

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6328988号
(P6328988)

(45) 発行日 平成30年5月23日(2018.5.23)

(24) 登録日 平成30年4月27日(2018.4.27)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 5 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2014-88846 (P2014-88846)
 (22) 出願日 平成26年4月23日(2014.4.23)
 (65) 公開番号 特開2015-205113 (P2015-205113A)
 (43) 公開日 平成27年11月19日(2015.11.19)
 審査請求日 平成28年12月15日(2016.12.15)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
 (74) 代理人 100083286
 弁理士 三浦 邦夫
 (74) 代理人 100166408
 弁理士 三浦 邦陽
 (72) 発明者 樽本 哲也
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 審査官 富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察対象部位の電子画像信号を取得する撮像素子と、観察対象部位の超音波画像信号を取得する超音波素子と、を有する超音波内視鏡；

前記撮像素子が取得した電子画像信号に基づく電子画像を表示する電子画像表示部；及び

前記超音波素子が取得した超音波画像信号に基づく超音波画像を表示する超音波画像表示部；

を有する超音波内視鏡システムにおいて、

前記撮像素子が取得した電子画像信号に電子画像処理を施して前記電子画像表示部に表示させる電子画像処理部と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号に超音波画像処理を施して前記超音波画像表示部に表示させる超音波画像処理部と、を有する単一の共用プロセッサを設けたこと；

前記超音波内視鏡と前記単一の共用プロセッサの一方と他方に、前記撮像素子が取得した電子画像信号と前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための着脱可能な単一のコネクタプラグと単一のコネクタソケットを設けたこと；

前記単一のコネクタプラグと前記単一のコネクタソケットは、それぞれ、前記撮像素子が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群とを互いに区画して有していること；及び

10

20

前記電子画像信号伝送用の電極ピン群と前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群のうち、両者を区画する境界線を跨いで隣接する電極ピン群がグランドピンからなること；
を特徴とする超音波内視鏡システム。

【請求項 2】

観察対象部位の電子画像信号を取得する撮像素子と、観察対象部位の超音波画像信号を取得する超音波素子と、を有する超音波内視鏡；

前記撮像素子が取得した電子画像信号に基づく電子画像を表示する電子画像表示部；及び

前記超音波素子が取得した超音波画像信号に基づく超音波画像を表示する超音波画像表示部；

10

を有する超音波内視鏡システムにおいて、

前記撮像素子が取得した電子画像信号に電子画像処理を施して前記電子画像表示部に表示させる電子画像処理部と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号に超音波画像処理を施して前記超音波画像表示部に表示させる超音波画像処理部と、を有する単一の共用プロセッサを設けたこと；

前記超音波内視鏡と前記単一の共用プロセッサの一方と他方に、前記撮像素子が取得した電子画像信号と前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための着脱可能な単一のコネクタプラグと単一のコネクタソケットを設けたこと；

前記単一のコネクタプラグと前記単一のコネクタソケットは、それぞれ、前記撮像素子が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群とを互いに区画して有していること；及び

20

前記電子画像信号伝送用の電極ピン群と前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群との間の最短隣接距離 D は、前記電子画像信号伝送用の電極ピン群どうしの最短隣接距離 d_1 及び前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群どうしの最短隣接距離 d_2 よりも大きく設定されていること；

を特徴とする超音波内視鏡システム。

【請求項 3】

観察対象部位の電子画像信号を取得する撮像素子と、観察対象部位の超音波画像信号を取得する超音波素子と、を有する超音波内視鏡；

30

前記撮像素子が取得した電子画像信号に基づく電子画像を表示する電子画像表示部；及び

前記超音波素子が取得した超音波画像信号に基づく超音波画像を表示する超音波画像表示部；

を有する超音波内視鏡システムにおいて、

前記撮像素子が取得した電子画像信号に電子画像処理を施して前記電子画像表示部に表示させる電子画像処理部と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号に超音波画像処理を施して前記超音波画像表示部に表示させる超音波画像処理部と、を有する単一の共用プロセッサを設けたこと；

前記超音波内視鏡と前記単一の共用プロセッサの一方と他方に、前記撮像素子が取得した電子画像信号と前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための着脱可能な単一のコネクタプラグと単一のコネクタソケットを設けたこと；

40

前記単一のコネクタプラグと前記単一のコネクタソケットは、それぞれ、前記撮像素子が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群とを互いに区画して有していること；

前記電子画像信号伝送用の電極ピン群と前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群のうち、両者を区画する境界線を跨いで隣接する電極ピン群がグランドピンからなること；及び
前記電子画像信号伝送用の電極ピン群と前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群との間の最短隣接距離 D は、前記電子画像信号伝送用の電極ピン群どうしの最短隣接距離 d_1 及

50

び前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群どうしの最短隣接距離 d_2 よりも大きく設定されていること；

を特徴とする超音波内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 2 または 3 記載の超音波内視鏡システムにおいて、

次の条件式 (A) 及び条件式 (B) を満足する超音波内視鏡システム。

$$(A) \quad 1.2d_1 \leq D \leq 2.0d_1$$

$$(B) \quad 1.2d_2 \leq D \leq 2.0d_2$$

【請求項 5】

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡システムにおいて、

前記単一のコネクタプラグと前記単一のコネクタソケットは、角型または丸型のコネクタプラグとコネクタソケットからなる超音波内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波内視鏡は、観察対象部位の電子画像信号を取得する CCD (撮像素子) と、観察対象部位の超音波画像信号を取得する超音波プローブ (超音波素子) とを有している。CCD が取得した電子画像信号には電子内視鏡用プロセッサ (電子画像処理用プロセッサ) により電子画像処理が施され、超音波プローブが取得した超音波画像信号には超音波診断装置 (超音波画像処理用プロセッサ) により超音波画像処理が施されて、モニタ装置 (電子画像表示部、超音波画像表示部) に、電子画像と超音波画像がそれぞれ表示される。

【0003】

このような構成を持つ従来の超音波内視鏡システムでは、超音波内視鏡に接続する電子内視鏡用プロセッサと超音波診断装置が個別に用意されており、システム全体の大型化、構造の複雑化、高コスト化が避けられない。超音波内視鏡の単体構造に注目したときには、電子内視鏡用プロセッサのコネクタソケットに嵌込接続するためのコネクタプラグと、超音波診断装置のコネクタソケットに嵌込接続するためのコネクタプラグとを別個に設けなければならない、やはり、超音波内視鏡の大型化、構造の複雑化、高コスト化が問題となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2007 - 185392 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、以上の問題意識に基づいてなされたものであり、超音波内視鏡を含むシステム全体の小型化、構造の簡単化、低コスト化を実現することができる超音波内視鏡システムを得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の超音波内視鏡システムは、その一態様では、観察対象部位の電子画像信号を取得する撮像素子と、観察対象部位の超音波画像信号を取得する超音波素子と、を有する超音波内視鏡；前記撮像素子が取得した電子画像信号に基づく電子画像を表示する電子画像表示部；及び前記超音波素子が取得した超音波画像信号に基づく超音波画像を表示する超音波画像表示部；を有する超音波内視鏡システムにおいて、前記撮像素子が取得した電子画像信号に電子画像処理を施して前記電子画像表示部に表示させる電子画像処理部と、前

10

20

30

40

50

記超音波素子が取得した超音波画像信号に超音波画像処理を施して前記超音波画像表示部に表示させる超音波画像処理部と、を有する単一の共用プロセッサを設けたこと；前記超音波内視鏡と前記単一の共用プロセッサの一方と他方に、前記撮像素子が取得した電子画像信号と前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための着脱可能な単一のコネクタプラグと単一のコネクタソケットを設けたこと；前記単一のコネクタプラグと前記単一のコネクタソケットは、それぞれ、前記撮像素子が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群とを互いに区画して有していること；及び前記電子画像信号伝送用の電極ピン群と前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群のうち、両者を区画する境界線を跨いで隣接する電極ピン群がグランドピンからなること；を特徴としている。

10

本発明の超音波内視鏡システムは、別の態様では、観察対象部位の電子画像信号を取得する撮像素子と、観察対象部位の超音波画像信号を取得する超音波素子と、を有する超音波内視鏡；前記撮像素子が取得した電子画像信号に基づく電子画像を表示する電子画像表示部；及び前記超音波素子が取得した超音波画像信号に基づく超音波画像を表示する超音波画像表示部；を有する超音波内視鏡システムにおいて、前記撮像素子が取得した電子画像信号に電子画像処理を施して前記電子画像表示部に表示させる電子画像処理部と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号に超音波画像処理を施して前記超音波画像表示部に表示させる超音波画像処理部と、を有する単一の共用プロセッサを設けたこと；前記超音波内視鏡と前記単一の共用プロセッサの一方と他方に、前記撮像素子が取得した電子画像信号と前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための着脱可能な単一のコネクタプラグと単一のコネクタソケットを設けたこと；前記単一のコネクタプラグと前記単一のコネクタソケットは、それぞれ、前記撮像素子が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群とを互いに区画して有していること；及び前記電子画像信号伝送用の電極ピン群と前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群との間の最短隣接距離 D は、前記電子画像信号伝送用の電極ピン群どうしの最短隣接距離 d_1 及び前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群どうしの最短隣接距離 d_2 よりも大きく設定されていること；を特徴としている。

20

本発明の超音波内視鏡システムは、別の態様では、観察対象部位の電子画像信号を取得する撮像素子と、観察対象部位の超音波画像信号を取得する超音波素子と、を有する超音波内視鏡；前記撮像素子が取得した電子画像信号に基づく電子画像を表示する電子画像表示部；及び前記超音波素子が取得した超音波画像信号に基づく超音波画像を表示する超音波画像表示部；を有する超音波内視鏡システムにおいて、前記撮像素子が取得した電子画像信号に電子画像処理を施して前記電子画像表示部に表示させる電子画像処理部と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号に超音波画像処理を施して前記超音波画像表示部に表示させる超音波画像処理部と、を有する単一の共用プロセッサを設けたこと；前記超音波内視鏡と前記単一の共用プロセッサの一方と他方に、前記撮像素子が取得した電子画像信号と前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための着脱可能な単一のコネクタプラグと単一のコネクタソケットを設けたこと；前記単一のコネクタプラグと前記単一のコネクタソケットは、それぞれ、前記撮像素子が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群と、前記超音波素子が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群とを互いに区画して有していること；前記電子画像信号伝送用の電極ピン群と前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群のうち、両者を区画する境界線を跨いで隣接する電極ピン群がグランドピンからなること；及び前記電子画像信号伝送用の電極ピン群と前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群との間の最短隣接距離 D は、前記電子画像信号伝送用の電極ピン群どうしの最短隣接距離 d_1 及び前記超音波画像信号伝送用の電極ピン群どうしの最短隣接距離 d_2 よりも大きく設定されていること；を特徴としている。

30

40

本発明の超音波内視鏡システムは、次の条件式（Ａ）及び条件式（Ｂ）を満足することが好ましい。

（Ａ） $1.2d1 \leq D \leq 2.0d1$

（Ｂ） $1.2d2 \leq D \leq 2.0d2$

【００１０】

ここで、条件式（Ａ）は、後述する条件式（１）、（３）、（５）及び（７）を包括した概念の条件式であり、条件式（Ｂ）は、後述する条件式（２）、（４）、（６）及び（８）を包括した概念の条件式である。

【００１２】

前記単一のコネクタプラグと前記単一のコネクタソケットは、角型または丸型のコネクタプラグとコネクタソケットから構成することができる。

【発明の効果】

【００１３】

本発明によれば、超音波内視鏡を含むシステム全体の小型化、構造の簡単化、低コスト化を実現することができる超音波内視鏡システムが得られる。

【図面の簡単な説明】

【００１４】

【図１】本発明の第１実施形態による超音波内視鏡システムの全体構成を示す概念ブロック図である。

【図２】超音波内視鏡の単体構造を示す図である。

【図３】単一の共用プロセッサの単体構造を示す斜視図である。

【図４】超音波内視鏡のコネクタプラグに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【図５】図４のV-V線に沿う断面図である。

【図６】単一の共用プロセッサのコネクタソケットに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【図７】図６のVII-VII線に沿う断面図である。

【図８】本発明の第２実施形態による超音波内視鏡システムの超音波内視鏡のコネクタプラグに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【図９】本発明の第２実施形態による超音波内視鏡システムの単一の共用プロセッサのコネクタソケットに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【図１０】本発明の第３実施形態による超音波内視鏡システムの超音波内視鏡のコネクタプラグに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【図１１】本発明の第３実施形態による超音波内視鏡システムの単一の共用プロセッサのコネクタソケットに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【図１２】本発明の第４実施形態による超音波内視鏡システムの超音波内視鏡のコネクタプラグに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【図１３】図１２のXIII部の拡大図である。

【図１４】本発明の第５実施形態による超音波内視鏡システムの超音波内視鏡のコネクタプラグに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【図１５】本発明の第６実施形態による超音波内視鏡システムの超音波内視鏡のコネクタプラグに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【図１６】図１５の要部拡大図である。

【図１７】本発明の第７実施形態による超音波内視鏡システムの超音波内視鏡のコネクタプラグに形成された電極ピン群を示す図１６に対応する要部拡大図である。

【図１８】本発明の第８実施形態による超音波内視鏡システムの超音波内視鏡のコネクタプラグと単一の共用プロセッサのコネクタソケットに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【図１９】本発明の第９実施形態による超音波内視鏡システムの超音波内視鏡のコネクタプラグと単一の共用プロセッサのコネクタソケットに形成された電極ピン群を示す正面図である。

10

20

30

40

50

【図 20】本発明の第 10 実施形態による超音波内視鏡システムの超音波内視鏡のコネクタプラグと単一の共用プロセッサのコネクタソケットに形成された電極ピン群を示す正面図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

(第 1 実施形態)

図 1 ~ 図 7 を参照して、本発明の第 1 実施形態による超音波内視鏡システム 10 について説明する。

【0016】

超音波内視鏡システム 10 は、大きな構成要素として、超音波内視鏡 100 と、単一の共用プロセッサ（以下では単に「共用プロセッサ」と呼ぶ）200 と、モニタ装置（電子画像表示部、超音波画像表示部）300 とを有している。

10

【0017】

超音波内視鏡 100 は、操作者が把持する把持操作部 110 と、把持操作部 110 から延出する可撓性のある体内挿入部 120 と、把持操作部 110 から体内挿入部 120 とは異なる方向に延出するユニバーサルチューブ 130 とを有している。ユニバーサルチューブ 130 の先端部には単一のコネクタプラグ（以下では単に「コネクタプラグ」と呼ぶ）140 が設けられており、このコネクタプラグ 140 を共用プロセッサ 200 の単一のコネクタソケット（以下では単に「コネクタソケット」と呼ぶ）210 に嵌め込むことで、超音波内視鏡 100 と共用プロセッサ 200 が電氣的に接続される。コネクタプラグ 140 をコネクタソケット 210 から取り外すことで、超音波内視鏡 100 と共用プロセッサ 200 の電氣的な接続が解除される。共用プロセッサ 200 とモニタ装置 300 はケーブル配線によって電氣的に接続されている。

20

【0018】

体内挿入部 120 は、先端側から順に、先端硬性部 122 と、湾曲部 124 と、可撓管部 126 とを有している（図 2）。図示は省略しているが、超音波内視鏡 100 にはライトガイドファイバが内蔵されており、このライトガイドファイバは、体内挿入部 120（先端硬性部 122、湾曲部 124、可撓管部 126）、把持操作部 110 及びユニバーサルチューブ 130 を通って、ユニバーサルチューブ 130 の先端部に設けられたコネクタプラグ 140 の側方から突出するライトガイドスリーブ 141（図 2）の内部まで延びている。コネクタソケット 210 の側方にはライトガイドスリーブ挿入孔 211 が形成されており（図 3）、コネクタプラグ 140 がコネクタソケット 210 に嵌込接続されると、ライトガイドスリーブ挿入孔 211 にライトガイドスリーブ 141 が挿入され、超音波内視鏡 100 と共用プロセッサ 200 が光学的に接続される。そして、共用プロセッサ 200 に内蔵された光源ランプ（図示せず）から発せられた照明光が、ライトガイドファイバ内を導かれ、体内挿入部 120 の先端硬性部 122 の先端面に設けられた照明レンズ（図示せず）によって所定の配光で外方に射出される。

30

【0019】

体内挿入部 120 の先端硬性部 122 の先端面には、観察対象部位（被写体）からの光を取り込む対物レンズ（図示せず）が設けられており、その直後に、観察対象部位（被写体）の電子画像信号を取得する CCD（撮像素子）150（図 1）が設けられている。CCD 150 が取得した電子画像信号は、電子画像信号伝送ケーブル 152（図 1）を介して、コネクタプラグ 140 に伝送される。

40

【0020】

体内挿入部 120 の先端硬性部 122 には、観察対象部位（被写体）の超音波画像信号を取得する超音波プローブ（超音波素子）160（図 1、図 2）が設けられている。超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号は、超音波画像信号伝送ケーブル 162（図 1）を介して、コネクタプラグ 140 に伝送される。

【0021】

CCD 150 が取得した電子画像信号と超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信

50

号は、嵌込接続されたコネクタプラグ 140 とコネクタソケット 210 を介して、超音波内視鏡 100 から共用プロセッサ 200 に伝送される。

【0022】

図 4、図 5 に示すように、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグ 140 は、角型の嵌込凸部を有する角型のコネクタプラグからなる。コネクタプラグ 140 は、嵌込凸部の上方と下方に左右方向に並ぶ各 31 個（合計 62 個）の電極ピン 142 を有している。この 62 個の電極ピン 142 は、CCD 150 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 142A と、超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 142B とに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群 142A は、62 個の電極ピン 142 のうち、図 4 中の上方の右から 8 個の電極ピンからなる。超音波画像信号伝送用の電極ピン群 142B は、62 個の電極ピン 142 のうち、図 4 中の上方の左から 23 個の電極ピンと下方の 31 個の電極ピンの合計 54 個の電極ピンからなる。本実施形態では、電子画像信号伝送用の電極ピン群 142A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 142B との間の最短隣接距離、電子画像信号伝送用の電極ピン群 142A どうしの最短隣接距離、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群 142B どうしの最短隣接距離が略同一となるように設定されている。

10

【0023】

図 6、図 7 に示すように、共用プロセッサ 200 のコネクタソケット 210 は、角型の嵌込凹部を有する角型のコネクタソケットからなる。コネクタソケット 210 は、嵌込凹部の上方と下方に左右方向に並ぶ各 31 個（合計 62 個）の電極ピン 212 を有している。この 62 個の電極ピン 212 は、CCD 150 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 212A と、超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 212B とに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群 212A は、62 個の電極ピン 212 のうち、図 6 中の上方の左から 8 個の電極ピンからなる。超音波画像信号伝送用の電極ピン群 212B は、62 個の電極ピン 212 のうち、図 6 中の上方の右から 23 個の電極ピンと下方の 31 個の電極ピンの合計 54 個の電極ピンからなる。本実施形態では、電子画像信号伝送用の電極ピン群 212A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 212B との間の最短隣接距離、電子画像信号伝送用の電極ピン群 212A どうしの最短隣接距離、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群 212B どうしの最短隣接距離が略同一となるように設定されている。

20

30

【0024】

共用プロセッサ 200 は、CCD 150 が取得した電子画像信号に電子画像処理を施す電子画像処理部 220 と、超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号に超音波画像処理を施す超音波画像処理部 230 と、電子画像処理部 220 と超音波画像処理部 230 を制御する画像表示制御部 240 とを有している。電子画像処理部 220 は、画像表示制御部 240 による制御の下、電子画像処理を施した電子画像（CCD 150 が取得した電子画像信号に基づく電子画像）をモニタ装置 300 に表示させる。超音波画像処理部 230 は、画像表示制御部 240 による制御の下、超音波画像処理を施した超音波画像（超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号に基づく超音波画像）をモニタ装置 300 に表示させる。

40

【0025】

図 1 に示すように、超音波内視鏡 100 の把持操作部 110 には、モニタ装置 300 に表示する画像（電子画像、超音波画像）をフリーズさせるためのフリーズ操作スイッチ 112 と、同画像をキャプチャするためのキャプチャ操作スイッチ 114 が設けられている。図 3 に示すように、共用プロセッサ 200 には、モニタ装置 300 に表示する画像（電子画像、超音波画像）にフリーズやキャプチャなどの各種操作を実行するためのフロント操作パネル 250 が設けられている。

【0026】

このように、本発明の第 1 実施形態による超音波内視鏡システム 10 は、CCD（撮像

50

素子) 150 が取得した電子画像信号に電子画像処理を施してモニタ装置(電子画像表示部) 300 に表示させる電子画像処理部 220 と、超音波プローブ(超音波素子) 160 が取得した超音波画像信号に超音波画像処理を施してモニタ装置(超音波画像表示部) 300 に表示させる超音波画像処理部 230 とを有する単一の共用プロセッサ 200 を有している。また、超音波内視鏡システム 10 は、超音波内視鏡 100 と単一の共用プロセッサ 200 に、CCD 150 が取得した電子画像信号と超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を伝送するための着脱可能な単一のコネクタプラグ 140 と単一のコネクタソケット 210 を設けている。

【0027】

これにより、従来品の超音波内視鏡システムのように、超音波内視鏡に接続する電子内視鏡用プロセッサ(電子画像処理用プロセッサ)と超音波診断装置(超音波画像処理用プロセッサ)を別個の専用品として用意する必要がなくなり、超音波内視鏡に、電子内視鏡用プロセッサのコネクタソケットに嵌込接続するためのコネクタプラグと、超音波診断装置のコネクタソケットに嵌込接続するためのコネクタプラグとを別個に設ける必要がなくなるので、超音波内視鏡 100 を含む超音波内視鏡システム 10 の全体の小型化、構造の簡単化、低コスト化を実現することができる。

【0028】

(第2実施形態)

図8、図9を参照して、本発明の第2実施形態による超音波内視鏡システム 10 について説明する。この本発明の第2実施形態による超音波内視鏡システム 10 は、電子画像信号伝送用の電極ピン群(電子画像信号)と超音波画像信号伝送用の電極ピン群(超音波画像信号)の間の相互干渉を防止できるようにしたものである。

【0029】

すなわち、本発明の第1実施形態による超音波内視鏡システム 10 は、超音波内視鏡 100 を含むシステム全体の小型化、構造の簡単化、低コスト化を実現することができる。その一方、CCD 150 が取得した電子画像信号と超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を、単一のコネクタプラグ 140 と単一のコネクタソケット 210 を介して伝送するので、電子画像信号伝送用の電極ピン 142 A (212 A) の周囲に発生する磁界と、超音波画像信号伝送用の電極ピン 142 B (212 B) の周囲に発生する磁界とが相互作用するおそれがある。

【0030】

図8に示すように、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグ 140 は、角型の嵌込凸部を有する角型のコネクタプラグからなる。コネクタプラグ 140 は、嵌込凸部の上方に左右方向に並ぶ30個の電極ピンと、嵌込凸部の下方に左右方向に並ぶ31個の電極ピンとからなる合計61個の電極ピン 143 を有している。この61個の電極ピン 143 は、CCD 150 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 143 A と、超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 143 B とに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群 143 A は、61個の電極ピン 143 のうち、図8中の上方の右から8個の電極ピンからなる。超音波画像信号伝送用の電極ピン群 143 B は、61個の電極ピン 143 のうち、図8中の上方の左から22個の電極ピンと下方の31個の電極ピンの合計53個の電極ピンからなる。

【0031】

図9に示すように、共用プロセッサ 200 のコネクタソケット 210 は、角型の嵌込凹部を有する角型のコネクタソケットからなる。コネクタソケット 210 は、嵌込凹部の上方に左右方向に並ぶ30個の電極ピンと、嵌込凹部の下方に左右方向に並ぶ31個の電極ピンとからなる合計61個の電極ピン 213 を有している。この61個の電極ピン 213 は、CCD 150 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 213 A と、超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 213 B とに区画されている。電子画像信号伝送用の電極

ピン群 2 1 3 A は、6 1 個の電極ピン 2 1 3 のうち、図 9 中の上方の左から 8 個の電極ピンからなる。超音波画像信号伝送用の電極ピン群 2 1 3 B は、6 1 個の電極ピン 2 1 3 のうち、図 9 中の上方の右から 2 2 個の電極ピンと下方の 3 1 個の電極ピンの合計 5 3 個の電極ピンからなる。

【 0 0 3 2 】

そして本実施形態では、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 A (2 1 3 A) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 B (2 1 3 B) との間の最短隣接距離 D が、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 A (2 1 3 A) どうしの最短隣接距離 d_1 、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 B (2 1 3 B) どうしの最短隣接距離 d_2 よりも大きく設定されている。これにより、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 A (2 1 3 A) (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 B (2 1 3 B) (超音波画像信号) の相互干渉を防止して、ノイズが無い鮮明な電子画像と超音波画像が得られ、臨床時間を短くし、患者の負担を小さくすることができる。なお、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 A (2 1 3 A) どうしの最短隣接距離 d_1 と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 B (2 1 3 B) どうしの最短隣接距離 d_2 は略同一となるように設定されている ($d_1 = d_2$)。

10

【 0 0 3 3 】

ここで、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 A (2 1 3 A) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 B (2 1 3 B) との間の最短隣接距離 D 、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 A (2 1 3 A) どうしの最短隣接距離 d_1 、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 B (2 1 3 B) どうしの最短隣接距離 d_2 は、次の条件式 (1) 及び (2) を満足することが好ましい。

20

$$(1) \quad 1 \leq d_1 \leq D \leq 2 \leq d_1$$

$$(2) \quad 1 \leq d_2 \leq D \leq 2 \leq d_2$$

条件式 (1) 及び (2) を満足することで、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグ 1 4 0 と共用プロセッサ 2 0 0 のコネクタソケット 2 1 0 の小型化、構造の簡単化、低コスト化を実現するとともに、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 A (2 1 3 A) (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 B (2 1 3 B) (超音波画像信号) の相互干渉を確実に防止することができる。

条件式 (1) 及び (2) の上限を上回ると、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグ 1 4 0 と共用プロセッサ 2 0 0 のコネクタソケット 2 1 0 の大型化、構造の複雑化、高コスト化を招いてしまう。

30

条件式 (1) 及び (2) の下限を下回ると、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 A (2 1 3 A) (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 B (2 1 3 B) (超音波画像信号) が相互干渉するおそれが高くなる。

例えば、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 A (2 1 3 A) どうしの最短隣接距離 d_1 と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 B (2 1 3 B) どうしの最短隣接距離 d_2 がともに 0 . 7 mm であるとき、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 A (2 1 3 A) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 3 B (2 1 3 B) との間の最短隣接距離 D は 1 mm 以上に設定することが好ましい。

40

【 0 0 3 4 】

(第 3 実施形態)

図 1 0、図 1 1 を参照して、本発明の第 3 実施形態による超音波内視鏡システム 1 0 について説明する。本実施形態の超音波内視鏡システム 1 0 は、上記第 2 実施形態と同様の構成 (手法) により、電子画像信号伝送用の電極ピン群 (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 (超音波画像信号) の相互干渉を防止できるような工夫を施したものである。

【 0 0 3 5 】

図 1 0 に示すように、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグ 1 4 0 は、角型の嵌込凸部を有する角型のコネクタプラグからなる。コネクタプラグ 1 4 0 は、嵌込凸部の上方に左

50

右方向に並ぶ 30 個の電極ピンと、嵌込凸部の下方に左右方向に並ぶ 30 個の電極ピンとからなる合計 60 個の電極ピン 144 を有している。この 60 個の電極ピン 144 は、CCD150 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 144 A と、超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 144 B とに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群 144 A は、60 個の電極ピン 144 のうち、図 10 中の上方の右から 8 個の電極ピンと下方の右から 6 個の電極ピンの合計 14 個の電極ピンからなる。超音波画像信号伝送用の電極ピン群 144 B は、60 個の電極ピン 144 のうち、図 10 中の上方の左から 22 個の電極ピンと下方の左から 24 個の電極ピンの合計 46 個の電極ピンからなる。

【0036】

10

図 11 に示すように、共用プロセッサ 200 のコネクタソケット 210 は、角型の嵌込凹部を有する角型のコネクタソケットからなる。コネクタソケット 210 は、嵌込凹部の上方に左右方向に並ぶ 30 個の電極ピンと、嵌込凹部の下方に左右方向に並ぶ 30 個の電極ピンとからなる合計 60 個の電極ピン 214 を有している。この 60 個の電極ピン 214 は、CCD150 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 214 A と、超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 214 B とに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群 214 A は、60 個の電極ピン 214 のうち、図 11 中の上方の左から 8 個の電極ピンと下方の左から 6 個の電極ピンの合計 14 個の電極ピンからなる。超音波画像信号伝送用の電極ピン群 214 B は、60 個の電極ピン 214 のうち、図 11 中の上方の右から 22 個の電極ピンと下方の右から 24 個の電極ピンの合計 46 個の電極ピンからなる。

20

【0037】

そして本実施形態では、電子画像信号伝送用の電極ピン群 144 A (214 A) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 144 B (214 B) との間の最短隣接距離 D が、電子画像信号伝送用の電極ピン群 144 A (214 A) どちらの最短隣接距離 d_1 、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群 144 B (214 B) どちらの最短隣接距離 d_2 よりも大きく設定されている。これにより、電子画像信号伝送用の電極ピン群 144 A (214 A) (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 144 B (214 B) (超音波画像信号) の相互干渉を防止して、ノイズが無い鮮明な電子画像と超音波画像が得られ、臨床時間を短くし、患者の負担を小さくすることができる。なお、電子画像信号伝送用の電極ピン群 144 A (214 A) どちらの最短隣接距離 d_1 と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 144 B (214 B) どちらの最短隣接距離 d_2 は略同一となるように設定されている ($d_1 = d_2$)。

30

【0038】

ここで、電子画像信号伝送用の電極ピン群 144 A (214 A) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 144 B (214 B) との間の最短隣接距離 D 、電子画像信号伝送用の電極ピン群 144 A (214 A) どちらの最短隣接距離 d_1 、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群 144 B (214 B) どちらの最短隣接距離 d_2 は、次の条件式 (3) 及び (4) を満足することが好ましい。

$$(3) \quad 1.2 d_1 \leq D \leq 2.0 d_1$$

40

$$(4) \quad 1.2 d_2 \leq D \leq 2.0 d_2$$

条件式 (3) 及び (4) を満足することで、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグ 140 と共用プロセッサ 200 のコネクタソケット 210 の小型化、構造の簡単化、低コスト化を実現するとともに、電子画像信号伝送用の電極ピン群 144 A (214 A) (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 144 B (214 B) (超音波画像信号) の相互干渉を確実に防止することができる。

条件式 (3) 及び (4) の上限を上回ると、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグ 140 と共用プロセッサ 200 のコネクタソケット 210 の大型化、構造の複雑化、高コスト化を招いてしまう。

条件式 (3) 及び (4) の下限を下回ると、電子画像信号伝送用の電極ピン群 144 A

50

(2 1 4 A) (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 4 B (2 1 4 B) (超音波画像信号) が相互干渉するおそれが高くなる。

例えば、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 4 A (2 1 4 A) どうしの最短隣接距離 d_1 と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 4 B (2 1 4 B) どうしの最短隣接距離 d_2 がともに 0.7 mm であるとき、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 4 A (2 1 4 A) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 4 B (2 1 4 B) との間の最短隣接距離 D は 1 mm 以上に設定することが好ましい。

【 0 0 3 9 】

(第 4 実施形態)

図 1 2、図 1 3 を参照して、本発明の第 4 実施形態による超音波内視鏡システム 1 0 について説明する。本実施形態の超音波内視鏡システム 1 0 は、上記第 2 実施形態、第 3 実施形態とは異なる構成 (手法) により、電子画像信号伝送用の電極ピン群 (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 (超音波画像信号) の相互干渉を防止できるような工夫を施したものである。

【 0 0 4 0 】

図 1 2 に示すように、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグ 1 4 0 は、角型の嵌込凸部を有する角型のコネクタプラグからなる。コネクタプラグ 1 4 0 は、嵌込凸部の上方に左右方向に並ぶ 3 1 個の電極ピンと、嵌込凸部の下方に左右方向に並ぶ 3 1 個の電極ピンとからなる合計 6 2 個の電極ピン 1 4 5 を有している。この 6 2 個の電極ピン 1 4 5 は、C C D 1 5 0 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 5 A と、超音波プローブ 1 6 0 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 5 B とに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 5 A は、6 2 個の電極ピン 1 4 5 のうち、図 1 2 中の上方の右から 9 個の電極ピンからなる。超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 5 B は、6 2 個の電極ピン 1 4 5 のうち、図 1 2 中の上方の左から 2 2 個の電極ピンと下方の 3 1 個の電極ピンの合計 5 3 個の電極ピンからなる。

【 0 0 4 1 】

そして本実施形態では、図 1 3 に拡大して示すように、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 5 A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 5 B のうち、隣接して対向する一对の電極ピンをグランドピン 1 4 5 A G P とグランドピン 1 4 5 B G P から構成している。これにより、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 5 A (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 5 B (超音波画像信号) の相互干渉を防止して、ノイズが無い鮮明な電子画像と超音波画像が得られ、臨床時間を短くし、患者の負担を小さくすることができる。

【 0 0 4 2 】

なお、図示は省略しているが、共用プロセッサ 2 0 0 のコネクタソケット 2 1 0 は、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグ 1 4 0 に対応させて、電子画像信号伝送用の電極ピン群と超音波画像信号伝送用の電極ピン群のうち隣接して対向する一对の電極ピンをグランドピンとした電極ピン構造を有している。

【 0 0 4 3 】

(第 5 実施形態)

図 1 4 を参照して、本発明の第 5 実施形態による超音波内視鏡システム 1 0 について説明する。本実施形態の超音波内視鏡システム 1 0 は、上記第 4 実施形態と同様の構成 (手法) により、電子画像信号伝送用の電極ピン群 (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 (超音波画像信号) の相互干渉を防止できるような工夫を施したものである。

【 0 0 4 4 】

図 1 4 に示すように、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグ 1 4 0 は、角型の嵌込凸部を有する角型のコネクタプラグからなる。コネクタプラグ 1 4 0 は、嵌込凸部の上方に左右方向に並ぶ 3 1 個の電極ピンと、嵌込凸部の下方に左右方向に並ぶ 3 1 個の電極ピンと

からなる合計 62 個の電極ピン 146 を有している。この 62 個の電極ピン 146 は、C C D 150 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 146 A と、超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 146 B とに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群 146 A は、62 個の電極ピン 146 のうち、図 14 中の上方の右から 9 個の電極ピンと下方の右から 7 個の電極ピンの合計 16 個の電極ピンからなる。超音波画像信号伝送用の電極ピン群 146 B は、62 個の電極ピン 146 のうち、図 14 中の上方の左から 22 個の電極ピンと下方の左から 24 個の電極ピンの合計 46 個の電極ピンからなる。

【0045】

そして本実施形態では、電子画像信号伝送用の電極ピン群 146 A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 146 B のうち、嵌込凸部の上下において隣接して対向する二対の電極ピンをグランドピン 146 A G P とグランドピン 146 B G P から構成している。これにより、電子画像信号伝送用の電極ピン群 146 A (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 146 B (超音波画像信号) の相互干渉を防止して、ノイズが無い鮮明な電子画像と超音波画像が得られ、臨床時間を短くし、患者の負担を小さくすることができる。

10

【0046】

なお、図示は省略しているが、共用プロセッサ 200 のコネクタソケット 210 は、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグ 140 に対応させて、電子画像信号伝送用の電極ピン群と超音波画像信号伝送用の電極ピン群のうち嵌込凹部の上下において隣接して対向する二対の電極ピンをグランドピンとした電極ピン構造を有している。

20

【0047】

(第 6 実施形態)

図 15、図 16 を参照して、本発明の第 6 実施形態による超音波内視鏡システム 10 について説明する。本実施形態の超音波内視鏡システム 10 は、上記第 4 実施形態、第 5 実施形態と同様の構成(手法)により、電子画像信号伝送用の電極ピン群(電子画像信号)と超音波画像信号伝送用の電極ピン群(超音波画像信号)の相互干渉を防止できるような工夫を施したものである。

【0048】

図 15 に示すように、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグ 140 は、角型の嵌込凸部を有する角型のコネクタプラグからなる。コネクタプラグ 140 は、嵌込凸部の上方に左右方向に並ぶ 31 個の電極ピンと、嵌込凸部の下方に左右方向に並ぶ 31 個の電極ピンとからなる合計 62 個の電極ピン 147 を有している。この 62 個の電極ピン 147 は、C C D 150 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 147 A と、超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 147 B とに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群 147 A は、62 個の電極ピン 147 のうち、図 15 中の上方の左右方向の中央部近傍の 7 個の電極ピンと下方の左右方向の中央部近傍の 5 個の電極ピンの合計 12 個の電極ピンからなる。超音波画像信号伝送用の電極ピン群 147 B は、62 個の電極ピン 147 のうち、図 15 中の上方の 7 個の電子画像信号伝送用の電極ピン群 147 A を挟んで位置する 24 個の電極ピンと下方の 5 個の電子画像信号伝送用の電極ピン群 147 A を挟んで位置する 26 個の電極ピンの合計 50 個の電極ピンからなる。

30

40

【0049】

そして本実施形態では、図 16 に拡大して示すように、電子画像信号伝送用の電極ピン群 147 A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 147 B のうち、嵌込凸部の上下において隣接して対向する四対の電極ピンをグランドピン 147 A G P とグランドピン 147 B G P から構成している。これにより、電子画像信号伝送用の電極ピン群 147 A (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 147 B (超音波画像信号) の相互干渉を防止して、ノイズが無い鮮明な電子画像と超音波画像が得られ、臨床時間を短くし、患者の負担を小さくすることができる。

50

【 0 0 5 0 】

なお、図示は省略しているが、共用プロセッサ 2 0 0 のコネクタソケット 2 1 0 は、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグ 1 4 0 に対応させて、電子画像信号伝送用の電極ピン群と超音波画像信号伝送用の電極ピン群のうち嵌込凹部の上下において隣接して対向する四対の電極ピンをグランドピンとした電極ピン構造を有している。

【 0 0 5 1 】

(第 7 実施形態)

図 1 7 を参照して、本発明の第 7 実施形態による超音波内視鏡システム 1 0 について説明する。本実施形態の超音波内視鏡システム 1 0 は、上記第 6 実施形態において、上記第 2 実施形態、第 3 実施形態と同様の構成 (手法) をさらに付け加えて、電子画像信号伝送用の電極ピン群 (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 (超音波画像信号) の相互干渉をより確実に防止できるようにしたものである。

【 0 0 5 2 】

すなわち本実施形態では、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B のうち、嵌込凸部の上下において隣接して対向する四対の電極ピン (グランドピン 1 4 7 A G P とグランドピン 1 4 7 B G P) の間の最短隣接距離 D が、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 A どうしの最短隣接距離 d_1 、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B どうしの最短隣接距離 d_2 よりも大きく設定されている。図 1 7 では、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B のうち、嵌込凸部の上方において隣接して対向する二対の電極ピン (グランドピン 1 4 7 A G P とグランドピン 1 4 7 B G P) のみを描いている。これにより、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 A (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B (超音波画像信号) の相互干渉を防止して、ノイズが無い鮮明な電子画像と超音波画像が得られ、臨床時間を短くし、患者の負担を小さくすることができる。なお、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 A どうしの最短隣接距離 d_1 と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B どうしの最短隣接距離 d_2 は略同一となるように設定されている ($d_1 = d_2$)。

【 0 0 5 3 】

ここで、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 A (グランドピン 1 4 7 A G P) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B (グランドピン 1 4 7 B G P) との間の最短隣接距離 D 、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 A どうしの最短隣接距離 d_1 、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B どうしの最短隣接距離 d_2 は、次の条件式 (5) 及び (6) を満足することが好ましい。

$$(5) \quad 1.2 d_1 \leq D \leq 2.0 d_1$$

$$(6) \quad 1.2 d_2 \leq D \leq 2.0 d_2$$

条件式 (5) 及び (6) を満足することで、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグ 1 4 0 と共用プロセッサ 2 0 0 のコネクタソケット 2 1 0 の小型化、構造の簡単化、低コスト化を実現するとともに、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 A (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B (超音波画像信号) の相互干渉を確実に防止することができる。

条件式 (5) 及び (6) の上限を上回ると、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグ 1 4 0 と共用プロセッサ 2 0 0 のコネクタソケット 2 1 0 の大型化、構造の複雑化、高コスト化を招いてしまう。

条件式 (5) 及び (6) の下限を下回ると、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B (超音波画像信号) が相互干渉するおそれが高くなる。

例えば、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 A どうしの最短隣接距離 d_1 と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B どうしの最短隣接距離 d_2 がともに 0.7 mm であるとき、電子画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 A (グランドピン 1 4 7 A G P) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 1 4 7 B (グランドピン 1 4 7 B G P) との間の最短隣接

距離 D は 1 mm 以上に設定することが好ましい。

【 0 0 5 4 】

なお、図示は省略しているが、共用プロセッサ 200 のコネクタソケット 210 は、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグ 140 に対応させて、電子画像信号伝送用の電極ピン群と超音波画像信号伝送用の電極ピン群のうち、嵌込凹部の上下において隣接して対向する四対の電極ピン（グランドピン）の間の最短隣接距離が、電子画像信号伝送用の電極ピン群どうしの最短隣接距離、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群どうしの最短隣接距離よりも大きくなるように設定されている。

【 0 0 5 5 】

（第 8 実施形態）

図 18 を参照して、本発明の第 8 実施形態による超音波内視鏡システム 10 について説明する。本実施形態の超音波内視鏡システム 10 は、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグと共用プロセッサ 200 のコネクタソケットを丸型のコネクタプラグとコネクタソケットから構成した場合において、上記第 2 実施形態、第 3 実施形態と同様の構成（手法）を適用したものである。

【 0 0 5 6 】

図 18 に示すように、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグと共用プロセッサ 200 のコネクタソケットは、円筒（円柱）形状の嵌込接続部を有しており、この嵌込接続部に、矩形状に配列された多数の電極ピン 400 が形成されている。この多数の電極ピン 400 は、CCD 150 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 400 A と、超音波プローブ 160 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 400 B とに区画されている。

【 0 0 5 7 】

そして本実施形態では、電子画像信号伝送用の電極ピン群 400 A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 400 B との間の最短隣接距離 D が、電子画像信号伝送用の電極ピン群 400 A どうしの最短隣接距離 d_1 、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群 400 B どうしの最短隣接距離 d_2 よりも大きく設定されている。これにより、電子画像信号伝送用の電極ピン群 400 A（電子画像信号）と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 400 B（超音波画像信号）の相互干渉を防止して、ノイズが無い鮮明な電子画像と超音波画像が得られ、臨床時間を短くし、患者の負担を小さくすることができる。なお、電子画像信号伝送用の電極ピン群 400 A どうしの最短隣接距離 d_1 と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 400 B どうしの最短隣接距離 d_2 は略同一となるように設定されている（ $d_1 = d_2$ ）。

【 0 0 5 8 】

ここで、電子画像信号伝送用の電極ピン群 400 A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 400 B との間の最短隣接距離 D 、電子画像信号伝送用の電極ピン群 400 A どうしの最短隣接距離 d_1 、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群 400 B どうしの最短隣接距離 d_2 は、次の条件式（7）及び（8）を満足することが好ましい。

$$(7) \quad 1.2 d_1 \leq D \leq 2.0 d_1$$

$$(8) \quad 1.2 d_2 \leq D \leq 2.0 d_2$$

条件式（7）及び（8）を満足することで、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグと共用プロセッサ 200 のコネクタソケットの小型化、構造の簡単化、低コスト化を実現するとともに、電子画像信号伝送用の電極ピン群 400 A（電子画像信号）と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 400 B（超音波画像信号）の相互干渉を確実に防止することができる。

条件式（7）及び（8）の上限を上回ると、超音波内視鏡 100 のコネクタプラグと共用プロセッサ 200 のコネクタソケットの大型化、構造の複雑化、高コスト化を招いてしまう。

条件式（7）及び（8）の下限を下回ると、電子画像信号伝送用の電極ピン群 400 A（電子画像信号）と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 400 B（超音波画像信号）が相

10

20

30

40

50

互干渉するおそれが高くなる。

例えば、電子画像信号伝送用の電極ピン群 4 0 0 A とうしの最短隣接距離 d_1 と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 4 0 0 B とうしの最短隣接距離 d_2 がともに 0 . 7 mm であるとき、電子画像信号伝送用の電極ピン群 4 0 0 A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 4 0 0 B との間の最短隣接距離 D は 1 mm 以上に設定することが好ましい。

【 0 0 5 9 】

(第 9 実施形態)

図 1 9 を参照して、本発明の第 9 実施形態による超音波内視鏡システム 1 0 について説明する。本実施形態の超音波内視鏡システム 1 0 は、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグと共用プロセッサ 2 0 0 のコネクタソケットを丸型のコネクタプラグとコネクタソケットから構成した場合において、上記第 4 実施形態、第 5 実施形態、第 6 実施形態と同様の構成 (手法) を適用したものである。

【 0 0 6 0 】

超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグと共用プロセッサ 2 0 0 のコネクタソケットは、円筒 (円柱) 形状の嵌込接続部を有しており、この嵌込接続部に、矩形状に配列された多数の電極ピン 4 0 0 を有している。この多数の電極ピン 4 0 0 は、C C D 1 5 0 が取得した電子画像信号を伝送するための電子画像信号伝送用の電極ピン群 4 0 0 A と、超音波プローブ 1 6 0 が取得した超音波画像信号を伝送するための超音波画像信号伝送用の電極ピン群 4 0 0 B とに区画されている。

【 0 0 6 1 】

そして本実施形態では、電子画像信号伝送用の電極ピン群 4 0 0 A と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 4 0 0 B のうち隣接して対向する電極ピン群をグランドピン 4 0 0 A G P とグランドピン 4 0 0 B G P から構成している。これにより、電子画像信号伝送用の電極ピン群 4 0 0 A (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 4 0 0 B (超音波画像信号) の相互干渉を防止して、ノイズが無い鮮明な電子画像と超音波画像が得られ、臨床時間を短くし、患者の負担を小さくすることができる。

【 0 0 6 2 】

(第 1 0 実施形態)

図 2 0 を参照して、本発明の第 1 0 実施形態による超音波内視鏡システム 1 0 について説明する。本実施形態の超音波内視鏡システム 1 0 は、超音波内視鏡 1 0 0 のコネクタプラグと共用プロセッサ 2 0 0 のコネクタソケットを丸型のコネクタプラグとコネクタソケットから構成した場合において、上記第 7 実施形態と同様の構成 (手法) を適用したものであり、上記第 8 実施形態と第 9 実施形態とを組み合わせたものに相当する。本実施形態の超音波内視鏡システム 1 0 によれば、電子画像信号伝送用の電極ピン群 (電子画像信号) と超音波画像信号伝送用の電極ピン群 (超音波画像信号) の相互干渉をより確実に防止することができる。

【 0 0 6 3 】

以上の第 1 実施形態 - 第 1 0 実施形態では、超音波内視鏡 1 0 0 にコネクタプラグ 1 4 0 を設け、共用プロセッサ 2 0 0 にコネクタソケット 2 1 0 を設けた場合を例示して説明したが、この位置関係を逆にして、超音波内視鏡にコネクタソケットを設け、共用プロセッサにコネクタプラグを設ける態様も可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 4 】

1 0 超音波内視鏡システム

1 0 0 超音波内視鏡

1 1 0 把持操作部

1 1 2 フリーズ操作スイッチ

1 1 4 キャプチャ操作スイッチ

1 2 0 体内挿入部

1 2 2 先端硬性部

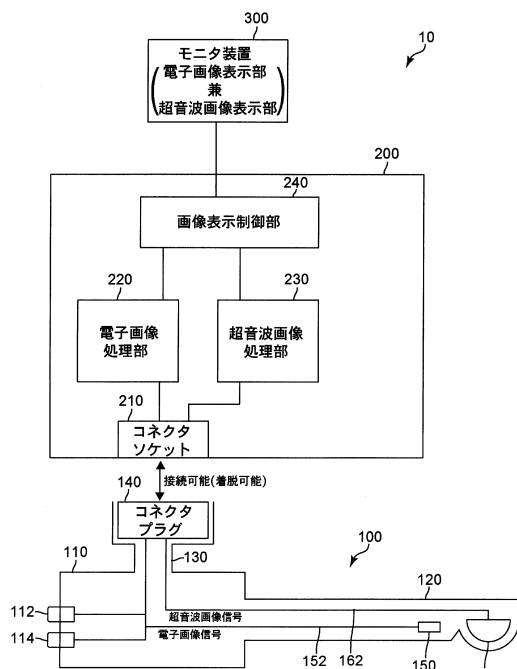
1 2 4	湾曲部	
1 2 6	可撓管部	
1 3 0	ユニバーサルチューブ	
1 4 0	コネクタプラグ	
1 4 1	ライトガイドスリーブ	
1 4 2	電極ピン	
1 4 2 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 2 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 3	電極ピン	
1 4 3 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	10
1 4 3 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 4	電極ピン	
1 4 4 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 4 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 5	電極ピン	
1 4 5 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 5 A G P	グラウンドピン	
1 4 5 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 5 B G P	グラウンドピン	
1 4 6	電極ピン	20
1 4 6 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 6 A G P	グラウンドピン	
1 4 6 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 6 B G P	グラウンドピン	
1 4 7	電極ピン	
1 4 7 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 7 A G P	グラウンドピン	
1 4 7 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 7 B G P	グラウンドピン	
1 5 0	C C D (撮像素子)	30
1 5 2	電子画像信号伝送ケーブル	
1 6 0	超音波プローブ (超音波素子)	
1 6 2	超音波画像信号伝送ケーブル	
2 0 0	単一の共用プロセッサ	
2 1 0	コネクタソケット	
2 1 1	ライトガイドスリーブ挿入孔	
2 1 2	電極ピン	
2 1 2 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
2 1 2 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
2 1 3	電極ピン	40
2 1 3 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
2 1 3 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
2 1 4	電極ピン	
2 1 4 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
2 1 4 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
2 2 0	電子画像処理部	
2 3 0	超音波画像処理部	
2 4 0	画像表示制御部	
2 5 0	フロント操作パネル	
3 0 0	モニタ装置 (電子画像表示部、超音波画像表示部)	50

4 0 0 電極ピン

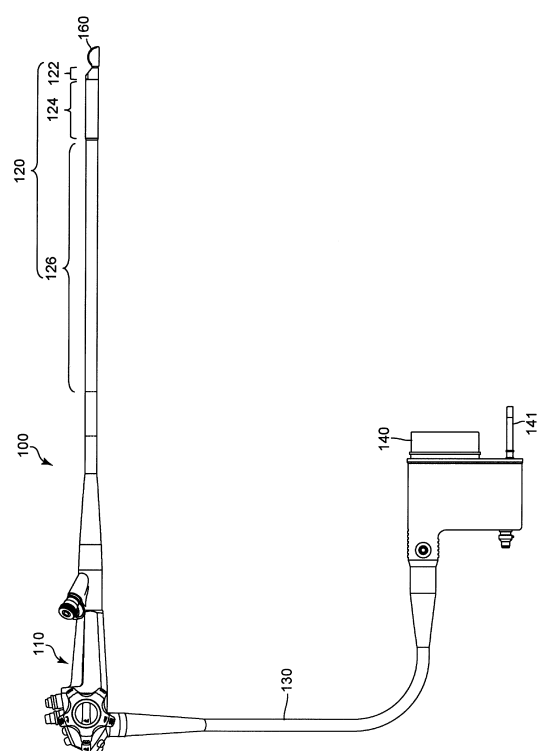
4 0 0 A 電子画像信号伝送用の電極ピン群

4 0 0 B 超音波画像信号伝送用の電極ピン群

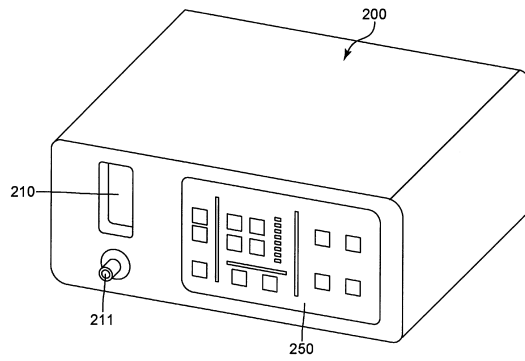
【図 1】



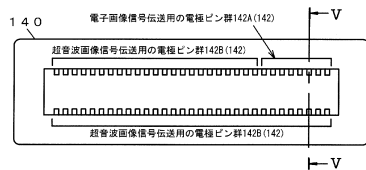
【図 2】



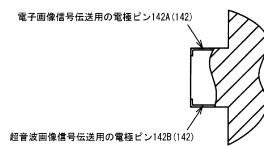
【図 3】



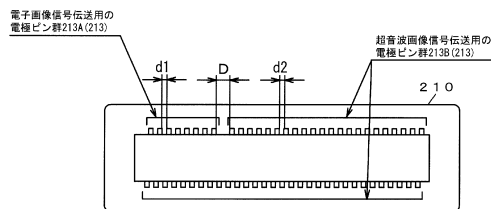
【図 4】



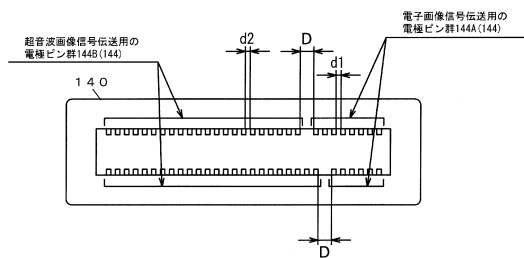
【図 5】



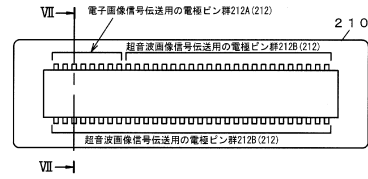
【図 9】



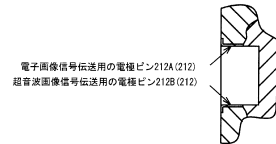
【図 10】



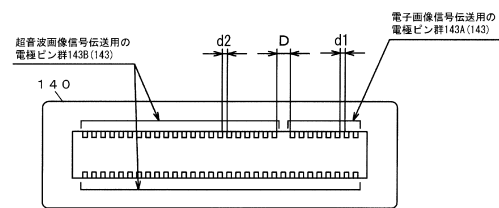
【図 6】



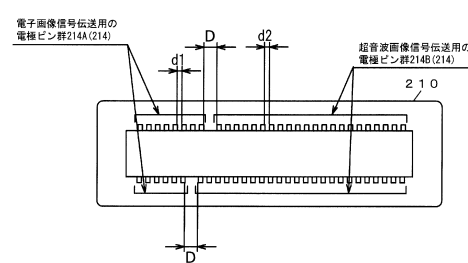
【図 7】



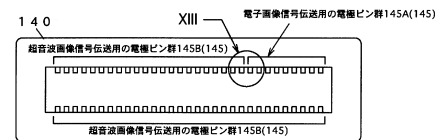
【図 8】



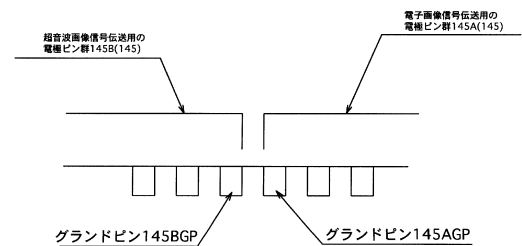
【図 11】



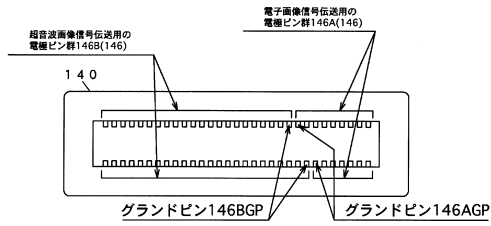
【図 12】



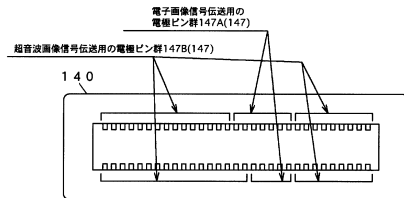
【図 13】



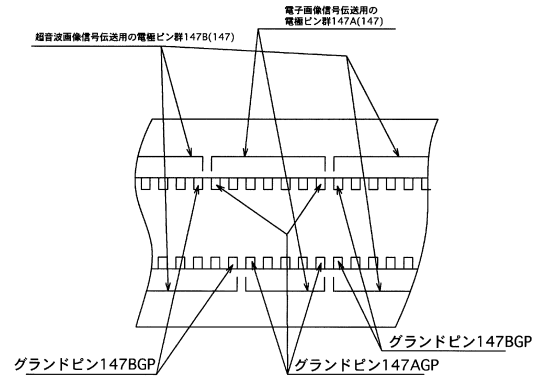
【図 14】



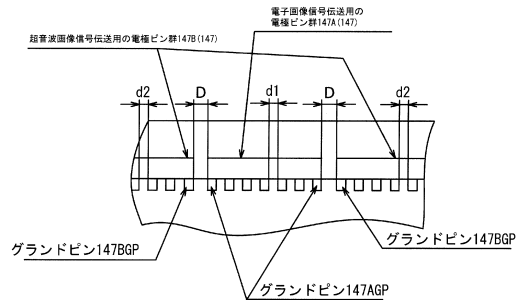
【図 15】



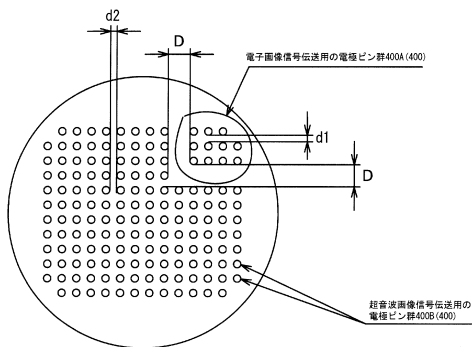
【図 16】



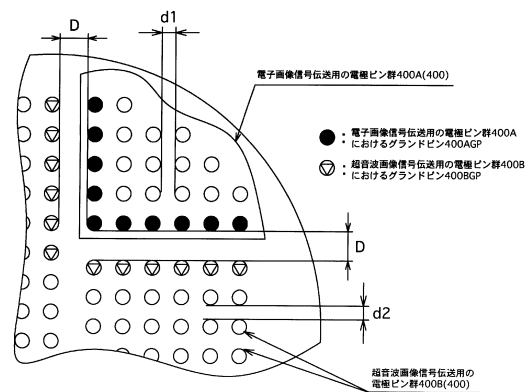
【図 17】



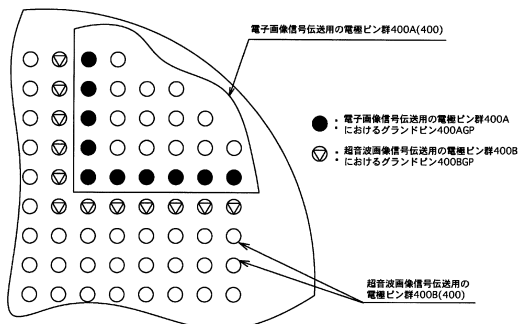
【図 18】



【図 20】



【図 19】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭63-264047(JP,A)
特開平05-042156(JP,A)
米国特許第04869256(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6328988B2	公开(公告)日	2018-05-23
申请号	JP2014088846	申请日	2014-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	樽本哲也		
发明人	樽本 哲也		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/GA02 4C601/GD18		
代理人(译)	三浦邦夫		
其他公开文献	JP2015205113A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了获得能够实现包括超声波内窥镜在内的整个系统的小型化，结构的简化以及成本降低的超声波内窥镜系统。单个共享处理器，电子图像处理单元进行的电子图像显示单元上显示进行电子图像处理由所述成像装置的电子图像信号被获取，获得超声波图像信号的超声波元件以及超声波图像处理单元，其执行超声波图像处理并将其显示在超声波图像显示单元上。超声波内窥镜和单个公共处理器中的一个和另一个设置有可拆卸的单连接器插头，用于传输由成像装置获取的电子图像信号和由超声元件获取的超声图像信号并提供一个连接器插座。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6328988号 (P6328988)
(45) 発行日 平成30年5月23日(2018.5.23)	(24) 登録日 平成30年4月27日(2018.4.27)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 2 (2006.01)	F I A 6 1 B 8 / 1 2	
請求項の数 5 (全 20 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-88846(P2014-88846)	(73) 特許権者 000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号	
(22) 出願日 平成26年4月23日(2014.4.23)		
(65) 公開番号 特開2015-205113(P2015-205113A)	(74) 代理人 100083286 弁理士 三浦 邦夫	
(43) 公開日 平成27年11月19日(2015.11.19)	(74) 代理人 100166408 弁理士 三浦 邦陽	
審査請求日 平成28年12月15日(2016.12.15)	(72) 発明者 樽本 哲也 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O Y A 株式会社内	
	審査官 富永 昌彦	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡システム		