

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5869803号  
(P5869803)

(45) 発行日 平成28年2月24日 (2016. 2. 24)

(24) 登録日 平成28年1月15日 (2016. 1. 15)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 90/00 (2016. 01)** A 6 1 B 19/00 5 0 2  
**A 6 1 B 17/00 (2006. 01)** A 6 1 B 17/00 3 2 0

請求項の数 19 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-180809 (P2011-180809)	(73) 特許権者	506150401
(22) 出願日	平成23年8月22日 (2011. 8. 22)		カーネギー・メロン・ユニバーシテイ
(62) 分割の表示	特願2006-538503 (P2006-538503) の分割		アメリカ合衆国ペンシルベニア州15243 ピッツバーグ・フオーブスアベニュー4 615
原出願日	平成16年11月5日 (2004. 11. 5)	(74) 代理人	110000741
(65) 公開番号	特開2012-11215 (P2012-11215A)		特許業務法人小田島特許事務所
(43) 公開日	平成24年1月19日 (2012. 1. 19)	(72) 発明者	カメロン・エヌ・リビール
審査請求日	平成23年8月22日 (2011. 8. 22)		アメリカ合衆国ペンシルベニア州ピッツバ ーグ
審査番号	不服2014-11928 (P2014-11928/J1)	(72) 発明者	ニコラス・エイ・パトロニック
審査請求日	平成26年6月24日 (2014. 6. 24)		アメリカ合衆国ペンシルベニア州ピッツバ 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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

緩やかにはずむ身体部分の器官表面に沿って動くロボットに於いて、

ロボット本体部分が互いに相対して移動できるように連結された少なくとも2つのロボット本体部分と、

身体部分の心膜面に対してロボットの少なくとも2つのロボット本体部分の各々を個別に選択的に付着させるようにロボットの一方の側だけの少なくとも2つのロボット本体部分の各々に取り付けられる各々の捕捉パッドと、

該捕捉パッドを有する少なくとも2つのロボット本体部分の一方の側を除いて少なくとも2つのロボット本体部分を覆うシェルであって、該シェルは該捕捉パッドが身体部分の心膜面に付着するとき少なくとも2つのロボット本体部分の各々と心膜囊の間に配置され、ロボット本体部分の運動中、ロボット本体部分と緩やかにはずむ物質との相互作用を防ぐように構成された該シェルと、そして

少なくとも1つの該捕捉パッドが身体部分に付着している間、身体部分の心膜面に沿った少なくとも2つのロボット本体部分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】

少なくとも2つのロボット本体部分が、該制御システムに応答して互いに相対して動くことを特徴とする請求項 1 記載のロボット。

【請求項 3】

各捕捉パッドが、軟組織への取り付けのために、少なくとも2つのロボット本体部分により担われる、吸引パッド又は合成ヤモリ足毛の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ロボット本体部分及び第2ロボット本体部分間の結合デバイスを具備し、該結合デバイスは、第1ロボット本体部分を身体部分の心膜表面に取り付けるように作用すると共に第2ロボット本体部分を第1ロボット本体部分に対して動かすと同時に第2ロボット本体部分を身体部分の心膜表面に取り付けて第1ロボット本体部分を第2ロボット本体部分に対して動かすことを特徴とする請求項2記載のロボット。

10

【請求項5】

前記制御システムはハンドル、及びハンドルとロボット本体部分の1つとの間に配置されたシースを備え、該結合デバイスのワイヤとケーブル又は柔軟なドライブシャフトは、シース内に全長の少なくとも1部分を担われていることを特徴とする請求項4記載のロボット。

【請求項6】

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7】

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6記載のロボット。

20

【請求項8】

少なくとも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9】

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10】

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8記載のロボット。

【請求項11】

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6記載のロボット。

30

【請求項12】

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13】

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身体内に挿入されることを特徴とする請求項12記載のロボット。

【請求項14】

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15】

本体部分が、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。

40

【請求項16】

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。

【請求項17】

細胞移植、遺伝子治療及び薬剤供給における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18】

少なくとも2つのロボット本体部分において、前記捕捉パッドと前記シェルが心臓の心

50

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19】

身体部分の周りの緩く区画された身体キャビティ内を少なくとも2つのロボット本体部分が動くように身体部分の表面に前記捕捉パッドが取り付くことを特徴とする請求項1記載のロボット。

【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。

10

【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)、心房剥離(atrial ablation)}は手持式の堅い内視鏡的工具(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。

20

【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(d 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。

30

【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)は左心室ペースングリード(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(pe

40

50

ricardial 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スングリード埋入(standard pacing lead implantation)に於ける切迫した企図(cursory attempts)を知っている。

【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(beatin 10  
g 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)を用いて追跡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 20  
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(heart beat motion)の積極的補償(active compensa  
tion)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)。 30

【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

【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 telemanipulation system, Heart Surg Forum 2: 199 - 205, 1999 40

【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 T J., Motion compensation 50

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

【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。

【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(transpericardially)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。

【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的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(liv

10

20

30

40

50

ing 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。

【実施例1】

【0012】

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(footprint)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。

10

【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)は永久変形無しに該ワイヤが引っ張り及び圧縮{すなわち引き(pulling)と押し(push)}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(shape restoring components)(ばねの様な)のニーツを取り除く。これらのワイヤ24, 25, 26の軸線は120度間隔で10mm直径の円の周で該ボディセクション12, 14と交差する。該ワイヤ24, 25, 26は該遠位のボディ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、例えば柔軟なプラスチック管の様な、シース(sheathes)、それぞれ24', 25', 26'内に含まれるが、該管の端部は該近位のボディ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(yaw)}、ことを可能にする。

20

30

【0014】

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(bowling)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。

40

【0015】

シャクトリムシ類似(Inchworm-like)の移動は、図3A-3D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(slack)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

50

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 (heavy) 黒線はどの吸引パッドがアクティブ (active) 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。

【0016】

図3Aと図3B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3C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4D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 (catch up)”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 (turning) は図4A - 4Cに示す様にサイドワイヤ (side wires) の長さを差動式 (differentially) 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。

10

【0017】

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 (bowing) 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 (eyelets) 28により支持ばね (support spring) 27に取り付けられる。該支持ばね27は回復力 (restoring force) 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5B参照) がワイヤ24, 25, 26間で適当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。

20

【0018】

該デバイスの長さを通して長手方向に走る、1.6mm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インターフェース (graphical user interface) { ジューアイ (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、該ジューアイ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。該ロボット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。

30

40

【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ない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。

【0020】

50

本発明の1側面は該ロ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ロ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(すなわち該ロ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。代替りの捕捉手段は 10  
 人造のゲコーフットヘア(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替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。該ロ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ロ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)、肺を取り巻く胸膜空間(pleural space)、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。 20

#### 【0021】

図6Aはエンドエフェクター(end effector)(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(recess)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、他の或る組み合わ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(subxiphoid videopericardioscopic access)を経由した心臓再同期化治療(cardiac resynchronization therapy){シーアルター(CRT)}用に心外膜電極リード配置(epicardial electrode lead placement)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(epicardial pacing leads)と共に使われ得る最小侵襲性縫合(suturing)技術を行うことが出来る。 30

#### 【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(midline)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(high-strength needle)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5mm)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はそれが使われた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。 40

#### 【0023】

縫合糸(suture thread)36の近位の端部は該身体の外部に留まる。該 50

糸 36 の遠位の端部は鋭利化されたキャップ (sharpened cap) 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 (snugly) 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 5 B 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 と該鋭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 (minimally invasive forceps) (示されていない) 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 (suture) を結び (knot)、該糸の単 1 スロー (a single throw) {こま結びの半分 (half of a square knot)} を結ぶ (tying)。一旦該単一スローが結ばれると、外科医は、該結び目をフオ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、僅かにフオークされた先端を有するワイヤを置き (place a wire with a slightly forked tip against the knot)、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 (use the wire to push the knot all the way back against the epicardium)。次いで彼は第 2 スロー (second throw) 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 (knot) を完成する。鋭利化されたキャップに装備された縫合糸の十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鋭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が可能である。

#### 【 0 0 2 4 】

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側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“フオーク”、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側から、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。

#### 【 0 0 2 5 】

もう 1 つのエンドエフェクター (ツール) が図 7 A 及び 7 B 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 7 A と 7 B 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 7 A と 7 B 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 15 mm 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。

【 0 0 2 6 】

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, 2 mm 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。

10

【 0 0 2 7 】

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 - 3 mm だけ左心室心筋層内へ進められ、0.5 cc の染料が注射された。注射中印加された最大の力は 0.72 N であった。次いで該デバイス 10 は対角線冠状動脈 (diagonal coronary artery) 上を動かされ、0.5 cc 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 1.15 N 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。

20

【 0 0 2 8 】

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、テスト用に心膜嚢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力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力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力ゲージ上で引き、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にのみ印加された場合に 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。

30

40

【 0 0 2 9 】

【 表 1 】

表 1

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

【 0 0 3 0 】

50

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った。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つた。従って、この影響を避けるために、該ビデオ

10

#### 【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  $2.48 \pm 0.51$  Nであった。

20

#### 【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、

30

#### 【0033】

図9A及び図9Bは、心膜囊との流線型相互作用のためのカプセル状 (capsular) 又はピル型 (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、ピル型にしばしば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

40

#### 【0034】

図10A及び図10Bは、心膜囊との流線型相互作用 (streamline interaction) のために設計された1ピース外部シエ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及び図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、もしチップングに対するより強い安全ガードが必要な場合、展

50

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ば、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。

10

## 【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) を通して心膜嚢内へ導入される。

## 【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  $-0.08 \text{ N/mm}^2$  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  $1.76 \text{ N}$  及び  $0.87 \text{ N}$  であり。家禽モデル (poultry model) から該デバイスを外すために力ゲージを使ったベンチテストは  $2.01 \text{ N}$  及び  $0.86 \text{ N}$  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。

20

30

## 【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ィ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、サイトのテストング、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。

40

## 【0039】

該デバイス 10 は、幾つかの基本的面で、すなわち (1) それ手術用テーブル (operating table) のそれより寧ろ心臓の基準フレーム内で動作し、(2) それ肋間のアプローチ (intercostal approach) より寧ろサブキシ

50

フォイド (subxiphoid) を使って導入され、総合的気管内麻酔 (general endotracheal anesthesia) {ジーイーティエイ (GETA)} を解消し、(3) それ移動能力を有し、そして(4) それ比較的低廉で、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。

10

【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) 切開を通して心膜嚢に導入される。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の送達に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 20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 {ジーイーティエイ (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10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。

20

【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。

30

【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。

40

【0044】

エンドエフェクターの適切な開発を伴って、テーイーエム (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

50

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、容易に実用されるために、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。 10

【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。 20

【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。

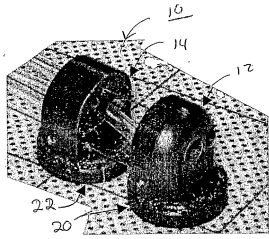
【図9A - 9B】本開示の流線型デバイスの1例を図解する。

【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。

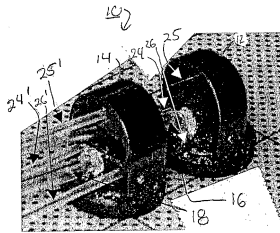
【図11A - 11B】安定化支柱を有する本開示のデバイスの実施例を図解する。

【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。

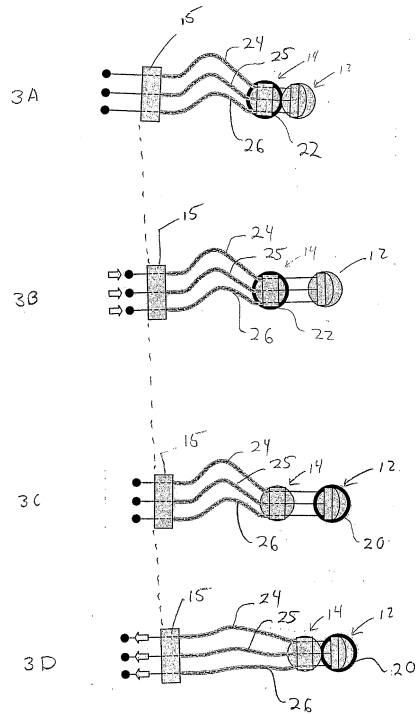
【図1】



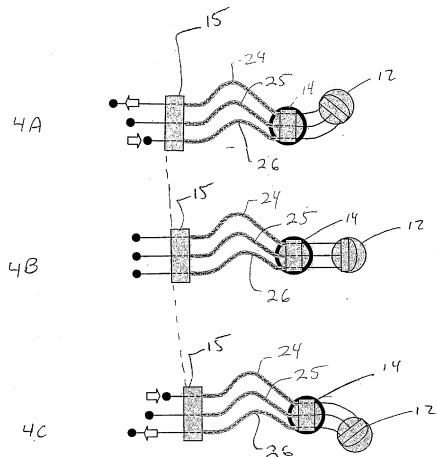
【図2】



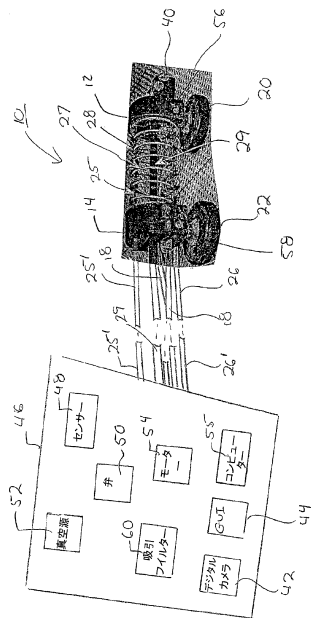
【図3A - 3D】



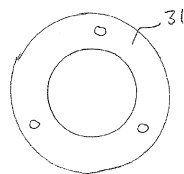
【図4A - 4C】



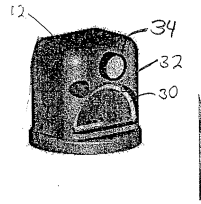
【図5A】



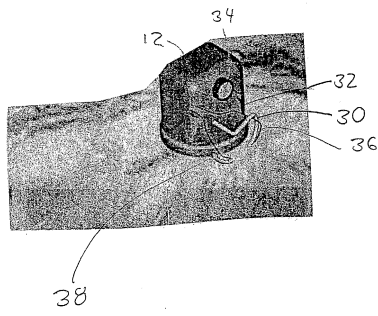
【図5B】



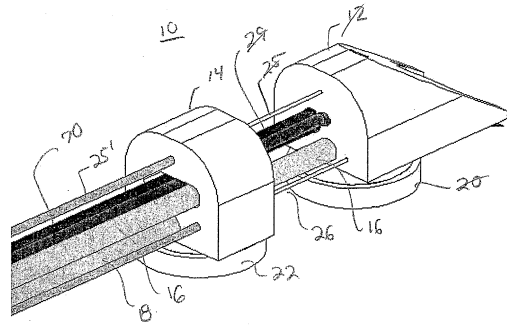
【図6A】



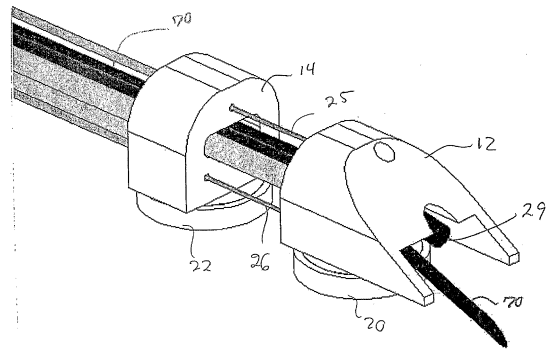
【図6B】



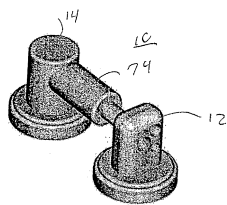
【図7A】



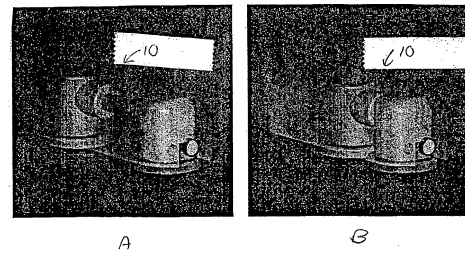
【図7B】



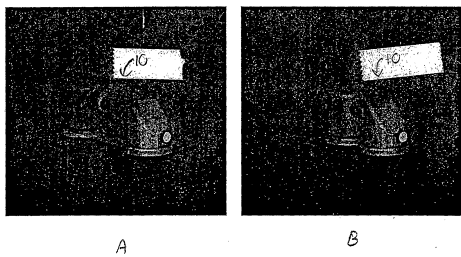
【図8】



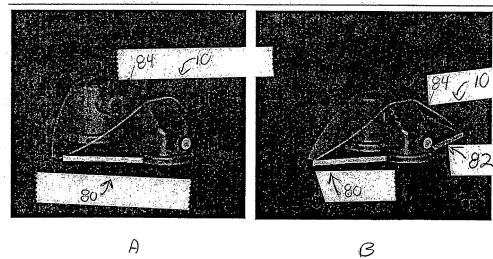
【図10A - 10B】



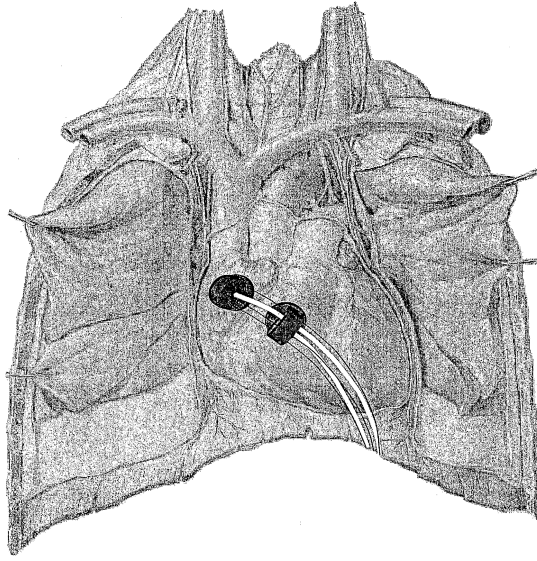
【図9A - 9B】



【図11A - 11B】



【図 12】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 マルコ・エイ・ゼナテイ  
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

合議体

- 審判長 長屋 陽二郎  
審判官 平瀬 知明  
審判官 関谷 一夫

- (56)参考文献 特開平10-216076(JP,A)  
特開2001-161712(JP,A)  
実開平5-43114(JP,U)  
特表2003-521297(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

- A61B 19/00  
A61B 17/00

专利名称(译)	微创介入机器人		
公开(公告)号	<a href="#">JP5869803B2</a>	公开(公告)日	2016-02-24
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		
当前申请(专利权)人(译)	卡内基·梅隆大学指定		
[标]发明人	カメロンエヌリビール ニコラスエイパトロニク マルコエイゼナテイ ジヨージデステツトン		
发明人	カメロン・エヌ・リビール ニコラス・エイ・パトロニク マルコ・エイ・ゼナテイ ジヨージ・デイ・ステツトン		
IPC分类号	A61B90/00 A61B17/00 A61B1/005 A61B17/04 A61B17/06 A61B19/00 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	JP2012011215A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：改进安装在参考框架中的机器人，其中器官移动以治疗身体活动的器官。解决方案：这项任务可以通过各种机器人来完成，包括一个微型爬行机器人设备10，设计用于通过端口引入心包，将其自身连接到心外膜表面，然后，在外科医生的直接控制下，旅行到理想的治疗地点。通过将装置直接连接到心外膜，可以在很大程度上避免心脏跳动的问题。通过结合运动能力来解决进入问题。该装置和技术可用于其他器官和其他生物体，如宠物，农场动物等。

(21) 出願番号	特願2011-180809 (P2011-180809)	(73) 特許権者	506150401
(22) 出願日	平成23年8月22日 (2011. 8. 22)		カーネギー・メロン・ユニバーシテイ
(62) 分割の表示	特願2006-538503 (P2006-538503)の分割		アメリカ合衆国ペンシルベニア州15243ピッツバーグ・フォーブスアベニュー4615
原出願日	平成16年11月5日 (2004. 11. 5)	(74) 代理人	110000741
(65) 公開番号	特開2012-11215 (P2012-11215A)		特許業務法人小田島特許事務所
(43) 公開日	平成24年1月19日 (2012. 1. 19)	(72) 発明者	カメロン・エヌ・リビール
審査請求日	平成23年8月22日 (2011. 8. 22)		アメリカ合衆国ペンシルベニア州ピッツバーグ
審判番号	不服2014-11928 (P2014-11928/11)	(72) 発明者	ニコラス・エイ・パトロニク
審判請求日	平成26年6月24日 (2014. 6. 24)		アメリカ合衆国ペンシルベニア州ピッツバーグ
(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)		