

(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. F1
A61B 8/12 (2006.01) A61B 8/12

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)	(74) 代理人	100083286 弁理士 三浦 邦夫
(65) 公開番号	特開2015-205113 (P2015-205113A)	(74) 代理人	100166408 弁理士 三浦 邦陽
(43) 公開日	平成27年11月19日(2015.11.19)	(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
審査請求日	平成28年12月15日(2016.12.15)	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；

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d1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d2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；

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d1及

10

20

30

40

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。

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

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

【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ず、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。

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

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

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

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を通して、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出射される。

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。CCD150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】

CCD150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、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、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、CCD150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（CCD150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

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

10

20

30

40

50

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 ($d_1 \approx d_2$)。

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

$$(1) \quad 1 . 2 d_1 \leq D \leq 2 . 0 d_1$$

$$(2) \quad 1 . 2 d_2 \leq D \leq 2 . 0 d_2$$

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144A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144Bとに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群144A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144B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】

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214A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214Bとに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群214A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214B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。

【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144A(214A)と超音波画像信号伝送用の電極ピン群144B(214B)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144A(214A)どうしの最短隣接距離d1、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群144B(214B)どうしの最短隣接距離d2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144A(214A)(電子画像信号)と超音波画像信号伝送用の電極ピン群144B(214B)(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144A(214A)どうしの最短隣接距離d1と超音波画像信号伝送用の電極ピン群144B(214B)どうしの最短隣接距離d2は略同一となるように設定されている(d1=d2)。

【0038】

ここで、電子画像信号伝送用の電極ピン群144A(214A)と超音波画像信号伝送用の電極ピン群144B(214B)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144A(214A)どうしの最短隣接距離d1、及び、超音波画像信号伝送用の電極ピン群144B(214B)どうしの最短隣接距離d2は、次の条件式(3)及び(4)を満足することが好ましい。

$$(3) \quad 1.2d1 \leq D \leq 2.0d1$$

$$(4) \quad 1.2d2 \leq D \leq 2.0d2$$

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144A(214A)(電子画像信号)と超音波画像信号伝送用の電極ピン群144B(214B)(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144A

10

20

30

40

50

(214A)(電子画像信号)と超音波画像信号伝送用の電極ピン群144B(214B)(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144A(214A)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144B(214B)どうしの最短隣接距離 d_2 がともに0.7mmであるとき、電子画像信号伝送用の電極ピン群144A(214A)と超音波画像信号伝送用の電極ピン群144B(214B)との間の最短隣接距離 D は1mm以上に設定することが好ましい。

【0039】

(第4実施形態)

図12、図13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。

10

【0040】

図12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145を有している。この62個の電極ピン145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145A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145Bとに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群145Aは、62個の電極ピン145のうち、図12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145Bは、62個の電極ピン145のうち、図12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。

20

【0041】

そして本実施形態では、図13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145Aと超音波画像信号伝送用の電極ピン群145B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145AGPとグランドピン145BGP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145A(電子画像信号)と超音波画像信号伝送用の電極ピン群145B(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。

30

【0042】

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。

【0043】

(第5実施形態)

図14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。

40

【0044】

図14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

50

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、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146A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146Bとに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群146A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146B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146Aと超音波画像信号伝送用の電極ピン群146B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146AGPとグランドピン146BGP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146A（電子画像信号）と超音波画像信号伝送用の電極ピン群146B（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、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147A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147Bとに区画されている。電子画像信号伝送用の電極ピン群147A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147B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147A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147A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147Aと超音波画像信号伝送用の電極ピン群147B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147AGPとグランドピン147BGP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147A（電子画像信号）と超音波画像信号伝送用の電極ピン群147B（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

10

20

30

40

50

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（ $d_1 \approx d_2$ ）。

【 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400Aどうしの最短隣接距離d1と超音波画像信号伝送用の電極ピン群400Bどうしの最短隣接距離d2がともに0.7mmであるとき、電子画像信号伝送用の電極ピン群400Aと超音波画像信号伝送用の電極ピン群400Bとの間の最短隣接距離Dは1mm以上に設定することが好ましい。

【0059】

(第9実施形態)

図19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。

【0060】

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を有している。この多数の電極ピン400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400A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400Bとに区画されている。

【0061】

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400Aと超音波画像信号伝送用の電極ピン群400Bのうち隣接して対向する電極ピン群をグランドピン400AGPとグランドピン400BGP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400A(電子画像信号)と超音波画像信号伝送用の電極ピン群400B(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。

【0062】

(第10実施形態)

図20を参照して、本発明の第10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10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。

【0063】

以上の第1実施形態 - 第10実施形態では、超音波内視鏡100にコネクタプラグ140を設け、共用プロセッサ200にコネクタソケット210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】

【0064】

10 超音波内視鏡システム

100 超音波内視鏡

110 把持操作部

112 フリーズ操作スイッチ

114 キャプチャ操作スイッチ

120 体内挿入部

122 先端硬性部

10

20

30

40

50

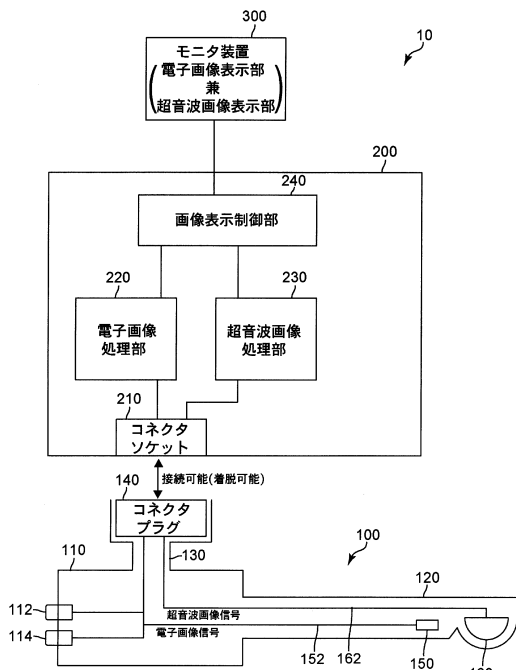
1 2 4	湾曲部	
1 2 6	可撓管部	
1 3 0	ユニバーサルチューブ	
1 4 0	コネクタプラグ	
1 4 1	ライトガイドスリーブ	
1 4 2	電極ピン	
1 4 2 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 2 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 3	電極ピン	
1 4 3 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	10
1 4 3 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 4	電極ピン	
1 4 4 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 4 B	超音波画像信号伝送用の電極ピン群	
1 4 5	電極ピン	
1 4 5 A	電子画像信号伝送用の電極ピン群	
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

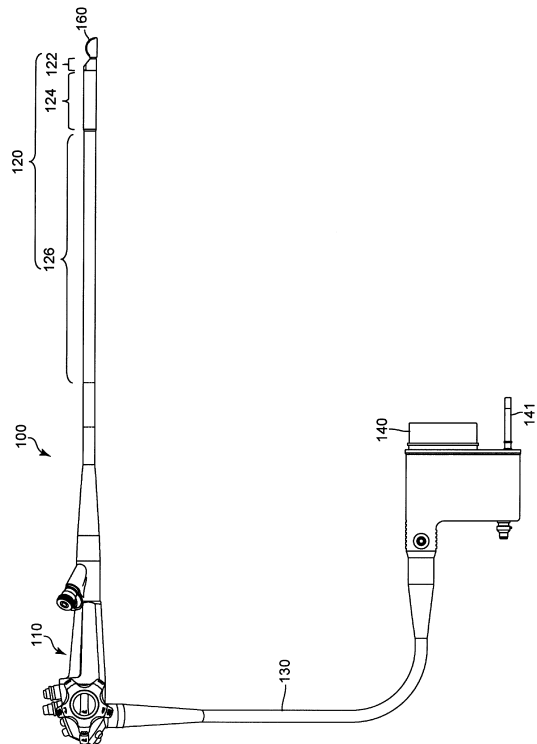
4 0 0 A 電子画像信号伝送用の電極ピン群

4 0 0 B 超音波画像信号伝送用の電極ピン群

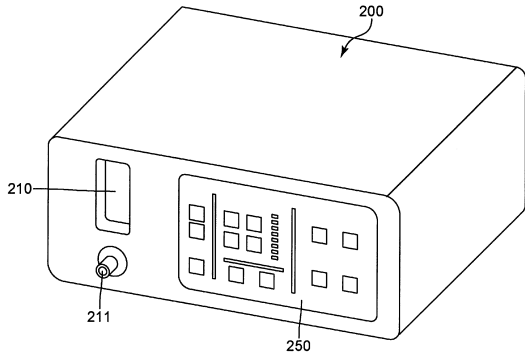
【 図 1 】



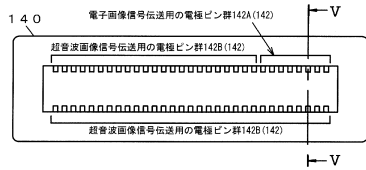
【 図 2 】



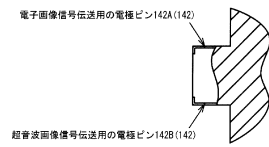
【図3】



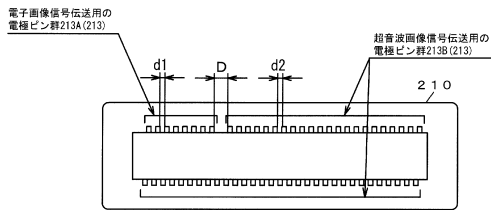
【図4】



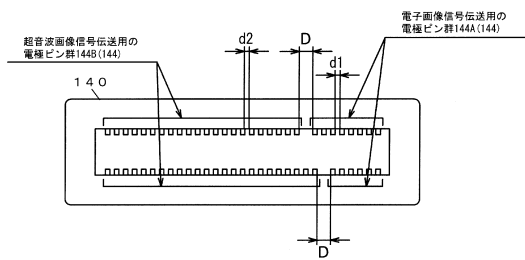
【図5】



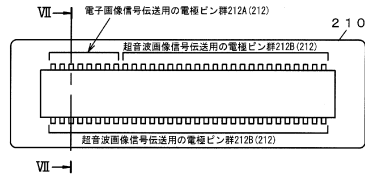
【図9】



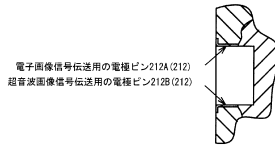
【図10】



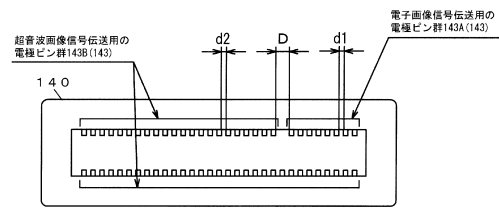
【図6】



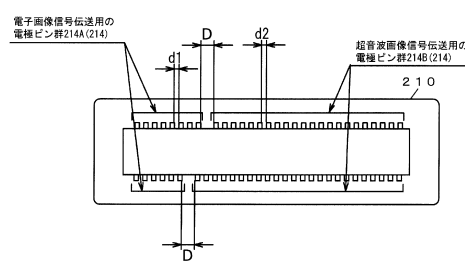
【図7】



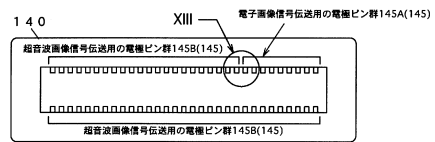
【図8】



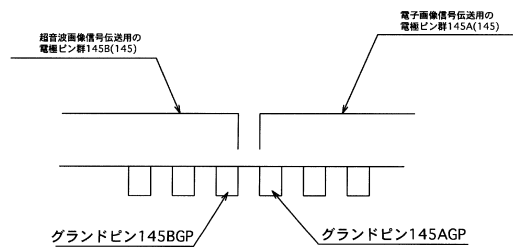
【図11】



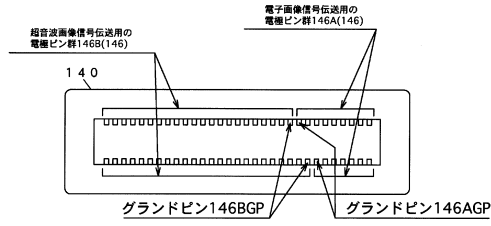
【図12】



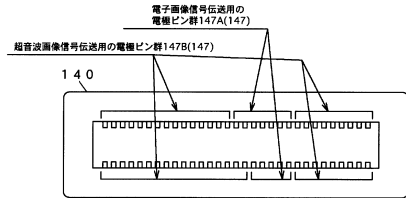
【図13】



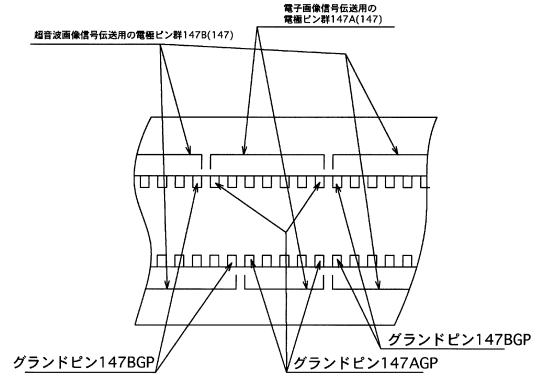
【図14】



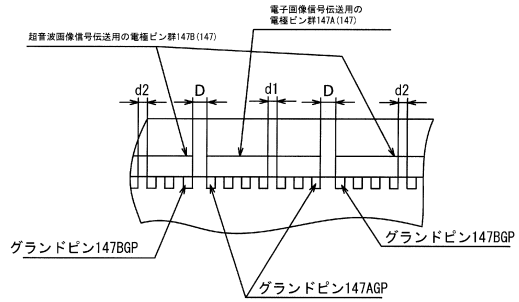
【図15】



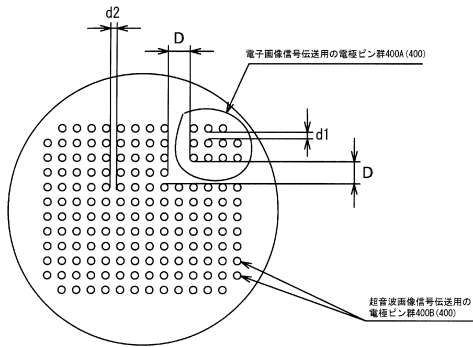
【図16】



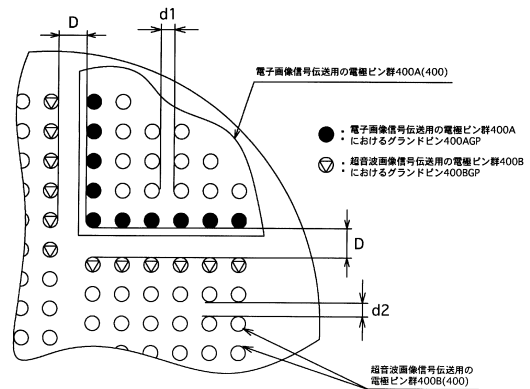
【図17】



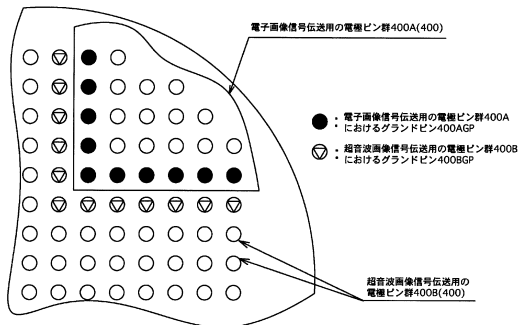
【図18】



【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获取的电子图像信号，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. A61B 8/12 (2006.01)	F I A61B 8/12	
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 HOYA株式会社	
(22) 出願日 平成26年4月23日(2014.4.23)	東京都新宿区西新宿六丁目10番1号	
(65) 公開番号 特願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 HOYA株式会社内	
	審査官 高永 昌彦	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡システム		