

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5378386号
(P5378386)

(45) 発行日 平成25年12月25日(2013.12.25)

(24) 登録日 平成25年10月4日(2013.10.4)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/00 3 2 0

請求項の数 13 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2010-529003 (P2010-529003)	(73) 特許権者	511152957
(86) (22) 出願日	平成20年10月8日 (2008.10.8)		クック メディカル テクノロジーズ エルエルシー
(65) 公表番号	特表2011-500159 (P2011-500159A)		COOK MEDICAL TECHNOLOGIES LLC
(43) 公表日	平成23年1月6日 (2011.1.6)		アメリカ合衆国 47404 インディアナ州, ブルーミントン, ノース ダニエルズ ウェイ 750
(86) 国際出願番号	PCT/US2008/079206		
(87) 国際公開番号	W02009/048954	(74) 代理人	100083895
(87) 国際公開日	平成21年4月16日 (2009.4.16)		弁理士 伊藤 茂
審査請求日	平成23年10月7日 (2011.10.7)	(72) 発明者	モウ, スティーブン
(31) 優先権主張番号	60/978,754		アメリカ合衆国 24104 ノースカロライナ州, ウィンストン-セーレム, グラマシー ストリート 514
(32) 優先日	平成19年10月9日 (2007.10.9)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 改善された給送特性を有する磁気吻合器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2つの体内壁間に吻合を形成するために使用される磁気吻合器具のための磁石アセンブリであり、

細長いハブと、該細長いハブを覆うように設けられた複数の磁気部材とを備え、

前記細長いハブは、ワイヤーガイドを受け入れることができる大きさとされた内側通路を有する管状の部材から形成され、環状の形状に形成されており、

前記細長いハブは、前記ワイヤーガイドを受け入れて該ワイヤーガイドに沿って延ばされて当該磁石アセンブリを体内給送のための給送形態とし、体内において前記ワイヤーガイドから外された状態で前記環状の形状に戻って当該磁石アセンブリを配備形態とするようになされている、磁石アセンブリ。

【請求項 2】

前記細長いハブが形状記憶材料によって作られている、請求項 1 に記載の磁石アセンブリ。

【請求項 3】

前記複数の磁気部材が、前記配備形態においては相互に当接している、請求項 1 に記載の磁石アセンブリ。

【請求項 4】

前記複数の磁気部材の各々が穴を有しており、該穴は前記細長いハブを受け入れる大きさとされている、請求項 1 に記載の磁石アセンブリ。

10

20

【請求項 5】

各穴が、前記磁気部材が前記細長いハブに沿って摺動できる大きさとされている、請求項 4 に記載の磁石アセンブリ。

【請求項 6】

前記細長いハブの一端にストッパが形成されており、該ストッパは、前記複数の磁気部材が前記端部を越えて伸長するのを防止するために設けられている、請求項 5 に記載の磁石アセンブリ。

【請求項 7】

前記複数の磁気部材が前記細長いハブに固定されている、請求項 1 に記載の磁石アセンブリ。

10

【請求項 8】

前記複数の磁気部材と前記細長いハブとが、該複数の磁気部材の前記細長いハブに沿った位置を維持するための対応するタブと戻り止めとを備えている、請求項 1 に記載の磁石アセンブリ。

【請求項 9】

前記複数の磁気部材が台形状を有している、請求項 1 に記載の磁石アセンブリ。

【請求項 10】

前記複数の磁気部材の各々がその側面に取り付けられたカバーを備えており、各カバーが前記側面から突出して端縁を規定している、請求項 1 に記載の磁石アセンブリ。

【請求項 11】

各端縁が、隣接しているカバーの端縁と接触していて、前記配備形態において連続した環状の端縁を形成している、請求項 10 に記載の磁石アセンブリ。

20

【請求項 12】

2 つの体内壁間に吻合を形成する際に使用するための医療器具であり、
細長いハブと該細長いハブの外周を覆うように配置されている複数の磁気部材とを備えている磁石アセンブリと、
前記磁石アセンブリに結合される構造とされたワイヤーガイドとを備えており、
前記細長いハブは、前記ワイヤーガイドを受け入れることができる大きさとされた内側通路を有する管状の部材から形成され、環状の形状に形成されており、
前記細長いハブは、前記ワイヤーガイドを受け入れて該ワイヤーガイドに沿って延ばされて当該磁石アセンブリを体内給送のための給送形態とし、体内において前記ワイヤーガイドから外された状態で前記環状の形状に戻って当該磁石アセンブリを配備形態とするようになされている、医療器具。

30

【請求項 13】

前記細長いハブが形状記憶材料によって作られており、該形状記憶材料は前記細長いハブが体温に曝されたときに前記配備形態となるようにされている、請求項 12 に記載の医療器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、2 つの内臓間に吻合を形成するための磁気吻合器具に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気吻合器具 (MAD) は、現在のところ、2 つの内臓間にチャンネルを形成して体液の流れる方向を向け直すために使用されている。例えば、腸管の内容物又は胆汁は、腫瘍、潰瘍、炎症性狭窄又は外傷のような状態により腸管又は胆管の閉塞が発生している患者の体内で、腸内の内容物や胆汁などの流れる方向を向け直すことができる。図 1 を参照すると、腹腔内の幾つかの器官の相対的な位置が示されており、これらの幾つかの器官としては、胆嚢 10、総胆管 12、胃 14、十二指腸 16 及び小腸の空腸 18 がある。空腸 18

50

及び胆管 12 の炎症性狭窄 20, 22 は図 1 において点線で示されている。

【0003】

磁気吻合器具 (MAD) 30 は図 2 に示されており、この器具の詳細は、米国特許第 5, 690, 656 号に見出すことができる。該米国特許は、これに言及することによりその全体が本明細書に参考として組み込まれている。一般的に、MAD 30 は第一及び第二の磁石アセンブリ 30a、30b を備えており、この第一及び第二の磁石アセンブリは、磁気コア 36a、36b を備えており、該磁気コアは薄い金属製のリム 38a、38b によって包囲されている。2つの磁気コア 36a、36b 間の磁気引力によって、2つの隣接している内臓の壁 32、34 は、磁石アセンブリ 30a、30b 間にサンドイッチされ且つ圧縮されて壁 32、34 の虚血性壊死をもたらす、2つの内臓間に吻合を形成している。もう一度図 1 を参照し直すと、2つの内臓は、空腸 18 と胃 14、総胆管 12 と十二指腸 16 又はその他の種々の組み合わせからなる。

10

【0004】

歴史的には、MAD は、開腹術のような外科手術によって給送され、外科手術はもちろん侵襲性であり、それ自体危険性を有している。米国特許第 5, 690, 656 号による例示的な自己芯出し MAD は、ガイドワイヤ上及び口腔内での当該器具の給送を、典型的には X 線透視法によって可能にしている。別の方法として、給送は MAD の磁石アセンブリを単に嚥下させ且つ X 線透視法によるマッサージを使用して 2つの磁気アセンブリを中心決めすることによって行うことができる。最後に、磁石アセンブリの給送は、ときどき、把持用鉗子を使用して内視鏡的によって行われるが、これは時間がかかり且つ難しい。MAD の取り外しは、胃腸管内を自然に通過させるか又はより典型的には把持用鉗子を使用する追跡内視鏡法によってなされる。不幸にも、磁石アセンブリの比較的大きなサイズは、給送及び回収を複雑にする。実際には、体腔のバルーン膨張が、磁石アセンブリを所定の位置へ給送するのに必要とされる場合が多い。同様に、体腔のサイズは、給送され且つ配備される磁石アセンブリのサイズに対する制限ファクタである場合が多い。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】米国特許第 5, 690, 656 号

【発明の概要】

30

【0006】

本発明は、磁気吻合器具のための磁石アセンブリを提供しており、該磁石アセンブリによって、侵襲性が最少で容易に且つ迅速に給送され且つ正確に配置されて給送処置が改善されている。本発明の教示に従って作られた一つの実施例によれば、磁気吻合器具のための磁石アセンブリは、細長いハブと、該細長いハブの周囲を覆うように配置されている複数の磁気部材とを備えている。該細長いハブは形状記憶材料によって作られており、形状記憶材料は磁石アセンブリが給送形状と配備形状との間で動作するのを可能にしている。給送形状においては細長いハブは概して直線状に伸長し、配備形状においては該細長いハブは環状の形状を形成する。従って、磁石アセンブリの包装幅は給送のために狭くされ、それによってワイヤーガイドに沿った給送及びカテーテルのようなアクセス器具を介する給送を可能にしている。

40

【0007】

更に詳細な特徴によれば、該細長いハブはニッケルチタン合金によって作られている。細長いハブは、管状であるのが好ましく且つワイヤーガイドを受け入れるサイズとされている内側通路を形成している。前記の複数の磁気部材は、配備形状においては相互に当接する。複数の磁気部材の各々は、細長いハブを受け入れることができるサイズとされた穴を有し、該穴の各々は、磁気部材が細長いハブに沿って摺動できる大きさとするか又は摩擦嵌合を提供できるサイズとすることができる。前者の場合には、細長いハブの一端にストッパを有して複数の磁気部材が該端部を越えて通り過ぎないようにされている。別の方法として、複数の磁気部材と細長いハブとは、対応するタブと、戻り止め又はその他の手

50

段であって磁気部材の位置を細長いハブ上に維持するための手段とを備えている。一つの形態においては、複数の磁気部材の各々には、その側部にカバーが取り付けられており、各カバーは側部から突出して端縁を形成している。各端縁は隣接のカバー端縁と接して配備形状において連続した環状の“切削”端縁を形成している。

【0008】

本発明の教示に従って作られた別の実施例は、2つの体内壁間に吻合を形成するための医療器具を提供しており、該医療器具は磁石アセンブリとアクセス器具とを備えている。磁石アセンブリは、細長いハブと、該細長いハブの周囲に配置された複数の磁気部材とを備えている。アクセス器具は磁石アセンブリに結合される構造とされている。磁石アセンブリは、細長いハブと環状形状を形成している複数の磁気部材とによって規定される配備形状へと付勢されている。磁石アセンブリがアクセス器具に結合されると、磁石アセンブリは、細長いハブと概して直線形状の複数の部材とによって規定される給送形状を呈する。更に詳細な特徴によれば、細長いハブは配備形状へと付勢されている弾性材料によって形成されている。別の方法として、細長いハブは形状記憶材料によって形成され、この形状記憶材料は体温に曝されたときに配備形状をとる。

【0009】

磁気吻合器具の一部分である磁石アセンブリを給送する方法もまた、本発明の教示に従って提供されている。細長いハブと該細長いハブの外周に設けられている複数の磁気部材とを備えた磁石アセンブリが準備される。アクセス器具が第一の体内壁の近くの位置へと導入される。磁石アセンブリはアクセス器具に結合されて、磁石アセンブリは概して直線形状を有する給送形状を呈するようになされている。磁石アセンブリがアクセス器具に対して動かされ、それによって、磁石アセンブリは概して環形状の配備形状を呈する。

【図面の簡単な説明】

【0010】

本明細書に組み込まれてその一部分を形成している添付図面は、本発明の幾つの特徴を示しており且つ発明の説明と共に本発明の原理を説明する役目を果たしている。

【図1】図1は、種々の腹部器官を示している概略図である。

【図2】図2は、従来技術による磁気吻合器具を示している概略図である。

【図3】図3は、配備形状にある磁石アセンブリの平面図であり、本発明の教示に従って作られた磁気吻合器具の一部分を形成している。

【図4】図4は細長いハブの給送形態の平面図であり、該細長いハブは図3に示された磁石アセンブリの一部分を形成している。

【図5】図5は、図4に示されている細長いハブの配備形状の平面図である。

【図6】図6は、図3に示されている磁石アセンブリの給送形状の断面図である。

【図7】図7は、磁気部材と細長いハブとを結合させて図3に示されている磁石アセンブリを形成するための種々の手段を示している断面図である。

【図8】図8は、本発明の教示による磁石アセンブリの一部分を形成している磁気部材の実施例を示している斜視図である。

【図9】図9は、本発明の教示による磁石アセンブリの一部分を形成している磁気部材の実施例を示している斜視図である。

【図10】図10は、本発明の教示による磁石アセンブリの一部分を形成している磁気部材の実施例を示している斜視図である。

【図11】図11は、本発明の教示による磁石アセンブリの一部分を形成している磁気部材の実施例を示している斜視図である。

【図12】図12は、本発明の教示による磁石アセンブリの一部分を形成している磁気部材の実施例を示している斜視図である。

【図13】図13は磁気部材の磁気配向を示している概略図である。

【図14】図14は磁気部材の別の磁気配向を示している部分断面概略図である。

【図15】図15は、本発明の教示に従って作られた磁気吻合器具を形成するための磁石アセンブリの別の実施例の平面図である。

【図 16】図 16 は、図 15 に示されている磁石アセンブリの断面図である。

【図 17】図 17 は、図 15 及び図 16 の磁石アセンブリの平面図であり、配備形状で示されている。

【図 18】図 18 は、2つの磁石アセンブリの給送を示している概略図であり、該2つの磁石アセンブリは本発明の教示に従って磁気吻合器具を形成している。

【図 19】図 19 は、2つの磁石アセンブリの給送を示している概略図であり、該2つの磁石アセンブリは本発明の教示に従って磁気吻合器具を形成している。

【図 20】図 20 は、2つの磁石アセンブリの給送を示している概略図であり、該2つの磁石アセンブリは本発明の教示に従って磁気吻合器具を形成している。

【0011】

図面を参照すると、図 3 には、磁気吻合器具のための単一の磁石アセンブリ 40 が示されており、該磁気吻合器具は2つの内臓間に吻合を形成するために使用される。磁石アセンブリ 40 は、概して、細長いハブ 42 と、複数の磁気部材 44 とからなり、複数の磁気部材 44 は細長いハブ 42 の周囲を覆うように設けられている。磁石アセンブリ 40 の配備形状は図 3 に示されており、図 3 において、細長いハブ 42 と複数の磁気部材 44 とは環形状を形成しており、該環形状は内部空間 43 を有している。当業者は、磁石アセンブリ 40 は、サイズが更に大きいか又は更に小さい別の磁石アセンブリと組み合わせて使用して磁気吻合器具（例えば、図 2 に示されているものに似ているもの）を形成することができるであろう。磁石アセンブリ 40 の給送を向上させるために、磁石アセンブリは図 6 に示されている給送形状へと作動させることができる。給送形状においては、磁石アセンブリ 40 は幅が狭くされていて体腔内での通過をより容易にしている。

【0012】

磁石アセンブリ 40 の給送形状及び配備形状を達成するために、細長いハブ 42 は、図 4 に示されている直線状態と環状状態例えば図 5 に示されている円形状との間を行き来できる構造とされている。従って、細長いハブ 42 は、弾性材料によって作り且つ該弾性材料が図 5 に示されている環状状態へと付勢されるようにすることができるが、図 4 に示されている直線状態へと曲げ且つ真っ直ぐにすることができる。適切な弾性材料としては金属（例えばステンレス鋼）、合金（例えばニッケルチタン）又はポリマー（例えば、ポリエチレン、テフロン（登録商標）を含むポリテトラフルオロエチレン（PTFE）、ポリ塩化ビニル（PVC））及びこれらの複合物がある。別の態様として、細長いハブ 42 は、形状記憶材料例えばニッケルチタン合金（ニチノール）、銅 - アルミニウム - ニッケル、銅 - 亜鉛 - アルミニウム及び鉄 - マンガン - シリコン合金によって形成することができる。すなわち、細長いハブ 42 の形状記憶材料は、第一の温度で図 4 の直線形状を呈し第二の温度で図 5 の環状形状へと移行する構造とされている。第二の温度は、患者の体温か又は体温より高いが組織損傷温度よりも低い温度に対応させて、器具を体内で自由に操作できるようにし次いで温かい液体を器具の上に噴射して形状記憶動作を起すようにさせるのが好ましい。細長いハブ 42 の直線形状は磁石アセンブリ 40 の給送形状（図 6）に対応する一方で、細長いハブ 42 の環状形状は磁石アセンブリ 40 の配備形状（図 3）に対応することがわかる。

【0013】

図 4 から最も良くわかるように、細長いハブ 42 は管 46 として形成されるのが好ましく、管 46 は内側通路 48 を規定しており、該内側通路はアクセス器具例えばワイヤーガイド 50 を受け入れることができる大きさとして示されている。例えば、ワイヤーガイド 50 は、細長いハブ 42 が環状状態（図 5）へと付勢されている弾性材料によって作られている場合にこの細長いハブ 42 を直線状態に維持するために使用される。細長い管 42 のいずれの構成においても（すなわち付勢されている場合か形状記憶による場合か）のいずれの場合にも、細長いハブ 46 と磁石アセンブリ 40 とをワイヤーガイド 50 に結合する機能は、磁石アセンブリ 40 を吻合形成のための所望位置へ誘導するのに有用である。例えば、当業者は、ワイヤーガイド 50 が X 線不透過性のマーカーを備えていてワイヤーガイド 50 の末端の追跡を可能にし、磁石アセンブリ 40 の給送位置を医師が X 線透視法によ

10

20

30

40

50

て直ぐに且つ容易に監視できるようにできることがわかるであろう。

【 0 0 1 4 】

図 6 を参照すると、代替的なアクセス器具例えばカテーテル又はカニューレ 5 4 を使用することにより、磁石アセンブリ 4 0 をその給送形状に維持することができる一方で処置がなされる内臓の所望位置へのアクセスを提供することもできることがわかる。カニューレ 5 4 は内部空間 5 5 を規定しており、この内部空間内に磁石アセンブリ 4 0 を収容している。プッシャ 5 6 は、磁石アセンブリ 4 0 をカニューレ 5 4 内で移動させるか又は単にカニューレ 5 4 内に維持するために使用されている。ワイヤーガイド 5 0 の場合と同様にカニューレ 5 4 は X 線不透過性のマーカー 5 7 を備えることができ、マーカー 5 7 は X 線透視法によるアクセス器具の追跡を可能にして磁石アセンブリ 4 0 の正確な位置決めを可能にする。当業者はまた、カニューレ 5 4 を単独でまたはワイヤーガイド 5 0 と組み合わせて使用して、磁石アセンブリ 4 0 の体腔内での誘導及び給送を行うことができることもわかるであろう。

【 0 0 1 5 】

同じく図 6 に示されているように、複数の磁気部材 4 4 が細長いハブ 4 2 に沿って軸線方向に隔置されて設けられている。特に、各磁気部材 4 4 は細長いハブ 4 2 の外側に配置されており且つ穴 5 2 を有しており、穴 5 2 は細長いハブ 4 2 を収容できる大きさとされている。図 7 を参照すると、多くの方法のうちの 2 ~ 3 の方法であって、磁気部材 4 4 を細長いハブ 4 2 に結合させる方法が図示されている。例示として、磁気部材 4 4 a は、細長いハブ 4 2 の外径よりも大きい穴 5 2 を有し、従って磁気部材 4 4 a は穴 5 2 に沿って軸線方向に移動させることができる。磁気部材 4 4 b は細長いハブ 4 2 に半田付けされたものとして示されているが、多くの関連する手段例えば溶着又は接着を採用することもできる。磁気部材 4 4 c は保護コーティング 5 8 を備えており、保護コーティング 5 8 は、種々の材料例えばテフロン（登録商標）またはパラレン（登録商標）によって作って磁性コアを、含まれる本体構造に応じて消化性の酸又はその他の体液による腐食作用から保護することができる。磁気部材 4 4 c は細長いハブ 4 2 との摩擦嵌合を示しており、これはコーティング 5 8 が使用されているか否かにかかわらず採用することができるであろう。最後に、磁気部材 4 4 d は対応する戻り止め 6 0 とタブ 6 2 とを示しており、これらはハブ 4 2 と磁気部材 4 4 d とに形成することができる。

【 0 0 1 6 】

図 3 ~ 7 に示されている磁石アセンブリ 4 0 は、一般的なリングまたはディスク形状（即ち、磁気部材 4 4 の外径よりも軸線方向の高さが低い）を有しており、円形、楕円又は卵形、矩形等であっても良く、当業者は、磁気部材 4 4 は多くのサイズ及び形状をとることができることもわかるであろう。これらのうちの幾つかは図 8 ~ 1 2 に示されている。図 8 の磁気部材 4 4 c は概して立方体として示したものである。図 9 の磁気部材 4 4 f は概して円筒形として示されている。図 1 0 の磁気部材 4 4 g は多角形特に六角形として示されており、同じく細長く形成されている。図 1 1 の磁気部材 4 4 h は概して台形状として示されており、この台形状は細長いハブ 4 2 に平行な面に位置している。台形状は、径方向内側面 6 4 によって示されており、この内側面は比較的大きい外側面 6 6 よりも長さが短い。当業者は、磁気部材 4 4 h の台形状のみならず、これに関連する楔形状またはパイ形状は、磁石アセンブリ 4 0 の連続した上面又は下面が望ましい場合に特に有用であることがわかるであろう。すなわち、角度が付けられた側面 6 5 が隣接の磁気部材 4 4 h の隣接している側面 6 5 に当接する。従って、側面 6 5 の角度及び正反対の面 6 4 、 6 6 の相対的な大きさは磁気部材 4 4 h の数及び環状の配備形状（図 3 ）の半径に応じて選択することができる。最後に、図 1 2 の磁気部材 4 4 i は長円形のビーズとして形成されている。磁気部材 4 4 の多くの他の形状が当業者によって容易に考えられる。

【 0 0 1 7 】

図 1 3 , 1 4 及び 1 5 に示されているように、磁気部材 4 4 の各々は、仮想的な面によって分割されている磁北極及び磁南極を有するように設計することができる。例えば図 1 3 において、磁気部材 4 4 の北極部分 7 0 と南極部分 7 2 とは、横断面（点線で示されて

10

20

30

40

50

いる)に沿って細長いハブ42の軸線に対して直角に分離されている。図14においては、各磁気部材44は、北極部分74と南極部分76とを有しており、これらの北極部分と南極部分とは環状面(点線によって示されている)に沿って細長いハブ42の軸線に対して平行に分割されている。図14の実施例においては、磁気部材44が細長いハブ42の周囲を軸線方向に摺動することを許容されている場合に、ストッパ68は、細長いハブ42の端部に形成されて磁気部材44を該細長いハブの周囲に配置されているように保持していることもわかる。図15においては、磁気部材44hは北極部分78を有しており、北極部分78は、南極部分80から細長いハブ42の軸線に平行な長手方向面(点線によって示されている)によって分離されている。

【0018】

同じく図15及び16に見ることができるよう、図11の台形の磁気部材を使用している磁石アセンブリ40hの別の実施例が示されている。既に記載したように、磁気部材44hは、図16において最も良くわかるように、配備形態において側面65同士が当接して連続した上方及び下方の環状面を形成するようなサイズとされている。磁気部材44hは同じく内部空間43hを配備形態にしたままである。磁気部材44hを給送形態と配備形態との両方に適応させるために、各部材44hは、細長いハブ42を受け入れるための長穴52hを有している。長穴52hは、細長いハブ42の外径と等しいか又はこれより大きい幅を有していて、ハブ42の自由端が図15に図示されている配備形態において横に並べられて受け入れられるようになされている。磁石アセンブリ40hは、細長いハブ42の自由端が横に並べられた状態に限られず、例えば、該自由端は同軸状にかみ合うように入れ子状に受け入れられる構造とするか又は異なる構造の細長いハブ42例えば広がる材料からなるフラットワイヤ若しくはストリップによって形成された構造又はその他の多くの構造に適応する構造とすることができる。

【0019】

磁気部材44hは、カバー82を有するように改造されており、カバー82は、磁気部材の側面特に図11に示されている径方向外側面66に取り付けられている。カバー82の各々は、互いに隣接する側面(すなわち、図の紙面上で見て上側と下側)から突出していて端縁84を規定している。従って、図16の配備形態においては、各端縁84は、互いに隣接しているカバー82の各端縁に接して、配備形態において連続している環状端縁を形成している。磁石アセンブリ40hは、より小さいサイズか又はより大きいサイズで且つ類似したフランジ82を有している別の磁石アセンブリと結合されて自動的に自己心合わせがもたらされると共に、前記の比較的小さい磁石アセンブリの連続している端縁は切削端縁として作用して、2つの磁石間に捕捉される組織の虚血性壊死の進行過程を加速して吻合をより迅速に形成させる。

【0020】

カバー82は如何なる形状の磁気部材44に採用されてもよく、従って、端縁84は連続している環状の端縁を形成するために相互に接する必要はない。例えば図17は、図3のものとよく似た磁石アセンブリ140を図示しており、磁石アセンブリ140においては、磁気部材144の各々がカバー182を備えており、カバー182は隣接するカバー182から隔てられているが、それにも拘わらず虚血性壊死を加速するのに十分な切削端縁を形成している。別の方法として、比較的長い磁石アセンブリ140を採用することができ、カバー182は磁気部材144の径方向内側領域に取り付けられて連続した環状端縁が内部空間143の周囲に形成されている。

【0021】

以上、1つの磁石アセンブリ40、140について説明したが、既に示したように、2つの磁石アセンブリが上記した磁気吻合器具として一緒に使用されることが意図されている。2つの磁石アセンブリのうち少なくとも一方は、本発明の教示に従って形成された磁石アセンブリである。例えば、図18は、第一の磁石アセンブリ40h(i)(図15~16に図示されている磁石アセンブリ40hと似ている)を図示しており、該第一の磁石アセンブリは、給送カテーテル54を使用して十二指腸16へ給送されつつある状態にあ

10

20

30

40

50

る。この図においては、磁石アセンブリ40h(i)の配備形態は点線で示されている。図19は、給送カテーテル54を使用して胃14内へ給送されつつある第二の磁石アセンブリ40h(ii)を図示している。第二の磁石アセンブリ40h(ii)は、第一の磁石アセンブリ40h(i)と異なる直径を有しているが、別の場合には類似の構造とされる。図20の拡大断面図に示されているように、2つの磁石アセンブリ40h(i)、40h(ii)は相互に引き寄せられた状態となっていて、それらの間に組織14、18を挟んでおり、最終的には組織の壊死及び吻合を生じさせる。1つ以上の磁石アセンブリを給送する方法の更なる詳細を以下に説明する。

【0022】

当業者は、本発明の磁石アセンブリ40を使用している磁気吻合器具は、吻合を形成する時間を改善するという利点を保有するだけでなく、比較的小さな形状をも提供し、該小さな形状は、体内に容易に配置できて正しい給送ができることがわかるであろう。従って、本発明はまた、磁石アセンブリを2つの内臓間に吻合を形成する位置へ給送する方法をも包含している。該方法は、各々、図4及び6に図示されているワイヤガイド50又はカニューレ54のようなアクセス器具を内臓のうちの一つへと導入することを含んでいる。磁石アセンブリは、該アクセス器具に結合されて図6に示されている給送形態となり、該給送形態においては細長いハブと複数の磁気部材とは直線状に伸長している。磁石アセンブリがアクセス器具に対して動くと、磁石アセンブリは、内臓内での配備形態(図3、図15)となり、この配備形態においては、細長いハブと複数の磁気部材とは環形状を形成している。アクセス器具が内臓内に配置され、次いで磁石アセンブリがアクセス器具に沿って所定の位置へと動かされるか又はアクセス器具と磁石アセンブリとが相互に結合され次いで一緒に内臓内へと移動せしめられる。このように、2つの内臓間で吻合を行うための結合された医療器具は、磁石アセンブリとアクセス器具との両方を備えており、これらは協働して磁石アセンブリの所定の位置への給送を行うことを可能にする。

【0023】

細長いハブ42が単にその環状状態(図5)へ付勢されているときには、アクセス器具が使用されて細長いハブ42がその直線形態に維持され且つ磁石アセンブリ40が給送形態に維持される。従って、磁石アセンブリとアクセス器具とが分離されると、磁石アセンブリは自動的にその配備形態となるであろう。細長いハブ42が形状記憶材料例えばニチノールによって作られている場合には、患者の高い体温によって細長いハブ42はその環形状(図5)をとるようにされ、磁石アセンブリ40はその配備形態(図3)をとるであろう。同様に、その後、比較的低温の液体が磁石アセンブリに給送されて、該磁石アセンブリは再びその給送形態(図6)となり(又は、細長いハブ42の材料は、応力発生マルテンサイト(SIM)相を含むように形成して、ハブ42に十分な応力がかかるとハブが比較的可撓性になって給送形態となるようにすることができる)、それによって、鉗子又は別の器具が使用されて磁石アセンブリをワイヤガイド上で又はカニューレ若しくは他のアクセス器具から引き抜いて患者から取り外される。いずれの場合にも、吻合が形成されると磁石は体の中を自然に通過することを許容され、又は他の手段例えば開腹術による取り出し、内視鏡による取り出し又は他の処置によって取り出すことができる。

【0024】

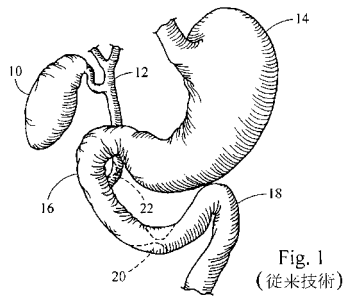
上記の本発明の種々の実施例は図示及び説明のために提供されたものである。本実施例を排他的なものとし且つ本発明をここに開示されている実施例そのものに限定することは意図されていない。多くの変形又は変更を上記の教示を参考にして行うことができる。上記した実施例は、本発明の原理の最適な例示を提供するために選択され且つ説明されたものであり、これによって、当業者は、本発明を考えられている特別な使用方法に適するように種々の実施例において使用することができる。このような変形例及び変更例の全てが、本発明の範囲が公正且つ法的に公正に付与される範囲に従って解釈されたときに特許請求の範囲によって判断される本発明の範囲に含まれる。

【符号の説明】

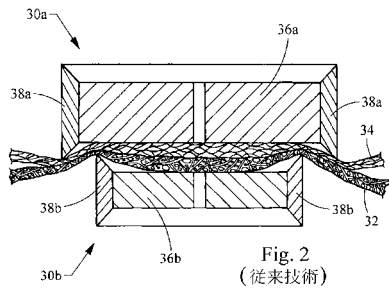
【0025】

1 0	胆嚢、	
1 2	総胆管、	
1 4	胃、	
1 6	十二指腸、	
1 8	小腸の空腸、	
4 0 , 1 4 0	磁石アセンブリ、	
4 0 h (i)	第一の磁石アセンブリ、	
4 0 h (i i)	第二の磁石アセンブリ、	
4 2	ハブ、	
4 3 , 4 3 h , 1 4 3	内部空間、	10
4 4 , 4 4 a , 4 4 b , 4 4 c , 4 4 d , 4 4 h , 4 4 i , 4 4 f , 4 4 g , 1 4 4	磁気部材、	
4 6	管、	
4 8	内側通路、	
5 0	ワイヤーガイド、	
5 2	穴、	
5 4	カテーテル又はカニューレ、	
5 5	内部空間、	
5 6	プッシャ、	
5 7	マーカー、	20
5 8	保護コーティング、	
6 4	径方向内側面、	
6 5	角度が付けられた側面、	
6 6	外側面、	
6 8	ストッパ、	
7 0 , 7 4 , 7 8	北極部分、	
7 2 , 7 6 , 8 0	南極部分、	
8 2 , 1 8 2	カバー、フランジ、	
8 4	端縁、	

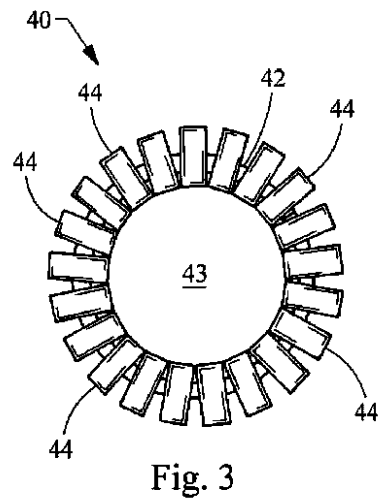
【図 1】



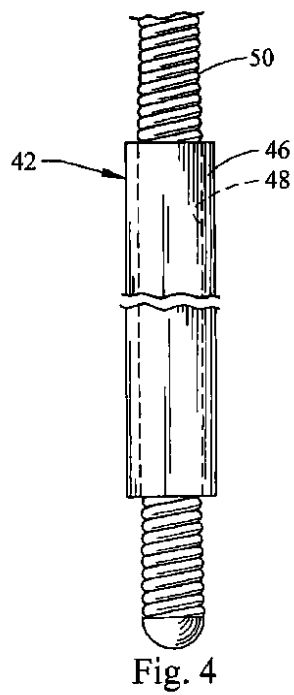
【図 2】



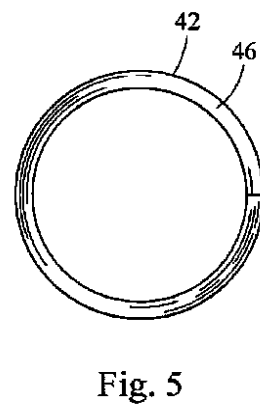
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6】

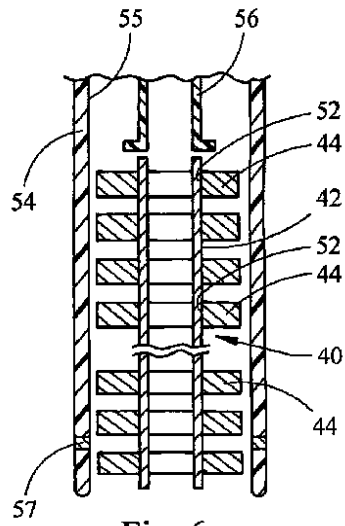


Fig. 6

【図 7】

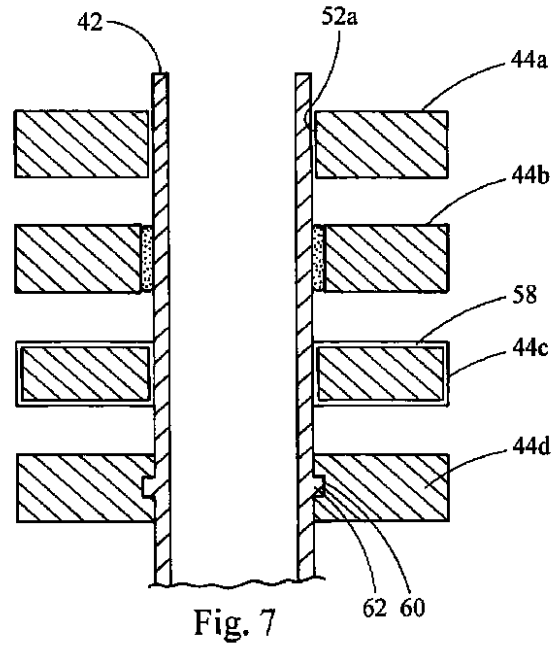


Fig. 7

【図 8】

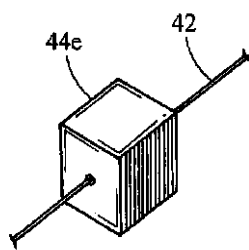


Fig. 8

【図 10】

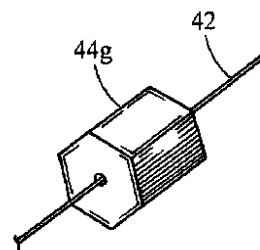


Fig. 10

【図 9】

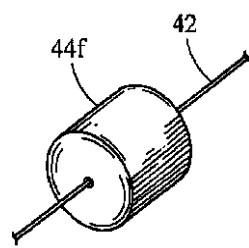


Fig. 9

【図 11】

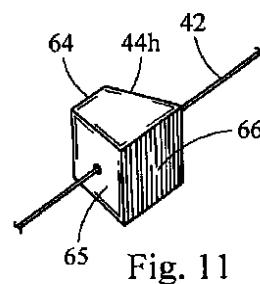


Fig. 11

【図 12】

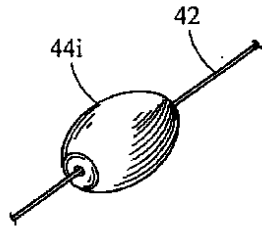


Fig. 12

【図 13】

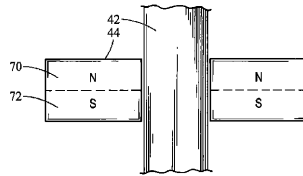


Fig. 13

【図 14】

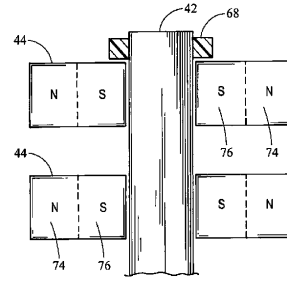


Fig. 14

【図 15】

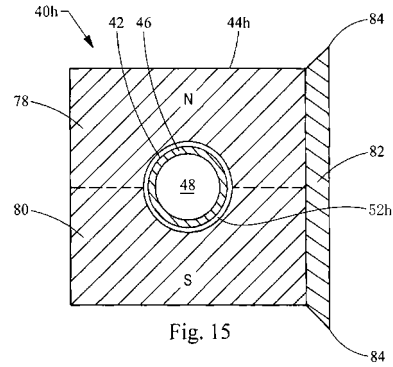


Fig. 15

【図 16】

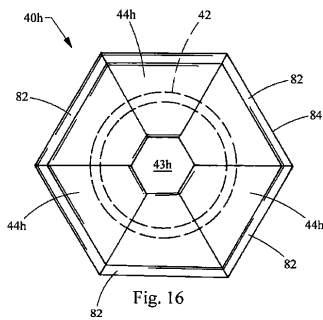


Fig. 16

【図 17】

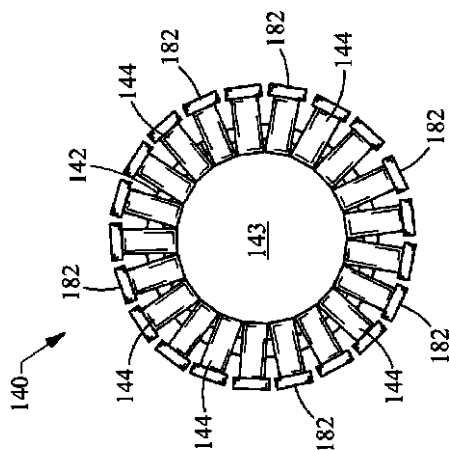


Fig. 17

【図 18】

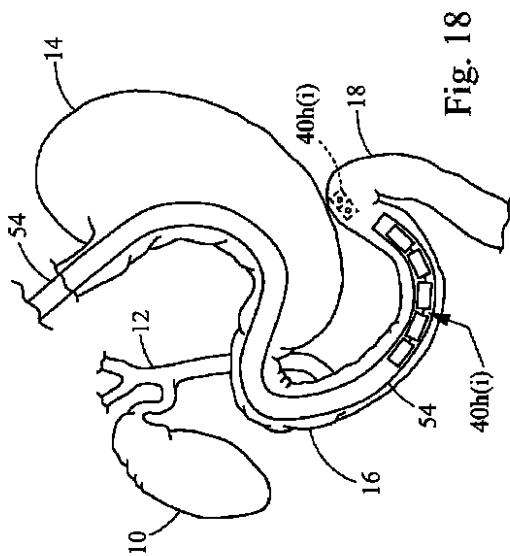
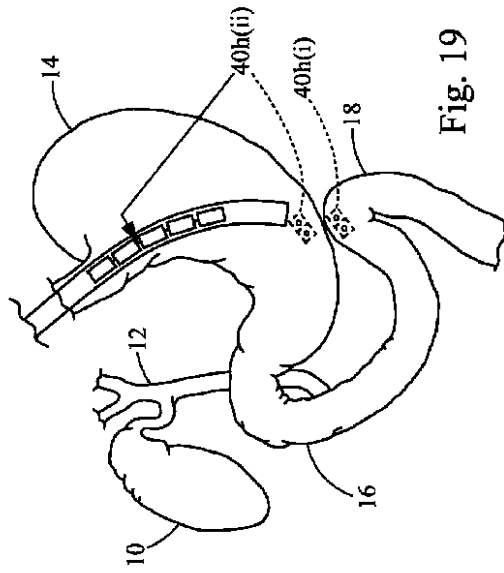
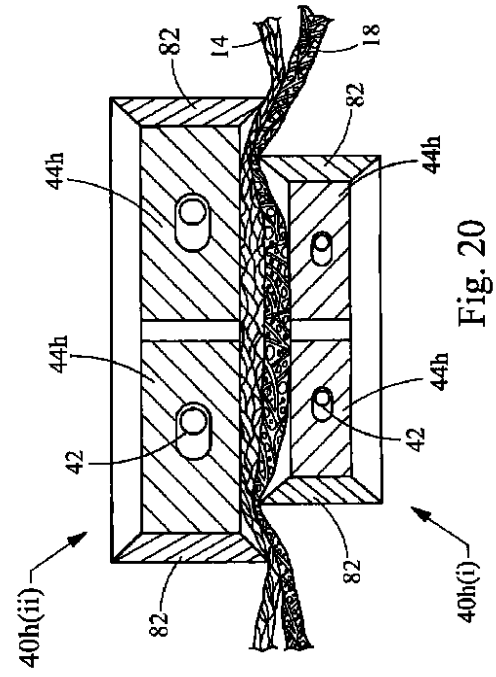


Fig. 18

【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

審査官 毛利 大輔

(56)参考文献 特開2006-271832(JP,A)
特開平09-010218(JP,A)
特開2008-049157(JP,A)
仏国特許出願公開第02760627(FR,A1)
特開2005-193044(JP,A)
英国特許出願公開第02399017(GB,A)
特表2000-510350(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/00