

(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2010-527704

(P2010-527704A)

(43) 公表日 平成22年8月19日(2010.8.19)

(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	4 C 0 2 6
A 6 1 B 18/18 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 0	4 C 0 8 1
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 4 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	
A 6 1 L 31/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2010-509502 (P2010-509502)
 (86) (22) 出願日 平成20年5月20日 (2008.5.20)
 (85) 翻訳文提出日 平成22年1月7日 (2010.1.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2008/064248
 (87) 国際公開番号 W02008/147773
 (87) 国際公開日 平成20年12月4日 (2008.12.4)
 (31) 優先権主張番号 60/939,602
 (32) 優先日 平成19年5月22日 (2007.5.22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 509309352
 シェクター デイビッド エー.
 アメリカ合衆国 80301 コロラド州
 , ボルダー, スイート 370-264,
 ガンパーク ドライブ 6525
 (74) 代理人 100107364
 弁理士 斉藤 達也
 (72) 発明者 シェクター デイビッド エー.
 アメリカ合衆国 80503 コロラド州
 , ロングモント, ポアント ビュー ドラ
 イブ 11676
 Fターム(参考) 4C026 AA03
 4C081 AC05 BA12 BA13 CA021 CA131
 CA171 CB011 CE11 CF011 DB03

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織付着・強化のための装置、組織強化のための装置、組織を付着させ強化する方法、ならびに組織を強化する方法

(57) 【要約】

組織付着・強化のための方法及び装置と、組織強化のための方法及び装置を開示する。一実施形態において、前記装置はエネルギーアプリータとバイオポリマーアプリータとを含み、エネルギーアプリータはエネルギーを付与するよう構成され、これにより対象組織内に熱が発生して水分が蒸発し組織は乾燥し、且つコラーゲンとエラスチンのうちの少なくとも一方は変性部分とともに付着し、バイオポリマーアプリータは発生した熱を受けるよう構成され、これによりバイオポリマー材は固体状態から融解状態に変化し、且つ乾燥組織にはバイオポリマーが充満し、対象組織の部分は強化され、気密封止される。別の実施形態において、前記方法はエネルギーアプリータにより組織表面にエネルギーを付与することと、エネルギーアプリータに連結する収容部に配置されたバイオポリマーアプリータにより組織表面の中にバイオポリマー材を塗布することと、を含む。他の実施形態も開示する。

【選択図】 図16

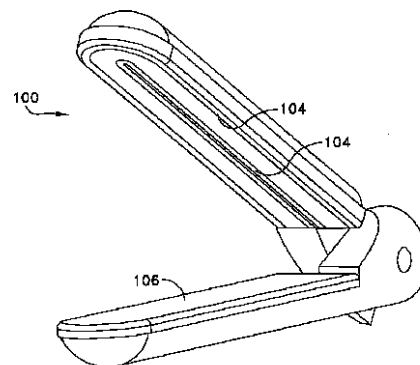


FIGURE 16

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

組織付着及び強化のための装置であって、前記装置は、
第 1 の組織接触面の近くに配置されたエネルギーアプリータと、
第 2 の組織接触面に配置されたバイオポリマーアプリータと、を備え、
前記エネルギーアプリータは、対象組織内に熱を発生させるため一定量のエネルギーを付与するよう構成され、これにより前記対象組織から細胞内・細胞外水分が蒸発し組織は乾燥し、且つ前記対象組織の中でコラーゲンとエラスチンとのうちの少なくとも一方は変性し前記対象組織の部分がともに付着し、

前記バイオポリマーアプリータは、前記対象組織に付与された前記エネルギーによって発生する前記熱を受けるため、前記対象組織に近い場所でバイオポリマー材を収容するよう構成され、これにより前記バイオポリマー材は固体状態から融解状態に相を変化させ、且つ前記乾燥組織には前記バイオポリマーが充満し前記対象組織が互いに付着した前記部分は強化され、前記バイオポリマーが冷えて前記固体状態に戻るにより気密封止されること、

を特徴とする装置。

【請求項 2】

前記エネルギーアプリータが無線周波アプリータであること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記エネルギーアプリータが超音波アプリータであること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記エネルギーアプリータがレーザアプリータであること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記エネルギーアプリータがマイクロ波アプリータであること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記バイオポリマーアプリータが多孔板を含むこと、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記多孔板が 200℃ を上回る温度まで熱的に安定していること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

前記多孔板が高温熱可塑性物質であること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 9】

前記高温熱可塑性物質がポリテトラフルオロエチレン (P T F E) であること、を特徴とする請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記多孔板が多孔質セラミックであること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

前記多孔板が多孔質金属であること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 12】

前記多孔板が無線周波エネルギーを用いる前記エネルギーアプリータの電極であること、を特徴とする請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

前記多孔板が金属面を含み、前記多孔板が無線周波エネルギーを用いる前記エネルギーアプリータの電極であること、を特徴とする請求項 6 に記載の装置。

【請求項 14】

前記バイオポリマーアプリータが前記多孔板内に埋め込まれた前記バイオポリマー材を含むこと、を特徴とする請求項 6 に記載の装置。

【請求項 15】

前記バイオポリマーアプリータが前記多孔板内に埋め込まれた前記バイオポリマー材の近くに貯留部を含み、前記貯留部が追加の前記バイオポリマー材を収容すること、を特徴とする請求項 6 に記載の装置。

【請求項 16】

前記固体状態から前記融解状態に至る前記バイオポリマー材の前記相変化を制御するため、前記貯留部が温度調節部を含むこと、を特徴とする請求項 15 に記載の装置。

【請求項 17】

前記バイオポリマー材の直接加熱により前記固体状態から前記融解状態に至る前記バイオポリマー材の前記相変化を制御するため、前記温度調節部が抵抗素子を含むこと、を特徴とする請求項 16 に記載の装置。

【請求項 18】

前記バイオポリマー材の温度調節により前記固体状態から前記融解状態に至る前記バイオポリマー材の前記相変化を制御するため、前記温度調節部が気体熱交換システムと液体熱交換システムとのうちの少なくとも一方を含むこと、

を特徴とする請求項 16 に記載の装置。

【請求項 19】

前記バイオポリマー材の温度調節により前記固体状態から前記融解状態に至る前記バイオポリマー材の前記相変化を制御するため、前記温度調節部が熱電冷却システムを含むこと、を特徴とする請求項 16 に記載の装置。

【請求項 20】

前記バイオポリマー材の温度調節により前記固体状態から前記融解状態に至る前記バイオポリマー材の前記相変化を制御するため、前記温度調節部が直接冷却システムを含むこと、を特徴とする請求項 16 に記載の装置。

【請求項 21】

前記バイオポリマー材の温度調節により前記固体状態から前記融解状態に至る前記バイオポリマー材の前記相変化を制御するため、前記直接冷却システムが生理食塩水注入部を含むこと、を特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 22】

前記貯留部が、前記バイオポリマーアプリータへ連結する内視鏡軸の条長沿いに管を含むこと、を特徴とする請求項 15 に記載の装置。

【請求項 23】

前記貯留部が、前記多孔板にわたって前記バイオポリマー材を能動的に注入するよう構成されること、を特徴とする請求項 15 に記載の装置。

【請求項 24】

前記バイオポリマー材を供給するバイオポリマーカートリッジを更に備え、前記貯留部は、前記バイオポリマーカートリッジを受け入れ、前記バイオポリマーアプリータへ前記バイオポリマー材を供給するよう構成されること、

を特徴とする請求項 15 に記載の装置。

【請求項 25】

前記対象組織に前記バイオポリマーが受動的に運ばれるよう前記多孔板が構成されること、を特徴とする請求項 14 に記載の装置。

【請求項 26】

前記バイオポリマー材が非導電性であること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 27】

前記バイオポリマー材がポリカプロラクトン (PCL) であること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 28】

10

20

30

40

50

前記バイオポリマー材がポリカプロラクトン（PCL）共重合体であること、を特徴とする請求項１に記載の装置。

【請求項２９】

前記バイオポリマー材が、３０００MW未満の分子量と、約３７ から２００ の熔融温度と、約１０００センチポアズ（cps）未満の熔融粘度とを有すること、を特徴とする請求項１に記載の装置。

【請求項３０】

前記バイオポリマー材が約６０ のガラス転移温度を有すること、を特徴とする請求項１に記載の装置。

【請求項３１】

前記バイオポリマー材が前記対象組織に吸収されたことを視覚的に伝えるため、前記バイオポリマー材が生体吸収性染料を有すること、を特徴とする請求項１に記載の装置。

【請求項３２】

前記生体吸収性染料がメチレンブルーであること、を特徴とする請求項３１に記載の装置。

【請求項３３】

前記第１の組織接触面と前記第２の組織接触面が互いに近接すること、を特徴とする請求項１に記載の装置。

【請求項３４】

前記第１の組織接触面と前記第２の組織接触面が互いに距離をおいて設置されること、を特徴とする請求項１に記載の装置。

【請求項３５】

前記エネルギーアプリータの前記第１の組織接触面が一組の顎部に配置され、前記バイオポリマーアプリータの前記第２の組織接触面が一組の顎部に配置されること、を特徴とする請求項１に記載の装置。

【請求項３６】

前記第１の組織接触面と前記第２の組織接触面が、前記一組の顎部のうちの一方の顎部にて互いに近接すること、を特徴とする請求項３５に記載の装置。

【請求項３７】

前記第１の組織接触面と前記第２の組織接触面が、前記一組の顎部の対向する顎部にて互いに距離をおいて設置されること、を特徴とする請求項３５に記載の装置。

【請求項３８】

前記バイオポリマーアプリータが第３の組織接触面を含み、前記第２の組織接触面が第１の多孔板を含み、前記第３の組織接触面が第２の多孔板を含むこと、を特徴とする請求項３５に記載の装置。

【請求項３９】

前記第２の組織接触面と前記第３の組織接触面が、前記一組の顎部の対向する顎部にて互いに距離をおいて設置されること、を特徴とする請求項３８に記載の装置。

【請求項４０】

前記一組の顎部と機能的に連結する圧力制御部を更に備え、前記圧力制御部は低圧力設定と高圧力設定とを有し、前記組織に過度のダメージを与えることなく組織を把持し接近させるため、前記顎部から少量の圧力を加えるよう前記低圧力設定が構成され、前記エネルギーアプリータと前記バイオポリマーアプリータとによる溶接にあたって前記組織を締め付けるため、前記顎部から多量の圧力を加えるよう前記高圧力設定が構成されること、

を特徴とする請求項３５に記載の装置。

【請求項４１】

前記高圧力設定の前記圧力制御部が、前記エネルギーアプリータの初期作動中に初期設定値を有し、前記圧力制御部が、前記エネルギーアプリータの初期作動後に最大設定値まで漸増する圧力を有すること、を特徴とする請求項４０に記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 4 2】

前記対象組織の分割のためナイフを更に備えること、を特徴とする請求項 3 5 に記載の装置。

【請求項 4 3】

前記顎部のうち、前記ナイフを収容するナイフ溝を形成する少なくとも 1 つの顎部を更に備え、前記ナイフが前記ナイフ溝から延伸すること、を特徴とする請求項 4 2 に記載の装置。

【請求項 4 4】

前記ナイフが、前記エネルギーアプリータの無線周波アプリータの展開可能電極部分に取り付けられること、を特徴とする請求項 4 2 に記載の装置。

10

【請求項 4 5】

前記エネルギーアプリータは無線周波アプリータであって、前記顎部間を横方向に電流が流れるよう電極が構成されること、を特徴とする請求項 3 5 に記載の装置。

【請求項 4 6】

前記エネルギーアプリータと前記バイオポリマーアプリータが肺切除用に構成されること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4 7】

前記エネルギーアプリータと前記バイオポリマーアプリータが組織標本を除去する生検装置として構成され、前記バイオポリマーアプリータが、バイオポリマーにより前記組織標本を強化するよう構成されること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 4 8】

前記エネルギーアプリータと前記バイオポリマーアプリータが尿失禁治療装置として構成されること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4 9】

前記エネルギーアプリータと前記バイオポリマーアプリータがソムノプラスティ装置として構成されること、を特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5 0】

組織強化のための装置であって、前記装置は、

第 1 の組織接触面の近くに配置されたエネルギーアプリータと、

第 2 の組織接触面に配置されたバイオポリマーアプリータと、を備え、

30

前記エネルギーアプリータは、対象組織内に熱を発生させるため一定量のエネルギーを付与するよう構成され、これにより前記対象組織から細胞内・細胞外水分が蒸発して組織は乾燥し、

前記バイオポリマーアプリータは、前記対象組織に付与された前記エネルギーによって発生する前記熱を受けるため、前記対象組織に近い場所でバイオポリマー材を収容するよう構成され、これにより前記バイオポリマー材は固体状態から融解状態に相を変化させ、且つ前記乾燥組織には前記バイオポリマーが充満し、前記バイオポリマーが冷えて前記固体状態に戻ることににより止血壁が提供されること、

を特徴とする装置。

【請求項 5 1】

40

組織を付着させ強化する方法であって、前記方法は、

エネルギーアプリータにより組織表面の近くにエネルギーを付与することと、

前記エネルギーアプリータに連結する収容部に配置されたバイオポリマーアプリータにより組織表面の中にバイオポリマー材を塗布することと、を含み、

前記エネルギーの前記付与は、前記組織表面内に一定量の熱を発生させるよう構成され、これにより前記対象組織から細胞内・細胞外水分が蒸発して組織は乾燥し、且つ前記組織表面の中でコラーゲンとエラスチンとのうちの少なくとも一方は変性し前記組織表面の部分が互いに付着し、

前記バイオポリマー材の前記塗布は、前記対象組織に付与された前記エネルギーによって発生する前記熱を受けるため、前記組織表面に近い場所で前記バイオポリマー材を収容

50

することを含み、これにより前記バイオポリマー材は固体状態から融解状態に相を変化させ、且つ前記乾燥組織には前記バイオポリマーが充満し前記対象組織が互いに付着した前記部分は強化され、前記バイオポリマーが冷えて前記固体状態に戻ることににより気密封止されること、

を特徴とする方法。

【請求項 5 2】

組織を付着させ強化する方法であって、前記方法は、

エネルギーアプリケータにより組織表面の近くにエネルギーを付与することと、

前記エネルギーアプリケータに連結する収容部に配置されたバイオポリマーアプリケータにより前記対象組織の中にバイオポリマー材を塗布することと、を含み、

前記エネルギーの前記付与は、前記対象組織内に一定量の熱を発生させるよう構成され、これにより前記対象組織から細胞内・細胞外水分が蒸発して組織は乾燥し、

前記前記バイオポリマー材の前記塗布は、前記対象組織に付与された前記エネルギーによって発生する前記熱を受けるため、前記対象組織に近い場所で前記バイオポリマー材を収容することを含み、これにより前記バイオポリマー材は固体状態から融解状態に相を変化させ、且つ前記乾燥組織には前記バイオポリマーが充満し、前記バイオポリマーが冷えて前記固体状態に戻ることににより止血壁が提供されること、

を特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

本出願は、デイヴィッド・エー・シェクター (David A. Schechter) により 2007 年 5 月 22 日に提出された「ポリマー補強材を備えた無線周波組織溶接機」に関する米国仮特許出願第 60/939,602 号の利益を主張するものであり、本特許出願は参照により開示に含まれる。

従来、エネルギー方式の組織溶接にはレーザ、超音波、無線周波 (RF) エネルギー、直接熱焼灼技術が使われてきた。細い血管の封止・結紮にあたっては RF 組織溶接やその他のエネルギー方式技術が実用化されている。例えばマサチューセッツ州マンスフィールドの Covidien 社製結紮装置 LigaSure (TM)、カリフォルニア州レッドウッドシティの SurgRx (R) 社製結紮装置 EnSeal (R)、Gyrus Group PLC 社 (日本、東京、Olympus) 製装置 PKS Seal (TM)、カリフォルニア州サニーベールの Starion Instruments 社製結紮装置 Starion (TM) 等を挙げることができる。これらの装置は血管結紮専用であるが、外科医はこれまで胸部手術や一般外科手術で肺、腸等の大きな組織構造の溶接にあたって、有用な血管封止技術の利用を試みてきた。

【0002】

大きな組織構造に対する現在利用できる血管封止技術では、溶接強度が不十分かほぼ限界で、これがその血管封止技術を採用する上での主な制約となっている。現在の血管封止技術では対象組織の中に RF エネルギーを送り、順に対象組織をその場で加熱する。電流、電圧及び電力はフィードバック変数 (インピーダンス、時間、温度、位相、電流、電力、電圧等) に基づく閉ループ制御アルゴリズムで調整できる。対向層の組織を融合するメカニズムではコラーゲンとエラスチンのタンパク質変性を利用し、組織を圧縮することでタンパク質鎖を絡み合わせる。作用を受けた組織は熱損傷を受け、生育不能となる。熱傷に対する急性炎症反応はごく僅かであり、創傷治癒の増殖期 (すなわち、線維芽細胞とコラーゲンの沈着) は 2 週間から 4 週間続くと考えられているが、作用を受けた組織の強度は 7 日以内に天然組織に匹敵するものとなる。

【0003】

RF エネルギー組織封止装置には、配線と電極による設計の柔軟性により、大きな機械式縫合装置に比べて装置全体のサイズを縮小することができるという大きな利点がある。これにより、さらに低侵襲手術の可能性が広がる。小児肺切除や一部の複雑な成人胸部手

10

20

30

40

50

術では、小型内視鏡装置の必要性から、多くの外科医は現行の R F 血管封止技術を利用している。(例えば非特許文献 1、非特許文献 2、非特許文献 3、非特許文献 4、非特許文献 5 を参照されたい。)

【 0 0 0 4 】

切片が小さければ肺組織の溶接強度は申し分なく、従来の方法(外科用ステープラ等)に匹敵する。T i r a b a s s i らの研究では R F エネルギー (L i g a s u r e (T M) 結紮装置)あるいは内視鏡ステープラ (E n d o - G I A ステープラ装置)を使って肺生検部位が作られた。7 日後の豚生存モデルで両生検部位の破裂強度は正常肺組織以上であった(それぞれ 8 4 c m H₂O と 8 8 c m H₂O)。楔状生検切片の平均サイズはそれぞれ 0 . 8 7 g と 0 . 7 8 g であった。大きな肺切除(例えば 1 . 5 グラム以上)の研究で R F 血管封止溶接強度が大幅に減少することは S a n t i n i らによって実証されている(表 1 参照)。

10

【 0 0 0 5 】

【表 1】

8 2 c m の臨界圧力に対する豚肺における R F 方式楔状切除端の抵抗
H₂O (6 0 mmHg) [S a n t i n i ら]

20

破裂が臨界圧力を上回る R F 方式溶接の割合	切除サイズ (グラム)
9 5	0 . 2
9 5	0 . 4
9 0	0 . 6
9 0	0 . 8
8 0	1 . 0
8 5	1 . 2
6 8	1 . 4

30

【 0 0 0 6 】

小児胸部手術に採用されても、R F 方式組織溶接が広い範囲の切除に通常使われることはなく、標準的な成人胸部手術での実用には限りがある。殆どの肺切除では引き続きステープリングが行われている。サイズ、剛性、合併症及びコストの面で明らかに不利ではあるが、ステープリングであれば成人においての締め付け、分離及び閉鎖を同時に行える。しかしながら、生体吸収性ポリマーによる溶接の強化により広い範囲の切除において溶接強度と漏れ抵抗を向上させることが望ましい。現在、創縫合、組織工学のスcaffolds、薬物送達システム、心血管外科、整形外科、口腔外科、腸外科及び美容皮膚科学の分野で生体吸収性ポリマーの利用と研究がなされている。

40

【先行技術文献】

【非特許文献】

【 0 0 0 7 】

【非特許文献 1】Albanese CT, Rothenberg SS. Experience with 144 consecutive pediatric thoracoscopic lobectomies. (1 4 4 の連続小児胸腔鏡肺葉切除の経験) J Laparosc Adv Surg Tech A. 2007 Jun;17(3):339-41. PMID: 17570785

【非特許文献 2】Rothenberg, SS., Thoracoscopy in infants and children: the state of the art. (乳児・小児胸腔鏡検査 : 最新技術) J Pediatr Surg. 2005 Feb;40(2):303

50

-6. PMID: 15750919

【非特許文献3】Shigemura N, Akashi A, Nakagiri T. New operative method for a giant bulla: sutureless and stapleless thoracoscopic surgery using the Ligasure system. (巨大気腫性嚢胞のための新しい手術法: Ligasure システムを用いたスーチャーレス・ステープルレス胸腔鏡手術) Eur J Cardiothorac Surg. 2002 Oct;22(4):646-8. PMID: 12297194

【非特許文献4】Shigemura N, Akashi A, Nakagiri T, Ohta M, Matsuda H. A new tissue-sealing technique using the Ligasure system for nonanatomical pulmonary resection: preliminary results of sutureless and stapleless thoracoscopic surgery. (Ligasure システムを用いた非解剖学的肺切除のための新しい組織封止法: スーチャーレス・ステープルレス胸腔鏡手術の暫定結果) Ann Thorac Surg. 2004 Apr;77(4):1415-8; discussion 1419. PMID: 15063276

【非特許文献5】Tirabassi MV, Banever GT, Tashjian DB, Moriarty KP. Quantitation of lung sealing in the survival swine model. (生存豚モデルにおける肺封止定量) J Pediatr Surg. 2004 Mar;39(3):387-90. PMID: 15017557

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

現在、エネルギー方式の組織溶接は低侵襲手術を可能にする最前線にある。ある種の手術においては既存の RF 血管封止技術の限界を超えている。溶接強度が大幅に向上すれば広い範囲の切除が可能となり、外科用ステープルの必要性が全くなくなる可能性もある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

一実施形態においては組織付着・強化のための装置が提供され、該装置は、第1の組織接触面の近くに配置されたエネルギーアプリータと、第2の組織接触面に配置されたバイオポリマーアプリータと、を備え、エネルギーアプリータは、対象組織内に熱を発生させるため一定量のエネルギーを付与するよう構成され、これにより対象組織から細胞内・細胞外水分が蒸発し組織は乾燥し、且つ対象組織の中でコラーゲンとエラスチンとのうちの少なくとも一方は変性し対象組織の部分がともに付着し、バイオポリマーアプリータは、対象組織に付与されたエネルギーによって発生する熱を受けるため、対象組織に近い場所でバイオポリマー材を収容するよう構成され、これによりバイオポリマー材は固体状態から融解状態に相を変化させ、且つ乾燥組織にはバイオポリマーが充満し対象組織が互いに付着した部分は強化され、バイオポリマーが冷えて固体状態に戻るにより気密封止される。

【0010】

別の実施形態においては組織強化のための装置が提供され、該装置は、第1の組織接触面の近くに配置されたエネルギーアプリータと、第2の組織接触面に配置されたバイオポリマーアプリータと、を備え、エネルギーアプリータは、対象組織内に熱を発生させるため一定量のエネルギーを付与するよう構成され、これにより対象組織から細胞内・細胞外水分が蒸発して組織は乾燥し、バイオポリマーアプリータは、対象組織に付与されたエネルギーによって発生する熱を受けるため、対象組織に近い場所でバイオポリマー材を収容するよう構成され、これによりバイオポリマー材は固体状態から融解状態に相を変化させ、且つ乾燥組織にはバイオポリマーが充満し、バイオポリマーが冷えて固体状態に戻るにより止血壁が提供される。

【0011】

更に別の実施形態においては組織を付着させ強化する方法が提供され、該方法は、エネルギーアプリータにより組織表面の近くにエネルギーを付与することと、エネルギーアプリータに連結する収容部に配置されたバイオポリマーアプリータにより組織表面の中にバイオポリマー材を塗布することと、を含み、エネルギーの付与は、組織表面内に一定量の熱を発生させるよう構成され、これにより対象組織から細胞内・細胞外水分が蒸発

して組織は乾燥し、且つ組織表面の中でコラーゲンとエラスチンとのうちの少なくとも一方は変性し組織表面の部分が互いに付着し、バイオポリマー材の塗布は、対象組織に付与されたエネルギーによって発生する熱を受けるため、組織表面に近い場所でバイオポリマー材を収容することを含み、これによりバイオポリマー材は固体状態から融解状態に相を変化させ、且つ乾燥組織にはバイオポリマーが充満し対象組織が互いに付着した部分は強化され、バイオポリマーが冷えて固体状態に戻ることににより気密封止される。

【0012】

更に別の実施形態においては組織を強化する方法が提供され、該方法は、エネルギーアプリケータにより組織表面の近くにエネルギーを付与することと、エネルギーアプリケータに連結する収容部に配置されたバイオポリマーアプリケータにより対象組織の中にバイオポリマー材を塗布することと、を含み、エネルギーの付与は、対象組織内に一定量の熱を発生させるよう構成され、これにより対象組織から細胞内・細胞外水分が蒸発して組織は乾燥し、バイオポリマー材の塗布は、対象組織に付与されたエネルギーによって発生する熱を受けるため、対象組織に近い場所でバイオポリマー材を収容することを含み、これによりバイオポリマー材は固体状態から融解状態に相を変化させ、且つ乾燥組織にはバイオポリマーが充満し、バイオポリマーが冷えて固体状態に戻ることににより止血壁が提供される。

10

【0013】

他の実施形態も開示される。

【0014】

以下の記載では、本開示の一部を構成し、本発明の特定の実施形態が例示されている添付の図面を参照する。これらの実施形態は、当業者が本発明を実施できるよう十分詳細に記載されており、他の実施形態を使用できることや本発明の範囲を逸脱することなく構造および他の変更をなし得ることは理解できよう。従って、本開示は限定的な意味で解釈すべきではない。本開示は、本発明の全ての実施形態を逐語的に記載したもののでも、全ての実施形態に必須である本発明の特徴の列挙でもない。

20

【0015】

本出願には複数の実施形態が記述されているが、それらは単に例示を目的として示したに過ぎない。記載された実施形態は、決して限定を意図するものではない。本発明は、この開示から容易に明らかであるように多数の実施形態に広く適用可能である。当業者であれば、本発明が様々な修正および変更により実施可能であることは理解できよう。本発明の特定の特徴は、1つまたはそれ以上の特定の実施形態または図面を参照して説明できるが、このような特徴は、それらを記述するために参照した1つまたはそれ以上の特定の実施形態または図面における使用に限定されないことを理解されたい。

30

【0016】

用語「ある実施形態」「実施形態」「複数の実施形態」「該実施形態」「該複数の実施形態」「一実施形態」「いくつかの実施形態」及び「一実施形態」は、特段の記載がない限り「本発明の1つ以上の実施形態（ただし全実施形態ではない）」ことを意味する。

【0017】

用語「有する」「備える」ならびにそれらの用語の変形は、特段の記載がない限りは「～を含むが、～に限定されない」ことを意味する。

40

【0018】

用語「～からなる」と、その用語の変形は、特段の記載がない限り「～を含み～に限定される」ことを意味する。

【0019】

項目の列挙は、項目の一部又は全部が相互排他的であることを意味するものではない。項目の列挙は、特段の記載がない限り、項目の一部又は全部によって何かが集合的に網羅されていることを意味するものではない。項目の列挙は、列挙された順序で項目が配列されることを意味するものではない。

【0020】

50

用語「ある(a)(an)」及び「その(the)」は、特段の記載がない限り「1つ以上」であることを意味する。

【0021】

本特許出願に記載された項目の見出しと本特許出願の表題は便宜上のものにすぎず、開示内容を制限するものと解釈すべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】組織付着・強化用装置又は組織強化専用装置の種々の例示的实施形態を示す図である。

【図2A】組織付着・強化用装置又は組織強化専用装置の種々の例示的实施形態を示す図である。

【図2B】組織付着・強化用装置又は組織強化専用装置の種々の例示的实施形態を示す図である。

【図2C】組織付着・強化用装置又は組織強化専用装置の種々の例示的实施形態を示す図である。

【図3】組織付着・強化用装置又は組織強化専用装置の種々の例示的实施形態を示す図である。

【図4】組織付着・強化用装置又は組織強化専用装置の種々の例示的实施形態を示す図である。

【図5】組織付着・強化用装置又は組織強化専用装置の種々の例示的实施形態を示す図である。

【図6】組織付着・強化用装置又は組織強化専用装置の種々の例示的实施形態を示す図である。

【図7】組織付着・強化用装置又は組織強化専用装置の種々の例示的实施形態を示す図である。

【図8】組織付着・強化用装置又は組織強化専用装置の種々の例示的实施形態を示す図である。

【図9】組織強化装置を使用し、バイオポリマー材により強化され分断された部分を有する組織を示す図である。

【図10】組織付着・強化のため無線周波エネルギー源を有する装置の概略図である。

【図11】一電極構成を示す図である。

【図12】組織に選択的に圧力を加える種々の締め付け機構を示す図である。

【図13】組織に選択的に圧力を加える種々の締め付け機構を示す図である。

【図14】組織に選択的に圧力を加える種々の締め付け機構を示す図である。

【図15】組織に選択的に圧力を加える種々の締め付け機構を示す図である。

【図16】無線周波エネルギー源による組織付着・強化のための顎部エフェクタの実施形態を示す図である。

【図17】無線周波エネルギー源による組織付着・強化のための顎部エフェクタの実施形態を示す図である。

【図18】無線周波エネルギー源による組織付着・強化のための顎部エフェクタの実施形態を示す図である。

【図19】無線周波エネルギー源による組織付着・強化のための顎部エフェクタの実施形態を示す図である。

【図20】無線周波エネルギー源による組織付着・強化のための顎部エフェクタの実施形態を示す図である。

【図21】無線周波エネルギー源による組織付着・強化のための顎部エフェクタの実施形態を示す図である。

【図22】無線周波エネルギー源による組織付着・強化のための顎部エフェクタの実施形態を示す図である。

【図23】無線周波エネルギー源による組織付着・強化のための顎部エフェクタの実施形

10

20

30

40

50

態を示す図である。

【図 2 4】無線周波エネルギー源による組織付着・強化のための顎部エフェクタの実施形態を示す図である。

【図 2 5】組織強化のため、ならびに肝臓等の組織の切除で近接露出組織実質に止血壁を作るため、エネルギーアプリータとバイオポリマーアプリータとを有する種々の装置を示す図である。

【図 2 6】組織強化のため、ならびに肝臓等の組織の切除で近接露出組織実質に止血壁を作るため、エネルギーアプリータとバイオポリマーアプリータとを有する種々の装置を示す図である。

【図 2 7】組織強化のため、ならびに肝臓等の組織の切除で近接露出組織実質に止血壁を作るため、エネルギーアプリータとバイオポリマーアプリータとを有する種々の装置を示す図である。

【図 2 8】組織強化のため、ならびに肝臓等の組織の切除で近接露出組織実質に止血壁を作るため、エネルギーアプリータとバイオポリマーアプリータとを有する種々の装置を示す図である。

【図 2 9】組織強化のため、ならびに肝臓等の組織の切除で近接露出組織実質に止血壁を作るため、エネルギーアプリータとバイオポリマーアプリータとを有する種々の装置を示す図である。

【図 3 0】組織強化のため、ならびに肝臓等の組織の切除で近接露出組織実質に止血壁を作るため、エネルギーアプリータとバイオポリマーアプリータとを有する種々の装置を示す図である。

【図 3 1】組織強化のため、ならびに肝臓等の組織の切除で近接露出組織実質に止血壁を作るため、エネルギーアプリータとバイオポリマーアプリータとを有する種々の装置を示す図である。

【図 3 2】組織強化のため、ならびに肝臓等の組織の切除で近接露出組織実質に止血壁を作るため、エネルギーアプリータとバイオポリマーアプリータとを有する種々の装置を示す図である。

【図 3 3】エネルギーを付与し、且つ組織の中にバイオポリマー材を塗布する例示的方法を示す図である。

【図 3 4】エネルギーを付与し、且つ組織の中にバイオポリマー材を塗布する例示的方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

例示的な実施形態を図面に示す。

【0024】

一実施形態では、低分子量の生体吸収性ポリマーを熱的に変性したコラーゲンとエラスチンに誘導し、且つこれに浸透させることで、溶接強度を増すことができる。低分子量ポリマーを注入し、熱処理された組織を構造的に強化できれば、外科的手術の幅を広げる可能性がある。低分子量ポリマーを組織に効率良く注入することで、組織の構造的剛性を向上させ、止血壁を提供し、あるいはグラフトとメッシュを物理的に付着させることができる。低分子量ポリマー注入には尿失禁患者における括約筋支配の向上、肝臓切除における血液損失の低減、ソムノプラスティにおける口蓋垂の剛性化、あるいはヘルニアメッシュ固定法の向上といった用途があるほか、膨化が求められる美容整形外科にも数多く応用できる。

【0025】

図 1 から図 8 を参照すると、組織 102 の付着・強化装置 100 が示されている。装置 100 は、第 1 の組織接触面 102 A の近くに配置されたエネルギーアプリータ 104 を含んでもよい。エネルギーアプリータ 104 は、対象組織 102 内に熱を発生させるため一定量のエネルギーを付与するよう構成でき、これにより対象組織 102 から細胞内・細胞外水分が蒸発し、組織は乾燥する。装置 100 は一実施形態において、対象組織 1

10

20

30

40

50

02内のコラーゲンとエラスチンのうちの少なくとも一方を変性させ、対象組織の部分とともに付着させるためのエネルギーを付与できる。付与エネルギーは一実施形態において、コラーゲンを変性させるよう構成される。付与エネルギーは一実施形態において、コラーゲンとエラスチンの両方を変性させるよう構成される。

【0026】

さらに図1から図8を参照すると、一実施形態においては第2の組織接触面102Bにバイオポリマーアプリータ106を配置できる。一実施形態において、面102Aと面102Bは同一空間に延伸してもよい。別の実施形態において、面102Aと面102Bは、装置の一部分、例えばエンドエフェクタにて、互いに近接してもよい。面102Aと面102Bは一実施形態において、装置の別々の部分に、例えば対向する顎部分に、設置できる。バイオポリマーアプリータ106は、対象組織102に近い場所でバイオポリマー材108を収容するよう構成できる。これにより、バイオポリマー材108は対象組織102に付与されたエネルギーによって発生する熱を受け、固体状態から融解状態に相を変化させる。また、バイオポリマー材108が乾燥した組織に充満することで対象組織102が互いに付着した部分は強化され、バイオポリマー材108が冷えて固体状態に戻ることににより気密封止される。

10

【0027】

熱が組織102の中で発生すると、顎部内面又は組織接触領域内に位置する多孔板106の中へ熱伝達される。多孔板106の孔にはバイオポリマー108が埋め込まれる。多孔板が加熱されるにつれバイオポリマーは固体状態から融解状態に変化し、毛管現象により対象組織102の中に引き込まれる、もしくは運ばれる。融解された低粘性生体吸収性ポリマー108が変性したコラーゲン及びエラスチン間の隙間に充満することにより溶接は強化され、ポリマーが冷えることににより気密封止される。

20

【0028】

エネルギーアプリータ106は様々なタイプのエネルギーを提供するよう構成できる。一実施形態において、エネルギーアプリータ106は無線周波アプリータである。別の実施形態において、エネルギーアプリータ106は超音波アプリータである。エネルギーアプリータ106は一実施形態においてレーザアプリータである。一実施形態において、エネルギーアプリータ106はマイクロ波アプリータである。別種のエネルギーを放出するようエネルギーアプリータ106を構成することもできる。

30

【0029】

再度図2を参照すると、バイオポリマーアプリータ106は1つ以上の多孔板106を含んでもよい。多孔板106は通常、200℃を上回る温度まで熱的に安定するものを設ける。多孔板106は一実施形態において高温熱可塑性物質である。例えば、高温熱可塑性物質はポリテトラフルオロエチレン(PTFE)であってもよい。多孔板106は別の実施形態において多孔質セラミックである。多孔板106は一実施形態において多孔質金属である。多孔板106の多孔質金属は、無線周波エネルギーを用いるエネルギーアプリータ104の電極として構成できる。多孔板106は代替実施形態において、無線周波エネルギーを用いるエネルギーアプリータ104の電極として金属面を含んでもよい。記号(+)及び(-)は単なる参考であり、双極エネルギー供給モードを図示するものである。別の実施形態においては、エネルギーアプリータ104はこれとは別のエネルギー供給モードを使用できる。

40

【0030】

図1を参照すると、バイオポリマーアプリータ106は一実施形態において多孔板106内に埋め込まれたバイオポリマー材108の近くに貯留部110を含んでもよい。貯留部110には追加のバイオポリマー材108を収容できる。貯留部110は温度調節部112を含んでもよく、この温度調節部は、固体状態から融解状態に至るバイオポリマー材108の相変化を制御するよう構成できる。貯留部110は、バイオポリマーアプリータ106へ連結する内視鏡軸の条長沿いに管(図8)を含んでもよい。

【0031】

50

別の実施形態では、多孔板 106 とポリマー貯留部 110 の温度調節（加熱あるいは冷却）を別々に行うことができる。融解状態から固体状態に、あるいは固体状態から融解状態に、バイオポリマー材 108 の物理的状态を制御できる。

【0032】

一例示的实施形態において、温度調節部 112 は、バイオポリマー材の直接加熱により固体状態から融解状態に至るバイオポリマー材 108 の相変化を制御するため、抵抗素子を含んでもよい。温度調節部 112 は別の実施形態において、バイオポリマー材 108 の温度調節のため気体熱交換システムと液体熱交換システムとのうちの少なくとも一方を含んでもよい。代替的に、温度調節部 112 はバイオポリマー材の温度調節のため熱電冷却システムを含んでもよい。更に別の実施形態において、温度調節部 112 はバイオポリマー材の温度調節のため直接冷却システムを含んでもよい。任意に、直接冷却システムはバイオポリマー材 108 の温度調節のため生理食塩水注入部を含んでもよい。

10

【0033】

ハンドセット部分に位置する貯留部 110 は温度調節が可能で、ポリマーやポリマーカートリッジを再度装填せずとも融解バイオポリマー材 108 を組織接触面 102B へ供給できる。このため多数の連続付与が可能となる。

【0034】

貯留部 110 は一実施形態において、多孔板 106 にわたってバイオポリマー材 108 を能動的に注入するよう構成できる。一実施形態においてはバイオポリマーカートリッジからバイオポリマー材 108 を供給できる。貯留部 110 は、バイオポリマーカートリッジを受け入れバイオポリマーアプリケーション 106 へバイオポリマー材 108 を供給するよう構成できる。

20

【0035】

バイオポリマー材 108 は様々な特性を有してもよい。例えばバイオポリマー材 108 は一実施形態において非導電性である。バイオポリマー材 108 はポリカプロラクトン（PCL）を含んでもよい。バイオポリマー材 108 はポリカプロラクトン（PCL）共重合体であってもよい。バイオポリマー材 108 は一実施形態において、3000 MW 未満の分子量と、約 37 から 200 の溶融温度と、約 1000 センチポアズ（cps）未満の溶融粘度とを含みただしこれらに限定されない、1つ以上の特性を有するものを選択してもよい。代替的に、バイオポリマー材 108 は約 60 のガラス転移温度を有してもよい。例えばポリカプロラクトン（PCL）は研究が十分になされた生体吸収性脂肪族ポリエステルで、共重合により得られる幅広い物理化学的特性を有する。ポリカプロラクトン（PCL）はガラス転移温度の低い（約 60）半結晶性ポリマーである。ポリカプロラクトン（PCL）は種々の生体吸収性ポリマーの中でも比較的疎水性であって、分解速度が非常に遅い。バイオポリマー材 108 は別の実施形態において、非生体吸収性の熱可塑性物質又はパラフィンワックスであってもよい。この熱可塑性物質又はワックス材は、37 から 200 の溶融温度と 1000 センチポアズ未満の溶融粘度を有するものを選択してもよい。

30

【0036】

バイオポリマー材 108 は生体吸収性染料を含んでもよい。生体吸収性染料を含むバイオポリマー材 108 が対象組織 102 に吸収されると、吸収されたことが視覚的にわかる。一実施形態において、生体吸収性染料 108 はメチレンブルーである。

40

【0037】

第1の組織接触面 102A と第2の組織接触面 102B は互いに近接してもよい。代替的に、第1の組織接触面 102A と第2の組織接触面 102B は互いに距離をおいて設置してもよい。例えば、エネルギーアプリケーション 104 の第1の組織接触面 102A と第2の組織接触面 102B を一組の顎部 114 にそれぞれ配置してもよい。第1の組織接触面 102A と第2の組織接触面 102B は、一組の顎部 114 の一方の顎部 114A 又は 114B にて互いに近接してもよい。顎部 114 を含む装置 100 については、図1の参照文字 M により相対的な動きの一例が示されている。第1の組織接触面 102A と第2の組

50

組織接触面 102B は、一組の顎部 114 の対向する顎部 114A、114 にて互いに距離をおいて設置してもよい。

【0038】

バイオポリマーアプリータ 106 は第 3 の組織接触面 102C を含んでもよい。一実施形態において、第 2 の組織接触面 102B は第 1 の多孔板 106A を含んでもよく、第 3 の組織接触面 102C は第 2 の多孔板 106B を含んでもよい。第 2 の組織接触面 102B と第 3 の組織接触面 102C は、一組の顎部 114 の対向する顎部 114A、114B にて互いに距離をおいて設置してもよい。

【0039】

図 2A から図 2C に示すように、多孔板 106 は一実施形態において非導電性であってもよく、少なくとも一方の把持顎部の組織接触面 102A にこれを設置してもよい。図 2A に示すように、把持顎部 114 は組織圧縮力を付与できる。多孔板 106 は加熱された対象組織に直接接触し、バイオポリマー 108 内に熱を伝導する経路を提供する。電極 104 は、電流（図 2A の参照文字 I を参照）が顎部 114A の全幅又は全長にわたって横方向に（平行に）流れるよう構成できる。そのためには、同じ組織接触面あるいは対向する組織接触面にて、把持顎部 114 の全幅又は全長に沿って電極を互いにオフセットする。オフセットとは、一方の顎部に位置する電極が、相手方の顎部に位置する電位又は極性の異なる電極に、幾何学的に、あるいは直接的に、向き合わないようにする電極構成として定義される。片方の顎部面だけに電極がある場合でもオフセット構成は可能であり、この場合は電位の異なる電極が相隔てられ、電流は締め付けられた組織に対し概ね平坦に流れる（図 3）。加えて、オフセット構成は複数の電極セットを含んでもよい（図 4）。図 2B に示すように、顎部 114 の間には熱 104H が発生する。図 2C には組織 102 に運ばれたバイオポリマー 108 が示されている。

10

20

【0040】

図 16 から図 20 を参照すると、電極 104 は一実施形態においてオフセットされ、内側の電極と外側の U 字形リングとして構成される。内側電極 104 と外側電極 104 は、締め付けられた組織 104 の面に対し互いの直線距離が常に一定となるよう配置される。外側電極 104 は少なくとも 1 つの組織接触面に設置され、内側電極 104 は、組織接触面のうちの少なくとも一方に設置される（図 18 から図 20）。内側及び外側電極 104 は、同じ組織接触面と多孔板 106 に対応する対向組織接触面とに配置することもできる。これにより設計が簡素化され製造が容易になるが、内側及び外側電極は機能的に対向面に位置し、多孔板は一方又は両方の組織接触面に位置する。

30

【0041】

多孔板 106 は別の実施形態において導電性であって、少なくとも一方の把持顎部の組織接触面に設置される。これは両顎部に設置することもでき、多孔板 106 電極はそれぞれ反対の極性を有する（図 7）。電流は多孔板 106 の中を伝わり、組織 102 に至る。図 6 に示すように、一実施形態においては顎部 114A、114B のいずれか一方のみに導電性多孔板 106 があればよい。

【0042】

把持顎部 114 は圧力制御により対象組織 102 を締め付けることができる。顎部 114A、114B は組織に過度のダメージを与えることなく配置及び組織操作を可能にするため、低い圧力又は弱い力で組織を把持し接近させ（例えば 1 kgf/cm^2 未満）、組織溶接にあたっては高い圧力による締め付けが可能である（例えば約 $5 \sim 10 \text{ kgf/cm}^2$ ）。代替的に、初めは低圧力設定値でエネルギーを付与し、作動中に高圧力設定値に推移するよう把持機構を設計することもできる。高圧力によってエラスチン線維は早期に引き裂かれ、組織溶接は弱まるため、この方法により組織溶接へのエラスチン導入を向上させることができる。

40

【0043】

図 12 ~ 図 15 を参照すると、一組の顎部 114 と機能的に連結する圧力制御部が示されている。圧力制御部 116 は位置 118 における低圧力設定と位置 120 における高圧

50

力設定とを含んでもよい（図 15）。低圧力設定は、組織に過度のダメージを与えることなく組織を把持し接近させるため、顎部 114A、114B から少量の圧力を加えるよう構成できる。高圧力設定は、エネルギーアプリアータ 104 とバイオポリマーアプリアータ 106 とによる溶接にあたって組織を締め付けるため、顎部 114A、114B から多量の圧力を加えるよう構成できる。例えば圧力制御部 116 は、位置 118 における高圧力設定にて、エネルギーアプリアータ 104 の初期作動中の初期設定値を含んでもよい。圧力制御部はまた、エネルギーアプリアータ 104 の初期作動後に、位置 120 にて、最大設定値まで漸増する圧力を提供してもよい。

【0044】

バイオポリマーアプリアータ 106 は一実施形態において、溶接を構造的に強化するため、熱溶接された組織の中にバイオポリマー 108 を受動的に供給する供給機構を提供する。対象組織 102 を接近させ締め付けることのできる 2 つの対向する顎部 114A、114B を設けることができる。対象組織 102 の中には双極無線周波エネルギーを通し、局所的に加熱することができる。対象組織 102 から細胞内・細胞外水分を蒸発させ、コラーゲンとエラスチンが変性するまでエネルギーを付与できる。この凝固壊死は、変性したコラーゲン線維とエラスチン線維の緩い絡み合いと説明できる。

【0045】

組織 102 の中で発生する熱は、顎部 114 内面に位置する多孔板 106 あるいは別の組織接触領域 102B、102C の中へ熱伝達される。多孔板 106 の孔にはバイオポリマー 108 が埋め込まれる。多孔板が加熱されるにつれバイオポリマー 108 は固体状態から融解状態に変化し、毛管現象により対象組織 102 の中に引き込まれる、もしくは運ばれる。融解された低粘性生体吸収性ポリマーが変性したコラーゲン及びエラスチン間の隙間に充満することで溶接は強化され、ポリマーが冷えることにより気密封止される。

【0046】

図 21～図 24 の例示的实施形態に示すように、対象組織 102 を分割するナイフ 124 を設けることができる。顎部 114A、114B のうちの少なくとも一方にナイフ溝 126 を形成してナイフ 124 を収容でき、ナイフはナイフ溝 126 から延伸する。ナイフ 124 は一実施形態において、エネルギーアプリアータ 104 の無線周波アプリアータの電極部分である。

【0047】

装置 100 は様々な手術用にそれぞれ異なる構成で提供できる。一実施形態においては肝臓切除用として、あるいは実体のある臓器切除用として、エネルギーアプリアータ 104 とバイオポリマーアプリアータ 106 を構成できる。実質組織は、蝶番で連結された一対の顎部を閉じて組織を物理的に分割する機構による粉碎手法か鈍的切開により分割できる。エネルギーアプリアータとバイオポリマーアプリアータは、顎部の側面に構成され、装置の近くで露出した実質組織へバイオポリマーを供給し、止血壁を作る。図 25 から図 28 に示すように、装置 100 には肝臓切除や実体のある臓器切除で組織又は実質 130 と係合するよう、蝶番部分 128、エネルギーアプリアータ及びバイオポリマーアプリアータを設けることができる。図 29 から図 31 は、エネルギーアプリアータ 104 とバイオポリマーアプリアータ 106 とを含む装置 100 の一実施形態を示す。図 32 に示すように、エネルギーアプリアータ 104 とバイオポリマーアプリアータ 106 は、環状又はリング形でバイオポリマーを加熱し供給するよう構成できる。これは特に、尿失禁患者で括約筋支配を向上させたり、ソムノプラスティで口蓋垂に剛性を与える等、組織の環状又はリング形部に構造的剛性を与えることが望まれる手術において有用である。

【0048】

内側電極は遠位で展開する。組織を分割するため、内側電極の遠位端にはナイフの刃を取り付けることができる。エネルギーは内側電極が遠位で展開する過程で供給できるほか、内側電極が完全に展開した後に供給できる。この電気構成は Wappler が米国特許第 2,031,682 号で初めて記載したものである。展開可能ナイフ/電極について記載した特許はこのほかに第 6,652,521 号と第 7,087,054 号がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

エネルギーアプリータ 1 0 4 は別の実施形態において、第 1 の組織接触面 1 0 2 A の近くに配置され、対象組織 1 0 2 内に熱を発生させるため一定量のエネルギーを付与できるよう構成できる。この熱によって対象組織 1 0 2 から細胞内・細胞外水分が蒸発し、組織は乾燥する。バイオポリマーアプリータ 1 0 6 は第 2 の組織接触面 1 0 2 B に配置できる。バイオポリマーアプリータ 1 0 6 は、対象組織 1 0 2 に近い場所でバイオポリマー材 1 0 8 を収容できるよう構成できる。発生した熱によりバイオポリマー材 1 0 8 は固体状態から融解状態に相を変化させる。バイオポリマー材 1 0 8 は乾燥組織に充満し、バイオポリマー材 1 0 8 が冷えて固体状態に戻ることににより止血壁が提供される。止血壁を作る、あるいは周囲の天然組織に構造的剛性を与える場合は、直接的な組織圧縮は必要ない。電極またはエネルギー源を、乾燥を引き起こす対象組織に接触させるだけでよい。融解したバイオポリマー材 1 0 8 を供給するため、多孔板は引き続き対象組織 1 0 2 に近接し、これに接触する。

10

【 0 0 5 0 】

図 3 3 を参照すると、組織を付着させ強化する方法 2 0 0 が提供されている。方法 2 0 0 は、エネルギーアプリータにより組織表面の近くにエネルギーを付与すること 2 0 5 を含んでもよい。エネルギーの付与は、組織表面内に一定量の熱を発生させるよう構成できる。この熱によって対象組織から細胞内・細胞外水分が蒸発し、組織は乾燥する。また、この熱によって組織表面内のコラーゲンとエラスチンが変性し、組織表面の部分が互いに付着する。方法 2 0 0 は更に、エネルギーアプリータに連結する収容部に配置されたバイオポリマーアプリータにより、組織表面の中にバイオポリマー材を塗布すること 2 1 0 を含んでもよい。バイオポリマー材の塗布は、対象組織に付与されたエネルギーによって発生する熱を受けるため、組織表面に近い場所にバイオポリマー材を収容することを含んでもよい。この熱によってバイオポリマー材は固体状態から融解状態に相を変化させる。また、この熱によって乾燥組織にバイオポリマーが充満し、組織部分の付着部分は強化され、バイオポリマーが冷えて固体状態に戻ることににより気密封止される。

20

【 0 0 5 1 】

図 3 4 を参照すると、組織を強化する方法 3 0 0 が提示されている。方法 3 0 0 は、エネルギーアプリータにより組織表面の近くにエネルギーを付与すること 3 0 5 を含んでもよい。エネルギーの付与は、対象組織内に一定量の熱を発生させるよう構成できる。この熱によって対象組織から細胞内・細胞外水分が蒸発し、組織は乾燥する。方法 3 0 0 は更に、エネルギーアプリータに連結する収容部に配置されたバイオポリマーアプリータにより対象組織の中にバイオポリマー材を塗布すること 3 1 0 を含んでもよい。バイオポリマーの塗布は、対象組織に付与されたエネルギーによって発生する熱を受けるため、対象組織に近い場所にバイオポリマー材を収容することを含んでもよい。この熱によってバイオポリマー材は固体状態から融解状態に相を変化させる。バイオポリマーは乾燥組織に充満し、バイオポリマーが冷えて固体状態に戻ることににより止血壁が提供される。

30

【 0 0 5 2 】

本発明は 1 つまたはそれ以上の好ましい実施形態を参照して説明し、その実施形態については本発明を完全に開示することを目的として詳細に説明したが、それらの実施形態は例示に過ぎず、本発明を限定したり全ての側面を網羅するよう列挙したりすることを意図したものではない。さらに、本発明の精神および原理から逸脱することなく様々な変更を詳細になし得ることは、当業者には明らかであろう。

40

【 符号の説明 】

【 0 0 5 3 】

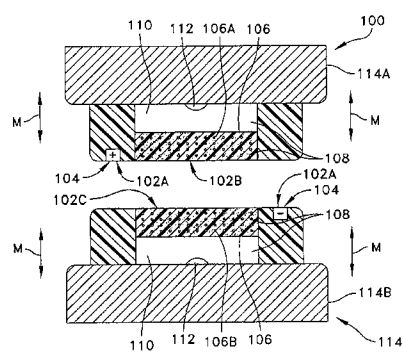
- 1 0 0 装置
- 1 0 2 組織
- 1 0 2 A 第 1 の組織接触面
- 1 0 2 B 第 2 の組織接触面
- 1 0 2 C 第 3 の組織接触面

50

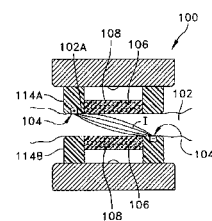
- 1 0 4 エネルギーアプリケーター
- 1 0 6 バイオポリマーアプリケーター、多孔板
- 1 0 8 バイオポリマー材
- 1 1 0 貯留部
- 1 1 2 温度調節部
- 1 1 4 把持顎部
- 1 1 4 A、1 1 4 B 顎部
- 1 1 6 圧力制御部
- 1 1 8、1 2 0 位置
- 1 2 4 ナイフ
- 1 2 6 ナイフ溝
- 1 2 8 蝶番部分
- 1 3 0 実質

10

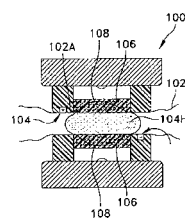
【図 1】



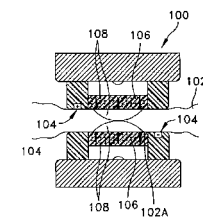
【図 2 A】



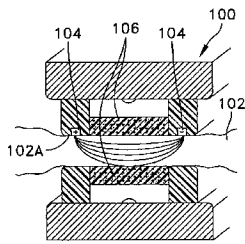
【図 2 B】



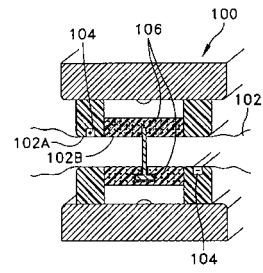
【図 2 C】



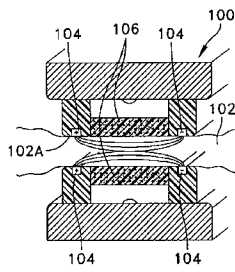
【図 3】



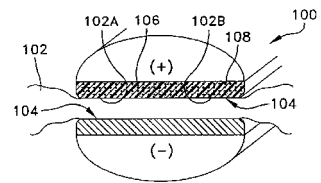
【図 5】



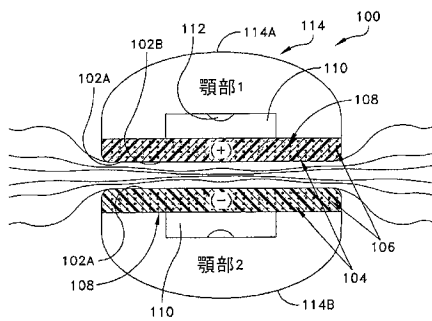
【図 4】



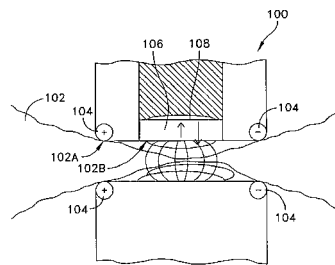
【図 6】



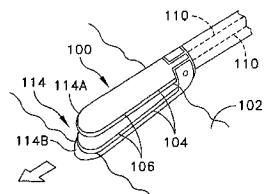
【図 7】



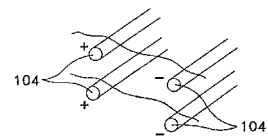
【図 10】



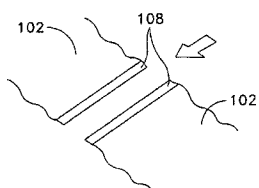
【図 8】



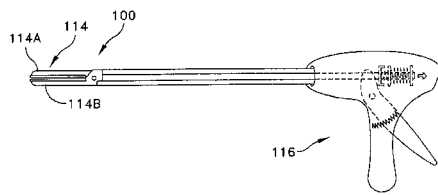
【図 11】



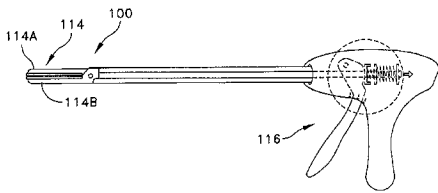
【図 9】



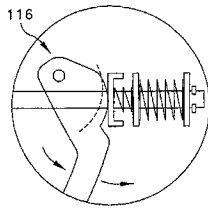
【図 1 2】



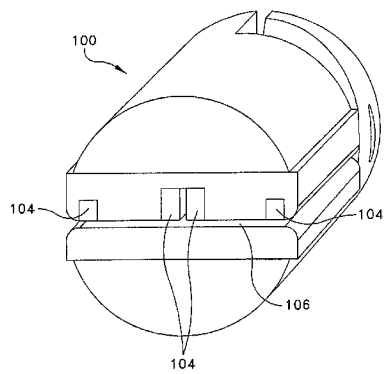
【図 1 3】



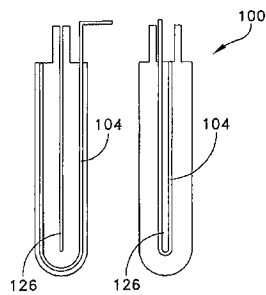
【図 1 4】



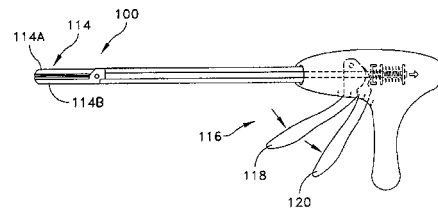
【図 1 7】



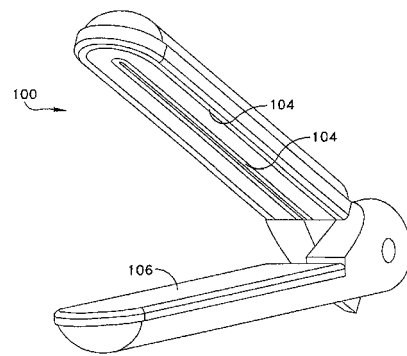
【図 1 8】



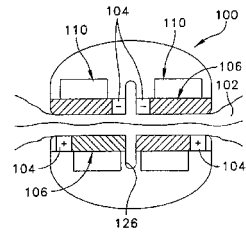
【図 1 5】



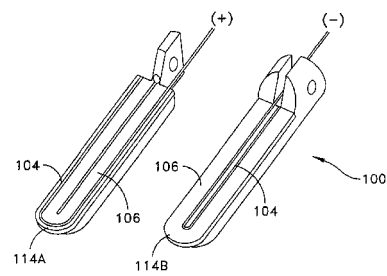
【図 1 6】



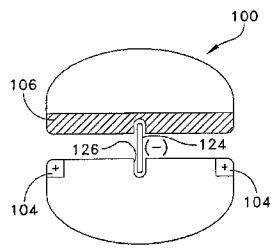
【図 1 9】



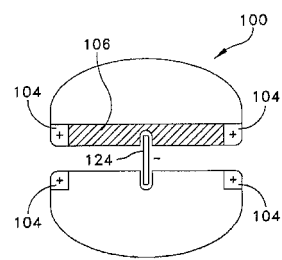
【図 2 0】



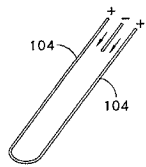
【図 2 1】



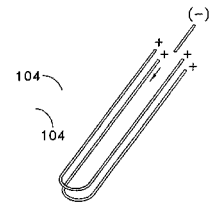
【図 2 3】



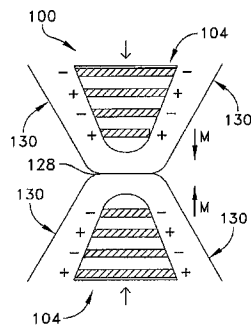
【図 2 2】



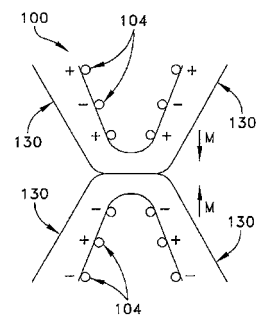
【図 2 4】



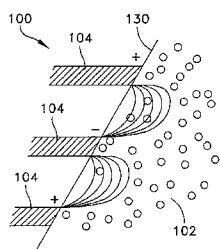
【図 2 5】



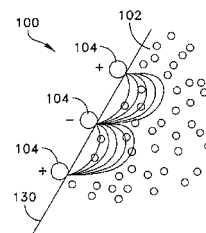
【図 2 7】



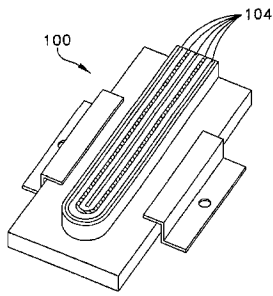
【図 2 6】



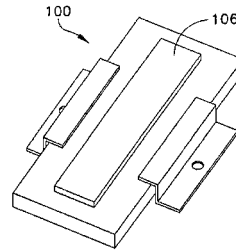
【図 2 8】



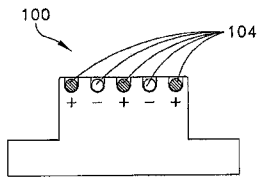
【図 29】



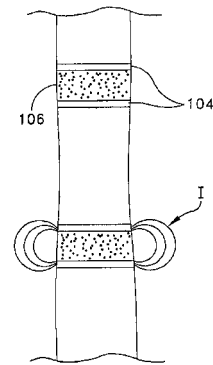
【図 31】



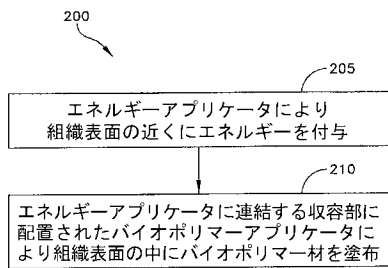
【図 30】



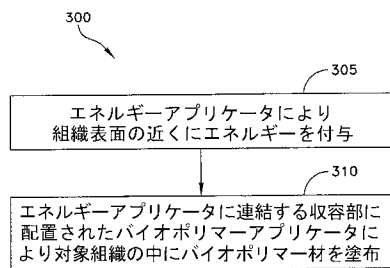
【図 32】



【図 33】



【図 34】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2008/064248
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 18/18(2006.01); A61B 18/12(2006.01);		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 8: A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean Utility models and applications for Utility models since 1975 Japanese Utility models and applications for Utility models since 1975		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKIPASS(KIPO Internal) "tissue", "heat", "radio-frequency", "ultrasonic", "laser", "microwave", "biopolymer", "energy"		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6024741 A (WARREN P. WILLIAMSON, IV et al) 15 February 2000 See claim 1, column 2, lines 1-26, figures 1 and 22	1-52
A	US 6682527 B2 (BRUNO STRUL) 27 January 2004 See claims 1, 15, 17, column 2, lines 20-61, figures 1, 4A-4C	1-52
A	JP 2004-209041 A (OLYMPUS CORP.) 29 July 2004 See claims 1 and 2, paragraph [0012], figures 1-3	1-52
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family 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 application or patent 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 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 27 OCTOBER 2008 (27.10.2008)		Date of mailing of the international search report 27 OCTOBER 2008 (27.10.2008)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 139 Seonsa-ro, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer JEON, CHANG IK Telephone No. 82-42-481-8303 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/US2008/064248

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6024741 A	15.02.2000	AU 1995-40264 B2	27.06.1996
		AU 1996-52135 B2	21.11.1996
		AU 3179795 A	04.04.1996
		AU 4026495 A	27.06.1996
		AU 5213596 A	21.11.1996
		AU 6862294 A	02.02.1995
		AU 687405 B2	28.02.1998
		AU 701320 B2	28.01.1999
		AU 722398 B2	03.08.2000
		CA 2128450 A1	23.01.1995
		CA 2128450 C	28.05.1996
		CA 2158783 A1	24.03.1996
		CA 2158783 C	12.12.2006
		CA 2165714 A1	23.06.1996
		CA 2165714 C	23.06.1996
		CA 2175870 A1	09.11.1996
		CA 2175870 C	02.01.2007
		DE 69420650 T2	25.05.2000
		DE 69530646 T2	25.03.2004
		DE 69530747 T2	25.03.2004
		DE 69534437 T2	22.06.2006
		EP 0640317 A1	01.03.1995
		EP 0640317 B1	15.09.1999
		EP 0703461 A2	27.03.1996
		EP 0703461 B1	07.05.2003
		EP 0717967 A2	26.06.1996
		EP 0717967 B1	14.05.2003
		EP 0741996 A2	13.11.1996
		EP 0741996 B1	25.02.2004
		EP 1151725 A1	07.11.2001
		EP 1157666 A1	28.11.2001
		EP 1157666 B1	07.09.2005
		ES 2136168 T3	16.11.1999
		ES 2198433 T3	01.02.2004
		ES 2216038 T3	16.10.2004
		GR 94100336 A	22.05.1996
		JP 07-171163 A	11.07.1995
		JP 08-196543 A	06.08.1996
		JP 08-229050 A	10.09.1996
		JP 08-336544 A	24.12.1996
		JP 2005-021703 A	27.01.2005
		JP 3857337 B2	13.12.2006
		JP 3857345 B2	13.12.2006
		JP 3857357 B2	13.12.2006
		US 5558671 A	24.09.1996
		US 5688270 A	18.11.1997
		US 5693051 A	02.12.1997
		US 5709680 A	20.01.1998
		US 5807393 A	15.09.1998

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2008/064248

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		US 5810811 A	22.09.1998
		US 5817093 A	06.10.1998
		US 5833690 A	10.11.1998
		US 5876401 A	02.03.1999
		US 5403312 A	04.04.1995
US 6682527 B2	27.01.2004	AU 2002-248619 A1	24.09.2002
		US 2002-0133152 A1	19.09.2002
		US 2002-133152 A1	19.09.2002
		WO 0207-1926A2	19.09.2002
		WO 0207-1926A3	23.01.2003
JP 2004-209041 A	29.07.2004	None	

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
	A 6 1 L 31/00	C
	A 6 1 L 31/00	Z
	A 6 1 L 31/00	P

(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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

F ターム(参考) 4C160 JJ13 JJ23 JK01 KK04 KK15 KK39 KL02 MM18 MM32

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2010527704A5	公开(公告)日	2010-09-30
申请号	JP2010509502	申请日	2008-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	谢克特大卫代理		
申请(专利权)人(译)	谢克特戴维代理.		
[标]发明人	シェクターデイビッドエー		
发明人	シェクター デイビッド エー.		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/18 A61B18/00 A61B18/20 A61L31/00		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B10/02 A61B18/18 A61B18/20 A61B2017/00805 A61B2018/00065 A61B2018/00619 A61B2018/0063 A61B2018/1412 A61B2018/1455 A61B2018/1467 A61N7/02		
FI分类号	A61B17/39 A61B17/39.320 A61B17/36.340 A61B17/36.330 A61B17/36.350 A61L31/00.C A61L31/00.Z A61L31/00.P		
F-TERM分类号	4C026/AA03 4C081/AC05 4C081/BA12 4C081/BA13 4C081/CA021 4C081/CA131 4C081/CA171 4C081/CB011 4C081/CE11 4C081/CF011 4C081/DB03 4C160/JJ13 4C160/JJ23 4C160/JK01 4C160 /KK04 4C160/KK15 4C160/KK39 4C160/KL02 4C160/MM18 4C160/MM32		
代理人(译)	齐藤达也		
优先权	60/939602 2007-05-22 US		
其他公开文献	JP2010527704A		

摘要(译)

公开了用于组织附着/加强的方法和设备以及用于组织强化的方法和设备。在一个实施例中，该装置包括能量施加器和所述生物聚合物涂抹器，能量施加器被配置以将能量施加，从而产生热在干燥靶组织的组织中蒸发水分和，以及胶原蛋白和弹性中的至少一个被沉积变性部分一起，生物聚合物涂抹器被配置为接收所产生的热，由此生物聚合物材料从固态改变到熔融状态，并干燥的组织充满生物聚合物，靶组织的一部分被加强并密封。在另一个实施方案中，该方法和通过能量施加器将能量施加到组织表面，设置在所述生物聚合物涂抹器在所述壳体部，用于耦合到所述能量施加生物聚合物材料到组织表面涂层包括事实上，一个。还公开了其他实施例。 .The 16