

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5088768号
(P5088768)

(45) 発行日 平成24年12月5日(2012.12.5)

(24) 登録日 平成24年9月21日(2012.9.21)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 M 31/00 (2006.01)	A 6 1 M 31/00
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D
A 6 1 M 37/00 (2006.01)	A 6 1 M 37/00

請求項の数 8 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2006-116555 (P2006-116555)	(73) 特許権者	506136896
(22) 出願日	平成18年4月20日(2006.4.20)		三好 俊一郎
(65) 公開番号	特開2007-283025 (P2007-283025A)		東京都渋谷区代々木5丁目5-13-40
(43) 公開日	平成19年11月1日(2007.11.1)		5
審査請求日	平成21年3月27日(2009.3.27)	(73) 特許権者	506136760
			小川 聡
			東京都世田谷区成城5-12-15
		(73) 特許権者	501332600
			梅澤 明弘
			千葉県松戸市小金316
		(73) 特許権者	000000376
			オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100118913
			弁理士 上田 邦生

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】細胞噴射装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

細胞を分離状態に貯留する細胞貯留部と、
体腔内まで貫通形成された貫通孔に挿入可能な先端部と、
該先端部に前記細胞貯留部に貯留されている細胞を供給する細胞供給部と、
前記先端部に加圧されたガスを供給する加圧ガス供給装置とを備え、
前記細胞供給部が、前記細胞貯留部と前記先端部とに接続され、前記細胞を前記ガスとは独立して搬送する供給管を備え、
前記供給管が、前記先端部内部の先端近傍に開口している細胞噴射装置。

【請求項2】

前記先端部が、内視鏡の挿入部に形成されたチャネル内に挿入可能に設けられている請求項1に記載の細胞噴射装置。

【請求項3】

前記チャネルが、前記体腔内の臓器を焼灼可能な焼灼プローブを挿入可能であり、
前記加圧ガス供給装置が、前記焼灼プローブによって焼灼された前記臓器に前記先端部が対向配置された状態で前記ガスを供給する請求項2に記載の細胞噴射装置。

【請求項4】

前記供給管が、Y字管であり、二股に分かれている側の2本の管路が前記細胞供給部側に配置され、分かれていない側の1本の管路が前記先端部側に配置されている請求項1から請求項3のいずれかに記載の細胞噴射装置。

10

20

【請求項 5】

前記先端部に、生体親和性の接着剤を供給する接着剤供給部が備えられている請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の細胞噴射装置。

【請求項 6】

前記先端部に、体腔内の空気を吸引する吸引手段が備えられている請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の細胞噴射装置。

【請求項 7】

前記細胞貯留部が、細胞を、生体親和性の液体内に浮遊させた状態で貯留している請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の細胞噴射装置。

【請求項 8】

細胞を分離状態に貯留する細胞貯留部と、

体腔内まで貫通形成された貫通孔に挿入可能な挿入部を備える内視鏡装置と、

該内視鏡装置の挿入部に設けられたチャンネルの先端に前記細胞を供給する細胞供給部と

、前記チャンネル内に、加圧されたガスを供給する加圧ガス供給装置とを備え、

前記細胞供給部が、前記細胞貯留部と前記先端部とに接続され、前記細胞を前記ガスとは独立して搬送する供給管を備え、

前記供給管が、前記チャンネル内部の先端近傍に開口している細胞噴射装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、心臓等の臓器の表面に細胞を噴射するための細胞噴射装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、心筋梗塞や狭心症のような心臓疾患であって、薬剤による内科的な治療によっても症状が改善しない、いわゆる薬剤不応性重症心不全の患者に対しては、骨髓等から採取した幹細胞を in

vitro で培養して増殖させた後、培養容器から剥離して心臓内に直接注入する治療方法が知られている（例えば、非特許文献 1 参照。）。

しかし、幹細胞は、培養容器から剥離する際に、酵素反応によって接着因子を失い組織への生着が極端に低下する。

【0003】

一方、例えば、癬痕性角結膜症等の中度または重度の角膜疾患等の治療のために培養上皮細胞シートが用いられている（例えば、特許文献 1 参照。）。また、火傷等の皮膚損傷を治療するために、火傷により死滅した表皮を除去し、除去された部分をマスキングするために細胞シートが用いられている（例えば、特許文献 2 参照。）。細胞シートは、温度により疎水性から親水性に急激に変化する性質を有する温度応答性ポリマー加工された培養容器内において培養される。温度応答性ポリマーは、例えば、37 での培養時には、疎水性を呈して、接着性の細胞を接着状態に維持して成長を促進し、剥離させるときには、例えば、20 程度に冷却することにより、親水性に変化させ、培養容器から細胞シートを容易に剥離させることができる。

【0004】

温度応答性ポリマーを使用することにより、従来トリプシン等のタンパク質分解酵素を用いて剥離させていた場合と比較すると、細胞に与える損傷が少なく、健全な状態の細胞シートを製造することができるという利点がある。そして、このようにして剥離された細胞シートは、培養容器の底面に設けられた温度応答性ポリマーの作用により剥離されたものであるため、細胞自体の接着性に変化はなく、組織への高い生着性を示すという利点がある。

【特許文献 1】特開 2002 - 331025 号公報

10

20

30

40

50

【特許文献2】国際公開第02/10349パンフレット

【非特許文献1】財団法人先端医療振興財団、“診療のご案内”、[online]、平成18年1月5日検索、インターネット<URL:<http://www.ibri-kobe.org/01center/heart/heart11.htm>>

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した角膜疾患の治療や、火傷時の皮膚の治療等のように、人体の外部に露出する部位の治療に際しては、上記細胞シートを広げたままで、容易に患部に配置することができるが、例えば、心臓疾患のように臓器の病変を治療する場合には、細胞シートを体腔内に導入する必要があるという不都合がある。すなわち、細胞シートを広げたまま導入するには、広い作業空間を確保するために、大きく開胸あるいは開腹して心臓等の治療しようとする臓器を露出させなければならず、患者に対する侵襲性が高く、患者にかかる負担が大きいう問題がある。

【0006】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、体腔内に配置される臓器に対し、患者への侵襲を低減しつつ細胞を生着させることができる細胞噴射装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、細胞を分離状態に貯留する細胞貯留部と、体腔内まで貫通形成された貫通孔に挿入可能な先端部と、該先端部に前記細胞貯留部に貯留されている細胞を供給する細胞供給部と、前記先端部に加圧されたガスを供給する加圧ガス供給装置とを備え、前記細胞供給部が、前記細胞貯留部と前記先端部とに接続され、前記細胞を前記ガスとは独立して搬送する供給管を備え、前記供給管が、前記先端部内部の先端近傍に開口している細胞噴射装置を提供する。

【0008】

本発明によれば、体表に形成された貫通孔に先端部を挿入して、体腔内の臓器の表面に先端部を近接配置し、細胞供給部を作動させることにより、細胞貯留部に貯留されている細胞が先端部に供給される。この状態で加圧ガス供給装置を作動させることにより、先端部に供給された細胞が加圧ガスにより臓器表面に向けて噴射される。ガスとしては、CO₂ガスあるいはN₂ガスを用いることが好ましい。

【0009】

また、開胸あるいは開腹手術を行わないので、術後の癒着等の問題もなく、同一の臓器に対して頻回に細胞を噴射する治療を行うことができる。

【0010】

上記発明においては、前記先端部が、内視鏡の挿入部に形成されたチャンネル内に挿入可能に設けられていることとしてもよい。

このようにすることで、体表に形成された貫通孔に挿入された内視鏡の挿入部のチャンネルを介して先端部を体腔内に挿入し、先端部から細胞を臓器表面に向けて噴射することができる。これにより、内視鏡による患部の同定作業と細胞の噴射作業とを連続して行うことが可能となり、作業時間を短縮することができる。また、内視鏡により患部への細胞の吹き付け状態を観察しながら作業することが可能となる。

また、上記発明においては、前記チャンネルが、前記体腔内の臓器を焼灼可能な焼灼プローブを挿入可能であり、前記加圧ガス供給装置が、前記焼灼プローブによって焼灼された前記臓器に前記先端部が対向配置された状態で前記ガスを供給することとしてもよい。

また、上記発明においては、前記供給管が、Y字管であり、二股に分かれている側の2本の管路が前記細胞供給部側に配置され、分かれていない側の1本の管路が前記先端部側に配置されていることとしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

また、上記発明においては、前記先端部に、生体親和性の接着剤を供給する接着剤供給部が備えられていることとしてもよい。

このようにすることで、接着剤供給部の作動により、生体親和性の接着剤を細胞の噴射に先立って、あるいは細胞と同時に噴射され、細胞の臓器表面への生着を増進することができる。

【 0 0 1 2 】

また、上記発明においては、前記先端部に、体腔内の空気を吸引する吸引手段が備えられていることとしてもよい。

このようにすることで、吸引手段の作動により体腔内の空気が吸引される。先端部から細胞を噴射することにより増加する体腔内の圧力上昇を抑制し、臓器にかかる負担を低減することができる。

【 0 0 1 3 】

また、上記発明においては、前記細胞貯留部が、細胞を、生体親和性の液体内に浮遊させた状態で貯留していることとしてもよい。

このようにすることで、接着性を有する細胞が生体親和性の液体内に分離された状態で浮遊させられるので、比較的小径の先端部にも円滑に細胞を供給することができる。

【 0 0 1 4 】

また、本発明は、細胞を分離状態に貯留する細胞貯留部と、体腔内まで貫通形成された貫通孔に挿入可能な挿入部を備える内視鏡装置と、該内視鏡装置の挿入部に設けられたチャンネルの先端に前記細胞を供給する細胞供給部と、前記先端部に加圧されたガスを供給する加圧ガス供給装置とを備え、前記細胞供給部が、前記細胞貯留部と前記先端部とに接続され、前記細胞を前記ガスとは独立して搬送する供給管を備え、前記供給管が、前記チャンネル内部の先端近傍に開口している細胞噴射装置を提供する。

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、貫通孔を介して内視鏡装置の挿入部を体腔内に挿入し、細胞供給部および加圧ガス供給装置の作動により、細胞貯留部に貯留されている細胞を挿入部の先端から臓器表面に噴射することができる。噴射に先立って細胞を吹き付けるべき患部を内視鏡装置により同定し、より確実に患部に噴射することができる。

【 0 0 1 6 】

上記発明の参考例においては、前記細胞供給部が、前記内視鏡装置の挿入部先端に着脱可能に取り付けられる取付部と、該取付部と前記細胞貯留部との間に配置される供給管とを備え、該供給管の一端は、前記細胞貯留部に接続され、他端は、前記取付部が挿入部先端に取り付けられたときに、前記チャンネルの先端開口に一致する位置に配置されることとしてもよい。

【 0 0 1 7 】

このようにすることで、取付部を内視鏡装置の挿入部先端に取り付け、加圧ガス供給手段を作動させることにより、チャンネル内に加圧されたガスが供給され、チャンネルの先端開口に一致する位置に配置された供給管の一端から細胞貯留部に貯留されている細胞を加圧されたガスの圧力により臓器の表面に噴射することができる。取付部を着脱可能とすることにより、汎用的な内視鏡装置を使用することが可能となる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、体腔内に配置される臓器に対し、患者への侵襲を低減しつつ細胞を生着させることができるという効果を奏する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 9 】

以下、本発明の第 1 の実施形態に係る細胞噴射装置 1 について、図 1 および図 2 を参照して説明する。

本実施形態に係る細胞噴射装置 1 は、図 1 および図 2 に示されるように、細胞 A を貯留する細胞容器（細胞貯留部）2 と、内視鏡装置 3 の挿入部 4 に設けられたチャンネル 5 内に挿入可能な外径寸法を有するノズル（先端部）6 と、該ノズル 6 内に細胞 A を供給する細胞供給装置（細胞供給部）7 と、ノズル 6 内に加圧されたガス G を供給するガス供給装置 8 とを備えている。

【0020】

細胞容器 2 には、例えば、細胞と浸透圧が同じ液体、好ましくは、生理食塩水、ブドウ糖液、PBS、MEM または Tween-80 のような生体親和性の高い液体 B が貯留され、前記細胞 A が液体 B 内に浮遊した状態に保持されている。これにより、各細胞 A は相互に接着することなく分離状態に維持されるようになっている。なお、液体 B に界面活性剤を添加してもよい。

10

【0021】

前記細胞供給装置 7 は、前記細胞容器 2 およびノズル 6 に接続された供給管 9 を備えている。供給管 9 は、その一端が細胞容器 2 内に貯留されている細胞 A を浮遊させた液体 B 内に浸漬され、他端が前記ノズル 6 内部の先端部近傍に開口するように配置されている。

【0022】

前記加圧ガス供給装置 8 は、加圧された CO₂ ガス G を供給する CO₂ ガスポンベ 10 と、該 CO₂ ガスポンベ 10 と前記ノズル 6 とを接続する接続配管 11 と、該接続配管 11 を開閉するバルブ 12 とを備えている。バルブ 12 を開状態に切り替えることにより、CO₂ ガスポンベ 10 内の加圧された CO₂ ガス G を接続配管 11 を介してノズル 6 内に供給し、ノズル 6 の先端開口 6a から噴出させることができるようになっている。そして、ノズル 6 内に発生する高速の CO₂ ガス G 流により、ノズル 6 内に開口する供給管 9 の先端近傍を負圧にして供給管 9 内の細胞 A を含む液体 B を吸引、吐出させることができるようになっている。

20

【0023】

なお、内視鏡装置 3 には、挿入部 4 の先端から照明光 L を出射する照明装置（例えば、図示しない光源からの光を導くライトガイド）13 と、臓器 C 等における反射光を集光する対物光学系 14、15 と、該対物光学系 14、15 を介して集光された反射光を撮像する CCD 等の撮像素子 16 とが備えられている。また、挿入部 4 の先端には、超音波を発生し、臓器 C 等から戻ってくるエコーを検出することで臓器 C 等の断層映像を取得可能な超音波プローブ（図示略）が備えられている。

30

【0024】

また、挿入部 4 には、その長手方向に沿って、上述したように 1 以上のチャンネル 5 が備えられている。チャンネル 5 は、鉗子（図示略）等を挿脱可能であるとともに、該チャンネル 5 を介して前記細胞噴射装置 1 のノズル 6 を臓器 C の表面に近接配置させることができる。また、該チャンネル 5 の後端に接続された吸引ポンプ 17 により、チャンネル 5 の先端開口 5a から空気を吸引することができるようになっている。さらに、臓器 C 表面を焼灼する焼灼プローブ（図示略）を前記チャンネル 5 を介して臓器 C 表面近傍に配置することができるようになっている。

【0025】

このように構成された本実施形態に係る細胞噴射装置 1 の作用について、以下に説明する。

40

本実施形態に係る細胞噴射装置 1 を用いて間葉系幹細胞の細胞 A を臓器 C、例えば、心臓（以下、心臓 C ともいう。）の表面に生着させるには、まず、肋骨 D 間に配置される皮膚 E に内視鏡装置 3 の挿入部 4 を挿入可能な貫通孔 F を形成し、挿入部 4 の先端を体腔 H 内に配置する。照明装置 13 を作動させ体腔 H 内の心臓 C を照明し、心臓 C からの反射光を対物光学系 14、15 および CCD 16 により撮像して取得された映像をモニタ（図示略）に表示する。

【0026】

そして、モニタに表示された映像を見ながら、チャンネル 5 を介して挿入された鉗子を操

50

作して、心外膜 J を切断し、挿入部 4 の先端を心外膜 J 内の心嚢腔 K に挿入して心臓 C 表面に近接させる。

この状態で、超音波プローブを作動させ、心臓 C から戻るエコーを検出することで、心臓 C の断層映像を取得しモニタに表示する。これにより、例えば、超音波断層映像の中で動いていない部分を虚血部（患部）として同定することができる。

【 0 0 2 7 】

次に、上記のようにして同定された心臓 C の虚血部に対し、焼灼プローブを近接配置させて作動させ、虚血部に相当する心臓 C の表面を焼灼する。これにより、心臓 C 表面を乾燥状態として細胞 A の接着性を向上することができる。

【 0 0 2 8 】

この状態で、内視鏡装置 3 の挿入部 4 のチャンネル 5 を介して本実施形態に係る細胞噴射装置 1 のノズル 6 を心嚢腔 K 内に挿入し、前記焼灼プローブによって焼灼された心臓 C 表面の虚血部近傍に対向配置させる。そして、加圧ガス供給装置 8 を作動させ、バルブ 1 2 を開状態とすることにより、CO₂ ガスポンベ 1 0 に封入されている CO₂ ガス G を、接続配管 1 1 を介してノズル 6 内に導き、ノズル 6 の先端開口 6 a から噴射させる。

【 0 0 2 9 】

これにより、CO₂ ガス G の高速気流によってノズル 6 内が負圧となるので、供給管 9 を介して細胞容器 2 内の細胞 A が吸引され、ノズル 6 の先端開口 6 a から CO₂ ガス G とともに噴射される。細胞 A は、その一面に接着性を有しているため、ノズル 6 の先端開口 6 a から噴射され心臓 C 表面の虚血部に吹き付けられることにより接着させられ、高い確率でそこに生着するようになる。

【 0 0 3 0 】

このとき、同時に、チャンネル 5 の後端に接続された吸引ポンプ 1 7 を作動させ、チャンネル 5 の先端開口 5 a から空気を吸引させる。このようにすることで、CO₂ ガス G の噴射により心嚢腔 K 内の圧力が上昇するのを吸引ポンプ 1 7 による吸引によって抑制し、心臓 C を始め、体腔 H 内の他の臓器に負担がかかるのを防止することができる。

なお、吸引ポンプ 1 7 による吸引を行う代わりに、図 3 に示されるように、チャンネル 5 の手元側開口部にドレインチューブ 5 ' を接続し、ドレインチューブ 5 ' の他端を液層 W に漬けるウォーターシール法を用いてもよい。図中、符号 2 3 はドレインタンクである。このようにすることで、心嚢腔 K 内の圧力がある程度上昇すると、ドレインチューブ 5 ' を介して空気が流出し、心臓 C を始め、体腔 H 内の他の臓器に負担がかかるのを防止することができる。

【 0 0 3 1 】

このように、本実施形態に係る細胞噴射装置 1 によれば、内視鏡装置 3 の挿入部 4 を挿入可能な比較的小さい貫通孔 F を皮膚 E に設けるだけで済み、心臓 C 等の臓器を体外に露出させるような大がかりな開胸手術や開腹手術を行う必要がないので、侵襲性が低く、局所麻酔で行うことができ、患者にかかる負担を大幅に軽減することができる。したがって、頻回に細胞 A の噴射を行うことも可能となる。

また、細胞 A の噴射に先立って、臓器 C の表面を焼灼する前処理を施すので、細胞 A の接着性をさらに向上することができる。

【 0 0 3 2 】

また、内視鏡装置 3 の挿入部 4 に設けられたチャンネル 5 を介してノズル 6 を挿入するので、内視鏡装置 3 に備えられた種々の機能を同時に利用することができる。したがって、細胞 A を吹き付ける患部の位置を正確に同定し、患部の状態を確認し、心外膜 J の切開や臓器 C 表面の焼灼等の前処理を確実に行うことができる。

【 0 0 3 3 】

なお、本実施形態においては、ノズル 6 内に供給する加圧されたガスとして CO₂ ガス G を採用したが、これに代えて、N₂ ガス等の他の任意の無害なガス G を採用することとしてもよい。また、本実施形態においては、CO₂ ガス G の高速気流により発生する負圧を利用してエゼクタと同様の原理によって細胞 A を供給管 9 の先端から吸引することとし

10

20

30

40

50

たが、これに代えて、供給管 9 に、細胞 A を送り出す供給ポンプ（図示略）を配置することとしてもよい。

【0034】

また、供給管 9 を Y 字管として、二股に別れている側の 2 本の管路をノズル 6 の手元側に、別れていない側 1 本の管路をノズル 6 の先端側に配置することとしてもよい（図示略）。二股に別れている側の一方の管路から、まず生理食塩水を導入し、次に空気層、次いで、細胞懸濁液、空気層、生理食塩水の順で導入する。圧力をかけてこれらを先端側に送りながら、他方の管路を手元側で吸引する。管路が合流する部分まで細胞懸濁液が進行したら、吸引を止め、細胞懸濁液をノズル 6 から噴射させる。このようにすることで、細胞懸濁液が供給管 9 の途中部分に残存することなく、効率よく細胞を吹き付けることができる。

10

【0035】

また、図 4 に示されるように、前記供給管 9 に並列して他の供給管 9 を配置し、硬化剤容器 18 に貯留されたトロンビンのような生体適合性の高い硬化剤 M を細胞 A およびフィブリノーゲン B' とともに、あるいは細胞 A とフィブリノーゲン B' の噴射に先立って、臓器 C の表面に吹き付けておくことにしてもよい。図中、符号 19 は硬化剤 M を供給する供給管、符号 20、21 はそれぞれ、供給管 9、19 を開閉するバルブである。図中、符号 102 は細胞容器である。フィブリノーゲン B' およびトロンビンの濃度は、好ましくは、トロンビン 69 U / cc のとき、フィブリノーゲン B' が 2 mg / cc 以上、フィブリノーゲン B' が 5 mg / cc のときトロンビン 35 U / cc 以上である。

20

【0036】

また、本実施形態においては、内視鏡装置 3 の挿入部 4 に設けられたチャンネル 5 内にノズル 6 を挿入し、ノズル 6 内に加圧された CO₂ ガス G を供給することで細胞 A を噴射することとしたが、これに代えて、図 5 に示されるように、チャンネル 5 自体をノズルとして利用し、チャンネル 5 内に直接 CO₂ ガス G を流通させることとしてもよい。この場合、CO₂ ガスポンプ 10 に接続する接続配管 11 をチャンネル 5 に直接接続することとすればよい。また、吸引ポンプ（図示略）による吸引は他のチャンネル 5 を使用することとすればよい。

【0037】

また、本実施形態の参考例に係る細胞噴射装置 1 においては、チャンネル 5 内を通して供給管 9 を挿入部 4 の先端まで導くこととしたが、これに代えて、図 6 に示されるように、細胞供給装置 7 が、内視鏡装置 3 の挿入部 4 先端に着脱可能に取り付けられるキャップ（取付部）22 を備え、前記供給管 9 が、細胞容器 2 とキャップ 22 との間に設けられていることとしてもよい。挿入部 4 先端にキャップ 22 が取り付けられた状態で、供給管 9 の先端が、挿入部 4 のチャンネル 5 の先端開口 5a に一致する位置に配置されるようになってい

30

【0038】

これにより、チャンネル 5 を介して供給された加圧された CO₂ ガス G により、供給管 9 を介して供給された細胞 A を臓器 C の表面に向けて噴射することができる。

また、このように構成することにより、細胞 A を噴射したい場合には、挿入部 4 の先端にキャップ 22 を固定するだけで済むので、汎用の内視鏡装置 3 をそのまま使用することができる。

40

【0039】

また、本実施形態においては、内視鏡装置 3 との組合せにより、臓器 C の患部を確認しながら細胞 A を噴射する細胞噴射装置 1 について説明したが、内視鏡装置 3 を用いることなく、ノズル 6 自体を直接貫通孔 F を介して体腔 H 内に挿入し、細胞 A を噴射することとしてもよい。

また、細胞 A を製造する間葉系幹細胞を月経血やヒト胎盤から採取することとしたが、これに代えて、骨髓液から採取した間葉系幹細胞を採用してもよく、その他の細胞でもよい。また、細胞 A は、シート状でもよいし、重層化していてもよい。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 0 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る細胞噴射装置の全体構成を模式的に示す図である。

【図 2】図 1 の細胞噴射装置を用いた細胞シート片の噴射作業を説明する図である。

【図 3】図 1 の細胞噴射装置の第 1 の変形例を示す図である。

【図 4】図 1 の細胞噴射装置の第 2 の変形例を示す図である。

【図 5】図 1 の細胞噴射装置の第 3 の変形例を示す図である。

【図 6】図 1 の細胞噴射装置の参考例を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 1 】

A 細胞

B 液体

C 心臓（臓器）

E 皮膚

F 貫通孔

G CO₂ ガス（ガス）

H 体腔

M 接着剤

1 細胞噴射装置

2 細胞容器（細胞貯留部）

3 内視鏡装置（内視鏡）

4 挿入部

5 チャンネル

5 a 先端開口

6 ノズル（先端部）

7 細胞供給装置（細胞供給部）

8 加圧ガス供給装置

9 供給管

17 吸引ポンプ（吸引手段）

18 接着剤容器（接着剤供給部）

19 供給管（接着剤供給部）

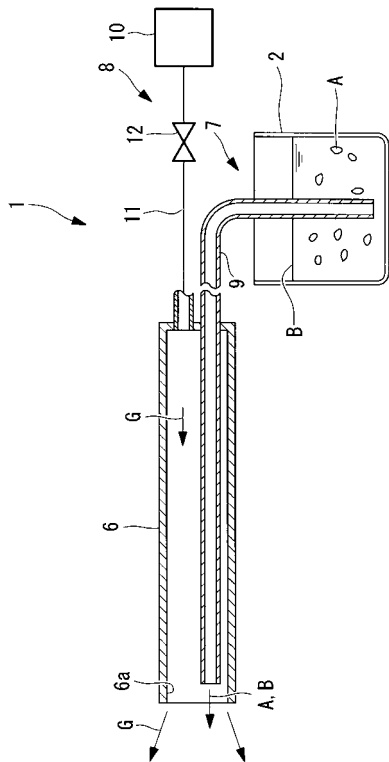
22 キャップ（取付部）

10

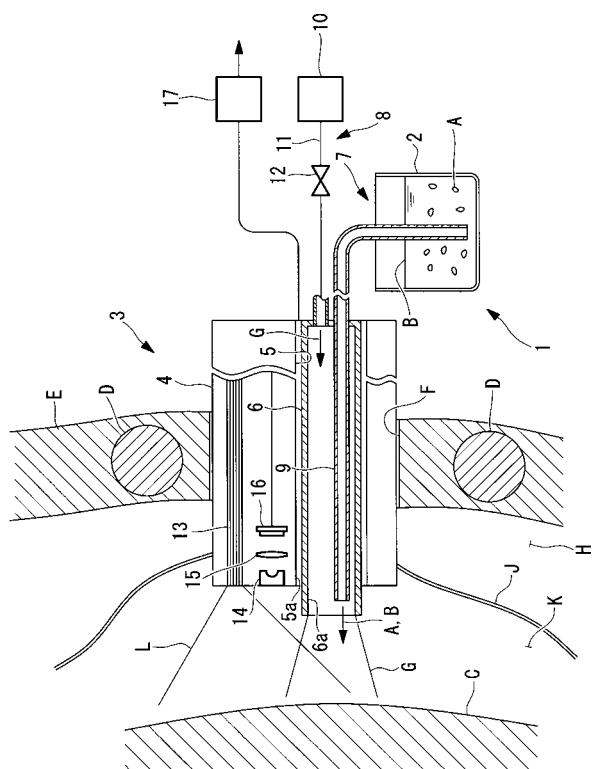
20

30

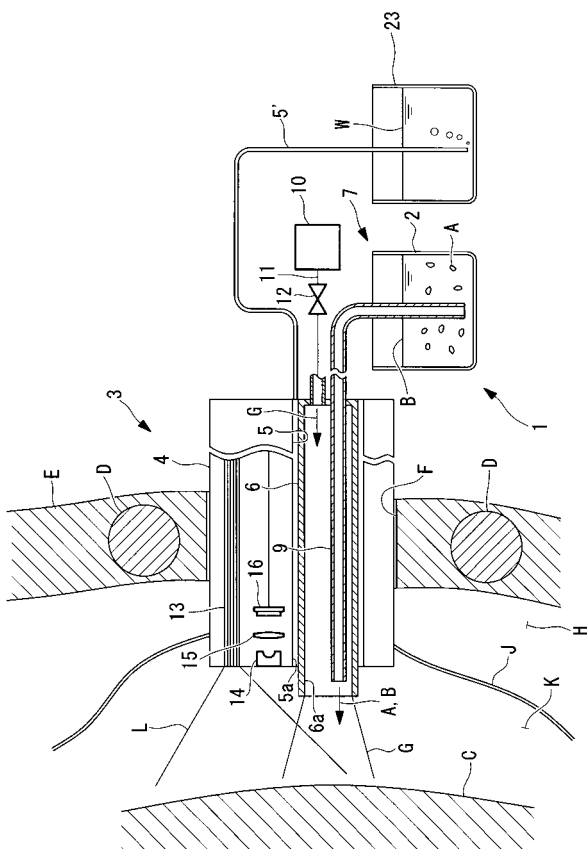
【図 1】



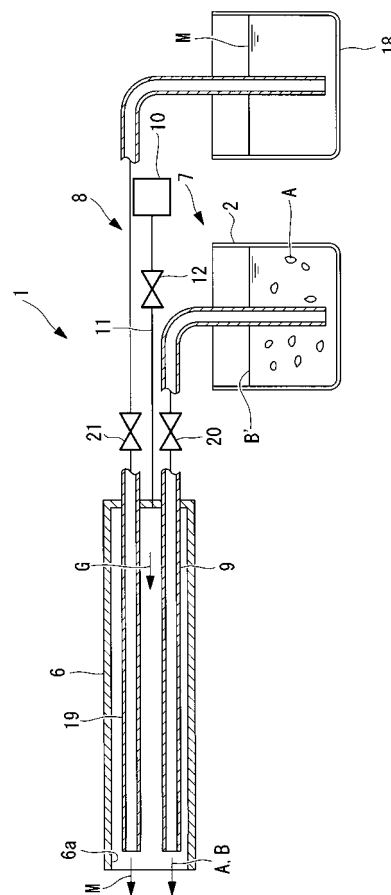
【図 2】



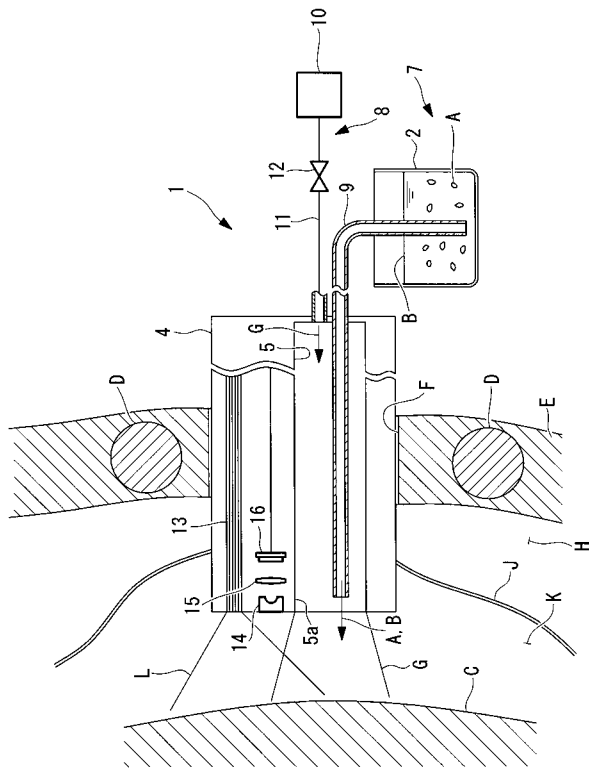
【図 3】



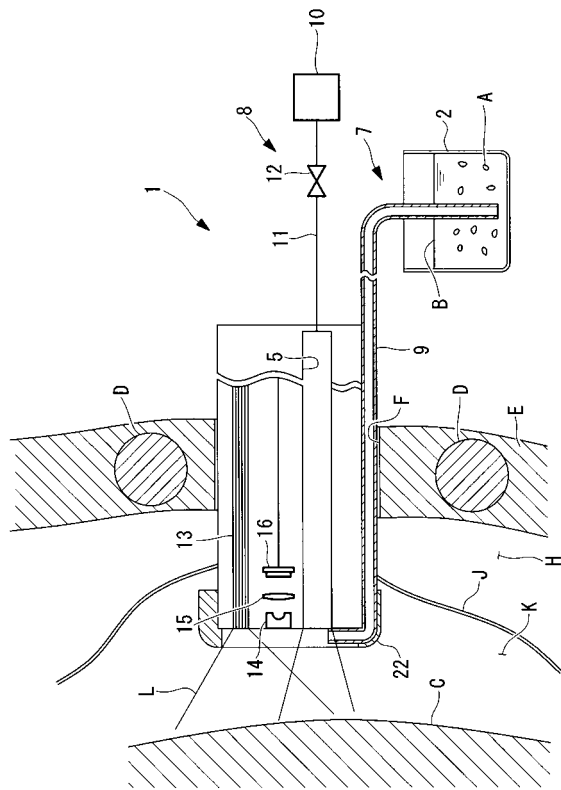
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(74)代理人 100112737

弁理士 藤田 考晴

(72)発明者 三好 俊一郎

東京都渋谷区代々木5丁目5-13-405

(72)発明者 日比野 浩樹

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

審査官 平瀬 知明

(56)参考文献 特開平08-150214(JP,A)

登録実用新案第3025028(JP,U)

特開平05-300946(JP,A)

特開2002-045369(JP,A)

特許第2607125(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 31/00

A61B 1/00

A61M 37/00

专利名称(译)	细胞喷射装置		
公开(公告)号	JP5088768B2	公开(公告)日	2012-12-05
申请号	JP2006116555	申请日	2006-04-20
[标]申请(专利权)人(译)	三好俊一郎 小川聪 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	三好俊一郎 小川聪 梅泽田昭宏 奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	三好俊一郎 小川聪 梅泽田昭宏 奥林巴斯公司		
[标]发明人	三好俊一郎 日比野浩樹		
发明人	三好 俊一郎 日比野 浩樹		
IPC分类号	A61M31/00 A61B1/00 A61M37/00		
FI分类号	A61M31/00 A61B1/00.334.D A61M37/00 A61B1/018.515 A61B1/12.523 A61M5/155		
F-TERM分类号	4C061/GG15 4C061/HH56 4C066/AA01 4C066/BB10 4C066/CC01 4C066/DD02 4C066/EE11 4C066/FF02 4C066/KK15 4C161/GG15 4C161/HH56 4C167/AA05 4C167/AA67 4C167/AA77 4C167/BB02 4C167/BB10 4C167/BB25 4C167/BB42 4C167/CC07 4C167/CC19 4C167/DD10 4C167/EE08 4C167/GG14 4C167/HH08 4C267/AA05 4C267/AA67 4C267/AA77 4C267/BB02 4C267/BB10 4C267/BB25 4C267/BB42 4C267/CC07 4C267/CC19 4C267/DD10 4C267/EE08 4C267/GG14 4C267/HH08		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP2007283025A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供细胞注射器，将干细胞植入体腔内的器官，同时减少对患者的侵袭。解决方案：该细胞注射器1设置有细胞存储部分2，细胞存储部分2以分离状态存储细胞A，远端部分6插入穿透形成于体腔的通路中，细胞供给部分7供给细胞A存储在电池存储部分2中的远端部分6，以及将加压气体G供应到远端部分6的压力气体供应装置8。

