

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-531545

(P2007-531545A)

(43) 公表日 平成19年11月8日(2007.11.8)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 18/12 (2006.01)** A 6 1 B 17/39 3 1 0 4 C 0 6 0

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

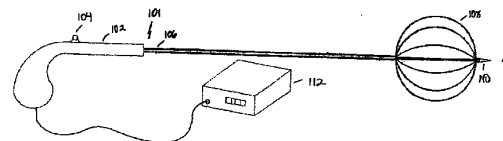
(21) 出願番号	特願2006-520268 (P2006-520268)	(71) 出願人	506011364 スティーヴン・エイ・ダニエル アメリカ合衆国カリフォルニア州94539, フリーモント, カリド・プレイス 40874
(86) (22) 出願日	平成16年7月12日 (2004. 7. 12)	(71) 出願人	506011375 デイヴィッド・エル・モリス アメリカ合衆国カリフォルニア州94539, フリーモント, カリド・プレイス 40874
(85) 翻訳文提出日	平成18年2月24日 (2006. 2. 24)	(74) 代理人	100089705 弁理士 社本 一夫
(86) 国際出願番号	PCT/US2004/022410	(74) 代理人	100140109 弁理士 小野 新次郎
(87) 国際公開番号	W02005/006999		
(87) 国際公開日	平成17年1月27日 (2005. 1. 27)		
(31) 優先権主張番号	60/486, 874		
(32) 優先日	平成15年7月11日 (2003. 7. 11)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体組織の剥離装置

## (57) 【要約】

導入器と電極列とを含んでいる剥離装置が開示されている。電極列は、導入器の末端に接続されている。電極列は、組織を貫通する構造とされた末端と、複数の電極とを有している中心部材を含んでいる。各電極の基端及び末端は相対的に固定されている。電極は、収縮状態から展開状態へと力学的に変形可能であり、展開状態において、電極は、組織の塊内において相対的に球形状を形成する。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

剥離装置であって、  
導入器と、

前記導入器の末端に結合された電極列であって、組織を貫通するような構造とされた末端を備えた中心部材と、複数の電極とを含み、各電極の基端及び末端は相互に固定されており、前記複数の電極は、収縮状態から、組織の塊内に相対的に球形状を形成する展開状態へと力学的に変形可能であるようになされた剥離装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の剥離装置であって、

前記電極が更にエネルギー源に接続される構造とされている剥離装置。

10

## 【請求項 3】

請求項 1 に記載の剥離装置であって、

前記複数の電極が双極電極であるようになされた剥離装置。

## 【請求項 4】

請求項 1 に記載の剥離装置であって、

前記電極列の電極が第 1 の極性の電気エネルギーを伝導し、前記中心部材が第 2 の極性の電気エネルギーを伝導するようになされた剥離装置。

## 【請求項 5】

請求項 1 に記載の剥離装置であって、

前記電極列の電極が、第 2 の極性の少なくとも 1 つの双極電極と直列に接続された第 1 の極性の少なくとも 1 つの双極電極を含んでいる交互に変わる極性の列で配列されている剥離装置。

20

## 【請求項 6】

請求項 1 に記載の剥離装置であって、

前記電極のうちの 1 以上が少なくとも 1 つの内腔を含んでいる剥離装置。

## 【請求項 7】

請求項 1 に記載の剥離装置であって、

前記電極の構造を制御するために結合された進入装置を更に含んでおり、前記電極は、当該装置を組織の塊内に配置する前に、前記進入装置を使用して収縮状態に配置され、前記電極は前記進入装置を使用して展開状態に配置されるようになされた剥離装置。

30

## 【請求項 8】

請求項 7 に記載の剥離装置であって、

前記電極が、当該装置の組織の塊内への配置と同時に前記展開状態に配置されるようになされた剥離装置。

## 【請求項 9】

請求項 7 に記載の剥離装置であって、

前記電極が当該装置の組織の塊内への配置に引き続いて前記展開状態に配置されるようになされた剥離装置。

## 【請求項 10】

請求項 1 に記載の剥離装置であって、

少なくとも 1 つのセンサーを更に含んでいる剥離装置。

40

## 【請求項 11】

組織剥離装置であって、

ハンドルに結合された基端と末端とを含む導入器と、

展開部材と、エネルギー源に接続する構造とされた複数の電極とを含むエネルギー給送装置であって、前記展開部材は、前記導入器の末端に結合された基端と、組織に貫入する構造とされた末端とを含んでおり、前記複数の電極は、収縮状態と展開状態との間を力学的に変形可能であり、前記収縮状態が、前記電極を、前記展開部材にほぼ平行な相対的に真っ直ぐな形状に配置し、前記展開状態は、前記電極を相対的に球形状に変形させるようにな

50

された前記エネルギー供給装置とを含む剥離装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の剥離装置であって、

前記エネルギー源が高周波 ( R F ) 発生器を含んでいる剥離装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 1 に記載の剥離装置であって、

前記複数の電極が電極列を形成している双極電極であり、前記電極列の電極が、第 1 の極性の電気エネルギーを伝導し、前記中央部材が第 2 の極性の電気エネルギーを伝導するようになされた剥離装置。

【請求項 1 4】

剥離装置であって、

電源と、

導入器の末端に結合された電極列を含んでいる組織剥離器であって、前記電極列は、組織を貫通する構造とされた末端と、少なくとも 1 つが前記エネルギー源に結合されている複数の電極とを備えている支持部材とを含んでおり、各電極の基端及び末端が相対的に固定されており、前記複数の電極が、収縮状態から、電極が組織の塊内で相対的に球形状を形成する展開状態まで力学的に変形可能であるようになされた組織剥離器とを含む剥離装置。

10

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の剥離装置であって、

前記 R F 発生器と前記双極電極との間にコントローラを更に含んでいて、前記双極電極の各々への電気エネルギーの給送の自動制御を提供するようになされた剥離装置。

20

【請求項 1 6】

請求項 1 4 に記載の剥離装置であって、

前記収縮状態が、前記電極を、前記支持部材にほぼ平行な相対的に真っ直ぐな状態に配置するようになされた剥離装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 4 に記載の剥離装置であって、

前記電極が、前記エネルギー源からの電気エネルギーを前記組織の塊へと接続し、前記電気エネルギーは、エネルギーの給送経過時間、目標組織の温度及び目標組織のインピーダンスのうち少なくとも 1 つに応じて制御され、前記目標組織に結合されたエネルギーが前記目標組織の球状の塊を剥離するようになされた剥離装置。

30

【発明の詳細な説明】

【関連出願】

【0 0 0 1】

本願は、2003年7月11日に出願された米国特許出願第60/486,874号に基づく優先権を主張している。

【発明の分野】

【0 0 0 2】

本発明は、組織の剥離のための装置及び方法に関し、より特定すると、生体組織内の球状の剥離を形成する技術に関する。

40

【背景技術】

【0 0 0 3】

肝臓及びその他の器官の良性及び悪性の腫瘍の治療に使用するための組織切除のような標準的な外科処置は、有効性、罹患率及び死亡率に影響を及ぼす幾つかの重大な欠点を有している。これらの欠点の基本的な問題点は、種々の場合に行われる切除が不可能である点である。この制限事項を解消する助けとするために、一連の単極高周波 ( R F ) 装置が組織の剥離及び切除において使用するために設計された。しかしながら、これらの単極の装置は、典型的な臨床状況において限られた有用性を有するだけである。なぜならば、これらは、過度に複雑であり且つ使用方法が難しく、時間がかかる処置をもたらし、接地パ

50

ッドバーによって患者に付加的な傷を付けることにつながり得るからである。更に、これらの単極の組織剥離装置は、形成することができる剥離の範囲及び大きさが限られており且つ全体として効率が悪い剥離結果となり調和性が低い。結局、これらの単極の組織剥離装置の欠点を解消する組織剥離装置が必要とされている。

【実施形態の詳細な説明】

【0004】

図面において、同一の参照符号は、同一か又はほぼ類似している部材及び作用を特定している。あらゆる特別な部材又は作用の説明を容易に特定するために、参照符号において最も重要な符号は、部材が最初に導入された図面の番号を示している（例えば、部材104は、図1に関して最初に導入され且つ説明されている）。

10

【0005】

ここでは、種々の生体組織内の剥離組織の塊をもたらすための多くの構成部品及び方法を含む組織剥離装置が記載されている。生体組織としては、肝臓、脾臓、腎臓、肺臓、胸部及びその他の器官を含む人体の種々の器官の組織があるが、これらに限られない。以下の説明においては、組織剥離装置の完全な理解及び実施形態の説明を可能にするために、多くの特別な細部が導入されている。しかしながら、当業者は、この組織剥離装置は、これらの特別な細部の1以上が無い状態で又は他の構成部品、装置等によって実施できることを認識するであろう。他の例においては、組織剥離装置の不明確な解釈を避けるために、良く知られている構造又は動作は、示されていないか又は詳細に説明されていない。

【0006】

20

図1は、一実施形態による組織剥離装置100を示している。組織剥離器101は、一実施形態による、ハンドピース102、展開用スライダ104、給送部材/チューブ106、複数のエネルギー導管108及び末端110を含んでいる。本明細書では電極108と称されているエネルギー導管108は収縮状態にあるが、これに限定されない。図2は、一実施形態による、展開状態にあるエネルギー導管108を備えた組織剥離器である。この組織剥離器101もまた、当該技術において知られており且つ組織剥離器101を含む処置に適した他の構成部品を含むこともできる。

【0007】

次いで、組織剥離装置100の構成部品を図1及び2を参照して説明する。組織剥離器101のハンドピース102は、ユーザーが組織剥離器101を把持することができるハンドルを含んでいる。ハンドピース102は、エネルギー源112と、1以上のエネルギー導管108との間の結合部を提供しており、当該エネルギー導管は、ハンドピース102とエネルギー源112とのうちの少なくとも1つに接続されていても良いし又は接続されていなくても良い。一実施形態においては、ハンドピース102と一体化されている展開用スライダ104すなわち展開機構104は、作動時にエネルギー導管108を展開させたり収縮させたりする。

30

【0008】

組織剥離器101はまた、目標組織内へのエネルギー導管108の配置を支援する給送部材/チューブ106をも含んでいるが、これに限定されない。給送部材/チューブ106は、電極を介する導電を可能にするために、導電性であるか、調製又はコーティングのいずれか1つがなされた材料を使用して形成される。一例として、給送部材/チューブ106は、ステンレス鋼、ニッケルチタン合金及びウルテム（U l t e m）、ポリカーボネート及び液晶ポリマーを含む樹脂のうちの1つを使用して形成されるが、これに限定されない。給送部材/チューブ106は、治療処置に適する人体の一部分内へ伸長するのに適するものとして、約0.127乃至1.27センチメートル（0.05乃至0.5インチ）の直径と約0.254乃至50.8センチメートル（0.1乃至20インチ）の長さとを有している。一例として、1つの実施形態の給送部材/チューブ106は、約0.203乃至0.762センチメートル（0.08乃至0.3インチ）の直径と、約5.08乃至30.48センチメートル（2乃至12インチ）の長さとを有している。

40

【0009】

50

エネルギー導管 108 は、特別なタイプの組織内に挿入するのに適した構造とされているけれども、1 以上の材料によって作られており且つ目標組織に対する結合を支援し且つエネルギー導管が目標組織を剥離するのに十分なエネルギーを給送することができる形状、大きさ及びパターンを有している。エネルギー導管 108 は、二、三例を挙げると、導電性の又はメッキされた金属及び/又は樹脂、形状記憶合金を含む超合金及びステンレス鋼の中から選択された材料を含んでいる。エネルギー導管 108 は、ニッケルチタン合金を含んでいるが、例えば、ステンレス鋼、ニッケルチタン及び種々の合金を含むあらゆる数の材料/材料の組み合わせによって形成することができる。

#### 【0010】

電極列 108 と称することができる一実施形態のエネルギー導管 108 は、対応する装置のエネルギー給送パラメータ（電流、インピーダンス等）に応じた多くの異なるサイズ（長さ及び直径を含む）を有することができる。異なる直径を有しているエネルギー導管 108 の使用は、目標組織内のエネルギー/エネルギー密度の均衡を可能にする。従って、異なる直径を有するエネルギー導管 108 の使用は、エネルギー導管 108 間の間隔に加えて目標組織内でのエネルギーの均衡に対する制御手段を提供する。一実施形態における 1 以上のエネルギー導管 108 の外径は、約 0.0127 乃至 0.236 センチメートル（0.005 乃至 0.093 インチ）の範囲内であるが、これに限られない。更に、一実施形態においては、エネルギー導管 108 は、約 1 乃至 15 センチメートルの範囲内の剥離直径を生じさせるか又は形成するのに十分な長さを有しているけれども、これに限られない。一例として、一実施形態による導管 108 は、約 0.0254 乃至 0.0635 センチメートル（0.001 乃至 0.025 インチ）の外径と、約 3 乃至 9 センチメートル（cm）の範囲の剥離直径を生じさせ且つ形成するのに十分な長さを有している。

#### 【0011】

種々の代替的な実施形態のエネルギー導管 108 には、エネルギー導管 108 の曲がり及び/又は形状を支持する材料が含まれ得る。更に、代替的な実施形態のエネルギー導管には、対応する処置及び/又は目標組織のタイプのエネルギー給送条件に適したエネルギー導管 108 の軸に沿った種々の区分及び/又は比率で設けられる非導電性材料、コーティング及び/又は被覆が含まれ得る。

#### 【0012】

一実施形態のエネルギー源 112（発生器 112 すなわち発電器 112 とも称される）は、組織を剥離するために、予め特定された量のエネルギーを選択可能な周波数で給送するが、これに限定されない。エネルギー源 112 は、高周波（RF）レンジで作動する発電器を含む種々のエネルギー源のうちの一つを含んでいる。より特別には、エネルギー源 112 は、約 375 乃至 650 Hz の周波数レンジで、約 0.1 乃至 5 アンペアの電流で、約 5 乃至 100 オームのインピーダンスで作動する RF 発生器を含んでいるが、これに限定されない。一例として、一実施形態のエネルギー源 112 は、約 400 乃至 550 Hz のレンジの周波数で、約 0.5 乃至 4 アンペアの電流で作動するが、これに限定されない。組織は、剥離プロセスを監視し又は制御するためのエネルギー源 112 からの電気出力パラメータの選択は、組織のタイプ、オペレータの経験、技術及び/又は嗜好に応じて変化させても良い。

#### 【0013】

組織剥離装置 100 は、例えば、エネルギー源 112 からのエネルギーの給送を半自動的に又は自動的に制御するためのコントローラ（図示せず）のようなあらゆる数の付加的な構成部品を含むことができる。コントローラは、例えば、エネルギー導管 108 への出力を増大させ、エネルギー導管 108 が温度センサーを含んでいるか又は遠隔センサーから温度情報を受け取っているときには温度を制御し、及び/又はインピーダンス、出力、電流及び/又はその他の出力パラメータを監視し又は制御する。コントローラの機能は、エネルギー源 112 の機能と一体化することができ、組織剥離装置 100 の他の構成部品と一体化することができるが、これに限定されない。

## 【0014】

更に、組織剥離装置100は、オペレータ用ディスプレイ（図示せず）を含むことができ、このディスプレイは、1以上のエネルギー導管108の温度のような加熱パラメータ、インピーダンス、出力、電流、タイミング情報及び/又はエネルギー源112の出力電圧の表示を提供する。ディスプレイの機能は、エネルギー源112の機能と一体化することができ、又は組織剥離装置100の他の構成要素と一体化することができ、又は組織剥離装置の構成要素間に結合された独立ユニットの形態とすることができるが、これに限定されない。

## 【0015】

作動時には、ユーザーは、展開用スライダ104を進入させ、又は予め成形されたエネルギー導管が解放される場合には、これに回答してエネルギー導管108が収縮状態から展開状態へと付勢される。図2に示されたような展開されたエネルギー導管の形状は、一まとめにされたときに、球の外形を形成する一連のほぼ半球部分を形成することができる。組織剥離装置は、展開された電極にエネルギーが適用されたときに球状の塊の剥離組織を生じる。

10

## 【0016】

図3は、給送部材/チューブ106、展開部材又はロッド112、収縮状態にある複数のエネルギー導管108（簡素化のために2つのエネルギー導管が示されているが、この実施形態に限定されない）及び末端先端110を含んでいる図1の実施形態による組織剥離器101の末端部分を示している。エネルギー導管108は、エネルギー源又はエネルギー発生器（図示せず）に対して、個々に又は集合的に結合されている。エネルギー導管108が収縮状態にあるときには、組織剥離器の末端部分は、組織に貫入し且つ良性又は悪性の腫瘍を含んでいるかも知れない領域内及び近くへの進入/配置に好適な極めて流線形の外形を提供している。

20

## 【0017】

図4は、図1の実施形態による組織剥離器101であって、給送部材/チューブ106、展開部材又はロッド112、展開状態にある複数のエネルギー導管108及び末端先端110を含んでいる組織剥離器101の末端部分を示している。エネルギー導管108は、エネルギー源すなわち発生器（図示せず）に個々に又は集合的に接続されている。対応する医療処置に適した目標組織内への組織剥離器の末端部分の配置に続いて、ユーザーは、展開用スライダ（図示せず）をエネルギー導管108へと進入させ、このようにして、剥離されるべき所望の組織の塊を完全に包囲する。

30

## 【0018】

エネルギー導管108の展開に関して、エネルギー導管108の幾つか又は全てを、展開用スライダの進入に回答して展開させることができる。例えば、一つの実施形態の全てのエネルギー導管108は、展開用スライダの進入に回答して同時に展開される。もう一つ別の例として、一組のエネルギー導管108を展開させて第1の直径を有する球を形成することができ、一方、別の組のエネルギー導管108を展開させて第2の直径を有する球を形成することができる。他の代替的な実施形態は当該技術において知られている付加的な展開方法を使用することができる。

40

## 【0019】

一つの実施形態のエネルギー導管108は、目標組織に高周波（RF）電流を給送し、従って、電気極性とすることができる。エネルギー導管の交互に変わる極性の列は、交互に変わる極性の種々の列の組み合わせを含んでいる。例えば、10個のエネルギー導管を使用している実施形態においては、交互に変わる極性は、正極（+）、負極（-）、+、-、+、-、+、-、+、-である。代替的な極性の列は、+、+、-、-、+、+、-、-、+、+である。もう一つ別の極性の列は、-、-、+、+、-、-、+、+、-、-である。更に別の代替的な極性の列は、+、+、+、+、+、-、-、-、-、-である。これらの例は単に例示であり、ここに記載されている組織剥離装置100は、10個の電極又はそれらの交互に変わる極性構造に限定されない。

50

## 【0020】

代替的な実施形態のエネルギー導管は、単一の電気極性の電気を伝導し、展開ロッド112は、エネルギー導管と反対の極性の電気を伝導する。更に別の代替的な実施形態においては、展開可能なエネルギー導管は同じ電気極性間で切り換えられ、展開ロッドは、他の極性であり且つ展開可能なエネルギー導管間で交互に変わる極性とされる。更に別の代替的な実施形態においては、展開ロッド及び展開可能なエネルギー導管は、単一の電気極性であり、1以上の二次接地パッドと一緒に使用されて、反対の極性の部材を提供する。

## 【0021】

治療方法に適する形状及びサイズを有する剥離された組織の塊を形成するために、種々の代替的な実施形態は、処置においてあらゆる数のエネルギー導管を同時に使用することができる。ここに記載された組織剥離器に鑑みて、多数の代替例が当業者によって認識されるであろう。

10

## 【0022】

図5は、中心展開ロッド112、展開状態にある複数のエネルギー導管108（簡素化のために、2つのエネルギー導管が示されているが、この実施形態はこのように限定されない）、導管絶縁部材504及び末端先端110を示している。エネルギー導管108を介する交互に変わる極性の電気エネルギーを給送する支援においては、導管絶縁部材504は、エネルギー導管108の各々の間の電気絶縁を維持しつつ、エネルギー導管108の末端と機械的に結合する。この組織剥離器においては、展開可能なエネルギー導管108は、導管絶縁部材504に結合されている。エネルギー導管108と導管絶縁部材504との組み合わせは、非導電性保持ディスク502に結合されており、ディスク502は導電性の展開ロッド112に結合されている。更に、この実施形態においては、展開ロッド112には、組織を穿刺するのに適している導電性末端先端110が結合されている。展開用スライダを進入させることによって、展開可能なエネルギー導管すなわち電極108が圧縮負荷を受ける。この力は展開可能なエネルギー導管108の支柱強度を越えて増大するので、エネルギー導管108は、制御された形態で外方へ曲げられ且つ展開する。

20

## 【0023】

別の方法として、エネルギー導管108は、ニッケルチタン合金のような適切な材料によって作られているときには、所望の形状に予め成形することができる。予め成形された電極を使用して、展開用スライダの進入によって、展開可能な電極がその予め成形された形状に戻るのを許容する。RF電流のような少量のエネルギーの適用は、組織内での電極の展開を助長する助けとすることができる。

30

## 【0024】

図6は、図1の実施形態による、給送部材/チューブ106、展開部材112及び展開状態にある複数のエネルギー導管108（簡素化のために2つのエネルギー導管が示されているが、当該実施形態は、このように限定されない）を含んでいる組織剥離器101の中央部分を示している。エネルギー導管108の基端604は、電気絶縁部材602すなわち絶縁材料602に結合しているが、これに限定されない。

## 【0025】

図7は、図1の実施形態による、展開部材112、末端先端110を含んでいる組織剥離器101の末端領域の分解図及びエネルギー導管保持ディスク502の回転側面図である。組織剥離器101の構成部品を末端に結合するための種々の方法が存在するけれども、このような方法のうちの一つは、展開部材112の末端を受け入れる構造とされた簡単なねじ702である。別の方法として、かみ合い部分間の圧入又は干渉嵌合又は種々の接着剤の使用もまた使用することができる。図5に関して上記した保持ディスク502は、展開部材112と末端先端110とに結合される構造とされている。

40

## 【0026】

図8は、図1の実施形態による、約5、6及び7センチメートルの直径を有する球を形成している展開されたエネルギー導管108を備えた組織剥離器101の端面図である。一実施形態の組織剥離器101は、エネルギー導管108間にほぼ均一な空間を提供している

50

が、代替的な実施形態は、エネルギー導管 108 の構造の如何なる数 / 組み合わせを支持していても良い。一つの実施形態の組織剥離器 101 は、展開可能なエネルギー導管が展開用スライダによって展開される程度に亘る制御を提供することによって、種々の球状の展開を支援するが、これに限定されない。

#### 【0027】

図9は、一つの実施形態による、組織に対して押圧されるか付勢されると組織の切断、切り離し及び突き切りのうちの1つを行うための構造とされたエネルギー導管900の断面図である。エネルギー導管900は、図1に関して上記したエネルギー導管108を形成するために使用されている。エネルギー導管900が、収縮状態(図3)から展開すなわち拡張状態(図4)まで進入せしめられたときに、エネルギー導管900は周囲の組織に貫入し又は組織を切り離す。この貫入は、一つの実施形態においては、周囲の組織を引き離すか又は切断するのに適している幾何学的構造を有するエネルギー導管を使用して達成される。代替的な実施形態におけるエネルギー導管900による組織への貫入は、エネルギー、例えばRFエネルギーを得る導管900に適用して、エネルギー導管の進入中に組織内への切り込みを助長することによって達成される。別の代替的な実施形態は、エネルギー導管900に適切な電気エネルギーを適用すると共に切断幾何学的構造を要する両方のエネルギー導管900の使用を含んでいる。

10

#### 【0028】

図10は、給送部材 / チューブと展開状態の複数のエネルギー導管A, B, C, D, E, F及びG(集合的にA~Gと称される)とを含んでいる代替的な実施形態による組織剥離器の末端部分1000を示している。エネルギー導管A~Gは、例えば、ニッケルチタン合金を含んでいるが、材料の如何なる数 / 組み合わせによって形成することもできる。更に、一実施形態のエネルギー導管A~Gの外径は、約0.0254乃至0.102センチメートル(0.010乃至0.040インチ)のレンジであるが、これに限定されない。

20

#### 【0029】

上記したように、給送部材 / チューブ1006は、エネルギー導管A~Gの配置の十分な支持を提供する。展開用スライダ(図示せず)の進入によって、エネルギー導管A~Gを展開された形状へと進入させ且つ展開せしめられる。これらのエネルギー導管A~Gの形状は、この実施形態においては、一まとめにされたときに、剥離のために目標組織の塊を十分に包囲する球1099の外形を形成する一連のほぼ半球部分を形成することができる。エネルギー導管A~GにRFエネルギーを適用することによって、剥離組織の球状の塊を生じさせ又は形成する。

30

#### 【0030】

一実施形態のエネルギー導管A~Gは、各々、交互に変わる電気極性を有する構造とされている。代替的な実施形態のエネルギー導管は、単一の電気極性であり、給送部材 / チューブ1006は、反対の極性を伝導する。更に別の代替的な実施形態においては、エネルギー導管A~Gは、同じ電気極性間で個々に切り換えられ、給送部材 / チューブ1006は、エネルギー導管A~Gの極性と反対の交互に変わる極性を伝導する。更に別の代替的な実施形態においては、給送部材 / チューブ1006及びエネルギー導管A~Gは、単一の電気極性からなり、1以上の二次接地パッドと一緒に使用されて反対の極性の部材を提供する。

40

#### 【0031】

作動時には、一つの実施形態の組織剥離装置は、エネルギー導管A~Gを介して目標組織にエネルギーを給送する。該エネルギーは、例えば、高周波(RF)エネルギーを含んでいるが、これに限定されない。エネルギーは、多数の技術のうちのいずれかを介して給送される。エネルギーは、パルス波形及び / 又は連続波形によって適用することができるが、これに限定されない。

#### 【0032】

組織剥離装置の使用を含む例示的な過程においては、エネルギーは、目標組織内へのエネルギー導管A~Gの展開中に、エネルギー導管A~Gに適用することができる。このエネルギーは、過程が進行するときに及び過程に適するように、自動的に又は別の方法としては手動

50



によって適用することができる。更に、目標組織に給送されたエネルギーは、出力レベル、波形及び出力レベルと波形との組み合わせのうちいずれかを調整することによって、処置中に調整することができる。

#### 【0033】

組織剥離装置の使用を含む別の例示的な過程においては、エネルギーは、目標組織内へのエネルギー導管 A ~ G の展開に続いて、エネルギー導管 A ~ G に適用することができる。このエネルギーは、過程に適するように自動で又はさもなければ手動によって適用することができる。目標組織に給送されるエネルギーは、出力レベル、波形及び出力レベルと波形との組み合わせのうちいずれかを調整することによって、処置中に手動によって及び / 又は自動的に調整することができる。

10

#### 【0034】

組織剥離器 1000 の構成部品に加えて、組織剥離の進行をガイドし又は制御するために、種々の感知技術を使用することができる。例えば、温度センサーを、エネルギー導管 A ~ G 及び給送部材 / チューブ 1006 のうちの少なくとも 1 つに埋設し又は取り付け、ユーザー及び / 又はエネルギーコントローラに対するフィードバックを提供することができる。更に、種々のセンサーを、組織剥離器 1000 から目標組織内へ展開させることができる。

#### 【0035】

上記した組織剥離装置の構成部品に加えて、組織剥離の進行をガイドし又は制御するために、組織剥離装置と共に及び / 又は組織剥離装置に結合して使用することができる。例えば、温度センサーを展開可能なエネルギー導管に埋設し又は取り付け、ユーザー又はエネルギーコントローラにフィードバックを提供することができる。種々のセンサーもまた、目標組織（この場合には、球）内に装置から組織内へ展開させることもできる。

20

#### 【0036】

図 11 は、給送部材 / チューブ 1106、複数の第 1 のエネルギー導管 R, S, T, U, W, X, Y, Z (集合的に R ~ Z と称される) と、展開状態の複数の第 2 のエネルギー導管 H, I, J, K, L, M, N 及び P (集合的に H ~ P と称される) 並びに Q を含んでいる更に別の代替的な実施形態による組織剥離器の末端部分 1100 を示している。明確化のために、電極 H, I, K, M, P, S, T, U, X, Y 及び Z は、図 11 に示されている装置の側面図においては省略されている。第 1 のエネルギー導管 R ~ Z 及び第 2 のエネルギー導管 H ~ P は、例えば、ニッケルチタン合金を含んでいるが、上記したものの材料の如何なる数 / 組み合わせによって形成することもできる。一つの実施形態の第 1 の R ~ Z 及び第 2 の H ~ P の外径は、ほぼ 0.0254 乃至 0.203 センチメートル (0.010 乃至 0.080 インチ) のレンジであるが、これに限定されない。

30

#### 【0037】

上記したように、給送部材 / チューブ 1106 は、第 1 のエネルギー導管 R ~ Z の配置のための十分な支持を提供する。同様に、第 1 のエネルギー導管 R ~ Z は、第 2 のエネルギー導管 H ~ P の配置のための十分な支持を提供している。一つの実施形態の組織剥離器は、一つの第 2 のエネルギー導管を、各第 1 のエネルギー導管の末端内の 1 以上の末端ポート及び / 又は横ポートから展開させるけれども、組織剥離器の代替的な実施形態は、1 以上の第 2 のエネルギー導管を各第 1 のエネルギー導管の 1 以上の末端及び / 又は横ポートから展開させることができる。上記した展開用スライダ (図示せず) は、エネルギー導管 R ~ Z、H ~ P 及び Q を進入させ且つ目標組織内で展開状態又は展開形状へと展開させる。展開された状態のエネルギー導管 R ~ Z、H ~ P は、この実施形態においては、一まとめにされたときに剥離のための目標組織の塊を十分に包囲する球 1199 の外径を形成する一連のほぼ半球状の区分を形成する。エネルギー導管 R ~ Z、H ~ P 及び Q に RF エネルギーを適用することによって、剥離された組織の球状の塊を生じさせ又は形成する。

40

#### 【0038】

一つの実施形態のエネルギー導管 R ~ Z、H ~ P 及び Q は、各々、交互に変わる電気極性を有するような構成とされている。代替的な実施形態のエネルギー導管は、単一の電気極性

50

の電気エネルギーを伝導し、給送部材 / チューブ 1 1 0 6 は、反対の極性を有する電気エネルギーを伝導する。更に別の代替的な実施形態においては、エネルギー導管 H ~ P 及び R ~ Z は、同じ電気極性間で個々に切り換えられ、エネルギー導管 Q は、エネルギー導管 H ~ P 及び R ~ Z の極性と反対の交互に変わる極性の電気エネルギーを伝導するように結合されている。更に別の代替的な実施形態においては、全てのエネルギー導管 R ~ Z、H ~ P 及び Q は単一の電気極性からなり、1 以上の第 2 の接地パッドと一緒に使用されて、反対極性の部材を提供している。更に別の実施形態においては、電極 Q は存在せず、エネルギーは残りの電極内を通過する。

#### 【 0 0 3 9 】

作動時には、一つの実施形態の組織剥離装置は、エネルギー導管 R ~ Z 及び Q を介して目標組織へエネルギーを給送する。エネルギーとしては、例えば高周波 ( R F ) エネルギーがあるが、これに限定されない。エネルギーは、そのうちのいくつかがこのに記載されている多数の技術のうちのいずれかによって給送される。エネルギーは、パルス波形及び / 又は連続波形によって適用することができるが、これに限定されない。

#### 【 0 0 4 0 】

この組織剥離装置の使用を含む例示的な処置においては、エネルギーは、目標組織内へのエネルギー導管 R ~ Z、H ~ P 及び Q の展開中に、エネルギー導管 R ~ Z、H ~ P 及び Q に適用することができる。エネルギーは、処置が進行し且つ処置に対して適するとき、自動的に又はさもなければ手動によって適用することができる。更に、目標組織に給送されるエネルギーは、出力レベル、波形及び出力レベルと波形との組み合わせのいずれかを調整することによって調整することができる。

#### 【 0 0 4 1 】

この組織剥離装置を含むもう一つ別の例示的な処置においては、目標組織内へのエネルギー導管 R ~ Z、H ~ P 及び Q の展開に続いて、エネルギー導管 R ~ Z、H ~ P 及び Q にエネルギーを適用することができる。エネルギーは、処置に適したものとして、自動的に又はさもなければ手動によって適用することができる。更に、目標組織に給送されるエネルギーは、出力レベル、波形及び出力レベルと波形との組み合わせのいずれかを調整することによって処置中に手動によって及び / 又は自動的に調整することができる。

#### 【 0 0 4 2 】

組織剥離器 1 1 0 0 の構成部品に加えて、組織剥離の進行をガイドし又は制御するために、種々の感知技術を使用することができる。ユーザー及び / 又はエネルギーコントローラにフィードバックを提供するために、例えば、温度センサーをエネルギー導管 R ~ Z、H ~ P 及び Q の少なくとも 1 つに配設し又は取り付けすることができる。更に、種々のセンサーを、組織剥離器 1 1 0 0 から目標組織内へ展開させることができる。

#### 【 0 0 4 3 】

上記した組織剥離装置の構成部品に加えて、組織剥離の進行をガイドし又は制御するために、この組織剥離装置と共に及び / 又は結合して感知技術を使用することができる。例えば、温度センサーを、展開可能なエネルギー導管に埋設し又は取り付け、ユーザー又はエネルギーコントローラにフィードバックを提供することができる。目標組織、この場合には球内の組織内へと装置から種々のセンサーを展開させることもできる。

#### 【 0 0 4 4 】

図 1 2 は、一実施形態による組織剥離器を使用している組織剥離方法のフローチャートである。作動時には、一般的に、ブロック 1 2 0 2 において、ユーザーは、組織剥離器を、医療処置に適するように、目標生体組織内に位置決めする。目標組織内への組織剥離器の配置は、超音波ステノグラフィ、コンピュータ断層撮影 ( C T ) 及び核磁気共鳴映像法 ( M R I ) のような種々の映像方法の使用を含むことができるが、これに限定されない。

#### 【 0 0 4 5 】

目標組織内の当該装置の配置に続いて、ブロック 1 2 0 4 において、ユーザーは、目標組織内で電極を展開させる。ブロック 1 2 0 6 において、電極を介して電力すなわちエネルギーが目標組織に適用される。このエネルギーは、ブロック 1 2 0 8 において、展開された

電極の形状に適する形状及び大きさの剥離された組織の塊を生じされる。ブロック 1 2 1 0 において、ユーザーは、電極を収縮させ且つ組織剥離器を目標組織から取り出す。

【 0 0 4 6 】

上記したように、一実施形態による組織剥離装置は、エネルギー導管又は電極を介して目標組織へエネルギーを給送する。エネルギーとしては、例えば、高周波 ( R F ) エネルギーが含まれるが、これに限られない。エネルギーは、多くの技術のうちのいずれかを介して給送される。エネルギーは、パルス波形及び / 又は連続波形によって適用することができるが、これに限られない。

【 0 0 4 7 】

組織剥離装置の使用を含む例示的な処置においては、エネルギーは、目標組織内へのエネルギー導管の展開中にエネルギー導管に適用することができる。このエネルギーは、処置が進行するときに、処置に適するように、自動的に又はさもなければ手動によって適用することができる。更に、目標組織に給送されるエネルギーは、出力レベル、波形及び出力レベルと波形との組み合わせのうちのいずれかを調整することによって、処置中に調整することができる。

10

【 0 0 4 8 】

組織剥離装置の使用を含むもう一つ別の例示的な処置においては、エネルギーは、目標組織内へのエネルギー導管の展開に続いてエネルギー導管に適用することができる。このエネルギーは、処置に適するように自動的に又はさもなければ手動により適用することができる。更に、目標組織に給送されるエネルギーは、出力レベル、波形及び出力レベルと波形との組み合わせのうちのいずれかを調整することによって、処置中に手動によって及び / 又は自動的に調整することができる。

20

【 0 0 4 9 】

上記したように、一実施形態による目標組織への電力の適用は、多くの方法によって自動的に及び / 又は手動によって制御することができる。第 1 のタイプの方法は、タイムスケジュールに従ったエネルギー給送の所定のパターンを使用している。第 2 のタイプの方法は、目標組織の塊へのエネルギーの適用を、組織の温度情報又はフィードバックパラメータに従って変化させることである。第 3 のタイプの方法は、目標組織の塊へのエネルギーの適用を、経過時間と組み合わせて組織のインピーダンス情報又はフィードバックパラメータに従って変える方法である。第 4 のタイプの方法は、組織のインピーダンス情報又はフィードバックパラメータに従って、目標組織の塊へのエネルギーの適用を変える方法である。第 5 のタイプの方法は、組織への温度及びインピーダンス情報又はフィードバックパラメータに従って、目標組織の塊へのエネルギーの適用を変える方法である。

30

【 0 0 5 0 】

方法の選択は医療専門家 / ユーザーの範疇であり、結果は、患者の解剖学的構造、病理学及び外科技術を含む多くの変数に依存することは注目すべきである。ここに記載した組織剥離のための組織剥離器、装置及び方法の使用によって、皮膚に対する熱傷を生じさせ得る局所的な高温を生じ得る。更に、剥離されつつある組織に隣接した組織又は器官は、熱傷を受けるかも知れない。皮膚又は隣接する組織に対する熱傷の可能性を最小化するために、温度変更方法が医師の選択で開始され得る。これらは、組織を冷却し及び / 又は引き離す滅菌アイスパック又は食塩水で湿らしたガーゼの適用を含む。

40

【 0 0 5 1 】

ここでは、導入器と電極列とを含んでいる剥離器が記載されている。電極列は、導入器の末端に結合されている。電極列は、組織に貫入する構造とされた末端を有している中心部材と複数の電極とを含んでいる。各電極の基端及び末端は相対的に固定されている。電極は、収縮状態から、電極が組織の塊内に比較的球形状を形成する展開状態へと力学的に変形可能である。

【 0 0 5 2 】

一実施形態の剥離器は、導入器と、当該導入器の末端に結合された電極列とを含んでおり、当該電極列は、組織に貫入する構造とされた末端を備えた中心部材と、複数の電極と

50

を含んでおり、各電極の基端と末端とは相対的に固定されており、前記複数の電極は、収縮状態から電極が組織の塊内に比較的球形状を形成する展開状態へと力学的に変形可能である。

【0053】

一実施形態の電極は更に、エネルギー源に結合する構造とされている。

【0054】

一実施形態の電極は、双極電極を含んでいる。

【0055】

一実施形態の電極列の電極は、第1の極性の電気エネルギーを伝導し、中央部材は第2の極性の電気エネルギーを伝導する。

10

【0056】

一実施形態の電極列の電極は、少なくとも1つの第2の極性の双極電極と直列の少なくとも1つの第1の極性の双極電極とを含んでいる相互の極性の列に配列されている。

【0057】

一つの実施形態の電極の1以上は少なくとも1つの内腔を含んでいる。

【0058】

一つの実施形態の組織剥離器は更に、電極の形状を制御するように結合された進入装置を含んでおり、前記電極は、当該進入装置を使用して、組織の塊の配置前は収縮状態に配置され、前記進入装置を使用して展開状態に配置される。

【0059】

一実施形態の組織剥離器は、ハンドルに結合された基端と末端とを含んでいる導入器と、展開部材とエネルギー源に結合する構造とされた複数の電極とを含んでいるエネルギー給送装置とを含んでおり、前記展開部材は、前記導入器の末端に結合された基端と、組織に貫入する構造とされた末端とを含んでおり、前記複数の電極は、収縮状態と展開状態との間を力学的に変形可能であり、前記収縮状態は、電極を、前記展開部材にほぼ平行な比較的真っ直ぐな形状に配置し、前記展開状態は、電極を相対的に球形状に変形させる。

20

【0060】

一実施形態のエネルギー源は、高周波(RF)発生器を含んでいる。

【0061】

一実施形態の複数の電極は、電極列を形成している双極電極であり、当該電極列の電極は第1の極性の電気エネルギーを伝導し、前記中心部材は第2の極性の電気エネルギーを伝導する。

30

【0062】

エネルギー源と組織剥離器とを含んでいる組織剥離装置が上記された。組織剥離器は、導入器の末端に結合された電極列を含んでおり、当該電極列は、組織に貫入する構造とされた末端と、少なくとも1つがエネルギー源に結合された複数の電極とを含んでおり、各電極の基端及び末端は、相対的に固定されており、前記複数の電極は、収縮状態から、前記電極が組織の塊内に相対的に球形状を形成する展開状態へと力学的に変形可能である。

【0063】

一実施形態の装置は、双極電極の各々へのエネルギーの給送の自動制御を提供するために、RF発生器と双極電極との間に結合されたコントローラを更に含んでいる。

40

【0064】

一実施形態の収縮状態は、電極を前記支持部材にほぼ平行な比較的真っ直ぐな形状に配置する。

【0065】

一実施形態の電極は、エネルギー源からのエネルギーを組織の塊に結合し、エネルギーは、エネルギーの給送経過時間、目標組織の温度及び目標組織のインピーダンスのうちの少なくとも1つに応じて制御され、目標組織に結合されたエネルギーは、目標組織の球状の塊を剥離する。

【0066】

50

明細書及び請求の範囲を通して、文脈が明確に別のものを必要としていない限り、“含む”等の用語は、排他的と反対の包括的の意味すなわち網羅的という意味、言わば、“含むが、これに限定されない”という意味に解釈されるべきである。単一又は複数の数を使用している用語もまた、各々、複数又は単一の数を含んでいる。更に、“ここでは”、“以下”“上記”という用語及びこれに類似した意味の用語は、この出願全体を示しており、本願の特定部分を示していない。“又は”という用語が2以上の物品のリストに対して使用されている場合には、この用語は、用語の以下の解釈、すなわち、リスト内の物品のいずれか、リスト内の物品の全て及びリスト内の物品のあらゆる組み合わせを包含している。

【0067】

組織剥離器及び組織剥離方法の例示された実施形態の上記の説明は、網羅的であること又は装置及び方法を開示されたものと正確に同じ形態に限定することを意図していない。組織剥離装置及び方法の特別な実施形態及び例は、例示的でここでは記載されているけれども、当業者が認識するであろうように、種々の等価な変形例が当該装置及び方法の範囲内で可能である。ここに提供されている組織剥離器及び剥離方法の教示は、上記した医療装置だけでなく、その他の医療装置に適用することができる。

【0068】

上記した種々の実施形態の要素及び作用は、更に別の実施形態を提供するために結合することができる。上記の詳細な説明を参考にして、これらの及びその他の変更を当該組織剥離装置及び方法に施すことができる。

【0069】

上記の参考例及び米国特許出願の内容は本明細書に参考として組み入れられている。当該組織剥離器及び組織剥離方法の特徴は、必要ならば、当該組織剥離器及び組織剥離方法の更に別の実施形態を提供するために、上記した種々の特許及び出願の装置、機能及び概念を採用するために改造することができる。

【0070】

一般的に、請求の範囲において使用されている用語は、当該組織剥離器及び組織剥離方法を本明細書及び請求の範囲に開示された特別な実施形態に限定するように解釈されるべきではなく、組織剥離及び/又は組織切除を提供するために請求の範囲に従って作動する全ての医療装置及び医療システムを包含すると解釈されるべきである。従って、当該組織剥離器及び組織剥離方法は、開示内容に限定されず、その代わりに、当該装置及び方法の範囲は請求の範囲全体によって決定されるべきである。

【0071】

当該組織剥離器及び組織剥離方法のある種の特徴がある種の請求項の形態で提供されているけれども、本発明者らは、あらゆる数の請求項形態で記載される当該装置及び方法の種々の特徴を意図している。従って、本発明者らは、当該組織剥離器及び組織剥離方法の他の特徴のために、このような付加的な請求項の形態を追求するために出願後に付加的な請求項を付加する権利を有している。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図1】図1は、ハンドピース、展開用スライダ、給送部材/チューブ及び収縮状態でエネルギー源と末端との間に結合される複数のエネルギー導管を含んでいる一実施形態による組織剥離器の図である。

【図2】図2は、ハンドピース、展開用スライダ、給送部材/チューブ及び展開状態でエネルギー源と末端との間に結合される複数のエネルギー導管を含んでいる図1の実施形態による組織剥離器の図である。

【図3】図3は、図1の実施形態による、給送部材/チューブ及び収縮状態にある複数のエネルギー導管を含んでいる組織剥離器の末端部分の図である。

【図4】図4は、図1の実施形態による、給送部材/チューブ及び展開状態にある複数のエネルギー導管を含んでいる組織剥離器の末端部分の図である。

10

20

30

40

50

【図5】図5は、図1の実施形態における、中心の展開ロッドと展開状態にある複数のエネルギー導管とを含んでいる組織剥離器の末端部分の拡大図である。

【図6】図6は、図1の実施形態における、中心の展開ロッドと展開状態にある複数のエネルギー導管とを含んでいる組織剥離器の中央部分の拡大図である。

【図7】図7は、図1の実施形態における中心の展開ロッドを含んでいる組織剥離器の末端の分解図であり、複数のエネルギー導管と展開ロッドと先端末端とを含んでいる給送部材/チューブの回転側面図と共に示した分解図である。

【図8】図8は、図1の実施形態において5、6及び7センチメートル（cm）の直径を有している複数の展開されたエネルギー導管の端面図である。

【図9】図9は、一実施形態において、組織に対して押されるか又は付勢されるときに、組織の切断、引き離し及び突き切りのうちの少なくとも1つのための構造とされたエネルギー導管の断面図である。

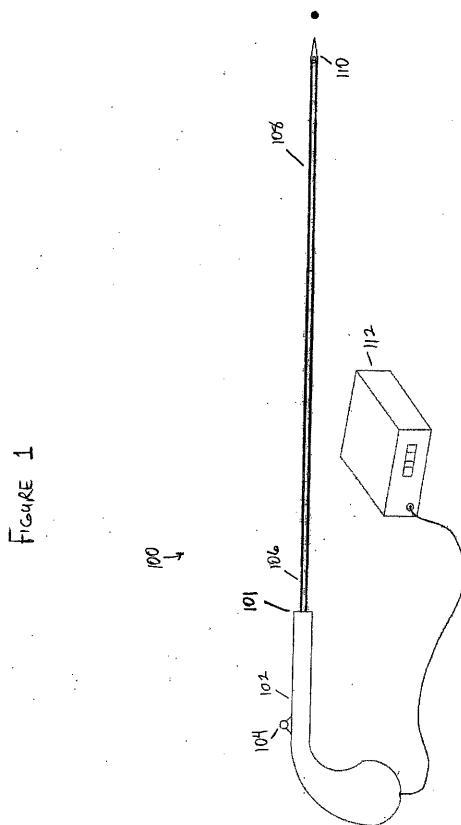
【図10】図10は、別の実施形態による、給送部材/チューブ及び展開状態の複数のエネルギー導管を含んでいる組織剥離器の末端部分の図である。

【図11】図11は、更に別の実施形態による、給送部材/チューブ及び展開状態の複数のエネルギー導管を含んでいる組織剥離器の末端部分を示している図である。

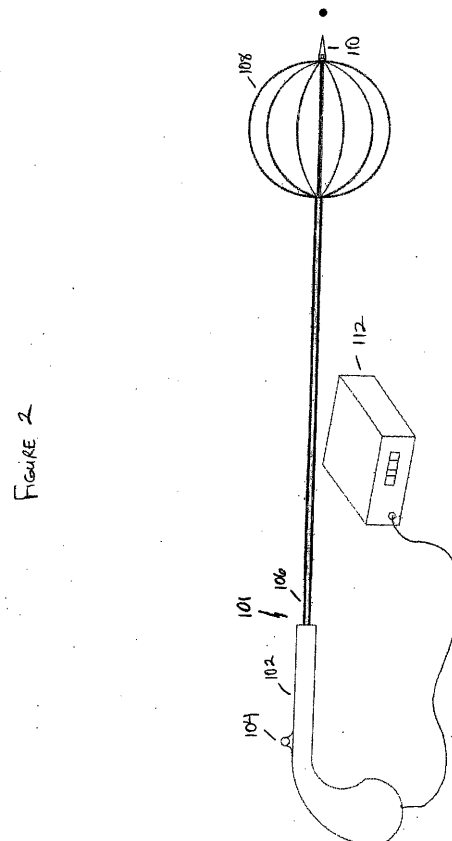
【図12】図12は、一実施形態による、組織剥離器を使用している組織剥離処置のフローチャートである。

10

【図1】



【図2】



【 図 3 】

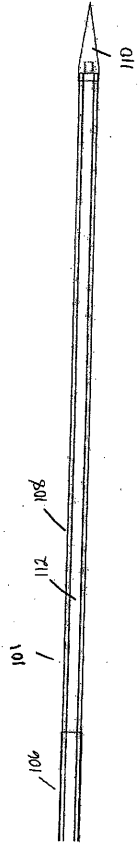


FIGURE 3

【 図 4 】

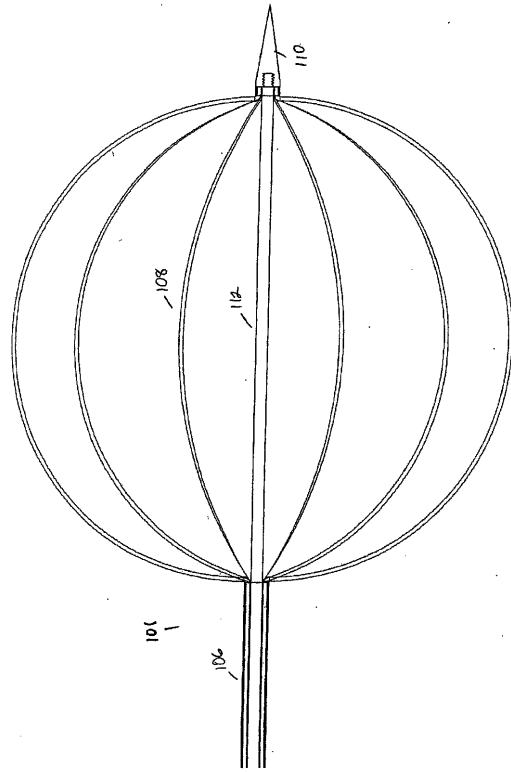


FIGURE 4

【 図 5 】

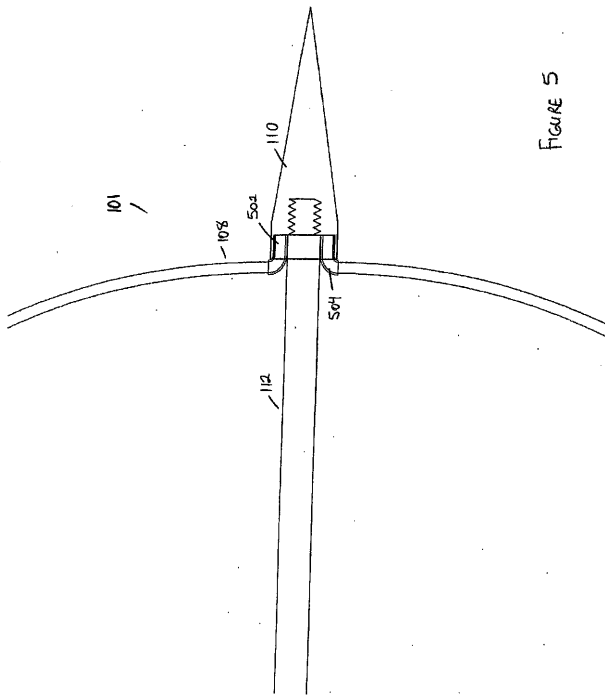


FIGURE 5

【 図 6 】

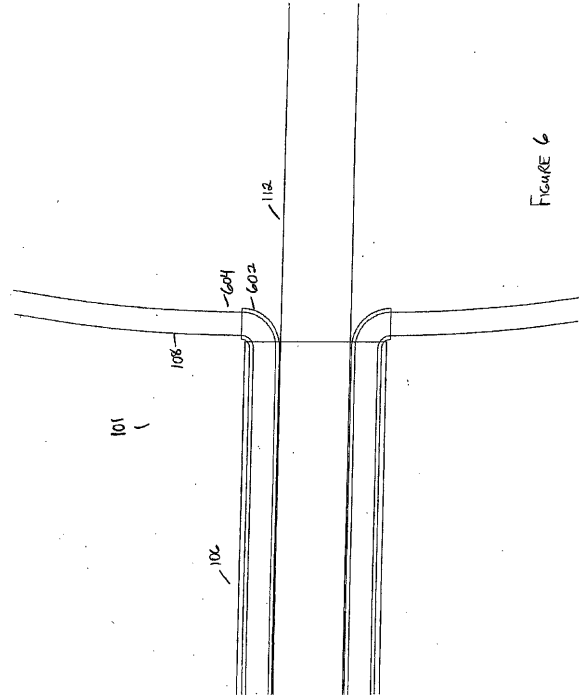


FIGURE 6

【 図 7 】

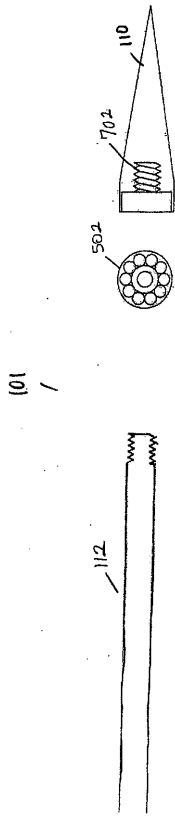


FIGURE 7

【 図 8 】

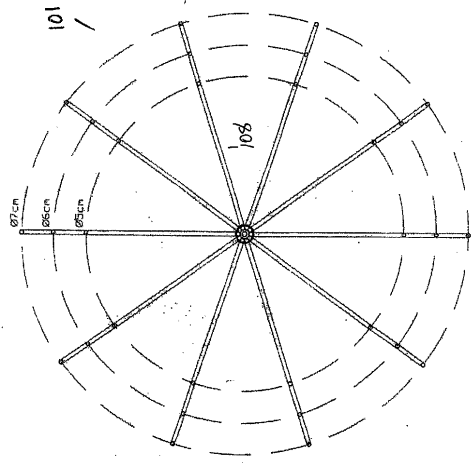


FIGURE 8

【 図 9 】

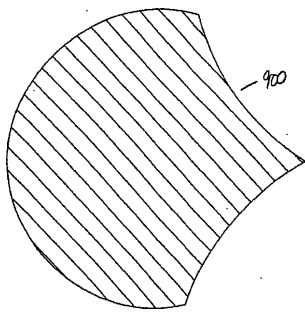


FIGURE 9

【 図 10 】

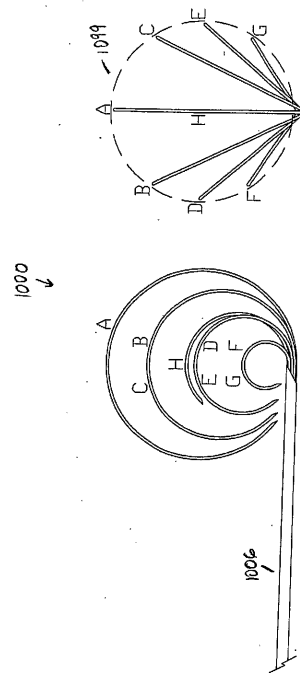


FIGURE 10



【図 1 1】

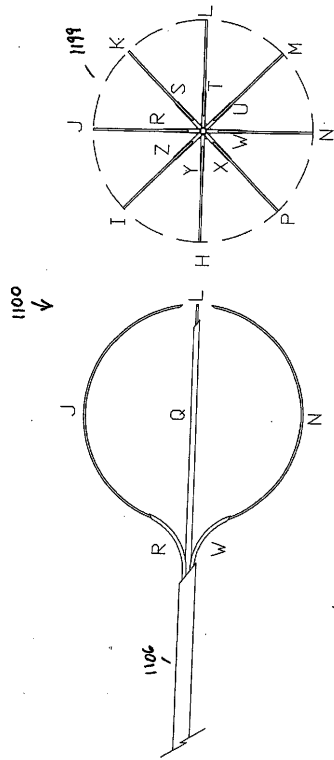
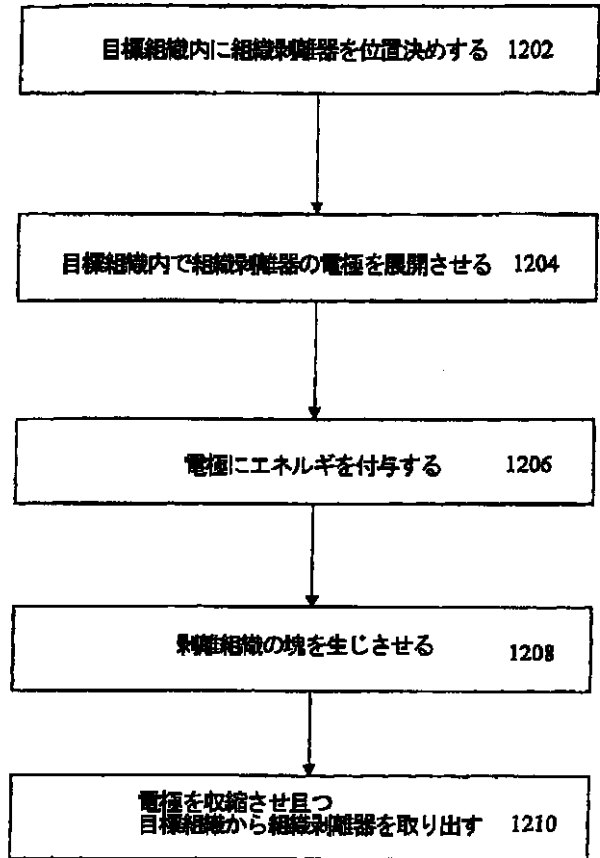


FIGURE 11

【図 1 2】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.  
PCT/US2004/022410

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 A61B18/14		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 95/02370 A (SALIM AWS SHAKIR MUSTAFA) 26 January 1995 (1995-01-26)	1-3,7,8, 11,12, 14-16
Y	abstract; figure 1 page 2, line 9 - page 11, line 34	4-6,9, 10,13,17
Y	US 2002/007181 A1 (JONES CHRISTOPHER S ET AL) 17 January 2002 (2002-01-17) abstract; claim 14; figures 1,2,6,7,9 paragraph '0044! paragraph '0054! - paragraph '0070!	4-6,9, 10,13,17
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
1 December 2004		09/12/2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Beck, E

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US2004/022410

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9502370	A	26-01-1995	AU 7190994 A WO 9502370 A2	13-02-1995 26-01-1995
US 2002007181	A1	17-01-2002	US 6237606 B1 US 6200312 B1 AU 740000 B2 AU 9484598 A BR 9814738 A CA 2303021 A1 CN 1278711 T EP 1035796 A2 JP 2001515752 T NO 20001267 A NZ 503367 A PL 339518 A1 RU 2207822 C2 WO 9912489 A2 US 6179832 B1 US 6401719 B1 US 2002147445 A1 US 2002148476 A1 US 6258084 B1 US 6398780 B1 US 6689126 B1 US 6682526 B1 US 2004162555 A1 US 2001016739 A1 US 2001041888 A1 US 6165172 A	29-05-2001 13-03-2001 25-10-2001 29-03-1999 10-10-2000 18-03-1999 03-01-2001 20-09-2000 25-09-2001 09-05-2000 31-01-2003 18-12-2000 10-07-2003 18-03-1999 30-01-2001 11-06-2002 10-10-2002 17-10-2002 10-07-2001 04-06-2002 10-02-2004 27-01-2004 19-08-2004 23-08-2001 15-11-2001 26-12-2000

## フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74) 代理人 100075270  
弁理士 小林 泰

(74) 代理人 100080137  
弁理士 千葉 昭男

(74) 代理人 100096013  
弁理士 富田 博行

(74) 代理人 100076691  
弁理士 増井 忠式

(72) 発明者 スティーヴン・エイ・ダニエル  
アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 4 5 3 9 , フリーモント , カリド・ブレイス 4 0 8 7 4

(72) 発明者 デイヴィッド・エル・モリス  
アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 4 5 3 9 , フリーモント , カリド・ブレイス 4 0 8 7 4

Fターム(参考) 4C060 KK03 KK10 KK17 KK23 KK30