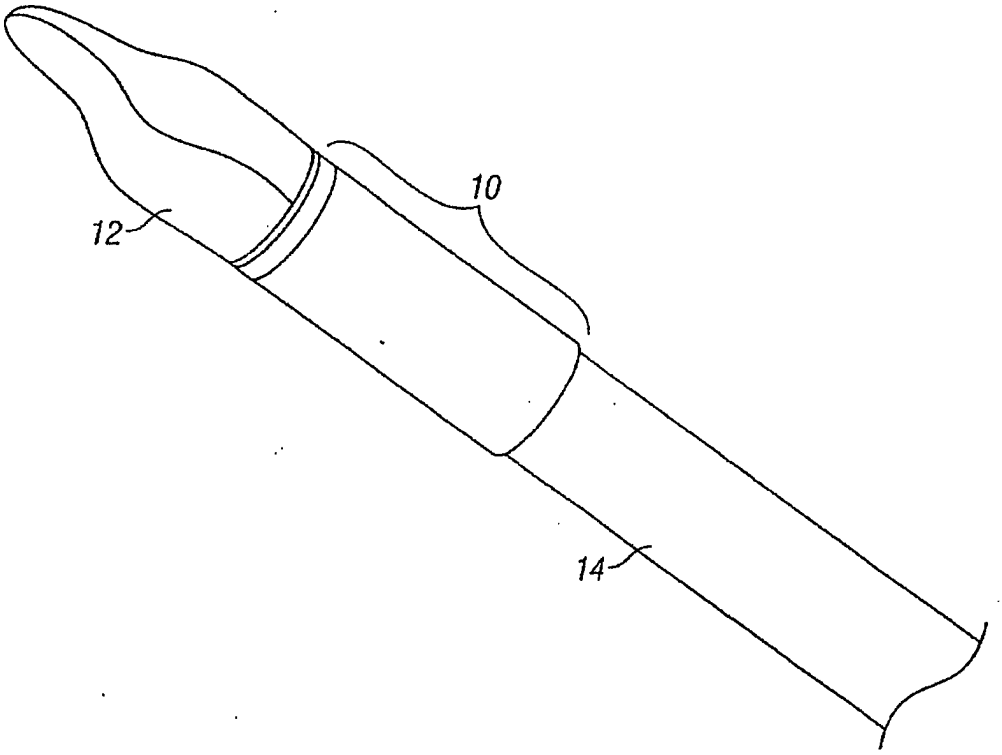


FIG. 1

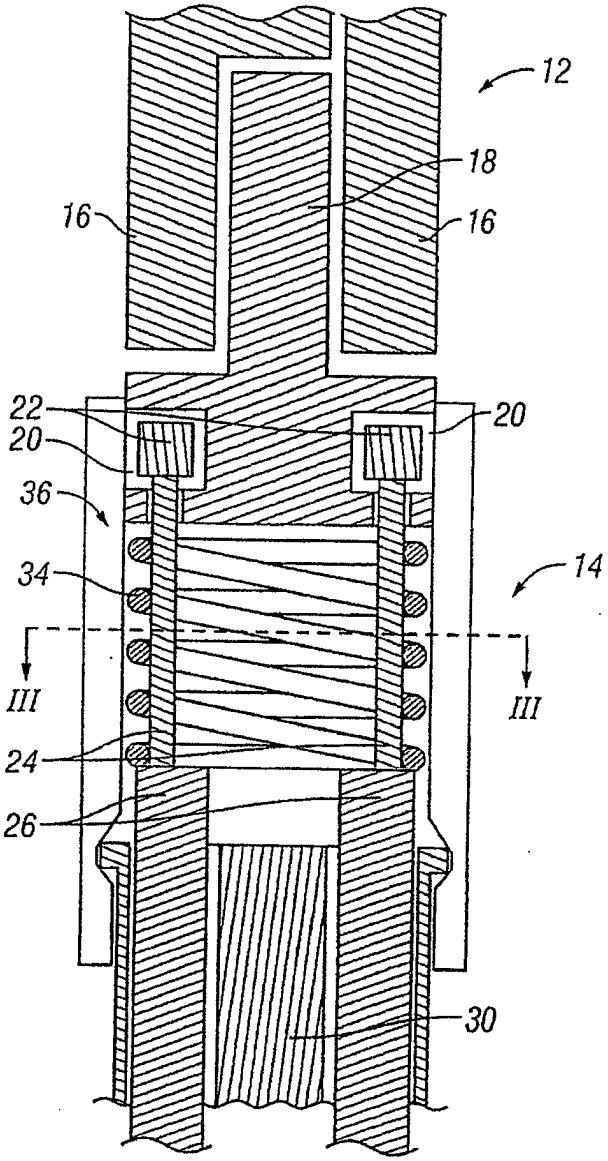


FIG. 2

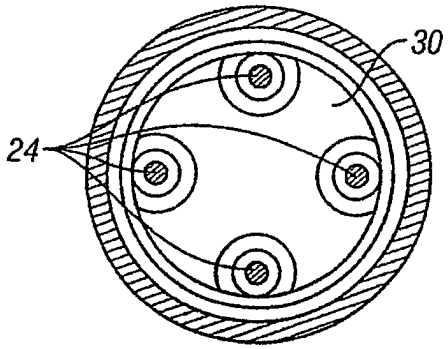


FIG. 3

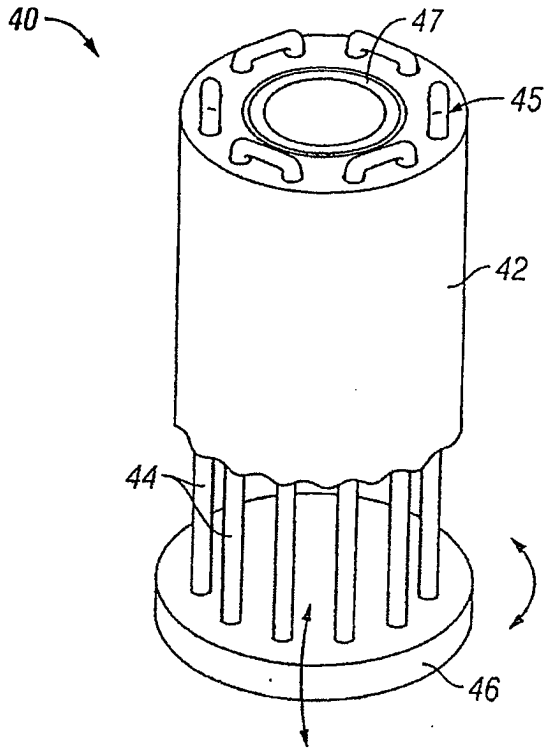


FIG. 4

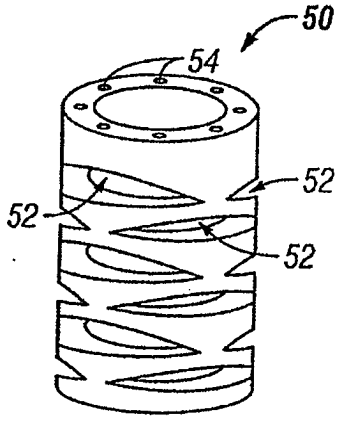


FIG. 5

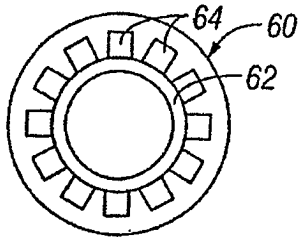


FIG. 6

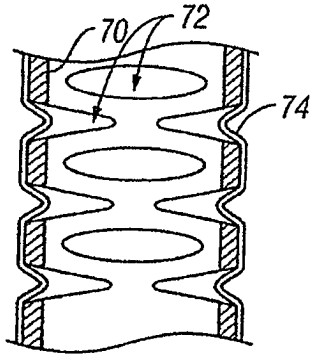


FIG. 7

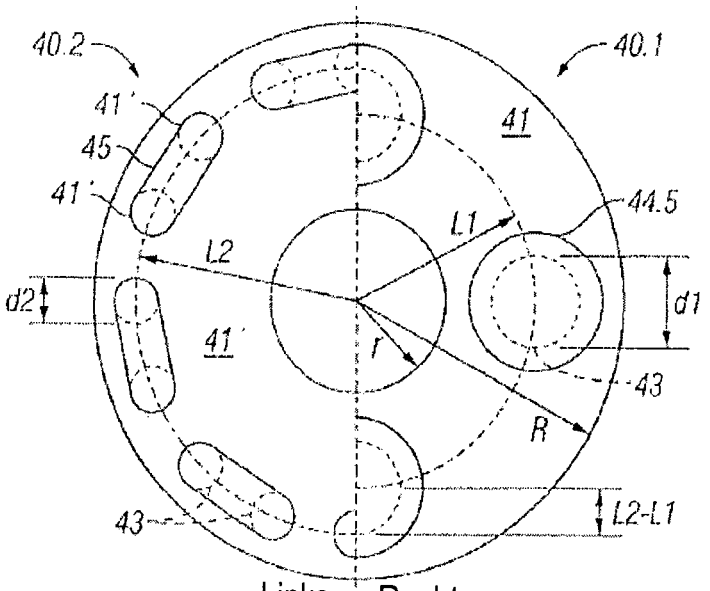

40.2
40.1
41'
45
41'
41
44.5
L1
L2
d2
d1
41'
r
43
R
43
L2-L1
Links
Rechts
Beispiel 2
Beispiel 1
n2 = 2x8 = 16, d2 = 1/2 d1
n1 = 4

FIG. 4A

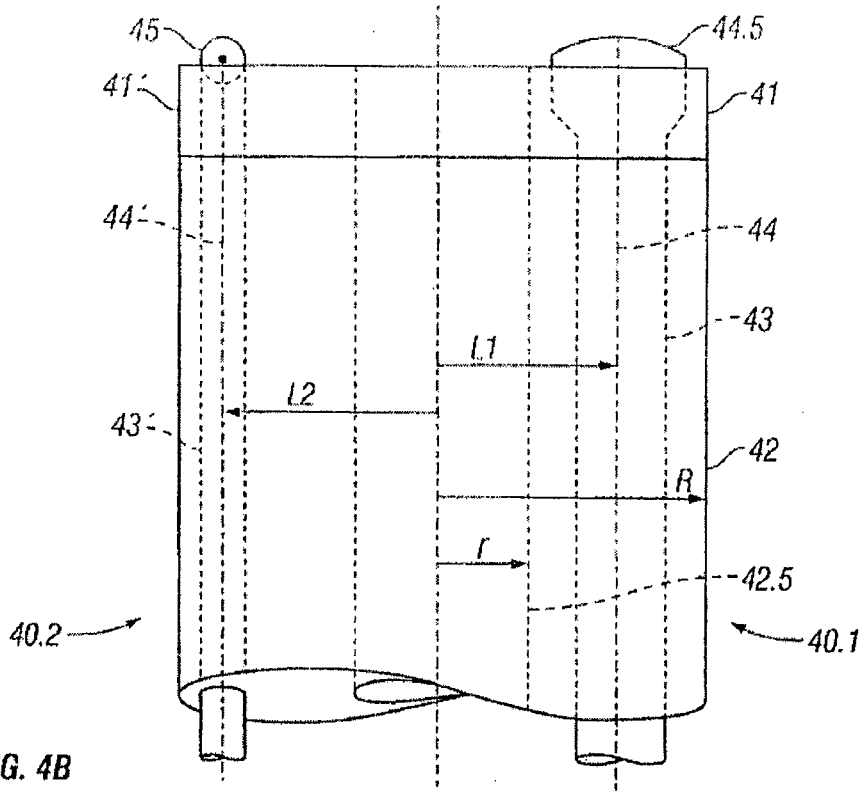

45
44.5
41'
41
44'
44
43
L1
L2
43'
42
R
r
42.5
40.2
40.1

FIG. 4B

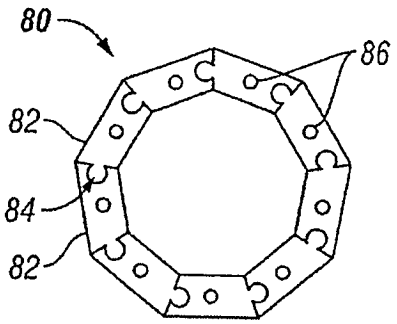


FIG. 8

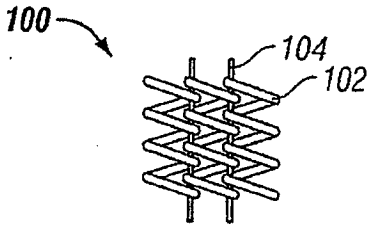


FIG. 11

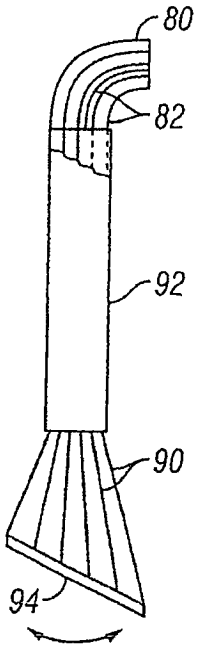


FIG. 9

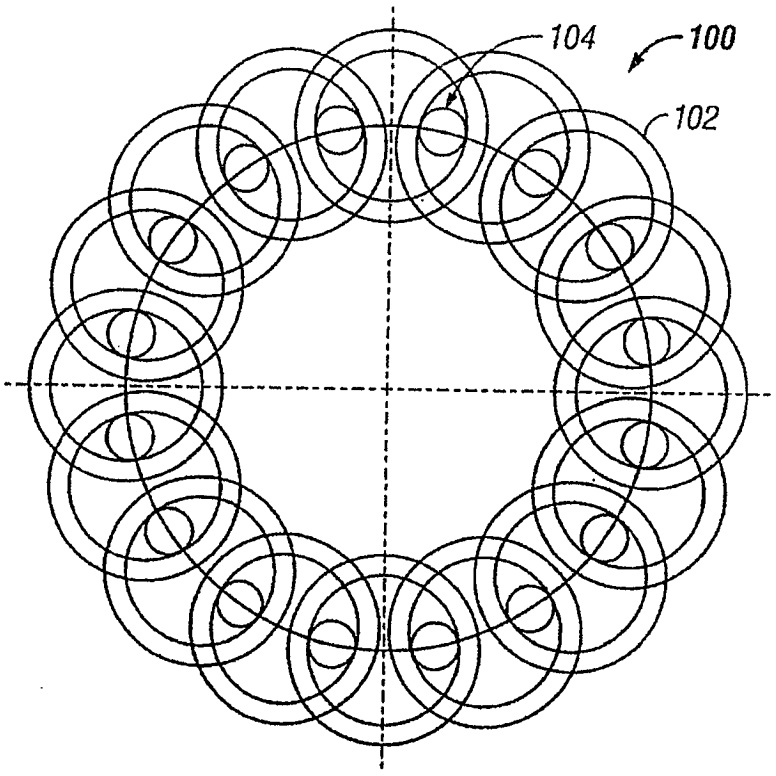


FIG. 10

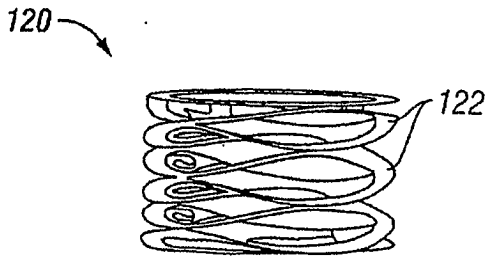


FIG. 12

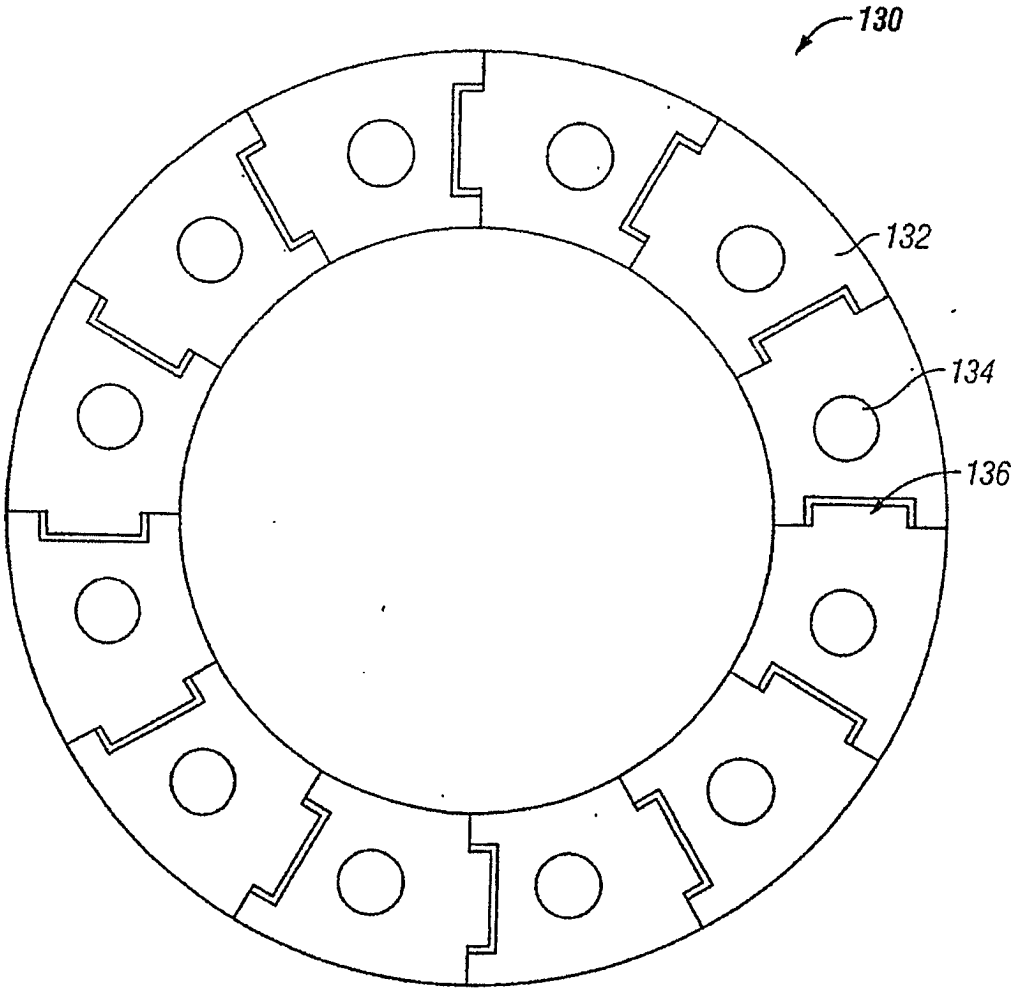


FIG. 13

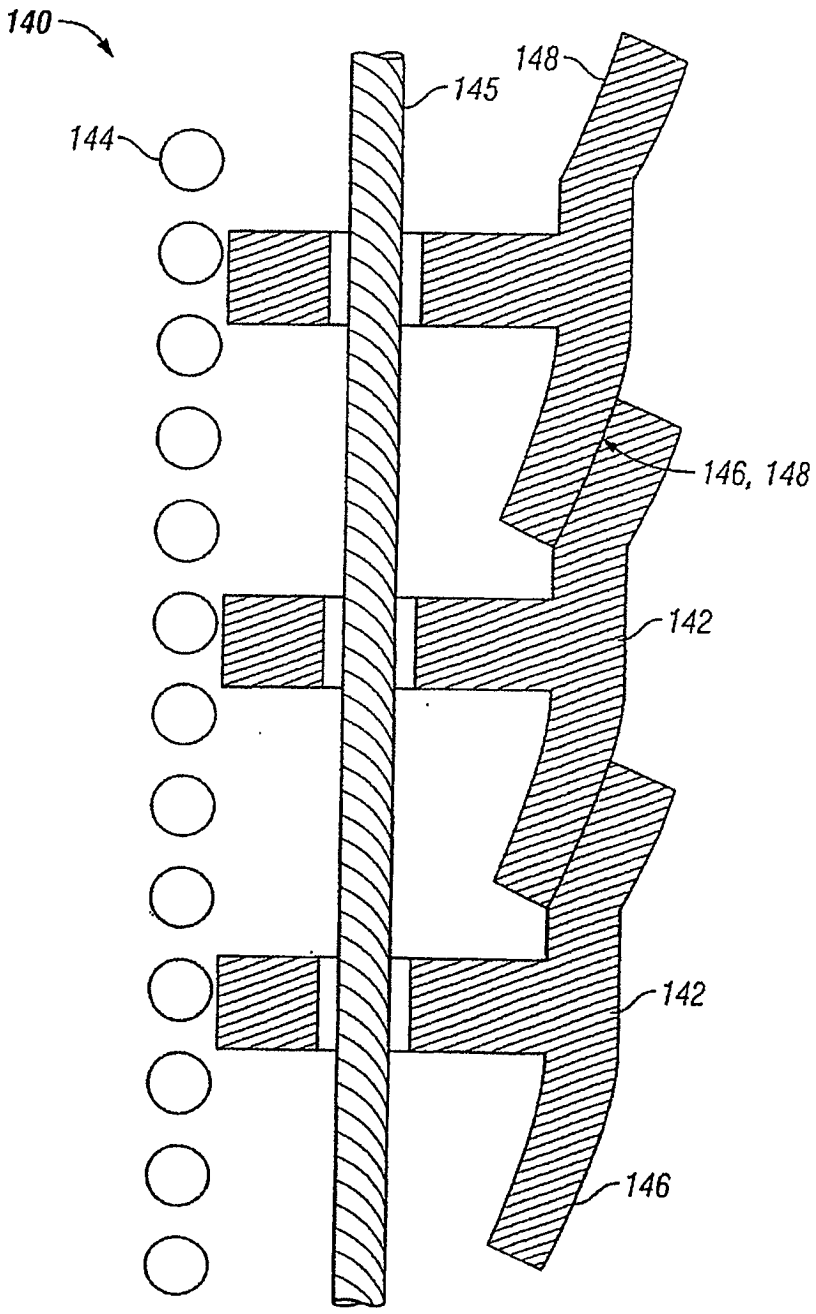


FIG. 14

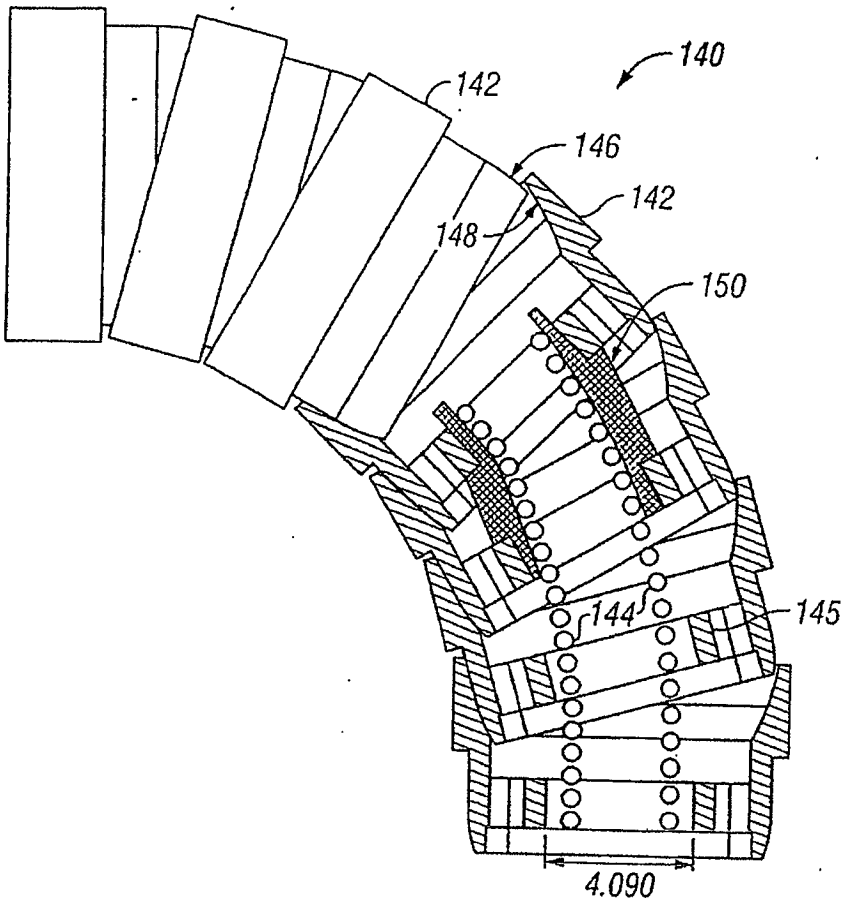


FIG. 15

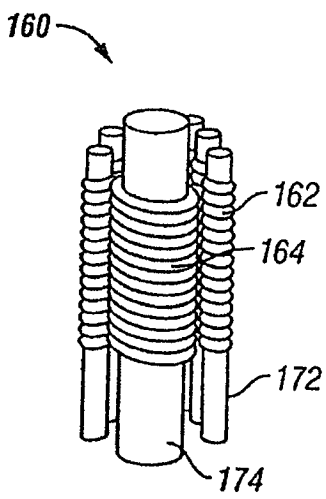


FIG. 16

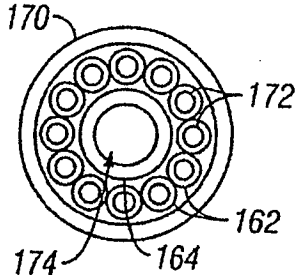


FIG. 17

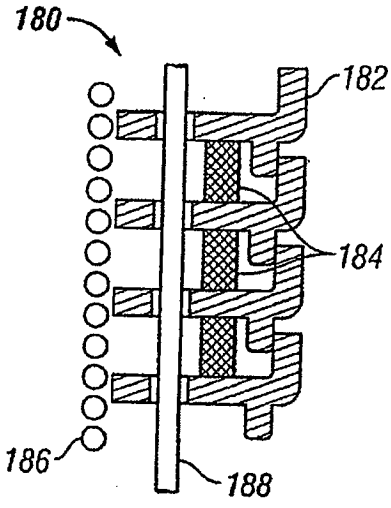


FIG. 18

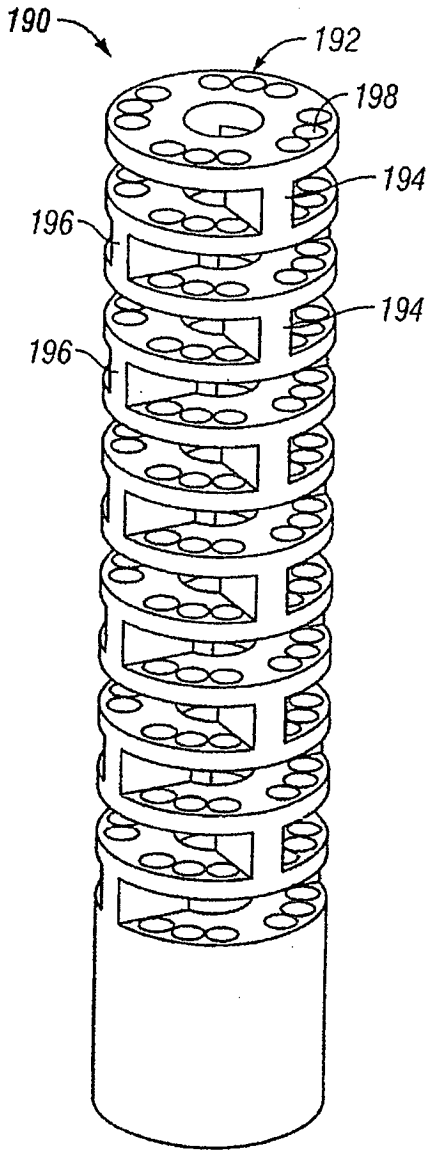


FIG. 19

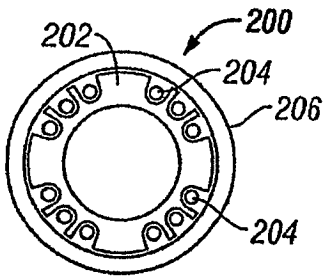


FIG. 20

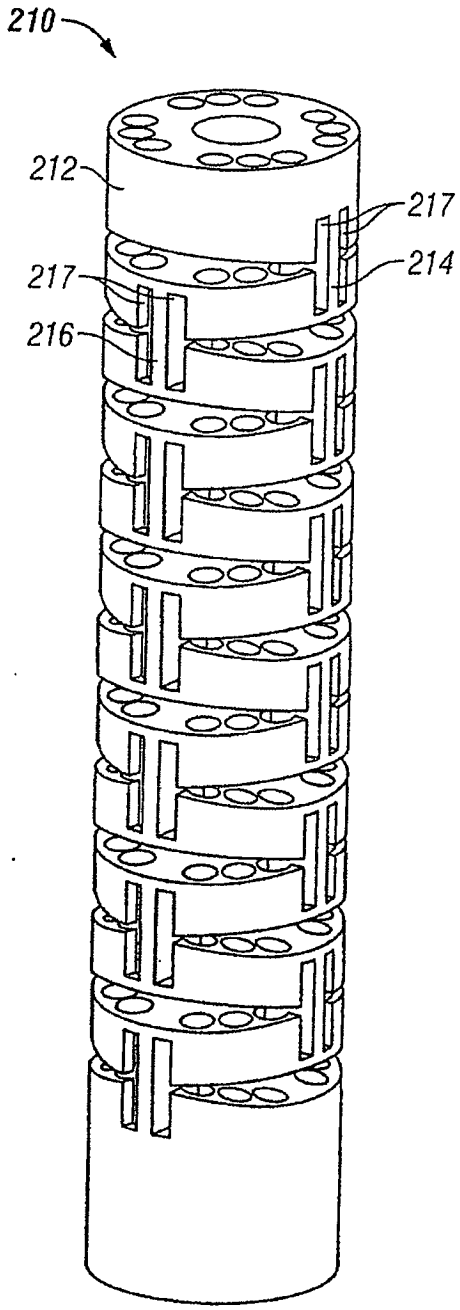


FIG. 21

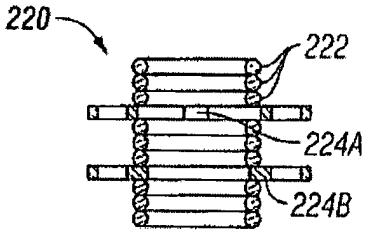


FIG. 22

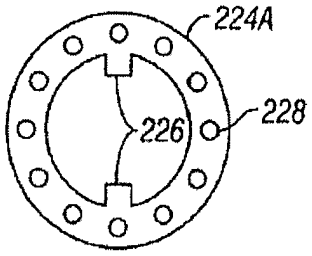


FIG. 23

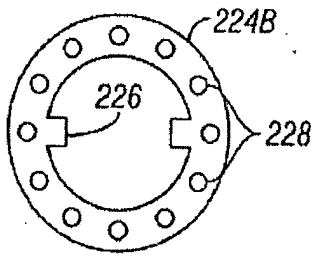


FIG. 24

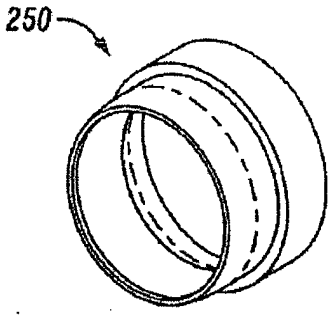


FIG. 25

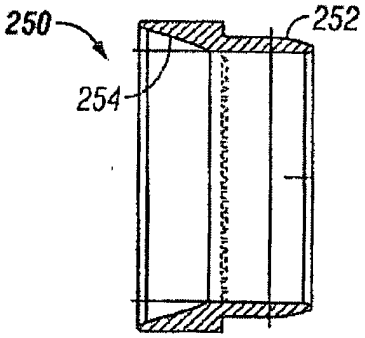


FIG. 26

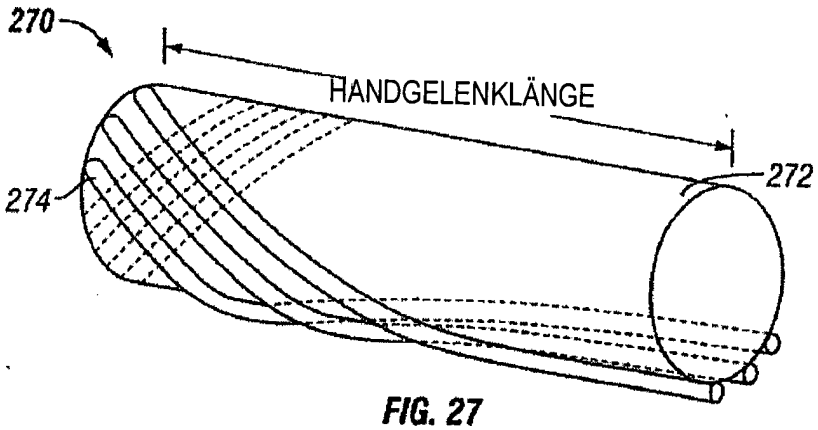


FIG. 27

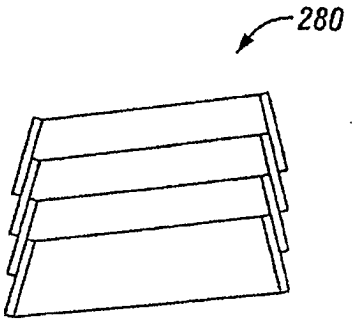


FIG. 28

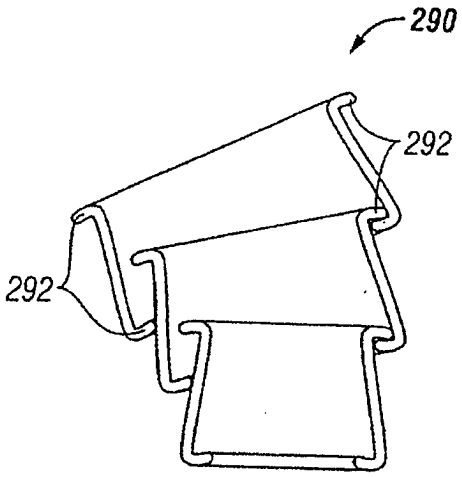


FIG. 29

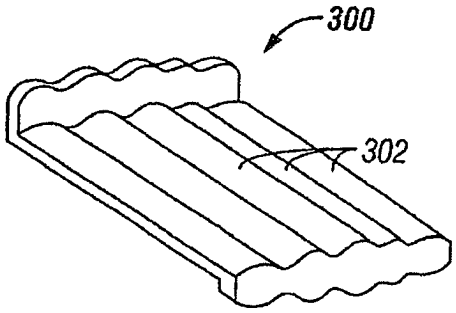


FIG. 30

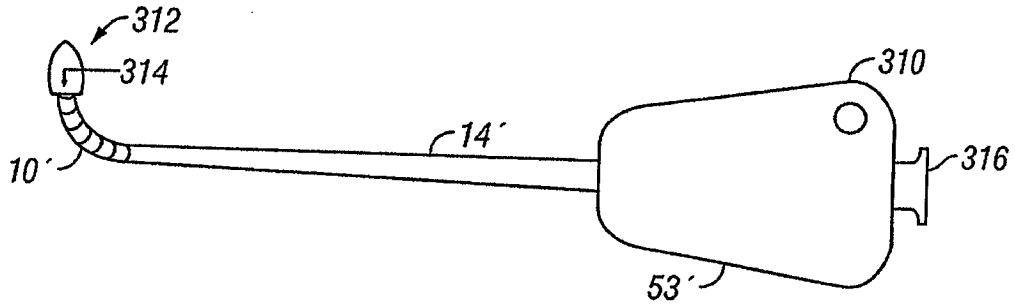


FIG. 31

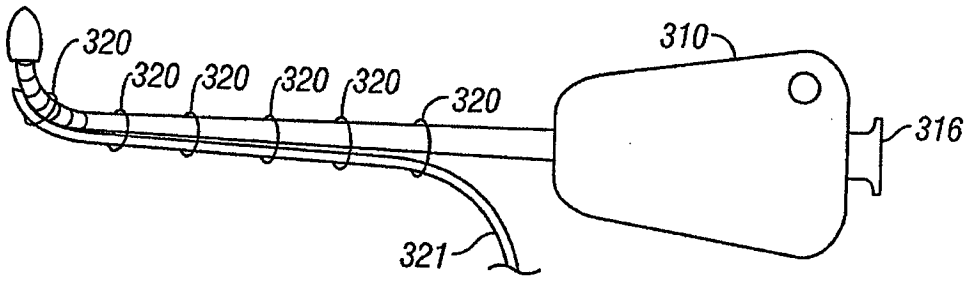


FIG. 32

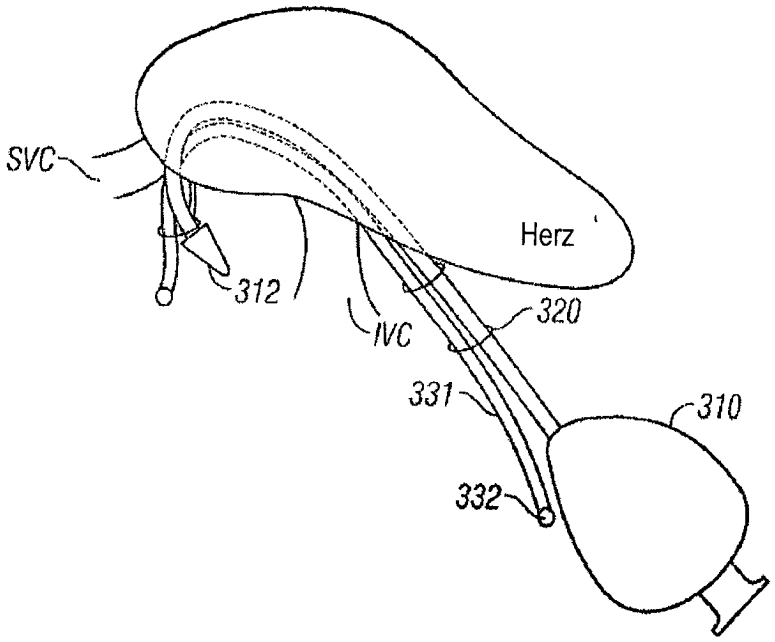

SVC
Herz
312
IVC
320
331
310
332

FIG. 33

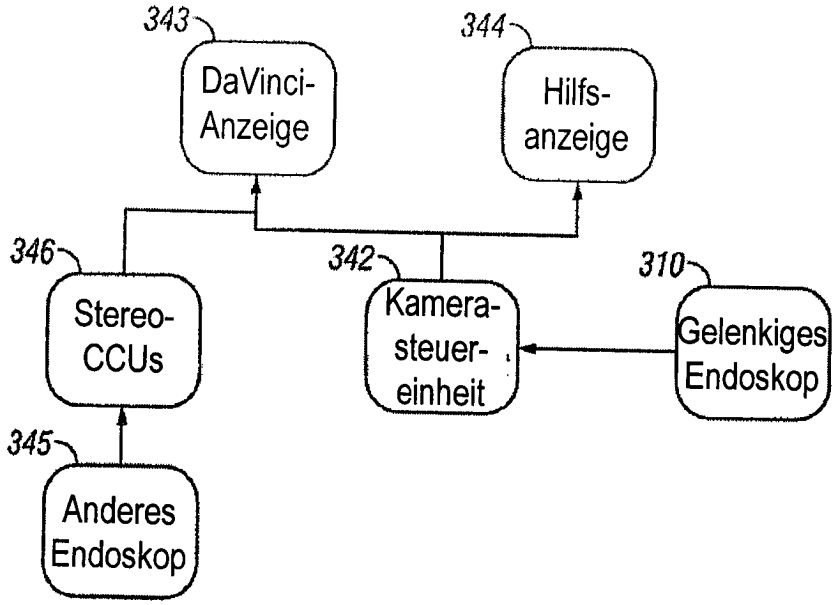

343
DaVinci-Anzeige
344
Hilfs-anzeige
346
Stereo-CCUs
342
Kamera-steuer-einheit
310
Gelenkiges Endoskop
345
Anderes Endoskop

FIG. 34

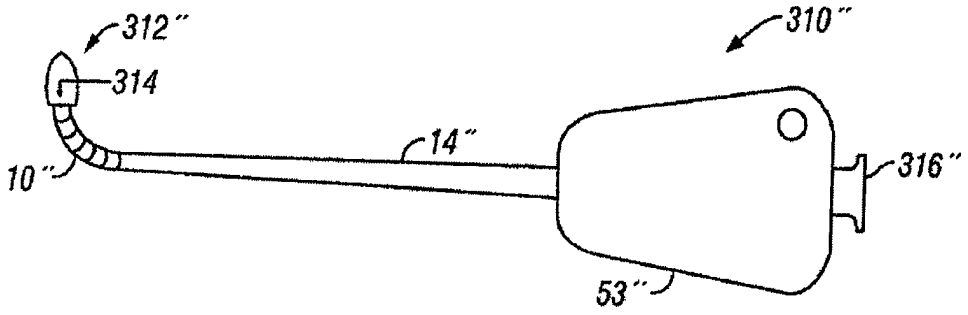


FIG. 35

	ebene Kamera		gedrehte Kamera	
Instrument-bewegung	Welt-referenz ↔	Kamera-referenz ↔	Welt-referenz ↔	Kamera-referenz ↕
Kamera-orientierung				
Chirurgen-bewegung	Links-Rechts		Links-Rechts	

FIG. 36

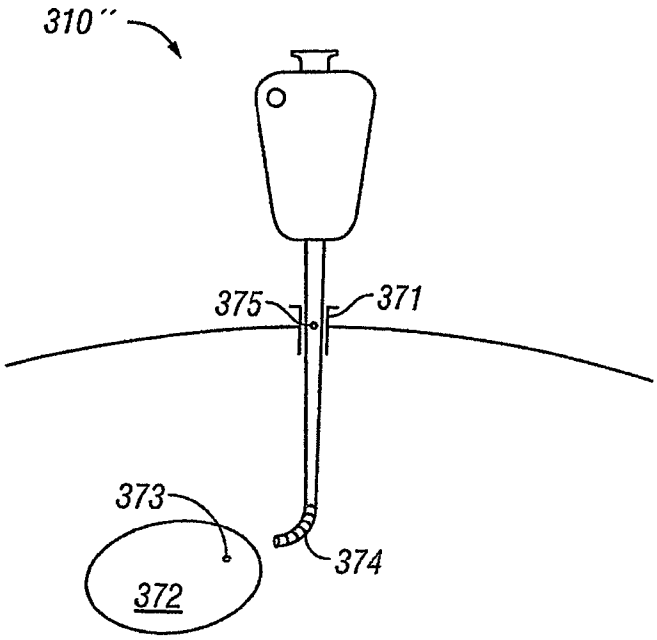


FIG. 37

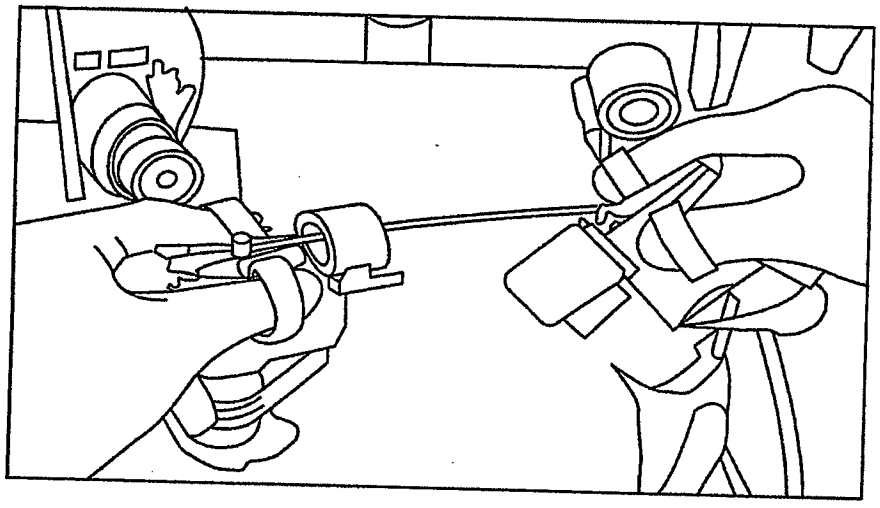


FIG. 38