

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4934029号
(P4934029)

(45) 発行日 平成24年5月16日 (2012.5.16)

(24) 登録日 平成24年2月24日 (2012.2.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 M 5/142 (2006.01)

A 6 1 M 5/14 4 8 1

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-522630 (P2007-522630)	(73) 特許権者	511096581
(86) (22) 出願日	平成17年7月18日 (2005.7.18)		ネグゼオン メドシステムズ, インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2008-506499 (P2008-506499A)		アメリカ合衆国 ウェスト バージニア
(43) 公表日	平成20年3月6日 (2008.3.6)		25329, チャールストン, キャピトル ストリート 300, スイート 1002
(86) 国際出願番号	PCT/US2005/025469	(74) 代理人	100078282
(87) 国際公開番号	W02006/020255		弁理士 山本 秀策
(87) 国際公開日	平成18年2月23日 (2006.2.23)	(74) 代理人	100062409
審査請求日	平成20年7月3日 (2008.7.3)		弁理士 安村 高明
(31) 優先権主張番号	10/894,810	(74) 代理人	100113413
(32) 優先日	平成16年7月19日 (2004.7.19)		弁理士 森下 夏樹
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	10/977,594		
(32) 優先日	平成16年10月29日 (2004.10.29)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 受動注射システムを使用して組織を処置するための装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

針の軌道内に生物活性因子を非外傷的に分配して、組織または神経の損傷した領域の再生を促進するための装置であって、該装置は、

注射器であって、本体、バレル、該本体と該バレルとの間に延びる管腔、および該管腔内にスライド可能に配置されるピストンを有する、注射器；

該注射器のバレルに連結されるように適合され、そして1つ以上の針に係合するように構成された、管；

該注射器および該管を受容するように構成されたハンドル、
を備え、

該ハンドルは、引き金と、該ピストンの本体に係合するように適合されたクランプと、該引き金に連結される歯車列と、リンク機構であって、第一の端部が該歯車列に結合されており、そして第二の端部が該クランプに結合されている、リンク機構とを備え、そして、該ハンドルは、該管と該注射器とに係合するように構成されており、

該ハンドルは、第一の範囲の動きの間に、該本体、ピストンおよび管を、調和させて遠位方向へと移動させて、該1つ以上の針を標的の組織内に進めるように、そして第二の範囲の動きの間に、該本体、管および該1つ以上の針を引き込みながら、該ピストンを静止させて保持するように構成されている、装置。

【請求項 2】

前記引き金が、前記ハンドルに旋回可能に設置される、請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

前記ハンドルが、レールをさらに備え、該レールの第一の端部が、前記ピストンに結合されており、そして該レールの第二の端部が、前記リンク機構に選択可能に結合される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記引き金が、ばね付勢されている、請求項 2 に記載の装置。

【請求項 5】

前記 1 つ以上の針が、針のアレイであり、該針のアレイは、前記第一の範囲の動きの間に起動される場合に、外向きに広がる、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記管が、前記注射器のバレルに取り外し可能に結合される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記 1 つ以上の針が、針のアレイであり、該針のアレイは、前記損傷した領域内の種々の深さにおいて、生物活性因子を同時に送達するように構成されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

前記 1 つ以上の針が、針のアレイであり、該針のアレイは、前記損傷した領域の長さに沿った複数の位置で、生物活性因子を同時に送達するように構成されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 9】

開口部分のアレイを有する格子をさらに備え、該開口部分のアレイは、前記針を、前記損傷した領域の長さに沿った所定の位置まで案内する、請求項 1 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

(技術分野)

本発明は、損傷した脊髄および他の損傷した組織を、受動注射システムを使用して処置するための、装置および方法に関する。このシステムは、注射される材料の気圧障害、および宿主組織に対する副側の損傷を減少させる。

【背景技術】**【0002】**

脊髄損傷は、自動車事故、暴力による犯罪、転倒およびスポーツでの損傷によって引き起こされ得る。脊髄損傷は、主要な神経学的問題である。なぜなら、この損傷から生じるほとんどの損傷は、回復不能であるからである。損傷した神経線維は、通常は再生せず、その結果として、神経細胞の連絡が失われ、麻痺および感覚の喪失をもたらす。

【0003】

脊髄の切断の後に、新たな神経膠基底膜が形成されて、この脊髄の端部領域の露出した表面を覆う。神経膠細胞はまた、障壁分子を分泌し、これらの障壁分子は、貫入することが困難であり、神経の相互接続の再確立をさらに抑制する。切断された領域の境界を作製する脊髄組織は、壊死し、脊髄から外れ、そして不規則な空洞を発生させる。

【0004】

人体におけるほとんどの組織は、幹細胞として公知である、未分化細胞から発生する。これらの基本的な構築ブロックは、体液および他の局所信号に基づいて、特定の目的の実質組織に分化する。科学的な証拠は、標的組織に注射された幹細胞が、宿主組織に特異的な細胞株に分化することを示唆する。この能力は、再生し得ない器官（例えば、脊髄、心臓および脳）が関与する状態を処置する際に、特に興味深い。

【0005】

患者への幹細胞の移植に関する初期の熱中は、胚の幹細胞を利用することに関する、道徳的懸念および物質運用的懸念によって、和らげられた。幹細胞研究における最近の開発は、生体の幹細胞が、骨髄および他の組織から採取され得ることを示唆する。このような

10

20

30

40

50

「細胞株」の多くが生成され、そして臨床評価を受けている。成功すれば、この研究は、研究のために胚からの組織を利用することの、倫理上および道德上の窮地を除く。

【0006】

特定の生物活性因子（例えば、幹細胞）を加圧して直接注射することは、この注射プロセスの間の流体の乱流および圧力の変動に起因して、細胞膜に対する物理的な損傷を与えることが予測される（本明細書中以下で、「気圧障害」と称される）。この損傷としては、細胞の溶解または細胞に対する損傷が挙げられ得、これらは、注射部位に送達される生存可能な細胞の収量を有意に減少させ得、そして／または標的組織を損傷し得る。組織内へのあらゆる材料の強力な注射はまた、繊細な細胞間マトリックスを分断し得、これによって、標的組織の細胞損傷を引き起こし得る。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

以前から公知の装置および方法のこれらの欠点を考慮すると、生物活性因子（例えば、幹細胞）を、損傷した脊髄の内部またはこの脊髄に隣接して、非外傷的に送達し、神経の再生を促進することによって、切断されたかまたは損傷した脊髄を処置するための、方法および装置を提供することが、望ましい。

【0008】

送達の際の生物活性因子および標的組織に対する気圧障害の危険性を低下させるように、生物活性因子を送達することによって、脊髄損傷を処置するための方法および装置を提供することもまた、望ましい。

20

【0009】

生物活性因子を損傷した組織に送達して、組織の再生を促進することによって、脊髄損傷を処置するための方法および装置であって、これらの装置および方法は、損傷した組織に送達される、生存可能な材料の割合を増強する、方法および装置を提供することが、さらに望ましい。

【0010】

脊髄損傷を処置して、この脊髄内の感覚神経と運動神経との両方の神経再生を引き起こすための、装置および方法を提供することが、さらに望ましい。

【0011】

30

（発明の開示）

上記のことを考慮して、本発明の目的は、生物活性因子を、神経または筋肉の損傷した部分の内部または隣接部に非外傷的に送達して、再生を促進することによって、脊椎損傷または他の神経もしくは筋肉組織を処置するための、方法および装置を提供することである。

【0012】

本発明の別の目的は、送達の際、生物活性因子および標的組織に対する気圧障害の危険性を低下させるように、生物活性因子を送達することによって、脊髄損傷を処置するための方法および装置を提供することである。

【0013】

40

本発明の目的はまた、生物活性因子を損傷した組織に送達して、組織の再生を促進することにより、脊髄損傷を処置するための装置および方法であって、これらの装置および方法は、損傷した組織に送達される生存可能な材料の割合を増強する、装置および方法を提供することである。

【0014】

本発明のさらなる目的は、脊髄損傷を処置して、この脊髄中の感覚神経と運動神経との両方の神経再生を引き起こすための、装置および方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明のこれらおよび他の目的は、生物学的因子（好ましくは、幹細胞または他の前駆

50

細胞を含む)を送達して、脊髄損傷を処置するための方法および装置を提供することによって、達成される。ここで、これらの幹細胞は、非外傷的に送達される。本発明の文脈において、「非外傷的」配置とは、例えば、高いせん断応力または圧力の変動に起因して、幹細胞に物理的損傷を与える、乱流的な流体の動きを発生させない、幹細胞の配置を意味する。生物活性因子は、好ましくは、移植後に幹細胞が生存可能であるように養うための栄養、および炎症応答を抑制する1種以上の薬物またはホルモンなどを含有する、溶液中で送達される。

【0016】

本発明の原理に従って、生物活性因子は、針の軌道の作製に引き続いて標的組織塊に形成された、針の軌道内に直接配置される。この様式で、生物活性因子は、送達の間、気圧障害を受けず、そして送達の間注射の強力な影響は、予め存在する細胞間マトリックスを分断しない。

10

【0017】

幹細胞の配置は、好ましくは、針の引き抜きの間、低圧注射、注意深い作動または静電力を使用して、幹細胞を針から排出することによって、幹細胞が標的組織に対して高速で影響を与えることを回避する、針配置を使用して達成される。1つの好ましい実施形態において、幹細胞のカラムは、針の挿入の間、この針と同時に進められ得、次いで、この針を引き込みながら、静止して保持される。別の実施形態において、この針は、電気活性ポリマーを含有し、この針は、その長さに沿って収縮して、幹細胞を針の軌道内に排出する。さらなる実施形態において、起電力が使用されて、幹細胞を針の軌道内に配置する。同じ実施形態によれば、格子が、脊髄の損傷した部分を覆って配置されて、生物活性薬剤の注射を案内し得る。

20

【0018】

本発明は、脊髄組織の再生を促進する文脈で記載されるが、本発明の装置および方法は、有利には、組織(例えば、心臓、腎臓、肝臓、脳および他の器官ならびに筋肉)の再生を促進することが望ましい場合にはいつでも、使用され得る。

【0019】

本発明の装置を使用する方法もまた、提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

図1A~1Cを参照して、以前から知られる生物活性因子送達システムの欠点のいくつかが記載される。図1Aは、組織塊Tの近くに置かれた、以前から知られる注射針10を示す。図1Bに示されるように、一旦針10の先端部が組織内に挿入されると、生物活性因子B(幹細胞を含み得る)が、組織塊内に注入される。

30

【0021】

出願人は、生物活性因子の加圧注入が、送達される因子と処置される組織の両方に、実質的に有害な影響を有し得ることを発見した。例えば、出願人は、研究を行い、加圧注入により、注入流れ(injectate stream)が注射針の先端部から離れる際に、組織に対して激しく衝突することを観察した。注入の間、注入流れは、乱流であり、そして、急速な局所的なばらつきを受け得る。これらの効果は、特に、因子が幹細胞を含む場合に、細胞膜を破裂させるか、または、細胞成分を損傷することによって、生物活性因子を損傷し得る。

40

【0022】

さらに、図1Cに示されるように、一旦針10が、針の軌道Nから引き抜かれると、塞栓形成の危険性と共に、注入された生物活性因子Bが針の軌道から外れる可能性が存在する。出願人は、加圧注入による効果(例えば、溶解および駆血)を減らす装置および方法が提供され得ると、より高い効力の生細胞が標的組織に送達され得ると結論付けた。

【0023】

ここで、図2A~2Cを参照して、幹細胞のような、脆弱性の生物活性因子を送達するための以前から知られるシステムの欠点を克服する、本発明の装置および方法が記載され

50

る。図 2 A に示されるように、本発明の原理によれば、針 20 は、最初、脊髓の組織塊 T に近づけられる。図 2 B において、針 20 は、組織塊内に挿入されて示される。図 2 C において、針 20 が、組織塊から引き抜かれるとき、生物活性因子 B は、針の先端部から送達され、そして、針の軌道内に堆積される。

【0024】

本発明の原理によれば、生物活性因子は、以前から知られる注入システムよりも少ない圧力下で、実質的にほとんど乱れも局所的な圧力のばらつきもなく組織内に注入される。また、生物活性因子は、自然に存在する横紋に沿って組織を割くことによって、組織塊を損傷しない。非外傷性注入のこれらの利点は、損傷されたか、または、切断された脊髓の修復に特に有益であり得る。

【0025】

図 3 A および 3 B において、本発明の原理に従って構築された装置が記載され、この装置において、遠位端部 25 は、選択的に延長可能な針 26 を備える。図に示されるように、針 26 は、装置の遠位端部 25 を越えて延びる場合に、外向きに張り出し、それによって、生物活性因子の組織塊 T 内への分散を促進するように構成されている。図 2 の実施形態について上述したように、針 26 は、生物活性因子に対する気圧障害および組織塊に対する損傷を最小にしながら、生物活性因子 B を組織塊に送達するように構成される。図面では、遠位端部 25 は、3 つの針 26 を備えるが、本発明の精神から逸脱することなく、これよりも多いかまたは少ない数の針が使用され得る。

【0026】

ここで図 4 A および 4 B を参照して、本発明の原理に従って構築された装置が記載される。装置 30 は、従来の注射器 28 を受容するように構成されたハンドル 31 を備え、この注射器 28 には、栄養溶液中の幹細胞のような予め選択された生物活性因子がロードされ得る。注射器 28 のバレルは、流体密なシール 33 を介して管 32 に取り外し可能に連結される。管 32 は、その遠位端部に 1 つ以上の組織穿孔針を有し、スリーブ 34 を通して往復移動するように配置され、その結果、デバイスが作動されると、針の遠位先端部がブッシング 35 を越えて延びる。注射器 28 のピストン 29 は、ブロック 36 およびレール 37 に取り外し可能に連結される。

【0027】

ハンドル 31 は、装置 30 を選択的に作動させるように押し下げられ得る引き金 38 を備える。特に、引き金 38 は、歯車列 39 およびリンク機構 40 を介して管 33 に連結される。クランプ 41 は、引き金 38 の作動の程度によって、注射器の本体を把持および往復移動するように構成される。レール 37 の各々は、好ましくは、引き金 38 の第一の範囲の動きの間に、注射器のピストン 29 の前方への動きを可能にし、次いで、引き金の第二の範囲の動きの間に、ピストン 29 をレール 37 に対して静止して保持するためのラックを形成する部分を備える。

【0028】

リンク 40 は、クランプ 41 に連結されており、その結果、注射器 28 およびピストン 29 が、引き金の第一の範囲の動きの間に進められた後、ピストンは、クランプ 41 が管 32 および針を針の軌道から引き込み、同時に、注射器の本体 28 を近位に進める間に静止して保持される。この動きにより、注射器 28 内の生物活性物質が、遅い速度で、かつ、気圧障害がほとんどないか、もしくは全くない状態で、針の軌道内に分配される。図 4 B (はっきり示すために、他の場所が排除されている) に示されるように、引き金 38 およびリンク 40 は、好ましくは、それぞれ、ばね 42 および 43 によって付勢されており、引き金 38 が解放されると、この機構をその元の位置まで戻す。

【0029】

ここでまた、図 5 A ~ 5 B を参照して、装置 30 の動作が記載される。図 5 A において、装置の引き金 38 は、その最初の位置にあり、注射器 28 およびピストンが、最もピストンに近位にある状態で示される。図 5 B に示されるように、引き金 38 が、その動きの範囲の半分を過ぎたあたりまで押し下げられる場合、歯車列 39 およびリンク 40 は、注

10

20

30

40

50

射器 28、ピストン 29 および レール 37 を、同時に遠位方向に押し進める。これにより、次いで、管 32 および クランプ 41 が、遠位に進められ、次いで、針 43 を、プッシング 35 を越えて延ばす。図面では、管 33 の組織穿孔端部は、図 3 A に示されるように、組織塊内に入るときに、外向きに張り出す 3 つの針 43 を備える。注射器 28 および ピストン 29 は、同時に動かされるので、注射器 28 内に含まれる生物活性因子は、実質的に水圧の力に供されず、そして、ブロック 36 と、注射器 28 の最も近位にある部分との間の距離は、変わらないままである。

【0030】

図 5 C にさらに示されるように、引き金 38 を連続して押し下げることにより、リンク 40 が、管 32 を近位方向に引き込み始める。この動きもまた、クランプ 41 を近位方向に駆動する。レール 37 のラック部分は、クランプ 41 が近位方向に動く間に、リンク 40 および 歯車列 39 から解放されるので、レール 37 および ピストン 29 は、静止したままである。従って、クランプ 41 および クランプ 32 の両方の近位方向の動きは、針 43 を、組織内に形成される針の軌道から引き込み、そして、注射器の本体 28 を、ピストン 29 に対して押し進める。

【0031】

さらに、図 5 C を参照すると、クランプ (c l a i m) 41 の近位方向への移動もまた、ブロック 36 と注射器 28 の最も近位にある部分との間の距離を短くする。この動作は、注射器 28 の内容物に十分な圧力を加えて、針が組織から引き抜かれるときに針 43 によって形成される針の軌道内に、生物活性因子を分配する。臨床医が引き金 38 を解放すると、ばね 42 および 43 が、管 32 および クランプ 41 を、図 5 A に示される元の位置まで戻す。次いで、装置 30 が再度位置決めされ得、そして、上記のプロセスが繰り返され得る。

【0032】

理解されるように、標的組織内に送達される注入物質の容積は、標的組織の環境に依存して調節され得る。例えば、かなり弾性のある心筋のような組織または筋肉については、さらなる物質は、注入されると、組織内に低圧の区画を生成し得る。一方で、脊髓および脳のような、弾力性に乏しい構造においては、より低い容量が使用され得る。

【0033】

図 6 A および 6 B に関して、本発明の別の局面によれば、装置 30 の針 43' は、損傷された領域 D を処置するために、脊髓 S 内に種々の深さで生物活性因子を送達するように、異なる所定の長さを有し得る。図 6 A に示されるように、針 43' は、第一に、脊髓 S の切断された領域 D の第 1 の側面に生物活性因子を送達するために使用され得、次いで、切断された領域 (図 6 A において点線で示される) の反対側に移動および適用され得る。さらに、針 43' は、個々に回転されるように配置され得、その結果、生物活性因子は、予め選択された方向に分配される。

【0034】

図 6 B は、脊髓 S に沿った所定の位置に針 43' を導くための、格子 50 の使用を示す。格子 50 は、その表面に沿って複数の貫通穴 52 が配置されたブロック 51 を備え、注入領域間に所定の分離を提供する。有利なことには、格子 50 は、幹細胞注入の間に、損傷された脊髓領域 D に対して構造的な支持を添える。図 6 A に示される方法と同じように、装置 30 は、第 1 の位置において針 43' を注入するために使用され得、次いで、格子 50 (点線で示される) を用いて再度位置決めされて、その後の注入を提供し得る。

【0035】

さらに、図 6 を参照して、本発明のいくつかの方法によれば、生物活性因子を注入する前に、所定量の脳脊髄液が脊髓 S から除去され得る。好ましくは、除去される脳脊髄液の量は、脊髓内に注入される生物活性因子 (例えば、幹細胞溶液) の量と実質的に同じである。この方法のこの工程は、注入の間に、注入が脊髓動脈または周囲の傷つきやすい組織を損傷することを防止するという危険性を減少させることによって、生物活性因子の非外傷性の送達を促進することが期待される。

【0036】

ここで、図7Aおよび7Bを参照して、本発明の原理に従って構築された注射針の代替的な実施形態が記載される。針60は、電気信号を受信および伝達するように適合された、ガラスまたはポリマーの微細繊維を備え、そして、組織穿孔遠位端部61および内部管腔62を備える。針60には、好ましくは幹細胞65を含む生物活性因子が充填されており、さらに、電源63に連結されていて、この電源63が、針60に沿って長軸方向に電場を印加する。

【0037】

電源63によって加圧される場合、電場が針60に印加され、これが、負に帯電した幹細胞65を端部61に向けて誘引し、端部61において、幹細胞65が、脊髓内に堆積される。特に、図7Bに示されるように、正電荷が、針60の遠位端部61に誘導され、それによって、負に帯電した幹細胞65を、針の遠位先端部から引き出させる。

10

【0038】

幹細胞95は、自然な状態で負に帯電していると考えられており、その結果、これらは、針60の遠位端部61において、正電荷に向けて引き出される。あるいは、負に帯電した粒子を含有するイオン溶液が、注入前に生物活性因子に加えられて、幹細胞の正電荷に対する誘引力を増加させ得る。正電荷に向かう幹細胞65の動きは、所定量の幹細胞を、遠位端部61から標的の組織塊（たとえば、脊髓の損傷された領域）内へと排出させる。針60は、必要に応じて、MRIデバイスまたはCTデバイスを用いて見た場合に、針の位置を規定する信号を送信し得る。

20

【0039】

ここで、図8Aおよび8Bを参照して、本発明の別の代替的な実施形態が記載される。針70は、アクチュエータを形成する電気活性ポリマーを備え、そして、組織穿孔遠位端部71および内部管腔72を備える。針70には、好ましくは幹細胞75を含む生物活性因子が充填されており、そして、電源73に連結されていて、この電源73が、針70に沿って長軸方向に電場を印加する。電気活性ポリマーは、「導電性ポリマー」と呼ばれるプラスチックファミリーのメンバーであり、そして、その小さなサイズ、大きな力、および張り、ならびに、低価格に起因して、本発明の実施に好ましい。

【0040】

図8において、注射針70は、電気刺激に応答して接触するように適合された電気活性ポリマーを備える。適切な電気活性ポリマーとしては、ポリピロール、ポリアセチレン、ポリアニリン、およびポリスルホンが挙げられるがこれらに限定されない。これらのポリマーの酸化または還元は、電荷のバランスを取るために、物質内にイオン流（ドーパント）を生じる、電荷の不均衡をもたらす。イオンは、ポリマー表面に連結されたイオン導電性電極媒体からポリマーに入る。逆に、イオンが、既にポリマー内に存在する場合、イオンは、酸化または還元されると、ポリマーを抜け出し得る。

30

【0041】

電気活性ポリマーにおける寸法の変化は、ポリマー内外へのイオンの物質移動によって誘発され得る。いくつかの電気活性ポリマーについて、膨張は、鎖間のイオン挿入に起因するものであるが、鎖間の反発力は、他の電気活性ポリマーに対して優性の効果である。電気活性ポリマー内外へのイオンの物質移動は、ポリマーの膨張または収縮をもたらす。この様式で、針70が収縮され得、その結果、所定量の生物活性因子が、針の遠位端部71から排出される。

40

【0042】

より具体的には、針70は、電源73によって針に電荷が印加されたときに接触するように構成された、電気活性ポリマーを備える。針70は、第1の直径（図8A）と、加圧された場合の、収縮した第2の直径（図8B）とを有する。図8Bを参照すると、静電荷が注射針70に印加された場合、針が収縮して、管腔72の直径が減少し、それによって、所定量の幹細胞75を針70の遠位端71の外に排出させる。管腔72の収縮は、管腔内に配置された生物活性因子に、低レベルの分配される圧縮力を付与する、膨張性の現象

50

(bulk phenomenon) であると予想される。従って、注射器を用いる加圧式注入と比較して、実質的により小さな局部圧力の変動が生物活性因子に対して付与され、それによって、気圧障害を減少させ、そして、移植される幹細胞の実質的に良好な生存率をもたらす。

【0043】

当然理解されるように、図7および8の実施形態は、複数の部位、または深さに、生物活性因子を同時に送達するために複数の針先端部を備え得、そして、所定のパターンに従って生物活性因子を送達するために、図6に関して記載されたような、格子と共に使用され得る。さらに理解されるように、図7および8の実施形態の電源63および73は、作動時に所定量の生物活性因子が針によって送達されるように、針に印加される電場の動作を制御するコントローラを備え得る。

10

【0044】

本発明の好ましい例示的な実施形態が上述されてきたが、種々の変更および修正が、本発明から逸脱することなく、本発明の範囲内でなされ得ることは、当業者に明らかである。添付の特許請求の範囲は、本発明の真の精神および範囲内に入る全てのこのような変更および修正を包含することが意図される。

【図面の簡単な説明】

【0045】

本発明のさらなる特徴、その性質および種々の利点は、添付の図面および上記の好ましい実施形態の詳細な説明からより明らかとなる。

20

【図1】図1A～1Cは、薬物および他の生物活性因子を組織塊に注入する、以前から知られる方法を示す図である。

【図2】図2A～2Cは、本発明の原理に従う、薬物および他の生物活性因子を組織塊に注入する方法を示す図である。

【図3】図3Aおよび3Bは、複数の部位で同時に、薬物および他の生物活性因子を組織塊に注入するための本発明の装置を示す図である。

【図4】図4Aおよび4Bは、それぞれ、本発明の装置の内部の部品の、部分的に解体された側面図と、解体図とを示す。

【図5】図5A～5Cは、図4の装置の動作を示す。

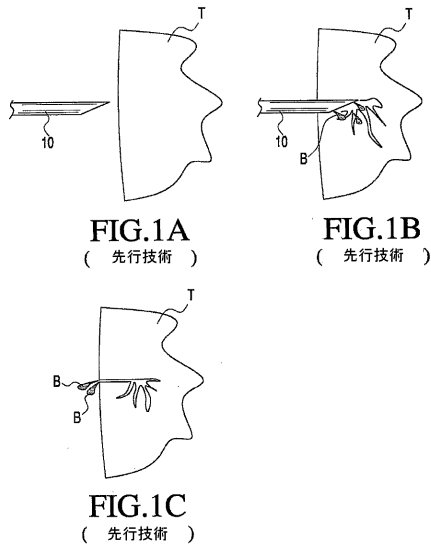
【図6】図6Aおよび6Bは、損傷した脊髄内に生物活性因子を注入するための、本発明の装置および方法の断面図である。

30

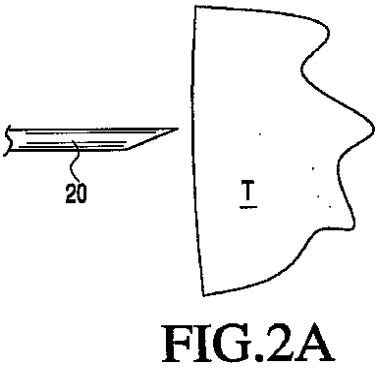
【図7】図7Aおよび7Bは、本発明の装置の別の実施形態の断面図である。

【図8】図8Aおよび8Bは、本発明の装置のさらに代替的な実施形態の断面図である。

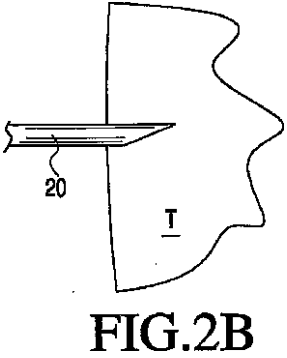
【図 1】



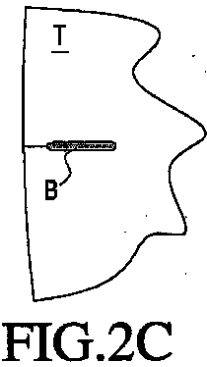
【図 2 A】



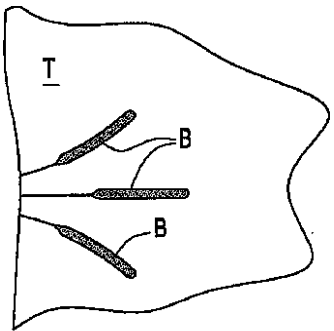
【図 2 B】



【図 2 C】



【図 3 B】



【図 3 A】

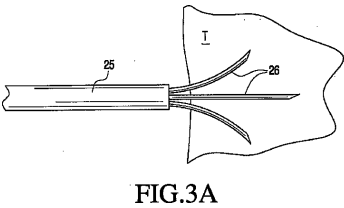
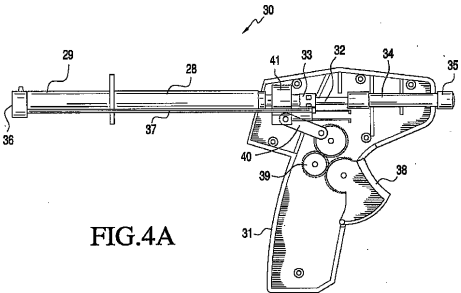


FIG. 3B

【図 4 A】



【図 4 B】

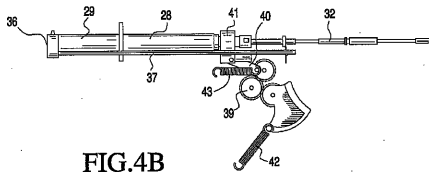


FIG. 4B

【図 5 A】

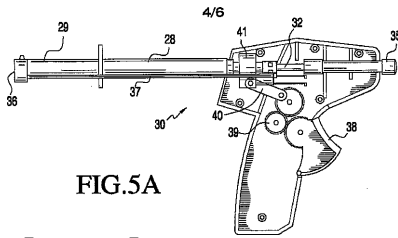


FIG. 5A

【図 5 B】

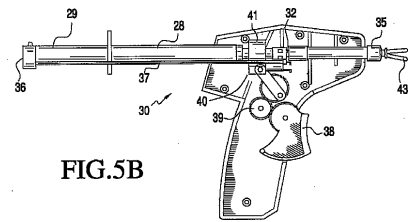


FIG. 5B

【図 5 C】

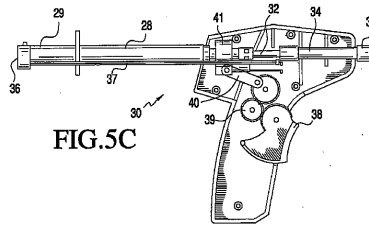


FIG. 5C

【図 6 A】

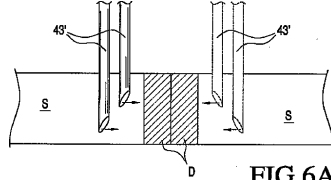


FIG. 6A

【図 6 B】

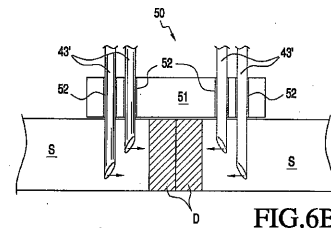


FIG. 6B

【図 7 A】

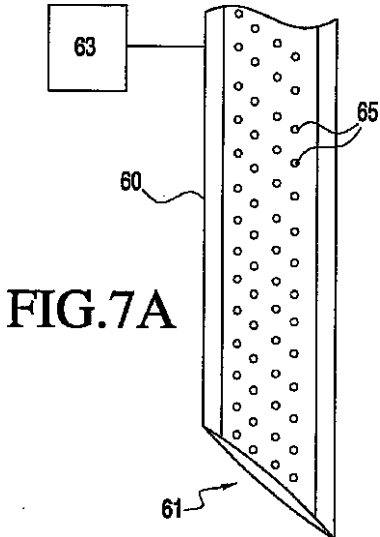


FIG. 7A

【図 7 B】

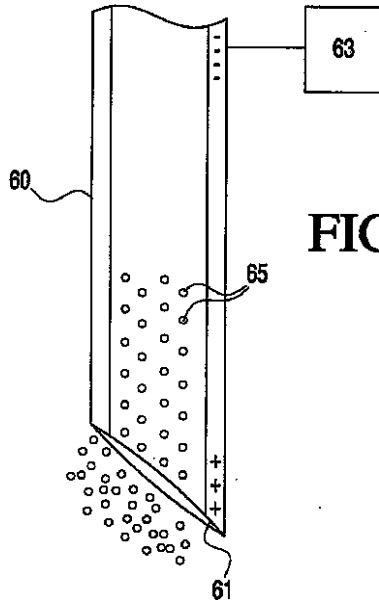
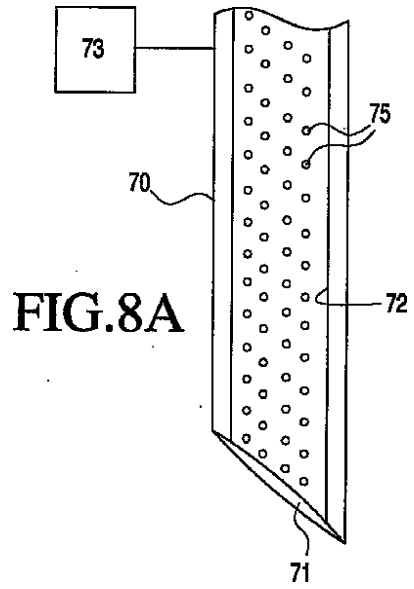
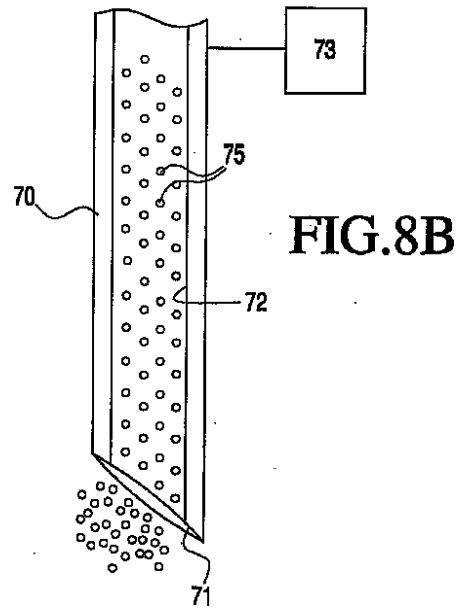


FIG. 7B

【図 8 A】



【図 8 B】



フロントページの続き

(72)発明者 ベイツ, マーク シー,
アメリカ合衆国 ウェストバージニア 25304, チャールストン, クオリー ポアント
406

審査官 安田 昌司

(56)参考文献 特開2004-026761 (JP, A)
特表平09-509865 (JP, A)
米国特許出願公開第2005/0261633 (US, A1)
米国特許第06264637 (US, B1)
米国特許出願公開第2002/0049414 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61M 5/142