

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-307363

(P2007-307363A)

(43) 公開日 平成19年11月29日(2007.11.29)

(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 2 0 4 C 0 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願2007-122969 (P2007-122969)
 (22) 出願日 平成19年5月8日(2007.5.8)
 (31) 優先権主張番号 102006022913.4
 (32) 優先日 平成18年5月15日(2006.5.15)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(71) 出願人 591228476
 オリンパス ビンテル ウント イーベー
 エー ゲーエムペーハー
 OLYMPUS WINTER & I B
 E GESELLSCHAFT MIT
 BESCHRANKTER HAFTUN
 G
 ドイツ国、22045 ハンブルク、クー
 エーンシュトラーセ 61
 (74) 代理人 100087273
 弁理士 最上 健治
 (72) 発明者 マティアス クラース
 ドイツ国、25489 ハーゼルドルフ、
 ロスステールト 9b

最終頁に続く

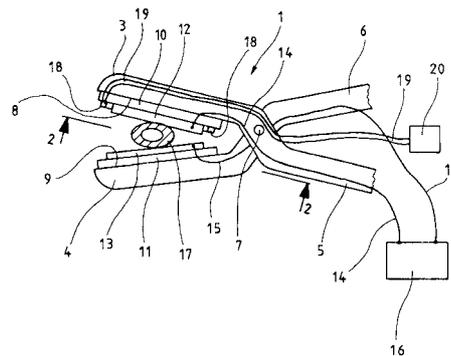
(54) 【発明の名称】 血管凝固用鉗子

(57) 【要約】

【課題】 凝固プロセスの確実性を向上させることの可能な血管凝固用鉗子を提供する。

【解決手段】 高周波源(16)の各極に接続できる平面状電極(12, 13)を担持するか、1つのジョーに超音波振動子を担持した、2つの相対的に動かさうるジョー(3, 4)を有する外科的血管凝固用鉗子(1)において、ジョー(3, 4)の少なくとも1つには、うず電流測定装置(20)に接続されたコイル配列(18)が設けられていることを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

高周波源（16）の各極に接続できる平面状電極（12，13）を担持するか、1つのジョーに超音波振動子を担持した、2つの相対的に動かさうするジョー（3，4）を有する外科的血管凝固用鉗子（1）において、ジョー（3，4）の少なくとも1つには、うず電流測定装置（20）に接続されたコイル配列（18）が設けられていることを特徴とする鉗子。

【請求項 2】

コイル配列（18）が、ジョー（3）の把持面（8）に平行に配置されていることを特徴とする請求項 1 に係る鉗子。

10

【請求項 3】

コイル配列（18）が、電極（12）を囲むように配置されていることを特徴とする請求項 2 に係る鉗子。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、請求項 1 の前提部に記載の種類の鉗子に関する。

【背景技術】**【0002】**

この種の鉗子は、手術時に切断すべき血管をジョーの間に把持し、閉鎖状態に圧搾し、この状態において高周波電流の通電又は超音波印加によって加熱し、この際、組織を凝固させ、かくして、血管を閉じるのに使用される。次いで、別個のハサミによって又は鉗子に設けた切断装置によって、凝固箇所において血管を切断する。

20

【0003】

凝固操作には、高度の要求が課せられる。血管が確実に閉じられ、更に、例えば、動脈の高圧に確実に耐えるようになるまで、組織の熱的凝固操作を続行しなければならない。更に、組織凝固が過度である場合も強度が劣化されないように、確実な接着を達成しなければならない。

【0004】

通常、このため、血管寸法を考慮して、経験値又は表に基づき、凝固プロセスの経時的推移を制御する。しかしながら、これには、不確実性が伴う。

30

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

本発明の課題は、冒頭に述べた種類の鉗子において、凝固プロセスの確実性を向上させることにある。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

この課題は、請求項 1 の特徴記載部分の特徴によって解決される。

【0007】

本発明に基づき、鉗子は、うず電流測定装置に接続され凝固領域のうず電流測定を行うことができるコイル配列を有する。

40

【0008】

うず電流センサは、多様な分野で知られている。うず電流センサは、身体組織における測定にも使用できる。うず電流は、交流電流が流れるコイルによって生成され、コイル軸にある測定箇所に誘導された円電流を形成する。円電流は、別個の測定コイルによって又は発生コイルにおける電流への影響によって測定できる。例えば、多様な周波数で行うことができるうず電流測定によって、第 1 に、測定箇所の導電性に関する情報が得られる。身体組織の場合、導電性は、第 1 に、液体含量に依存する。

【0009】

50

凝固中に組織の液体含量が減少する本事例の組織凝固監視の場合、うず電流測定が、凝固経過の監視に極めて好適である。すなわち、うず電流測定装置によって、凝固が最適な結果に達し凝固を終了すべき時点を確認できる。

【0010】

本発明に係るコイル配列は、1つのコイル又は複数のコイル、例えば、発生コイル及び測定コイルから、すなわち、場合によっては、例えば、補償目的のための追加コイルから構成できる。

【0011】

コイル軸線は、測定精度の向上のため、凝固領域を通過すべきである。このため、請求項2の特徴に基づき構成するのが有利である。コイル配列は、ジョーの把持面に設けてあり、したがって、コイル軸線は、凝固領域を通過する。

10

【0012】

高周波を印加した双極鉗子の場合、請求項3の特徴に基づき構成するのが有利である。かくして、コイル配列の極めてコンパクトで測定目的に幾何学的に最適な配置が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

次に、本発明を実施するための最良の形態について説明する。

【0014】

図面に、本発明の実施例を模式的に示した。著しく簡単化した実施例の図面に、近位方向における取っ手5, 6に続き、ヒンジ頸軸7によって樞着した2つのジョー3, 4を有する双極鉗子1を示した。実質的に同一に構成されたジョー3, 4の場合、鉗子は、他のヒンジ構造によって、腹腔鏡用シャフト鉗子として構成することもできる。

20

【0015】

図示の実施例の場合、双方の鉗子部分3, 5及び4, 6は、全体的に金属から構成されている。鉗子1の閉鎖運動時に相互に向かって駆動される把持面8, 9には、絶縁プレート10, 11が設けてあり、上記絶縁プレート上には、ジョー3, 4及び取っ手5, 6に敷設した電気導線14, 15を介して高周波源16の双方の極に接続された金属製電極プレート12, 13が設けられている。

【0016】

図1に示す如く、双極鉗子1は、血管、例えば、図1に断面を示した動脈17を閉鎖するのに役立つ。このため、図1に示す如く、動脈17を鉗子1のジョー3, 4の間に把持し、ジョー3, 4を閉じることによって、血管の内腔が閉鎖されるまで圧搾する。次いで、閉鎖圧を維持すると共に、高周波源16をオンし、動脈17の組織を介して電極プレート12, 13の間に電流を流す。その通電によって、組織が加熱され、凝固される。

30

【0017】

上下の動脈面が相互に熔融され、動脈が、より高い内圧にも対抗して閉鎖状態を保持するまで、凝固が、若干の時間にわたって、継続される。さて、高周波電流をオフし、鉗子1を外す。次いで、別個のハサミ又は双極鉗子1に取り付けた切断装置(図示してない)によって、凝固した領域の中心において動脈を切断できる。

40

【0018】

最適な強度の最適な凝固結果を達成するため、図示した双極鉗子1において、凝固プロセスを監視する。

【0019】

このため、ジョー3には、絶縁プレート10上に載置され、電極プレート12を長方形状に囲み、2芯導線19を介してうず電流測定装置20に接続されたコイル18が配置されている。

【0020】

うず電流測定装置20は、導線19を介して、コイル18にうず電流用の流れを形成する。この流れは、凝固領域に、すなわち、動脈17の組織に、把持面8に対して垂直なコ

50

イル 18 の軸線のまわりにうず電流を生成する交流磁界を形成する。このうず電流は、コイル 18 内の電流の流れに反作用を与える。これは、うず電流測定装置 20 における適切な測定装置によって測定できる。この場合、誘導反作用は、第 1 に、動脈組織の導電性に依存し、この導電性は、同じく、第 1 に、組織の含水量によって決まる。この含水量は、凝固プロセス中に減少し、かくして、うず電流測定装置 20 は、凝固の進行を監視し、適切な態様（図示してない）で表示できる。

【0021】

図示の実施例の場合、コイル 18 は、2 芯導線 19 を介してうず電流測定装置 20 に接続されている。二重コイル配列を使用することもできる。この場合、コイル 18 は、それぞれ 2 芯導線を介してうず電流測定装置 20 に接続された 2 つの重ねて配置されたコイルからなる。上記コイルのうち、1 つのコイルを発生機コイルとして構成でき、他のコイルを測定コイルとして構成できる。かくして、測定精度を向上できる。コイル配列 18 は、例えば、補償目的に役立つ更に他のコイルを有することもできる。

10

【0022】

図示の実施例の場合、高周波電流の流れによって動脈 17 の組織を加熱する。図示していない実施例の場合、鉗子は、超音波によって組織を加熱することもできる。このため、電極プレート 12, 13 は、例えば、取っ手 5, 6 の 1 つの取っ手の超音波発生器から超音波線路を介して供給を受ける超音波振動子の表面として構成できる。この場合、うず電流測定装置は、図示した双極鉗子の場合と同様に構成できる。

20

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図 1】うず電流測定装置を含む双極鉗子の側面図である。

【図 2】図 1 の線 2 - 2 に沿う断面図である。

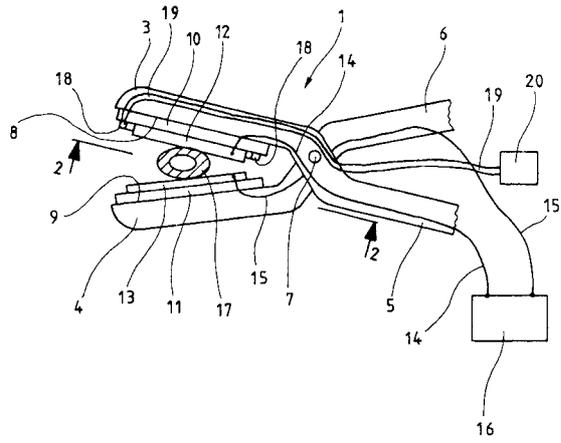
【符号の説明】

【0024】

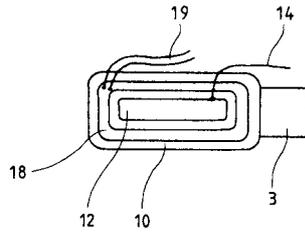
- 1 鉗子
- 3, 4 ジョー
- 5, 6 取っ手
- 7 ヒンジ頸軸
- 8, 9 把持面
- 10, 11 絶縁プレート
- 12, 13 電極プレート
- 14, 15 電気導線
- 16 高周波源
- 17 動脈
- 18 コイル
- 19 2 芯導線
- 20 うず電流測定装置

30

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 アンドレーアス ミュックネル

ドイツ国、22147 ハンブルク、 トレプタウア シュトラーセ 88a

(72)発明者 シュテファン クリュックネル

ドイツ国、22147 ハンブルク、 ヒルマン - パルク - シュトラーセ 115A

Fターム(参考) 4C060 KK04 KK10 KK12 KK15 KK43 KK50

专利名称(译)	血管凝固用钳子		
公开(公告)号	JP2007307363A	公开(公告)日	2007-11-29
申请号	JP2007122969	申请日	2007-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林匹斯冬季和IBE有限公司		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯Vinter UND IBEE有限公司		
[标]发明人	マティアスクラス アンドレーアスミュックネル シュテファンクリュックネル		
发明人	マティアス クラス アンドレーアス ミュックネル シュテファン クリュックネル		
IPC分类号	A61B18/12		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK04 4C060/KK10 4C060/KK12 4C060/KK15 4C060/KK43 4C060/KK50 4C160/JJ17 4C160/JJ25 4C160/JJ46 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK30 4C160/KK39 4C160/KK63 4C160/MM33		
优先权	102006022913 2006-05-15 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于血管凝结的钳子，其能够提高凝结过程的确定性。 解决方案：两个相对可移动的钳口（3）带有一个平面电极（12、13），该电极可以连接到高频源（16）的每个极上，或者在一个钳口（3）中装有超声换能器。在具有（4），（4）的外科凝固钳（1）中，至少一个钳口（3、4）设置有连接至涡流测量装置（20）的线圈阵列（18）。它的特点是 [选型图]图1

