

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 61899

(P2003 - 61899A)

(43)公開日 平成15年3月4日(2003.3.4)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 A 4 C 0 6 0
			300 K 4 C 0 6 1
1/04	372	1/04	372
17/28	310	17/28	310
18/12		17/39	310

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 259049(P2001 - 259049)

(22)出願日 平成13年8月29日(2001.8.29)

(71)出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(72)発明者 高橋 昭博

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学
工業株式会社内

(72)発明者 古谷 勝彦

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学
工業株式会社内

(74)代理人 100090169

弁理士 松浦 孝

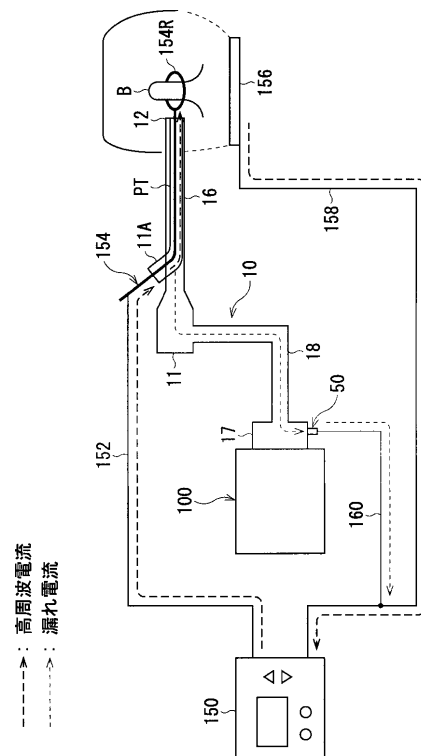
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 細径電子内視鏡

(57)【要約】

【課題】 高周波電流使用時でも画像信号にノイズが生じず、高画質である患部の映像を表示する。

【解決手段】 挿入部16の径が細いビデオスコープ10内に設けられた鉗子チャンネルPTにスネア鉗子154を挿通させ、高周波電流を高周波電流発生装置150からスネア鉗子154の先端154Rまで流す。先端部12の方向へ流れない高周波電流の一部を、リード線、金属フレームを介して帰還端子50へ流し、ケーブル160を介して高周波電流発生装置150へ帰還させる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 撮像素子を有し、所定の器官を観察するために所定の挿入部の径を有する細径電子内視鏡であって、

高周波電流を用いた処置に使用される高周波電流用鉗子を挿通させるための鉗子チャンネルが形成され、高周波電流発生装置と電氣的に接続される前記高周波電流用鉗子と導通するとともに、前記高周波電流用鉗子に高周波電流を流したときに内視鏡先端部の方向とは逆方向に流れる漏れ電流を前記高周波電流発生装置へ帰還させる帰還端子を備えたことを特徴とする細径電子内視鏡。

【請求項 2】 前記鉗子チャンネルの鉗子口と前記帰還端子との間を通電させるためのリード線が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の細径電子内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、撮像素子を備え、人体の諸器官の検査、手術等のために体内に挿入される電子内視鏡（ビデオスコープ）に関し、特に、気管支、膀胱等を検査、処置するために挿入部の径を細くした電子内視鏡（以下では、細径電子内視鏡という）に関する。

【0002】

【従来の技術】光源部や画像処理部の設けられた電子内視鏡用プロセッサに接続されるビデオスコープの内部には、器官内の病変部を処置等する鉗子をスコープ先端部まで通すための鉗子チャンネルが形成されており、操作部付近に設けられた鉗子口から鉗子が挿入され、病変部切除などが行われる。このような内視鏡用鉗子を使用する処置の 1 つとして、高周波電流を利用した治療法が確立されており、スネア（絞扼）鉗子などに高周波電流を通電させ、細胞組織を凝固壊死させることによって病変部の切除、止血を行う。また、止血のみの目的でも高周波電流が用いられる。従来では、高周波電流を用いた処置は、胃や十二指腸などの消化管を観察、処置等するために使用される消化管用ビデオスコープに対してのみ行われていたが、近年では、気管支や泌尿器、鼻咽喉などの管腔の狭い器官を対象とした径の細いビデオスコープ（細径電子内視鏡）を使用する際にも実施されている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】高周波電流を用いた処置を行う際には、患者の臀部などに対極板を貼り付ける。これにより、鉗子を通して体内へ流れた電流は、対極板を介して高周波電流発生装置へ戻っていく。しかしながら、細径のビデオスコープの表面は絶縁処理が施されており、絶縁物のもつ静電容量などの影響により漏電し、ビデオスコープ内を逆方向に向かって（先端部からプロセッサ側の方向へ）電流が流れる。その結果、撮像素子から読み出されてプロセッサへ送られる画像信号に

ノイズが生じ、モニタに映し出される患部映像の画質が低下する。

【0004】そこで本発明では、高周波電流使用時でも画像信号にノイズが生じず、高画質である患部の映像を表示することができる細径電子内視鏡を得ることを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明の撮像素子を備えた電子内視鏡は、所定の器官を観察するために所定の挿入部の径を有する細径電子内視鏡であって、画像処理回路や光源用ランプの備えた内視鏡プロセッサへ着脱自在に接続される。体内へ挿入される挿入部の径は、例えば 8 mm 以下の範囲のいずれかの値である。細径電子内視鏡には、病変部を処置するための内視鏡用鉗子を挿通させる鉗子チャンネルが形成されており、鉗子の処置部分となる鉗子先端部分は、内視鏡先端部から突出する。

【0006】病変部の切除、止血のために高周波電流を用いた処置を行う場合、高周波電流発生装置が用意され、スネア鉗子などの高周波電流用の鉗子が鉗子チャンネルに挿通させられる。このとき、例えば電気ケーブルなどによって、高周波電流発生装置と高周波焼灼用鉗子を電氣的に接続すればよい。本発明の内視鏡には通電性（導電性）のある帰還端子が設けられており、帰還端子は、好ましくはプロセッサとの接続部に設けられ、高周波電流用鉗子と導通している。例えば、鉗子チャンネルの鉗子口と帰還端子との間を通電させるためのリード線を内視鏡内部に設け、鉗子口と帰還端子を導通させればよい。

【0007】高周波電流を用いた処置を行うために高周波電流用鉗子へ高周波電流を流すと、漏電によって高周波電流の一部（漏れ電流）は内視鏡先端部とは逆の方向、すなわちプロセッサ側のある方向へ流れる。このとき、高周波電流用鉗子と帰還端子が導通しているため、漏れ電流は帰還端子へ流れていく。帰還端子と高周波電流発生装置とを例えばケーブルによって繋ぐことによって、漏れ電流は高周波電流発生装置へ帰還し、内視鏡内において帯電しない。細径電子内視鏡は、消化管用電子内視鏡に比べて挿入部の径が細い。そのため、帰還端子を設けずに帯電させたとしても安全上の問題は生じない。しかしながら、帰還端子を設けることにより、高周波電流を用いた処置を行っている最中でも、撮像素子から読み出される画像信号にノイズが生じることがなく、良好な患部の映像を得ることができる。

【0008】

【発明の実施の形態】以下では、図面を参照して本発明の実施形態である細径電子内視鏡について説明する。

【0009】図 1 は、第 1 の実施形態である細径電子内視鏡を使用する電子内視鏡装置を示した平面図である。電子内視鏡装置は、臓器内部の映像を撮影するために体内へ挿入されるビデオスコープ 10 と、体内を照明する

ための光源用ランプやビデオスコープ10から送られてくる画像信号を処理する信号処理回路を備えたプロセッサから構成されており、ビデオスコープ10はプロセッサ100に着脱自在に接続される。また、体内の映像を表示するためのモニタ120が、プロセッサ100に接続される。

【0010】ビデオスコープ10は、先端部12含む湾曲可能な湾曲部14と、可撓性のある挿入部16と、湾曲部14を操作するためのノブ等が設けられた操作部11と、操作部11からプロセッサ100までを繋ぐ可撓性の接続連結管18と、プロセッサ100との接続部であるコネクタ部17とによって構成される。湾曲部14は硬性であり、先端部12には撮像素子（ここでは図示せず）が配置されている。ビデオスコープ10内には、光ファイバー束であるライトガイド（図示せず）がコネクタ部17から先端部12に渡って設けられており、E O G口金28、電気用差込口17Aと光源用差込口17Bとが取り付けられているコネクタ部17がプロセッサ100の接続部110に差し込まれると、プロセッサ100内部の光源ランプ（図示せず）から放射される光が20 ライトガイドを経由して先端部12から出射する。

【0011】先端部12から出射した光は観察対象である臓器内部において反射し、反射した光が先端部12に設けられた対物レンズ（図示せず）を通して撮像素子に到達する。これにより、被写体像が撮像素子に形成され、被写体像に応じた画像信号が撮像素子において発生する。画像信号は撮像素子から読み出されると、電気用差込口17Aを介してプロセッサ100へ送られる。プロセッサ100では、送られてきた画像信号に基いてN T S C信号などのビデオ信号が生成され、モニタ12030 へ送られる。モニタ120では、映像信号に基いて観察部位の映像が映し出される。

【0012】本実施形態におけるビデオスコープ10は気管支用スコープであり、先端部12、挿入部16の径が小さく、挿入部16、接続連結管18の長さが短い。ここでは、湾曲部14および挿入部16の径は5mm～7mmの範囲にあり、体内へ挿入可能な挿入部16の長さ（有効長）は500mm～700mmの範囲にある。また、ビデオスコープ10内には、鉗子を挿通させる鉗子チャンネル（ここでは図示せず）が形成されており、40 高周波電流を用いた処置を行う際には、鉗子（ここでは図示せず）が鉗子口11Aから挿入される。

【0013】コネクタ部17には、後述するように、高周波電流を用いた処理の際に一部漏れる電流を帰還させるため金属製である帰還端子50が取り付けられており、高周波電流を発生する高周波電流発生装置（あるいは高周波焼灼用電源装置とも言う）150と帰還端子50との間には電気ケーブル160が設けられている。

【0014】図2は、ビデオスコープ10の内部構成を模式的に示した図である。

【0015】ビデオスコープ10内部では、信号ケーブル15が先端部12からコネクタ部17まで延びており、先端部12にある撮像素子13から画像信号が読み出されると、信号ケーブル15を介してコネクタ部17まで送られる。また、撮像素子13を駆動させる駆動信号も、信号ケーブル15を介してコネクタ部17から撮像素子13へ送られる。

【0016】先端部12を除いた湾曲部14では、導電性である複数の金属製の節輪14Aが回転自在に連結し合っている。複数の節輪14Aは導電性金属細線を組み合わせて形成された網状管14Cによって覆われており、網状管14Cは、絶縁性のゴム製チューブ14Bに覆われている。節輪14Aおよび網状管14Cと先端部12は、電気的に導通している。

【0017】湾曲部14と連結する可撓性の挿入部16では、帯状の金属材料を一定の径で螺旋状に巻いて形成された螺旋管とその周りを覆う導電性金属細線の網状管とからなる金属性螺旋管16Aが信号ケーブル15を覆い、さらにその外側には、電気絶縁性の合成樹脂（例えば、ポリウレタン）製外皮16Bが被覆されている。すなわち、金属製螺旋管16Aは挿入部16の内壁に沿って形成されている。金属性螺旋管16Aはシールド効果を得るために設けられており、湾曲部14内の節輪14Aと電気的に導通している。

【0018】挿入部16の一端にあり、金属製螺旋管16Aと接触する導電性の挿入口金20は、操作部11内に設けられた導電性の操作部接続管22と接続される。操作部11の内部には導電性の金属フレーム25が設けられ、操作部連結管22は金属フレーム25とは連結する。一方、操作部11のプロセッサ側に設けられ、金属フレーム25と連結した導電性のプロセッサ側接続管24は、可撓性のある接続連結管18の一端に設けられた導電性の接続口金26と接続される。操作部11の表面11Kは、絶縁性の合成樹脂によって成形されている。

【0019】接続連結管18は挿入部16と同様の構成であり、金属製の螺旋管であってシールド部材として信号ケーブル15を囲う金属製螺旋管18Aと、その外周を覆う合成樹脂外皮18Bによって構成される。接続連結管18のプロセッサ側の一端は、コネクタ部17の一端に設けられた保持連結部40において保持されており、これにより接続連結管18はコネクタ17部へ一体となって連結される。

【0020】接続連結管18のプロセッサ側の一端には、金属製螺旋管18Aと接触する導電性の連結口金27が設けられており、保持連結部40の回転筒32に連結される。保持連結部40は、回転筒32と、回転筒32を保持する導電性の保持部材38を備え、回転筒32は保持部材38に対して回転自在である。保持部材38と接続連結管18の連結口金27との間には、リード線（図示せず）が繋がられている。

【0021】コネクタ部17の外周17Kは絶縁性の樹脂によって成形されており、その内面に沿って導電性の板状のシールド板19が形成されている。シールド板19内には、信号ケーブル15を介して撮像素子13から送られてくる画像信号を処理する信号処理回路（図示せず）や、信号ケーブル15を介して駆動信号をCCD13へ出力するCCD駆動回路（図示せず）などが配設される回路基板30が収められる。このシールド板19は、回路基板30に対するシールド部材として働く。シールド板19と保持部材38との間には絶縁板42が設けられており、また、電気用差込口17A、光源用差込口17B、内外気圧調整用のEOG口金28とシールド板19との間にも絶縁板（図示せず）がそれぞれ設けられている。

【0022】このように、ビデオスコープ10の内部では、外部からのノイズ進入の防止、および信号ケーブル15からのノイズ放射の抑制のため、先端部12から、湾曲部14の網状管14C（節輪14A）、挿入部16の金属製螺旋管16Aおよび挿入管口金20、操作部接続管22、金属フレーム25、プロセッサ側接続管24、接続口金26、接続連結管18の金属製螺旋管18A、連結口金27およびリード線28を介して、コネクタ部17の保持部材38まで電氣的に導通している。

【0023】さらに、本実施形態では、操作部11にある鉗子口11Aからコネクタ部17Aにある帰還端子50まで電氣的に導通しており、鉗子口11Aと金属フレーム25との間にリード線52Aが設けられ、金属フレーム25と帰還端子50との間にリード線52Bが設けられている。

【0024】図3は、高周波電流を用いた処置（以下では、高周波電流処置という）を行うときに流れる高周波電流の流れの様子を示した図である。

【0025】高周波電流処置をする場合、鉗子口11Aからスネア鉗子154が挿入され、スネア鉗子154の先端部154Rは挿入部16内の鉗子チャンネルPTを通して先端部12から突出する。先端部154Rはループ状に形成されており、先端部154R内に病変部Bが挟み込まれる。高周波電流発生装置150とスネア鉗子154との間には電気ケーブル152が接続され、高周波電流発生装置150で発生する高周波電流は、電気ケーブル152、スネア鉗子154を介して病変部Bへ流れる。ループ状の先端部154Rを絞めながら高周波電流を通電させることにより、病変部Bが切断され、それと同時に切断部分が止血される。あらかじめ患者の臀部や大腿部などに対極板156が貼り付けられており、高周波電流は対極板156と高周波電流発生装置150との間を接続する電気ケーブル158を通して高周波電流発生装置150へ流れていく。

【0026】高周波電流を流している間、ビデオスコープ10の表面に絶縁処理が施されていることにより漏電*

*が生じる。このとき、高周波電流の一部は、鉗子口11Aからリード線52A、金属フレーム25、リード線52B（図2参照）を介してコネクタ部17の帰還端子50まで流れていく。帰還端子50と高周波電流発生装置との間にケーブル160が設けられていることにより、漏れ電流は高周波電流発生装置150へ帰還する。

【0027】このように第1の実施形態によれば、高周波電流をスネア鉗子154へ流したとき、先端部12の方向とは逆方向へ流れる漏れ電流は、リード線52A、金属フレーム25、リード線52B、帰還端子50を流れていき、ケーブル160を介して高周波電流発生装置150へ帰還する。

【0028】なお、止血専用的高周波電流発生装置および高周波凝固子などの専用鉗子を用いた場合にも、高周波電流発生装置へ漏れた電流を帰還させることが可能である。また、気管支用のビデオスコープ以外の細径であるスコープ、例えば、膀胱用ビデオスコープ、胆道用スコープ、腎臓用ビデオスコープ、鼻咽喉用ビデオスコープなどにも適用可能である。これらのスコープの径は、たいいてい8mm以下に定められている。

【0029】次に、図4を用いて第2の実施形態について説明する。第2の実施形態では、第1の実施形態と異なり、接続連結管内にリード線を通さない。

【0030】図4は、第2の実施形態におけるビデオスコープ10の内部構成を模式的に示した図である。

【0031】図4に示すように、リード線52Cは、接続連結管18ないの金属製螺旋管18Aの連結口金27付近の一部と帰還端子50を繋ぐ。高周波電流処置が行われると、高周波電流の一部は、鉗子口11Aからリード線52A、金属フレーム25、金属製螺旋管18A、リード線52Cを介して帰還端子50へ流れていく。

【0032】このように第2の実施形態によれば、接続連結管18内にリード線を通していないため、接続連結管18の径を太くすることなく漏れ電流を帰還させることができる。

【0033】

【発明の効果】以上のように本発明によれば、高周波電流使用時でも画像信号に対してノイズが影響せず、高画質である患部の映像を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施形態である細径のビデオスコープ（細径電子内視鏡）を示した平面図である。

【図2】細径電子内視鏡の内部を模式的に示した図である。

【図3】高周波電流を用いた処置を行うときに流れる高周波電流の流れの様子を示した図である。

【図4】第2の実施形態における細径電子内視鏡の内部を模式的に示した図である。

【符号の説明】

10 ビデオスコープ（細径電子内視鏡）

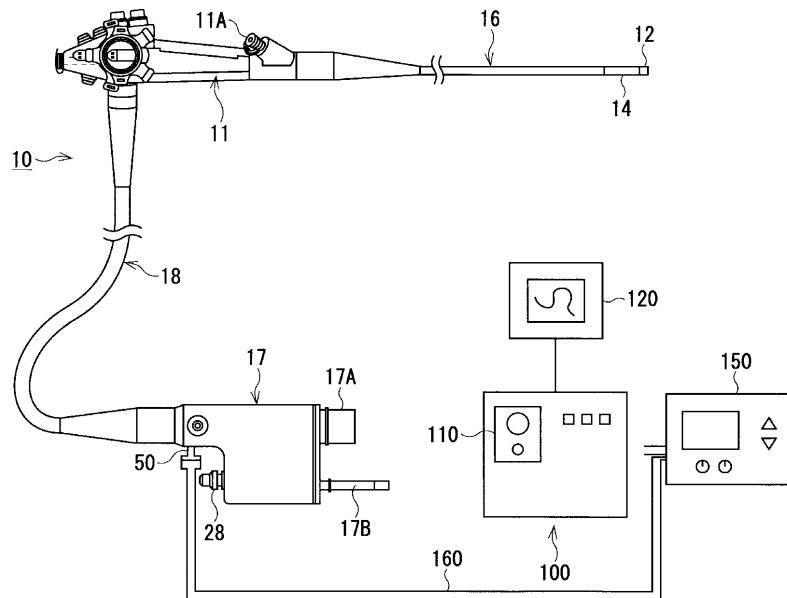
7

8

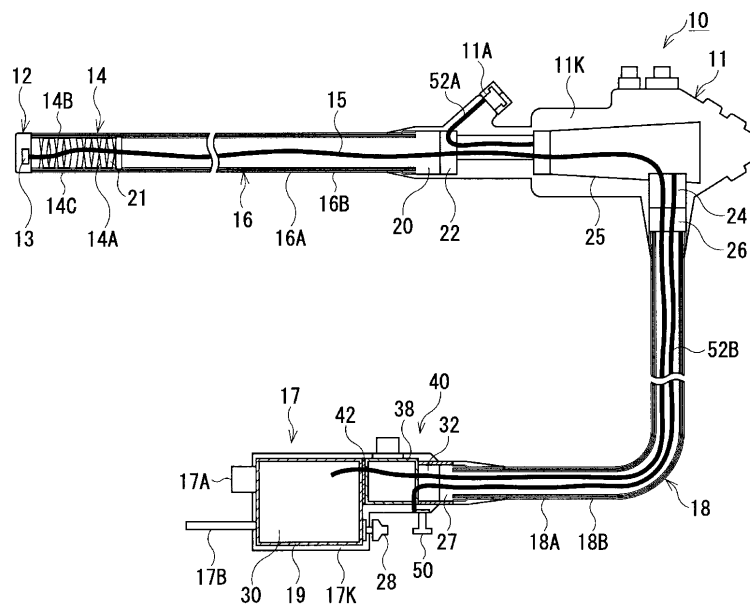
11A 鉗子口
 13 撮像素子
 16 挿入部
 50 帰還端子

*52A、52B、52C リード線
 150 高周波電流発生装置
 154 スネア鉗子（高周波電流用鉗子）
 * PT 鉗子チャンネル

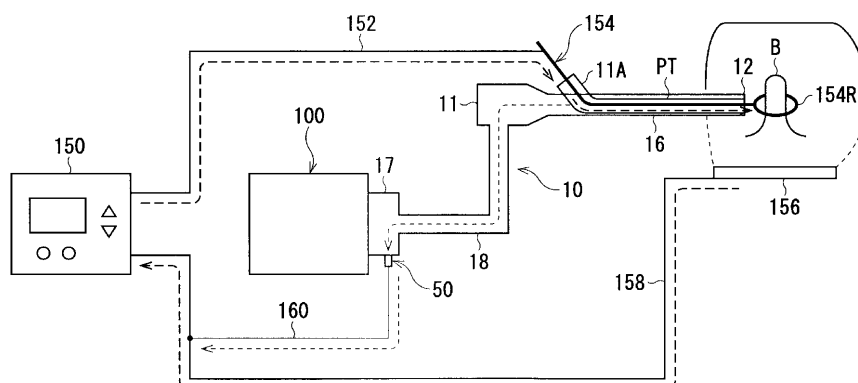
【図 1】



【図 2】



----->: 高周波電流
 ----->: 漏れ電流



(51) Int.Cl.⁷

識別記号

FI

テーマコード (参考)

3 1 5

東京都板橋区前野町 2 丁目36番 9 号 旭光
学工業株式会社内

Fターム(参考)

4C060 GG22 GG28 KK03 KK06 KK10
KK12 KK16 KK22 MM24 MM26
MM27

4C061 AA07 AA12 AA15 CC06 FF43
FF50 GG15 HH57 JJ12 LL02

专利名称(译)	小直径电子内窥镜		
公开(公告)号	JP2003061899A	公开(公告)日	2003-03-04
申请号	JP2001259049	申请日	2001-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	高橋昭博 古谷勝彦 伊藤慶時		
发明人	高橋 昭博 古谷 勝彦 伊藤 慶時		
IPC分类号	A61B17/28 A61B1/00 A61B1/04 A61B18/12 A61B18/14		
FI分类号	A61B1/00.300.A A61B1/00.300.K A61B1/04.372 A61B17/28.310 A61B17/39.310 A61B17/39.315 A61B1/00.622 A61B1/00.623 A61B1/00.710 A61B1/018.511 A61B1/05 A61B17/28 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG22 4C060/GG28 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK12 4C060/KK16 4C060/KK22 4C060/MM24 4C060/MM26 4C060/MM27 4C061/AA07 4C061/AA12 4C061/AA15 4C061/CC06 4C061/FF43 4C061/FF50 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ12 4C061/LL02 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK17 4C160/KK22 4C160/KK29 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/MM53 4C161/AA07 4C161/AA12 4C161/AA15 4C161/CC06 4C161/FF43 4C161/FF50 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/JJ12 4C161/LL02		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使在使用高频电流的情况下，也可以在不引起图像信号噪声的情况下显示受影响部位的高质量图像。将圈套钳154插入设置在具有较小直径的插入部分16的视频镜10中的钳通道PT中，并且高频电流从高频电流发生器150传递到圈套钳154的尖端154R。一部分高频电流没有在尖端部分12的方向上流动，通过导线和金属框架流向返回端子50，并通过电缆160返回高频电流发生器150。

