



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 20 2009 005 815 U1** 2009.10.01

(12)

Gebrauchsmusterschrift

(21) Aktenzeichen: **20 2009 005 815.8**

(22) Anmeldetag: **20.04.2009**

(47) Eintragungstag: **27.08.2009**

(43) Bekanntmachung im Patentblatt: **01.10.2009**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 17/04 (2006.01)**

(73) Name und Wohnsitz des Inhabers:
ArthroCare Corporation, Austin, Tex., US

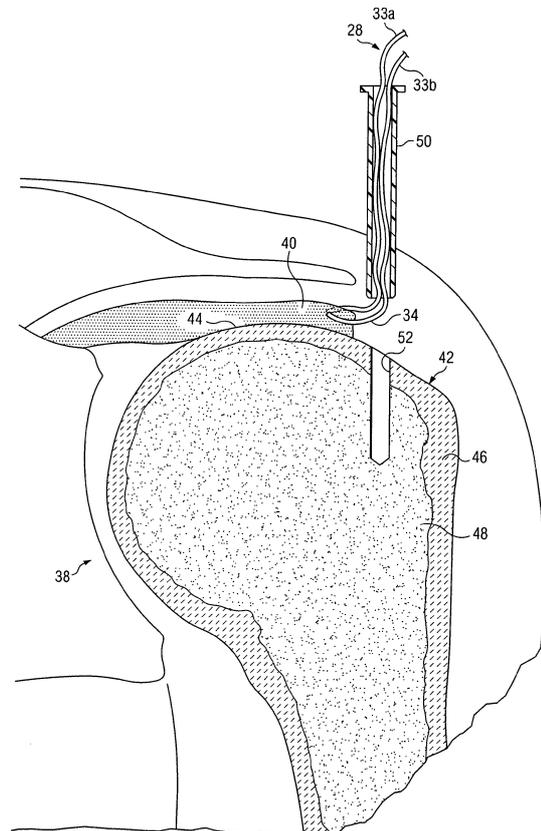
(74) Name und Wohnsitz des Vertreters:
**Bosch Jehle Patentanwalts-gesellschaft mbH, Pat.-
u. Rechtsanw., 80639 München**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Knotenfreier Fadenanker mit diskreten Polymerbestandteilen**

(57) Hauptanspruch: Knotenlose Nahtmaterialverankerung zur Befestigung von Weichgewebe an Knochen, umfassend:

eine erste Komponente, die so gestaltet ist, dass die Verankerung in einer Knochenbohrung befestigt werden kann;
eine zweite Komponente distal der ersten Komponente, wobei die zweite Komponente eine Nahtmaterialführung und eine proximale Anschlagfläche umfasst, die an eine distale Oberfläche der ersten Oberfläche anschlägt;
eine dritte Komponente distal der zweiten Komponente, wobei die dritte Komponente einen Hohlraum und eine proximale Öffnung umfasst, wobei der Hohlraum so gestaltet ist, dass er die zweite Komponente aufnehmen und das Nahtmaterial zusammendrücken kann, wenn sich die zweite Komponente im Hohlraum der dritten Komponente befindet und dadurch das Nahtmaterial arretiert, und dadurch gekennzeichnet, dass die zweite Komponente aus Polymer gefertigt ist.



Beschreibung

TECHNISCHES GEBIET DER ERFINDUNG

[0001] Diese Erfindung bezieht sich generell auf Vorrichtungen zur Befestigung von Weichgewebe an Knochen und mehr bevorzugt an Anker. Die Erfindung findet insbesondere Anwendung auf arthroskopische Operationsmethoden zur Wiederbefestigung der Rotatormanschette an den Oberarmkopf, um die Rotatormanschette zu reparieren.

HINTERGRUND

[0002] Ein zunehmend verbreitetes Problem bei Sehnen und anderem weichem Bindegewebe ist, dass das Bindegewebe reißt oder sich von dem dazugehörigen Knochen ablöst. Ein derartiger Riss oder eine derartige Ablösung ist ein „Rotatormanschetten“-riss, bei dem sich die Supraspinatussehne vom Oberarm trennt, wodurch Schmerzen und Verlust der Fähigkeit zum Anheben und externen Rotieren des Arms verursacht werden. Eine vollständige Trennung kann auftreten, wenn die Schulter einem schwerwiegenden Trauma ausgesetzt wird; der Riss beginnt jedoch typischerweise als kleine Läsion, insbesondere bei älteren Patienten.

[0003] Die Wiederherstellung einer gerissenen Rotatormanschette wird heute üblicherweise im chirurgischen Verfahren mittels einer großen Inzision vorgenommen. Diese Vorgehensweise wird derzeit in fast 99% der Rotatormanschetten-Wiederherstellungsfälle angewendet. Es gibt zwei Arten der offenen chirurgischen Vorgehensweise zur Wiederherstellung der Rotatormanschette, eine ist als die „klassische offene“ und die andere als „mini-offene“ bekannt. Die klassische offene Vorgehensweise setzt eine große Inzision und vollständige Ablösung des Deltoid-Muskels vom Schulterblatt voraus, um die Exposition zu ermöglichen. Die Manschette wird von Ablagerungen befreit, um sicherzustellen, dass sich der Faden an das lebensfähige Gewebe befestigt und um eine angemessene Randapproximation zu erzeugen. Außerdem wird der Oberarmkopf am vorgeschlagenen Weichgewebe-Knochenbefestigungspunkt abgeschliffen oder genutet, was die Heilung auf der rohen Knochenoberfläche erhöht. Eine Reihe Löcher von kleinem Durchmesser, die als „transossäre Tunnel“ bezeichnet werden, werden lateral von der abgeschliffenen oder genuteten Oberfläche zu einem Punkt auf der äußeren Oberfläche des Tuberculum majus durch den Knochen „gestanzt“, üblicherweise eine Entfernung von 2 bis 3 cm. Schließlich wird die Manschette genäht und an den Knochen befestigt, indem die Fadenenden durch die transossären Tunnel gezogen und zusammengebunden werden, wobei der Knochen zwischen zwei aufeinander folgende Tunnel als Brücke benutzt wird, wonach der Deltoid-Muskel chirurgisch wieder an das Schulterblatt be-

festigt werden muss. Wegen dieser Vorgehensweise ist ein postoperativer Schutz des Deltoids erforderlich, wodurch die Rehabilitation verzögert wird und möglicherweise eine Restschwäche verbleibt. Die vollständige Rehabilitation dauert ungefähr 9 bis 12 Monate.

[0004] Die mini-offene Methode unterscheidet sich von der klassischen Vorgehensweise, indem sie den Zugriff durch eine kleinere Inzision gewinnt und den Deltoid eher spaltet als abtrennt. Dieser Eingriff wird typischerweise zusammen mit einer arthroskopischen acromialen Dekompression durchgeführt. Sobald der Deltoid gespalten ist, wird er zurückgezogen, um den Rotatormanschettenriss freizulegen. Die Manschette wird wie zuvor von Ablagerungen befreit, der Oberarmkopf wird abgeschliffen und die so genannten „transossären Tunnel“ werden durch den Knochen „gestanzt“ oder es werden Fadenanker eingesetzt. Nach dem Nähen der Rotatormanschette an den Oberarmkopf wird der gespaltene Deltoid chirurgisch wiederhergestellt.

[0005] Die oben beschriebenen chirurgischen Methoden gehen mit erheblichen Beschwerden des Patienten und einer langen Genesungszeit im Bereich von mindestens vier Monaten bis zu einem Jahr oder mehr einher. Es ist die oben beschriebene Manipulation des Deltoid-Muskels in Verbindung mit der großen Hautinzision, die die Mehrheit der Beschwerden des Patienten und eine erhöhte Genesungszeit verursachen.

[0006] Verschiedene weniger invasive arthroskopische Methoden werden erstmals in dem Bemühen entwickelt, die Mängel der offenen chirurgischen Wiederherstellung anzusprechen. Einige Chirurgen waren in der Lage, durch Verwendung von verschiedenen Knochenanker- und Fadenkonfigurationen die Rotatormanschette wieder zu befestigen, indem sie durch kleine Trokar-Portale arbeiteten, die das Reißen des Deltoid-Muskels minimieren. Die Rotatormanschette wird inkorporal genäht, und ein Anker wird an einer für die Wiederherstellung geeigneten Stelle in den Knochen getrieben. Anstatt den Faden durch transossäre Tunnel zu fädeln, die unter Anwendung der derzeitigen Methoden schwer oder unmöglich arthroskopisch zu erzeugen sind, wird die Wiederherstellung durch Anbinden der Manschette an den Knochen mittels des Ankers und des Fadens vollendet. Die ersten Versuche mit weniger invasiven Methoden sind viel versprechend und weisen eine wesentliche Reduzierung sowohl der Genesungszeit als auch der Beschwerden beim Patienten auf.

[0007] Leider ist der erforderliche fachliche Geschicklichkeitsgrad zur Ermöglichung einer gänzlichen arthroskopischen Wiederherstellung der Rotatormanschette übermäßig hoch. Inkorporales Nähen ist unhandlich und zeitaufwändig, und es können le-

diglich die einfachsten Stichmuster verwendet werden. Extrakorporales Verknoten ist etwas weniger schwierig; die Enge der Knoten ist jedoch schwer einzuschätzen und die Spannung kann später nicht angepasst werden. Wegen der Verwendung von Knochenankern zur Bereitstellung eines Fadenfixierungspunktes im Knochen, lassen die Knoten, die das Weichgewebe an den Anker sichern, das Knotenbündel außerdem notwendigerweise auf dem Weichgewebe zurück. Im Falle der Rotatormanschetten-Wiederherstellung bedeutet dies, dass das Knotenbündel in der Schulterkapsel verbleibt, was der Patient postoperativ fühlen kann, wenn der Patient das Schultergelenk bewegt. Arthroskopisch gebundene Knoten sind daher schwer zu erzielen, schwer oder unmöglich anzupassen und befinden sich in weniger als optimalen Bereichen der Schulter. Die Fadenspannung ist auch unmöglich zu messen und anzupassen, sobald der Knoten fixiert worden ist. Es erfordert große fachliche Geschicklichkeit, um die Fäden am Weichgewebe anzubringen und die Knoten zu binden, wenn unter endoskopischer Visualisierung durch einen Trokar hindurch gearbeitet wird.

[0008] Es gab Versuche, das Problem des Setzens von Nähten im Weichgewebe und des Knotenbindens in einem endoskopischen Umfeld zu lösen, und es gab Versuche, das Problem anzusprechen und die Vorgehensweise der Fadenfixierung zu vereinfachen. Eine solche Vorgehensweise ist im US Patent Nr. 5,383,905 – erteilt an Golds und andere – offen gelegt. Das Patent beschreibt ein Gerät zur Sicherung einer Fadenschleife um Körpergewebe, das ein Bördelement umfasst, das eine Längsbohrung und ein Ankerelement aufweist, das zum seitlichen Einsatz in die Bohrung des Bördelements angepasst ist. Das Ankerelement umfasst mindestens zwei axial komprimierbare Abschnitte, die einen Durchgang definieren, um zwei Endabschnitte der Fadenschleife zu empfangen. Die axialen Abschnitte kollabieren radial inwärts, wenn das Ankerelement in die Bohrung des Bördelements eingesetzt wird, um die innerhalb des Durchgangs empfangenen Fadenabschnitte sicher festzuklemmen.

[0009] Obwohl der Ansatz des Patents von Golds und anderen ein keilförmiges Element zum Verschluss der Nähte an Ort und Stelle benutzt, gleiten die Fadenläufe nur einmal in einer proximalen bis distalen Richtung durch die Bohrung des Bördels und werden durch den Zusammenbruch des Keils verschlossen, was eine Interferenz auf der Längsbohrung des Ankerelements erzeugt. Dieses Design hat außerdem keine Vorkehrung zur Befestigung von Fäden an Knochen. Das Design ist primär für den Verschluss einer Fadenschleife geeignet, wie es z. B. zur Ligation oder Approximation von Weichgewebe verwendet wird.

[0010] US-Patent Nr. 5,584,835 – erteilt an Green-

field – beschreibt eine Vorgehensweise, die die Knochbefestigung beinhaltet. In diesem Patent wird ein zweiteiliges Gerät zur Befestigung von Weichgewebe an Knochen gezeigt. Ein Knochenankerabschnitt wird in ein Loch im Knochen geschraubt, und wird derart angeordnet, dass er einen Stöpsel aufnehmen kann, der zum Empfang von Fäden angepasst wurde. In einer Ausführungsform ist der Fadenstöpsel derart konfiguriert, dass, wenn er in dessen Behälter im Knochenankerabschnitt gezwungen wird, die Fäden, die durch eine Öse im Stöpsel gezogen wurden, durch die Reibung zwischen der Wand des Ankerabschnitts und dem Körper des Stöpselabschnitts eingeschlossen werden.

[0011] Obwohl diese Vorgehensweise einige Vorzüge hat, indem das Bedürfnis nach Knoten bei der Befestigung der Fäden an den Knochen eliminiert wird, besteht ein Problem bei der ordnungsgemäßen Spannungseinstellung der Fäden. Der Benutzer muss an den Fäden ziehen, bis die geeignete Spannung erzielt wurde, und dann muss er den Stöpselabschnitt in den Knochenankerabschnitt einsetzen. Dieses Vorgehen erhöht die Spannung in den Fäden und kann das Weichgewebe garottieren oder die Spannung in den Fäden jenseits der Zerreißfestigkeit des Materials erhöhen und die Fäden zerreißen. Der minimale Oberflächenbereich, der durch dieses Ankerdesign zur Abklemmung oder zum Verschluss der Fäden an Ort und Stelle bereitgestellt wird, scheuert außerdem die Fäden ab oder beschädigt diese, so dass die Belastungswiderstandsfähigkeit der Fäden stark kompromittiert wird.

[0012] Eine Offenlegung die die Knochbefestigung beinhaltet und das Verknoten eliminiert wird im US-Patent Nr. 5,702,397 – erteilt an Goble und andere – dargestellt. Insbesondere eine Ausführungsform wird in **Fig. 23** dieses Patents gezeigt und umfasst einen Knochenanker, der einen Gewindekörper mit einem Innenhohlraum aufweist. Der Hohlraum ist nach einem Ende des Gewindekörpers hin offen und verbindet zwei Lumen, die zum anderen Ende des Gewindekörpers hin verlaufen. Innerhalb des Hohlraums ist ein Zahnrad angeordnet, das auf einer Achse drehbar gelagert ist. Eine Fadenlänge wird durch ein Lumen um das Zahnrad und durch das andere Lumen hinaus gefädelt. Ein Ball wird innerhalb des Hohlraums angeordnet, um gegen einen zugespitzten Laufring zu verlaufen und den Faden anscheinend an Ort und Stelle zu verschließen. Was aus der Patentoffenbarung nicht klar hervorgeht, ist, wie die Kraft D , gezeigt als Spannung im Faden, den Ball in den Laufring verschließen kann. Obwohl diese Ausführungsform den Anschein erweckt, ein selbst verschließender Anker zu sein, der zur Verwendung in blinden Löchern angepasst ist, um Fäden an Knochen zu befestigen, ist das gezeigte Modell kompliziert und scheint zur verlässlichen Befestigung des Fadens nicht ausreichend zu sein.

[0013] Eine weitere Vorgehensweise zur Wiederherstellung der Rotatormanschette oder Fixierung sonstigen Weichgewebes an Knochen, wobei die Fadenspannung einstellbar ist, der Fadenanker vollständig unterhalb der Kortikalknochenoberfläche liegt und der Chirurg keinen Knoten binden muss, um den Faden an den Knochenanker zu befestigen wird in den US-Patenten Nr. 6,770,076; 7,083,638; und 6,780,198 – abgetreten an Opus Medical und nunmehr an ArthroCare Corporation abgetreten – offenbart. Diese Patente offenbaren unter anderem ein knotenfreies Ankersystem, bestehend aus einem Knochenanker und Einbringungsinstrument, das den Anker mit Hilfe einer Hebelstruktur in einem Knochendurchgang fixiert, den Faden halbautomatisch spannt bis sich das Gewebe an der gewünschten Stelle befindet und den Faden immobilisiert, indem der Faden zwischen verschiedenen Bestandteilen des Ankers komprimiert wird. Trotz der Tatsache, dass diese Patente verschiedene Methoden zur arthroskopischen Befestigung von Gewebe darlegen und grundsätzlich viele der oben identifizierten Mängel bewältigen, sind verbesserte Anker- und Einsatzsysteme nach wie vor erstrebenswert.

[0014] Eine beträchtliche Anzahl Chirurgen bevorzugt, dass der Knochenanker, den sie bei der Durchführung von beispielsweise einer Wiederherstellung der Rotatormanschette benutzen, aus nichtmetallischem Material konstruiert ist. Dies ermöglicht einfachere postoperative Magnetresonanz-Bildgebung (MRI). Im Falle einer Revision der ursprünglichen Operation sind nichtmetallische Anker außerdem leichter zu bearbeiten oder zu durchbohren. Daher ist es wünschenswert, beispielsweise ein Ankersystem bereit zu stellen, das eine robuste Polymerfadenführung aufweist, die in der Lage ist, einen Faden an Ort und Stelle zu halten, während sie den Kräften widersteht, denen sie während der Fadenanspannung ausgesetzt ist; ein Ankersystem bereitzustellen, das aus einer breiten Vielzahl aus Materialien hergestellt ist, die variierende Grade an Stärke aufweisen; ein verbessertes Einbringungsinstrument bereit zu stellen, das praktischerweise betätigt werden kann, um ein oder mehrere Ankerbestandteile einzusetzen und von dem Einbringungsinstrument abzutrennen und um ein verbessertes Knochenvorbereitungsinstrument bereit zu stellen, das für die oben beschriebenen Geräte Platz erschafft.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0015] Eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist ein Knochenanker zur Befestigung von Gewebe an einen Knochen. Der Anker hat mehrere separate oder diskrete Bestandteile, einschließlich eines Knochenbefestigungsbestandteils, eines Fadenführungsbestandteils und eines Fadenverschlussbestandteils. Das Knochenbefestigungsbestandteil dient zur Haltung des Ankers in einem Kno-

chentunnel, das Fadenführungsbestandteil dient zur Haltung des Fadens während der Fadenanspannung und das Fadenverschlussbestandteil dient zur Immobilisierung des Fadens.

[0016] In einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist das Knochenbefestigungsbestandteil eine oval geformte Scheibe. Die Scheibe hat eine erste, Einbringungsorientierung mit Niedrigprofil und eine zweite, radial vergrößerte Einsatzorientierung. Der vergrößerte Querschnitt der Einsatzorientierung fixiert den Anker sicher in einem Knochentunnel.

[0017] In einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung hat das Fadenführungsbestandteil eine Stöpsel- oder Kugelform. Der Faden wird um den Stöpsel geschlungen und durch die Fadenführung entlang eines Verlaufs in Position gehalten. Der Stöpsel kann aufgrund des robusten monolithischen Designs aus Polymer- oder anderem Material bestehen, das nachweislich geringere mechanische Festigkeit als verschiedene Metalle, wie z. B. Edelstahl, aufweist. Der Stöpsel ist derart distal zur Befestigungsstruktur positioniert, sodass, wenn ein Faden um das Stöpsелеlement gespannt wird, eine proximale Oberfläche des Stöpsels an einer distalen Oberfläche der Knochenfixierungsstruktur anstößt, wodurch ein Fixpunkt bereit gestellt wird, an den das Weichgewebe, das wiederhergestellt wird, bezogen werden kann. Das Stöpsелеlement, um welches der Faden geleitet wird, ist unbeweglich in Bezug auf die Oberfläche des Knochens und stellt ein Mittel bereit, durch welches das Weichgewebe bei einer gewünschten Spannung in Apposition zu dem Knochen gehalten wird.

[0018] In einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung umfasst das Manschettenbestandteil einen internen Hohlraum oder Lumen, der/das größtmäßig zur Aufnahme des darin enthaltenen Stöpselbestandteils eingestellt ist. Die Größe des internen Lumens oder Hohlraums ist derart, dass ein Abstand zwischen dem inneren Fadenführungselement und der Wand des inneren Lumens besteht. Wenn sich jedoch ein Faden in der Fadenführung oder dem Kanal des Stöpselbestandteils befindet, und das Manschettenbestandteil koaxial zum Stöpsel positioniert ist, wird der Faden komprimiert und daher durch Reibungskräfte immobilisiert, die sich zwischen den Fadenrändern, dem Stöpsel und der Manschette entwickeln.

[0019] Eine oder mehrere Bestandteile des Knochenankers können abtrennbar mit einer Antriebswelle verbunden sein. Die Ankerbestandteile können durch eine oder mehrere Opferfüllungen mit der Antriebswelle verbunden sein. Die Opferfüllung kann abgetrennt oder gebrochen werden, um das individuelle Bestandteil einzusetzen und das Ankerbestand-

teil bei Betätigung des Antriebsinstruments von der Welle trennen. In einer Ausführungsform sind ein längliches Ziehrohr und die Antriebswelle konzentrisch. Das Ziehrohr ist außen angeordnet und umfasst eine distale Stoßoberfläche. Wenn die innere Antriebswelle proximal gezogen wird, stoßen ein oder mehrere Ankerbestandteile an das distale Ende der Ziehwellen und werden von der Antriebswelle abgedrängt. Die Opferfüllungen halten auf diese Weise den Anker während der Einbringung und bis zum gewünschten Einsatz sicher auf der Welle.

[0020] In einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung werden die Opferfüllungen auf jeweils unterschiedliche Größen eingestellt. Die Opferfüllungen, die dem Hebel zugeordnet sind, sind von unterschiedlicher Größe im Vergleich zu denen, die dem Stöpsel zugeordnet sind. In einer Ausführungsform umfassen die dem Hebelelement entsprechenden Opferfüllungen einen Satz Opferfüllungen, die kleiner im Durchmesser sind als ein Satz Opferfüllungen, die dem Stöpsel- oder dem Manschettenelement zugeordnet sind.

[0021] In einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird ein Knochentunnelvorbereitungsinstrument derart angepasst, dass eine subkortikale Gewebsmasse entlang eines Knochendurchgangs oder einer Gelenkpfanne unterschritten wird. Das Instrument umfasst einen distalen Endabschnitt und ein laterales Fenster in dem distalen Endabschnitt, das ein Stanzelement unterbringt. Das Stanzelement hat mindestens eine Schnittkante und ist betrieblich mit einem handbetätigten Auslöser verbunden. Bei Betätigung des Auslösers ragt die Schnittkante des Stanzers vom Fenster bis zu dem Ausmaß heraus, zu dem der Auslöser betätigt wird und modifiziert dadurch subkortikales Gewebe in der Umgebung des Fensters und schneidet dieses heraus.

[0022] Die Stanzform in einer Ausführungsform umfasst eine hintere Schnittkante, die der führenden Schnittkante gegenüber liegt, und einen Gewebefangbereich, der das Gewebe umhüllt, wenn der Stanzer vom Fenster ausschweift. Der Stanzer kann innerhalb des Fensters zentral drehbar angebracht sein, um sich bei Betätigung zu drehen. In einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung schweift der Stanzer über einen Gewebebereich, der dem eines Knochenankers entspricht, der in dem Knochentunnel eingesetzt werden soll. In einer anderen Ausführungsform verbleibt die Entfernung zwischen der führenden Schnittkante und einem feststehenden Anschlag entlang der Instrumentwelle konstant, während die Schnittkante über das Gewebe schweift.

[0023] Noch weitere Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung werden dem Leser nach dem Lesen der folgenden Offenbarung mit Bezug zu den an-

gehängten Figuren deutlich.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0024] [Fig. 1A–Fig. 1E](#) sind unvollständige Schnittansichten, die die Schritte veranschaulichen, die zur Befestigung von Weichgewebe an Knochen gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung auszuführen sind;

[0025] [Fig. 2A–Fig. 2B](#) sind vergrößerte Schnittansichten, die den Verschluss des Fadens in einem Anker zur Wiederbefestigung einer Rotatormanschettensehne veranschaulichen;

[0026] [Fig. 3A](#) ist eine unvollständige Perspektivansicht eines Ankers, der gemäß der vorliegenden Erfindung auf einem distalen Ende eines Zuführinstruments positioniert ist;

[0027] [Fig. 3B](#) ist eine unvollständige Perspektivansicht des distalen Endes des in [Fig. 3A](#) gezeigten Zuführinstruments mit Ausnahme des Ankers;

[0028] [Fig. 4A–Fig. 4C](#) sind unvollständige Schnittansichten, die die Schritte veranschaulichen, die zur Vorbereitung eines Knochendurchlasses oder -tunnels auszuführen sind und ein Stanzinstrument gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung benutzen;

[0029] [Fig. 5A](#) ist eine Seitenansicht des Knochentunnel-Vorbereitungsinstruments in einer Niedrigprofilzuführ- oder Einbringungskonfiguration;

[0030] [Fig. 5B](#) ist eine vergrößerte Ansicht des distalen Endabschnitts des in [Fig. 5A](#) gezeigten Instruments;

[0031] [Fig. 6A](#) ist eine Seitenansicht des Knochentunnel-Vorbereitungsinstruments in einem großen Querschnitt oder der betätigten Konfiguration;

[0032] [Fig. 6B](#) ist eine vergrößerte Ansicht des distalen Endabschnitts des in [Fig. 6A](#) gezeigten Instruments.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG

[0033] Die vorliegende Erfindung stellt eine verbesserte knotenfreie Fadenankervorrichtung zur Verankerung einer Fadenlänge in Bezug auf einen Körperhohlraum bereit. In dem vorliegend beschriebenen Ausführungsbeispiel wird die Vorrichtung dazu verwendet, um eine Fadenlänge mit einer Knochenstruktur zu verankern, beispielsweise dem Oberarmknochen der menschlichen Schulter. Die Länge des Fadens wird bevorzugt durch Weichgewebe – z. B. eine Rotatormanschettensehne – geschlungen, um das Weichgewebe in Bezug auf den Körperhohlraum

(z. B. Knochenstruktur) anzugleichen und zu befestigen. Man sollte sich jedoch klarmachen, dass die Fadenankervorrichtung zur Sicherung einer Fadenlänge an Körperhöhlräume verwendet werden kann, die sich nicht in einer Knochenstruktur befinden und die sogar zur Verankerung des Fadens außerhalb eines Knochenhohlraums lediglich an eine vorherbestimmte Stelle innerhalb des Körpers verwendet werden können. Die bevorzugte Vorrichtung umfasst diesbezüglich eine oder mehrere Ankerbestandteile, innerhalb derer die Fadenlänge knotenfrei verankert werden kann. Der Anker umfasst außerdem ein oder mehrere Bestandteile oder Strukturen zur Fixierung des Ankers in einem Knochendurchgang.

[0034] Wie vorliegend erwähnt, ist die vorliegende Erfindung insbesondere gut geeignet zur Wiederherstellung von Rotatormanschettenerkrankungen durch die Wiederbefestigung der Rotatormanschettensehne an die Außenseite des Oberarmkopfes. Die Erfindung gestattet minimal invasive Operationen solcher Verletzungen und ermöglicht die außerordentlich schnelle und sichere Befestigung der Rotatormanschettensehne an den Oberarmkopf. Man sollte sich klarmachen, dass die dieselben vorliegend beschriebenen Grundsätze auf die Wiederherstellung anderer Verletzungen anwendbar sind, bei denen Weichgewebe an eine Knochenstruktur wieder befestigt werden soll.

[0035] Die [Fig. 1A–Fig. 1E](#) zeigen einen Vorgang zur Wiederherstellung einer Rotatormanschettensehnenverletzung gemäß der vorliegenden Erfindung. Unter Bezugnahme zunächst auf [Fig. 1A](#) wird eine unvollständige Querschnittsansicht durch die linke Schulter eines Menschen in der Vorderansicht veranschaulicht. Die Rotatormanschettensehne **40** wird in ihrer natürlichen – auf dem gewölbtem Oberarmkopf **42** des Oberarmknochens aufliegenden – Position gezeigt. Bei Verletzungen der Rotatormanschette trennt sich die Sehne **40** teilweise oder vollständig von ihrem Befestigungspunkt an dem Oberarmkopf **42** ab, wobei sich dieser Befestigungspunkt typischerweise entlang einem Ansatzhöcker, dem Tuberculum majus, befindet. Bei minimal invasiven Operationen zur Wiederherstellung von Rotatormanschettenerkrankungen fädelt der Chirurg einen oder mehrere Fäden **28** durch die Rotatormanschettensehne **40** und ankert diese an den Tuberculum majus. Das unten beschriebene Fadenankersystem ermöglicht diesen letzteren Schritt des Verankerns der Fäden an den Tuberculum majus.

[0036] [Fig. 1A](#) zeigt einen grundsätzlich rohrförmigen Trokar **50**, der eine Verbindungsröhre durch das Weichgewebe der Schulter bereitstellt. Der Chirurg macht typischerweise eine Inzision oder Stichwunde durch die äußeren Hautschichten von ausreichender Größe, um den Durchlass des Trokars **50** durch die Haut und des Deltoid-Muskels in die Nähe des Ober-

armkopfes **42** zu gestatten. Verschiedene Trokare und Methoden zur Erzeugung des Annäherungsdurchgangs sind bekannt und können mit der vorliegenden Erfindung verwendet werden. Außerdem können mehr als eine Inzision und Verbindungsröhre notwendig sein, um die etlichen Faden- und Ankerschritte durchzuführen.

[0037] Nach der Einrichtung von einer oder mehreren direkten Verbindungen zu dem Oberarmkopf **42** leitet der Chirurg eine Fadenlänge durch das Weichgewebe der Rotatormanschettensehne **40**, sodass eine Schlinge **34** des Fadenmaterials darin eingebettet wird, wie in [Fig. 1A](#) gezeigt. Die beiden freien Enden **33a**, **33b** der Fadenlänge werden vom Patienten entfernt und mit einem Fadenankersystem verbunden. Der Anker kann mit dem Faden **28** von Hand, mittels eines Werkzeugs oder vielleicht mit einer Schlinge oder Drahtschlinge – wie im US-Patent Nr. 6,780,198 beschrieben, das in dessen Gesamtheit durch Bezugnahme Teil dieser Beschreibung ist – eingefädelt werden.

[0038] [Fig. 1B](#) zeigt einen Fadenanker **120**, der in den Knochentunnel oder -hohlraum **52** eingesetzt ist. Der Anker wird sodann, wie in [Fig. 1C](#) gezeigt, am Knochen durch Verwendung einer Ankerstruktur oder eines Ankerbestandteils **130** befestigt, das sich am proximalen Ende des Fadenankers **120** befindet. Die Ankerstruktur **130** funktioniert als Hebeelement und rotiert von einer Niedrigprofil-Einbringungsposition zu einer radial vergrößerten Einsatzposition. Der Ankerbestandteil **130** wird distal zur harten Kortikalknochenschicht **46** eingesetzt. Dadurch wird verhindert, dass der Fadenanker **120** vom Tunnel **52** entfernt wird, sobald die Ankerstruktur **130** eingesetzt wird. Obwohl die vorliegende Erfindung eine bestimmte Ankerstruktur **130** veranschaulicht, funktioniert jedes ähnliche Hilfsmittel. Beispiele anderer geeigneter Ankerstrukturen umfassen die in den US-Patenten Nr. 6,770,076 und 6,582,453 gezeigten, deren Offenlegungen hiermit durch Bezugnahme vollständig in diese Beschreibung einbezogen werden. Hilfsweise kann eine Ankerstruktur verwendet werden, die sich bis zum Kontakt mit der spongiösen Knochenmasse **48** ausdehnt oder in diese hineingeschraubt wird. Kurz gesagt, umfasst die vorliegende Erfindung verschiedene Ankerstrukturen, sofern dies nicht ausdrücklich in den angehängten Ansprüchen ausgeschlossen ist.

[0039] [Fig. 1D](#) zeigt das Ankersystem in einer unverschlossenen Position, nachdem die Spannung an den Faden angebracht wurde. Das Spannen des Gewebes kann von Hand erfolgen, indem einfach an den Fäden gezogen wird oder, mehr bevorzugt, mit einem halbautomatischen oder Spannungsmechanismus, wie im US-Patent Nr. 6,780,198 beschrieben, dessen Offenlegung hiermit durch Bezugnahme vollständig in diese Beschreibung einbezogen wird.

Der Faden kann auf diese Weise gespannt werden, bis das Gewebe in einer Zielposition positioniert ist.

[0040] [Fig. 1E](#) zeigt den Schritt des Verschließens oder Immobilisierens des Fadens zwischen zwei Bestandteilen des Ankers ohne die Verwendung von Knoten. Insbesondere wird der Faden zwischen dem Stöpsel **140** und der Manschette **150** komprimiert. Das Verschließen des Fadens zwischen mehreren Bestandteilen wird auch im US-Patent Nr. 7,083,638 beschrieben, dessen Offenlegung hiermit durch Bezugnahme vollständig in diese Beschreibung einbezogen wird.

[0041] Obwohl sie nicht gezeigt sind, beziehen die verbleibenden Schritte des Vorgangs den Rückzug der Instrumente von der Operationsstelle und die Abtrennung der freien Enden **33a**, **33b** nahe am Fadenanker mit ein.

[0042] Die [Fig. 2A–Fig. 2B](#) veranschaulichen zusätzliche Details des in Betrieb befindlichen Fadenankers **120**. [Fig. 2A](#) veranschaulicht insbesondere den Anker **120**, der in einem Knochentunnel befestigt ist, nachdem der Faden **28** mit einer Kraft F_{suture} gespannt wurde. Das Gewebe **40** wird an einer gewünschten Stelle am Knochenkörper anliegend positioniert. [Fig. 2B](#) veranschaulicht den Anker **120**, der im Knochentunnel fixiert ist, nachdem der Faden zwischen dem Stöpsel **140** und der Manschette **150** verschlossen wird. In dieser Ausführungsform der vorliegenden Erfindung erstreckt sich der Faden entlang einer Fadenführung auf einer Außenoberfläche des Stöpsels **140** quer über eine distale Oberfläche auf dem Stöpsel **140** und kehrt in der proximalen Richtung zurück, um den Anker und den Knochentunnel zu verlassen. Die Manschette **150** wird als röhrengeformter Bestandteil mit einem Lumen oder Hohlraum gezeigt, der zum Empfang des Stöpsels angepasst ist. Ein kleiner Abstand besteht zwischen der Außenoberfläche des Stöpsels und der Innenoberfläche des Hohlraums oder der Manschette, sodass zwischen dem Stöpsel und der Manschette keine Beeinträchtigung oder Komprimierungsanpassung auftritt. Der Abstand ist geringer als die Dicke des/der Fadens/Fäden, sodass der Faden angedrückt wird, wenn die Manschette über den Stöpsel gedrängt oder gezogen wird. Der Faden wird in der Tat immobilisiert oder verschlossen, sobald die Manschette den Stöpsel umschließt. Dadurch wird das Gewebe **40** permanent am Knochen befestigt.

[0043] Obwohl die [Fig. 2A–Fig. 2B](#) ein bestimmtes Design zeigen, können die Formen der Ankerbestandteile variieren. Der Stöpsel **140** kann beispielsweise die Form einer Kugel haben, zylindrisch, sphärisch, länglich, zugespitzt oder massiv sein. Der Stöpsel ist bevorzugt im wesentlichen robust, um mindestens zwei Funktionen zu dienen: 1) ausreichend Kraft bereit zu stellen, um den Faden anzudrücken und

verschließen und 2) Bereitstellung einer Fadenführung, die den Kräften widerstehen kann, die aus dem oben bezeichneten Spannungsschritt entstehen. Außerdem wird eine robustere Form – wie die in den [Fig. 2A–Fig. 2B](#) gezeigte – für Materialien bevorzugt, die weniger Stärke besitzen, wie zum Beispiel bestimmte Polymere, einschließlich z. B. Polyetheretherketon (PEEK), obwohl ein einfacher Bolzen, eine Rolle oder ein Drehstift ausreichen können, wenn der Stöpsel aus Metall gemacht ist. Andere biokompatible, bioabsorbierbare oder bioaktive Materialien können ebenfalls in dem Design beinhaltet sein.

[0044] [Fig. 3A](#) zeigt eine vergrößerte unvollständige Perspektivansicht eines nicht eingesetzten Ankers **120**, eines Fadens **28** und distalen Endabschnitts eines Antriebs **200**. Jedes der Bestandteile des Ankers wird als mit der Antriebswelle **210** verbunden gezeigt. Insbesondere befindet sich das Hebelelement **130** proximal zum Stöpsel **140**. Der Stöpsel **140** befindet sich proximal zur Manschette **150**. Außerdem existiert zwischen jedem der Bestandteile ein Abstand, sodass die Ankerbestandteile getrennt oder unterbrochen werden oder gewissermaßen „frei schweben“. Mit Ausnahme der Antriebswelle **210** und der abtrennbaren Verbindung des Ankers zur Antriebswelle, was unten noch detaillierter beschrieben wird, wären die Ankerbestandteile ungesichert und könnten aus der Position herausfallen.

[0045] In einer Ausführungsform der wie oben beschriebenen vorliegenden Erfindung wird der Anker an den Knochen befestigt. Zu diesem Ende wird ein Ankerbestandteil, wie z. B. Hebel **130** senkrecht zur Längsachse der Welle bewegt. Dieser Einsatz kann dadurch erreicht werden, indem eine relativ gegensätzliche Bewegung zwischen der Antriebswelle **210** und dem Antriebsziehrohr **220** bereit gestellt wird, damit die Oberfläche des Ziehrohrs den Hebel dazu zwingt, in einer transversalen Richtung zu rotieren.

[0046] Obwohl dies in diesen Figuren nicht vollständig gezeigt wird, umfasst der Antrieb bevorzugt einen Handgriff, eine Längswelle und einen Betätigungshebel oder Auslöser. Das Betätigungselement dient zum Einsatz der Knochenbefestigungsstruktur, zur Spannung des Fadens und/oder zum Verschluss des Fadens an Ort und Stelle. Ein Beispiel für ein Antriebsinstrument wird in US-Patent Nr. 6,780,198 veranschaulicht, das hiermit durch Bezugnahme vollständig in diese Beschreibung einbezogen wird.

[0047] [Fig. 3B](#) zeigt ein Beispiel eines distalen Endabschnitts eines Antriebsinstruments **200**. Die Antriebswelle **210** wird mit einer generellen Röhrenform gezeigt und endet in zwei Armen oder Bändern **236a**, **b**, die sich in Längsrichtung ausstrecken. Auf der Antriebswelle ist eine Pluralität von Löchern einschließlich Hebellöcher, Stöpsellöcher und Manschettenlöcher angeordnet. Jedes Loch empfängt eine Opfer-

füllung oder eine vom Anker herausragende Verbindung, nimmt diese auf oder wird dadurch gefüllt. Ein Zweck der Opferfüllungen ist das sichere Halten der Ankerbestandteile auf der Welle, bis der Chirurg die Bestandteile zu betätigen und einzusetzen wünscht. Wenn der Chirurg die Bestandteile zu betätigen und von der Welle abzutrennen wünscht, verursacht die relative Bewegung zwischen der Antriebswelle und dem Antriebsziehrohr **220**, dass die distale Oberfläche des Ziehrohrs den Anker von der Antriebswelle abstößt. Die Opferfüllungen reißen aus oder brechen, während das Antriebsziehrohr **220** den Anker **120** anschiebt. Wie weiter unten diskutiert, können die Opferfüllungen derart entworfen werden, dass die Abfolge, in der die Ankerbestandteile betätigt (oder abgetrennt) werden, kontrolliert werden kann. Außerdem können der Anker und die Opferfüllungen bequem auf die Welle geformt eingeschoben werden, sodass der Anker auf der Welle gebildet wird und die Pluralität der Löcher mit geschmolzenem Polymer gefüllt werden. Wenn das Polymer sich erhärtet, werden die Opferfüllungen erzeugt.

[0048] [Fig. 3B](#) zeigt die Löcher, die sich entlang der Länge der Antriebswelle im Durchmesser vergrößern. Das Design unterstützt, dass die am meisten proximalen Füllungen zuerst brechen und die mehr distalen Füllungen entlang der Länge der Antriebsbänder **236a, b** zuletzt brechen. Insbesondere haben die Manschettenlöcher **252** einen größeren Durchmesser als die Stöpsellöcher **242** und die Hebellöcher **232**. So weisen die Manschettenlöcher gleichermaßen eine Progression erhöhter Durchmesser auf. Die Auswahl des Durchmessers, Standorts, der Form und Anzahl der Löcher hat eine Auswirkung auf die Haltestärke der Ankerbestandteile an der Antriebswelle. Die Ankerbefestigung oder das Hebelelement wird in dieser Ausführungsform zuerst betätigt und von der Welle abgetrennt. Die Hebellöcher **232** sind weniger zahlreich und können kleiner sein als die anderen Fülllöcher. Die Manschettenlöcher **252a** sind die größten und erfordern die größte Kraft, um zu brechen. Die Manschette ist daher das letzte Ankerbestandteil, das von der Welle **210** abgetrennt wird oder bricht. Diese Abfolge ist wünschenswert, weil der Fadenverschluss Schritt der letzte Schritt ist.

[0049] Beim nochmaligen Durchgang durch die Betriebsabfolge und unter Bezugnahme auf die [Fig. 3A–Fig. 3B](#) wird der Hebel **130** gegen das Antriebsziehrohr **220** gedrängt, wenn das Zuführsystem an der Antriebsröhre **210** zieht, wodurch die durch die Löcher **232** erzeugten Befestigungen gebrochen werden und der Hebel senkrecht zu der Achse des Ankers gedreht wird. Der Faden wird dann gestrafft, und wenn der Benutzer mit der Fadenspannung zufrieden und bereit ist, den Faden **28** an Ort und Stelle zu verschließen, drängt das Zuführsystem den Antrieb **210** weiter proximal. Ein Flansch **142** stößt an der unteren (distalen) Oberfläche **134** des Hebels

130 an, was die zwischen den Stöpsellöchern **242** und dem Stöpsel **140** erzeugten Verbindungen in die Abscherung setzt. Die Opferfüllungen brechen, befreien den Stöpsel **140** von den Antriebsbändern **236** und ermöglichen der Manschette **150**, sich ebenfalls in proximale Bewegungsrichtung zu setzen. Die Manschette **150** gleitet nach oben über den Stöpsel **140** und hält den Faden an Ort und Stelle fest. Wenn die Vorsprünge **152** auf der Manschette **150** den Flansch **142** an den Stöpsel **140** anstoßen, werden die Opferfüllungen oder die zwischen den Manschettenlöchern **252** geformten Verbindungen und die Manschette **150** in die Abscherung gesetzt. Die Verbindungen brechen und ermöglichen den Antriebsbändern **236a, b** vom Knochenanker **120** zurückgezogen zu werden, was den Einsatz abschließt.

[0050] Sobald sie eingesetzt worden sind, werden die frei schwebenden Bestandteile durch den Faden, der sich vom Anker ausstreckt, gehalten oder verbunden, durch das Gewebe geschlungen und zum Anker zurückgeführt. Die Spannung auf den Fäden hält die Bestandteile zusammen und gegen den Kortikalknochenhöcker. Diese Mehrkomponenten-Ausführungsform liefert so eine elegante Lösung für das Befestigen von Gewebe an Knochen.

[0051] Die [Fig. 4A–Fig. 4C](#) zeigen eine weitere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, bestehend aus der Vorbereitung eines Knochentunnels **300** zur Aufnahme eines sich ausdehnenden Ankers (nicht gezeigt). Insbesondere wird in dieser Ausführungsform neben dem Knochentunnel oder Hohlraum ein vergrößerter subkortikaler Raum **310** erzeugt. Unter Bezugnahme auf [Fig. 4A](#) wird ein Tunnel **300** erzeugt durch Verwendung eines Bohrers, Stanzers oder eines anderen Instruments **302**.

[0052] Sodann wird ein Unterschnittwerkzeug oder Stanzer **304** in den Knochentunnel **300** eingeführt und graduell betätigt, um einen radial vergrößerten Raum **310** in einer subkortikalen Schicht des Knochens **322** zu erzeugen. Wie in [Fig. 4B](#) gezeigt, erstreckt sich eine Schnittkante **350** von einem Fenster **352** des Stanzers **304** aus, um das Gewebe auszuscheiden, zu schneiden oder zu erfassen.

[0053] [Fig. 4C](#) zeigt den vergrößerten subkortikalen Raum **310** mit einem entfernten Unterschnittstanzer **304**. Der vergrößerte subkortikale Raum **310** bezweckt die Nachahmung der Form des Volumens, das während des Einsatzes des Knochenankers durch das oben beschriebene Hebelbestandteil abgetastet oder erzeugt wird. Die Erzeugung eines vergrößerten subkortikalen Raums entlang des Knochentunnels ist besonders nützlich, wenn Anker eingesetzt werden sollen, die eine relativ schwache, atraumatische, poröse oder flexible Knochenbefestigungsstruktur besitzen (z. B. Hebelring), weil solche Strukturen das Knochengewebe nicht ausreichend

oder verlässlich verdrängen und einen geeigneten Verschluss erzielen. Es ist daher wünschenswert, den Tunnel vor zu behandeln und einen subkortikalen Raum zu erzeugen, um die Knochenbefestigungsstruktur (z. B. einen Hebel) zu empfangen, so dass der Anker sicher einrasten kann.

[0054] Die [Fig. 5A–Fig. 5B](#) zeigen eine Seitenansicht eines Unterschnittstanzers **304** im Niedrigprofil- (oder Einbringungs-)modus. Der Stanzer **304** wird gezeigt mit einer verlängerten Welle **306**, die mit einem Griff **308a** verbunden ist. Ein Auslöser oder Betätigungsgriff **308b** ist mit dem Griff verbunden, um zu bewirken, dass sich die zurückgefahrne Klinge **350** jenseits des Fensters ausstreckt und das Gewebe abtastet oder erfasst. [Fig. 5B](#) ist eine vergrößerte Ansicht des distalen Abschnitts der verlängerten Welle **306**. Der distale Abschnitt umfasst insbesondere eine innere Antriebswelle **362**, eine Ziehrohrwelle **364** und eine Klinge **350**, die in ein Fenster **352** zurückgefahren ist. Die Klinge oder der Stanzer rotiert um einen Bolzen **356**, während der Auslöser betätigt wird. Der Stanzer umfasst außerdem eine Spitze **360**, die zu einer ersten Entfernung A1 vom Ende des Antriebsziehrohrs **364** gezeigt wird. Die Spitze wird mit einem gerundeten, atraumatischen Ende gezeigt. Die führende Klingenkante **350** wird außerdem im Abstand D vom Antriebsziehrohr gehalten.

[0055] Die [Fig. 6A–Fig. 6B](#) zeigen eine Seitenansicht des Unterschnittstanzers **304**, nachdem er betätigt worden ist. Insbesondere das Betätigungselement **308b** wird komprimiert oder zum Griff **308a** hin manipuliert gezeigt. Diese relative Bewegung zwischen dem Griff und dem Auslöser drängt die innere Antriebswelle **362** und Spitze **360** proximal derart, dass die Entfernung A2 geringer als A1 ist.

[0056] Ein Verbindungselement **358** verbindet die Klinge **350** drehbar und hält die Klinge in einer fixierten Entfernung D von dem Antriebsziehrohr **364**. Die führende Klingenkante **350** tendiert daher dazu, sich während der Bewegungsabfolge lateral und nicht in Längsrichtung zu bewegen. Diese im Wesentlichen laterale oder transversale Abtastung stellt sicher, dass die Abtastung der Klinge den Weg des oben beschriebenen Ankerhebelbestandteils nachahmt.

[0057] Die hintere Kante **354** dreht sich außerdem in entgegen gesetzte Richtung zur führenden Schnittkante **350**. Die hintere Kante wird mit einem Gewebe-einfangbereich sowie einer Pluralität von Verzahnungen gezeigt. Es wird als bekannt vorausgesetzt, dass die Klinge aus einer Anzahl von Klingenoberflächen, Gewebeeinfangbereichen, Verzahnungen und anderen Merkmalen bestehen kann, um das Gewebe abzutasten und den Tunnel zur Aufnahme des Knochenankergeräts vorzubereiten.

[0058] Dementsprechend wird vorausgesetzt, dass

– obwohl ein Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt und beschrieben worden ist – alle vorliegend benutzten Begriffe im Sinne einer Beschreibung und nicht einer Begrenzung zu verstehen sind und dass durch einen Durchschnittsfachmann Änderungen, Modifikationen, Kombinationen und Substitutionen vorgenommen werden können, ohne dass dadurch vom Wesen oder dem Geltungsbereich der Erfindung abgewichen wird. Es wird insbesondere darauf hingewiesen, dass die Eingriffe, obwohl sie sich in Richtung auf die arthroskopische Wiederherstellung der Rotatormanschette orientieren, auf die Wiederherstellung aller Körperstellen anwendbar sind, an denen die Befestigung oder Wiederbefestigung von Weichgewebe an Knochen erwünscht wird, insbesondere unter Benutzung eines arthroskopischen Eingriffs.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- US 5383905 [\[0008\]](#)
- US 5584835 [\[0010\]](#)
- US 5702397 [\[0012\]](#)
- US 6770076 [\[0013, 0038\]](#)
- US 7083638 [\[0013, 0040\]](#)
- US 6780198 [\[0013, 0037, 0039, 0046\]](#)
- US 6582453 [\[0038\]](#)

Schutzansprüche

1. Knotenlose Nahtmaterialverankerung zur Befestigung von Weichgewebe an Knochen, umfassend:

eine erste Komponente, die so gestaltet ist, dass die Verankerung in einer Knochenbohrung befestigt werden kann;

eine zweite Komponente distal der ersten Komponente, wobei die zweite Komponente eine Nahtmaterialführung und eine proximale Anschlagfläche umfasst, die an eine distale Oberfläche der ersten Oberfläche anschlägt;

eine dritte Komponente distal der zweiten Komponente, wobei die dritte Komponente einen Hohlraum und eine proximale Öffnung umfasst, wobei der Hohlraum so gestaltet ist, dass er die zweite Komponente aufnehmen und das Nahtmaterial zusammendrücken kann, wenn sich die zweite Komponente im Hohlraum der dritten Komponente befindet und dadurch das Nahtmaterial arretiert, und **dadurch gekennzeichnet**, dass die zweite Komponente aus Polymer gefertigt ist.

2. Verankerung aus Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Komponente über eine erste Position verfügt und über eine zweite Position, die sich von der ersten Position unterscheidet, wobei die zweite Position über ein größeres radiales Profil verfügt als die erste Position.

3. Verankerung aus Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Komponente ringförmig ist.

4. Verankerung aus Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die zweite Komponente einen Körper und eine Außenfläche umfasst und die Nahtmaterialführung einen Spalt an der Außenfläche umfasst, und dass ein Teil des Spalts sich über die distale Oberfläche der zweiten Komponente erstreckt.

5. Verankerung aus Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die erste, zweite und dritte Komponente alle separate Glieder sind.

6. Verankerung aus Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Polymer PEEK ist.

7. Verankerung aus Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass jede der ersten, zweiten und dritten Komponenten aus spritzgussgeformtem Polymer gefertigt ist.

8. Verankerung aus Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass jede der ersten, zweiten und dritten Komponenten vor der Betätigung der Verankerung lösbar an einer Mitnehmerwelle ausgebildet ist, und ein erster Axialraum zwischen der ersten und der zweiten Komponente, und ein zweiter Axialraum zwi-

schen der zweiten und der dritten Komponente besteht.

9. Verankerung aus Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die dritte Komponente die Form einer Hülse oder Röhre hat.

10. Verankerung aus Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass alle Komponenten auf einer Mitnehmerwelle umspritzt werden.

11. Mitnehmerinstrument zum Einführen einer Nahtmaterialverankerung in eine Knochenbohrung, umfassend:

Einen Griff;

eine langgestreckte Mitnehmerwelle, die sich von dem Griff erstreckt, wobei die Welle über ein distales Endteil verfügt, das eine Wand und einen ersten Satz Löcher umfasst, die sich über diese Wand erstrecken;

eine langgestreckten Schneidwelle in verschiebbarer Anordnung mit dem langgestreckten Schaft, wobei der Schaft eine distale Anschlagfläche umfasst und eine erste Verankerungskomponente, die mit einem ersten Satz Opferfüllmaterial lösbar mit der Mitnehmerwelle verbunden ist, wobei die Größe des Opferfüllmaterials so ausgelegt ist, dass die Anschlagfläche bei relativer Bewegung zwischen der Mitnehmerwelle und der Schneidwelle auf die erste Verankerungskomponente eine Kraft in entgegengesetzter Richtung zu der Bewegung der Mitnehmerwelle ausübt und somit bewirkt, dass der erste Satz Füllmaterial durch die erste Verankerungskomponente zerbrochen wird.

12. Mitnehmerinstrument aus Anspruch 11, das weiterhin eine zweite Verankerungskomponente distal der ersten Verankerungskomponente umfasst, wobei die zweite Verankerungskomponente mit der Mitnehmerwelle durch einen zweiten Satz Opferfüllmaterial verbunden ist, das sich in einen zweiten Satz Löcher im distalen Teil der Mitnehmerwelle erstreckt, dadurch gekennzeichnet, dass der zweite Satz Opferfüllmaterial so gestaltet ist, dass er von der zweiten Verankerungskomponente nach dem ersten Satz Opferfüllmaterial zerbrochen wird, wenn eine relative Bewegung zwischen der Mitnehmerwelle und der Schneidwelle stattfindet.

13. Mitnehmerinstrument aus Anspruch 12, das ferner eine dritte Verankerungskomponente distal der zweiten Verankerungskomponente umfasst, wobei die dritte Verankerungskomponente mit der Mitnehmerwelle durch einen dritten Satz Opferfüllmaterial verbunden ist, die sich in einen dritten Satz Löcher im distalen Teil der Mitnehmerwelle erstreckt, dadurch gekennzeichnet, dass der dritte Satz Opferfüllmaterial so gestaltet ist, dass er von der dritten Verankerungskomponente nach dem zweiten Satz Opferfüllmaterial zerbrochen wird, wenn eine relative Bewe-

gung zwischen der Mitnehmerwelle und der Schneidwelle stattfindet.

14. Mitnehmerinstrument aus Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Verankerungskomponente ovalförmig ist und dadurch gekennzeichnet, dass die erste Verankerungskomponente über eine erste Ausrichtung mit geringem Profil zum Einführen und eine zweite Ausrichtung mit großem Profil verfügt, wenn die Verankerung im Knochen befestigt wird.

15. Mitnehmerinstrument aus Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Verankerungskomponente eine Form hat, die aus der Gruppe Zapfen, Kugel, Zylinder und Ball ausgewählt wird.

16. Mitnehmerinstrument aus Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass die zweite Verankerungskomponente aus PEEK gefertigt ist.

17. Mitnehmerinstrument aus Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die zweite Komponente eine Nahtmaterialführung umfasst.

18. Mitnehmerinstrument aus Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Nahtmaterialführung einen außen angeordneten Spalt umfasst, der sich um eine distale Endoberfläche der zweiten Verankerungskomponente erstreckt.

19. Mitnehmerinstrument aus Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Nahtmaterialführung eine Öse ist.

20. Mitnehmerinstrument aus Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Loch des ersten Satz Löcher über einen ringförmigen Querschnitt verfügt.

21. Mitnehmerinstrument aus Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Mitnehmerwelle aus einem anderen Material gefertigt ist als die erste Komponente.

22. Instrument zur Ausformung einer Knochenbohrung, mit dem eine Knochenbohrung zum Einführen einer Verankerung ausgeformt wird, wobei das Instrument das Folgende umfasst:

Einen Griff und einen Auslöser;
ein langgestrecktes Glied, das sich vom dem Griff erstreckt, wobei das langgestreckte Glied ein distales Endteil, eine distale Spitze und proximal der distalen Spitze ein seitliches Fenster umfasst;
ein Stempelglied, das sich im dem Fenster befindet und eine vordere Schneidkante umfasst, wobei das Stempelglied operativ mit dem Auslöser verbunden ist, so dass sich beim Betätigen des Auslösers die Kante aus dem Fenster so weit herausstreckt, wie der Auslöser betätigt wurde, und dadurch Knochen in

der unmittelbaren Umgebung des Fensters modifiziert und geschnitten wird.

23. Instrument aus Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass das Stempelglied ferner eine hintere Schneidkante umfasst.

24. Instrument aus Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass das Stempelglied über eine Querstrebe drehbar mit dem distalen Endteil verbunden ist, und die vordere Schneidkante eine Schwenkbewegung ausübt, wenn der Auslöser konstant betätigt wird.

25. Instrument aus Anspruch 23, das ferner eine röhrenförmige Schneidwelle umfasst, die sich außen entlang des langgestreckten Glieds erstreckt, wobei die Schneidwelle eine distale Stoppoberfläche umfasst, die sich proximal des seitlichen Fensters befindet, und dadurch gekennzeichnet, dass ein Abstand zwischen der vorderen Schneidkante und einem Stopp vorhanden ist.

26. Instrument aus Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass der Stempel einen Bereich umfasst, in dem das Gewebe erfasst wird, während der Stempel durch das Gewebe geführt wird.

27. Nahtmaterialverankerung zum Befestigen von Gewebe an Knochen, die das Folgende umfasst: Ein Kippglied, das von einer Einführposition mit geringem Profil in eine Position mit großem Profil gebracht werden kann, wobei die Position mit großem Profil der Nahtmaterialverankerung einen Abschnitt mit großem Durchmesser bereitstellt, der die Verankerung in einer Knochenbohrung befestigt;
ein Zapfenglied, das eine Außenfläche umfasst, so dass ein Nahtmaterial um den Zapfen geschlungen werden kann und
ein Hüslenglied mit einem inneren Lumen, das den Zapfen aufnehmen kann und ein Nahtmaterial zwischen dem Zapfen und der Hülse zusammendrückt, um das Nahtmaterial zu arretieren und dadurch gekennzeichnet, dass alle, das Kippglied, der Zapfen und das Hüslenglied eigenständige Komponenten sind.

28. Nahtmaterialverankerung aus Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass das Zapfenglied durch mindestens ein Opferfüllmaterial des Zapfens lösbar mit einem Wellenglied verbunden ist.

29. Nahtmaterialverankerung aus Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass das Hüslenglied durch mindestens ein Opferfüllmaterial der Hülse lösbar mit einem Wellenglied verbunden ist.

30. Nahtmaterialverankerung aus Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass das Kippglied durch mindestens ein Opferfüllmaterial des Kippglieds lös-

bar mit einem Wellenglied verbunden ist.

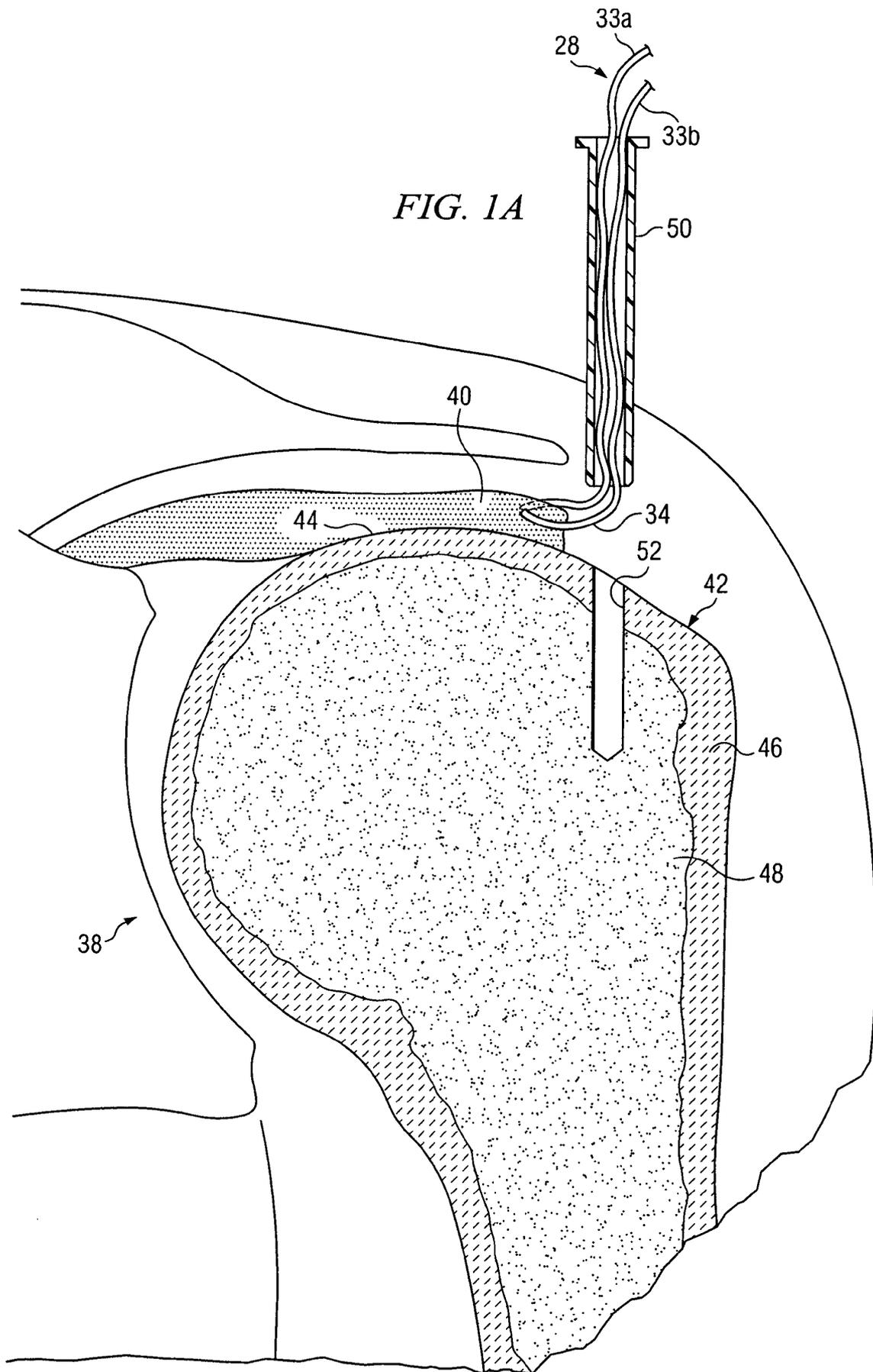
31. Nahtmaterialverankerung aus Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass das Kippglied scheibenförmig ist.

32. Kit, das das Folgende umfasst:

Eine Verankerung, wie in Anspruch 1 genannt; ein langgestrecktes Glied mit einem distalen Teil, mit dem die Verankerung lösbar verbunden ist und ein Handinstrument zur Ausformung einer Bohrung, das einen Griff, einen langgestreckten Schaft und einen betätigbaren Stempel umfasst, die im distalen Endteil des langgestreckten Schafts untergebracht sind.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



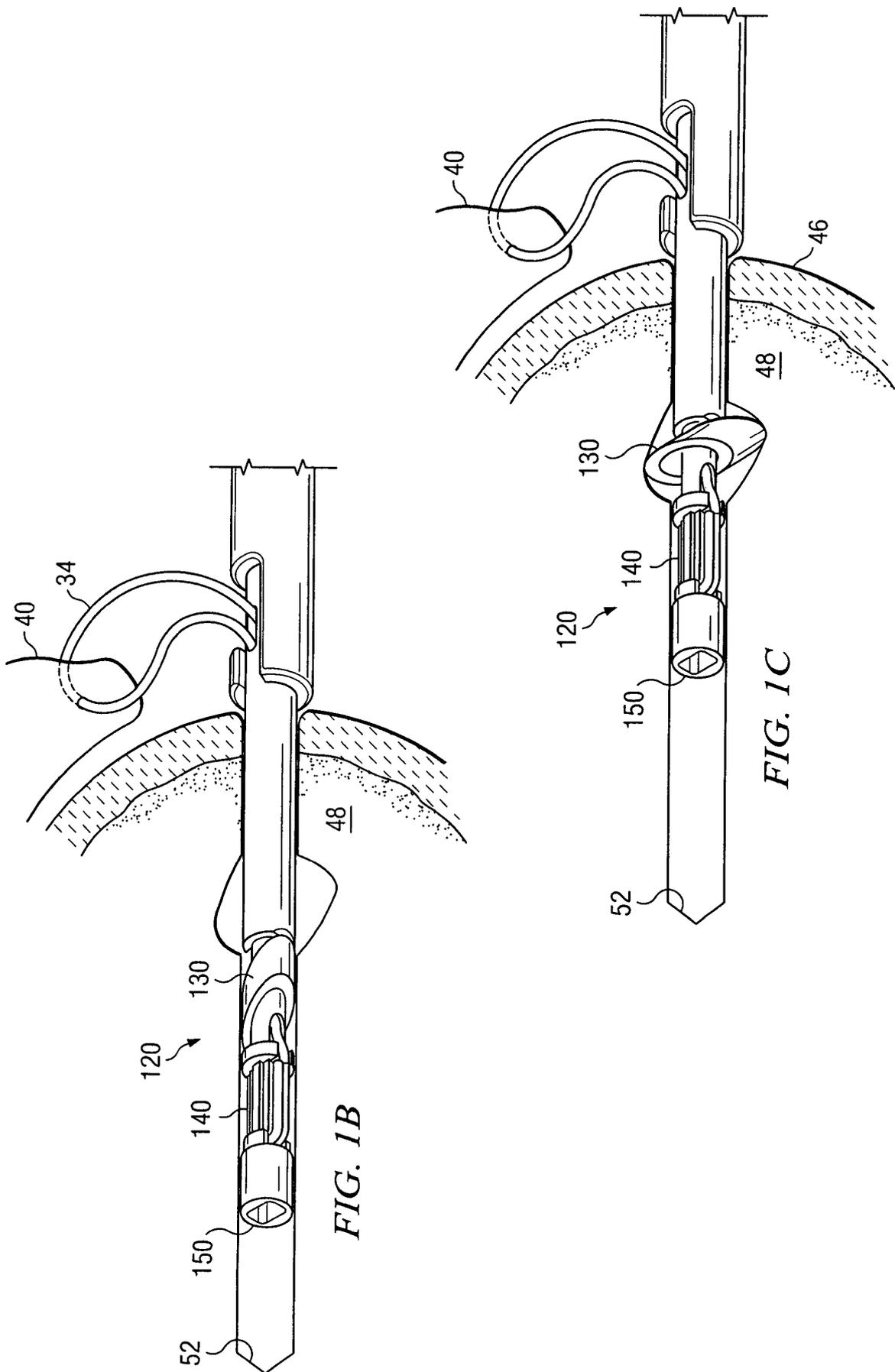
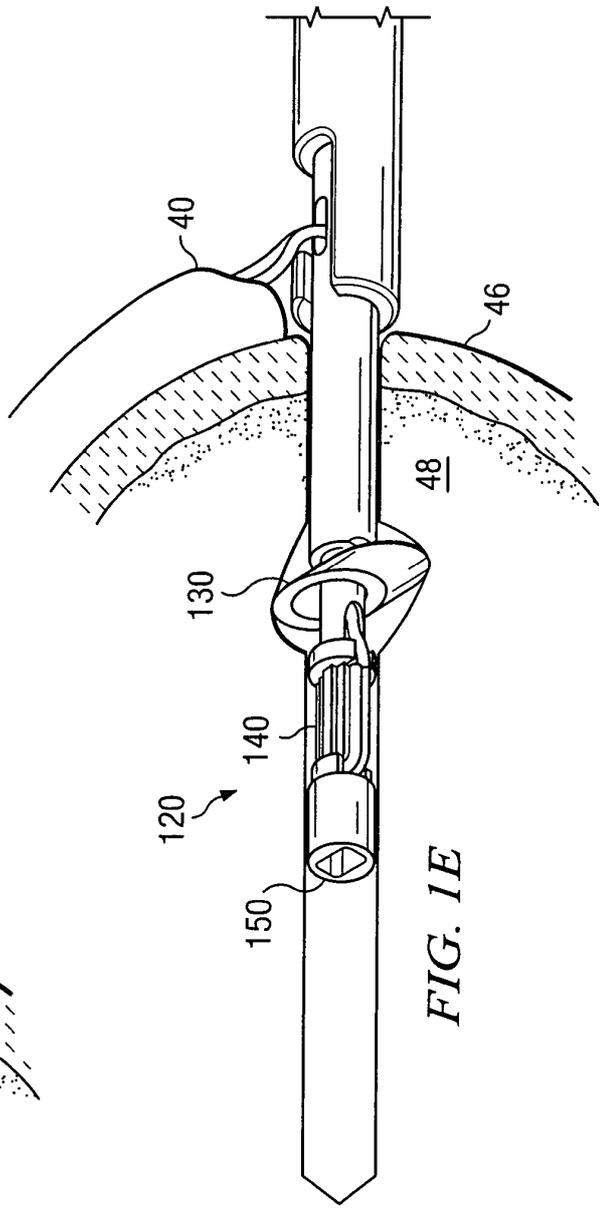
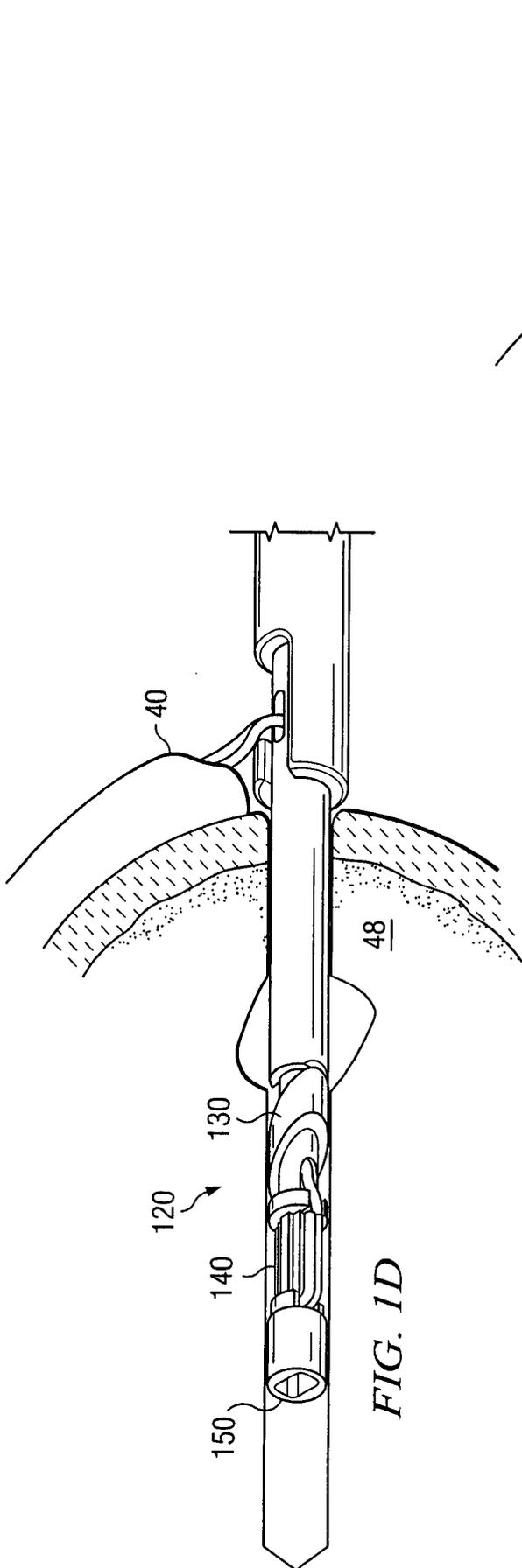
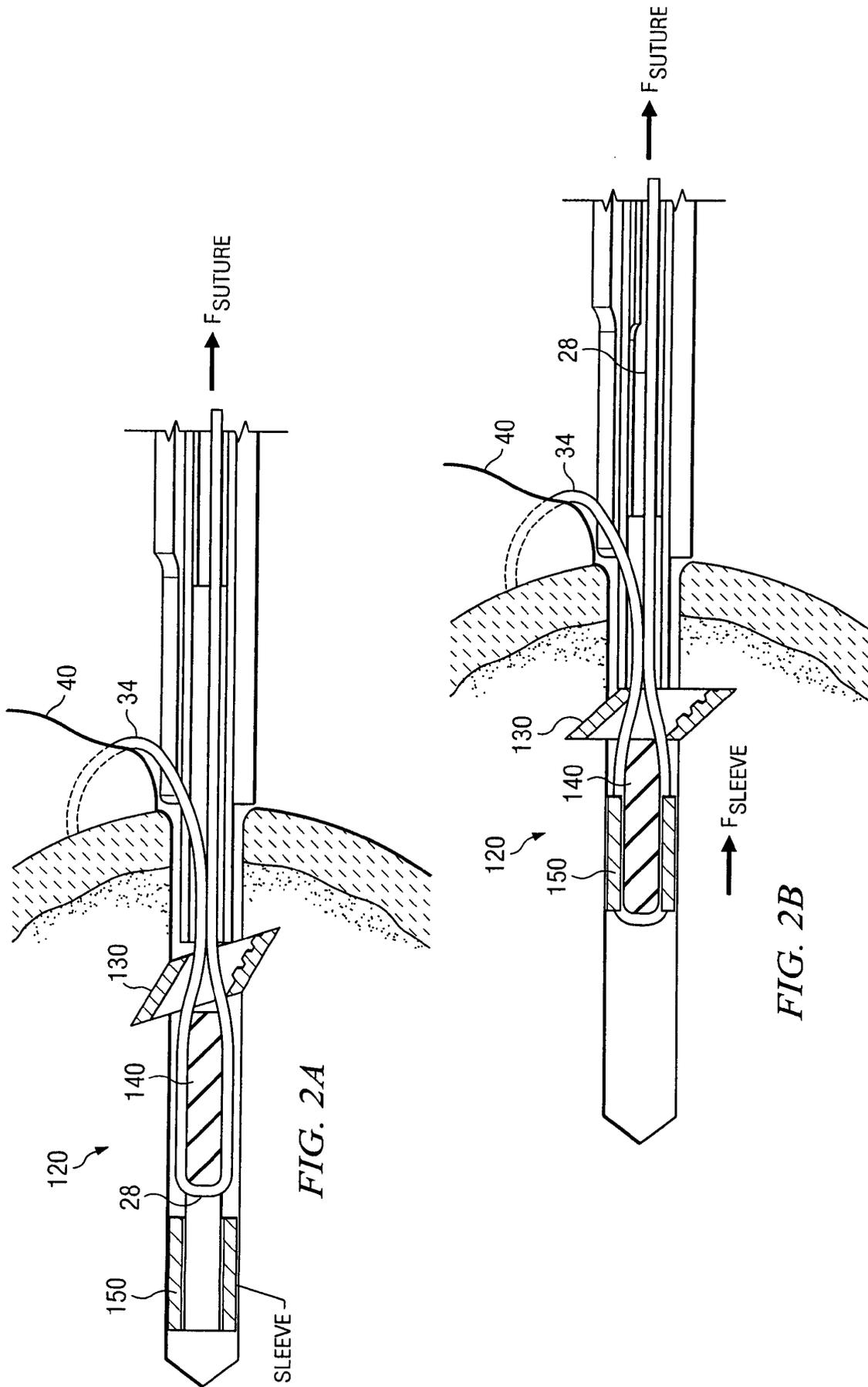


FIG. 1B

FIG. 1C





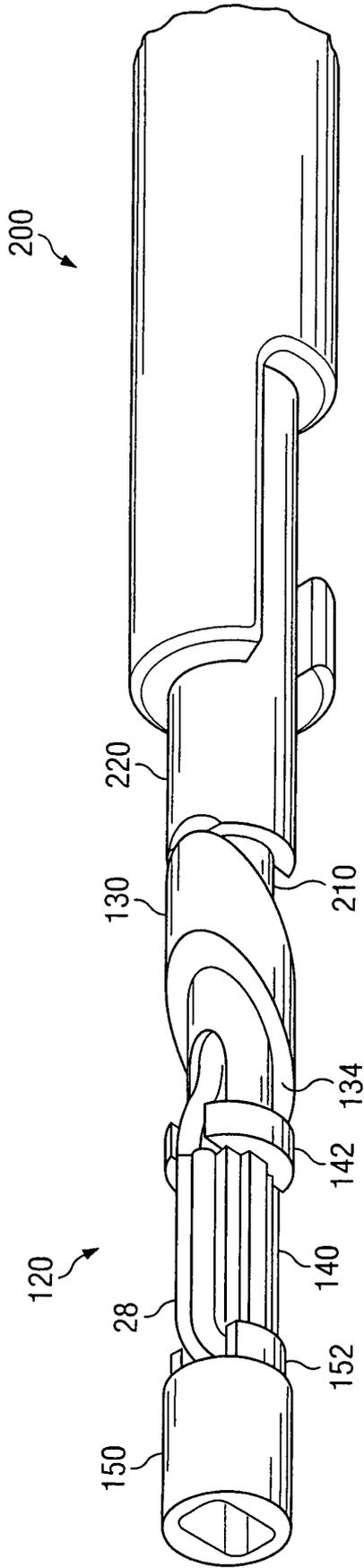


FIG. 3A

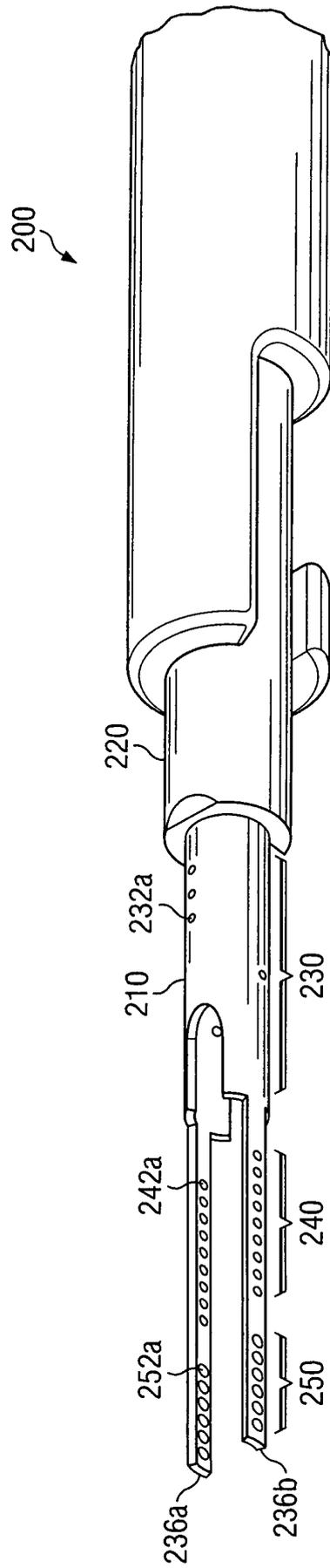
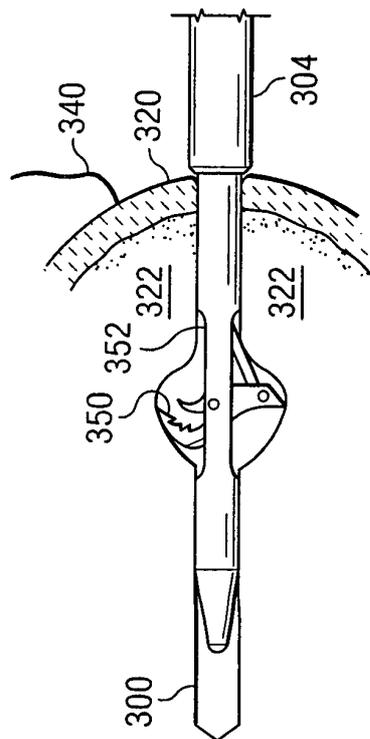
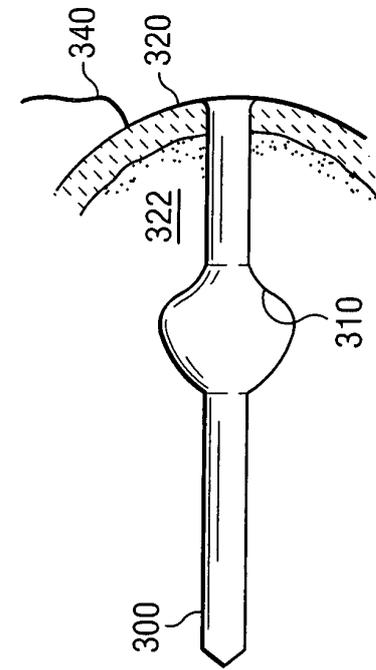
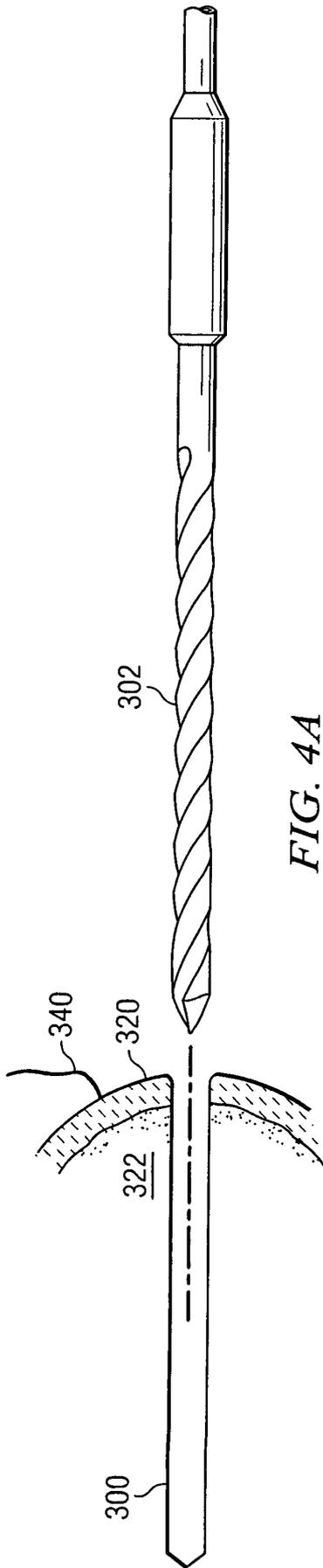


FIG. 3B



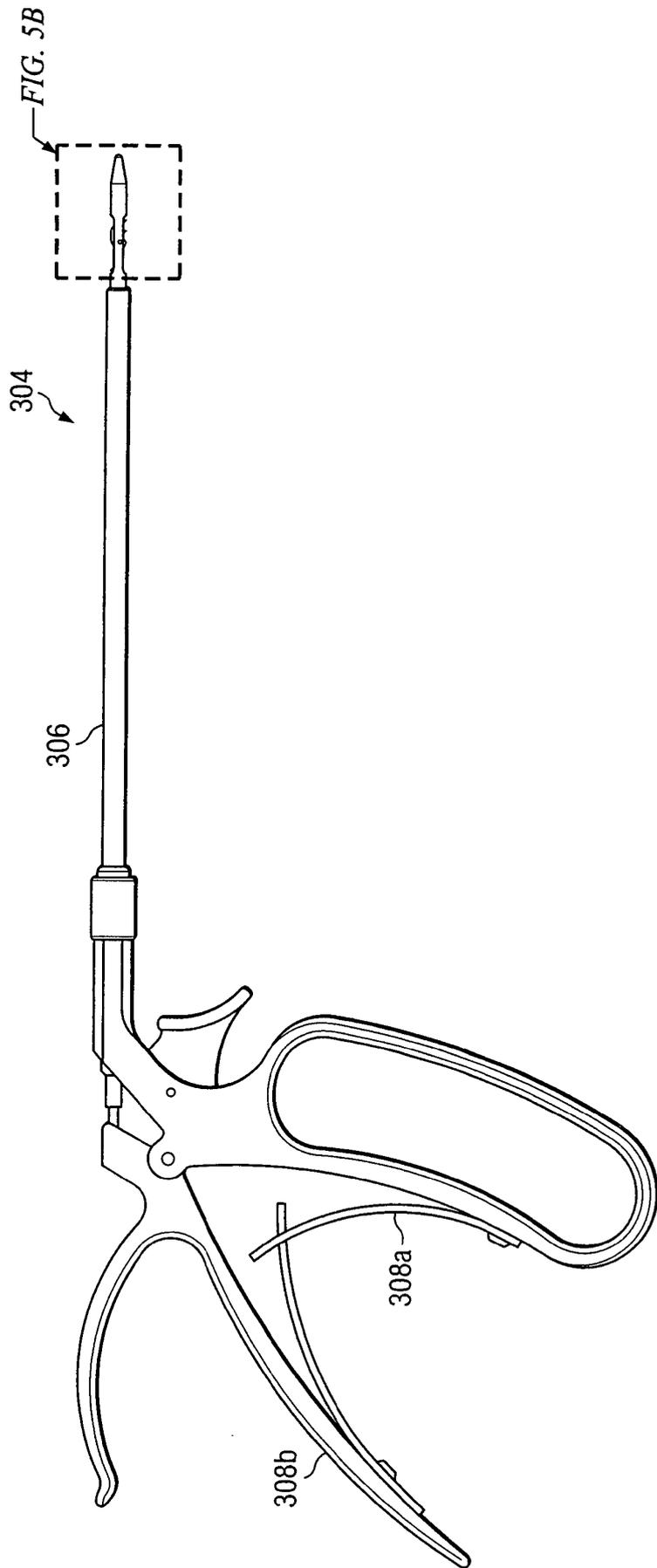


FIG. 5A

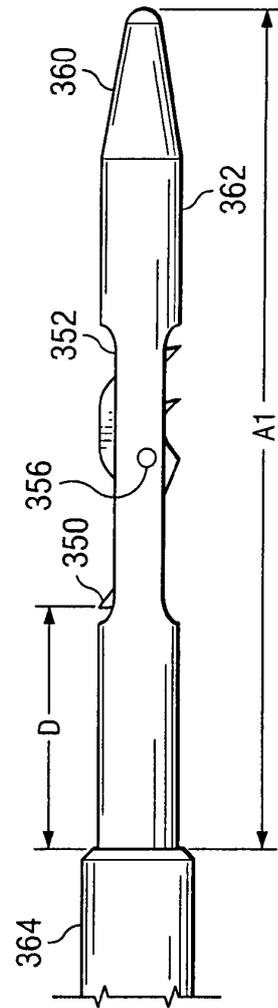


FIG. 5B

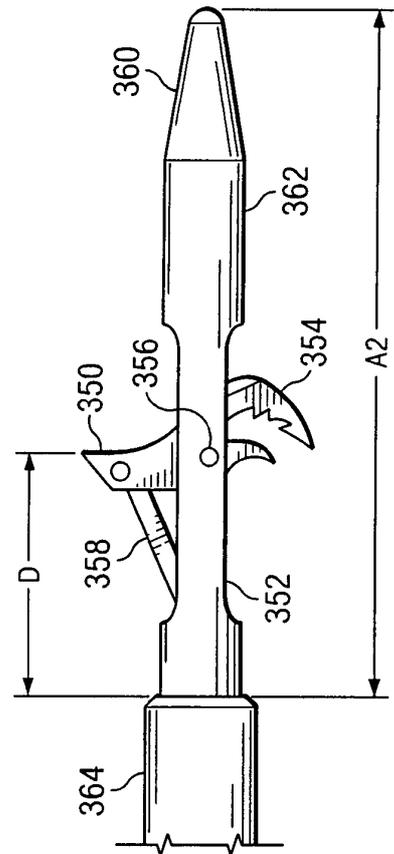
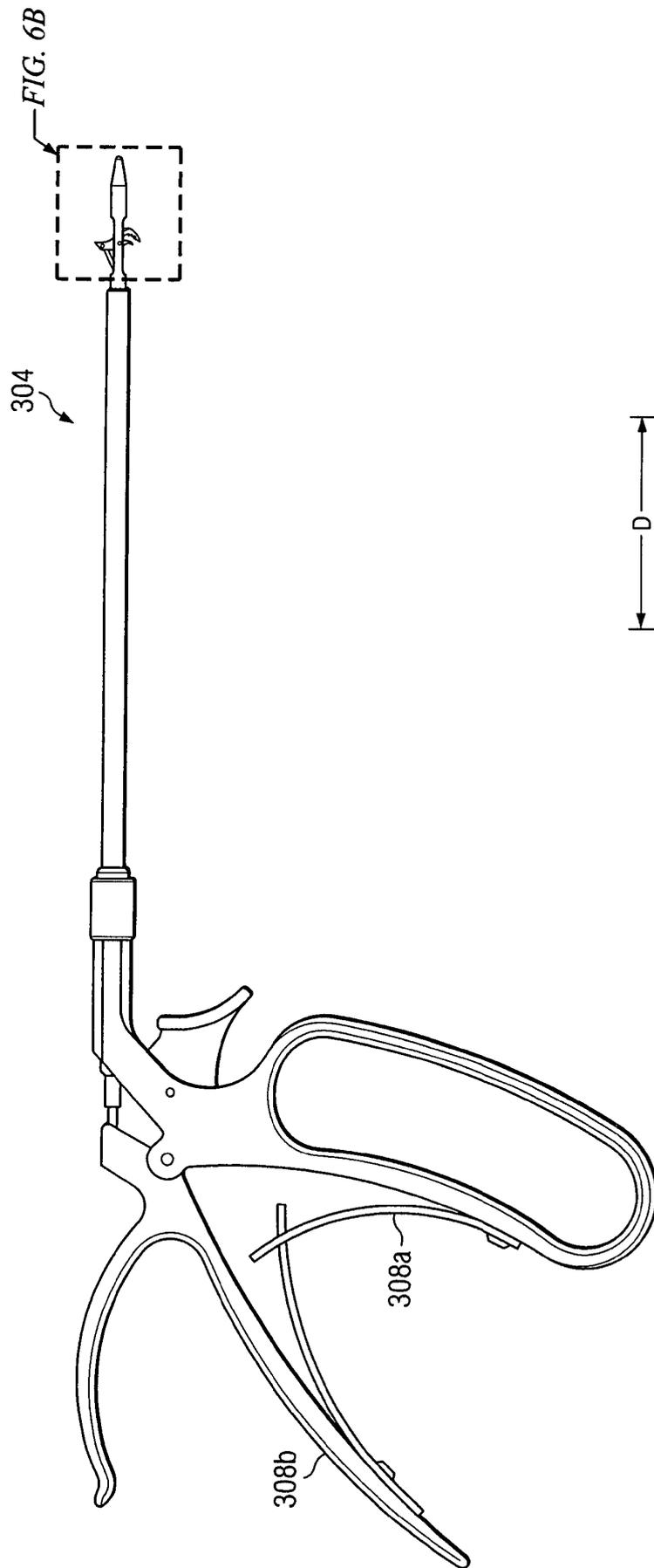


FIG. 6A

FIG. 6B