



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 698 32 618 T2 2006.08.17

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 001 717 B1

(51) Int Cl.⁸: **A61F 2/00** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **698 32 618.0**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US98/16126**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **98 938 300.5**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1999/005992**

(86) PCT-Anmeldetag: **04.08.1998**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **11.02.1999**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **24.05.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **30.11.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **17.08.2006**

(30) Unionspriorität:

905529 04.08.1997 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB, IE, NL

(73) Patentinhaber:

Boston Scientific Ltd., St. Michael, Barbados, BB

(72) Erfinder:

SCHMITT, J., Peter, Garneville, US

(74) Vertreter:

Samson & Partner, Patentanwälte, 80538 München

(54) Bezeichnung: **DÜNNES UNTERSTÜTZUNGSENTRZWERK FÜR WEICHGEWEBE**

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

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

Beschreibung**HINTERGRUND DER ERFINDUNG**

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein chirurgisches Netz und spezieller ein weiches und biegsames chirurgisches Multifilament-Stütznetz, das eine verbesserte Beständigkeit gegen eine Besiedelung mit Bakterien und anderem infektiösem Material zeigt.

[0002] Die Verwendung eines chirurgischen Netzes für die Reparatur und Wiederherstellung von lebendem Gewebe ist wohlbekannt. Zum Beispiel kann ein chirurgisches Netz verwendet werden, um einen beschädigten oder geschwächten Teil des Körpers zu stützen und/oder zu verstärken. In dieser Hinsicht muss das Netz zusätzlich ausreichend porös sein, um nach der Implantation das Wachstum von Gewebe durch das Implantat hindurch zu ermöglichen. Das heilende Gewebe wächst durch poröse Öffnungen in dem implantierten Netz, wodurch das Netz assimiliert wird und dem Gewebe eine strukturelle Integrität hinzufügt.

[0003] Ein chirurgisches Netz kann durch Stricken, Weben, Flechten oder auf andere Weise Formen einer Mehrzahl von Garnen zu einem Stütznetzwerk erzeugt werden. Darüber hinaus kann ein derartiges Netz mit Monofilament- oder Multifilament-Garnen aus Materialien wie Polypropylen und Polyester hergestellt werden. Ein chirurgisches Netz, das aus Monofilament-Garn gebildet ist, liefert eine zufriedenstellende Verstärkungsfähigkeit, ist aber im Allgemeinen steif und weist eine beschränkte Biegsamkeit auf. Im Gegensatz dazu ist ein chirurgisches Netz, das aus Multifilament-Garn gebildet ist, im Vergleich zu einem aus Monofilament-Garn gebildeten Netz weich und biegsam.

[0004] Jedoch tendiert ein aus Multifilament-Garn gebildetes Netz, infektiöses Material, wie Bakterien, zu beherbergen. Insbesondere die kleinen leeren Bereiche oder Zwischenräume zwischen den Filamenten eines Multifilament-Garns können das Brüten derartiger Bakterien fördern. Bis heute bevorzugen Chirurgen typisch den Monofilament-Aufbau wegen dessen verbesserter Beständigkeit gegen die Beherbergung von infektiösem Material. Als Ergebnis dieser Wahl müssen Chirurgen auf die Vorteile verzichten, die mit Multifilament-Garnen verbunden sind.

[0005] Ein Beispiel für ein chirurgisches Netz des Standes der Technik ist im U.S. Patent Nr. 2,671,444 offenbart. Das darin beschriebene chirurgische Netz ist ein integriertes Netzwerk aus miteinander verbundenen Garnen, das durch Pressformen eines Polyethylenharzes gebildet wird. Im Wesentlichen ist das '444-Netz ein pressgeformtes Monofilament-Netz und daher ist es relativ steif und zeigt eine be-

schränkte Biegsamkeit.

[0006] Das U.S. Patent Nr. 3,054,406 offenbart ein weiteres Beispiel für ein chirurgisches Netz, das zur Reparatur und Wiederherstellung von lebendem Gewebe verwendet wird. Das darin beschriebene chirurgische Netz kann entweder aus Monofilament- oder aus Multifilament-Polyethylengarnen gewebt sein. Das Netz weist eine beschränkte Biegsamkeit auf, wenn es aus Monofilament-Garnen gebildet ist, und kann dazu neigen, infektiöses Material zu beherbergen, wenn es aus Multifilament-Garnen gebildet ist.

[0007] Das U.S. Patent Nr. 4,452,245 offenbart noch ein weiteres Beispiel für ein chirurgisches Netz. Das darin beschriebene chirurgische Netz wird mit Monofilament-Polypropylengarnen gebildet, die zu einer kontinuierlichen schlauchförmigen Form gestrickt werden. Das gestrickte Netz ist porös und zeigt wegen seines Monofilament-Aufbaus Infektionsresistente Eigenschaften. Jedoch tendiert das Monofilament-Netz dazu, steif und relativ nicht-biegsam zu sein, was die Fähigkeit des Körpers verringert, sich das Netz einzuverleiben.

[0008] Die EP-A-0 692 225 offenbart ein chirurgisches Stütznetz, das aus einem Stütznetzwerk mit Multifilament-Garnen hergestellt ist. Die Zwischenräume, die sich zwischen den Filamenten der Garne befinden, sind innerhalb einer Infektionsundurchdringlichen Matrix eingeschlossen.

[0009] Die EP-A-0 625 417 offenbart ein flexibles thermoplastisches Verbundfilament, das Endlosfaser enthält, und ein Verfahren zur Herstellung derartiger Filamente.

[0010] Die GB-A-725 343 offenbart Verfahren zur Behandlung von Textilstoffen.

[0011] Chirurgische Stütznetze sind auf dem Gebiet der Reparatur von Weichgewebe, wie bei einer Hernienwiederherstellungsoperation, äußerst nützlich. Die Leistenhernien-Operation befindet sich unter den ältesten und am häufigsten durchgeführten chirurgischen Verfahren. Leider ist das durchschnittliche Operationsergebnis mit einer Zeitspanne von Beschwerden mit resultierender Invalidität verbunden. Es sind Techniken wie laparoskopische Hernienoperation mit der Absicht entwickelt worden, die Morbidität und Rückfallrate zu verringern. Die meisten Versuche haben jedoch nur eine mäßige Verbesserung der Schmerzen und Invalidität festgestellt, die mit dem Verfahren verbunden sind. Weiter zeigen die zusätzlichen Ausrüstungskosten, das Erfordernis für eine Vollnarkose und die zusätzliche Operationssaalzeit, die für eine laparoskopische Hernienoperation erforderlich sind, dass dieses Verfahren weniger als ideal ist. Es besteht weiterhin ein Bedarf an einem Verfahren, das wirksam alle Überlegungen bezüglich Kos-

ten, Invalidität und Hernienrückfall bei Patienten mit einer Leistenhernie anspricht.

[0012] Während die Anordnung eines prosthetischen Netzes im Präperitonealraum zur Zeit entweder mit einer laparoskopischen oder einer offenen Technik durchgeführt wird, ist es wünschenswert, das Verfahren durch sogar noch weniger invasive Mittel durchzuführen. Ein derartiges in Betracht gezogenes Mittel beinhaltet die Verwendung von Nadeln, um das Netz in die Peritonealhöhle einzuführen. Die Einführung eines Netzes mittels einer Nadel ist jedoch bisher teilweise aufgrund der Unverfügbarkeit eines Netzes, das dünn genug ist, um durch die Kanüle einer Nadel geführt zu werden, jedoch von ausreichender Festigkeit und Biegsamkeit ist, um ausreichend seinem beabsichtigten Zweck zu dienen, nicht möglich gewesen.

[0013] Es gibt deshalb einen Bedarf an einem chirurgischen Weichgewebe-Netz, das mit einer Dicke hergestellt werden kann, welche ermöglicht, dass das Netz gerollt oder gefaltet und danach in die Kanüle einer Nadel für die Entfaltung im Körper eingeführt werden kann, und das sowohl die weichen und biegsamen Merkmale eines Netzes, das aus Multifilament-Garnen hergestellt ist, als auch die Infektionsresistenz eines Netzes zeigt, das aus Monofilament-Garnen hergestellt ist. Das Netz sollte auch nicht fusseln, abnutzungsbeständig und beständig gegen lose Fäden sein.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0014] Die vorliegende Erfindung, welche die Bedürfnisse der Technik anspricht, stellt ein weiches und biegsames chirurgisches Netz bereit, wie in den Ansprüchen 1 bis 21 beansprucht. Das Netz umfasst ein Stütznetzwerk, das aus Multifilament-Garnen gebildet ist, die in einer Infektions-undurchdringlichen Matrix eingekapselt sind, wodurch die Zwischenleerräume, die zwischen den Filamenten der Garne angeordnet sind, in der Matrix eingeschlossen sind. Die Matrix verleiht dem Netz auch den erforderlichen Grad der Beständigkeit gegen lose Fäden, wobei die Garne daran gehindert werden, sich zu verschieben oder zu trennen. Das Netz kann aus feinen Multifilament-Garnen in einem gestrickten oder gewebten Aufbau zusammengesetzt sein, welcher die gewünschte mechanische Festigkeit und Porosität zur Verwendung bei der Gewebewiederherstellung oder -verstärkung besitzt.

[0015] Die vorliegende Erfindung stellt auch ein Verfahren zur Herstellung eines weichen und biegsamen chirurgisches Netzes, das eine erhöhte Beständigkeit gegen eine Besiedelung mit infektiösem Material zeigt, aus einem Stütznetzwerk bereit, das aus Multifilament-Garnen gebildet ist, wie in den Ansprüchen 22 bis 38 beansprucht. Das Verfahren umfasst den

Schritt des Einkapselns der Multifilament-Garne in eine Infektions-undurchlässige Matrix, wodurch die Zwischenleerräume, die zwischen den Filamenten der Garne angeordnet sind, in der Matrix eingeschlossen werden. In einer Ausführungsform wird der Stoff sehr dünn hergestellt, um die Zufuhr durch eine minimal invasive Vorrichtung zu erleichtern. Die Dicke des Stoffs ist für die spezielle Anwendung und die Zufuhrvorrichtung maßgeschneidert. Solche Techniken wie Pressen oder Kalandern der Garne unter Verwendung von Wärme und/oder Druck beim Zurrichtungsverfahren, um den Stoff zu der gewünschten Dicke zu komprimieren, können ebenfalls verwendet werden.

[0016] Die vorliegende Erfindung stellt einen Netzstoff bereit, der so ausgelegt ist, dass er besonders bei minimal invasiven chirurgischen Verfahren zur Wiederherstellung und/oder Verstärkung von Gewebe, wie bei einer Hernienwiederherstellung, nützlich ist. Aufgrund seines dünnen Profils kann der Netzstoff aufgerollt oder gefaltet werden, um ein ausreichend kleines Volumen einzunehmen, um seine Einführung und Zufuhr in den Körper unter Verwendung von Vorrichtungen wie Trokaren, Kanülen und der gleichen zu erleichtern. Das Netz kann auch ein ihm verliehenes elastisches Gedächtnis haben, um in die gewünschte Konfiguration zurückzukehren, wenn es aus der Zufuhrvorrichtung entfernt worden ist. Zum Beispiel kann das Netz so ausgelegt sein, dass es sich auseinanderrollt und eine relativ ebene Konfiguration annimmt, wenn es aus der Zufuhrvorrichtung entfaltet ist.

[0017] Das chirurgische Netz der vorliegenden Erfindung kann in einem Verfahren zur Wiederherstellung eines beschädigten Teils eines Körpers eines Patienten verwendet werden. In einigen Anwendungen kann das Netz weiter aufgerollt, gefaltet oder auf andere Weise bezüglich der Größe komprimiert werden, um in die Kanüle einer laparoskopischen Zufuhrvorrichtung zu passen. Das Netz der vorliegenden Erfindung umfasst ein Stütznetzwerk, das aus Multifilament-Garnen gebildet ist, die in einer Infektions-undurchlässigen Matrix eingekapselt sind, wobei das Netz weich und biegsam ist, während es gleichzeitig eine Resistenz gegen die Besiedelung mit infektiösem Material zeigt. Das Netz kann in einem Verfahren verwendet werden, welches die weiteren Schritte des Zugangs zum beschädigten Teil des Körpers, des Implantierens des chirurgischen Netzes im Körper, um den beschädigten Teil zu verstärken, und des Zulassens, dass das Netz in den Körper assimiliert wird, einschließt.

[0018] Als Ergebnis stellt die vorliegende Erfindung ein chirurgisches Stütznetz bereit, das sowohl die weichen und biegsamen Merkmale eines Netzes, das aus Multifilament-Garnen hergestellt ist, als auch die Infektionsbeständigkeit eines Netzes zeigt, das

aus Monofilament-Garnen hergestellt ist. Darüber hinaus stellt die vorliegende Erfindung ein chirurgisches Stütznetz bereit, das nicht fesselnd, abnutzungsbeständig und beständig gegen lose Fäden ist. Noch weiter kann das Netz der vorliegenden Erfindung mit einer geeigneten Dicke gebildet werden, so dass es über eine laparoskopische Vorrichtung in eine Peritonealhöhle zugeführt werden kann.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0019] [Fig. 1](#) zeigt einen Abschnitt eines gewebten Trägernetzes des Standes der Technik, das aus Multifilament-Garnen hergestellt ist;

[0020] [Fig. 1a](#) ist eine Schnittansicht, die entlang der Linien 1a-1a von [Fig. 1](#) genommen ist;

[0021] [Fig. 2](#) zeigt einen Abschnitt eines Stütznetzes der vorliegenden Erfindung, in dem ein gewebtes Stütznetzwerk, das aus Multifilament-Garnen gebildet ist, in einer Infektions-undurchdringlichen Matrix gemäß der vorliegenden Erfindung eingekapselt worden ist;

[0022] [Fig. 2a](#) ist eine Schnittansicht, die entlang der Linien 2a-2a von [Fig. 2](#) genommen ist;

[0023] [Fig. 3](#) ist eine Schnittansicht eines Multifilament-Garns, das vor der Bildung des Stütznetzwerkes in einer Infektions-undurchdringlichen Matrix eingekapselt worden ist;

[0024] [Fig. 3a](#) ist eine Schnittansicht des Multifilament-Garns von [Fig. 3](#), wobei seine Dicke gemäß der vorliegenden Erfindung verringert ist.

[0025] [Fig. 4](#) ist eine Ansicht ähnlich [Fig. 3](#), in der das einkapselnde Harz, welches die Matrix bildet, in das Garn eingedrungen ist und im Wesentlichen die Zwischenleerräume gefüllt hat;

[0026] [Fig. 4a](#) ist eine Schnittansicht des Multifilament-Garns von [Fig. 4](#), dessen Dicke gemäß der vorliegenden Erfindung verringert ist;

[0027] [Fig. 5](#) ist eine Schnittansicht eines Multifilament-Garns, das aus Bikomponenten-Fasern gebildet ist;

[0028] [Fig. 6](#) ist eine vergrößerte Schnittansicht einer individuellen Bikomponenten-Faser;

[0029] [Fig. 7](#) zeigt einen Abschnitt eines gewebten Stütznetzes der vorliegenden Erfindung, das aus den Bikomponenten-Multifilament-Garnen von [Fig. 5](#) gebildet ist, die nach Herstellung des Netzwerkes geschmolzen worden sind;

[0030] [Fig. 7a](#) ist eine Schnittansicht, die entlang

der Linien 7a-7a von [Fig. 7](#) genommen ist;

[0031] [Fig. 8](#) ist eine Ansicht eines dünnen Netzes der vorliegenden Erfindung in gerollter Position für die Einführung in die Kanüle einer Nadel;

[0032] [Fig. 9](#) ist eine Photomikrographie eines Abschnitts eines Netzes, das gemäß der vorliegenden Erfindung gebildet ist; und

[0033] [Fig. 9a](#) ist eine Photomikrographie, welche eine Querschnittsansicht des in [Fig. 9](#) gezeigten Netzes zeigt.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0034] In den Zeichnungen und speziell in [Fig. 1](#) ist ein chirurgisches Stütznetz **10** des Standes der Technik gezeigt. Das Netz **10** kann aus Monofilament- oder Multifilament-Garnen gefertigt sein. Das Netz **10** des Standes der Technik, wie gezeigt, umfasst horizontal verlaufende Multifilament-Garne **12** und vertikal verlaufende Multifilament-Garne **14**, die unter Bildung eines Stütznetzwerkes zusammengewebt sind.

[0035] Die Verwendung von Multifilament-Garnen, wie den Garnen **12** und **14**, liefert ein Netz mit einer größeren Biegsamkeit und Geschmeidigkeit als mit der Verwendung von Monofilament-Garnen. Diese Merkmale resultieren sowohl aus dem kleineren Durchmesser der einzelnen Filamente als auch aus den Zwischenräumen oder Leerräumen, die zwischen denartigen Filamenten angeordnet sind.

[0036] Insbesondere nimmt die Biegsamkeit eines Filaments (oder einer Faser) im Allgemeinen zu, wenn ihr Durchmesser abnimmt. Da die feste Querschnittsfläche der Filamente eines Multifilament-Garns geringer ist als die Querschnittsfläche eines Monofilament-Garns mit äquivalentem Durchmesser, hat das Multifilament-Garn einen größeren Grad an Flexibilität und Biegsamkeit als das Monofilament-Garn.

[0037] Wie in [Fig. 1a](#) gezeigt, ist jedes der Multifilament-Garne **12** und **14** aus einer Mehrzahl von Filamenten **16** zusammengesetzt, die miteinander verflochten oder zusammengebündelt sind, um das Garn zu bilden. Die Zwischenräume **18**, die Luftsäcken sind, sind zwischen benachbarten Filamenten des Garns ausgebildet. Obwohl diese Leerräume zu der Weichheit und Biegsamkeit des gebildeten Netzes beitragen, liefern sie auch eine natürliche Brutstätte für Bakterien oder anderes infektiöses Material.

[0038] Ein chirurgisches Netz wird natürlich vor der Implantation gründlich sterilisiert. Nichtsdestoweniger ziehen Chirurgen typisch die Verwendung eines

Netzes mit Monofilament-Aufbau vor, um jegliches Infektionsrisiko zu minimieren. Als Ergebnis werden die Vorteile, die mit einem Netz mit Multifilament-Aufbau verbunden sind (d.h. Weichheit und Biegsamkeit, welche eine bessere Assimilation des Netzes im Körper zur Folgen haben), typisch geopfert.

[0039] Es wurde hierin entdeckt, dass ein chirurgisches Stütznetz mit sowohl der Weichheit und Biegsamkeit eines Netzes mit Multifilament-Aufbau als auch der Infektionsbeständigkeit eines Netzes mit Monofilament-Aufbau hergestellt werden kann. Insbesondere wurde entdeckt, dass ein Stütznetzwerk, das aus Multifilament-Garn gebildet ist, in dem die Zwischenleerräume, die zwischen benachbarten Filamenten angeordnet sind, in einer Infektions-undurchdringlichen Matrix eingeschlossen sind, die gewünschte Beständigkeit gegen die Beherbergung von infektiösem Material ohne signifikanten Verlust an Flexibilität zeigt.

[0040] Speziell sorgt die Matrix, die die Zwischenleerräume zwischen den Filamenten des Garns vollständig einschließt, für eine wirksame Barriere gegen den Durchtritt von infektiösem Material zwischen dem Inneren und Äußeren des Garns. Dementsprechend sind jegliche Hohlräume, die nach Einkapselung eines derartigen Garns in dem Garn verbleiben, in der resultierenden Matrix eingeschlossen (und dadurch dicht verschlossen).

[0041] Eine erste Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist in [Fig. 2](#) gezeigt. Speziell schließt diese erste Ausführungsform ein Stütznetzwerk **20** ein, das aus Multifilament-Garnen **22** und **24** gebildet ist, die an Überkreuzungspunkten **25** überlappen. Nach der Bildung des Netzwerkes wird ein derartiges Netzwerk in eine Matrix **26** eingeschlossen, bei der es sich bevorzugt um ein flexibles Material handelt, das kontinuierlich das Äußere der Garne umgibt, wodurch Zwischenleerräume **27**, die zwischen den Filamenten **28** angeordnet sind (siehe [Fig. 2a](#)), eingeschlossen werden. In einer Ausführungsform wird die Matrix aus einem polymeren Harz gebildet.

[0042] Wie in [Fig. 2a](#) gezeigt, kann das Harz auf solche Weise auf das Garn aufgetragen werden, dass es nicht möglich ist, dass das Harz wesentlich in das Garn eindringt.

[0043] Speziell kann das Eindringen des Harzes durch das Aufbringungsverfahren, z.B. die aufgebrachte Harzmenge und/oder Einkapselungszeit, gesteuert werden. In einer derartigen Ausführungsform werden die Zwischenräume in der kontinuierlichen Matrix eingeschlossen (anstelle von aufgefüllt). Jedoch wird es in Betracht gezogen, dass man das Harz in das Garn eindringen lassen kann, wodurch der darin angeordnete Leerraum im Wesentlichen aufgefüllt wird.

[0044] In einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung werden einzelne Garne **29**, wie in [Fig. 3](#) gezeigt, vor der Bildung des Stütznetzwerks in einer Matrix **30** eingekapselt. [Fig. 3a](#) zeigt ein komprimiertes Garn **29**, welches für ein Netzwerk mit einer verringerten Dicke sorgt. Als Ergebnis der Einkapselung bleiben die Zwischenleerräume **32** in dem Garn in der Matrix eingeschlossen (und dadurch dicht verschlossen). Dies verhindert dann, dass infektiöses Material zwischen dem Inneren und Äußeren des Garns wandert. Anders gesagt, liefert die Matrix eine Infektions-undurchdringliche Barriere zwischen jeglichen Zwischenleerräumen, die in dem Garn nach der Einkapselung verbleiben, und dem Äußeren eines derartigen Garns, während gleichzeitig die gewünschte Flexibilität aufrechterhalten wird.

[0045] Wie erwähnt, kann die Tiefe des Eindringens der Matrix durch Steuerung der auf das Garn aufgetragenen Harzmenge und/oder durch Regulieren der Beschichtungszeit gesteuert werden. Zum Beispiel dringt mit Bezug auf das in [Fig. 4](#) und [Fig. 4a](#) gezeigte Garn **34** die Matrix **36** in die Zwischenräume des Garns ein, wodurch ein großer Teil des Luftraums, der darin angeordnet ist, im Wesentlichen aufgefüllt wird.

[0046] Das zur Einkapselung des Netzwerks verwendete Harz weist bevorzugt einen niedrigeren Schmelzpunkt als den Schmelzpunkt der einzelnen Filamente auf, so dass das Harz auf das Netzwerk aufgetragen werden kann, ohne dies zu beschädigen (d.h. Schmelzen der Filamente). Darüber hinaus sollte das Harz ein hohes Maß an Flexibilität zeigen, um sicherzustellen, dass das gebildete Netz seine gewünschte Biegsamkeit beibehält. Bevorzugt weist das Harz einen Youngschen Modul auf, der geringer ist als jener des Filament-Materials. Aus Polyester, Polypropylen, Polyethylen, Polyurethan, Poly(meth)acrylat oder Copolymeren derselben gebildete Harze werden zur Verwendung hierin in Betracht gezogen.

[0047] In einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird eine Harzlösung auf das gebildete Netzwerk aufgetragen. Man lässt das Lösungsmittel, welches das Harz trägt, dann verdampfen, wodurch das gelöste Material die Leerräume innerhalb des Garns imprägniert und dadurch füllt.

[0048] Die Einkapselung der Multifilament-Garne verschließt dauerhaft die Zwischenräume, die zwischen den einzelnen Filamenten der Garne ausgebildet sind. Speziell wird eine kontinuierliche Infektions-undurchdringliche Matrix um das Äußere des Garns herum gebildet, wodurch die Filamente eingeschlossen und die dazwischen ausgebildeten Zwischenräume gefüllt und/oder verschlossen werden. Das resultierende chirurgische Netz zeigt deshalb mehr Weichheit und Biegsamkeit als ein Monofila-

ment-Garn, während gleichzeitig eine Barriere gegen den Durchtritt von infektiösem Material bereitgestellt wird, welches in herkömmlichen Multifilament-Garnen üblich ist.

[0049] Darüber hinaus schmilzt die Einkapselung der Garne, wenn sie anschließend an die Bildung des Stützträgernetzes, d.h. bei dem Stoff als solchem vorgenommen wird, die Garne des Netzwerkes an den Überkreuzungspunkten **25**, die in [Fig. 2](#) gezeigt sind, zusammen. Dies verbessert die Beständigkeit gegen lose Fäden des gebildeten Netzes. Es verbessert auch die Fussel- und Abnutzungseigenschaften des Netzes (d.h. das Netz neigt weniger sowohl zum Fusseln als auch zur Abnutzung). Wenn jedoch die einzelnen Garne vor der Bildung des Netzwerkes eingekapselt werden, kann das Netzwerk immer noch nach der Bildung erwärmt werden, um die Garnbeschichtungen zusammenzuschmelzen, wodurch ein derartiges Netzwerk gegen lose Fäden beständig gemacht wird.

[0050] Mit Bezug auf die [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) können die Multifilament-Garne, die in der vorliegenden Erfindung verwendet werden, z.B. ein Garn **40**, aus Bikomponenten-Filamenten **42** gebildet sein. Jedes dieser Bikomponenten-Filamente schließt einen Mantel **44** und einen Kern **46** ein. Der Mantel ist bevorzugt aus einem Material mit einem niedrigeren Schmelz- oder Fließpunkt gebildet als jenem des Materials, das den Kern des Filaments bildet. So erreicht, wenn das Filament auf eine spezielle Temperatur erwärmt wird, der Mantel und fließt mit Mänteln aus benachbarten Filamenten zusammen, wodurch der Leerraum zwischen Filamenten gefüllt wird und die Kerne derartiger Filamente eingekapselt werden. In einer anderen Ausführungsform, in der ein anderes Mittel als Wärme verwendet wird, z.B. ein Beschichtungsmaterial auf der Basis von Flüssigkeit, bleibt die Beschichtung zurück, wenn das Lösungsmittel verdampft ist, so dass die Filamente eingekapselt und/oder die zwischen ihnen gebildeten Zwischenräume gefüllt werden.

[0051] Der Mantel **44** ist bevorzugt ein Polyethylen-terephthalat/isophthalat-Copolyester, während der Kern **46** bevorzugt ein Polyethylenterephthalat-Polyester ist. Natürlich können andere geeignete Materialien verwendet werden, um die Bikomponenten-Filamente herzustellen.

[0052] Eine weitere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist in den [Fig. 7](#) und [Fig. 7a](#) gezeigt. Speziell umfasst diese Ausführungsform ein Stütznetzwerk **48**, das aus Bikomponenten-Multifilament-Garnen, wie den Garnen **40**, gebildet ist. Nach der Bildung des Netzwerkes wird das Netzwerk auf eine vorbestimmte Temperatur, d.h. die Fließtemperatur der Bikomponenten-Filamente, erwärmt.

[0053] Bei dieser Fließtemperatur beginnen die Mäntel **44** des Bikomponenten-Filaments zu schmelzen und zusammenzufließen, wodurch zumindest im Wesentlichen die Hohlräume zwischen den Filamenten gefüllt und auch die Kerne **46** in einer kontinuierlichen Polymermatrix eingekapselt werden. Die schmelzenden Mäntel schließen auch alle Leerräume **50** ein, die nicht durch das fließende Polymer gefüllt werden. Da das Polymer des Mantels **44** weicher und flexibler ist als das Polymer des Kerns **46**, zeigt das gebildete Netzwerk die Flexibilität eines chirurgischen Stütznetzes, die näher bei jenem liegt, das aus einem herkömmlichen Multifilament-Garn gebildet ist, als bei jenem aus einem Monofilament-Garn. Die unverdrillten Bikomponenten-Filament-Garne weisen auch die Neigung auf, flach zu werden. Dieses Flachen wird aufgrund der Querkräfte auf die Garne während der Wärmekompression des Stoffs sogar noch mehr betont. Zusätzlich bewirkt das Mantel-Polymer, das in die Zwischenleerräume zwischen den Multifilamenten fließt, die Verringerung von Luft zwischen den Fasern, wodurch weiter zum Zusammenhalt des Garnbündels beigetragen wird.

[0054] Das chirurgische Netz der vorliegenden Erfindung kann durch Weben, Stricken, Flechten oder auf andere Weise durch Formen einer Mehrzahl von Multifilament-Garnen zu einer Stütznetzwerk-Struktur gebildet werden. Die Multifilament-Garne können entweder herkömmliche Multifilament-Garne oder Bikomponenten-Multifilament-Garne sein. Wenn es aus Bikomponenten-Multifilament-Garnen gebildet ist, kann das Stütznetz anschließend thermischer oder Lichtenergie ausgesetzt werden, um die Filamente zusammenzuschmelzen. Zum Beispiel kann das Netz in einen Ofen gegeben und auf eine Temperatur von beispielsweise 180–210°C und bevorzugt 200–210°C erwärmt werden, so dass die Mäntel der einzelnen Filamente zusammenschmelzen.

[0055] Die Einkapselung der Garne, ob durch Beschichten oder Schmelzen von Bikomponenten-Filamenten, liefert das Netzwerk mit einem "Membran-artigen" Anfühlen, wobei sie auch die faserigen Eigenschaften einer Kettstuhl-Struktur beseitigt. Darüber hinaus ermöglicht die vorliegende Erfindung, dass die Größe der Netzwerk-Poren (z.B. in [Fig. 7](#) gezeigte Poren **52**) reguliert werden. Zum Beispiel kann die Porengröße (bevorzugt etwa 50 Mikrometer oder größer) durch Steuerung der auf das Äußere des Netzwerks aufgetragenen Harzmenge reguliert werden. Man nimmt an, dass die Regulierung der Porengröße die Assimilation des Netzwerks im Körper erleichtern kann.

[0056] In einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird der die Garne einkapselnden Matrix eine medizinische Substanz (z.B. ein Antibiotikum) einverlebt. Der Arzneistoff kann direkt in dem ganzen einkapselnden Harz dispergiert oder

alternativ zu einer Mehrzahl von getrennten Trägern gegeben werden, welche wiederum in dem ganzen einkapselnden Harz dispergiert werden.

[0057] In einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird ein dünnes Netz mit einer Dicke im Bereich von etwa 0,05 Millimetern bis etwa 0,50 Millimeter gebildet. Vorzugsweise weist das dünne Netz der vorliegenden Erfindung eine Dicke von etwa 0,10 Millimetern bis etwa 0,20 Millimeter auf. Die Netzbreiten- und -längenabmessungen können innerhalb jener Bereiche variieren, die herkömmlich für eine spezielle Anwendung und Zufuhrvorrichtung verwendet werden. Zum Beispiel umfassen derartige Bereiche Abmessungen von etwa 12 Zentimeter \times 15 Zentimeter bis etwa 14 Zentimeter \times 16 Zentimeter. Diese Bereiche sind im Allgemeinen ausreichend, um die Fläche der Wiederherstellung, beispielsweise die myopektineale Öffnung eines Erwachsenen, zu bedecken. Wie oben erwähnt, könnte dann ein derartiges dünnes chirurgisches Netz aufgerollt oder auf andere Weise gefaltet werden, so dass es in die Kanüle einer Nadel mit einem kleinen Durchmesser von beispielsweise 5 Millimetern oder weniger passt.

[0058] Zusätzlich zu den weichen und biegsamen Eigenschaften, die durch Multifilament-Garne bereitgestellt werden, können die einzelnen Filamente oder Fasern gespreizt oder abgeflacht werden, um eine verringerte Dicke und ein niedriges Profil bereitzustellen. Um die Fähigkeit des Garns zu maximieren, sich zu spreizen, ist es notwendig, die Einführung von gedrillten oder anderen derartigen Orientierungen des Garns zu minimieren oder zu verhindern, welche dessen Fähigkeit behindern könnten, ein niedriges Profil anzunehmen.

[0059] Bei der Schaffung eines dünnen gewebten Netzes gemäß der vorliegenden Erfindung muss der Beabstandung der Fäden (d.h. der Kettfadenzahl) Aufmerksamkeit gewidmet werden, damit die Öffnungen, die durch die Webstruktur begrenzt werden, klein und insbesondere in der Größenordnung von etwa 50 bis etwa 200 Mikrometer sind. Die Gewebestrukturen, die auf diese Weise hergestellt sind, profitieren von der Verwendung von Biokomponenten-Multifilament-Garnen, da sie Verstärkungsgewebe die erforderlichen mechanischen Eigenschaften verleihen. Darüber hinaus ermöglicht ein Bikomponenten-Garn, dass eine der Komponenten ein schmelzbares Harz ist, welches, wenn es erhitzt wird, anschließend mit anderen Garnen in dem Stoff zusammenschmelzen kann, um diese an den Kreuzungspunkten zu verschweißen, um die Struktur zu versiegeln.

[0060] Das Verschweißen der Kreuzungspunkte stabilisiert die Garne in der gewebten Struktur, während das Versiegeln der Garne die Porosität bei dem

Garnbündel beseitigt und dadurch das Risiko der Beherbergung von Infektionen verringert. Die Behandlung verleiht dem Netz auch ein elastisches Verhalten, so dass es eine ebene Form annimmt, wenn es aus der Kanüle freigesetzt ist.

[0061] Multifilament-Garne können dem Netz auch ein niedriges Profil verleihen, da sie sich abflachen können. Die Abflachungseigenschaft von Multifilament-Garn wird maximiert, wenn das Garn nicht durch Verdrillung oder eine andere Garn-Konditionierung behindert wird. Wenn es gewebt ist, wird der Stoff wärmeverfestigt, was bewirkt, dass das Garn einen elliptischen Querschnitt annimmt anstelle des runden Querschnitts, der von einem Monofilament oder einem hoch verdrillten Multifilament-Garn beibehalten wird.

[0062] Eine Ausführungsform eines dünn gewebten Netzes der vorliegenden Erfindung umfasst die Verwendung eines 75 Dernier-Bikomponenten-Polyestergarns mit einem Kreisdurchmesser von beispielsweise etwa 0,09 Millimetern. Die Multifilament-Garne, die zur Verwendung in der vorliegenden Erfindung in Betracht gezogen werden, können auf etwa 50 % der ursprünglichen Dicke abgeflacht werden. Wenn es abgeflacht ist, nimmt das Garn einen elliptischen oder Rennbahn (rechteckig mit gerundeten Ecken)-Querschnitt mit einem kleineren Durchmesser oder einer kleineren Garndicke von etwa 0,04 Millimetern bis etwa 0,06 Millimetern und einem größeren Durchmesser oder einer größeren Garnbreite von etwa 0,22 Millimetern bis etwa 0,28 Millimeter an. Unter Verwendung eines quadratischen glatten Webaufbaus mit 70 Kettfäden pro Inch auf 70 Schussfäden pro Inch oder 28 Kettfäden pro Zentimeter auf 28 Schussfäden pro Zentimeter wäre die rechteckige Porengröße etwa 0,05 bis 0,07 Millimeter bzw. 50 bis 70 Mikrometer auf einer oder beiden Seiten.

[0063] Eine gewebte Konstruktion sorgt für ein größeres Festigkeits-zu-Dicken-Verhältnis als eine gestrickte Konstruktion. Sie ermöglicht auch, dass das Netz zum Beispiel mit Bezug auf isotrope oder anisotrope Eigenschaften wirksamer, vorhersagbarer und dünner beispielsweise als ein gestrickter Stoff konstruiert werden kann. Die abgeschätzte Berstfestigkeit des Stoffs wäre etwa 21 kg/cm² oder 300 psi oder 2068 kPa. Derartige Berstfestigkeiten liegen im Bereich herkömmlicher chirurgischer Wiederherstellungsstoffe, einschließlich jener für Hernienwiederherstellungen, welche eine größere Dicke als jene aufweisen, die durch die vorliegende Erfindung in Betracht gezogen werden.

[0064] Zusätzlich kann das Netz ein ihm verliehenes Formgedächtnis aufweisen. Das Netz könnte zum Beispiel über eine ausreichende Zeit bei einer ausreichenden Temperatur wärmekonditioniert werden,

während sich das Netz in einer unaufgerollten Konfiguration befindet. Das Netz könnte auch einzelne Fäden einschließen, die ein ihnen verliehenes Formgedächtnis aufweisen, wie Nitinol-Fäden. Das Netz könnte deshalb so ausgelegt sein, dass es eine unaufgerollte Konfiguration annimmt, wenn das Netz nach der Entfaltung Körpertemperatur erreicht. In dem man dem Netz ein Formgedächtnis verleiht, würde man ermöglichen, dass das Netz, selbst nachdem es in der Zufuhrvorrichtung, z.B. der Kanüle einer Nadel, aufbewahrt worden ist, eine unaufgerollte Konfiguration einnimmt, wenn es in der Peritonealhöhle entfaltet worden ist. Die Einführung eines Formgedächtnisses in das Weichgewebe-Netz auf diese Weise erleichtert die Orientierung im Körper. Zusätzlich besitzt das Netz aufgrund der Einkapselungsmatrix eine Strukturstabilität und -beständigkeit gegen lose Fäden, was das Ziehen und Anordnen unter Verwendung von laparoskopischen Greifvorrichtungen gestattet.

[0065] Die Weichgewebe-Netze der vorliegenden Erfindung können unter Verwendung herkömmlicher chirurgischer oder laparoskopischer Techniken implantiert werden. Vorzugsweise wird eine neue minimal invasive Technik eingesetzt, die eine Nadelzufuhr verwendet. In einem derartigen Verfahren wird das Netz auf ein verringertes Volumen aufgerollt, gefaltet oder auf andere Weise komprimiert, so dass es innerhalb eines Nadel-Zufuhrsystems enthalten sein kann. Wie in [Fig. 8](#) gezeigt, wird das aufgerollte Netz **54** als in eine Kanüle **56** einföhrbar gezeigt. Das Netz muss ein hinreichend geringes Volumen und Profil aufweisen, um durch eine Nadelkanüle treten und in dem betroffenen Gebiet entfaltet werden zu können. Vorzugsweise ist das Netz Gedächtnis-wärmeverfestigt worden, um zu einer relativ ebenen Konfiguration zurückzukehren, wenn es entfaltet ist. Andere Formen, abhängig von der speziellen Körperanwendung, können natürlich ebenfalls verwendet werden. Wenn das Netz aus dem Zufuhrsystem ausgestoßen ist, wird es am geeigneten Gewebeort orientiert und manipuliert.

[0066] Zum Beispiel könnte ein dünnes chirurgisches Stütznetz dann über die Nadel in die Peritonealhöhle eines Patienten eingeführt werden. Eine zweite kleine Nadelkanüle könnte in die Properitonealhöhle eingeführt werden, um den Bereich mit Kohlendioxid aufzublasen. Der Bruchsack könnte freigesetzt und ligiert werden. Die Sichtbarmachung während der Nadel-Hernienoperation würde mit einem 2–5 Millimeter-Laparoskop erhalten werden, das durch eine der Kanülen platziert würde. Das Netz könnte, nachdem es aus der Nadel über der transversalen Faszie ausgestoßen worden ist, dann manipuliert werden, um die Myopektinealhöhle zu bedecken. Das Netz könnte weiter mit einem elastischen Gedächtnis versehen werden, was bewirkt, dass sich das Netz entrollt, wenn es aus der Kanüle ausgesto-

ßen ist. Das Netz kann dann gegebenenfalls über dem Bruchbereich zur Assimilation durch das Körpergewebe angenäht oder festgeklammert werden, um eine zusätzliche Stütze des Gewebes der Properitonealhöhle bereitzustellen.

[0067] Es könnte deshalb eine Nadel-Hernienoperationstechnik durchgeführt werden, welche das Erfordernis für eine offene Operation vermeiden würde. Die Nadel-Hernienoperationstechnik könnte ohne das Erfordernis für eine Vollnarkose durchgeführt werden und würde die Schmerzen und Invalidität, die derzeit mit offenen oder laparoskopischen Techniken verbunden sind, verringern.

BEISPIELE

[0068] Die folgenden Beispiele erläutern das chirurgische Stütznetz der vorliegenden Erfindung.

BEISPIEL 1

[0069] Ein Stütznetzwerk wird aus Bikomponenten-Garnen, speziell 250 Dernier/16 Filament/Typ LHCV Kanebo Bellcouple®-Polyestergarnen, gewoben. Das Kanebo Bellcouple®-Garn umfasst einen Polyethylenterephthalat-Polyesterkern und einen Polyethylenterephthalat/isophthalat-Copolyester-Mantel, wobei der Mantel einen niedrigeren Schmelzpunkt als der Kern aufweist.

[0070] Nach der Konstruktion des Stütznetzwerkes wird das Netzwerk in einen Konvektionsofen gegeben und auf etwa 210°C erwärmt, wodurch die einzelnen Mäntel zusammengeschmolzen werden. Die Garne werden dadurch eingekapselt und weiter miteinander an den Kreuzungspunkten, wo die Garne überlappen, verschmolzen.

[0071] Das resultierende Netz wird anschließend in eine sterile Verpackung eingeschlossen.

BEISPIEL 2

[0072] Ein Stütznetzwerk wird aus Bikomponenten-Garnen, speziell 75 Dernier/24 Filament/Typ LHCV Kanebo Bellcouple®-Polyestergarnen kettengewirkt. Nach der Konstruktion des Stütznetzwerkes wird das Netzwerk in einen Konvektionsofen gegeben und auf etwa 210°C erwärmt, wodurch die einzelnen Mäntel zusammengeschmolzen werden.

[0073] Das resultierende Netz wird anschließend in eine sterile Verpackung eingeschlossen.

BEISPIEL 3

[0074] Ein Stütznetzwerk wird aus Bikomponenten-Garnen, speziell 75 Dernier/24 Filament/Typ LHCV Kanebo Bellcouple®-Polyestergarnen, glatt

gewoben. Die Fadenzahl beträgt 70 Kettfäden pro Inch auf 70 Schussfäden pro Inch. Die rechteckige Porengröße liegt im Bereich von 50 bis 70 Mikrometer auf jeder Seite. Nach Konstruktion des Stütznetzwerkes wird das Stütznetzwerk in einen Umluft-Konvektionsofen gegeben und 15 Minuten lang auf etwa 210°C erwärmt, wodurch die einzelnen Mäntel zusammengeschmolzen werden. Die Dicke der Konstruktion liegt in der Größenordnung von 0,10 Millimetern oder weniger. **Fig. 9** ist eine Photomikrographie, die einen Abschnitt einer Konstruktion gemäß diesem Beispiel zeigt. **Fig. 9a** ist eine Photomikrographie, die eine Schnittansicht dieser Konstruktion zeigt.

[0075] Das resultierende Netz wird anschließend in eine sterile Verpackung eingeschlossen.

[0076] Obwohl erläuternde Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung hierin mit Bezug auf die begleitenden Zeichnungen beschrieben worden sind, versteht es sich, dass die Erfindung nicht auf diese genauen Ausführungsformen beschränkt ist und dass verschiedene andere Abänderungen und Modifikationen darin vom Fachmann vorgenommen werden können, ohne vom Bereich oder Geist der Erfindung abzuweichen.

Patentansprüche

1. Weiches und biegssames chirurgisches Netz (**54**) mit einem Stütznetzwerk, umfassend Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**), dadurch gekennzeichnet, dass:
die Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**) gespreizte Filamente (**42**) und/oder eine im Wesentlichen elliptische Querschnittsform einschließen, wobei die Multifilament (**42**)-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**) eine Mehrzahl von Zwischen-Leerräumen (**27, 32, 50**) begrenzen, die zwischen den Multifilament-Garnen (**22, 24, 29, 34, 40**) angeordnet sind; und
eine Infektions-undurchdringliche Matrix (**26, 30, 36**) einschließen, welche die Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**) einkapselt und die Mehrzahl von Zwischen-Leerräumen (**27, 32, 50**) einschließt.

2. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem die Matrix (**26, 30, 36**) die Filamente (**42**) der Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**) umgibt, wobei die Matrix (**26, 30, 36**) aus einem Material gebildet ist, das einen Youngschen Modul umfasst, der niedriger ist als der Youngsche Modul des Materials, das die Filamente (**42**) bildet.

3. Chirurgisches Netz nach Anspruch 2, in dem die Matrix (**26, 30, 36**) in die Leerräume eindringt, die zwischen den Filamenten (**42**) angeordnet sind.

4. Chirurgisches Netz nach Anspruch 3, in dem die Matrix (**26, 30, 36**) aus einem Polymer gebildet

ist, das ausgewählt ist aus der Gruppe bestehend aus Polyester, Polypropylen, Polyethylen, Polyurethan, Poly(methyl)acrylat und deren Copolymeren.

5. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem die Filamente (**42**) einen flexiblen Kern und einen schmelzbaren Mantel umfassen.

6. Chirurgisches Netz nach Anspruch 5, in dem der flexible Kern aus einem Polyethylenterephthalat-Polyester gebildet ist und der schmelzbare Mantel aus einem Polyethylenterephthalat/isophthafat-Copolyester gebildet ist.

7. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem die Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**) an Kreuzungspunkten einander überlappen, um das Stütznetzwerk zu bilden, und die überlappenden Garne an den Kreuzungspunkten aneinander haften.

8. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem die Matrix (**26, 30, 36**) weiter einen Arzneistoff umfasst.

9. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem das chirurgische Netz eine Dicke von weniger als etwa 0,20 Millimeter aufweist.

10. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem die Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**) ein niedriges Profil umfassen.

11. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem das Netz Poren begrenzt, die eine Größe im Bereich von etwa 50 Mikrometer bis etwa 400 Mikrometer umfassen.

12. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem das Netz eine Dicke im Bereich von etwa 0,05 Millimeter bis etwa 0,50 Millimeter aufweist.

13. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem das Stütznetzwerk ausreichend dünn ist, um eine Einführung in eine Kanüle (**56**) zu gestatten.

14. Chirurgisches Netz nach Anspruch 13, in dem die Kanüle einen Durchmesser von etwa 5 Millimetern aufweist.

15. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem das Stütznetzwerk aufgerollt ist.

16. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem das Stütznetzwerk gefaltet ist.

17. Chirurgisches Netz nach Anspruch 13, in dem das chirurgische Netz über eine ausreichende Zeit bei einer ausreichenden Temperatur wärmekonditioniert wird, um ein Formgedächtnis in einem nicht zusammengerollten Zustand zu bewirken.

18. Chirurgisches Netz nach Anspruch 13, in dem die Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**) ein Formgedächtnis-Material umfassen.

19. Chirurgisches Netz nach Anspruch 13, in dem das chirurgische Netz weiter mindestens einen Faden umfasst, der ein Formgedächtnis umfasst.

20. Chirurgisches Netz nach Anspruch 19, in dem der mindestens eine Faden Nitinol umfasst.

21. Chirurgisches Netz nach Anspruch 1, in dem das chirurgische Netz eine Berstfestigkeit von etwa 300 psi aufweist.

22. Verfahren zur Herstellung eines weichen und biegsamen chirurgischen Netzes (**54**) durch Bilden eines Stütznetzwerkes aus Multifilament-Garnen (**22, 24, 29, 34, 40**), gekennzeichnet durch: Verwenden von gespreizten Filamenten und/oder Filamenten mit einer allgemein elliptischen Querschnittsform als die Multifilament-Garne, wobei die Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 54, 60**) eine Mehrzahl von Zwischen-Leerräumen bilden; und Einkapseln der Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**) in eine Infektionsundurchlässige Matrix (**26, 30, 36**), wodurch die Zwischen-Leerräume innerhalb der Matrix (**26, 30, 36**) eingeschlossen werden, um die Beständigkeit gegen die Besiedelung mit infektiösem Material zu verbessern.

23. Verfahren nach Anspruch 22, in dem der Einkapselungsschritt vor dem Bildungsschritt stattfindet.

24. Verfahren nach Anspruch 22, in dem der Bildungsschritt vor dem Einkapselungsschritt stattfindet.

25. Verfahren nach Anspruch 24, in dem der Einkapselungsschritt das Auftragen eines Harzes auf die Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**) vor dem Bildungsschritt umfasst.

26. Verfahren nach Anspruch 25, in dem das Harz in ausreichender Menge und über eine ausreichende Zeitspanne auf das Stütznetzwerk aufgebracht wird, um zu ermöglichen, dass das Harz in die Leerräume (**27, 32, 50**) eindringt.

27. Verfahren nach Anspruch 25, in dem der Einkapselungsschritt das Auftragen eines Harzes auf die Multifilament-Garne (**22, 24, 29, 34, 40**) nach der Bildung des Stütznetzwerkes umfasst.

28. Verfahren nach Anspruch 27, in dem das Harz auf das Äußere des Stütznetzwerkes in einer ausreichenden Menge und über eine ausreichende Zeitspanne aufgetragen wird, um zu ermöglichen, dass das Harz in die Leerräume (**27, 32, 50**) eindringt.

29. Verfahren nach Anspruch 25, in dem der Bildungsschritt die Bereitstellung von Filamenten umfasst, die einen flexiblen Kern und einen schmelzbaren Mantel umfassen.

30. Verfahren nach Anspruch 29, in dem die Anwendung von Wärmeenergie oder Lichtwellenenergie das Schmelzen des schmelzbaren Mantels zum Ergebnis hat.

31. Verfahren nach Anspruch 29, in dem die schmelzbaren Mäntel durch Erwärmen des chirurgischen Netzes auf eine Temperatur im Bereich von etwa 180°C bis etwa 210°C geschmolzen werden.

32. Verfahren nach Anspruch 22, weiter umfassend den Schritt: Einverleiben eines Arzneistoffs in die Matrix (**26, 30, 36**).

33. Verfahren nach Anspruch 22, weiter umfassend den Schritt: Anwenden einer Kompressionskraft, um das chirurgische Netz (**54**) zu einer vorbestimmten Dicke zu pressen.

34. Verfahren nach Anspruch 22, weiter umfassend den Schritt: Wärmekonditionieren des chirurgischen Netzes über eine ausreichende Zeit bei einer ausreichenden Temperatur, um ein Formgedächtnis in einem unaufgerollten Zustand zu bewirken.

35. Verfahren nach Anspruch 22, in dem der Bildungsschritt die Bereitstellung von Filamenten umfasst, die aus einem Formgedächtnis-Material hergestellt sind.

36. Verfahren nach Anspruch 22, in dem der Bildungsschritt die Bereitstellung von Multifilament-Garnen (**22, 24, 29, 34, 40**) umfasst, ohne dass diesen eine Verdrillung verliehen wird.

37. Verfahren nach Anspruch 22, weiter umfassend das Aufrollen des Stütznetzwerkes.

38. Verfahren nach Anspruch 22, weiter umfassend das Falten des Stütznetzwerkes.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

FIG.I
STAND DER TECHNIK

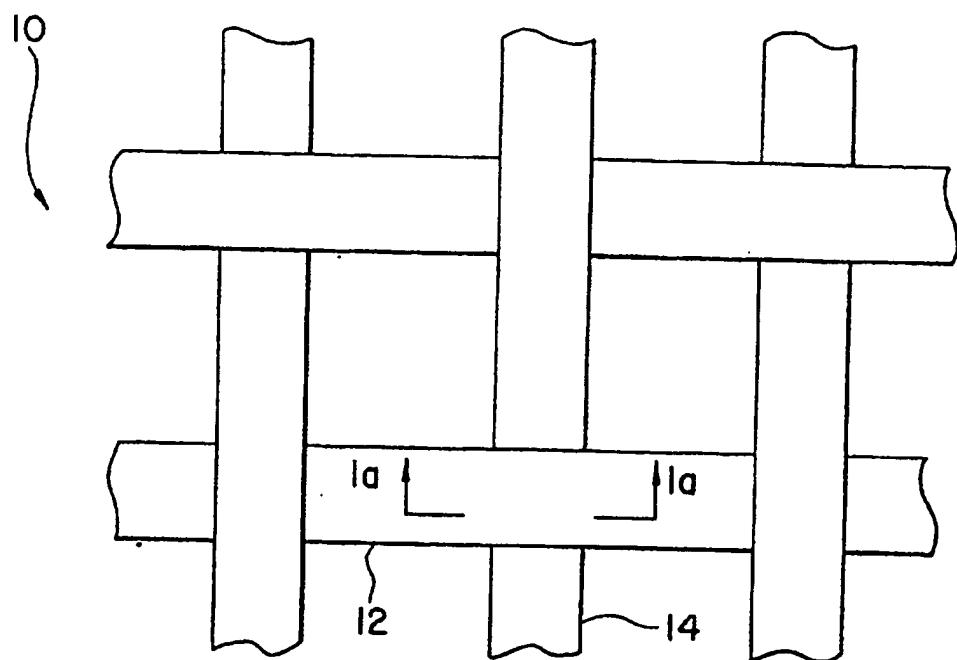


FIG.Ia
STAND DER TECHNIK

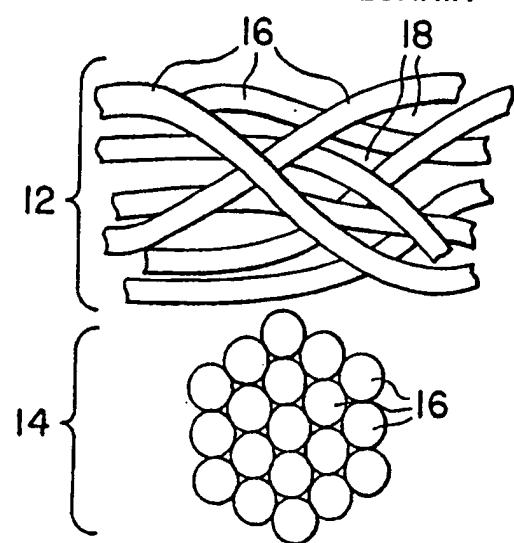


FIG.2

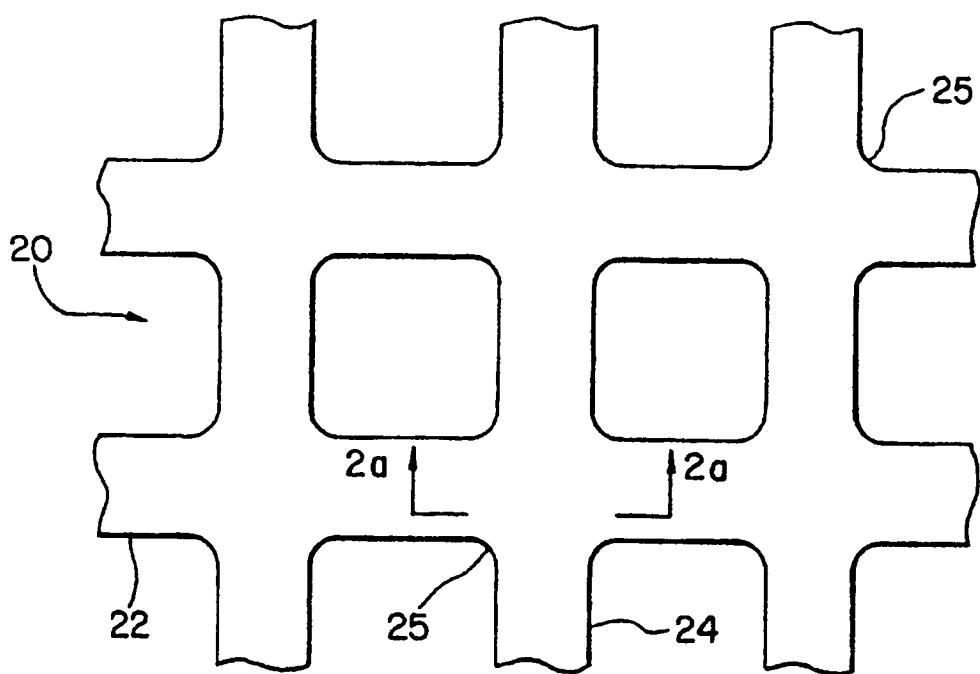


FIG.2a

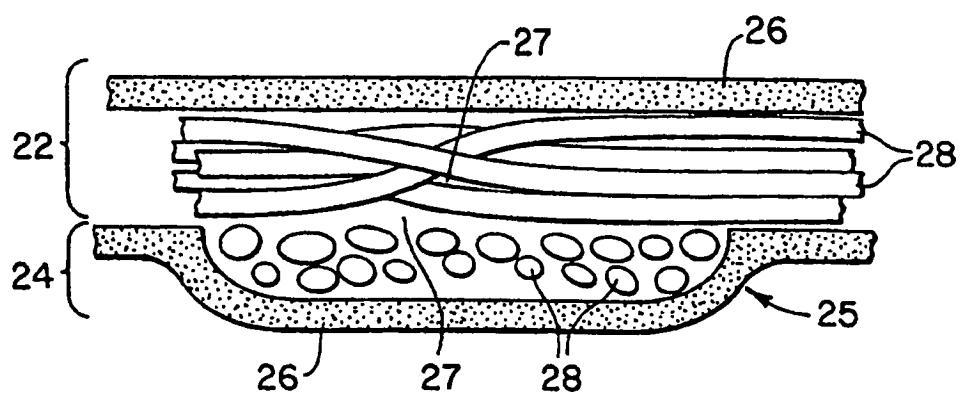


FIG.3

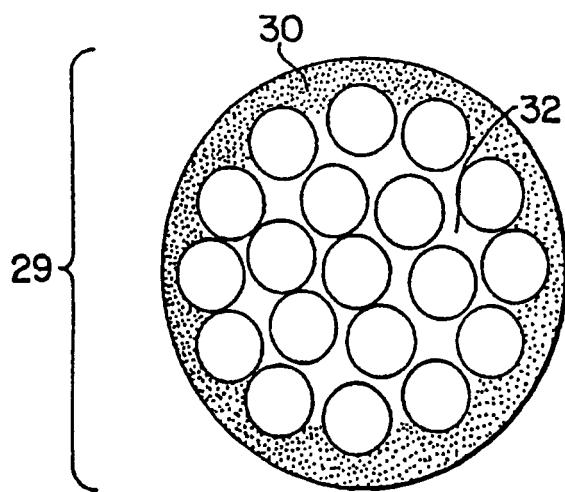


FIG.3a

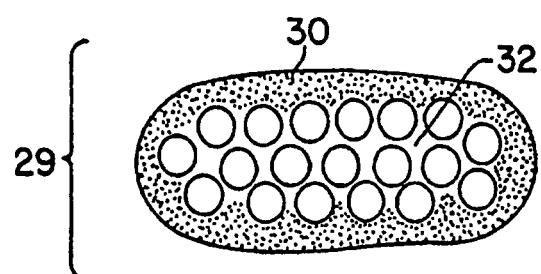


FIG.4

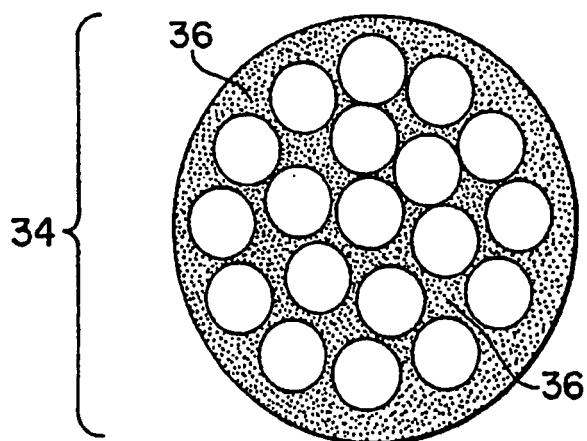


FIG.4a

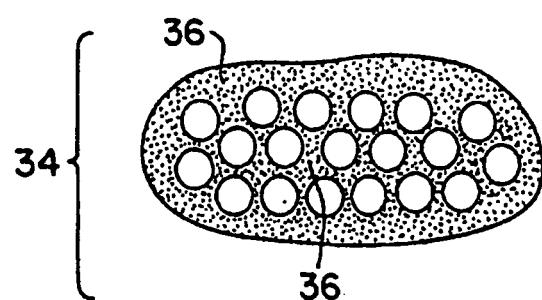


FIG.5

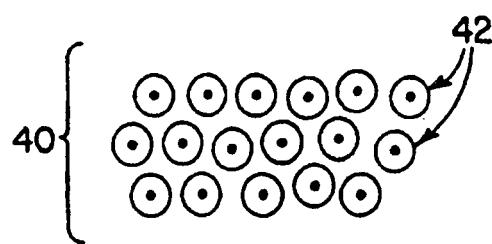


FIG.6

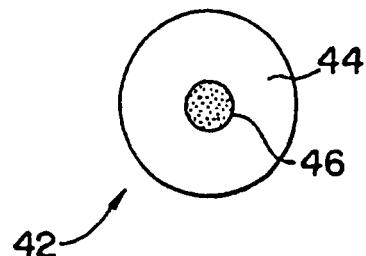


FIG.7

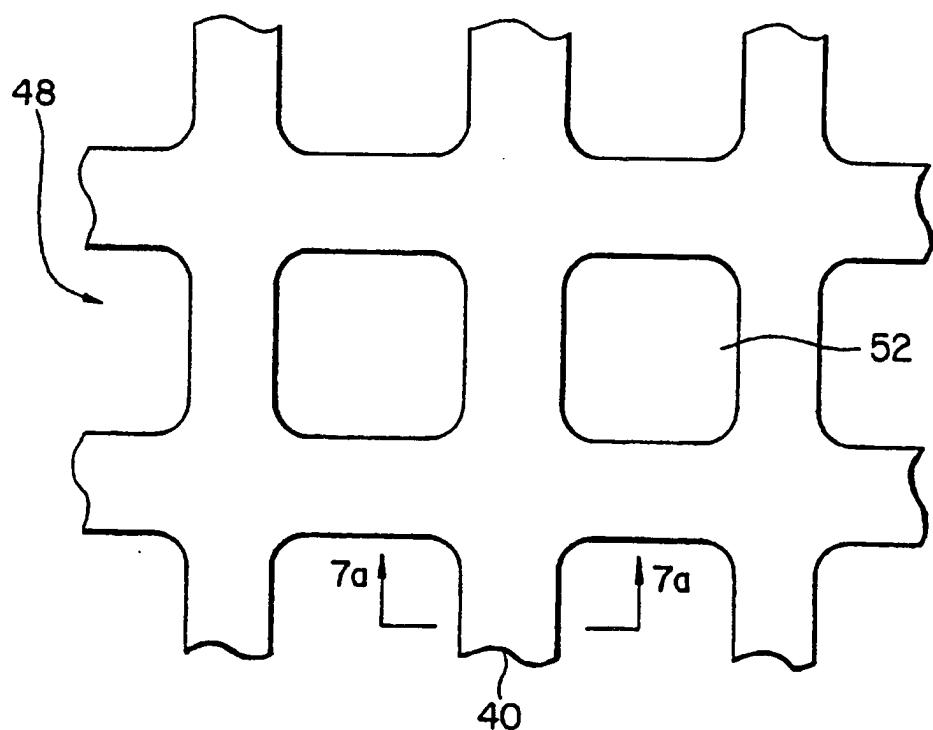


FIG.7a

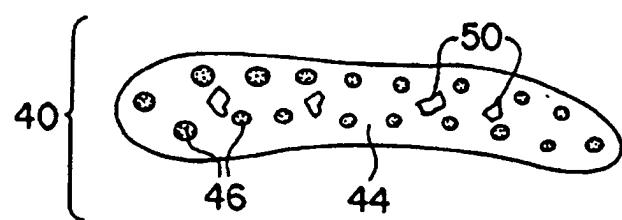


FIG. 8

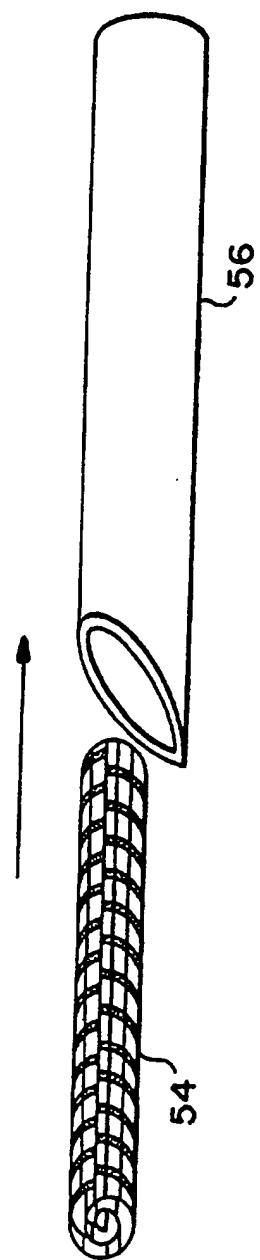


FIG.9

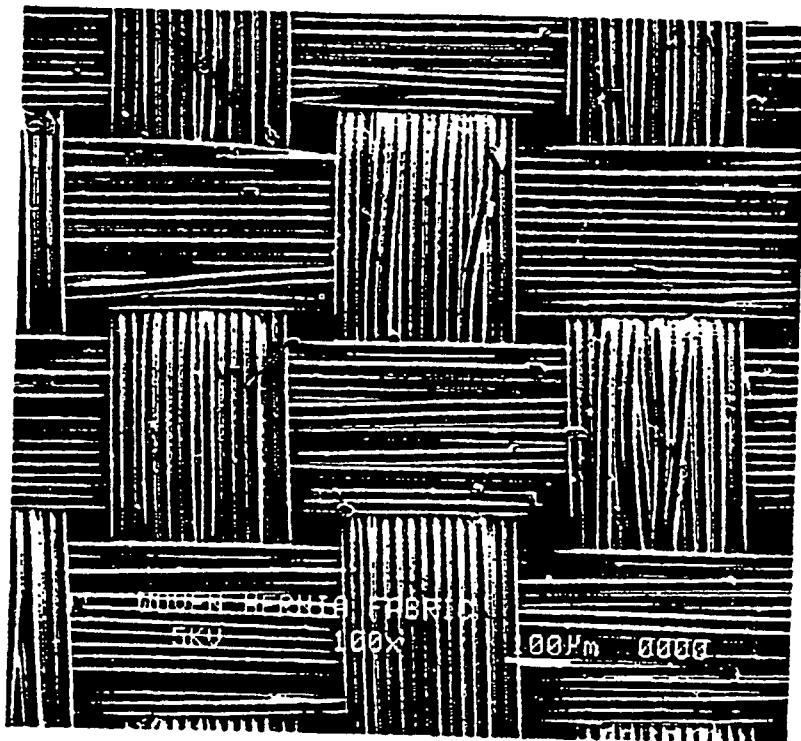


FIG.9A

