

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4157205号
(P4157205)

(45) 発行日 平成20年10月1日 (2008. 10. 1)

(24) 登録日 平成20年7月18日 (2008. 7. 18)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006. 01)

A 6 1 B 17/39 3 1 0

A 6 1 B 18/16 (2006. 01)

A 6 1 B 17/39 3 2 0

A 6 1 B 17/39 3 3 0

請求項の数 16 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願平10-300339	(73) 特許権者	591005420
(22) 出願日	平成10年10月8日 (1998. 10. 8)		エチコン・インコーポレーテッド
(65) 公開番号	特開平11-192242		ETHICON INCORPORATE
(43) 公開日	平成11年7月21日 (1999. 7. 21)		D
審査請求日	平成17年9月22日 (2005. 9. 22)		アメリカ合衆国ニュージャージー州088
(31) 優先権主張番号	60/062661		76サマービル・ユーエスルートナンバー
(32) 優先日	平成9年10月8日 (1997. 10. 8)		22
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	110000741
			特許業務法人小田島特許事務所
		(74) 代理人	100060782
			弁理士 小田島 平吉
		(74) 代理人	100103311
			弁理士 小田嶋 平吾

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 微細または繊細な外科切開に適した二極電気外科鉗

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対応する第一切刃を有する第一切断部分を備える第一切断ブレード、

第一切刃と切断の協同作業をする対応する第二切刃を有する第二切断部分を備える第二切断ブレード、および

第一および第二切断ブレードの一部の上に位置している電気絶縁部分であって該切断ブレードの電気絶縁部分に電気が通じないように切刃を除いて該第一および第二切断部分の中にまで伸長している電気絶縁部分、

を具備し、

該第一および第二切断部分の先端部分が絶縁されてなく、該先端部分の長さが切断部分の全体の長さの1/3ほどであるように該電気絶縁部分が該第一および第二切断部分の中にまで延びている二極電気外科鉗。

【請求項 2】

該電気絶縁部分が熱可塑性材である請求項 1 記載の二極電気外科鉗。

【請求項 3】

該熱可塑性材がナイロン 11 である請求項 2 記載の二極電気外科鉗。

【請求項 4】

該鉗がテノトマイ鉗である請求項 1 記載の二極電気外科鉗。

【請求項 5】

該テノトマイ鉗が微細または繊細な外科切開に適した微細な先端を有する請求項 4 記載の

10

20

二極電気外科鉗。

【請求項 6】

該鉗がメツンバウム鉗である請求項 1 記載の電気外科鉗。

【請求項 7】

該メツンバウム鉗が微細または繊細な外科切開に適した微細な先端を有する請求項 6 記載の二極電気外科鉗。

【請求項 8】

該鉗がマヨ鉗である請求項 1 記載の電気外科鉗。

【請求項 9】

該マヨ鉗が微細または繊細な外科切開に適した微細な先端を有する請求項 8 記載の二極電気外科鉗。

10

【請求項 10】

対応する第一切刃を有する第一切断部分を備える第一切断ブレードと、第一切刃と切断の協同作業をする対応する第二切刃を有する第二切断部分を備える第二切断ブレードとを具備する微細または繊細な外科切開に適した微細な先端、および

第一および第二切断ブレードの一部の上に位置している電気絶縁部分であって該切断ブレードの電気絶縁部分に電気が通じないように切刃を除いて該第一および第二切断部分の中にまで伸長している電気絶縁部分、

を具備し、

該第一および第二切断部分の先端部分が絶縁されてなく、該先端部分の長さが切断部分の全体の長さの $1/3$ ほどであるように該電気絶縁部分が該第一および第二切断部分の中にまで延びている二極電気外科鉗。

20

【請求項 11】

対応する切刃を除いて該第一および第二切断ブレードが全体的に電気絶縁されるように該電気絶縁が第一および第二切断ブレードの中にまで伸長されている請求項 10 記載の二極電気外科鉗。

【請求項 12】

該電気絶縁部分が熱可塑性材料である請求項 10 記載の二極電気外科鉗。

【請求項 13】

該熱可塑性材料がナイロン 11 である請求項 12 記載の二極電気外科鉗。

30

【請求項 14】

該鉗がテノトマイ鉗である請求項 10 記載の二極電気外科鉗。

【請求項 15】

該鉗がメツンバウム鉗である請求項 10 記載の電気外科鉗。

【請求項 16】

該鉗がマヨ鉗である請求項 10 記載の電気外科鉗。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の分野】

本発明が関係する技術分野は外科器具、特に切断および保持用の電気外科 (electrosurgical) 器具に関する。

40

【0002】

【関連技術の説明】

開放性および内視鏡両方の外科で広範に用いられている 2 つの技術は、(a) 電気外科器具を用いた出血の制御および (b) 組織または血管の切開、即ち切断である。外科手術中に起こる出血の制御が外科手術に要する時間の主要部分を占める。特に、組織を切開、即ち切断した時に出血が起こると、外科医は視界が妨げられて手術が長引くことで切断の精密さが悪影響を受ける可能性がある。外科切断の結果として血液が失われると、輸血を行う必要が生じ、それによって患者が害を受ける危険性が增大する可能性がある。

【0003】

50

本技術分野では、切開を受けかち組織からの出血量を低くする止血電気外科技術（切開前、切開中および切開後に行う）が知られている。そのような技術の実施で電気外科切開および凝固器具が用いられている。このような器具は再使用可能型（各使用前に洗浄および消毒、即ち殺菌を行う必要がある）または使い捨て型（一度使用した後に処分する）であり得る。各型に、電極を少なくとも1つ有する一極および二極両方の変形が含まれる。この電極に通して高周波（RF）エネルギーを、一極器具の場合には、離れて位置する導電性ボディープレート（body-plate）〔グラウンディングパッド（grounding pad）として知られる〕に導き、或は二極器具の場合には、あまり間隔を置かないで位置する2番目の導電性電極に導く。一極器具の場合の電流は電極から患者の体の中を通してグラウンディングパッドに流れる。二極器具の場合には、典型的に、両極が電気外科発生装置に連結されており、従って、電流は典型的に二極器具の作動末端に隣接する組織（2つの電極を位置させる場所）に限定される。

10

【0004】

外科技術では標準的な形状およびサイズの鋏が発達してきて、それに外科医が慣れるようになってきた。このような標準は時間をかけて試験されてきていて非常に機能的であることが確認されているばかりでなく主に外科医が彼らの感覚および使用に関して慣れてきていることから、このような標準が電気外科鋏に組み込まれてきている。このような標準の例のいくつかにはマヨ（Mayo）、メツンバウム（Metzenbaum）およびテノトマイ（Tenotomy）鋏が含まれる。各標準鋏は典型的に湾曲変形および直線変形の両方で入手可能である。

20

【0005】

最近の研究および市場に出た後の外科使用により、このような標準形状およびサイズの電気外科鋏の変形が求められており、好適には二極の変形が求められていることが示された。現在の標準的な形状およびサイズの電気外科鋏には、4 1/2" のテノトマイ、7"、9" および 11" のメツンバウム、そして 6 3/4" のマヨスタイルが含まれる。このような鋏は、一般、GYN および形成外科処置の一般的な鋏要求に適合するように開発された鋏であった。このような技術は十分に受け入れられていて、このような鋏の評価は外科専門の耳鼻咽喉科、エント（ENT）、血管、心臓血管、泌尿器科、胸郭、神経および小児科の外科に及ぶ。このように追加的外科専門にまで広がった結果として、現在使用されている標準外科鋏の現存スタイルまたはサイズをより綿密に復元した追加の変形が求められるようになってきた。処置の使用で現在の傾向を活用した追加的鋏変形が求められていることが研究で示されている。提案された鋏スタイルのいくつかには、提案された最大使用に関して降下する順で並べると、7"、9" の先細メツンバウム、7" のテノトマイ、9" のマヨ、11" の先細メツンバウムおよび 5 1/2" の先細メツンバウムが含まれる。先細のメツンバウム（5 1/2"、7"、9"、11"）、7" のテノトマイおよび 9" のマヨを加えると、追加的な外科専門、即ち特異的な処置にまで広げることができる。

30

【0006】

このような変形に加えて、また、鋏先端部に向かって遠位を電氣的に絶縁する度合、即ち長さを修飾することも望まれている。このようにすると、ブレード（blades）の電気絶縁度合が高くなり、従って、電流または熱の影響を受ける可能性がある領域が減少する。それによって鋏の使用がより容易になることで、外科医は繊細な構造物に対して向上した心地よさおよび制御下でより綿密な作業を行うことが可能になるであろう。このような向上は、敏感な構造物に対して綿密な作業を行うことを伴う処置、例えば耳鼻咽喉科または形成処置〔例えば扁桃摘出、しわ切除、眼瞼形成、トラムフラップ（tram flaps）、遊離皮弁、咽頭摘出、甲状腺摘出など〕、一般処置〔例えばけい動脈摘出、けい動脈エナルテレクトミー（carotid enarterectomy）、CA用ラジカルネック（radical neck）切開など〕、およびCV／血管／胸処置〔例えばCABG IMAハーベスト（harvest）および／または伏在静脈、僧帽（mitral）または大動脈弁交換、先天性欠陥修復、大腿ポプリテアル（poplite

40

50

a l) またはチブラー (t i b u l a r) バイパス、腹大動脈瘤、肺生検、開胸、ウェッジ (w e d g e) 切除など] で特に有益である。

【0007】

二極鋏のブレードに付着させる絶縁被膜の構造は、二極鋏の概念から、デザイン判断基準によるものであった。鋏がどのような機能を果たすかを簡単に考察することはその関連性の理解に役立つであろう。

【0008】

二極鋏の場合の第一ブレードは第一活性電極であり、これは第一取っ手の遠位末端 (d i s t a l e n d) に位置する。第二ブレードは反対の極性を有する第二電極であり、これは第二取っ手の遠位末端に位置する。この第一ブレードおよび第二ブレードの1つは、せん断表面、即ちブレードの切刃 (c u t t i n g e d g e) に付着させた第一絶縁被膜 (好適には酸化アルミニウム) およびピボットねじ (p i v o t s c r e w) に付着させた第二絶縁被膜 (これもまた好適には酸化アルミニウム) によってもう一方のブレードから絶縁されている。第三絶縁被膜を取っ手 (上記ピボットねじの回りの領域を包含) およびブレードの非せん断表面 (外側表面) の「一部」に位置させる。このような電気絶縁により、電気 R F 流が流れないようにする電気絶縁が得られ、その結果として、この絶縁された領域を患者の標的でない組織に接触させてもよくなるか或は外科医または外科助手がそれに触れることができるようになる。この鋏を作動させると、上記ブレードの非絶縁部分に接触している標的組織の中に R F 電流の路が作り出される。外科医は、R F エネルギーにさらされる組織の量および組織に接触する非絶縁ブレード表面部分を調節することができる。

【0009】

標準的な電気外科鋏における電気絶縁の形態は、両ブレードの接触表面、即ち非絶縁表面に切刃を作り出す目的で研磨したブレードの長さで限定されるような形態であった。このことから、外科医が組織の凝固を起こさせる目的で用いる「切断領域」はその全範囲であった。従来技術の標準的な電気外科鋏は利点を有するが、上記によって、限られた領域または繊細な解剖で外科処置を実施する時に意図しない組織の焼灼がもたらされる可能性がある。

【0010】

従って、本技術では、標準的な鋏形状およびサイズを保持していて敏感な構造物に対して綿密な作業を行うことを伴う処置で用いるに適したデザインの改良電気外科器具が求められている。

【0011】

【発明の要約】

従って、本発明の1つの目的は、微細または繊細な外科切開で用いるに適した二極電気外科鋏を提供することにある。

【0012】

本発明の更に別の目的は、意図しない組織が偶発的に焼灼を受ける可能性を最小限にするところの、微細または繊細な外科切開で用いるに適した二極電気外科鋏を提供することにある。

【0013】

本発明の更に別の目的は、鋏の切断長を短くすることなく上記目的に合致するところの、微細または繊細な外科切開で用いるに適した二極電気外科鋏を提供することにある。

【0014】

【課題を解決するための手段】

従って、二極電気外科鋏を提供する。この二極鋏に、第一切断ブレード (c u t t i n g b l a d e) [この第一切断ブレードは第一切断部分を有していて、この第一切断部分は相当する第一切刃を有する]、第二切断ブレード [この第二切断ブレードは第二切断部分を有していて、この第二切断部分は切断で該第一切刃と協同作業する相当する第二切刃を有する]、および該第一および第二切断ブレードの一部の上に位置している電気絶縁部

分〔この電気絶縁部分は、該切断ブレードの電気絶縁部分に電気が通じないように、該相当する切刃を除いて、該第一および第二切断部分の中にまで拡張されている〕を含める。

【0015】

本発明の二極電気外科鉗の第一態様では、上記電気絶縁部分を絶縁されていない部分が遠位先端部分（distal tip）の1/3であるように該第一および第二切断ブレードの中にまで拡張させる。

【0016】

本発明の二極電気外科鉗の第二態様では、上記電気絶縁部分を該第一および第二切断部材の相当する切刃を除いてそれらの全体が絶縁されるように該第一および第二切断部材の中にまで拡張させる。

【0017】

【実施例】

大部分の切開、特に繊細な切開で利用されるブレード部分は還位部分の1/3のみであることが認識されている。しかしながら、外科医はまた数多くの処置でブレードの切刃全体を利用するとも述べている。従って、この上に述べた繊細な処置で用いるに有効で幅広いスペクトルの外科要求に有用な二極鉄を提供する。

また、特定の形成処置および心臓血管処置で微細または繊細な切開を行う時に使用される切刃は還位部分の1/3以下のみであることも認識されており、より微細な先端設計が得られたならば、これは役立つであろう。このような処置ではブレード全体を用いる必要がないことから、本発明では、ブレードのより多い部分を絶縁するように電気絶縁部分を遠位にまで移す。ブレードの露出部分、つまり絶縁されていない部分、がより小さいことから、外科医は、凝固で目標を定める組織領域がより小さくなることで処置を容易に行うことができるようになるであろう。

【0018】

本発明の電気外科二極鉗の第一態様では、露出したままの部分、つまり絶縁されていない部分、が遠位切断部分の1/3であるように電気絶縁被膜を拡張する。第二態様では、鉗の切断部分全体を絶縁する。この電気絶縁被膜を好適には熱可塑性、例えばナイロンにし、最も好適には、水分を保持および吸収する特性が低いことからナイロン11にする。このことは特に本器具を再使用して殺菌を繰り返し受けさせる場合に重要である。

【0019】

電気絶縁部分を遠位先端部分にまで拡張した二極鉗の試験を行って、ブレードの外側表面に沿ったいろいろな地点の温度そして電気絶縁部分／金属製連結部近くの電気絶縁部分の外側表面の温度を測定した。この測定で、外科処置中に到達するブレード表面温度そしてブレード表面が周囲温度にまで冷える時に要する時間を推定し、そしてブレードの表面温度と電気絶縁部分の表面温度を比較する。図1に、標準的な二極鉗の場合の熱電対の位置および拡張した電気絶縁部分を持たせた二極鉗の場合の熱電対の位置を示す。熱電対が適切に機能することを確認する目的で、恒温浴と目盛り付き温度記録装置を用いた。この浴に鉗の先端（位置「TC1」と表示）を浸漬して、加熱中および冷却中にいろいろな位置（TC2－TC5）の温度を記録した。

【0020】

外科処置を模擬する目的でと殺したブタの組織を用いた。各サイクル、即ち「処置」は、二極発生装置を35ワットに設定して組織を200片切断することから成っていた。このようなサイクルは外科手術における再使用を模擬する数多くの研究で用いられている。2種類の組織温度を用いた、即ち部屋の周囲空気温度（19℃から20℃）および37℃を用いた。定常状態のほぼ最大温度を記録する目的で温度を200切断サイクル中にいろいろな位置で記録した。次に、その鉗を空気中で冷却して、いろいろな位置で温度を記録した。

【0021】

組織のピンポイント凝固を模擬する目的で連続「塗布技術」を用いた実験を実施した。発生装置を35ワットおよび70ワットに設定して実験を実施した。温度を200秒サイク

10

20

30

40

50

ルの終点で記録しそして周囲温度の空気中で冷却中に記録した。

【0022】

この試験を行った結果、鋏を浴で試験した場合、ブレードの先端は約60秒で約95℃から約37℃にまで約1.4から1.9℃/秒の平均冷却速度で冷えることが示された。組織切断試験で測定された最大温度は組織に接触している地点の近くで記録され、70℃未満であった。200切断サイクル後に70℃から周囲温度にまで冷える時間は60秒未満である。電気絶縁の主な機能は電氣的な絶縁を行うことであるが、ある状況下では、電気絶縁部分を拡張すると、同様なサイズおよび形状の標準的な二極鋏と比較して温度が5℃から10℃低くなる。上記「塗布技術」の場合、200秒サイクル後の最大温度〔これは先端部（位置「TC1」）の所で記録された約70℃〕から周囲温度にまで冷える時間は60秒未満である。拡張形態および標準形態の熱挙動は、そのような実際の生命体外科を模擬した処置の実験的な再現性の範囲内でほぼ等しい。この試験結果を図2-8にグラフおよび表の形態で要約する。

10

【0023】

ここで、図9を参照して、本発明の7インチのテノトマイ二極鋏を示し、これを一般に参照番号100で示す。このテノトマイ鋏100は第一取っ手102と第二取っ手104を有する。各取っ手の遠位末端部に切断ブレード102a、104aが位置する。この取っ手102、104は、ブレード102a、104aが互いに協同作業して鋏を構成するように、ピボットねじ106の回りを旋回する。電気絶縁被膜108、好適には熱可塑性、例えばナイロン11などを、この上で考察したように、ブレード102a、104aの先端領域110に向かって遠位にまで拡張する〔これによって電流または熱の影響を受ける領域が狭くなる〕ことで、鋏先端部110を生じさせる。これによって、外科医は繊細な構造物に対して向上した心地よさおよび制御下でより綿密な作業を行うことが可能になる。一方の取っ手を他方の取っ手から電氣的に絶縁する目的で、絶縁被膜をまたピボットねじ106の回りそして上記ブレードの1つが有するせん断表面にも存在させる。

20

【0024】

図12に示すように、切断ブレード102a、104aの各々に、相当する切刃102b、104bを持たせ、これを一般的には研磨して、切断ブレード102a、104aの切断部分にする。電気絶縁部分108の範囲を切断ブレード102a、104aの切断部分の中にまで拡張させ、それによって、それらの相当する切刃102b、104bを除くブレード102a、104a部分に電氣的絶縁を与える。

30

【0025】

好適には、本発明の電気外科二極鋏100の先端部110は、また、そのサイズおよび形状がより微細な点でも従来技術の鋏とは異なり、それによってまた繊細な構造物を伴う作業が容易になる。図13A、13Bおよび13Cに鋏先端部の好適な微細先端輪郭を標準的な先端（破線で示す）との比較で示す。

【0026】

本発明をテノトマイ鋏に関係させて記述して来たが、しかしながら、本分野のある技術者は標準的な如何なる鋏も本発明の範囲および精神から逸脱することなく利用することができ、例えばマヨまたはメツンバウム鋏なども使用可能であることを理解する。そのような種類の鋏の例を図11A、11Bおよび11Cに示し、これらの図の中に、微細な先端を持たせて絶縁被膜を遠位まで拡張させたいろいろなサイズのメツンバウム鋏を示す。図12に、図11Aに示した先端の拡大図を示す。サイズの点で、ブレードの長さ112は露出している先端部分、つまり絶縁されていない先端部分110の長さよりもずっと長いことを指摘すべきであろう。好適な態様において、切断ブレード102a、104aの露出している先端部分、つまり絶縁されていない先端部分110の長さは、切断ブレード102a、104aの切断部分、即ち切刃102b、104bの長さ全体の約1/3である。従って、外科医は、組織を切断する時には長さが長いブレードを利用することができかつ繊細な構造物を伴う作業を行う時には電気絶縁被膜が遠位にまで拡張されている微細先端部を利用することができる。

40

50

【0027】

ここで、図14を参照し、切刃102b、104bを除く切断ブレード102a、104a全体が電気絶縁体で被覆されている本発明の二極電気外科鋏の第二態様を示す。この第二態様の二極電気外科鋏を一般に参照番号200で示し、ここで、第一態様と同様な参照番号はそれと同様な特徴を示す。

【0028】

従来技術の二極鋏における電気絶縁部分は、切断部材、即ちブレード上の研磨された切刃部分が始まる地点の、それに垂直な面に沿って終了する。本発明の二極鋏の第二態様では、露出している切刃を各切断ブレード102a、104aの研磨された切刃102b、104bのみにし、この切断ブレード102a、104aの残りの部分を電気絶縁体108で絶縁する。電流の通路および焼灼で利用され得る非絶縁表面の損失分を、完全絶縁ブレードの切刃の所の電流密度を高くしてそこに集中させることで補う。

10

【0029】

勿論、この第二態様にも本発明の電気外科二極鋏の第一態様に関係させてこの上で考察した如き先端サイズおよび鋏型の変形を同様に適用することができる。別法として、また、更に電流が切刃の所に制限されて電流密度が集中するように研磨縁をなくしてその表面を電気絶縁体で被覆することを通して切刃の長さを変えることも可能である。

【0030】

この新規な二極鋏を用いると、繊細な構造物に対して綿密な作業を行う必要がある処置を実施する時に向上した心地良さと制御が得られかつまた大きな切開を実施することができると言った多様性が得られ、これらの全部によって、本器具は特定の外科処置でずっと高い有効性を示すことが、前記から本分野の技術者に容易に明らかになるであろう。

20

【0031】

本発明の好適な態様であると見なす態様を示して記述して来たが、勿論、本発明の精神から逸脱しない限り形態に関しても詳細に関してもいろいろな修飾および変形を容易に成し得ることは理解されるであろう。従って、本発明を記述および説明した正確な形態に限定することを意図するものでなく、本発明は添付請求の範囲内に入り得る全ての修飾形を包含すると解釈されるべきである。

【0032】

本発明の特徴および態様は以下のとおりである。

30

【0033】

1. 二極電気外科鋏であって、
第一切断部分を有してこの第一切断部分が相当する第一切刃を有する第一切断ブレード、
第二切断部分を有してこの第二切断部分が切断で該第一切刃と協同作業する相当する第二切刃を有する第二切断ブレード、および
該第一および第二切断ブレードの一部の上に位置している電気絶縁部分、を含んでいて、
該電気絶縁部分が、該切断ブレードの電気絶縁部分に電気が通じないように、該相当する切刃を除いて、該第一および第二切断部分の中にまで拡張されている、二極電気外科鋏。

【0034】

2. 該電気絶縁部分が絶縁されていない部分が遠位先端部分の1/3であるように該第一および第二切断ブレードの中にまで拡張されている第1項記載の二極電気外科鋏。

40

【0035】

3. 該電気絶縁部分が該第一および第二切断ブレードの相当する切刃を除いてそれらの全体が絶縁されるように該第一および第二切断ブレードの中にまで拡張されている第1項記載の二極電気外科鋏。

【0036】

4. 該電気絶縁部分が熱可塑性材料である第1項記載の二極電気外科鋏。

【0037】

5. 該熱可塑性材料がナイロン11である第4項記載の二極電気外科鋏。

50

【0038】

6. 該鉗がテノトマイ鉗である第1項記載の二極電気外科鉗。

【0039】

7. 該テノトマイ鉗が微細または繊細な外科切開に適した微細な先端を有する第6項記載の二極電気外科鉗。

【0040】

8. 該鉗がメツンバウム鉗である第1項記載の二極電気外科鉗。

【0041】

9. 該メツンバウム鉗が微細または繊細な外科切開に適した微細な先端を有する第8項記載の二極電気外科鉗。

【0042】

10. 該鉗がマヨ鉗である第1項記載の二極電気外科鉗。

【0043】

11. 該マヨ鉗が微細または繊細な外科切開に適した微細な先端を有する第10項記載の二極電気外科鉗。

【図面の簡単な説明】

【図1】標準的な二極鉗および電気絶縁部分を遠位にまで拡張した二極鉗の遠位末端部における熱電対位置を示す。

【図2】ブレード表面の熱電対応答を示すグラフを示し、ここで、図2は、標準的な電気絶縁被膜を付着させた7"のメツンバウムに関する図である。

【図3】同様の拡張した電気絶縁被膜を付着させた7"のメツンバウムに関する図である。

【図4】組織切断実験を要約する表を示す。

【図5】標準的な電気絶縁被膜を付着させた7インチのメツンバウムおよび拡張した電気絶縁被膜を付着させた7インチのメツンバウムの両方に関する35ワット時ピンポイント凝固冷却時間を示す。

【図6】標準的な電気絶縁被膜を付着させた7インチのメツンバウムおよび拡張した電気絶縁被膜を付着させた7インチのメツンバウムの両方に関する35ワット時ピンポイント凝固冷却時間を示す。

【図7】標準的な電気絶縁被膜を付着させた7インチのメツンバウムおよび拡張した電気絶縁被膜を付着させた7インチのメツンバウムの両方に関する70ワット時ピンポイント凝固冷却時間を示す。

【図8】標準的な電気絶縁被膜を付着させた7インチのメツンバウムおよび拡張した電気絶縁被膜を付着させた7インチのメツンバウムの両方に関する70ワット時ピンポイント凝固冷却時間を示す。

【図9】本発明の拡張した電気絶縁部分を持たせた7インチのテノトマイ鉗を示す。

【図10】図9に示した7インチのテノトマイ鉗の遠位末端を図9の線10-10に沿って見た拡大図を示す。

【図11】本発明の拡張した電気絶縁部分を各々に持たせたそれぞれ7、9および11インチの先細メツンバウム鉗を示す。

【図12】図11Aに示したメツンバウム鉗の遠位末端を図11Aの線12-12に沿って見た拡大図を示す。

【図13】本発明の先細二極鉗の遠位末端の平面図を示し、この図の中に、標準的先端輪郭を破線で示し(A)、本発明の先細二極鉗の遠位末端の側面図を示し、この図の中に、標準的先端輪郭を破線で示し(B)、図13Aに示した先細二極鉗の断面図(線13C-13Cに沿って取った)を示し、この図の中に、標準的先端輪郭を破線で示す(C)。

【図14】切刃を除く切断部材全体を絶縁した第二態様に従う本発明の二極電気外科鉗の平面図を示す。

【符号の説明】

100 テノトマイ鉗

10

20

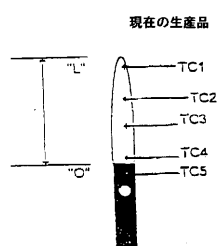
30

40

50

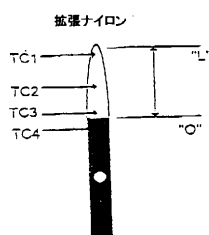
1 0 2 第一取っ手
1 0 4 第二取っ手
1 0 2 a ブレード
1 0 4 a ブレード
1 0 8 電気絶縁被膜

【図 1】

熱電対の相対位置
(およそ)

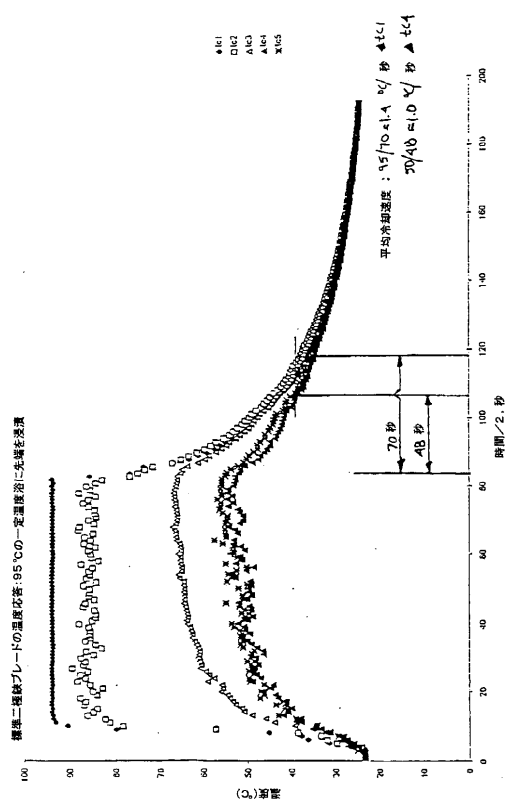
TC1, Lマイナス3mm
TC2, 2/3L
TC3, Lの midpoint
TC4, Oプラス3mm
TC5, Oマイナス3mm

【图 2】

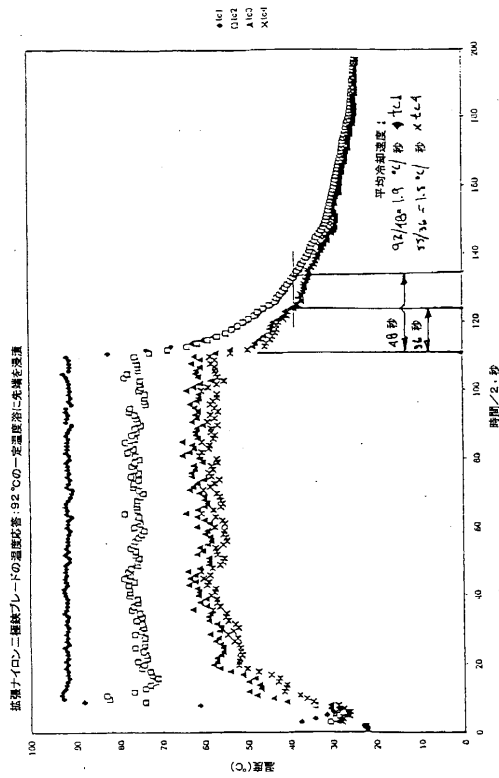


熱電対の相対位置
(おおよそ)

TC1, Lマイナス3mm
TC2, Lの中心
TC3, Oプラス3mm
TC4, Oマイナス3mm



【図 3】



【図 4】

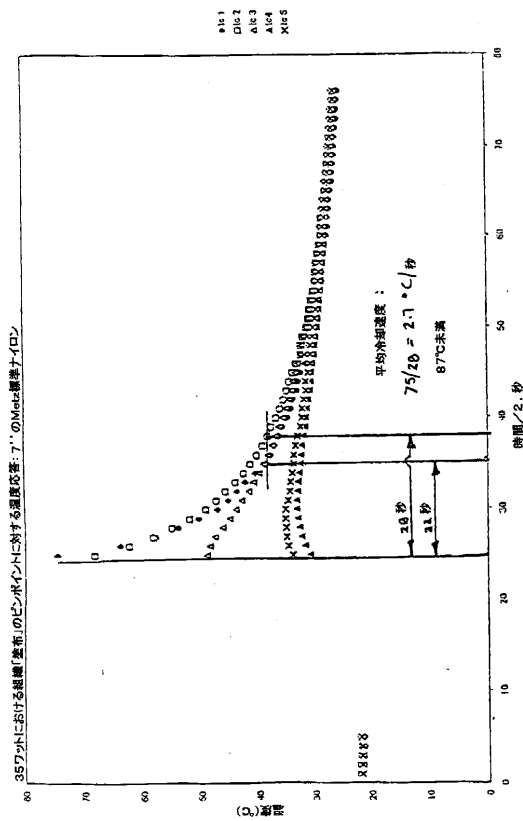
組織切断: 35ワットで200切断
 熱電対の温度(T/°C) - 摂氏
 組織温度 = 20°C, 周囲温度 = 20°C

T/°C	標準ナイロン			拡張ナイロン		
	実験-25	実験-26	実験-27	実験-28	実験-29	実験-30
1	40	37	43	44	34	36
2	42	43	43	46	35	37
3	45	51	47	43	35	38
4	39	46	43	41	36	38
5	43	48	47			
平均:	42	45	45	44	35	37

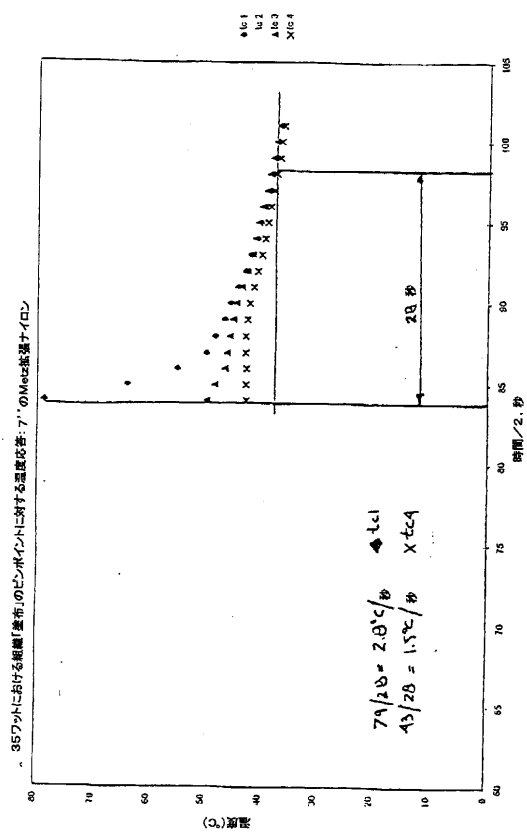
組織切断: 35ワットで200切断
 熱電対の温度(T/°C) - 摂氏
 組織温度 = 37°C, 周囲温度 = 37°C

T/°C	標準ナイロン			拡張ナイロン		
	実験-049	実験-053	実験-051	実験-048	実験-050	実験-052
1	47	37	39	43	44	48
2	58	42	37	46	51	50
3	67	48	54	47	55	47
4	55	47	48	51	69	46
5	61	49	50			
平均:	57	44	46	47	55	48

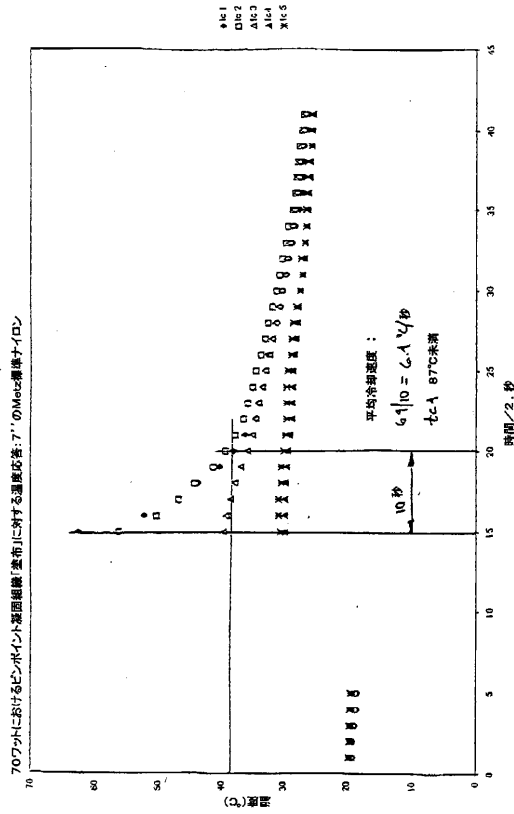
【図 5】



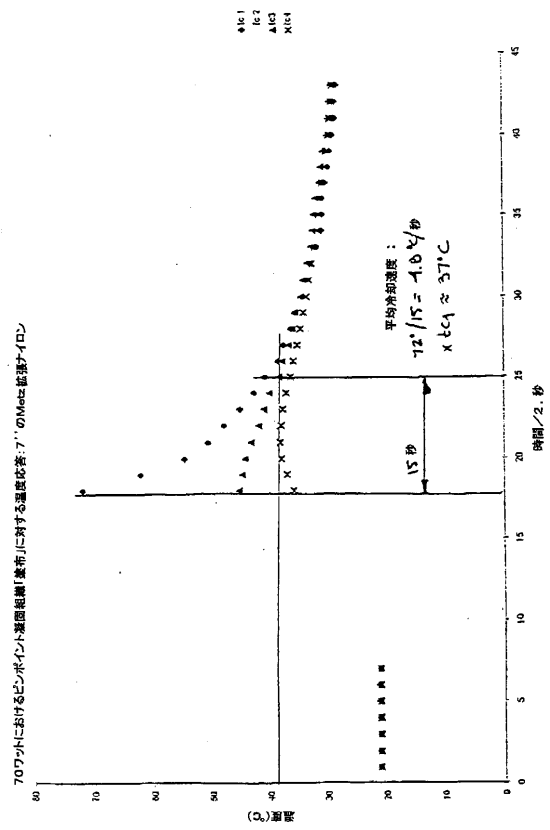
【図 6】



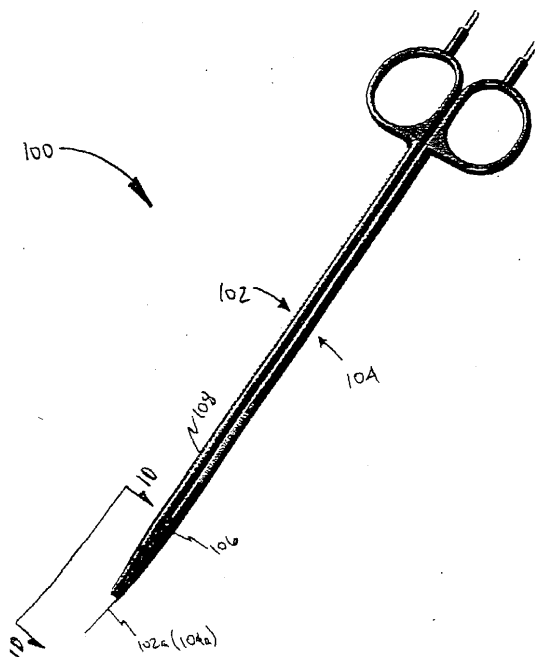
【図 7】



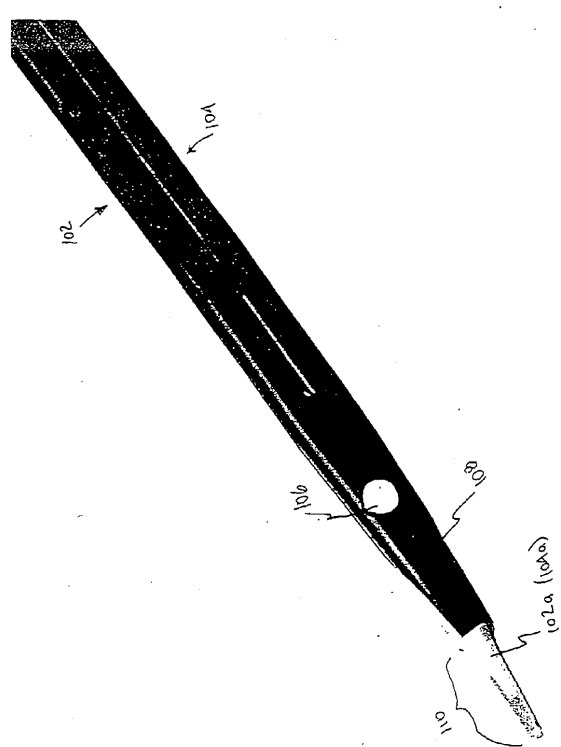
【図 8】



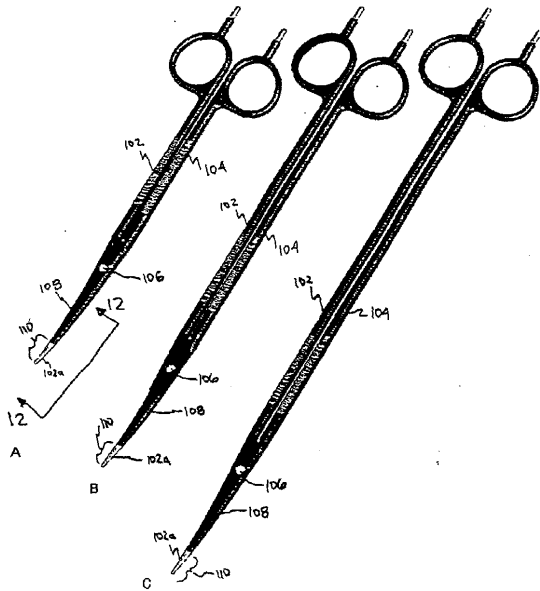
【図 9】



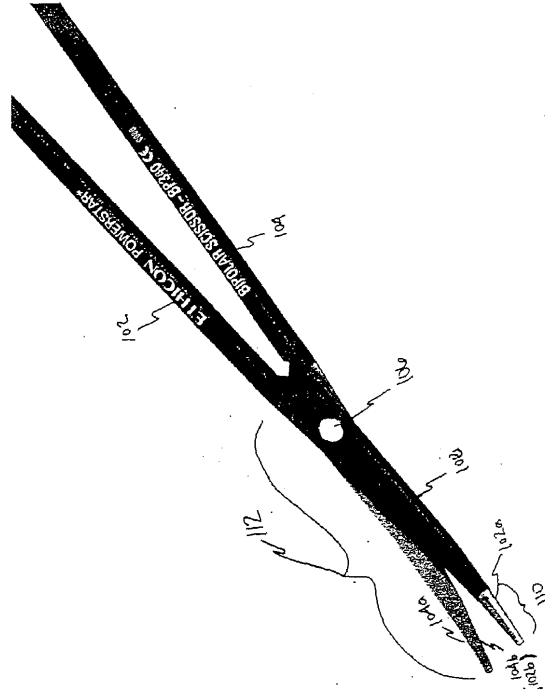
【図 10】



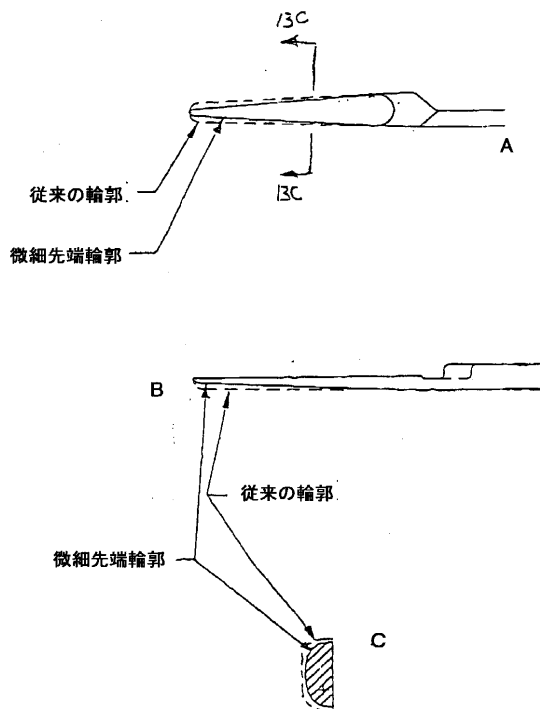
【図 1 1】



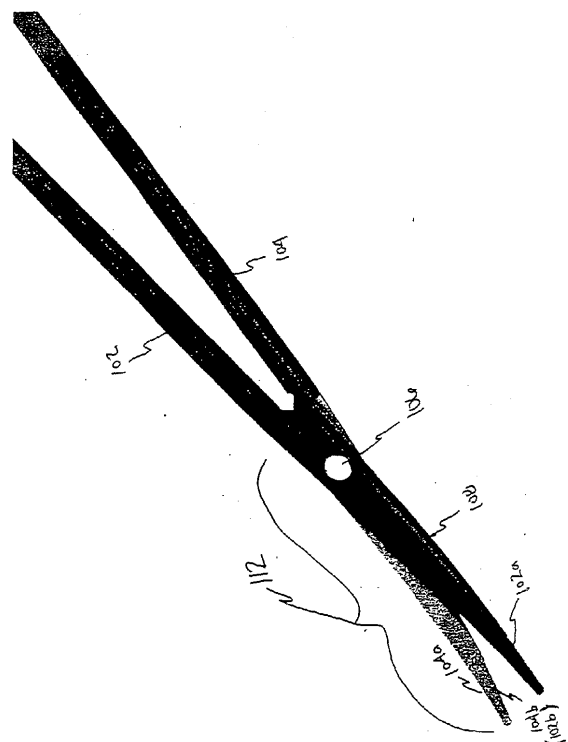
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(72)発明者 ドナルド・ダブリュー・レグラ

アメリカ合衆国ニュージャージー州08502ベルミード・リτζジビユードライブ9

審査官 川端 修

(56)参考文献 特表平06-511400 (JP, A)

特開平06-343644 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

A61B 18/16