

(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2015-503961

(P2015-503961A)

(43) 公表日 平成27年2月5日(2015.2.5)

(51) Int.Cl.

A 61 B 18/12

(2006.01)

F 1

A 61 B 17/39

テーマコード(参考)

4 C 1 6 O

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2014-548897 (P2014-548897)  
 (86) (22) 出願日 平成24年12月20日 (2012.12.20)  
 (85) 翻訳文提出日 平成26年6月19日 (2014.6.19)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2012/070971  
 (87) 国際公開番号 WO2013/096632  
 (87) 国際公開日 平成25年6月27日 (2013.6.27)  
 (31) 優先権主張番号 61/578,080  
 (32) 優先日 平成23年12月20日 (2011.12.20)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 503000978  
 アプライド メディカル リソーシーズ  
 コーポレーション  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92  
 688 ランチョ サンタ マルガリータ  
 アヴェニーダ エンプレッサ 2287  
 2  
 (74) 代理人 100092093  
 弁理士 辻居 幸一  
 (74) 代理人 100082005  
 弁理士 熊倉 複男  
 (74) 代理人 100067013  
 弁理士 大塚 文昭  
 (74) 代理人 100086771  
 弁理士 西島 孝喜

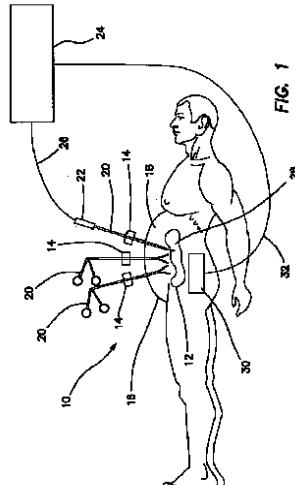
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】高度手術シミュレーション

## (57) 【要約】

模擬組織が導電性であることを有利に必要としないエネルギーベースの手術法を臨床医に訓練するためのシステムを提供する。模擬組織は、少なくとも2つの材料を含む。発熱体が、典型的には電気手術又は電気焼灼術などのエネルギーベースの外科手術で見られる医療器具の形に構成される。この器具は、標的材料を切除することなどのエネルギーベースの手術法をシミュレートするために、材料の少なくとも一方を溶解させるのに十分な熱を送達する。この少なくとも2つの材料は、模擬組織内でこれらの材料の相対的熱可塑性が所望の臨床転帰の所定の手術経路を定めるように構成される。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

エネルギーベースの外科手術をシミュレートする方法であって、

第1の溶解温度を有する熱可塑性の第1の材料を含む非導電性の模擬組織構造を準備するステップと、

前記第1の材料を熱可塑的に変形させるための熱を発生するように構成された模擬手術器具を準備するステップと、

前記第1の材料の少なくとも一部を前記発熱体によって加熱するステップと、

前記第1の材料を前記発熱体によって熱可塑的に変形させるステップと、  
を含むことを特徴とする方法。

10

**【請求項 2】**

前記第1の材料の少なくとも一部を前記模擬手術器具によって溶解させるステップをさらに含む、

ことを特徴とする請求項1に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記模擬組織構造の少なくとも一部を除去するステップをさらに含む、  
ことを特徴とする請求項1に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記模擬組織構造を準備するステップは、前記第1の材料に接続された第2の材料を含む模擬組織構造を準備するステップを含む、  
ことを特徴とする請求項1に記載の方法。

20

**【請求項 5】**

前記模擬組織構造を準備するステップは、前記第1の材料の前記少なくとも一部を溶解させることによって前記第1の材料又は第2の材料の一方が除去可能となるように構成された模擬組織構造を準備するステップを含む、

ことを特徴とする請求項4に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記第2の材料は、前記第1の溶解温度よりも高い第2の溶解温度を有し、前記模擬手術器具を準備するステップは、前記第1の材料を溶解させて前記第2の材料を溶解させない熱を送達するように構成された模擬手術器具を準備するステップを含む、  
ことを特徴とする請求項4に記載の方法。

30

**【請求項 7】**

前記第1及び第2の材料は、前記第1の材料が前記第2の材料を取り囲むように構成され、前記方法は、前記取り囲む第1の材料を前記模擬手術器具によって溶解させることにより前記第2の材料を除去するステップをさらに含む、

ことを特徴とする請求項4に記載の方法。

**【請求項 8】**

前記模擬組織構造を、腹腔をシミュレートした腹腔鏡訓練装置の内部に配置するステップをさらに含む、  
ことを特徴とする請求項1に記載の方法。

40

**【請求項 9】**

前記模擬組織構造はメッシュ材料を含み、前記方法は、前記模擬組織構造の少なくとも一部を縫合するステップをさらに含む、  
ことを特徴とする請求項3に記載の方法。

**【請求項 10】**

エネルギーベースの外科手術をシミュレートするためのシステムであって、

第1の溶解温度を有する第1の材料と、

前記第1の材料に接続された第2の材料と、

を含み、前記第1の材料及び前記第2の材料が、前記第1の材料の少なくとも一部の溶解時に前記第2の材料が前記第1の材料から除去可能になるように構成された模擬組織構

50

造と、

医療装置の形を取り、前記第1の材料を溶解させるための熱を送達するように構成された発熱器具と、  
を備えることを特徴とするシステム。

【請求項11】

前記模擬組織構造は、前記第1の材料によって部分的に形成された、液体を含むポケットを含む、  
ことを特徴とする請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

前記第1の材料は熱可塑性であり、前記第2の材料は熱硬化性である、  
ことを特徴とする請求項10に記載のシステム。

【請求項13】

前記第2の材料は、前記第1の溶解温度よりも高い第2の溶解温度を有する、  
ことを特徴とする請求項10に記載のシステム。

【請求項14】

前記第1の材料及び前記第2の材料は熱可塑性である、  
ことを特徴とする請求項13に記載のシステム。

【請求項15】

前記第1の溶解温度よりも高い第3の溶解温度を有する、前記第1の材料に接続された  
第3の材料をさらに含む、  
ことを特徴とする請求項10に記載のシステム。

【請求項16】

前記第3の材料は第3の層を形成し、前記第1の材料は、前記第3の層に接続された第  
1の層を形成し、前記第2の層は、前記第1の層が前記第2の層を包囲又は包含するよう  
に前記第1の層に接続される、  
ことを特徴とする請求項15に記載のシステム。

【請求項17】

前記第2の層は、前記第1の層の上方に位置する、  
ことを特徴とする請求項16に記載のシステム。

【請求項18】

前記第2の層は、前記第1の層と第3の層の間に位置する、  
ことを特徴とする請求項16に記載のシステム。

【請求項19】

前記第2の材料は、前記第1の溶解温度よりも高い転移温度を有する、  
ことを特徴とする請求項15に記載のシステム。

【請求項20】

前記第1の材料は、該第1の材料の少なくとも一部が手術経路を定めるように前記第2  
の材料に対して配置される、  
ことを特徴とする請求項10に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

〔関連出願との相互参照〕

本出願は、2011年12月20日に出願された「高度手術シミュレーション（Advanced surgical simulation）」という名称の米国仮特許出願第61/578,080号に対する優先権及びその利益を主張するものであり、この仮特許出願はその全体が引用により本明細書に組み入れられる。

【0002】

本発明は、実際の外科手術に見られる状況を模倣した視覚的、触覚的及び技術的特性を  
ユーザに提供する医療訓練及びシミュレーションシステム及び装置に関する。

10

20

30

40

50

## 【背景技術】

## 【0003】

多くの外科手術では、電気メス、プローブ、ハサミ、握持具、解剖用器具、電気焼灼器などの、エネルギーベースの手術器具を使用する。一般に、電気手術は、交流電源に接続された電気手術用発電機、及び1又はそれ以上の電極を含む器具を使用して行われる。発電機によって電圧が供給され、組織の切断、凝固、乾燥又は放電治療を行う手段としての器具又はハンドピースの電極チップを介して、典型的には200 kHz ~ 3.3 MHzの高周波電流が生体組織に送達される。この電流は、送達されると組織を通過し加熱して所望の臨床効果を生み出す。或いは、この電流を使用して器具を加熱し、この加熱された器具を電気焼灼器と同様に組織に適用した時に臨床効果が実現される。また、多くの手術では、超音波装置としても知られている高周波音に基づくエネルギー装置を利用する。これらの及びその他のエネルギーベースの器具は、外科医に対し、正確かつほぼ容易に切り込みを入れ、組織を切断し、失血を抑えるほぼ瞬時の熱的止血を行う能力を有利に与える。このような器具は、外科団体では標準的なものになっており、様々な手術で常用されている。

## 【0004】

電気手術用の及びその他のエネルギーベースの器具及び処置の有効性により、エネルギーベースの手術器具及び手術法の使用においては、臨床医を訓練することが重要である。既存の訓練又はシミュレーションモジュールの多くは、動物の生きた組織又は死体を使用する。本物の生きた組織は、高価であるとともに取得が難しい場合があり、冷凍による保存が必要であり、焼灼時に煙及び匂いが生じる。本物の組織の場合には、電気手術用発電機に接地板が取り付けられ、電流がより深く組織に浸透するように接地板を患者の下部に配置する。一般に、本物の組織を使用する電気手術法の実務には、さらなる安全性の考慮が必要である。或いは、シミュレーションモジュールの中には、本物の組織の代わりに生きた組織の特徴を模倣した合成材料を使用するものもある。これらの本物の組織の外観と雰囲気を模倣した合成材料のいくつかとして、シリコンエラストマ、天然ラテックス、ポリウレタンエラストマ及びスチレンブロック共重合体が挙げられる。合成臓器モデルは、エネルギーベースの手術器具の使用実践を行うための模擬組織として役立てるために、食塩水で湿らし又は満たし、或いは導電性であるように金属粒子などの材料を埋め込まなければならない。一般に、エラストマ材料は、電流を伝達するように特別に処理されない限り誘電性である。しかしながら、シリコンゴム、ラテックス、ビニール、ポリエチル、ポリウレタンなどのほとんどの好ましい合成材料は、エネルギーベースの外科装置に対し、実際の外科手術においてこれらの装置を使用するようにユーザを訓練するというニーズを満たす形では応答しない。従って、電気手術システム、電気焼灼システム及び他のエネルギーベースのシステムで使用される技術を実践するために、生きていの非導電性の模擬組織を使用しながらも導電性の生きた組織をシミュレートした、エネルギーベースの器具をシミュレートするためのシステム及び方法を提供することが必要とされている。本発明は、手術訓練において訓練を単純化して死体の使用を最小限に抑えるために、手術条件下において、かつエネルギーベースの器具の作用に応答して、ヒト又は動物の組織の特性、応答及び特徴を模倣するように配合され、構成され、組み合わせられた合成材料を使用する。このような条件及び作用は、切開、貫入、解体、閉塞、吻合、近置、切除などを含むことができる。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

## 【特許文献1】米国特許出願第13/248,449号明細書

## 【発明の概要】

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

本発明の態様によれば、エネルギーベースの手術法をシミュレートするための装置が提

10

20

30

40

50

供される。この装置は、基層を形成する、第1の溶解温度を有するベース材料と、基層に接続された従属層 (subject layer) を形成する、第2の溶解温度を有する従属材料 (subject material) と、従属層に接続された標的層を形成する、第3の溶解温度を有する標的材料とを含む合成生体組織構造を含む。システムは、従属材料を溶解させる熱を送出するように構成された発熱器具をさらに含む。

#### 【0007】

本発明の別の態様によれば、模擬組織が電気を伝えることを必要としない、エネルギーベースの手術法の訓練装置が提供される。装置は、異なる溶解温度を有する2つの材料を含む模擬組織と、医療装置の形の発熱体とを含む。発熱体は、電気焼灼術又は電気手術などのエネルギーベースの手術法をシミュレートするために、溶解温度の低い材料を溶解させるには十分であるが、溶解温度の高い材料を溶解させるほど十分には高くはない熱を送出するように構成される。

10

#### 【0008】

本発明の別の態様によれば、訓練環境においてエネルギーベースの手術法をシミュレートする方法が提供される。この方法は、第1の溶解温度を有する第1の材料及び第2の溶解温度を有する第2の材料を含む模擬組織構造を使用するステップを含み、第2の溶解温度は第1の溶解温度よりも高く、第1及び第2の材料は、第1の材料の少なくとも一部を溶解させることによって第2の材料が第1の材料から摘出可能となるように構成される。この方法は、第1の材料を溶解させるには十分であるが、第2の材料を溶解させるには十分ではない熱を遠位端において送出するように構成された模擬的なエネルギーベースの手術器具を使用するステップをさらに含む。この方法は、模擬的なエネルギーベースの手術器具によって第1の材料を溶解させるステップをさらに含む。この方法は、第1の材料に對して第2の材料を除去するステップをさらに含む。

20

#### 【0009】

本発明の別の態様によれば、エネルギーベースの手術法の訓練装置が提供される。この装置は、第1の溶解温度を有する第1の材料と、第1の材料に接続された第2の材料とを含む合成解剖構造を含む。第1の材料及び第2の材料は、第1の材料の少なくとも一部の溶解時に第1の材料から第2の材料が除去可能になるように構成される。この装置は、第1の材料を溶解させる熱を送出するように構成された発熱器具をさらに含む。

30

#### 【0010】

本発明の別の態様によれば、エネルギーベースの手術法をシミュレートする方法が提供される。この方法は、第1の溶解温度を有する第1の熱可塑性材料を含む模擬組織構造を準備するステップを含む。この方法は、第1の材料を熱可塑的に変形させる熱を発生するように構成された模擬手術器具を準備するステップをさらに含む。第1の材料の少なくとも一部は、発熱体によって加熱されるとともに、発熱体によって熱可塑的に変形される。

#### 【0011】

本発明の別の態様によれば、エネルギーベースの手術法をシミュレートするシステムが提供される。このシステムは、第1の溶解温度を有する第1の材料と、第1の材料に接続された第2の材料とを含む模擬組織構造を含む。第1の材料及び第2の材料は、第1の材料の少なくとも一部の溶解時に第1の材料から第2の材料が除去可能になるように構成される。このシステムは、エネルギーベースの外科手術で見られる医療装置の形をとるとともに第1の材料を溶解させる熱を送出するように構成された発熱器具を含む。

40

#### 【0012】

本発明の別の態様によれば、本発明は、採取して保存された組織又は注入合成材料の使用と比べて大幅に低いコスト及び複雑性でエネルギーベースの外科活動の模倣を行うべくいくつかの好ましい合成組織材料と協働するように構成されたエネルギーベースの装置を提供する。

#### 【0013】

本発明の別の態様によれば、電気手術、電気焼灼術及びその他のエネルギーベースのシステムにおいて使用される技術を実践するための、導電性の生きた組織をシミュレートし

50

た生きていの非導電性の模擬組織構造が提供される。実際のエネルギーベースのシステムで見られる医療装置を模倣した発熱装置が、模擬組織構造を含む少なくとも1つの熱可塑的に変形可能な材料を熱可塑的に変形させるのに十分な熱を発生するように構成される。この少なくとも1つの熱可塑的に変形可能な材料は、エネルギーベースの外科的方法及び手術の実践において発熱装置を用いてたどるべき少なくとも1つの所定の経路を定めるように少なくとも1つの第2の材料に対して配置される。所定の経路の少なくとも1つは、良好な臨床転帰を定め、少なくとも1つの第2の材料は、発熱装置により発生される熱の影響を実質的に受けない溶解温度又は軟化温度を有し、或いは溶解温度を有しておらず、又は熱可塑的に変形可能でない。

【図面の簡単な説明】

10

【0014】

【図1】電気手術による典型的な腹腔鏡外科手術を示す図である。

【図2】本発明による、シミュレートしたエネルギーベースの手術による腹腔鏡マネキンを示す図である。

【図3】本発明による、シミュレートしたエネルギーベースの手術による腹腔鏡訓練モジュールを示す図である。

【図4】本発明による、シミュレートしたエネルギーベースの手術と共に使用する、合成臓器の組み合わせ及びエネルギーベースの手術装置を示す斜視図である。

【図5】本発明による、除去された合成組織の一部及びエネルギーベースの手術装置を伴う合成臓器の組み合わせを示す斜視図である。

【図6】本発明による、除去された合成組織の一部及び合成組織の切除部位を閉じる縫合糸を伴う合成臓器の組み合わせを示す斜視図である。

【図7】本発明による、シミュレートしたエネルギーベースの手術装置を示す半透明側面図である。

【図8】本発明による、合成体導管内の合成腫瘍及びアクセスポートの配置を伴う合成臓器の組み合わせを示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

図面を参照すると、図1には、体壁16を通じて体腔18内に配置された1又はそれ以上のアクセスポート14によって体内臓器12にアクセスできる典型的な腹腔鏡構成10を示している。内部臓器又は内部構造12を操作するために、アクセスポート14を通じて様々な細長い手術器具20が体腔18内に配置される。様々な手術器具20、特に、以下に限定されるわけではないが、手術で使用するためのエネルギー源24に接続された電気手術器具22又は電気焼灼器などのエネルギーベースの器具22には特別な注意が向けられる。特に、電気手術では、組織の切断、破壊、凝固、乾燥又は放電治療を行うために、組織に高電圧、高周波数の電気エネルギーを加える。電気手術の利点には、失血を抑えながら正確な切り込みを行う能力が挙げられる。生きた組織では、組織を通じてエネルギーが導かれ、電流を介して組織を加熱し、器具22が組織に接する部位において「切断」事象が生じるように電気手術器具22を接続することができる。例えば、ハサミ、握持具又はメスなどの電気手術器具22を使用して、器具22を通じたエネルギーの送達を介して生きた組織の切断、分割又は焼灼を行うことができる。電気手術器具22は、エネルギー源24に接続される。一般に、エネルギー源24としては、超高電圧及び高周波数電流を供給する電気手術用発電機24が挙げられる。通常、電気手術用発電機24は、交流電源(図示せず)に接続される。発電機24は、ワイヤ26によって電気手術器具22に接続され、このワイヤ26は、電気手術器具22に適切な電流を送達するように構成される。電気手術構成10は、組織12が生きた組織のように導電性であることに依存する。電流は標的部位28に導かれ、ここで電気手術的「切断」事象が発生する。その後、隣接組織を通じて放電が行われ、その電流は、組織の下側に導電性接着剤で固定された接地電極又はパッチ30を通じて発電機に戻る。電極パッチ30は、典型的には手術中に患者の背中の下に配置される戻り陽極(return anode)として機能する。電気手術用

30

40

50

発電機 2 4 の接地部分とのワイヤ接続 3 2 によって回路が完成する。

【 0 0 1 6 】

ここで図 2 を参照すると、プラスチック、ゴム、木又は布などの非導電性の合成材料で体の形が構成された合成腹腔鏡マネキン 3 4 を示している。材料は、生きた体及び生きた内臓器官をシミュレートするように選択して組み合わせることができる。非導電性材料で作られた腹腔鏡手術合成マネキン 3 4 により、標的となる模擬組織が導電性であることを必要とする実際の電気手術構成を使用しなくても済むことが明らかになる。本発明の模擬電気手術構成は、非溶解性合成組織と組み合わせることができる溶解性合成組織 4 0 の少なくとも一部を含む模擬組織 3 8 に作用するように構成された発熱器具 3 6 を含む。模擬組織は、皮膚、筋膜、筋肉、脂肪、接続性臓器床 (connective organ bed) 、臓器、腫瘍、骨、静脈、動脈、及び溶解性材料を含む模擬組織の少なくとも一部を含む他のいずれかのヒト又はヒト以外の組織の表現を含むことができる。1つの変形例では、上述した組織又は臓器の全てが、溶解性合成材料と非溶解性合成材料の組み合わせで構成される。別の変形例では、模擬組織が全て溶解性合成材料で構成される。さらに別の変形例では、模擬組織が、溶解温度の異なる 2 又はそれ以上の合成材料で構成される。加熱された模擬腹腔鏡電気手術装置 3 6 は、細長いプローブ、ハサミ、メス、握持具、解剖器具に類似するように構成され、又は他のいずれかの本物の医療装置の形を取ることができる。シミュレーション装置 3 6 は、ワイヤ 4 2 を介して電源 4 4 に電気的に接続される。有利なことに、模擬組織 3 8 は導電材料で構成されないので、接地電極又はパッチ 3 0 を含む接地回路は不要である。さらに、電源 4 4 は交流源とすることができる、或いは装置 3 6 のハンドル内に存在する電池を用いて訓練構造を実演又は実践のために容易に持ち運び、ワイヤ 4 2 からの干渉を避けることができる直流源とすれば有利である。電池は、器具 3 6 の外部に存在してもよい。アクセスポート 1 4 を通じて挿入された腹腔鏡を介して取り込まれ、外科医が観察できるようにビデオモニタ上に表示されるライブ映像を用いて腹腔鏡下で外科手術を行えるようにやはりアクセスポート 1 4 に挿入された、シミュレーション装置 3 6 を含む他の手術器具 2 0 を図示している。アクセスポート 1 4 は、体壁 1 6 を通過し、低侵襲性アクセス装置 1 4 を介してアクセスできる手術空間を形成するように送気ガスで膨張させた体腔 1 8 内に配置される。

【 0 0 1 7 】

図 3 には、図 2 に示す大型マネキンの代わりに模擬訓練モジュール又は腹腔鏡訓練装置 4 6 内に配置された合成組織及び臓器部品 3 8 を示す。訓練モジュール 4 6 は、物理的生体構造の特定部位をシミュレートした構造を含むことができる。例えば、図 3 には、管腔構造内に模擬内臓器官 3 8 が配置又は懸架され、腹腔鏡法を実践できるように模擬内臓器官 3 8 の少なくとも一部が臨床医から直接見えないヒトの腹部又は腹腔 4 8 を示している。2011年9月29日に出願された「携帯用腹腔鏡訓練装置 (Portable laparoscopic trainer)」という名称の同時係属中米国特許出願第13/248,449号明細書に例示的な模擬訓練モジュール 4 6 が記載されており、この特許出願は、本明細書に完全に記載されるようにその全体が引用により本明細書に組み入れられる。この構造は、剛性であっても又は可撓性であってもよく、膨張した体腔 4 8 をシミュレートするように膨張させ又は構成することができる。モジュール 4 6 は、ワイヤ 4 2 を介して電源 4 4 に接続され溶解性標的合成組織 4 0 に向けられた図示の様々な手術器具 2 0 及びエネルギーベースのシミュレーションハンドピース 3 6 を用いて体腔 4 8 にアクセスするための、体壁 1 6 全体にわたって挿入された複数のアクセスポート 1 4 を含む。アクセスポート 1 4 は、実際の腹腔鏡手術において意図的に形成される、又は訓練装置 4 6 の壁 1 6 によりシミュレートされる気腹を維持しながら患者内の標的部位にアクセスするための低侵襲性手段を提供する。

【 0 0 1 8 】

図 4 ~ 図 6 を参照して分かるように、合成組織部品の組み合わせは、標的材料 5 4 に接続された従属材料 5 2 に接続されたベース材料 5 0 を含む。好ましいベース材料 5 0 としては、シリコンゴム、天然ゴム、ポリイソプレン、弾性的性質を有する様々なポリマのい

10

20

30

40

50

ずれかなどの、或いは従属材料 5 2 に比べて相対的に高い溶解温度を有する非溶解性エラストマを挙げることができる。通常、非溶解性ポリマ材料は熱硬化性樹脂と呼ばれ、すなわち加熱又は硬化されると永久に硬化又は固化する材料である。従属材料 5 2 としては、ベース材料 5 0 よりも溶解温度が相対的に低いビニール、ポリエステル、ナイロン、S P A N D E X (登録商標) ブレンド又は L Y C R A (登録商標) などの溶解性材料が挙げられる。従属材料 5 2 は、溶解温度、可撓性及び接着性などの所望の特性に基づいて選択される。標的材料 5 4 は、溶解性又は非溶解性のいずれかであり、中実又は中空であるように構成され、流体又は追加材料で満たすことができる。一例として、ベース 5 0 は、シリコンゴム製の内臓器官を表すように成形される。このベース材料は、高温に対して非常に良好な耐性を有し、従属材料 5 2 と比較して高い溶解温度を有する。従属領域 (s u b j e c t a r e a) 5 6 は、従属材料 5 2 を含む。1つの変形例では、従属領域 5 6 が、特定の温度で溶解する溶解性熱可塑性材料の部分を含み、成形された又はプラスチックに埋め込まれたメッシュ又は織物材料を含むことができる。熱可塑性材料は、加熱及び冷却によって繰り返し軟質及び硬質にすることができる。従属材料 5 2 は、ベース材料 5 0 に取り付けられ、ベース材料 5 0 と一致するように、又はベース材料 5 0 と対比されるように着色される。従属材料 5 0 の1つの変形例は、少なくとも2つの方向に伸長自在であるように織られ、従属材料 5 2 を切断し又は溶解させた時にほどけるのを防ぐ格子織りを有する機能性材料又はメッシュを含む。機能性材料又はメッシュ生地 5 2 は、従属材料 5 2 を切断し又は溶解させた時に、従属材料 5 2 とベース材料 5 0 の間に、或いは従属材料 5 2 及びベース材料 5 0 の一方又は両方を貫通して、図 5 及び図 6 に示すポケット領域又は欠陥 6 0 が形成されるように、従属材料 5 2 の外周又は周囲 5 8 に沿ってベースポリマ材料 5 0 に取り付けられる。1つの変形例では、標的材料 5 4 が、従属材料 5 2 から切除すべき病変、腫瘍又はその他の標的構造に類似する形態又は構造を含む。特定の手術候補者を訓練するために、標的材料 5 4 は、シリコンゴムなどの非溶解性熱硬化性材料で作製された、或いは従属材料 5 2 よりも相対的に高い溶解温度を有する構造又は形態を含むことができる。標的材料 5 4 の構造又は形態は中実又は中空であり、流体又はその他の材料で満たすことができる。別の変形例では、標的材料 5 4 が、従属材料 5 2 と比較して同じ又は高い溶解温度を有する熱可塑性物質で作製される。標的構造 5 4 は、周辺又は周囲の従属構造 5 2 を溶解させ、標的構造 5 4 を従属構造 5 2 に対して除去可能にすることによって標的構造 5 4 を切除できるように従属構造 5 2 に取り付けられる。模擬組織は、後で縫合又はステープル留めによって消散させることができる、ベース材料 5 0 に取り付けられた従属材料 5 2 の縁 6 2 が残るほど従属構造 5 2 が十分に大きく包括的であるように構成される。1つの変形例では、従属材料 5 2 が、ナイロン又はチーズクロスなどの織物、布地又はメッシュ材料を覆って成型された熱可塑性材料を含み、この一体型メッシュが、切除によって生じた裂け目を縫合し又は消散させる際に特に有用な構造的支持又は補強を行うようとする。ベース材料 5 0 、従属材料 5 2 及び標的材料 5 4 のいずれか1つ又はそれ以上は、ポリマと組み合わせた布又はメッシュ補強部を含むことができる。このメッシュ支持部は、標的材料 5 4 の少なくとも一部を切除した後に残った裂け目を閉じるように縫合糸を引っ張った際に、縫合糸、ステープル又は縫合針によって層の少なくとも1つ又はそれ以上が断裂するのを防ぐ役に立つ。従属構造 5 2 は、生きた組織を模倣するように形成された又は織られた熱可塑性材料をさらに含むことができる。生きた組織は、切断又は切開された時に、縫合糸又はステープルによって近置されるように全横方向に延びる。ユーザは、従属材料 5 2 の好みの編み構造により、標的材料 5 4 の切除後に、図 6 に示すように生きた組織と同じように欠陥を縫合又はステープル留めすることができる。1つの実施形態では、従属組織 5 2 が、実際の電気手術電荷の代わりに非導電性従属組織 5 2 を溶解させるのに十分な熱を導電性組織構造に送達するいずれかの本物の電気手術医療装置の形に構成された発熱器具又はハンドピース 6 4 で溶解され、このハンドピース 6 4 によって送達される熱は、より低い相対的溶解温度を有する熱可塑性の又はその他のポリマを溶解させてエネルギーベースの切断法をシミュレートするのに十分なものである。従属組織 5 4 は、例えば切除すべき腫瘍又は欠陥として成形された標的材料 5 4 に境界を

10

20

30

40

50

引く経路線 6 6 に沿って溶解される。溶解した外接線 6 6 は、織物材料が分離後にはほどけるのを有利に防ぐ。従属材料 5 2 は、予測される標的材料又は構造 5 4 の周囲に、或いは訓練目的で外科的に意味のある予め決定又は選択した経路に沿って構成される。図 5 では、このように従属材料 5 2 が溶解した結果として形成される欠陥 1 8 6 が確認され、この裂け目又は欠陥 6 0 は、閉鎖、ステープル留め、又は縫合することができる。図 6 には、裂け目 6 0 を閉じる縫合糸 7 2 の列を形成する標準的な縫合針 6 8 及び縫合糸 7 0 を示している。このシミュレーション装置は、ユーザがエネルギーベースの手術法を実践できるようにするだけでなく、シミュレーションではない本物の生きた組織の手術と同様の縫合及びステープル留め技術のさらなる実践を有利に可能にする。

【0019】

10

ここで図 7 を参照すると、訓練環境においてエネルギーベースの手術器具をシミュレートするようにサイズ決めされ構成された電気装置 6 4 を示している。このハンドピース装置 6 4 は、遠位端 7 6 及び近位端 7 8 を有する細長い管状体 7 4 と、管腔を定める円筒壁とを含む。装置 6 4 は、管腔内に配置された導電性かつ熱伝導性の細長いプローブ部材 8 0 を含み、このプローブ部材 8 0 は、エネルギーベースの手術器具をシミュレートするようにサイズ決めされ構成された露出するプローブ先端部 8 2 を有する。この熱伝導性の遠位プローブ部材 8 0 は、プローブ部材 8 0 から電気的に絶縁された電気加熱コイル 8 4 によって取り巻かれる。加熱コイル 8 4 の遠位端は、熱伝導性の遠位プローブ部材 8 0 に一点で接続される。加熱コイル 8 4 の近位端は、図 2 に示す電源 4 4 の第 1 の電極に接続することができる。熱伝導性の細長いプローブ部材 8 0 の近位端は、電源 4 4 の第 2 の電極に接続される。この回路では、電源 4 4 の第 1 の電極からの電流が、細長い管状体 7 4 の管腔内のワイヤ 8 6 を介して加熱コイル 8 4 の近位端に伝わり、プローブ部材 8 0 を通って、電源 4 4 の第 2 の電極に接続されたワイヤ 8 8 に戻る。1 つの実施形態では、加熱コイル 8 4 が、ニッケルクロム製の高抵抗性導電素子又はワイヤで構築され、例えばこれを細長いプローブ部材 8 0 に巻回して加熱コイル 8 4 を形成する。加熱コイル 8 4 を形成する巻き数は、加熱コイル 8 4 を構成するために使用するワイヤの抵抗値 (0 h m) に基づく好ましい電圧により供給される好ましい温度をもたらす数式によって調整することができる。好ましい電源 4 4 は、例えば、電池又は電源トランスにより供給される 3 ボルトの直流を含むことができる。加熱素子又はコイル 8 4 は、例えば、アクティブなプローブ先端部 8 2 の温度を華氏約 5 0 0 度にする 2 6 0 オームの抵抗値を有するコイルを含むことができる。加熱素子 8 4 の別の構造は、電源 4 4 の両端子に接続された一定長のタンゲスデン又はその他の高抵抗材料を含み、この材料の一部は、接続部分を越えて延びて、加熱されるアクティブな先端部を形成する。器具 6 4 は、鉛筆形状を有するように示しているが、本発明はそのように限定されず、器具 6 4 は、あらゆるエネルギーベースの医療装置の形を取ることができる。

20

【0020】

30

別の変形例では、合成腫瘍床 5 2 が、鋭利なメス又はハサミで切断できるように構成される。ユーザは、この実施形態におけるシミュレーションにより、電気手術の構成と同じ視点又は観点から標的組織 5 4 を切断又は切除することができる。また、この別の実施形態では、電気手術の構成と同じ視覚及び触覚フィードバックが生成される。また、腫瘍 - ベース材料 5 2 は、切断又は切開時にほどけないように織られ、或いは上述したようなポリマに埋め込まれたメッシュ又は布地材料を含む。ユーザは、この格子織りにより、図 6 に示すように、切断又は切開により形成された結果としての欠陥 6 0 を近置させ、縫合又はステープル留めで閉じることができる。

40

【0021】

50

ここで図 8 を参照すると、合成体導管 9 0 内の複数の合成腫瘍床 5 2 a、5 2 b、5 2 c、5 2 d の配列が確認される。この例では、合成体導管 9 0 が、シミュレートしたヒトの直腸 9 2 及び S 状結腸 9 4 の一部である。合成体導管 9 0 は、器具 6 4 によって生じる温度では溶解しないシリコンゴムなどのエラストマ材料で構築される。腫瘍床 5 2 a、5 2 b、5 2 c、5 2 d は、シミュレートしたエネルギーベースの器具 6 4 によって溶解す

るよう選択された、織物又はメッシュ／布地に埋め込まれたポリマ材料で構築される。合成腫瘍 54a、54b、54c、54d は、それぞれ腫瘍床 52a、52b、52c、52d の上部又は下部に配置される。腫瘍 54 は、本発明のシミュレートしたエネルギーベースの器具 64 によって生じる温度により溶解しても又は溶解しなくてよい溶解温度を有する材料で形成される。臨床医のケアは、標的腫瘍 54 を溶解させないようにハンドピース 64 を用いて腫瘍を近置又は束縛することを含む。腔内手術器具を使用して、腫瘍床 52a、52b、52c、52d から腫瘍 54 を切除することができる。1つの変形例では、合成体導管 90 が、吹送導管 (insufflated conduit) をシミュレートするように構築される。経肛門的内視顕微鏡下手術の実際の手術的配置をより現実的に模倣するために、図 8 に示すような剛性プラスチックのリング 100 内に浸透性ジエル層 98 を有するシール部材 96 を合成体導管 90 の近位開口部 102 に配置する。

#### 【0022】

合成材料を使用して、エネルギーベースの手術法を訓練又は実践するためのモデル 38 を形成し、この場合、第 1 のベース材料 50 は、シリコンゴム、天然ラテックス、ポリイソブレンゴム、熱硬化性樹脂、或いは高温に耐えることができる、又は溶解性材料 52 と比較して別様に高い溶解温度を有することができる他の材料などの非溶解性材料を含む。手術標的又は領域 56 をシミュレートするために、第 1 のベース材料 50 に第 2 の溶解性の織物材料又は不織材料 52 を望むように取り付ける。例えば、腹部訓練又は実践モデル 38 は、溶解性材料 52 のシートで覆われた非溶解性ベース材料 50 のシートを含むことができる。溶解性材料 52 は、実際のエネルギーベースの手術器具と同様に、刃先端部 82 を有する発熱器具 64 を用いて望むように切断 / 溶解することができる。或いは、第 1 のベース材料 50 は、加熱した器具 64 を用いて切断又は切開することができる溶解性材料を含む。第 1 の溶解性ベース材料 50 は、第 2 の溶解性織物材料と同じ温度、又は別の高い又は低い温度で溶解する様々な材料から選択することができ、標的材料は、模擬組織の残り部分から切除されることが望ましい腫瘍又はその他の組織構造をシミュレートした形状又は色に塗装 / 染色される。溶解温度が変動する材料を使用することにより、より現実的な実際の電気手術効果のエミュレーションをユーザに提供することができる。表 1 は、材料及び材料のそれぞれの溶解温度の包括的でない例示的なリストである。表 1 の材料は溶解温度が異なり、この表の 1 又はそれ以上の材料を組み合わせて本発明の組織構造を形成することができる。これらの材料は、溶解温度の高い第 1 の材料と、第 1 の材料と比較して溶解温度の低い第 2 の材料の形で組み合わせられる。従って、シミュレートしたエネルギーベースの手術器具は、第 1 の材料を溶解させるには十分であるが第 2 の材料を溶解させるには不十分な熱を送達するように構成される。別の変形例では、器具の温度によって第 1 の材料に所望の熱可塑的変形が生じ、この変形は、器具を第 2 の材料に隣接又は接触させて配置した時に生じる効果と区別される。第 2 の材料では、この効果を、第 1 の材料のように溶解可能でないこと又は塑性的に変形可能でないことなどの様々な点で区別することができる。シミュレートしたエネルギーベースの手術器具は、このシミュレートした器具により発生される所望の温度を予め選択し、設定し、又はダイヤル入力できるように構成することもできる。当然ながら、標的領域を除去するために標的領域を避けて又は境界を引いて周囲の縁を溶解させることにより標的領域を切除する実践などのエネルギーベースの技術の実践のために、組織構造全体を通じて同じ材料を使用し、この同じ材料を溶解させるのに適した温度を送出するシミュレートしたエネルギーベースの手術器具を使用することは本発明の範囲に含まれる。このような場合、組織構造の色、形状及び / 又はその他のマーカの違いによって標的領域を示し、腫瘍、病変又はその他の標的組織、或いは良好な臨床転帰のためにたどるべき経路を研修医に対して視覚的に識別する。

表 1

材料	度 (F)	材料	度 (F)
アセタール(CoPo)	400	PBT	500
アセタール(HoPo)	425	PCT	580
アクリル	425	ピーグ	720
アクリル (Mod)	500	PET	540
ABS (MedImp)	400	ポリカーボネート	550
ABS (Hi ImpFR)	420	ポリエーテルイミド	700
セルアセテート	385	ポリエチレン (LD)	325
セル酪酸塩	350	ポリエチレン (HD)	400
セルプロピオノン酸塩	350	ポリプロピレン	350
EVA	350	ポリスチレン (GP)	350
LCP	500	ポリスチレン (MI)	380
ナイロン(6)	500	ポリスチレン (HI)	390
ナイロン(6/6)	525	ポリスルホン	700
ポリアミドイミド	650	PPO	575
ポリアリレート	700	PVC (剛性/可撓)	350/325
TFE	600		

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 3 】

合成組織本体38は、熱可塑的に変形可能な材料の少なくとも1又はそれ以上の領域を含む。発熱装置64は、メス、ハサミ又は鉗子などの実際のエネルギーベースの医療装置として成形される。装置64は電源に接続され、装置64の先端部82などの装置64の少なくとも一部分に熱を生じるように構成される。装置64を合成組織38と並べて又は接触させて配置できる研修医が装置64を使用し操作して、訓練を目的として所望の臨床効果が生じるように、シミュレートした手術法を実行又は実践する。この所望の臨床効果は、合成組織38に対してユーザが電極装置64を操作した結果として達成される。例えば、合成組織38の熱可塑的に変形可能な材料の少なくとも1つの領域の近くに、これに隣接させて、並べて又は接触させて電極先端部82を配置することにより、熱可塑的に変形可能な材料の少なくとも1つの領域に局所的な加熱が生じる。ユーザが少なくとも1つの領域に並べて器具64を保持する継続時間も、シミュレートした臨床転帰に影響を与えるようになる。熱可塑的に変形可能な材料の少なくとも1つの領域の局所的な加熱は、熱可塑的に変形可能な材料が軟化するまで行われる。材料が軟化すると、ユーザは、器具64を用いて、熱可塑的に変形可能な材料の少なくとも1つの領域を、この熱可塑的に変形可能な材料の少なくとも1つの領域の加熱された部位にさらなる変形を引き起こすほど十分に高い圧力に曝すことができる。この変形の度合いは、継続時間、器具を用いて加えた圧力の強度、器具64の温度、及び材料の種類に左右される。局所的な加熱による軟化に器具を用いて加えた圧力が組み合わさると、周囲の材料に対して材料の機械的破壊が生じる。非晶性プラスチックが、一連の段階を受ける。熱が加わるとプラスチック分子が移動し始め、材料が固い物質から軟い物質に変化し、液体に遷移した後、最終的に分解される。物質が液体化する時点はガラス転移段階であり、材料の溶解温度を大幅に下回る温度の場合もある。結晶性材料では、温度が材料の融点に近付くと分子が移動し始める。本発明の合成組織38の操作及び選択的変形、加熱、軟化及び溶解は、ユーザが、凝固、気化、切除及び切断などの様々なシミュレートしたエネルギーベースの効果を実践できるようにするとともに、外科医が模擬組織38に対してどのように器具64を保持するかについての機能である。ユーザは、器具64を合成組織に直接接触させた状態で作動させることに対し、器具64を組織の近くで保持して局所的加熱及び変形を行うことにより、器具64の所与の温度出力において様々な効果を達成することができる。器具の温度は、高周波療法、乾燥及び切除などの他の臨床効果をシミュレートする役に立つように事前設定又は調整される。

## 【0024】

1つの変形例では、熱可塑的に変形可能な材料の少なくとも1つの領域が、溶解温度、軟化温度又はガラス転移温度が相対的に高い熱可塑的に変形可能な材料の少なくとも1つの他の領域に隣接する。別の変形例では、この少なくとも1つの他の領域が熱可塑的に変形可能でない。従って、合成組織38は、相対的変形特性を有する2又はそれ以上の材料の組み合わせである。これらの相対的変形特性は、材料自体、材料の厚み、溶解温度、ガラス転移温度などの違いを含むことができる。材料の組み合わせは、例えば腫瘍を切除する実践において器具64によって合成腫瘍に境界を引く際、又は合成腫瘍を完全に溶解させる際に外科医がたどるべき手術経路を予め定めるように事前準備される。この所定の手術経路は、第2の材料に対して熱可塑的に変形可能／溶解可能な第1の材料で形成される。

1つの変形例では、第1の材料が熱可塑性であり、第2の材料が熱硬化性である。別の変形例では、第1及び第2の材料がいずれも熱可塑性であり、第1の材料は、第2の材料よりも低い溶解温度を有し、模擬器具は、第1の材料を溶解させるのに十分な熱を送達するように構成される。第1の材料の少なくとも一部は、組織構造の生体構造、或いは特定の合成組織モデルを用いてユーザに教示することが望まれる技能又は技術に基づいて、やはり良好な又は所望の臨床転帰を定める所定の手術経路を形成する。1つの変形例では、第1の材料の少なくとも一部に形成される所定の経路が、第2の材料の近くの少なくとも片側に位置する。模擬組織では、この少なくとも2つの材料が、これらの相対的熱可塑性によって訓練すべき所望の臨床転帰の所定の手術経路が定められるように構成される。第1の材料内に、又は第1の材料によって単独で又は第2の材料に対して定められる所定の手術経路は、第2の材料に対して第1の材料のみに固有のあらゆる可視特性に基づいてユーザからは見えない。代わりに、第1及び第2の材料上の色、マーキング又は形状などの他の解剖学的マーカが、訓練シミュレーションにおいて意図される良好な臨床転帰を達成するためにたどるべき経路の可視指示をユーザに提供する。有利なことに、ユーザが器具64を用いて第2の材料の一部に触れ、第2の材料の方が相対的に硬い、又は第1の材料ほど容易に溶解していないと感じた時には、触覚フィードバックが提供される。ユーザは、このような感覚フィードバックによって所望の臨床経路からそれをことを素早く判断し、所望の経路を視覚的に確認し、器具64の方向を所望の臨床転帰の部位に向け直すことができる。血液又はその他の体液をシミュレートした液体で満たすことができるポケットを模擬組織構造内に形成し、ポケットが破断することによってポケット内部の液体が漏れ出るように構成することもできる。ポケットが破断する事象は、良くない臨床事象を示すことができる。

## 【0025】

電気手術法及びその他のエネルギーベースの手術法の習得は、未だに熟練した外科医の才能の中の基本的技能となっている。本発明のシミュレーションシステム及び方法は、この技能を養う上で現実的で容易かつ安全な方法を提供する。当業者であれば、本発明の思想及び範囲から逸脱することなく多くの変更及び修正を行うことができる。従って、上記の説明は、本発明を限定するものと解釈すべきではなく、実施形態の例示にすぎないと解釈すべきである。

## 【符号の説明】

## 【0026】

10 腹腔鏡構成

12 内部臓器

14 アクセスポート

16 体壁

18 体腔

20 手術器具

22 電気手術器具

24 エネルギー源24

26 ワイヤ

10

20

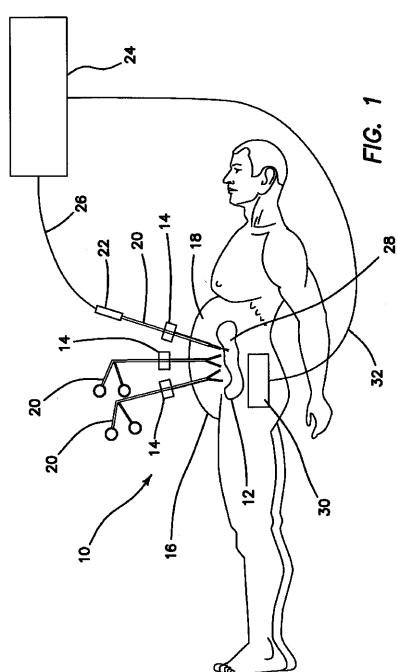
30

40

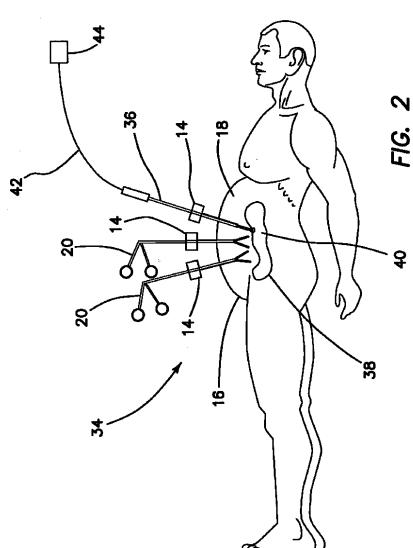
50

- 2 8 標的部位  
 3 0 パッチ  
 3 2 ワイヤ接続

【図 1】



【図 2】



【図3】

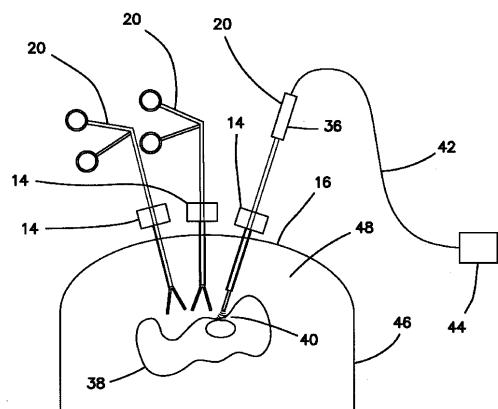


FIG. 3

【図4】

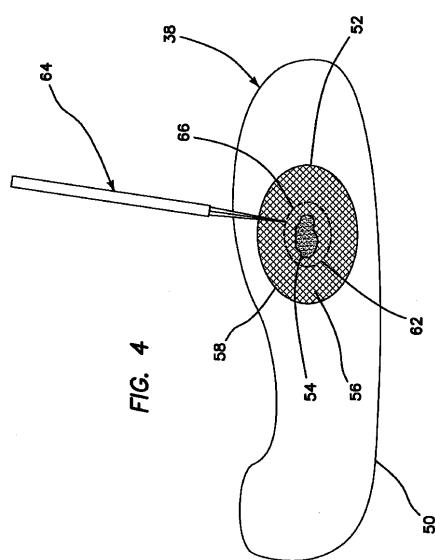


FIG. 4

【図5】

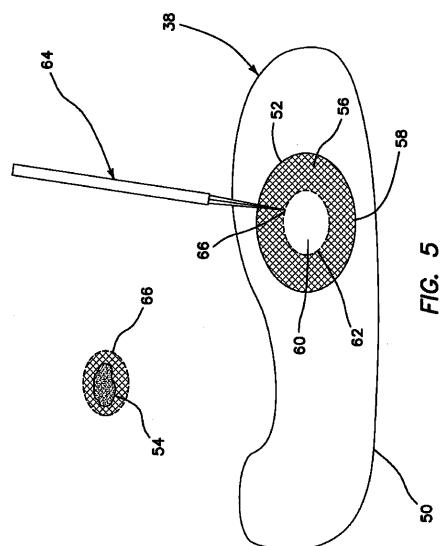


FIG. 5

【図6】

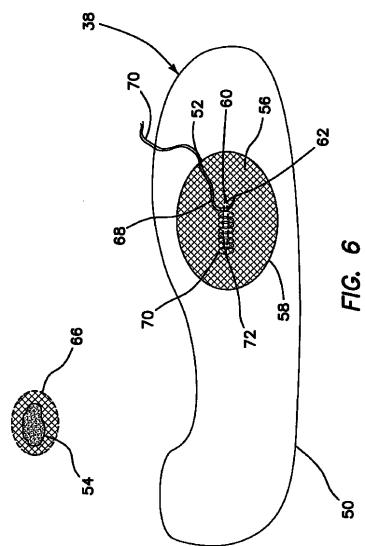


FIG. 6

【図7】

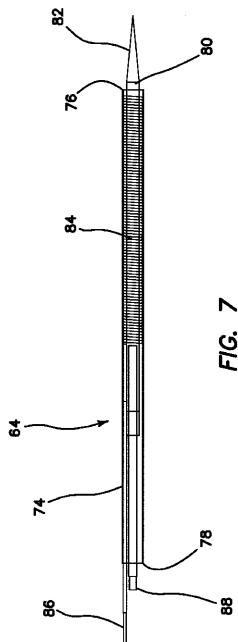


FIG. 7

【図8】

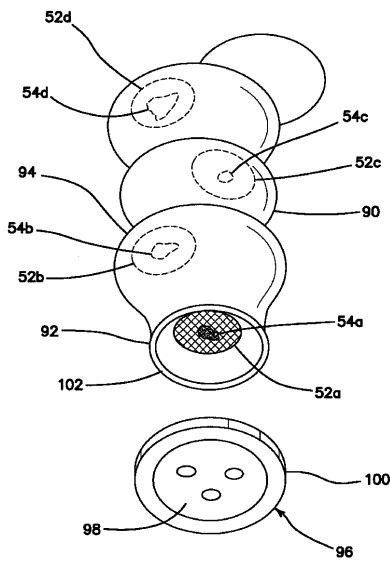


FIG. 8

## 【手続補正書】

【提出日】平成26年6月24日(2014.6.24)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

## 【補正の内容】

【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

エネルギーベースの外科手術をシミュレートする方法であって、

第1の溶解温度を有する熱可塑性の第1の材料(52)と、

前記第1の材料(52)に接続された第2の材料(50)と、

を含む非導電性の模擬組織構造(38)を準備するステップと、

前記第1の材料(52)を熱可塑的に変形させるための熱を発生するように構成された模擬手術器具(36)を準備するステップと、

前記第1の材料(52)の少なくとも一部を前記発熱体(36)によって加熱するステップと、

前記第1の材料(52)を前記発熱体(36)によって熱可塑的に変形させるステップと、

を含むことを特徴とする方法。

## 【請求項2】

前記模擬組織構造(38)を準備するステップは、前記第1の材料(52)の前記少なくとも一部を溶解させることによって前記第1の材料(52)又は第2の材料(50)の一方が除去可能となるように構成された模擬組織構造(38)を準備するステップを含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 2 の材料 (50) は、前記第 1 の溶解温度よりも高い第 2 の溶解温度を有し、前記模擬手術器具 (36) を準備するステップは、前記第 1 の材料 (52) を溶解させて前記第 2 の材料 (50) を溶解させない熱を送達するように構成された模擬手術器具 (36) を準備するステップを含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 及び第 2 の材料 (50、52) は、前記第 1 の材料 (52) が前記第 2 の材料 (50) を取り囲むように構成され、前記方法は、前記取り囲む第 1 の材料 (52) を前記模擬手術器具 (36) によって溶解させることにより前記第 2 の材料 (50) を除去するステップをさらに含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

エネルギーベースの外科手術をシミュレートするためのシステムであって、  
第 1 の溶解温度を有する第 1 の材料 (52) と、  
前記第 1 の材料 (52) に接続された第 2 の材料 (54) と、  
を含み、前記第 1 の材料 (52) 及び前記第 2 の材料 (54) が、前記第 1 の材料 (52) の少なくとも一部の溶解時に前記第 2 の材料 (54) が前記第 1 の材料 (52) から除去可能になるように構成された模擬組織構造 (38) と、

医療装置の形を取り、前記第 1 の材料 (52) を溶解させるための熱を送達するように構成された発熱器具 (36) と、  
を備えることを特徴とするシステム。

【請求項 6】

前記模擬組織構造 (38) は、前記第 1 の材料 (52) によって部分的に形成された、  
液体を含むポケットを含む、  
ことを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記第 1 の材料 (52) は熱可塑性であり、前記第 2 の材料 (54) は熱硬化性である  
、  
ことを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記第 2 の材料 (54) は、前記第 1 の溶解温度よりも高い第 2 の溶解温度を有する、  
ことを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記第 1 の材料 (52) 及び前記第 2 の材料 (54) は熱可塑性である、  
ことを特徴とする請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記第 1 の溶解温度よりも高い第 3 の溶解温度を有する、前記第 1 の材料 (52) に接続された第 3 の材料 (50) をさらに含む、  
ことを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記第 3 の材料 (50) は第 3 の層 (50) を形成し、前記第 1 の材料 (52) は、前記第 3 の層 (50) に接続された第 1 の層 (52) を形成し、前記第 2 の層 (54) は、前記第 1 の層 (52) が前記第 2 の層 (54) を包囲又は包含するように前記第 1 の層 (52) に接続される、  
ことを特徴とする請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記第 2 の層 (54) は、前記第 1 の層 (52) の上方に位置する、  
ことを特徴とする請求項 11 に記載のシステム。

**【請求項 1 3】**

前記第2の層（54）は、前記第1の層（52）と第3の層（50）の間に位置する、ことを特徴とする請求項11に記載のシステム。

**【請求項 1 4】**

前記第2の材料（54）は、前記第1の溶解温度よりも高い転移温度を有する、ことを特徴とする請求項10に記載のシステム。

**【請求項 1 5】**

前記第1の材料（52）は、該第1の材料（52）の少なくとも一部が手術経路を定めのように前記第2の材料（54）に対して配置される、ことを特徴とする請求項5に記載のシステム。

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2012/070971
---

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G09B23/28 G09B23/30 ADD.
---

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) G09B 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 practicable, search terms used)
--

EPO-Internal
--------------

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT
--

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 99/01074 A1 (NEOTHERMIA CORP [US]) 14 January 1999 (1999-01-14) page 9, lines 14-25; claim 1 -----	1-4,8,9
A	WO 2009/000939 A1 (GMV S A [ES]; POTTI CUERVO JORGE [ES]; ILLANA ALEJANDRO CARLOS G [ES];) 31 December 2008 (2008-12-31) claim 1; figure 1 -----	1
Y	WO 02/38039 A2 (TOLY CHRISTOPHER C [US]) 16 May 2002 (2002-05-16) claim 1 -----	1-4,8,9
A	FR 2 691 826 A1 (ALLAL HOSSEIN [FR]) 3 December 1993 (1993-12-03) claim 1 -----	1

<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.	<input checked="" type="checkbox"/> 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 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
--

"V" 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
--

8 March 2013
--------------

18/03/2013
------------

Name and mailing address of the ISA/
--------------------------------------

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016
--

Authorized officer
--------------------

Beaune, Gaetan
----------------

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2012/070971

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
WO 9901074	A1 14-01-1999	CA	2294946 A1	14-01-1999
		DE	69827270 D1	02-12-2004
		DE	69827270 T2	10-11-2005
		DE	69830087 D1	09-06-2005
		DE	69830087 T2	22-09-2005
		EP	1006903 A1	14-06-2000
		EP	1440665 A1	28-07-2004
		ES	2230703 T3	01-05-2005
		ES	2240954 T3	16-10-2005
		JP	2002507924 A	12-03-2002
		US	6106524 A	22-08-2000
		WO	9901074 A1	14-01-1999
<hr/>				
WO 2009000939	A1 31-12-2008	NONE		
<hr/>				
WO 0238039	A2 16-05-2002	AU	3668102 A	21-05-2002
		CA	2426319 A1	16-05-2002
		EP	1337990 A2	27-08-2003
		US	6780016 B1	24-08-2004
		WO	0238039 A2	16-05-2002
<hr/>				
FR 2691826	A1 03-12-1993	NONE		
<hr/>				

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,R,S,SE,SI,SK,SM,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,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,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,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC

(74)代理人 100109070

弁理士 須田 洋之

(74)代理人 100109335

弁理士 上杉 浩

(74)代理人 100120525

弁理士 近藤 直樹

(72)発明者 ハート チャールズ シー

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92688 ランチョ サンタ マルガリータ アヴェニーダ エンプレッサ 22872

(72)発明者 ブレスリン トレイシー

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92688 ランチョ サンタ マルガリータ アヴェニーダ エンプレッサ 22872

F ターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK70

专利名称(译)	先进的手术模拟		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015503961A</a>	公开(公告)日	2015-02-05
申请号	JP2014548897	申请日	2012-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	应用医疗资源		
申请(专利权)人(译)	应用医疗Risoshizu公司		
[标]发明人	ハートチャールズシー プレスリントレイシー		
发明人	ハートチャールズシー プレスリントレイシー		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	G09B23/34 G09B23/285 G09B23/30		
FI分类号	A61B17/39		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK70		
代理人(译)	西島隆義 須田博之 上杉 浩 近藤直樹		
优先权	61/578080 2011-12-20 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

提供了一种用于在基于能量的外科手术过程中训练临床医生的系统，该系统有利地不需要模拟组织是导电的。模拟的组织包括至少两种材料。加热元件通常被构造成在基于能量的外科手术例如电外科手术或电灼术中发现的医疗装置的形式。仪器传递足够的热量来熔化至少一种材料，以模拟基于能量的外科手术，例如烧蚀目标材料。至少两种材料被配置成使得模拟组织内的材料的相对热塑性限定了用于期望临床结果的预定手术路径。[选型图]图1

