

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5409796号
(P5409796)

(45) 発行日 平成26年2月5日 (2014.2.5)

(24) 登録日 平成25年11月15日 (2013.11.15)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 C 5/02 (2006.01)

A 6 1 N 1/04 (2006.01)

A 6 1 L 2/02 (2006.01)

A 6 1 C 5/02

A 6 1 N 1/04

A 6 1 L 2/02 Z

請求項の数 13 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2011-535206 (P2011-535206)	(73) 特許権者	511110500
(86) (22) 出願日	平成21年11月5日 (2009.11.5)		メディクエヌ・アール・ジー・リミテッ ド
(65) 公表番号	特表2012-507385 (P2012-507385A)		イスラエル, 1 5 1 4 8 ドアーナ エ メク ハヤルデン, キブツ アフィキ ム
(43) 公表日	平成24年3月29日 (2012.3.29)		
(86) 国際出願番号	PCT/IL2009/001048	(74) 代理人	100103816
(87) 国際公開番号	W02010/052717		弁理士 風早 信昭
(87) 国際公開日	平成22年5月14日 (2010.5.14)	(74) 代理人	100120927
審査請求日	平成24年11月1日 (2012.11.1)		弁理士 浅野 典子
(31) 優先権主張番号	61/193, 204	(72) 発明者	ベッカー, アリク
(32) 優先日	平成20年11月5日 (2008.11.5)		イスラエル, 1 5 1 4 8 ドアーナ エ メク ハヤルデン, キブツ アフィキ ム
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 歯腔処置のための装置と方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

歯内の歯根管の消毒及び／または滅菌のための装置であって、歯根管内に非生物液体を有し、歯根管が長手方向に変動可能な直径及び長手方向の湾曲を有するものにおいて、

前記歯根管に沿って延びるために十分に細くかつ柔軟であるように適応された電極対；及び

前記液体内に位置したときに前記電極に制御された電気エネルギーを送り、前記歯根管の前記消毒及び／または滅菌のために前記液体中の前記電極間にスパークを発生するように構成された制御器；

を含むことを特徴とする装置。

【請求項 2】

前記電極対の第一電極が中心軸を形成し、前記電極対の第二電極が前記中心軸の周りにコイル状に巻かれていること、及び前記第一電極が前記第二電極を超えて軸方向に延びることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記第一電極が前記軸方向に沿って制御可能に延長可能であり、それにより前記第一電極と前記第二電極の間の隙間の長さを変えることを特徴とする請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記制御器が、前記歯根管内に放出されたエネルギーのレベルを調整するように構成されていることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の装置。

【請求項 5】

前記エネルギーのレベルが歯根管抵抗に従って制限されることを特徴とする請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記電極が挿入される歯の開口の閉鎖のためのプラグをさらに含むことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の装置。

【請求項 7】

前記プラグが、ある深さを規定するように可動であり、その深さまで前記電極対が前記歯根管中に延びることを特徴とする請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

歯根管が導電性流体を含むかどうかを検出するようにさらに構成され、前記検出が電極間の導電率を測定することを含むこと、及び前記制御器が、前記電極間の前記流体の不在の場合に前記電流を遮断するように構成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の装置。

10

【請求項 9】

前記電極対から前記歯根管の頂点を検出するための頂点検出装置を伴って構成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の装置。

【請求項 10】

前記制御器がパルス発生器を含むことを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の装置。

20

【請求項 11】

前記電極対間の電気抵抗を測定するための抵抗測定装置をさらに含むことを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載の装置。

【請求項 12】

前記制御器が前記抵抗測定装置に作動可能に連結され、かつ前記電極が前記歯根管中の液体に現在位置されているときはいつでも前記制御された電流を遮断することを特徴とする請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

装置が、パルプが除去された根で使用されるように適応されていることを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれかに記載の装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、歯根管のような歯腔の処置のための装置と方法に関し、特に限定されないが、歯根管を滅菌するための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

歯根管は、歯の象牙質内の主腔に対して一般的に使用される用語である。これらは、歯髄室、主腔、及び時には歯根管を互いにまたは歯の歯根表面に連結することができるより複雑な解剖学的分岐からなる自然歯腔の一部である。歯根管は、高度に血管が発達した、ゆるい結合組織の歯髄で満たされている。これは、一般的に口腔フローラまたはそれらの副生物からの微生物、主として細菌を歯髄室または歯根管に接近させる虫歯または歯折のために時々感染しかつ炎症を起こすこととなる。感染した組織は、歯内治療として知られる、より一般的には歯根管処置として知られる外科的介入により除去される。

40

【0003】

除去及び消毒処置は個々の細菌を除去するときに必ずしも効果的でないが、細菌膜を除去するのはさらに一層困難である。それにもかかわらず歯根管を封止する前に細菌の完全な除去または歯根管の滅菌は、処置に対する成功した成果のための必要条件である。

【0004】

既知のシステムは浄化（消毒）流体を歯根管中に挿入するが、かかる流体は高度に毒性

50

である。さらに、それらは歯根管内に比較的長時間の間存在しなければならない。加えて、流体は歯根管のあらゆる部分に到達しなければならず、そのいくらかは保証されない。ある場合には、特に感染が既に存在する場合には、歯根管が封止されることができずに処置が数回繰り返されなければならない。この方法は、時間がかかり、この処置を実行する歯科医の技術に非常に多く依存する。

【0005】

上記のシステムのさらなる不利は、泡またはエアポケットが特に歯根管の深い部分内にはまたは歯根管通路が真直ぐでないところで発生する傾向があること、及びエアポケットが、浄化流体が全表面と接触するのを妨げる傾向があることである。

【0006】

他のシステムは、一つの電極を歯根管内に置きかつ別の電極を歯の外側に置き、人間の身体を介して回路を閉じて二つの電極間に電流を通過する。電磁界、ある場合には温度が細菌を殺すが、その効果は限られている。なぜなら歯根管内の状態が理想的でないことが多いからである。これは、特に電極が頂点領域から遠いときに当てはまる。あるバージョンは、歯根管の頂点領域から外部電極への患者の肉体を通しての電流経路を作るために300KHzの周波数で500ワットの電力を使用する。このシステムの不利は、供給された電力の多くが電流経路を構成するために費やされ、滅菌を実行するために費やされないことである。さらに、滅菌効果は歯根管に渡って均一でなく、かつ成功のために歯科医の側に特別な熟練を要求する。さらに、人体により与えられる抵抗は個人間で変動し、所定の場合に電力レベルを制御することを不可能にする。従って、設計されたものより高い抵抗は出力を減少するかもしれない、逆もまた同様である。さらに、プローブまた電極の二つの端間の減少した距離のために頂点領域に接近すると電力は増加し、ある場合には電流過負荷をもたらすかもしれない、患者に痛みを与えうる。従って、電力を制御することは不可能であり、顧客を鋭い痛みにさらすかまたは全ての細菌を殺すのに十分な電力を供給することに失敗するかもしれない。

【0007】

特に、効果が歯根管に渡って均一に分配されることを確保するための努力は、歯根管頂点を避ける必要性により複雑になる。頂点は、損傷されるべきでない健全な組織を含む。

【0008】

従って、上述の制限のない歯根管滅菌方法に対する広く認識された要求があり、かかる方法を持つことは大いに有利であるであろう。

【発明の概要】

【0009】

本発明の第一態様によれば、歯腔の滅菌のための装置であって、
前記歯腔中に延びる電極対；及び
前記歯腔内に位置したときに電極間に流れる電流を介して前記歯腔に制御された電気エネルギーを送り、それにより前記滅菌のための電気エネルギーを供給するように構成された制御器；
を含む装置が提供される。

【0010】

一実施態様では、前記電極対の第一電極は中心軸を形成し、前記電極対の第二電極は前記中心軸の周りにコイル状に巻かれている。

【0011】

一実施態様では、前記第一電極は前記軸方向に沿って制御可能に延長可能であり、それにより前記第一電極と前記第二電極の間の隙間の長さを変える。一実施態様では、前記制御器は、前記歯腔内に放出されたエネルギーのレベルを調整するように構成されている。

【0012】

一実施態様では、前記エネルギーのレベルは歯腔抵抗限界に従って制限される。

【0013】

装置は前記歯腔の閉鎖のためのプラグを含むことができる。

【 0 0 1 4 】

一実施態様では、前記プラグは、ある深さを規定するように可動であり、その深さまで前記電極対は前記歯腔中に延びる。

【 0 0 1 5 】

装置は、歯腔が導電性流体を含むかどうかを検出するように設計されることができ、前記検出は電極間の導電率を測定することを含む。

【 0 0 1 6 】

一実施態様では、前記制御器は、もし前記流体の不存在が前記歯腔内で検出されるなら前記電流を遮断するように構成される。

【 0 0 1 7 】

装置は、前記歯腔の頂点を検出するための頂点検出装置、及び前記電極対の前記検出された頂点中への延長を制限する機械的制限器を伴って構成されることができる。

【 0 0 1 8 】

一実施態様では、前記制御器はパルス発生器を含み、前記エネルギーは発生したパルスのサイズを変えることにより制御される。

【 0 0 1 9 】

装置は、前記電極対の範囲の周りの電気抵抗を測定するための抵抗測定装置を含むことができる。

【 0 0 2 0 】

一実施態様では、前記制御器は前記抵抗測定装置に作動可能に連結され、それにより前記電気抵抗が、前記電極が前記歯腔内に現在位置していないかまたは前記歯腔の頂点内に位置していることを示すレベルにあるときはいつでも前記制御された電流を遮断する。

【 0 0 2 1 】

一実施態様では、前記制御器は歯腔浄化の前滅菌段階を提供するように構成されている。

【 0 0 2 2 】

一実施態様では、前記導電性流体は塩溶液である。

【 0 0 2 3 】

一実施態様では、前記塩溶液は 0 . 9 % ~ 飽和濃度の範囲の塩濃度を含む。

【 0 0 2 4 】

一実施態様では、塩濃度は 2 % 溶液、 3 % 溶液、 4 % 溶液、 5 % 溶液、 6 % 溶液、 7 % 溶液、 8 % 溶液、 9 % 溶液、 1 0 % 溶液、 1 1 % 溶液、 1 2 % 溶液、 1 3 % 溶液、 1 4 % 溶液、 1 5 % 溶液、 1 6 % 溶液、 1 7 % 溶液、 1 8 % 溶液、 1 9 % 溶液、及び 2 0 % 溶液からなる群のいずれか一つを含む。

【 0 0 2 5 】

一実施態様では、前記導電性流体はエチレンジアミン四酢酸 (E D T A) である。

【 0 0 2 6 】

本発明の第二態様によれば、歯腔の処置の方法であって、

一対の電極を前記歯腔中に挿入する；及び

前記電極間に制御されたエネルギーパルスを発生させ、それにより前記歯腔を消毒することを含む方法が提供される。

【 0 0 2 7 】

方法は、前記制御されたエネルギーパルスを発生させる前に前記歯腔を導電性流体で満たすことを含むことができる。

方法は、前記歯腔を導電性流体で満たす前に、除去のために前記歯腔内の組織を乾燥するためにパルスを供給することを含むことができる。

【 0 0 2 8 】

方法は、前記歯腔の頂点の位置を測定し、前記電極の前記頂点中への挿入を防ぐために機械的制限器を設置することを含むことができる。

10

20

30

40

50

【0029】

方法は、前記歯腔の局部容積に従って前記エネルギーを制御することを含むことができる。

【0030】

方法は、前記電極を前記歯腔内の第一深さに位置させ、前記エネルギーパルスを前記第一深さでの局部容積に従って制御し、次いで前記電極を第二深さに位置し直し、前記エネルギーパルスを前記第二深さでの局部容積に従って制御することを含むことができる。

【0031】

本発明の第三態様によれば、歯腔の処置の方法であって、
一対の電極を前記歯腔中に挿入する；及び
前記電極間に制御されたエネルギーを発生し、それにより前記歯腔を消毒する；
ことを含む方法が提供される。

10

【0032】

別途定義されない限り、本明細書中で使用されるすべての技術的用語および科学的用語は、本発明が属する技術分野の当業者によって一般に理解されるのと同じ意味を有する。本明細書中に与えられる材料、方法および実施例は例示にすぎず、限定であることは意図されない。

【図面の簡単な説明】

【0033】

本明細書では本発明が単に例として図面を参照して説明される。特に詳細に図面を参照して、示されている詳細が例示として本発明の好ましい実施態様を例示考察することだけを目的としており、本発明の原理や概念の側面の最も有用でかつ容易に理解される説明であると考えられるものを提供するために提示していることを強調するものである。この点について、本発明を基本的に理解するのに必要である以上に詳細に本発明の構造の詳細は示さないが、図面について行う説明によって本発明のいくつかの形態を実施する方法は当業者には明らかになるであろう。

20

【0034】

【図1】図1は、本発明の一実施態様による第一装置を示す簡略化された図であり、そこでは電極は歯根管中に挿入されている。

【0035】

【図2】図2は、図1の装置の電極装置の詳細な分解図を示す。

30

【0036】

【図3A】図3Aは、図1の装置のハンドル及び電極移動機構の簡略化された断面である。

【0037】

【図3B】図3Bは、多数の電極位置を可能にする図3Aの電極移動装置の代替バージョンである。

【0038】

【図4】図4は、完成装置に比した断面と互いから分離された種々の装置に対して示す別の簡略化された図である。

40

【0039】

【図5】図5は、本発明の別の実施態様による頂点位置決めのための付属品を持つ図1の装置を示す簡略化された図である。

【0040】

【図6】図6は、歯根管内の図1の電極装置をより詳細に示す簡略化された図である。

【0041】

【図7】図7は、本発明の一実施態様による装置の操作を示す簡略化されたフローチャートである。

【0042】

【図8】図8は、本発明の一実施態様による第一及び第二パルス列のそれぞれのための二

50

つの異なる位置の装置を示す簡略化された図である。

【0043】

【図9】図9は、歯根管内の電極の位置を設定するための頂点位置決めのための付属品の使用を示す簡略化された概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0044】

本実施態様は、電気エネルギーを用いる歯根管滅菌のための装置と方法を含み、そこでは電極対は歯根管中に挿入される。放電が電極対の電極間に誘発される。電流は電極端間の隙間に従って歯根管に閉じ込められ、従って電気エネルギーは周辺組織から締め出される。その結果、人体に有害な影響を及ぼさずに数ジュールのエネルギーが歯根管内に放出されて細菌を殺す。

10

【0045】

その効果は、二例をあげるなら歯根管を塩水のような導電性流体または17%エチレンジアミン四酢酸(EPTA)のような洗浄流体のいずれかで満たすことにより強化されることができる。高い導電率または滅菌能力を持つ他の流体もまた考えられることができる。一実施態様では、電気エネルギーは歯根管容積中に拡散して細菌を殺す。細菌は電磁波、液体を介して供給される熱波及び圧力波のうちの一つ以上により殺される。上記のいずれか一つでも有用であるが、二つ以上が臨床効果のために好ましく、三つ全てが一緒に理想的な滅菌を提供し、従って滅菌を与える。

【0046】

20

さらに、電極間に発生した電流は的確な領域内に、すなわち二つの電極先端間の領域内に集中されることができ、従ってエネルギーの使用は厳格に制御されることができる。従って、歯根管内の電極の的確な配置が与えられ、エネルギーを歯根管内の的確な場所に供給することができ、エネルギーを場所に従って変えることができる。さらに、頂点組織を通して電気経路を発生する必要がないから、エネルギーレベルは歯根管容積と形状に従って歯根管内の特定の場所に対して適合させることができる。

【0047】

本発明による装置及び方法の原理および操作は、図面および付随する説明を参照してより良く理解されることができる。

【0048】

30

本発明の少なくとも一つの実施態様を詳しく説明する前に、本発明は、その適用において、下記の説明に示されるかまたは図面の配置において例示される構成の細部及び要素の配置に限定されないことを理解しなければならない。本発明は他の実施態様が可能であり、または様々な方法で実施または実行されることが可能である。また、本明細書中において用いられる表現法および用語法は説明のためであって、限定として見なされるべきでないことを理解しなければならない。

【0049】

図1を参照すると、それは、本発明の一実施態様による歯腔12の滅菌のための装置10を示す。この装置は歯腔中に延びるための電極対14を含む。

【0050】

40

制御器(制御箱16)は、電力供給体17、制御器18及び頂点位置決め装置19を含む。電力供給体は、エネルギーを貯えるコンデンサー、電圧供給体、供給制限器及びタイマーを含み、かつ正確なパルスを与える。制御器18はマイクロプロセッサを含み、本発明のある実施態様では、歯根管内の頂点位置の測定、導電率の測定及び所定条件に対して必要なパルスの計算のような機能を実行することができる。

【0051】

制御器16は、高電圧の制御された電流を電極を介して歯腔に送る。制御された電流は、両電極が歯腔内に位置されているので歯腔内に閉じ込められる。放出されたエネルギーが消毒を実行する。放出されたエネルギーは、1から10またはさらに90ジュールの大きさのオーダのものであり、存在する細菌を殺すために、歯腔内の流体をミリ

50

秒内に 130 を越える温度にまたは少なくとも 100 を越える温度に加熱するように計算されることができる。

【0052】

水系溶液で満たされた典型的には約 7 マイクロリットルの歯根管容積を 100 に達するように加熱するためには約 2 ジュールを必要とすることは注目される。同じ容積を蒸発するために追加の 16 ジュールが必要である。

【0053】

パルスは任意選択的にパルス変調高電圧交流であり、その持続時間は必要なエネルギーレベルを規定する。高電圧及び電極間の距離は、スパークに導く破壊が発生するかどうかを規定する。

10

【0054】

図 2 を参照すると、それは電極対の電極を示す図 1 の詳細である。第一電極 20 は套管 22 内で軸方向に延びる。套管 22 は絶縁体である。第一電極 20 の先端は套管 22 から延びる。電極対の第二電極 24 は中心軸の周りにコイル状に巻かれている。この電極構成は、歯根管中に挿入されるのに十分に細くかつ十分に柔軟に作られている。特に、装置の端部は、歯根管の深さ中への貫入を可能にするようにとがっている。軸方向電極のヘッド（近位端を意味する）は遠位端より大きな直径を持ち、外部電極は軸方向電極の周りに巻かれている。二つの電極は互いに隔離されている。

【0055】

本発明のある実施態様では、第一電極は軸方向に沿って制御可能に延張可能であり、従って先端は要求により延長または後退されることができる。結果は、第一電極と第二電極の間の隙間の長さを変えること、従って歯根管内の電気エネルギーの通過を制御することである。この機構は、少なくとも二つの特定の電極隙間の長さを規定し、エネルギーを放出するための歯根管内の二つの場所またはそれより多い場所を提供する。エネルギーのパルスはスパークを導くことが多く、スパークの場所は一般的に電極の二端間の領域内であり、従って第一電極の高さを調整することはスパークの場所を正確に定める比較的正確な方法であり、かくしてエネルギーが滅菌を実行するために歯根管の周りに拡散するエネルギーの正確な位置特定を提供する。

20

【0056】

制御器は、電流もしくは電圧または時間もしくはパルスの長さを変えることができ、従って歯腔内に放出されるエネルギーのレベルを調整することができる。かかるエネルギーレベル調整は、電極の位置の調整によりライン内で実行されることができ、かくして大きなエネルギーが歯根管の最外方端で供給され、小さなエネルギーが最狭頂点で供給される。

30

【0057】

さらに、頂点の円錐形状が抵抗を減少しかつ歯根管の狭い部分でエネルギーを増加する傾向があり、従って人の介在がなくてもエネルギーレベル調整を自然に与えることは注目される。

【0058】

さらに、パルス列中のパルスの数は、装置が歯根管から除去された後の意図しないエネルギー放出の可能性を減らすように制限される。

40

【0059】

電極装置の構成は、歯腔を閉じる役目をしかついかなる液体も内側に保持する助けをするプラグ 26 を含むことができる。従って、プラグはスパークにより加熱された流体の放出を防ぐ。加えて、もしある種の毒性流体が使用されるなら、そのときそれは毒性流体の口腔中への放出を防ぐ。

【0060】

一実施態様では、プラグは、電極対が前記歯腔中に延びる深さを規定するために可動である。示されるように、プラグは、電極装置の微細に規定された長さを提供するためにねじ 30 に沿ってねじ込まれることができる回転素子 28 の上に設けられる。この長さは、

50

電極が頂点中に延びるのを防ぐように歯根管の頂点までの距離を規定するために設定されることができる。

【 0 0 6 1 】

一実施態様では、歯腔は電極の挿入前に流体で満たされ、従ってスパークの効果は流体を加熱することである。電極は、流体が存在することを確かめるためにスパークの供給の前に歯腔内の抵抗を測定するために使用されることができる。制御器は、もし流体の不存在が検出されたなら電流を遮断するように設定されることができる。一実施態様では、別個の測定機能はない。スパーク発生パルスの第一列が発生され、もし導電率が低過ぎるなら、そのとき流体が存在しないと推論され、列の残りは停止される。

【 0 0 6 2 】

装置は、導電性流体を歯腔中に注入するいかなる種類の流体注入器と一緒に使用されることができる。

【 0 0 6 3 】

導電性流体は、塩溶液、例えば 2 ~ 20 % の食塩水であることができる。これに代えて、前出のように EDTA のような他の流体が使用されることができる。歯腔は非常に小さく、約 7 マイクロリットルの容積のオーダのものであり、従って非常に小さな流体が実際存在する。従って、少量のエネルギーが流体を非常に迅速に加熱することができる。

【 0 0 6 4 】

図 2 に示すように、中心電極は套管及び外部電極の先端の両方を越えて延びる。約 7 ~ 10 mm の電極間の隙間が当初規定されるが、中心電極はこの当初位置から引っ込められて処置の工程中に異なる長さの隙間を構成することができる。上述のように、スパークは二つの電極間の領域内で始まり、従って中心電極の引っ込みはこの領域を動かしかつ歯根管内の異なる位置でのスパークを可能にする。当初の最大範囲は頂点に達しないように設定され、全てのさらなる処置もまた、頂点から安全に離されている。スパーク位置は完全な制御下に歯根管内で安全に動かされることができる。さらに、エネルギーの量は存在する深さに応じて変えられることができる。歯根管の最深部では、直径はずっと小さく、従って例えば表面より小さなエネルギーが必要である。

【 0 0 6 5 】

電力量は、パルス列中の電流と電圧のオンライン測定により決められる。歯根管の圧縮された空間はエネルギーの制限された量を収容することができるのみであり、それは抵抗の上限レベルを規定し、従ってこの値を越えたエネルギー量の増加は何も達成しない。従って、パルスエネルギーレベルは、何らかの理由でかかる上限抵抗値を与える最下方値に限定されることができる。

【 0 0 6 6 】

上限抵抗値に従う制御は、大きな幅に対しより大きなエネルギーを供給し、小さい幅に対して小さなエネルギーを供給する。

【 0 0 6 7 】

一般的に、中心電極のための好適な直径は 0 . 15 mm である。第二電極のスパイラル形状は、全体として電極装置の構造的安定性を高める役目をすることができる。

【 0 0 6 8 】

この装置は、歯根管の頂点を検出する頂点位置決め検出装置を含むことができる。かかる頂点検出装置は出願人の同時係属米国特許出願公開番号 2008 / 0187880 A1 で検討されており、その開示は参考として組み込まれる。プラグ 26 は、前記電極対の検出された頂点中への延長を制限する機械的制限器としての役目をする。

【 0 0 6 9 】

制御器 16 はパルス発生器を含むことができ、電流は発生したパルスのサイズを変えることにより制御されることができる。

【 0 0 7 0 】

上述のように、電極間の抵抗測定の測定は多数の目的のために有用である。従って、制御器は電極対の範囲の周りの電気抵抗を測定する抵抗測定装置を含むことができる。制御

10

20

30

40

50

器は、電気抵抗が電極が歯腔内に現在位置していないかまたは前記歯腔の頂点内に位置していることを示すレベルにあるときはいつでも、または流体が存在していると思えないとき、電極への制御された電流を遮断することができる。

【 0 0 7 1 】

一実施態様では、制御器は歯腔浄化の前消毒段階を支援し、そこでは電極からの前処置パルスは、歯根管または壁からの死んだまたは死につつある組織を浄化する。かかる前消毒段階は、流体の人工的挿入なしに、特に流体の歯根管中への挿入の前に実行されることができる。歯根管内の自然の湿気は十分であることができる。図 1（より詳細には図 6）に示されるように、プラグ 26 は処置される歯の上に置かれる。ハンドル 32 は操作者により保持され、電極装置を歯根管内に安定に保ち、ボタン 34 はパルス列を開始しかつ中心電極の後退機構を操作し、従ってパルスは歯根管の長さに渡って少なくとも二つの場所に渡って広げられることができる。

10

【 0 0 7 2 】

図 3 A を参照すると、それは本発明の一実施態様による装置 10 の機構を示す断面である。既に述べた図面中の部品と同じ部品は対応する参照番号が与えられ、本実施態様の理解のために必要なもののみがさらに述べられる。図 3 A は特に、電極を前進させるための機構の詳細を示す。電磁石 36 は選択的に通電及び遮断され、極 38 を引き付けるかまたは引き付けない。極 38 は、それと共にブロック 40 を連行し、ブロック 40 はそれがステップ 41 に達するまで上向きに引っ張られ、そこでそれは停止される。この装置は二つの電極位置、以下の図 8 に示されるような上方位位置と下方位置を提供する。スロット 42 の長さは、歯根管に沿ったスパークの最適場所のために選ばれる。ばね 43 は、電極の位置にかかわらず外部電極への電氣的接続を確保する。ボタン 34 は、使用者が電磁石の制御、従って電極の位置を操作するであろう制御器を操作可能にする。

20

【 0 0 7 3 】

図 3 B を参照すると、それは図 3 A の機構の変形例を示す簡略化された断面であり、ここではステッピングモーターが多数の電極位置を達成可能にする。既に述べた図面中の部品と同じ部品は対応する参照番号が与えられ、本実施態様の理解のために必要なもののみがさらに述べられる。ステッピングモーター 44 は制御器から命令を受け、それに応じて回転する。ブロック 45 は回転し、相互ねじ装置を介して制御された態様でそれに応じて極 46 を前進または後退する。

30

【 0 0 7 4 】

図 4 を参照すると、それは、装置が三つの部品、即ち電極装置とキャップを含む挿入ヘッド 50、キャップ機構とプランジャー機構を含む電極制御装置 52、及び使用の容易さのために曲げられているハンドル自体 54、で構成されることができることを示す。

【 0 0 7 5 】

図 5 は作業装置の一実施態様を示す。滅菌装置 10 は主制御器 60 に対する三つの付属品の一つであり、歯根管中に挿入され、そこで電気スパークが歯根管を滅菌するために使用される。フック 62 は唇上に引掛けられ、フック 62 と付属品 64 の組み合わせが頂点位置決め装置と関連して頂点を位置決めするために使用される。

【 0 0 7 6 】

40

図 6 は、歯根管中に挿入された電極装置を示す拡大図である。プラグ 26 は、歯腔内の液体を封止し、電極が歯根管頂点に達するのを防ぐための制限器として作用する。軸方向電極 20 は露出した先端部 70 を持つ。コイル状に巻かれた第二電極 24 は先端 74 を持つ。先端 74 と露出した部分 70 の始まりの間の距離はスパーク隙間を構成し、この距離は、スパークの正確な場所が図 3 A と 3 B に関して上述されたような療法中に変えられることができるように軸方向電極を動かすことにより変えられる。套管は電極装置 50 と共に固定され、電極装置は保持器 71 により所定場所に固定される。

【 0 0 7 7 】

上記のエネルギーレベルを使用するプロトタイプは、高度に感染した歯根管に等しい 10^{-6} のオーダの高濃度の細菌を持つ歯根管を滅菌することをどうにか成し遂げた。

50

【 0 0 7 8 】

装置の使用方法を図 7 に関して説明する。この方法は、頂点位置決め付属品 1 9 とフック 6 2 を用いて頂点を位置決めすることにより段階 8 0 で始まる。頂点が位置決めされるのと同時に、歯根管の湿分レベルが測定されかつ操作プログラム中に直接供給される。段階 8 2 において、プラグ 2 6 が次いで、頂点中に挿入される電極に対して危険防止器として作用するように頂点の深さを規定するために回転される。好ましくは、プラグは頂点からの隙間の予め決められた距離、すなわち 1 または 2 または他のミリメートルの隙間を与えるために設定される。

【 0 0 7 9 】

電極装置の歯根管中への部分貫入に基づいた初期パルスを提供する中間段階 8 4 は、滅菌前にやすりにより除去される必要がある歯根管の組織を乾燥するために任意選択的に実行されることができる。組織を乾燥することはそれらの続く除去を容易にする。組織を乾燥するために必要なパルスのサイズは、先に検出された歯根管の検出された湿分レベルから得られることができる。

【 0 0 8 0 】

任意選択的な導電性または浄化流体は段階 8 6 で歯根管中に注入されることができる。

【 0 0 8 1 】

電極装置は今やハンドルに取り付けられ、段階 8 8 で、さらなる前進がプラグにより妨げられるまでチャンネル中に挿入される。

【 0 0 8 2 】

歯科医が次いでボタン 3 4 を押すと、それは制御器内の制御プログラムを作動する。制御プログラムは、歯根管内の電極の場所及び歯根管頂点圧縮のサイズに依存して規定された電力の一つ以上のパルスを発する。歯根管の容積が小さい場合は、パルス内の電力は小さいであろう。パルスの電圧レベルは、パルスのタイミングのように電力全体に影響を及ぼすために制御される。パルス列は、プログラムが完了したらまたはボタン 3 4 が解除されたとき停止することができる。列のためのパルスの典型的な数は 4 を越えないであろう。

【 0 0 8 3 】

いったん制御プログラムが歯根管の深い部分のためのパルスの列を完了したら（段階 9 0 ）、プランジャーが電極を歯根管のより高い部分に動かすように作動される（段階 9 2 ）。段階 9 4 において、さらなるパルス列が作られ、ここでは歯根管のサイズが大きいので大きな電力が使用される。述べたように、電力の量は電流及び電圧のオンライン測定により決められる。歯根管の圧縮された空間は限定された量のエネルギーを収容することができるのみであり、それは、この値を越えてエネルギーの量を増やすことが何も達成しないように抵抗の上限レベルを規定する。従って、パルスエネルギーレベルは、かかる上限抵抗値を与える最低値に限定されることができる。

【 0 0 8 4 】

最後に、段階 9 6 において、電極を無能力にしかつさらなる活動を停止するために大きなパルスが供給される。大きなパルスは、電気エネルギーが歯根管の外側に、すなわち顎または臼歯と接触して不注意に放出されないことを確実にすることを意図した安全機能である。

【 0 0 8 5 】

さらなる安全機能は、何らかの理由のため、すなわちプラグを設置する際の人間の誤りによって電極の頂点中への不注意な侵入を検出する能力を含む。頂点位置決め機構は、10 mA のオーダの電極 2 0 を通してフック 6 2 に送られる小さな電流を介して連続的に作動する。危険領域が規定され、電極がその危険領域内にあることを示すときはいつでもパルス列は自動的に遮断される。

【 0 0 8 6 】

追加の安全機能は、パルスの実際のエネルギーが計算されたエネルギーを越えないことを確実にする。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

図 8 を参照すると、それは歯根管内の二つのパルス位置の本実施態様の装置を示す。この装置は最初にプラグ 2 6 が可能にする限り延ばされ、それは、電極が歯根管中に深くかつ殆ど頂点まで達することを意味する。第一パルスまたはパルス列はこの第一の深い位置（位置 A）で発せられる。次いで電極は例えば上記図 3 A の機構を使用して引っ込められ、第二パルスまたはパルス列が位置 B で発せられる。

【 0 0 8 8 】

本実施態様による装置は、電極を使用する既存のシステムに対して多数の利点を持つことができる。

【 0 0 8 9 】

まず第一に、歯根管の外側の組織の加熱がない。むしろ全てのエネルギーは滅菌を必要とする領域内に集中される。さらに、処置の領域の外側に神経刺激がない。第三に、明らかに見えかつ感知される他の電極を持つ心理学的外傷に患者をさらす必要がない。さらに、必要とされる安全機能は既存の装置に対するより少ない。

【 0 0 9 0 】

さらなる安全機能として、パルスのエネルギーは歯腔の上限抵抗閾値により制限される。

【 0 0 9 1 】

図 9 は、プラグを設置するための頂点位置決めのための付属品の使用を示す簡略化された概略図である。先の図中と同じ部品は同じ参照番号を与えられ、本図を理解するための必要に従って再度説明されるのみである。頂点を位置決めする方法は制御器 6 0 内で制御される。フック 6 2 が基礎を規定するために歯茎上に置かれ、次いで高周波数パルスの列が頂点位置決め付属品 6 4 から歯根管中に放出される。パルスの反射が測定される。パルスの第二列が次いで異なる周波数で発せられ、反射が測定される。二つの反射が信号処理に供され、次いで数（その数は歯根管の長さである）を供給するルックアップテーブルに適用される。使用者は次いでプラグを設置しミリメートルの数に応じて（実際はわずかに小さい）電極長さを与える。この方法は、出願人の同時係属国際特許出願番号 P C T / I L 2 0 0 7 / 0 0 0 7 5 5 において完全に記載されており、その内容は参考としてここに組み込まれる。

【 0 0 9 2 】

明確にするため別個の実施態様で説明されている本発明の特定の特徴は単一の実施態様に組み合わせて提供することもできることは分かるであろう。逆に、簡潔にするため単一の実施態様で説明されている本発明の各種の特徴は別個にまたは適切なサブコンビネーションで提供することもできる。

【 0 0 9 3 】

本発明はその特定の実施態様によって説明してきたが、多くの別法、変更および変形があることは当業者には明らかであることは明白である。従って、本発明は、本願の請求項の精神と広い範囲の中に入るこのような別法、変更および変形すべてを包含するものである。本明細書中で言及した刊行物、特許および特許願はすべて、個々の刊行物、特許または特許願が各々あたかも具体的にかつ個々に引用提示されているのと同程度に、全体を本明細書に援用するものである。さらに、本願で引用または確認したことは本発明の先行技術として利用できるという自白とみなすべきではない。

10

20

30

40

【図 1】

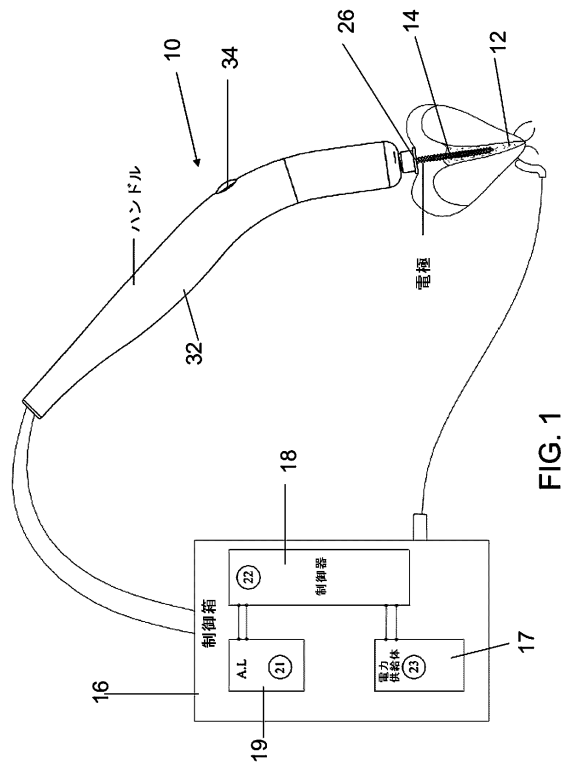


FIG. 1

【図 7】

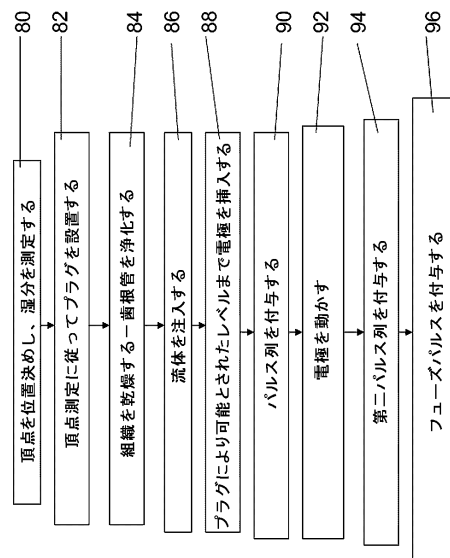


FIG. 7

【図 8】

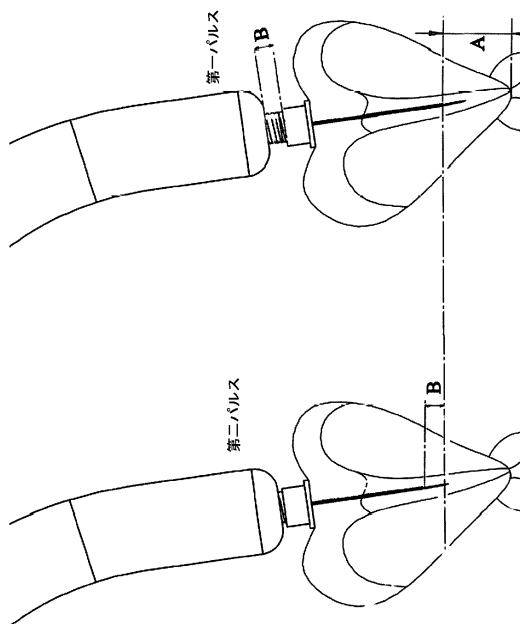


FIG. 8

【図 2】

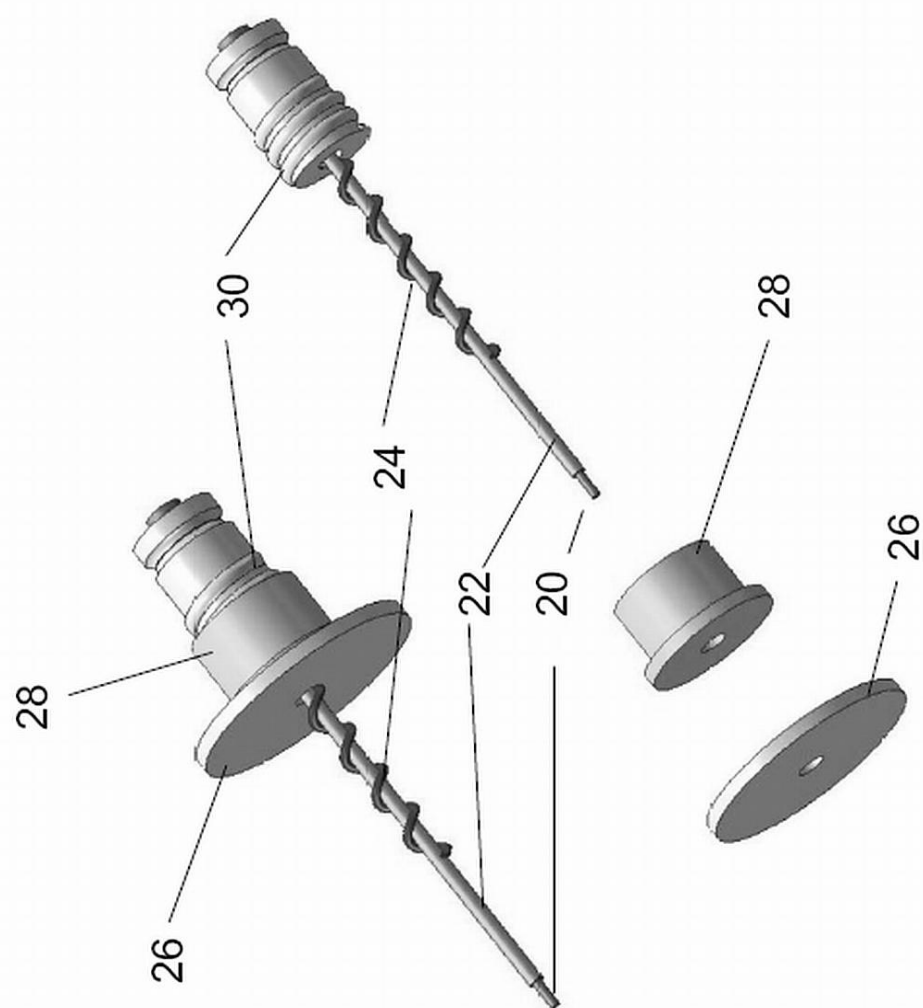
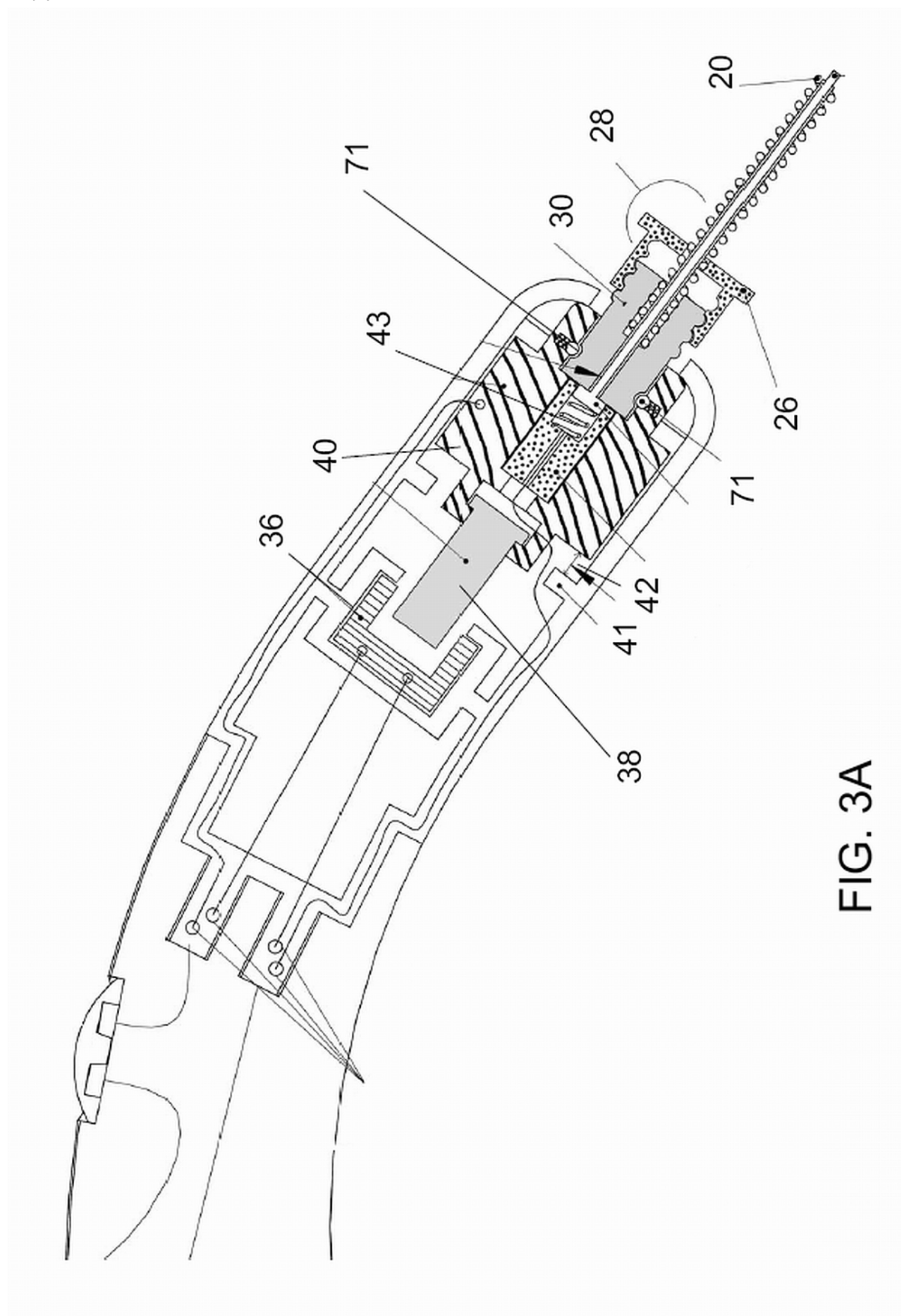


FIG. 2

【 図 3 A 】



【図 3 B】

34

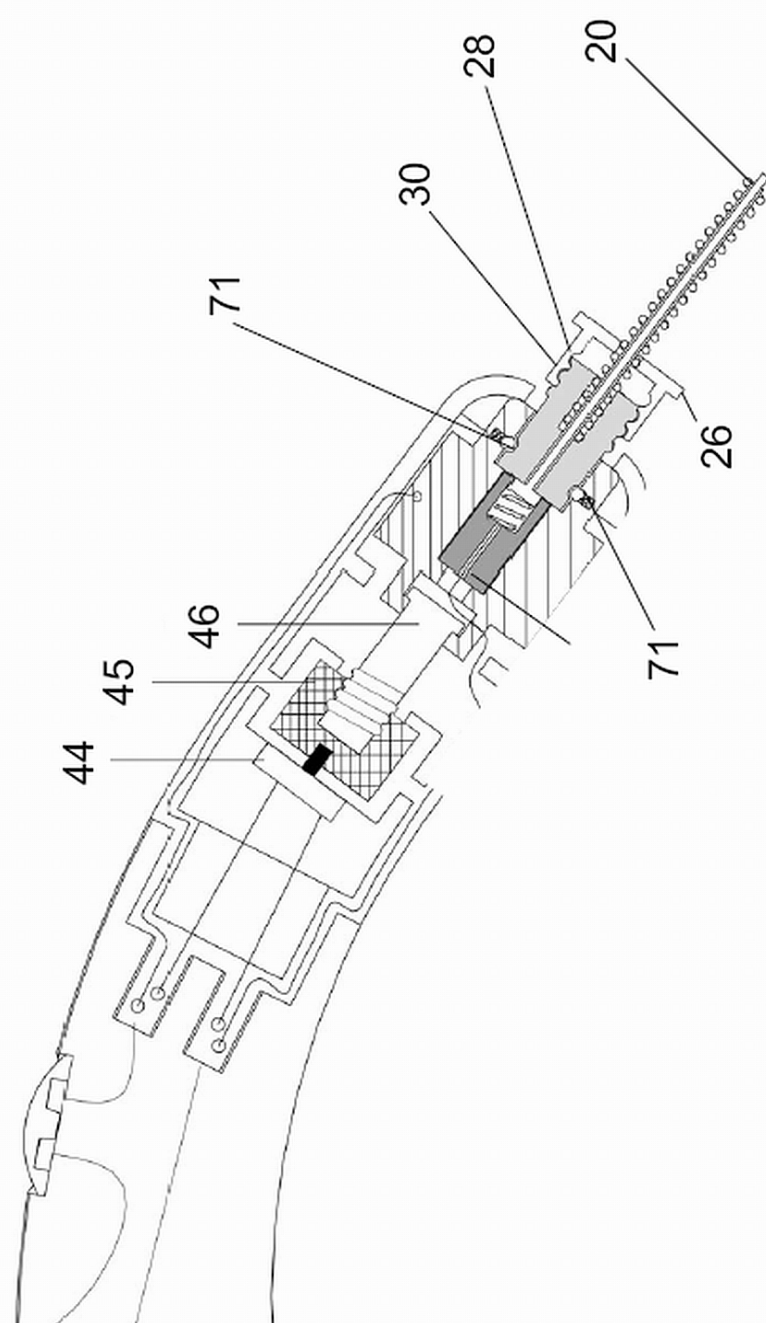


FIG. 3B

【図4】

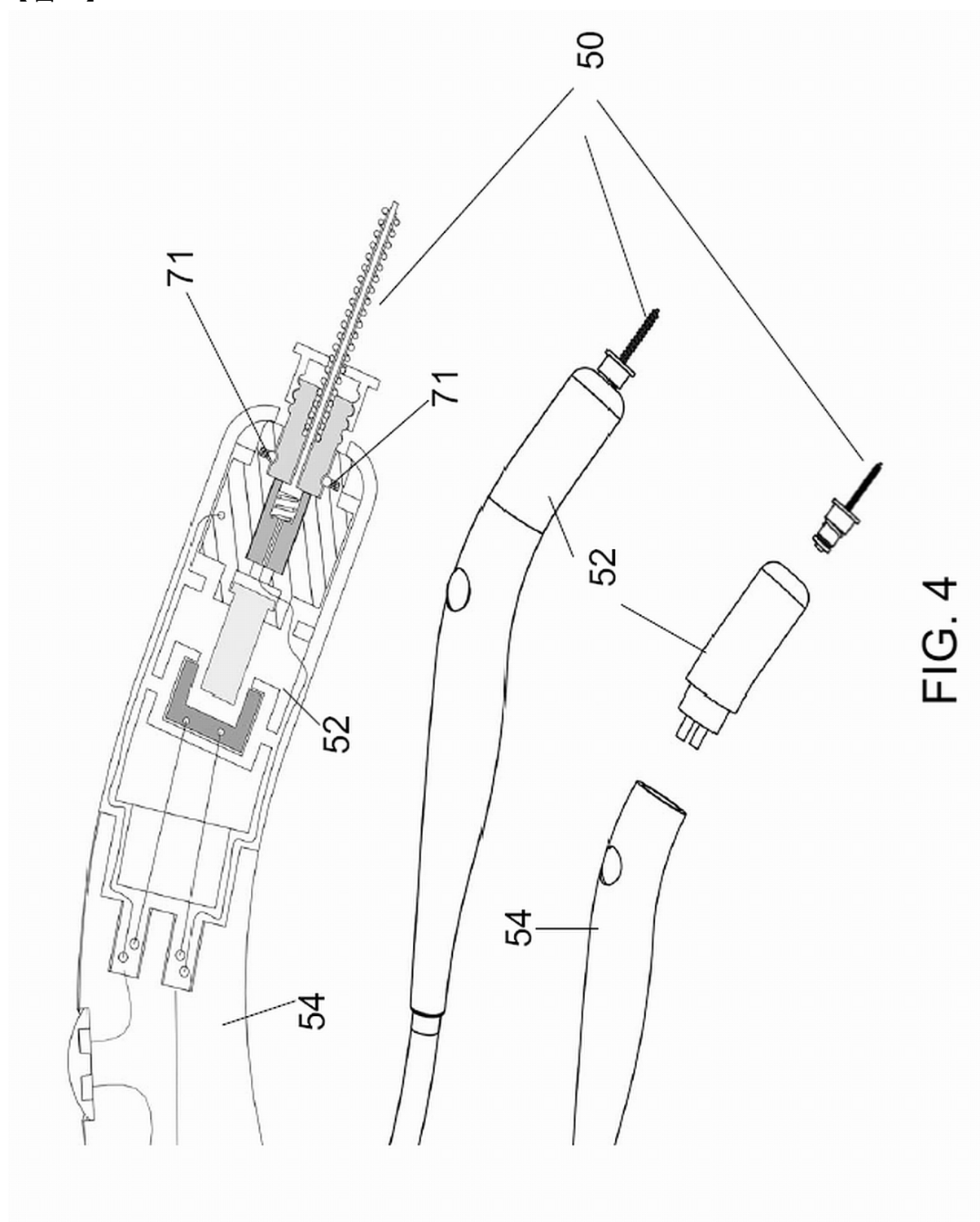


FIG. 4

【図5】

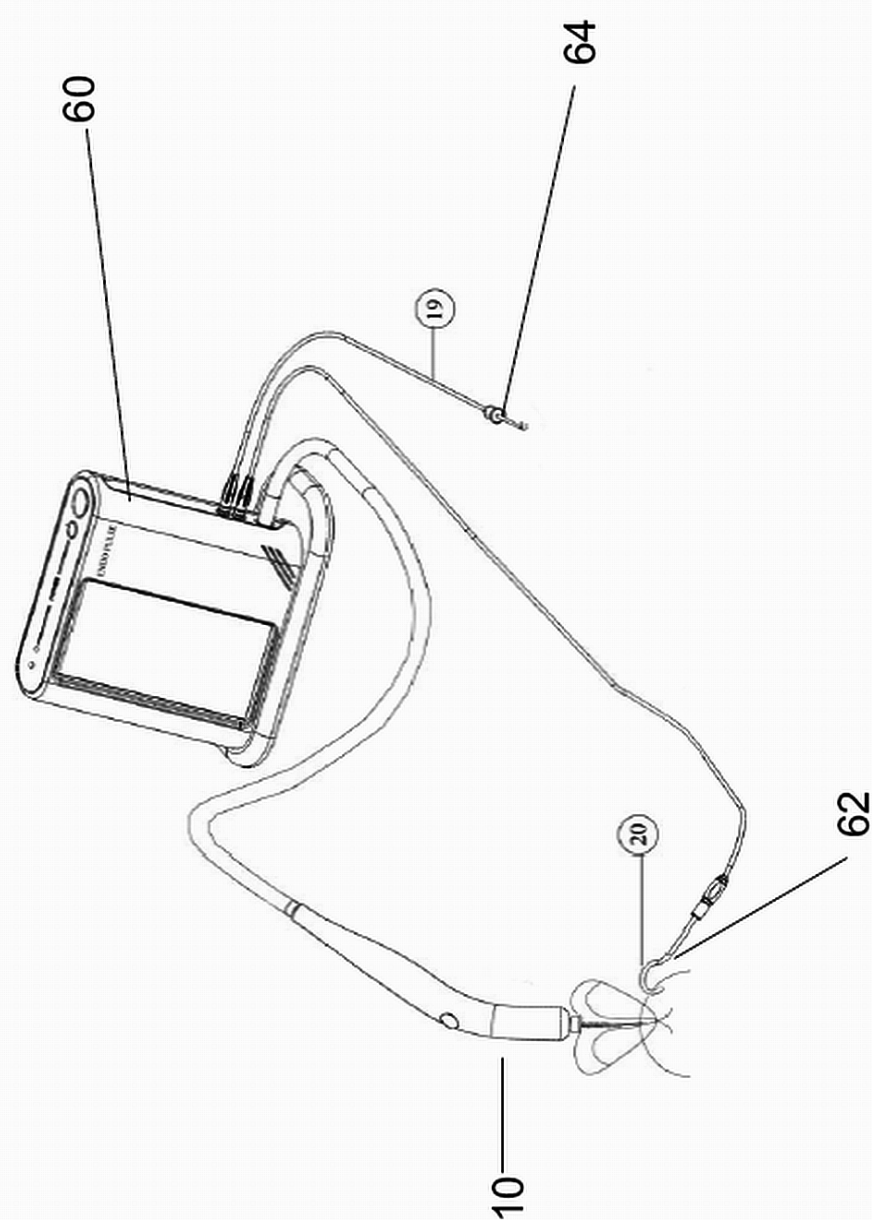
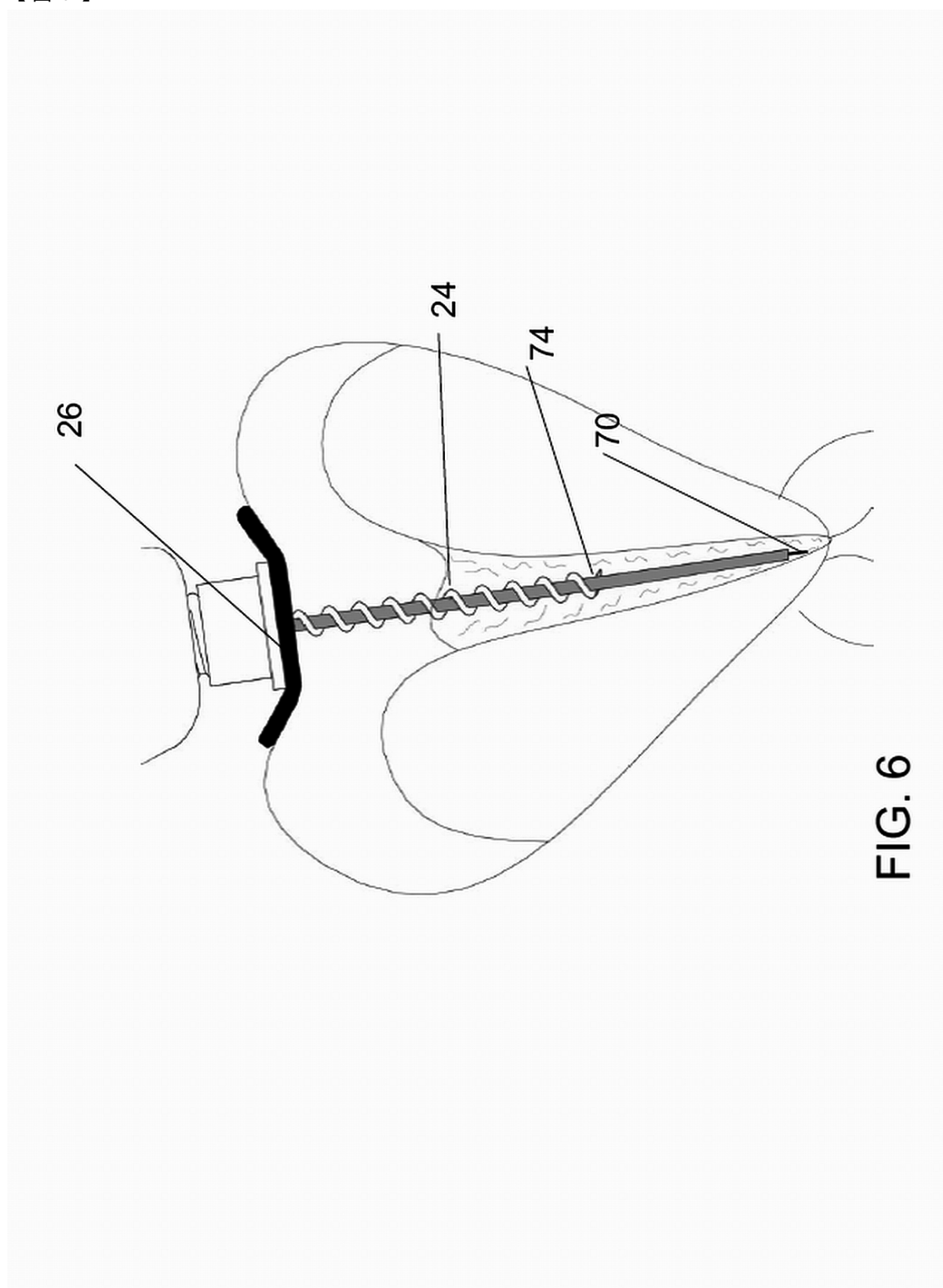


FIG. 5

【図 6】



【図 9】

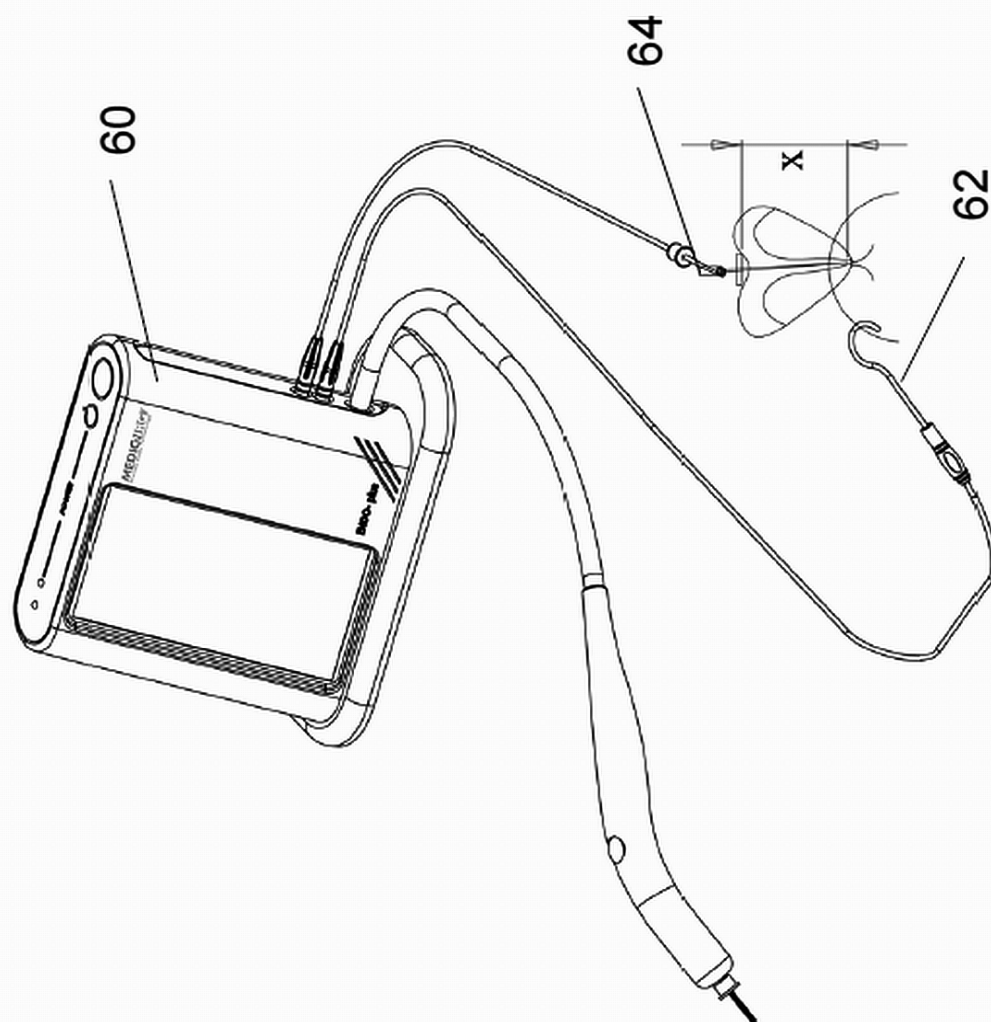


FIG. 9

フロントページの続き

- (72)発明者 ロゼンボイム, ハイム
イスラエル, 42651 ナタニア, オレシュ マツイ ストリート 16 / 1
- (72)発明者 レヴィ, ハイム
イスラエル, 37020 パルデス ハナ, ハツィヴィ ストリート 20 ビー
- (72)発明者 ロゼンステイン, サイモン
イスラエル, 48590 ロシュ ハアイン, ハアリヤ ストリート 16 / 7
- (72)発明者 パーディチェフスキー, グレゴリー
イスラエル, 49260 ペタチ - テイクヴァ, アパートメント 8, ウシシュキン ストリート 3 ビー
- (72)発明者 ゼハルハリー, オメル
イスラエル, 15148 ドア - ナ エメク ハヤルデン, キブツ アフィキム

審査官 寺澤 忠司

- (56)参考文献 米国特許第2276623 (US, A)
特表2000-515398 (JP, A)
特表2002-500055 (JP, A)
特表2008-535527 (JP, A)
特開2000-254149 (JP, A)
特公平05-010941 (JP, B2)
特表2003-516216 (JP, A)
特公昭60-058866 (JP, B2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|--------|
| A61C | 5 / 02 |
| A61L | 2 / 02 |
| A61N | 1 / 04 |