

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-11215
(P2012-11215A)

(43) 公開日 平成24年1月19日(2012.1.19)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 19/00 A 6 1 B 17/00	(2006.01) (2006.01)	A 6 1 B 19/00 502 A 6 1 B 17/00 320
		4 C 1 6 0

審査請求 有 請求項の数 25 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-180809 (P2011-180809)	(71) 出願人	506150401 カーネギー・メロン・ユニバーシティ アメリカ合衆国ペンシルベニア州 1524 3 ピツツバーグ・フォーブスアベニュー 4 615
(22) 出願日	平成23年8月22日 (2011.8.22)	(74) 代理人	110000741 特許業務法人小田島特許事務所
(62) 分割の表示	特願2006-538503 (P2006-538503) の分割	(72) 発明者	カーネギー・メロン・ユニバーシティ アメリカ合衆国ペンシルベニア州ピツツバ ーグ
原出願日	平成16年11月5日 (2004.11.5)	(72) 発明者	ニコラス・エイ・パトロニク アメリカ合衆国ペンシルベニア州ピツツバ ーグ
(31) 優先権主張番号	60/518,582		
(32) 優先日	平成15年11月7日 (2003.11.7)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

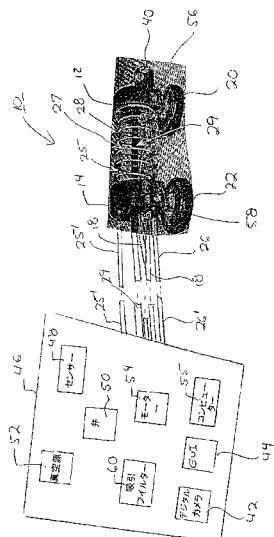
(54) 【発明の名称】最小侵襲性介入用ロボット

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】生きて運動する器官の処置において、該器官の運動する基準フレーム内に設置するロボットの改良に関する。

【解決手段】ポートを通して心膜内に導入され、心外膜に取り付けられ、そして次いで外科医の直接制御下で望まれる治療用位置へ進むよう設計された小型匍匐ロボットデバイス10を含む広い種類のロボットで達成される。鼓動する心臓運動の問題は該デバイスを心外膜に直接取り付けることにより殆ど避けられる。アクセスの問題は移動用能力を組み込むことにより解決される。該デバイスと技術は他の器官そしてペット、飼育場動物、他の様な他の生体に関しても使うことが出来る。

【選択図】図5 A



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ボディ表面に沿って動くロボットに於いて、
ボディ領域の心膜面に対してロボットを付着させるようにロボット本体に取り付けられる捕捉デバイスと、
該捕捉デバイスと一緒にボディ領域に取り付けられると共にボディの表面に沿ったロボットの運動を制御する制御システムと、を具備することを特徴とするロボット。

【請求項 2】

複数のボディセクションを具備しており、該ボディセクションが相互に対し運動するよう¹⁰に相互結合されており、該運動が前記制御システムに応答することを特徴とする請求項1記載のロボット。

【請求項 3】

該捕捉デバイスが、軟組織への取り付けのために、前記複数のボディセクションの少なくとも2つにより担われる、吸引パッド、人造ゴーコフットヘア、又はタッキーフットの1つを備えることを特徴とする請求項1記載のロボット。

【請求項 4】

複数のワイヤ、ケーブル又は柔軟なドライブシャフトの少なくとも1つを備える第1ボディセクション及び第2ボディセクション間の結合デバイスを具備し、該結合デバイスは、第1ボディセクションをボディ領域に取り付けるように作用すると共に第2ボディセクションを動かすと同時に第2ボディセクションをボディ部分に取り付けて第1ボディセクションを動かすことを特徴とする請求項2記載のロボット。²⁰

【請求項 5】

前記制御システムは、ハンドルと、シース内に全長の少なくとも1部分を担われた前記ワイヤ、ケーブル又は柔軟なドライブシャフトと、を備えることを特徴とする請求項4記載のロボット。

【請求項 6】

カバー用のシェルを具備することを特徴とする請求項1記載のロボット。

【請求項 7】

ツールを具備することを特徴とする請求項1記載のロボット。

【請求項 8】

該ツールが、超音波変換器、診断エイド、センサー、薬剤供給システム、治療デバイス又は外科用ツールの少なくとも1つを備えることを特徴とする請求項7記載のロボット。³⁰

【請求項 9】

すくなくとも1つのカメラ又はファイバースコープを有することを特徴とする請求項1記載のロボット。

【請求項 10】

ナビゲーション情報及び心臓表面領域の視認を提供するよう配置可能であるセンサーを有することを特徴とする請求項1記載のロボット。

【請求項 11】

第2のカメラ又はファイバースコープを有することを特徴とする請求項9記載のロボット。⁴⁰

【請求項 12】

該ツールが電極配置デバイスを備えることを特徴とする請求項7記載のロボット。

【請求項 13】

ロボットの下部剣状突起による心膜貫通挿入用の配置デバイスを具備することを特徴とする請求項1記載のロボット。

【請求項 14】

該配置デバイスが内視鏡を備え、ロボットが内視鏡チャンネルを介してボディ内に挿入されることを特徴とする請求項13記載のロボット。

【請求項 15】

10

20

30

40

50

ロボットに結合されたセンサーを備えることを特徴とする請求項 1 記載のロボット。

【請求項 16】

ボディが、心外膜のような心膜面を備えることを特徴とする請求項 1 記載のロボット。

【請求項 17】

本体部分が、第 1 本体部分上の第 1 捕捉デバイスと、第 2 本体部分上の第 2 捕捉デバイスとを備え、該第 1 捕捉デバイスは第 1 パッドを備え、該第 2 捕捉デバイスは第 2 パッドを備え、第 1 パッドは第 2 パッドと共にロボット本体の同じ側に位置されることを特徴とする請求項 2 記載のロボット。

【請求項 18】

制御システムが、並進運動と、2つの角度方向とを含む3つの独立した角運動を提供することを特徴とする請求項 1 記載のロボット。 10

【請求項 19】

カバー用のシエルが、鼓動する心臓の心膜内を滑動するように第 1 ボディセクション及び第 2 ボディセクションの上に延びることを特徴とする請求項 6 記載のロボット。

【請求項 20】

カバー用のシエルが、ロボットボディの一方の側に延び、捕捉アタッチメントパッドがロボットボディの別の側に位置されることを特徴とする請求項 6 記載のロボット。

【請求項 21】

第 2 パッドが、心臓の心膜面と係合するようにロボットボディの該別の側に位置されることを特徴とする請求項 20 記載のロボット。 20

【請求項 22】

第 1 パッドが第 1 吸引デバイスを備え、第 2 パッドが第 2 吸引デバイスを備えることを特徴とする請求項 21 記載のロボット。

【請求項 23】

細胞移植、遺伝子治療及び薬剤供給のような治療手段のためのチューブを備えることを特徴とする請求項 1 記載のロボット。

【請求項 24】

ロボットが、心臓の心膜スペース内に挿入するためのサイズを有することを特徴とする請求項 1 記載のロボット。

【請求項 25】

ロボットが、ボディ領域周りの緩く区画されたボディキャビティ内を動くようボディ領域の表面に取り付けられることを特徴とする請求項 1 記載のロボット。 30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願はその全体で引用によりここに組み入れられる特許文献 1 である、2003 年 1 月 7 日出願の、名称“最小侵襲性心臓介入用シャクトリムシロボット (Inchworm Robot for Minimally Invasive Cardiac Interventions)”の、米国特許出願番号第 60/518,582 号の優先権を請求する。 40

【0002】

本発明は一般的にロボットに関し、特に心臓外科治療用の最小侵襲性ロボット (minimally invasive robot) に関する。

【背景技術】

【0003】

心臓手術 (Heart surgery)、特にここで対象とする種類の心臓手術 { 例えば、心外膜電極配置 (epicardial electrode placement) } は手持式の堅い内視鏡的ツール (handheld rigid endoscopic tools) を使った開放性アプローチ (open approach) か又は最小侵襲性アプローチか何れかを介して

行われるのが典型的である。

【0004】

幾つかの最近の開発努力は他の処置の中でも心臓手術を行うよう意図されたロボットに集中している。心臓手術用の商業的に入手可能なロボットシステムはカリフォルニア州、マウンテンビュー (Mountain View, CA) のイントゥイティブサージカル (Intuitive Surgical) から入手可能なダビンチシステム (da Vinci System) である。そのシステムは遠隔操作的 (teleoperative) である、すなわち、入力デバイス上の外科医の手の運動が身体内に配置された腹腔鏡式マニュピレーター (laparoscopic manipulator) により鏡写し (mirrored) されることを意味する。この様なシステムは従来の腹腔鏡式機器より優れた器用さ (dexterity) を提供出来るが、それはその心臓について或る形の安定性を要求し、肺を虚脱 (collapsing) させることを要求し、限定した手術範囲 (operative field) しか有せずそして嵩張って高価である。

10

【0005】

心外膜 (epicardium) の閉鎖胸部内視鏡的可視化 (closed-chest endoscopic visualization) はサントス他 (Santos et al.) により非特許文献1で初めて説明され、続く報告書は平坦胸部トラウマ (blunt chest trauma)、心外膜浸出 (epicardial effusion) そして肺ガンステージング (lung cancer staging) を評価するためにその技術を使った。ラットアウフ他 (Lattouf) は左心室ペーシングリード (left ventricular pacing leads) の心外膜埋入 (epicardial implantation) 用にその技術を利用した。これらの報告書の各々では、内視鏡アクセスは左胸膜空間 (left pleural space) の切開 (breach) を伴う開胸 (thoractomy) を要した。サブキシフォイド穿刺 (subxiphoid puncture) を介した心膜空間 (pericardial space) への直接アクセスはカテーテル切開処置 (catheter ablation procedure) 中に益々実用されている技術である。これらの報告書では、一旦アクセスが達成されると、カテーテル操作は透視装置 (fluoroscopy) のみによりガイドされる。我々は固定を達成能力不足のために失敗して来たこのアプローチを使う標準的ペーシングリード埋入 (standard pacing lead implantation) に於ける切迫した企図 (cursory attempts) を知っている。

20

【0006】

最小侵襲性アクセスの挑戦は、心肺のバイパス (cardiopulmonary bypass) を避ける目標により更に複雑化し、この目標は鼓動する心臓 (beating heart) 上の手術を必要にさせる。かくして心臓が鼓動中に心外膜上の任意の位置の安定な操作を可能にする計測 (instrumentation) が必要となる。例えば、特許文献2を参照して頂きたい。心臓の局部的不動化 (Local immobilization) は、圧力 (pressure) と吸引 (suction) で動作するエンドスタブデバイス (Endostab device) 及びエンドオクトパスデバイス (endo-Octopus device) の様な内視鏡的スタビライザー (endoscopic stabilizers) を用いて追随されるのが一般的なアプローチである。しかしながら、心筋層 (myocardium) 上に作用する最終力はその心臓の電気生理学的及び血流力学的動作 (electrophysiological and hemodynamic performance) の変化を引き起こし、血流力学的損傷 (hemodynamic impairment) を避けるために取られねばならない注意に関する議論が続いた [非特許文献2]。代わりとして、ロボット支援内視鏡的手術 (robot-assisted endoscopic surgery) の数人の研究者は心外膜を視認式に追跡しそれによりツール先端を動かすことにより心臓鼓動運動

30

40

50

(heart beat motion) の積極的補償 (active compensation) を研究しているが (非特許文献 3, 4)、この研究問題はなお閉じていない。鼓動する心臓の運動は複雑である。心臓表面をモデル化する又は追跡する挑戦に加えて、積極的補償は、比較的大きな作業空間に亘り少なくとも 3 自由度での操作を可能にするために、高バンド幅駆動 (high-bandwidth actuation) 用に可成りの支出を要するだろう (上記非特許文献 3 参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】米国特許出願公開第 60 / 518, 582 号明細書 10

【特許文献 2】米国特許出願公開第 20040172033 号明細書

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献 1】Santos et al. Ann Thorac Surg 1977; 23: 467 - 470

【非特許文献 2】Falk, et al. Endoscopic coronary artery bypass grafting on the beating heart using a computer enhanced telemomanipulation system. Heart Surg Forum 2: 199 - 205, 1999 20

【非特許文献 3】Cavusoglu MC, et al. Robotics for telesurgery: second generation Berkeley / UCSF laparoscopic telesurgical workstation and looking towards the future applications. Industrial Robot 30: 22 - 29, 2003

【非特許文献 4】Ortmaier TJ., Motion compensation in minimally invasive robotic surgery. Ph.D. dissertation, Technical University of Munich, Germany, 2003

【非特許文献 5】Sitti M, Fearing RS (2003), Synthetic gecko foot-hair micro/nano-structures as dry adhesives. J Adhesion Sci Technol 17 (8): 1055 - 1073 30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0009】

従来技術の解は、ツールが外科医か、又はテーブルに固定される或いは床に立っているロボットか、によって保持されるからだけで起こる問題に向けられている。本開示は異なるアプローチを取る。テーブル設置のロボットデバイス (table-mounted robotic device) の固定した基準フレーム (fixed frame of reference) 内でそれを安定化するため心臓表面を不動化 (immobilize the heart surface) しようと試みるより寧ろ、我々は該デバイスを鼓動する心臓 (beating heart) の運動する基準フレーム (moving reference frame) 内に設置した。その課題は、ポートを通して心膜内に導入され、心外膜面に取り付けられ、そして次いで外科医の直接制御下で、治療用に、望まれる位置へ進むよう設計された小型匍匐ロボットデバイス (miniature crawling robotic device) で達成される。鼓動する心臓運動の問題は該デバイスを直接心外膜に取り付けることにより殆ど避けられる。アクセスの問題は移動能力 (capability for locomotion) を組み入れることにより解決される。 40

【0010】

改良されたアクセスと精密な操作はこのアプローチの唯一の利点ではない。最小侵襲性心臓手術用のポートアクセスは、手動の及びロボット支援された処置の両者用に一般的に使われる堅い内視鏡に殆ど適合するために、経胸腔式(trans thoracic)が典型的であった。心臓への経胸腔式アクセスは、左肺の収縮(deflation)、一般的気管内麻酔(general endotracheal anesthesia)、そして差動肺換気(differential lung ventilation)を要する。しかしながら、思うに、種々の現在及び近く起こる処置が、適当な計測を用いて、胸膜空間(pleural space)への侵襲無しに、経心膜式(trans pericardially)に行われ得る。例は、とりわけ、細胞移植(cell transplantation)、新脈管形成(angiogenesis)用の遺伝子治療(gene therapy)、再同期化(resynchronization)用心外膜電極配置、心外膜心房剥離(epicardial atrial ablation)、心膜内薬剤供給(intrapericardial drug delivery)、そして心室から冠状動脈へのバイパス(ventricle-to-coronary artery bypass)を含むが、それらに限定されない。

10

【0011】

何れかのスタート点から心外膜上の何れかの望ましい位置へ移動するデバイスの能力は最小侵襲性心臓手術の心膜切開位置からの独立を可能にする。又該デバイスの使用は治療サイトの位置に無関係に、何れかの心膜内処置へのサブキシフォイドの経心膜式アプローチ(subxiphoid transpericardial approach)を可能にする。結果として、左肺の収縮は最早不要であり、全体的より寧ろ局部な又は領域的な麻酔技術の使用が実行可能となる。これらの利点は救急外来患者の心臓手術への道を開く可能性を有する。“シナジー(synergy)”{例えば、1つの手術時間operative session}中の多数処置(multiple procedures)}のための機会は特に価値あることになる。ここで開示した技術は生体(living body)内の他の器官へ適用可能であり、単に最初の適用に過ぎない人の心臓に限定する必要はない。

20

【実施例1】

【0012】

30

本開示により作られたロボットの1実施例が図1及び2で図解される。図1及び2はカーネギーメロン大学の医学計測ラボ(Medical Instrumentation Lab at Carnegie Mellon University)で設計され、作られたプロトタイプデバイス10を図解するが、それは限定でなく図解の目的でここでは説明される。該デバイス10は遠位のボディ12と近位のボディ14を形成する2つのガラス充填ポリカーボネートシェル(glass-filled polycarbonate shells)から成るが、各ボディは13mmの円形足跡(foot print)と14mmの高さを有する。その寸法は該デバイス10が標準の20mm直径カニューラ(cannula)又はポート内に適合することを可能にする。該ボディセクション(body sections)12, 14の各々は、生物学的組織への把持(gripping)用に独立の吸引ライン(suction lines)16, 18と吸引パッド(suction pads)20, 22をそれぞれ装備している。該吸引ライン16, 18と吸引パッド20, 22は1種の捕捉手段(means for prehension)を図解する。

40

【0013】

該ボディセクション(body sections)12, 14の相互に対する並進と回転(rotation)は、該デバイス10の縦軸に沿って走る3本のニチノール線(nitinol wires)24, 25, 26の長さを手動で調節することにより、外部制御システム、この実施例ではハンドル15(図3A-3D及び図4A-4Cに示す)から制御される。ニチノールの超弾性(super-elasticity)は永久変形

50

無しに該ワイヤが引っ張り及び圧縮 { すなわち引き (p u l l i n g) と押し (p u s h i n g) } をサポートすることを可能にする。それは或る他のシステムでは必要とする形状回復部品 (s h a p e r e s t o r i n g c o m p o n e n t s) (ばねの様な) のニーズを取り除く。これらのワイヤ 24, 25, 26 の軸線は 120 度間隔で 10 mm 直径の円の周で該ボディ 12 に固定され、該デバイスのハンドル 15 へと該近位のボディ 14 を自由に外方へ通過する。該近位のボディ 14 とハンドル 15 の間で、該ワイヤ 24, 25, 26 は、該遠位のボディ 12 に固定され、該近位のボディ 14 及びハンドル 15 に取り付けられる。該 3 本の独立に駆動されるワイヤ 24, 25, 26 は該遠位のボディ 12 と該近位のボディ 14 の間で 3 自由度、すなわち 2 つの角度的と 1 つの並進的な自由度、を提供する。該 2 つの角度的自由度は該デバイス 10 が心臓 (又は他の器官) の湾曲に適合するのみならず、横に回る { すなわち、ヨー (y a w) } 、ことを可能にする。

【 0 0 1 4 】

該シース 24'、25'、26' は、該ハンドルで、該ワイヤ、それぞれ 24, 25, 26 に印加された力を近位のボディ 14 か、又は遠位のボディ 12 か何れかに伝達するよう該ワイヤ 24, 25, 26 の弓なり化 (b o w i n g) を防止し、該ハンドル 15 と近位のボディ 14 の間のワイヤ 24, 25, 26 の長さが一定に留まることを保証する。かくして、該ハンドルでそのシースを出るワイヤの長さが変わる時、該近位のボディ 4 と該遠位のボディ 12 の間のそのワイヤの長さは同じ量だけ変わる。

【 0 0 1 5 】

シャクトリムシ類似 (I n c h w o r m - l i k e) の移動は、図 3 A - 3 D に示す様に、該固定されたハンドルでの該ワイヤの長さを変えながら、該 2 つのボディセクションにより印加される吸引力を交番することにより達成される。シース 24'、25'、26' と囲まれたワイヤ 24, 25, 26 の形状は、ハンドル 15 と近位のボディ 14 の間にスラック (s l a c k) がある限り該デバイス 10 の移動に影響せぬが、該スラックの幾らかは各前方ステップで取り上げられるであろう。該図では、太い (h e a v y) 黒線はどの吸引パッドがアクチブ (a c t i v e) であるかを示す。該ハンドル 15 と近位のボディ 14 の間のシースと囲まれたワイヤとの形状が各前方ステップと共に変化するが、その長さが一定に留まることに注意されたい。

【 0 0 1 6 】

図 3 A と図 3 B の間では、近位の吸引パッド 22 はオンに替わるが、ワイヤ 24, 25, 26 は前方へ動かされ、遠位のボディ 12 を同じ量だけ前方へ移動させる。図 3 C では、該近位の吸引パッド 22 はオフに替わり、該遠位の吸引パッド 20 がオンに替わる。図 4 D で、該シース 24', 25', 26' の圧縮はリリースされ、該近位のボディ 14 に該遠位のボディ 12 を “ キャッチアップ (c a t c h u p) ” させる。今度はもう 1 つの前方へのステップが該過程を繰り返すことにより行われさせる。ターン (t u r n i n g) は図 4 A - 4 C に示す様にサイドワイヤ (s i d e w i r e s) の長さを差動式 (d i f f e r e n t i a l l y) に変えることにより達成される。ハンドルに於ける該ワイヤの駆動は、吸引ラインへの弁の開閉と共に、手動で行われてもよい。

【 0 0 1 7 】

もう 1 つの実施例が図 5 で図解される。図 5 で、図 1 及び 2 と同様な機能と構造を有する部品は同様な参照番号を有する。図 5 の実施例は幾つかの面で前の実施例と異なる。例えば、近位のボディ 14 と遠位のボディ 12 の間ではワイヤ 24, 25, 26 は、該 24, 25, 26 がターン時弓なり化 (b o w i n g) するのを防止し、該ワイヤが相互に等距離を保持することを保証するために、アイレット (e y e l e t s) 28 により支持ばね (s u p p o r t s p r i n g) 27 に取り付けられる。該支持ばね 27 は回復力 (r e s t o r i n g f o r c e) が該ワイヤ 24, 25, 26 のそれに比較して無視出来るように、非常に低いばね定数 (例えば、 $k = 0.012 \text{ N/mm}$) を有してもよい。該ばね 27 とアイレット 28 の代わりに、複数の平らでワッシャーに似た構造体 31 (図

10

20

30

40

50

5 B 参照)がワイヤ 24, 25, 26 間で適當な間隔を保持するため提供されてもよい。該複数のワッシャーに似た構造体 31 はばね(示されてない)により相互から分離されてもよい。

【0018】

該デバイスの長さを通して長手方向に走る、1.6 mm 直径の商業品のファイバースコープ 29 が、調整ミラー 40 の使用を伴って又は伴わないでもよい、視覚的フィードバックを提供するために該遠位のボディ 12 に固定されてもよい。該ファイバースコープ 29 からの画像はデジタルビデオカメラ 42 で取り込まれ、グラフィカルユーザーアンターフェース(graphical user interface) {ジーユーアイ(GUI)} 44 の 1 部として表示されるが、該カメラ及び該インターフェースの両者は制御システム 46 の 1 部である。該制御システム 46 は、吸引ライン 16, 18 により供給される真空をモニターするためのセンサー 48 と、どの吸引パッド 20, 22 が動作するかを決定するための電子的に制御される弁 50 と、そして真空源 52 と、を有する。該制御システム 46 は又ワイヤ 24, 25, 26 の運動の制御用にモーター 54 を含んでもよい。コンピュータ 55 は、移動及び他の機能を制御するために、該ジーユーアイ 44 経由の外科医による情報入力に応答して種々の部品を制御するために提供されてもよい。この様な設計はモーター 54, ソレノイド弁 50、他が、デバイス 10 の外部に配置されることを可能にする。該口ボット 10 は使い捨て可能か又は再使用可能か何れかの消毒出来るデバイスであってもよいと想定される。

10

【0019】

図 5 の実施例では、該吸引パッド 20, 22 は柔軟な足部、それぞれ、56, 58 により該ボディ 12, 14 に結合される。それは該吸引パッド 20, 22 に器官の表面に適合するより大きい自由を与える。メッシュ(meshes)(示されてない)が大きな粒子を入れるために該吸引パッドの底部をカバーする、一方吸引フィルター 60 が流体及び小さな粒子を除去するため提供される。

20

【0020】

本発明の 1 側面は該口ボットの基準フレームを、外科医のそれから運動する器官のそれへ変える(changing)ことである。基準のその変化をもたらすため使われる該口ボットの精確な形と構造は本発明のこの側面には重要ではない。例えば、開示される実施例では移動(locomotion)は、手動か、又はモーターの賦活を通してか、何れかでのワイヤの進展(advancement)により成就されるが、局所的(すなわち該口ボット上に位置付けられた)電気モーター(つなぎ綱を用いて又は用いずに操作される)、局所的超音波モーター(つなぎ綱を用いて又は用いずに操作される)のみならず空圧的駆動器(pneumatic actuators)(典型的にはつなぎ綱を用いて操作される)の様な他の移動手段(other means of locomotion)が提供されてもよい。開示された実施例の捕捉手段は吸引である。代わりの捕捉手段は人造のゲコフットヘア(gecko foot hair)(非特許文献 5)又は“タッキー(tacky)”フット(foot)を有してもよい。治療用の駆動は移動用と同じ代わりを全て有してもよい。最後に、該デバイスは、上記で開示したワイヤ又は空圧ラインを有するつなぎ綱、この場合つなぎ綱は局所的モーター又はカメラからのビデオ用の電気ワイヤを有するが、を用いて動作しても良く、或いは該デバイスはつなぎ綱無しで動作してもよい。つなぎ綱無しのモデルはバッテリー、コイルの経皮式充電(transcutaneous charging of a coil)、他により電力を与えられ、局所的計算(local computing)により又は無線周波伝送(radio frequency transmissions)により、制御され得る。該口ボットの基準フレームを外科医のそれから運動する器官のそれへ変えることは、ゆるく拘束された身体空洞(loosely bounded body cavity)内で動くことが出来るよう設計された広い種類の口ボットによりもたらされ得ることは当業者に理解されるであろう。ゆるく拘束された身体空洞とは、心臓又は胃の様な或る器官内の空間に加えて、例えば、肝臓を取り巻く腹膜空間(peritoneal space)、肺を

30

40

50

取り巻く胸膜空間 (p l e u r a l s p a c e) 、心臓を取り巻く心膜空間他、の様な器官を取り巻く空間を称する。

【0021】

図6Aはエンドエフェクター (e n d e f f e c t o r) (ツール) を図解するが、それはこの例では遠位のボディ12内の凹部 (r e c e s s) 32内に担われるニードル30である。又遠位のボディ12は、レンズ、ミラー、光ファイバー、他の或る組み合せを有するか又は有しないファイバースコープ又はカメラの様な画像提供手段を担っている。該ニードル30はサブキシフォイドビデオペリカーディオスコピックアクセス (s u b x i p h o i d v i d e o p e r i c a r d i o s c o p i c a c c e s s) を経由した心臓再同期化治療 (c a r d i a c r e s y n c h r o n i z a t i o n t h e r a p y) {シーアルテー (C R T)} 用に心外膜電極リード配置 (e p i c a r d i a l e l e c t r o d e l e a d p l a c e m e n t) を行うため使われる。該ニードル30を装備したロボット10は、恒久的及び1時的の両種の、種々の心外膜ペーシングリード (e p i c a r d i a l p a c i n g l e a d s) と共に使われ得る最小侵襲性縫合 (s u t u r i n g) 技術を行うことが出来る。

10

【0022】

ニードル30は該デバイス10の長軸線に沿って走り、横に入れられ、遠位のボディ12の正中線 (m i d l i n e) の下に配置されたドライブシャフト (示されてない) を有する、縫合用の高強度ニードル (h i g h - s t r e n g t h n e e d l e) である。このドライブシャフトの遠位の (作動する) 端部ではドライブシャフトに対し90°に曲げられたセグメント (概略 5 mm) である該ニードル30は円の半径を形成している。該ニードル30は半円形の縫合部分内で終了する。該遠位のボディ12の前端の下方半分は半円形チャンネル32を有し、該ニードル30はそれが使われない時は該チャンネル内に後退し、心臓組織及び該ニードル30の両者を該チャンネルが保護する。

20

【0023】

縫合糸 (s u t u r e t h r e a d) 36の近位の端部は該身体の外部に留まる。該糸36の遠位の端部は銳利化されたキャップ (s h a r p e n e d c a p) 38に接続され、該キャップは該ニードル30の端部上に良く合って (s n u g g l y) 嵌合する。外科医が望ましい作業サイトに該遠位のボディ12を位置付けると、縫合動作は、該ニードル30をその後退した貯蔵チャンネル32から進め (図5B参照) 、そして次いで該ドライブシャフトを回転し、その縫合糸36を有する該半円形ニードル30と該銳利化されたキャップ38とにアーク内の組織を通過させ、該ニードル30の先端上になお該縫合キャップ38を有して再び出て行かせる。該ロボット10の中心を外れた作業ポートを通過する最小侵襲性鉗子 (m i n i m a l l y i n v a s i v e f o r c e p s) (示されてない) が、該糸36を把持し、該ニードル30の先端から該糸36とそのキャップ38を揚げ、該キャップ38と該糸36の遠位の端部とを、カニューラを通して該身体の外部へ全体の行程を引き込めるために、使われる。ここで該外科医は彼自身の手で該縫合糸 (s u t u r e) を結び (k n o t) 、該糸の単1スロー (a s i n g l e t h r o w) {こま結びの半分 (h a l f o f a s q u a r e k n o t)} を結ぶ (t y i n g)。一旦該単一スローが結ばれると、外科医は、該結び目をフォークのノッチ内に静止させながら、該結び目に対するよう、僅かにフォークされた先端を有するワイヤを置き (p l a c e a w i r e w i t h a s l i g h t l y f o r k e d t i p a g a i n s t t h e k n o t) 、該結び目を心外膜に対し全行程に亘り戻るよう押すために該ワイヤを使う (u s e t h e w i r e t o p u s h t h e k n o t a l l t h e w a y b a c k a g a i n s t t h e e p i c a r d i u m)。次いで彼は第2スロー (s e c o n d t h r o w) を結び、該第2スローが第1スローに出会うまで前へ該第2スローを押すために該ワイヤを使い、該結び目 (k n o t) を完成する。銳利化されたキャップに装備された縫合糸の充分な供給を与えられて、この技術は、ニードルからそれを回収するため使われる同じ鉗子を使って、該ニードルの先端上に各銳利化されたキャップを置くことにより、必要な多くの回数繰り返されること

30

40

50

が可能である。

【0024】

ロボット10は別の電極チャンネルを有し、該チャンネルは該電極とそのワイヤリードが身体の外部から心臓に縫合されるべき心膜内へ通過することを可能にする。該ニードル30、鉗子、ワイヤ“フォーク”、鋭利化されたキャップ付縫合糸、そして縫合技術用に必要な全てのサポート計測部は殺菌用に設計される。該身体外部からの駆動は該鉗子用に最も実行可能なオプションであり、何故ならば該鉗子は該縫合糸の先端を外科医の手へ戻るよう持って来るよう完全に引き戻し可能でなければならないからである。縫合用のニードルの駆動は該ロボット内部のモーターにより、或いはカニューラを通して走るワイヤを使って該ボディの外部から、局所的に行われてもよい。縫合用に可視的フィードバックが移動時使われる同じデバイスにより提供されてもよい。

10

【0025】

もう1つのエンドエフェクター(ツール)が図7A及び7Bで図解される。前の図で使われた様に類似部品は同じ引用番号を担っている。図7Aと7Bのデバイスでは、ワッシャー類似の構造体31とスペーサーばねは明確化の目的で除かれた。読者は複数のワッシャー類似の構造体31とスペーサーばねが図7Aと7Bの実施例で使われてもよいことを理解するであろう。このエンドエフェクター、ニードル70を使った実験が豚で行われた。正中線で心膜と横隔膜(diaphragm)の間の接合部の15mmの心膜開口部を通して、該デバイス10が完全な心膜(intact pericardium)内部に手動で導入された。吸引が両吸引パッドに印加された。右心室の鼓動する前壁(beating anterior wall of the right ventricle)の心外膜との安定な接触が30秒の間視覚的に確認された。該デバイス10は該鼓動する左心室の前壁上で左前部下降冠状動脈(left anterior descending coronary artery)を横切って進められた。該鼓動する左心室の心外膜との一貫した安定な接触が観察された。次いで該デバイス10は更に左心耳(left atrial appendage)上を進められ、鼓動する左心房の表面への安定な固定が確認された。

20

【0026】

完全な心膜内部の該デバイス10の成功裡の移動が下記範囲、すなわち、鼓動する右心室の前壁、鼓動する左心室の前外側壁(anterolateral wall of the beating left ventricle)、そして左心耳の前壁、で確認された。目立つ心外膜又は心膜損傷は観察されなかった。本プロトタイプはボディ12, 14間に外方シェルを有しないので、心膜が、該ボディ間で1, 2mm垂れ下がることを防止する物はなく、そしてテーパーが付けられてない該近位のボディ12の先行エッジが心膜上で幾分引きかかる(snag)傾向があった。又どんなにスムーズであっても、心膜嚢(pericardial sac)はそれが接触した該デバイス10の全表面に接着(adhere)する傾向を示した。これは空気への露出による該嚢の乾燥により主に引き起こされるように見える。規定の食塩溶液の時々の注入(infusions)が潤滑用に用いられ、それは該問題の緩和に成功した。

30

【0027】

実験中に組織マーク付け用染料(tissue-marking dye)の2回の心筋層注射が行われた。各場合に該デバイス10は望まれるサイトまで歩き(walked)、吸引を用いて両ボディを下方へロックし、次いで外科医は作業ポートを通して27ジーカスタムニードル(27G custom needle)70を進めさせることにより手動で該注射を行った。第1注射用に、該デバイス10は、左前部下降冠状動脈と対角線ブランチのテークオフとの分岐(bifurcation of the left anterior descending coronary artery and the takeoff of the diagonal branch)上に位置付けられ、該ニードル70は2-3mmだけ左心室心筋層内へ進められ、0.5ccの染料が注射された。注射中印加された最大の力は0.72Nであった。次いで該デバイス1

40

50

0は対角線冠状動脈 (diagonal coronary artery) 上を動かされ、0.5ccの染料のもう1回の注射が該左心室の前外側壁上で行われた。第2注射中該ニードルに印加された最大力は1.15Nであった。該ニードル70が引き抜かれた後出血は観察されなかった。成功した注射の確認は手術後の検査で行われた。

【0028】

該デバイスはつなぎ留められている (tethered) ので、該つなぎ綱 (tether) を引くことが、テスト用に心膜囊内にどうにか挿入され得る追加ハードウェアの開発を要することなく、該デバイスを外す接線力を印加する予備実験で実行可能な方法を提供した。該デバイスが心臓上に保持されている間に、該つなぎ綱を引くことにより心外膜から該デバイスを外すに必要な力がカゲージで測定された。3本のドライブワイヤとそれらのシースから成る該つなぎ綱の部分に小さなクランプが付けられ、このクランプは手持ち式のデジタルカゲージに取り付けられた。次いで外科医が前記デバイスが外されるまで該カゲージ上で引き、該ゲージが各トライアル中に遭遇する最大力を記録した。このテストは、吸引が該遠位のボディにのみ印加された場合に3回、吸引が該近位のボディのみに印加された場合に3回、そして吸引が両ボディに印加された場合に3回行われた。その結果は表1に提示される。これらのテストから生じた該デバイスへの損傷は無かった。

10

【0029】

【表1】

表1

20

印加された吸引 を有するボディ	トライアル数	平均(N)	標準偏差(N)
遠位のボディ	3	1.62	0.37
近位のボディ	3	3.23	0.70
両方	3	4.48	0.43

【0030】

この実験中、我々は、もし該デバイスが該心外膜から偶然外れた場合使われ得る再取り付け用の技術を提示した。このテストは、該デバイスが完全な心膜の内部にある間に行つた。このテストでは、全ての吸引はオフに切り替えられ、該つなぎ綱を手動でツイストすることにより、該デバイスは意図的に回転され、心外膜上でその右側上に横たわるよう残された。両パッド20, 22内の吸引は次いでオンに切り替えられた。反時計方向の運動で該つなぎ綱を手動でツイストすることにより、該デバイスは起こされたので、もう1度それは該吸引を使って心外膜表面を正しく把持し、前の様に取り付けられた儘になった。このテストが行われた最初の時に、該デバイス10を見るためビデオデバイスが使われ、その存在により心膜を幾らか持ち上げたので、それは該デバイス10の上及びその周りでそれが通常ある程低くは落ち着かなかった。従って、この影響を避けるために、該ビデオデバイスは該心膜から除かれ、今度は該試みをモニターする外部ビデオレコーダーのみを用いて該テストは繰り返された。該デバイスの起こし及び再取り付けの両試みが成功裡に行われ、組織の損傷は無く、デバイスへの損傷も無かった。

30

【0031】

該デバイスが心膜から回収され得る容易さが、引き抜き中遭遇する最大力を測定することによりテストされた。該デバイスは、該心膜内部に正常に位置付けられ、遠位のボディが入り口切開 (entry incision) から概略10cmの所で、左心房の近くになるようその足部上に直立して立った。全ての吸引はオフに切り替えられた。次いで該デバイスは該つなぎ綱を引くことにより該心膜から完全に引き抜かれた。このテストは3回繰り返され、回収中測定されたピーク力を各トライアル中記録された。測定された平均ピーク力は $2.48 \pm 0.51\text{N}$ であった。

40

【0032】

図8はデバイス10の自給式設計を図解しており、該近位のボディ14は図の上左に示

50

され、遠位のボディ 12 は下右に示されている。この設計は移動用に 2 つのモーターを有する。1 つのモーターは該近位のボディ 14 の垂直円柱状ボディ内に配置され、もう 1 つのモーターは該近位 14 と遠位 12 の各ボディをつなぐアーム内に見える水平円柱 74 内に配置される。明確なために、下記で論じられる流線型のハウジングは図 8 には示されない。該モーターは電力とインストラクション (instruction) をつなぎ綱 (示されてない) を通してか、又は搭載したバッテリー (onboard battery) と搭載したコンピュータ (onboard computer) (示されてない) から、受ける。

【0033】

図 9A と 9B は心膜囊との能率的相互作用のためにカプセル状 (capsular) の又はピル類似 (pill-like) の設計を有するデバイス 10 を図解する。該デバイス 10 は 2 ピースのハードカバリングを有し、その 1 つのピースは、ピル用に屡々使われる種類のゼラチンカプセル (gelatin capsule) の様なもう 1 つの内部で摺動する。図 9A はステップの拡張された位相 (extended phase) 、すなわち該遠位のボディ 12 と該近位のボディ 14 の間の最大距離での該デバイスを図解し、一方図 9B は該ステップの収縮された位相 (contracted phase) 、すなわち該近位のボディ 14 と該遠位のボディ 12 の間の最小距離の場合を図解する。

【0034】

図 10A 及び 10B は心膜囊との能率的相互作用 (streamline interaction) のために設計された 1 ピース外部シェルを有するデバイス 10 のもう 1 つの設計を図解する。この設計は、もしその設計が移動中心膜のピンチングを引き起こすと分かったならば、図 9A 及び 9B の設計の代わりに使われてもよい。図 10A はステップの拡張された位相を図解し、図 10B はステップの収縮された位相を図解する。

【0035】

図 11A 及び 11B は、もしチッピングに対するより強い安全ガードが必要な場合、展開可能な舷外浮材類似 (deployable outrigger-like) の支柱 80 が使われる設計を図解する。該舷外浮材類似の支柱 80, 82 は示された水平位置から該デバイス 10 の両側の遠位のボディ 12 に隣接する垂直位置へ折りたたみ可能 (foldable) である。一旦該デバイス 10 が心膜内で展開されると、該支柱 80, 82 はチッピング (tipping) に対しガードするため水平位置から図に示す垂直位置へ動かされてもよい。もし該支柱 80, 82 が心膜を引きかける何等かの傾向を明示するなら、図に示す様に該デバイス 10 及び該支柱 80, 82 の両者をカバーするために伸張する膜 (stretchable membrane) 84 が展開される。図 11A はステップの伸張された位相を図解し、一方図 11B は該ステップの収縮された位相を図解する。

【0036】

図 12 に転ずると、本発明の 1 側面の動作時、該デバイス 10 は心膜に入り、作業ポートを有する堅い又は柔軟な内視鏡を使って心臓の心外膜上に置かれる。該内視鏡は胸骨 (sternum) のキシフォイドプロセス (xiphoid process) の下のポート又は限定切開部 (limited incision) を通して心膜囊内へ導入される。

【0037】

一旦直接視認の確認下で内視鏡を用いて適切に位置付けられると、該デバイス 10 は吸引を使って心外膜を把持するだろう。該吸引力は、直接に、又は適応性の又は柔軟な足部それぞれ 56, 58 を通して該ボディ 12, 14 に取り付けられてもよい 2 つの独立吸引パッド 20, 22 (図 5 参照) を通して印加される。該真空圧力は、弁 50 の作用と吸引ラインそれぞれ 16, 18 を通して真空源 52 により該吸引パッド 20, 22 に供給される。該真空源は -0.08 N/mm² の真空圧力を提供するが、該圧力は食品医薬品局 (FDA) 承認の心臓安定器 (cardiac stabilizers) での使用について有効で安全であるとされている。この圧力により発生される吸引力は我々の応用に有効

10

20

30

40

50

となり、心外膜組織を損傷させない。移動時、該真空圧力は、共に制御システム46内に配置された外部圧力センンサー48によりモニターされ、コンピュータ制御されたソレノイド弁50により調整された。この圧力に基づき、ボディ12, 14の1つを外すよう計算された法線方向及び接線方向の力はそれぞれ1.76N及び0.87Nであり。家禽モデル(poultry model)から該デバイスを外すためにカゲージを使ったベンチテストは2.01N及び0.86Nの法線方向及び接線方向力を検証した。該デバイスにより抵抗され得る接線力はプロファイルを減じることにより著しく増加される。

【0038】

該デバイス10は移動及び治療の管理中に外科医に可視的フードバックを提供する。それは該デバイス10の遠位の端部12から該制御システム46内に配置されたカメラ42へ画像を中継する光ファイバーを使って達成され得る。代わりに、シーシーデービデオカメラ(CCD video camera)が該デバイス10の遠位の端部12へ直接設置されることも出来る。固定マウント上の1つの視認センサーを用いて必要なビジョン(vision)の全てを提供することは可能である。しかしながら、もっとありそうなことは、視認用ヘッドが運動用に駆動されるか、又は1つがナビゲーション用の情報を提供するために器官の表面に接線方向に(前方を見ている)、もう1つが注意(attention)を受ける範囲の視認を提供するために該表面の法線方向に(下方を見ている)、と2つの画像形成用デバイスが組み込まれるか、何れかである。“注意(Attention)”は、サイトのテスティング、視認又は検査他、又は器官に或いは器官の部分に捧げられる考慮に帰着する何等かの他の活動の、全ての形に加えて、全ての種類の介入を含む広い用語であるよう意図されている。

10

20

30

【0039】

該デバイス10は、幾つかの基本的面で、すなわち(1)それが手術用テーブル(operating table)のそれより寧ろ心臓の基準フレーム内で動作し、(2)それが肋間のアプローチ(intercostal approach)より寧ろサブキシフォイド(subxiphoid)を使って導入され、総合的気管内麻酔(general endotracheal anesthesia) {ジーイーテイエイ(GETA)}を解消し、(3)それが移動能力を有し、そして(4)それが比較的低廉で、ことによると使い捨て可能である、面で従来技術のロボット手術システムと異なる。完全に心膜内で行われ得る手術処置用に、デバイス10はこれらの手術システムの制限の多くを取り除くであろう。

【0040】

該デバイス10で管理される治療は心臓の安定化を要せず、何故ならば該デバイス10は、固定手術用テーブルのそれより寧ろ心臓の表面と同じ基準フレーム内に配置されるからである。これは、追加の切除を要する内視鏡的安定器(endoscopic stabilizers)か又は処置の複雑さとリスクを増大させる心肺バイパス(cardiopulmonary bypass)か、何れかのニーズを取り除く。

【0041】

今日使用中の遠隔操作手術システム(teleoperative surgical system)は腹腔鏡式マニピュレーター(laparoscopic manipulator)及びカメラを使い、幾つかの肋間の(肋骨間の)切開を通して心膜囊に導入される。これらの機器は心臓に到達する前に胸膜空間を通過せねばならず、それは肺の虚脱(collapsing)を要する。心臓への該デバイス10の送達は肺の虚脱を要しないが、何故ならばそれはキシフォイドプロセスの下に直接作られる切開を通して胸郭空洞に導入されるからである。次いで内視鏡は、心膜の裸範囲に到達するまで、胸骨の下の組織及び筋膜を通るよう押され、決して胸膜空間に入らない。該スコープは又心膜を破るために使われ、該デバイス10を心外膜へ直接送達する。該デバイス10は肺の虚脱を要しないので、それは又患者の差動換気(differential ventilation)を要せず、従って総合的気管内麻酔 {ジーイーテイエイ(GETA)} の代わりに局部又は領域麻酔が使われることが可能である。結果として、可能な利点は該デバイス1

40

50

0が或る心臓血管の介入が救急外来患者ベースで行われることを可能にすることであり、それは幾らかでも前には決して無かったことである。

【0042】

該デバイス10の移動能力はそれが心外膜上の事実上どんな位置と向きにも到達することを可能にする。これは入り口切開の近くの比較的小さい作業空間に限定される堅い腹腔鏡の場合とは異なる。加えて、これらのシステムは1つの処置の中で手術範囲(operative field)を変えるためにツールの除去と再挿入を要する。他方、デバイス10は心臓のもう1つの領域に簡単に移動することによりその作業空間を容易に変更出来る。

【0043】

ダビンチ手術システムは非常に高価であり、外科医のコンピュータ化されたコンソールと多数の大きなロボットアームを有する患者サイドのカート(patient-side cart with multiple large robotic arms)とから成る。心膜内で行い得る処置用には、デバイス10はこのシステムへの小さな、極端に低コストの代替えを提供するであろう。

【0044】

エンドエフェクターの適切な開発を伴って、ティーイーエム(TEM)は、細胞移植、遺伝子治療、心房剥離そして再同期化心筋層脈管再生のための電極配置の様な、心外膜的心臓処置を行うことが出来るであろう。超音波変換器、診断エイド又は他のセンサーの様なデバイス、薬剤供給システム、治療デバイス(therapeutic device)、光ファイバー、カメラ又は外科ツール(複数を含む)が該デバイス10により担われてもよい。

【0045】

本開示の提示の中に含まれるが心臓より他の器官用の処置が開発されることが可能である。加えて、本開示の提示の中に含まれるが、人間の他の生体、例えば、ペット、飼育場動物、競走馬、他の処置も、開発されることが可能である。かくして、本発明がその好ましい実施例と連携して説明されたが、当業者は多くの変型と変更が可能であることを認識するであろう。本発明は、現在の好ましい実施例を表明するよう意図された前記説明によってでなく、前記する請求項によってのみ限定されるよう意図されている。

【0046】

本開示が容易に理解され、容易に実用するために、本開示は今、限定でなく図解の目的で、下記図面と連携して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】遠位のボディと近位のボディの前方等角図であり、それらは、制御ワイヤ及び吸引ラインと一緒に、ロボットの1実施例を構成する。

【図2】図1の該遠位の及び近位のボディの後方等角図である。

【図3A-3D】該ロボットの前方への移動を図解する。

【図4A-4C】該ロボットのサイドからサイドのターンを図解する。

【図5A】本開示のロボット及び制御システムのもう1つの実施例を図解する。

【図5B】ワッシャー類似のサポートスペーサーを図解する。

【図6A】該遠位のボディ内の凹部の貯蔵位置内に引き込められた1種のエンドエフェクター、半円ニードルの例である。

【図6B】動作時の該ニードルを図解する。

【図7A】もう1つの種類のエンドエフェクターの例である。

【図7B】もう1つの種類のエンドエフェクターの例である。

【図8】本開示のデバイスの自給式の実施例を図解する。

【図9A-9B】本開示の流線型デバイスの1例を図解する。

【図10A-10B】本開示の流線型デバイスのもう1つの例を図解する。

【図11A-11B】安定化支柱を有する本開示のデバイスの実施例を図解する。

10

20

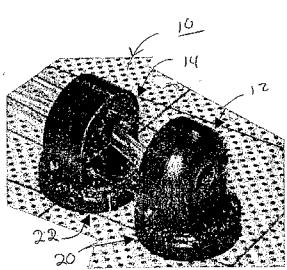
30

40

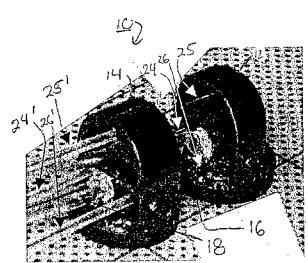
50

【図12】処置を行うため心臓の表面上を移動するロボットの概念的図解である。

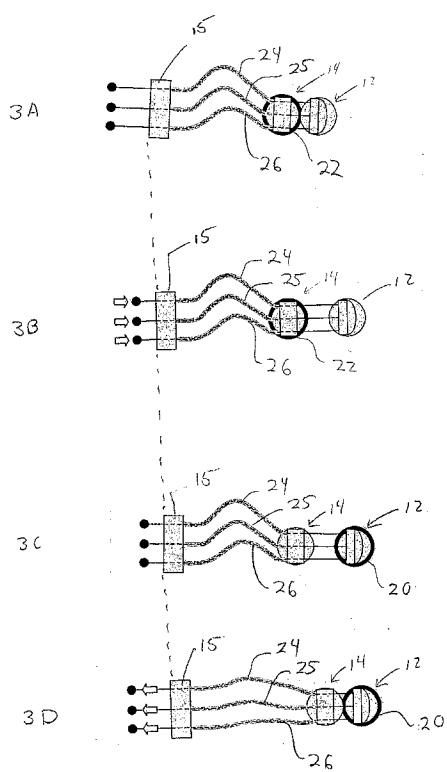
【図1】



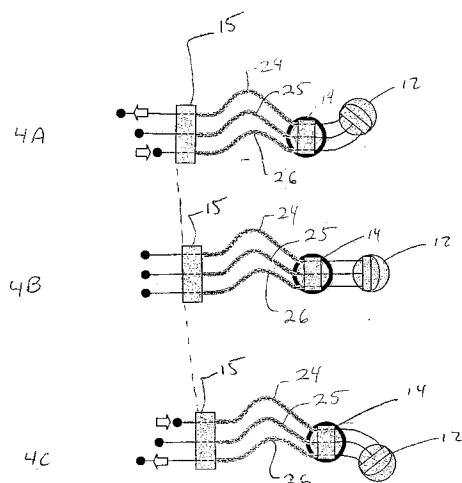
【図2】



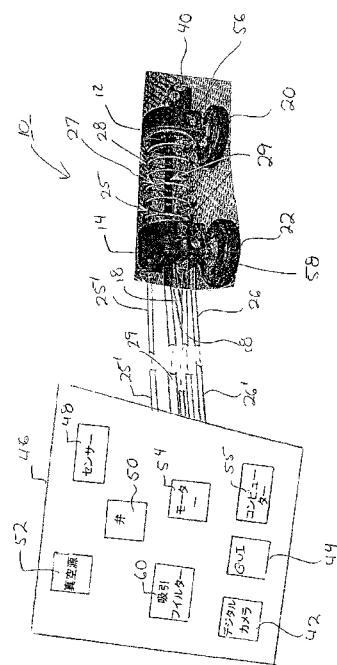
【図3A - 3D】



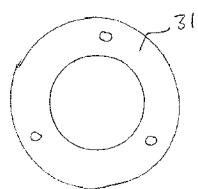
【図4A-4C】



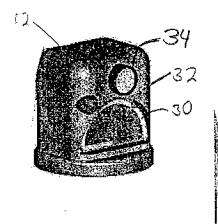
【 図 5 A 】



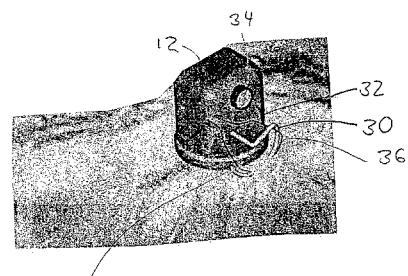
【図5B】



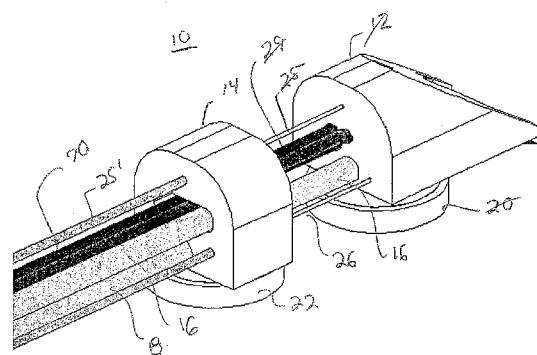
【図 6 A】



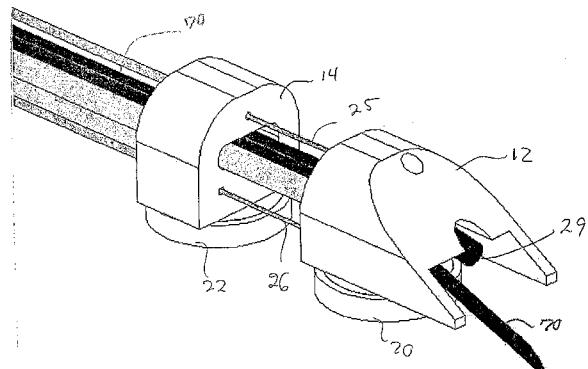
【 図 6 B 】



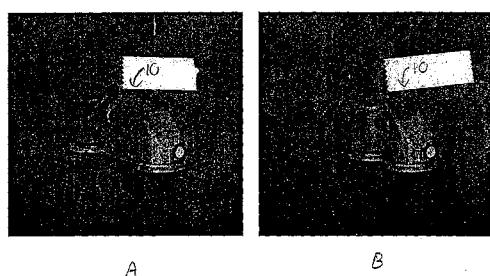
【図7A】



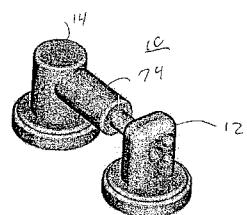
【図 7 B】



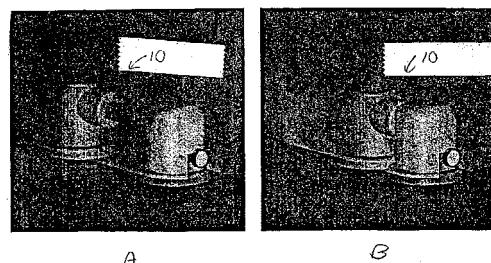
【図 9 A - 9 B】



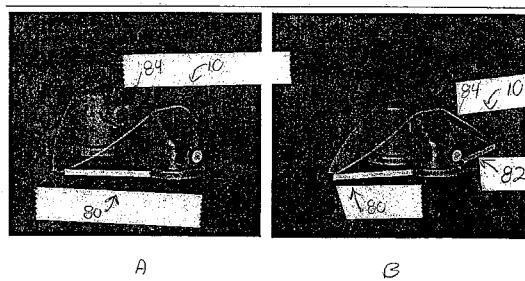
【図 8】



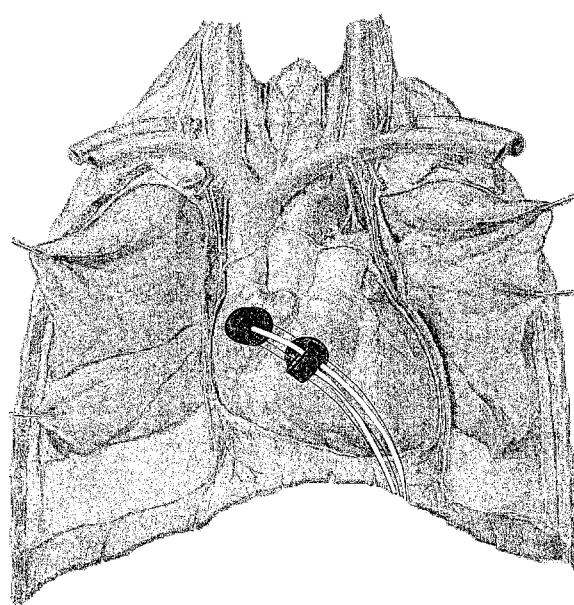
【図 10 A - 10 B】



【図 11 A - 11 B】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 マルコ・エイ・ゼナティ
アメリカ合衆国ペンシルベニア州ピッツバーグ
(72)発明者 ジョージ・デイ・ステットン
アメリカ合衆国ペンシルベニア州ピッツバーグ
F ターム(参考) 4C160 MM33 NN00

专利名称(译)	微创介入机器人		
公开(公告)号	JP2012011215A	公开(公告)日	2012-01-19
申请号	JP2011180809	申请日	2011-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	卡内基·梅隆大学指定		
申请(专利权)人(译)	卡内基·梅隆大学指定		
[标]发明人	カameronエヌリビール ニコラスエイパトロニク マルコエイゼナティ ジョージディステツトン		
发明人	カameron·エヌ·リビール ニコラス·エイ·パトロニク マルコ·エイ·ゼナティ ジョージ·デイ·ステツトン		
IPC分类号	A61B19/00 A61B17/00 A61B1/005 A61B17/04 A61B17/06 A61M25/01		
CPC分类号	A61B34/30 A61B1/00156 A61B1/005 A61B17/0469 A61B34/71 A61B34/72 A61B90/361 A61B2017/00243 A61B2017/00694 A61B2017/00703 A61B2017/0474 A61B2017/0475 A61B2017/06076 A61B2017/306 A61B2034/301		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B17/00.320 A61B17/00 A61B34/30		
F-TERM分类号	4C160/MM33 4C160/NN00		
优先权	60/518582 2003-11-07 US		
其他公开文献	JP5869803B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：改进安装在运动器官的运动参考架中的机器人，以治疗活的运动器官。各种各样的机器人，包括小型爬行机器人设备10，该机器人设备设计为通过端口引入心包，附着在心外膜上，然后在外科医生的直接控制下前进到所需的治疗位置。实现。通过将设备直接固定在心外膜上，可大大避免跳动心脏的问题。通过合并移动功能解决了访问问题。该设备和技术可用于其他器官和其他生物，如宠物，农场动物等。

[选择图]图5A

