(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3565851号
(P3565851)
(45)発行日　平成16年9月15日(2004.9.15)　(24)登録日　平成16年6月18日(2004.6.18)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 5/00　A61B 5/00　101K
A61B 10/00　A61B 10/00　E

請求項の数 53　(全 23 頁)

(21)出願番号　特願平6-516336
(86)(22)出願日　平成6年1月18日(1994.1.18)
(65)公表番号　特表平8-510393
(43)公表日　平成8年11月5日(1996.11.5)
(86)国際出願番号　PCT/US1994/000542
(87)国際公開番号　WO1994/015531
(87)国際公開日　平成6年7月21日(1994.7.21)
審査請求日　平成13年1月18日(2001.1.18)
(31)優先権主張番号　104423
(32)優先日　平成5年1月18日(1993.1.18)
(33)優先権主張国　イスラエル(IL)

(73)特許権者
オプガル・オプトロニク・インダストリーズ・リミテツド
イスラエル・カルミール２０１０１・インダストリアル　ゾーン・ピーオーボツクス４６２
(74)代理人
弁理士　小田島　平吉
(74)代理人
弁理士　小田嶋　平吾
(72)発明者　ズツカー，メナケム・エス
イスラエル・２６３８２キルヤトモツキン・エイラトストリート１２エイ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】赤外血管造影システム

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
赤外血管造影システムに於いて、赤外及び可視範囲の光学組立体と赤外及び可視範囲の検出器とを備える容易に転置可能なカメラを具備しており、該赤外光学組立体は、物体に垂直な線に関して実質的に±45度の角度範囲内の該物体の赤外画像を最小歪みで受信及び送信するために高感度であり、該赤外範囲検出器は実質的に８から12マイクロメートルの間の赤外波長範囲で、前記光学組立体から送信される赤外画像を検出し、それを第１セットの連続電気出力信号に変換しており、該カメラは又前記第１セットの出力信号をデジタル化し、それらを第１セットの連続デジタル化ビデオ画像フレーム又は連続するその部分に変換するために前記赤外範囲検出器に結合された第１ビデオ結像装置を備えており、該可視範囲光学組立体は前記赤外光学組立体と協調して可視画像を受信及び送信しそして前記物体に関して視野を有しており、該視野は少なくとも前記赤外組立体の視野を覆っており、該可視範囲検出器は該送信された可視画像を第２セットの連続電気出力信号に変換しており、該カメラは更に前記第２セットの連続電気出力信号を第２セットの連続デジタル化ビデオ画像フレーム又は連続するその部分にデジタル化するために前記可視範囲検出器に結合された第２ビデオ結像装置と、前記第１及び第２の連続ビデオフレーム又は連続するビデオフレームの部分を受信してそれらを処理し、第１及び第２セットの高度ビデオ画像を形成するよう適合され前記第１及び第２結像装置に結合された画像プロセサーと、そして操作者に該赤外画像と前記物体の該可視画像との相関を容易に取らせるために、前記画像プロセサーに結合された表示装置に前記セットの高度ビデオ画像の何れか又は両方を経

路指定するように、前記画像プロセサーに結合された切り換え装置とを備えていることを特徴とする赤外血管造影システム。

【請求項２】

請求項１のシステムが更に、前記カメラに据え付けられた転置ハンドルを設けられており、前記切り換え装置は前記ハンドルにより担われ、前記ハンドルとの接触又は接触なしの検出時の切り換え目的用に作動可能であることを特徴とするシステム。

【請求項３】

請求項２のシステムに於いて、前記切り換え装置はマイクロスイッチの形式であることを特徴とするシステム。

【請求項４】

請求項２のシステムに於いて、前記切り換え装置は光学スイッチであることを特徴とするシステム。

【請求項５】

請求項１又は２のシステムに於いて、前記可視範囲検出器と、前記第２ビデオ結像装置とそして前記可視範囲光学組立体の少なくとも１部分はビデオカメラに包含されることを特徴とするシステム。

【請求項６】

請求項５のシステムにに於いて、前記ビデオカメラはCCDカメラであることを特徴とするシステム。

【請求項７】

請求項１のシステムに於いて、前記切り換え装置がキーボード動作されることを特徴とするシステム。

【請求項８】

請求項１のシステムに於いて、前記切り換え装置が音声動作されることを特徴とするシステム。

【請求項９】

請求項１のシステムに於いて、前記光学組立体が各々自動焦点組立体を設けられていることを特徴とするシステム。

【請求項１０】

請求項９のシステムに於いて、該赤外光学組立体の該自動焦点組立体は該可視範囲光学組立体の自動焦点組立体に従属されることを特徴とするシステム。

【請求項１１】

請求項１のシステムに於いて、前記表示装置は、前記熱範囲表示ゾーンが可視範囲表示ゾーン内に完全に位置する様にそれぞれ熱及び可視範囲表示ゾーンとして前記セットの高度ビデオ画像を表示することを特徴とするシステム。

【請求項１２】

請求項11のシステムに於いて、前記熱範囲表示ゾーンは該可視範囲表示ゾーン内でマーキングにより画定されることを特徴とするシステム。

【請求項１３】

請求項11のシステムに於いて、前記熱範囲表示ゾーンと前記可視範囲表示ゾーンはカメラの位置に独立に相互に対し実質的に一定の空間関係を維持することを特徴とするシステム。

【請求項１４】

請求項13のシステムに於いて、該熱的範囲表示ゾーンと該可視範囲表示ゾーンは共通中心を有することを特徴とするシステム。

【請求項１５】

請求項１のシステムに於いて、前記光学組立体は光学部品を共通に有することを特徴とするシステム。

【請求項１６】

請求項15のシステムに於いて、ビームスプリッター組立体が前記光学部品の中に含まれて

おり、赤外及び可視範囲成分を含む放射を受信するよう適合されており、該ビームスプリッターは前記受信放射を該赤外組立体に向けられる赤外成分と該可視範囲組立体に向けられる可視範囲成分とに分離するよう適合されていることを特徴とするシステム。

【請求項１７】

請求項１のシステムが更に、予め決められた可視及び赤外波長範囲の他の放射波長範囲を濾波するためにフイルターを具備することを特徴とするシステム。

【請求項１８】

請求項１のシステムに於いて、該赤外光学組立体は該物体から実質的に0.3mから100mの範囲で隔てられよう適合された赤外レンズを有しており、そして前記赤外範囲検出器へ送信される該赤外画像を高度化するために第１自動焦点組立体が更に設けられていることを特徴とするシステム。

【請求項１９】

請求項18のシステムに於いて、前記可視範囲光学組立体が更に第２自動焦点組立体を有することを特徴とするシステム。

【請求項２０】

請求項19のシステムに於いて、前記第１自動焦点組立体が該第２に従属されることを特徴とするシステム。

【請求項２１】

請求項１のシステムが更に、補助的携帯式探針を具備しておりそれは前記探針に近く隣接する前記物体の部位の赤外画像を検分し送信するためであり、そして該システムは、筐体と、前記筐体内に窓を形成し、前記部位に関して並置されるよう適合された少なくとも１つの更に他の赤外レンズと、前記窓から遠隔の前記筐体内に配置された第１端部部分を有しそして前記赤外範囲検出器に関して並置された第２の反対端部部分を有する光フアイバー組立体と、そして前記筐体内に配置され、前記光フアイバー組立体の前記第１端部部分上に前記窓により送信された赤外画像を投射するよう適合された光学システムとを具備することを特徴とするシステム。

【請求項２２】

請求項21のシステムに於いて、前記補助的携帯式探針が、その前部端部に赤外窓を有する管状筐体を備える長い、実質的に円筒形の探針の形式であることを特徴とするシステム。

【請求項２３】

請求項21のシステムに於いて、前記補助的携帯式探針が更に、該筐体から突出する光フアイバーの束上での該画像の合焦のために役立つレンズシステムを備えることを特徴とするシステム。

【請求項２４】

請求項23のシステムに於いて、該束の反対端部部分が、カメラ筐体内の適当な位置への容易で、レリース可能な結合を実現する手段を設けられたカプリングユニットに固定されていることを特徴とするシステム。

【請求項２５】

請求項21のシステムに於いて、前記赤外画像が、各々が、前記束の別個のフアイバーを経由して送信される複数のピクチャー要素を有することを特徴とするシステム。

【請求項２６】

請求項21のシステムに於いて、該補助的探針が外科医にいろいろな方向から画像を検分することを可能にする幾つかの赤外窓を設けられていることを特徴とするシステム。

【請求項２７】

請求項23のシステムに於いて、該探針が、離散画像信号の比較的限られた数の光フアイバー上への投射を実現するためにスキャナー組立体を設けられており、そにより光フアイバーの束の寸法を減ずることを特徴とするシステム。

【請求項２８】

請求項21のシステムに於いて、該探針が更に自動焦点機構を設けられていることを特徴とするシステム。

【請求項２９】
請求項１のシステムに於いて、前記不良セル補償器がExtending Soble Filter技術を組み込むことを特徴とするシステム。
【請求項３０】
請求項１のシステムが更に、前記赤外範囲検出器内に含まれる不良セルから起こる少なくとも１つのピクチャー要素に補償値を割り当てるための不良セル補償器を具備しており、該補償値が該不良セルの近接部に於ける非不良セルから起こる少なくとも１つのピクチャー要素値に基づいて決定されることを特徴とするシステム。
【請求項３１】
請求項30のシステムに於いて、前記不良セル補償器が双一次変換技術を組み込むことを特徴とするシステム。
【請求項３２】
請求項１のシステムに於いて、前記赤外光学組立体が500mmの焦点距離でZnS又はGeからできたレンズを含むことを特徴とするシステム。
【請求項３３】
請求項１のシステムに於いて、前記赤外検出器手段が赤外セルの線形又は２次元の検出器配列を具備することを特徴とするシステム。
【請求項３４】
請求項33のシステムに於いて、各個別検出器セルがMCT合金から作られることを特徴とするシステム。
【請求項３５】
請求項１のシステムが更に、コンソール部材と容易に転置可能なカメラ組立体部材とを具備しており、前記カメラ組立体部材は少なくとも前記赤外及び可視範囲光学組立体と赤外範囲検出器とを備えており、そしてこの場合前記コンソール部材は少なくとも前記画像プロセサーと、そして前記第１及び第２ビデオ結像装置とそして前記部材の一方又は他方に配置され、該赤外範囲検出器を本質的に固定された温度に連続的に維持するよう適合された、冷却ユニットとを備えており、該システムは更に、前記コンソール部材を前記カメラ組立体部材に結合するための機械的カプラーと前記部材の成分構成要素を一体に結合するための電気及び／又は光学カプラーを具備することを特徴とするシステム。
【請求項３６】
請求項35のシステムに於いて、該コンソールと該カメラ組立体は各々輸送手段を据え付けられ、取り外し可能なカプリングの形式で相互に機械的に結合され、これにより該カメラ組立体は前記コンソールから独立して輸送可能であることを特徴とするシステム。
【請求項３７】
請求項35のシステムに於いて、前記冷却ユニットは前記カメラ組立体内に配置された閉ループ冷却ユニットであることを特徴とするシステム。
【請求項３８】
請求項１のシステムが更に、前記第１及び第２セットの高度化ビデオフレームを受信し、記録するよう適合されたビデオレコーダを具備することを特徴とするシステム。
【請求項３９】
赤外血管造影システムに於いて、カメラ筐体を備えそして物体への法線に関して実質的に±45度の角度範囲内で物体の赤外画像を最小の歪みで受信し、送信するための高感度の赤外光学組立体と、実質的に８から12マイクロメートルの間の赤外波長範囲で前記光学組立体から送信される赤外画像を検出し、それを連続する電気出力信号に変換するための赤外範囲検出器と、前記出力信号をデジタル化しそれらを連続するデジタル化されたビデオ画像フレーム又は連続するその部分に変換するために前記赤外範囲検出器に結合されたビデオ結像装置と、それらを処理し、高度ビデオ画像を形成するために該連続するビデオフレーム又は連続するビデオフレームの部分を受信するために前記結像装置に結合された画像プロセサーとそして前記画像プロセサーに結合された表示装置とを備える容易に転置可能な赤外カメラを具備しており、

該システムは更に、補助的携帯式探針を具備しており、それは前記探針に近く隣接する前記物体の部位の赤外画像を検分し、送信するためであり、そこでは前記探針は筐体と、前記筐体内に窓を形成し前記部位に関し並置されるよう適合された少なくとも１つの更なる赤外レンズと、前記窓から遠隔の前記筐体内に配置された第１の端部部分を有し、前記赤外範囲検出器に関し並置された第２の反対の端部部分を有する光ファイバー組立体とそして前記筐体内に配置され、送信された赤外画像を前記窓により前記光ファイバー組立体の前記第１端部部分上に投射するよう適合された光学システムとを備えることを特徴とするシステム。

【請求項４０】

請求項39のシステムに於いて、前記補助的携帯式探針はその前部端部に赤外窓を有する管状の筐体を備える長い、実質的に円筒形の探針の形式であることを特徴とするシステム。

【請求項４１】

請求項39のシステムに於いて、前記補助的携帯式探針が更に該筐体から突出する光ファイバーの束上での該画像の結焦に役立つレンズシステムを備えることを特徴とするシステム。

【請求項４２】

請求項41のシステムに於いて、該探針が比較的限られた数の光ファイバー上に離散画像信号を投射するためにスキャナー組立体を設けられ、これにより該光ファイバーの束の寸法を減じていることを特徴とするシステム。

【請求項４３】

請求項41のシステムに於いて、該束の反対端部部分は、該束を前記カメラ筐体内の適当な位置に容易にそしてレリース可能に結合するための手段を備えられたカプリングユニットに固定されていることを特徴とするシステム。

【請求項４４】

請求項39のシステムに於いて、前記赤外画像は、各々が前記束の別個のファイバーを経由して送信される複数のピクチャー要素を有することを特徴とするシステム。

【請求項４５】

請求項39のシステムに於いて、該補助的探針は外科医に、いろいろな方向から画像を検分することを可能にする幾つかの赤外窓を設けられていることを特徴とするシステム。

【請求項４６】

請求項39のシステムに於いて、該探針は更に自動焦点機構を設けられていることを特徴とするシステム。

【請求項４７】

赤外血管造影システムに於いて、物体への法線に関して実質的に±45度の角度範囲内で該物体の赤外画像を最小の歪みで受信し、送信するための高感度の赤外光学組立体と、実質的に８から12マイクロメートルの間の赤外波長範囲で、前記光学組立体から送信される該赤外画像を検出し、それを連続する電気出力信号に変換するための赤外範囲検出器と、前記出力信号をデジタル化しそれらを連続するデジタル化されたビデオ画像フレーム又は連続するその部分に変換するために前記赤外範囲検出器に結合されたビデオ結像装置と、それらを処理し、高度ビデオ画像を形成するために該連続するビデオフレーム又は連続するビデオフレームの部分を受信するために前記結像装置に結合された画像プロセサーとそして前記画像プロセサーに結合された表示装置とを備える容易に転置可能な赤外カメラを具備しており、

該赤外光学組立体は実質的に0.3mから1.00mの範囲で該物体から隔てられるよう適合された赤外レンズを有しており、そこでは前記赤外範囲検出器へ送信される該赤外画像を高度化するために自動焦点組立体が更に設けられていることを特徴とする赤外血管造影システム。

【請求項４８】

赤外血管造影システムに於いて、物体への法線に関して実質的に±45度の角度範囲内で該物体の赤外画像を最小の歪みで受信し、送信するための高感度の赤外光学組立体と、実質

的に８から12マイクロメートルの間の赤外波長範囲で、前記光学組立体から送信される赤外画像を検出し、それを連続する電気出力信号に変換するための赤外範囲検出器と、前記出力信号をデジタル化しそれらを連続するデジタル化されたビデオ画像フレーム又は連続するその部分に変換するために前記赤外範囲検出器に結合されたビデオ結像装置と、それらを処理し、高度ビデオ画像を形成するために該連続するビデオフレーム又は連続するビデオフレームの部分を受信するよう適合させる前記結像装置に結合された画像プロセサーとそして前記画像プロセサーに結合された表示装置とを備える容易に転置可能な赤外カメラを具備しており、
前記画像プロセサーは、前記赤外範囲検出器内に含まれる不良セルから起こる少なくとも１つのピクチャー要素に補償値を割り当てるために不良セル補償器を組み込み、前記補償値は該不良セルに近接して位置する非不良セルから起こる少なくとも１つのピクチャー要素値に基づいて決定されることを特徴とする赤外血管造影システム。

【請求項４９】
請求項48のシステムに於いて、前記不良セル補償器手段はExtending Soble Filter技術に基づいて動作することを特徴とするシステム。

【請求項５０】
請求項48のシステムに於いて、前記不良セル補償器は双一次変換技術を組み込んでいることを特徴とするシステム。

【請求項５１】
赤外血管造影システムに於いて、物体への法線に関して実質的に±45度の角度範囲内で該物体の赤外画像を最小の歪みで受信し、送信するための高感度の赤外光学組立体と、実質的に８から12マイクロメートルの間の赤外波長範囲で、前記光学組立体から送信される赤外画像を検出し、それを連続する電気出力信号に変換するための赤外範囲検出器と、前記出力信号をデジタル化しそれらを連続するデジタル化されたビデオ画像フレーム又は連続するその部分に変換するために前記赤外範囲検出器に結合されたビデオ結像装置と、それらを処理し、高度ビデオ画像を形成するために該連続するビデオフレーム又は連続するビデオフレームの部分を受信するために前記結像装置に結合された画像プロセサーとそして前記画像プロセサーに結合された表示装置とを備える容易に転置可能な赤外カメラを具備しており、
該システムは更に、コンソール部材と容易に転置可能なカメラ組立体部材とを具備しており、前記カメラ組立体部材は少なくとも前記赤外範囲組立体と赤外範囲検出器とを備えており、そしてそこでは前記コンソール部材は少なくとも前記画像プロセサーと、そして前記ビデオ結像装置とそして前記部材の一方に配置され、該赤外範囲検出器を本質的に固定された温度に連続的に維持するよう適合された、冷却ユニットとを備えており、該システムは更に、前記コンソール部材を前記カメラ組立体部材に結合するための機械的カプラーと前記部材の成分構成要素を一体に結合するための電気及び／又は光学カプラーを具備することを特徴とする赤外血管造影システム。

【請求項５２】
請求項51のシステムに於いて、前記冷却ユニットは前記カメラ組立体内に配置された閉ループ冷却ユニットであることを特徴とするシステム。

【請求項５３】
請求項52のシステムに於いて、該コンソール部材と該カメラ組立体部材とは各々輸送手段を備え付けられ、取り外し可能なカプリングにより相互に機械的に結合され、そこでは該カメラ組立体部材は前記コンソール部材と独立に輸送可能であることを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】
発明の分野
本発明は、赤外血管造影システムに関し、排他的ではないが、さらに詳細には、心臓血管手術において使用される赤外血管造影システムに関する。
発明の背景

血管造影システムの特に心臓血管手術における使用は、特に、外科手術移植等の目的のために手術される心臓血管系の手術前写像に関連し、そしてまた、移植片を通して移植導管へ流れる血液の続く自由流と漏れ又は同種欠陥の不在に関する移植の有効性を移植後に確認することに関連して、長く公知であった。
このために、超音波及びＸ線血管造影法の両方が使用されたが、両方の場合において、例えば、超音波探針と露出血管の間の非所望の接触、血管へ適切な有毒コントラスト媒体を注入する必要性、及びＸ線放射の使用に関連した固有の危険の如く、相当な不都合が生ずる。
これらと他の不都合の結果として、サーモグラフ技術に基づき、手術前、中及び後に関連心臓血管部位の赤外熱画像を獲得することに係わる心臓血管造影システムを使用することが提案された。そのような赤外結像から導出される関連情報は、温度差が、関連血管において流れる流体（カーディオプレジア又は血液）と周囲部位の間に確立されるという事実のために生ずる。こうして、例えば、そのような温度差は、移植片を通した流体流又は周囲組織への血液の灌流の開始の結果として生ずる。
そのような赤外冠状血管造影法の使用の提案が、専門文献において記載され、この関連において、Friedrich W.Mohr他、The Annals of Thoracic Surgery、1989、47:441－９、"Thermal Coronary Angiography:A Method for Assessing Graft Patency and Coronary Anatomy in Coronary By－pass Surgery"による論文が特に注目される。Mohr論文から明確に導出されたそのような血管造影法を実施するためのシステムの提案が、米国特許第4,995,398号において見いだされる。
しかし、これらの提案は、実際的なシステムには至らず、すべて、使用において、実時間赤外結像のために使用することを不可能又は困難にする大きな制限を特徴とした。
このため、本発明の目的は、上記の不都合が実質的に縮小又は克服され、特に心臓血管手術において使用される新規かつ改良された赤外血管造影システムを設けることである。
発明の簡単な要約
本発明により、物体に垂直な線に関してほぼ±45°の角度範囲内で物体の赤外画像を最小ひずみで送受信することができる高感度の赤外光学組立体と、該光学組立体から送信された赤外画像を検出し、それを連続電気出力信号に変換するための赤外検出器手段と、該出力信号をデジタル化し、それらを連続デジタル化ビデオ画像フレーム又はその連続部分に変換するために該検出器手段に結合されたビデオ結像手段と、連続ビデオフレーム又はその部分を受信して、それらを処理し、高度ビデオ画像を形成するように適合された該結像手段に結合された画像プロセッサーと、該画像プロセッサーに結合された表示手段とを含む容易に転置可能な赤外カメラを具備する赤外血管造影システムが設けられる。
好ましくは、赤外光学組立体は、ほぼ0.30m～1.00mの範囲において物体から離間されるように適合された赤外レンズを具備し、さらに、赤外検出器に送信された赤外画像を連続的に焦点に維持するための自動焦点組立体が設けられる。
本発明の好ましい実施態様により、極めて隣接した物体の部位の赤外画像を検分し送信するための補助移動式探針において、筐体と、該筐体において窓を形成し、該部位に関して併置されるように適合された少なくともさらに他の赤外レンズと、その第１端部が該窓から遠い該筐体内に位置し、その第２の対向端部が、該カメラの該赤外レンズに関して併置された熱ファイバー組立体と、該筐体において位置し、該熱ファイバー組立体の該第１端部に該窓によって送信された赤外画像を投影するように適合された光学システムとを具備する補助移動式探針がさらに設けられる。
そのようなシステムでは、一方において、心臓血管ゾーンの正確な前手術写像を有し（これにより、外科医は吻合が必要とされるスポットを決定することができる）、他方において、外科医に実時間で実施される移植の有効性の明確な映像を獲得させるために、手術を受ける心臓血管ゾーンの有効な実時間結像を獲得することが可能である。
好ましくは、コンソールとカメラ組立体は、独立に転置可能であり、部材を一体に結合するための機械的カプリング手段を設けられる。
コンパクトな構成のカメラ組立体は、手術中位置に容易に転置されるが、コンソールは、

手術中妨害しないように手術部位から遠ざけられる。
外科医が、構成画面において観察された結像される患者の部位に関する赤外画像と、外科医によって直接に観察される同一部位の可視画像とを相関させるために重大な問題が存在する。この問題は、赤外画像が、本来的に漠然とし不明確な性質であるという事実（画像処理技術の活用により向上された後も）と、赤外画像が、必ず、赤外範囲においてエネルギーを発しながらも対象ではなく、もちろん、対応する可視画像において見られない構成要素を含むという事実によって複合化される。このため、外科医は、現在結像される部位をモニターにおいて検分される熱画像と正確に相関させる際に困難におちいりやすいことが、容易に認められる。
このため、ビデオカメラ（例えば、CCDカメラ）をカメラにおいて組み込み、これにより、外科医と助手に現在結像される正確な領域の明確な広範囲なビデオ画像を設けることが、提案される。
カメラにおけるビデオカメラの組み込みは、２つの交互表示モードを可能にする。即ち、（所与の視野に対して）ビデオカメラによる可視画像が見られる第１可視表示モードと、同一視野に対して熱画像を提示する第２熱表示モードである。
２つの表示モードは、検分のために交互に切り換えられる。可視表示モードが動作する時、表示される可視部位は、適切な強調マーキング、例えば破線を用いて、対応する熱表示ゾーンの位置を画定する。
代替的に、両表示モードは、分割画面においてか、又は第１可視表示モードによって表示された視野内の所望の限定ゾーンに制限された第２熱表示モードにより同時に検分される。
こうして、発明の別の見地により、赤外及び可視範囲光学組立体と検出器手段と、物体に垂直な線に関してほぼ±45°の角度範囲内で物体の赤外画像を最小ひずみで送受信することができる高感度の赤外光学組立体と、該光学組立体から送信された赤外画像を検出し、それを連続電気出力信号の第１セットに変換することができる赤外検出器手段と、出力信号の該第１セットをデジタル化し、それらを連続デジタル化ビデオ画像フレーム又はその部分の第１セットに変換するために該検出器手段に結合された第１ビデオ結像手段と、該赤外光学組立体と協調して可視画像を送受信することができ、該赤外組立体の少なくともそれを覆う該物体に関する視野を有する可視範囲光学組立体と、送信された可視画像を連続電気出力信号の第２セットに変換することができる可視範囲検出器手段と、連続電気出力信号の該一層のセットを、連続デジタル化ビデオ画像フレーム又はその連続部分の第２セットにデジタル化するために該可視範囲検出手段に結合された第２ビデオ結像手段と、該第１及び第２連続ビデオフレーム又はその部分を受信し、それらを処理し、高度ビデオ画像の第１及び第２セットを形成するように適合された該第１及び第２結像手段に結合された画像プロセッサーと、該画像プロセッサーに結合された切り換え手段であり、後者は、該切り換え手段に応答する該画像プロセッサーに結合された表示手段に高度ビデオ画像の該セットのいずれか又は両方を経路指定するために適合される切り換え手段とを具備する赤外血管造影システムが設けられる。
好ましくは、赤外及び可視範囲光学組立体の視線（LOS）は一致し、この場合、もちろん、それぞれの視野（FOV）は、共通中心を有する。
そのようなシステムでは、転置可能なカメラは、画像プロセッサー手段に電気的に関連した切り換え手段を担持する転置ハンドルを設けられ、ハンドルとの接触又は接触欠如の感知により、切り換え目的のために作動可能である。こうして、例えば、外科医がハンドルを把持し、対象部位にそれを差し向けるためにカメラを転置する時、ハンドルの接触は、可視画像が表示手段に出現する如く画像プロセッサーを自動的に切り換える。外科医は、こうして、カメラを正しく位置付けるように直接に案内される。いったんこれが達成されたならば、ハンドルとの接触の解放は、熱画像が表示手段に出現する如く画像プロセッサーを自動的に切り換える。このようにして、可視及び熱画像が完全に協調されることが保証される。光学組立体が一致視線を設ける場合に、表示された可視及び赤外画像は、カメラヘッドの位置に拘わらず、相互に協調された空間関係を常に維持する。

好ましくは、可視範囲検出器手段、該第２ビデオ結像手段及び該可視範囲光学組立体の少なくとも部分は、ビデオカメラに包含される。
光学組立体は、光学構成要素を共通に有し、これらの中に、赤外及び可視範囲成分を含む放射線を受信するように適合されたビームスプリッター組立体が包含され、ビームスプリッターは、該受信放射線を赤外組立体に指向された赤外成分と可視範囲組立体に指向された可視範囲成分に分離するように適合される。
好ましい実施態様により、システムは、分離したカメラ及びコンソール組立体を具備し、本質的な光学組立体と検出器手段のみが、カメラ組立体に組み込まれるが、残りの比較的大きなシステム構成要素は、コンソール組立体に収納される。組立体は、電気的に結合される。このように、比較的コンパクトなカメラ組立体のみが、操作部位において位置付けられる必要があるが、残りのコンソール組立体は、操作要員の移動に干渉しない部位において位置する。好ましくは、カメラ組立体は、独立な閉ループ冷却システムを設けられる。
好ましくは、赤外検出器手段は、８～12マイクロメートルの次元の赤外波長範囲において赤外画像を検出するように適合される。
発明の一層の実施態様により、画像プロセッサー手段は、赤外検出器手段の一部を形成する不良セルから起こるピクチャー要素に補償値を割り当てるように配置された不良セル補償器手段を含み、割り当てられた補償値は、不良セルの近接における故障のないセルから起こる少なくとも一つのピクチャー要素値に基づいて決定される。
【図面の簡単な説明】
本発明のより良い理解のためと、発明が実際にいかに実施されるかを示すために、添付の図面を参照する。
第１図は、本発明による赤外血管造影システムの第１実施態様の斜視図である。
第２図は、拡大スケールにおける第１図に示されたカメラヘッドの図である。
第３図は、本発明による赤外血管造影システムの第２実施態様の斜視図である。
第4a図は、第３図に示されたシステムの側面図である。
第4b図は、システムの残部から取り外された時、第4a図に示されたシステムの一部を形成するカメラヘッド組立体の基礎部分の側面図である。
第５図は、第３図に示された実施態様の一部を形成するカメラヘッドの概略ブロック図である。
第６図は、成分構成要素がブロック形式において示された、第３図に示された実施態様の一部を形成するコンソールキャビネットの概略側面図である。
第７図は、発明の第１実施態様によるシステムにおいて使用されたカメラヘッドと電子モジュール構成要素の概略ブロック図である。
第８図は、第５図に示されたカメラヘッドに組み込まれたビームスプリッター組立体の拡大図である。
第９図は、発明によるシステムで使用される補助移動式探針の第１形式の縦断面図である。
第10図は、カメラヘッドに第10図に示された探針を結合するためのカプリングユニットの断面図である。
第11図は、発明によるシステムで使用される補助移動式探針の第２形式の縦断面図である。
第12図は、心臓血管手術中に動作システムの図である。
第13図は、第３図に示されたシステムの一部を形成する、付随した画像プロセッサー構成要素、VCR及びモニター装置の概略ブロック図である。
特定の実施態様の詳細な説明
図面の第１図に見られる如く、発明の第１実施態様（ここで「システムの第１実施態様」と呼ばれる）による赤外結像システムは、熱カメラヘッド１を具備し、案内スリーブ４内に入れ子式に支持された支持柱３にその対向端部において旋回可能に結合した支持腕２の一方の端部において取り付けられる。案内スリーブ４は、足車７を据え付けた脚部６によ

り支持されたコンソールキャビネット５に取り付けられる。見られる如く、ヘッド１は、旋回回転可能であるように腕２に結合されるが、一方、腕２は、一体に旋回可能に結合された腕構成要素2aと2bから成る。これと、柱３への腕構成要素2aの旋回結合と、柱３がスリーブ４に関して入れ子式に転置可能であるという事実を念頭に置くと、ヘッド１の位置は、任意の必要な方向において容易に調整されるが、システムは、全体として、動作位置に対して容易に転置されることが容易にわかる。さらに、ヘッドは、平衡位置においてコンソール５に関して支持され、その結果、いったんヘッドが任意の必要な動作位置に置かれたならば、それは別の位置に転置されるまで、その位置において安定であることが注目される。

コンソールキャビネット５は、一方において、カメラヘッド１のための電子制御モジュール８を内蔵し、そして他方において、高圧窒素ガス容器９、コンソールモジュール８、及び適切なカプリング導管10を介してカメラヘッド１に結合される容器を内蔵する。

カメラヘッド１は、システムの動作を制御する制御キーパッドを支持する手動調整ハンドル11を設けられる。

モニター12は、支持柱３において揺動可能にそれ自体取り付けられた適切な位置付けブラケツト13において取り付けられる。このモニターは、操作する外科医と助手により観察されるように設計される。付加的なモニター14は、コンソールキャビネット５によって支持され、直接操作員以外の観察者に向けられる。ビデオテープ記録器15は、観察された赤外画像のハードコピー及びレコードを準備するためにコンソールキャビネット５によって支持される。

第１図に見られた如く、カメラヘッド１は、その下面において、赤外放射線が赤外カメラレンズに通過する中央ポート16と、マーカービームが下記の目的のために投射される第１補助ポート17と、マイクロフォンと通信するように設計された第２補助ポート18を形成してある。

遠隔カメラヘッド１の基本構成が、今、図面の第２図を参照して記載される。この図に見られる如く、遠隔カメラヘッド１は、外側ケーシング21、本質的カメラ構成要素22、及び光学マーカー組立体23を具備する。ケーシングはまた、外科医の指示、コメント等を記録等するためにピックアップに際して使用されるマイクロフォン24を含む。光学マーカー組立体23は、光ファイバー束25を用いて光源（不図示）に結合されるが、カメラ構成要素22は、電気ケーブル26を介してコンソールキャビネット５に位置する電子カメラ制御モジュール８と電気的に結合される。

図面の第１図と第２図を参照して記載された第１実施態様において、記載かつ図示されたシステムは、一体部を本質的に形成するためにコンソールに取り付けたカメラヘッド組立体を含むが、図面の第３図、第4a図と第4b図に示された実施態様において、システムは、２つの分離ユニット、即ち、一方においてカメラヘッド組立体と他方においてコンソールキャビネット、を具備し、システムが動作使用中でない時、機械的に一体に結合され、システムを使用することが望まれる時、カメラヘッド組立体は、コンソールキャビネットから機械的に取り外され、例えば、操作テーブルに隣接した位置に移動されるが、コンソールキャビネットは、比較的遠隔な部位にとどまり、外科医と助手の移動に干渉しない。

カメラヘッド組立体101は、支持スリーブ106内に入れ子式に嵌まる支持柱105において旋回可能に取り付けられた支持腕104において旋回可能に取り付けたカメラヘッド103を具備する。モニター107は、支持腕108を介して支持柱105に旋回可能に取り付けられる。カメラヘッド103は、手動把持ハンドル109を設けられる。

図面の第4b図に明確に見られる如く、支持スリーブ106は、その下端部において、足車111を据え付けた伸長基礎部材110に固定される。基礎部材110は、下記の目的のために回転可能な軸受け112の行を対向側において嵌合される。

コンソールキャビネット102は、足車113を設けられる。コンソールキャビネット102の下方部分において、カメラ組立体101の伸長基部110がすべり可能に嵌合される区画室（不図示）が形成され、手段（不図示）が、区画室内の基部110を解放可能にロックするために設けられ、さらに他のペダル手段118が、コンソールキャビネット102からカメラヘッド組

立体101の容易な取り外しを促進するために設けられる。
こうして、操作使用中でない時、カメラヘッド組立体101は、コンソールキャビネット102に機械的に結合され、そして結合組立体は、必要な場合に常に保存される。しかし、例えば、手術動作中にシステムを使用することが必要とされる時、カメラヘッド組立体101は、コンソールキャビネットから取り外され、操作テーブルの部位における位置に転回されるが、コンソールキャビネット102は、操作員の移動に干渉しない比較的遠い位置にとどまる。しかし、使用中常に、カメラヘッド組立体は、電気接続ケーブル（不図示）によりコンソールキャビネットに電気的に結合されることが認められる。
操作テーブルに関するカメラヘッド103とモニター107の高度は、これらの構成要素を必要な位置にもって行くために、例えば、操作員によって作動される電気モーター（不図示）の準備により、容易に調整される。他方、カメラヘッドの角度配置は、手動操作ハンドル109を使用して調整される。
カメラヘッドに位置する赤外検出器組立体の効果的な冷却を保証するために、後者は、独立な閉ループ冷却ユニットを設けられ、このようにして、カメラヘッド組立体は、コンソールキャビネットから独立であり、コンソールキャビネットとカメラヘッド組立体の間にカプリング流体導管を設ける必要性はない。
第５図は、第３図に示された実施態様のカメラヘッドに含まれたいろいろな構成要素を概略的に示す。見られる如く、カメラヘッドは、光学組立体126、検出器赤外組立体128、及び検出器組立体128に電気的に結合された電子箱130から成る一括して127として指定された本質的赤外カメラ構成要素を設けられる。一括して132として指定された閉ループ冷却ユニットは、動作温度を本質的に一定レベルに維持するために、ダクト手段133を用いて検出器組立体128に結合される。
この目的のために使用された冷却ユニット132は、コンパクトサイズであり、低音動作である。そのような閉ループ冷却器ユニット132の適切な例は、Rikor Ltd.,Kibbutz Ein－Harodから市販されるK523モデルである。カメラヘッドはまた、該電子箱130に電気的に結合されたCCDカメラ135を具備する。ビームスプリッター組立体129は、カメラヘッドの光入力に隣接して位置し、赤外及び可視光学組立体の一部を形成する。ビームスプリッター129は、赤外及び可視波長範囲における放射線を受信し、かつ、IRカメラに赤外放射線部分を送信するが、CCDカメラに経路指定する間、可視画像成分を送信するように適合される。CCDカメラとともにビームスプリッターのいろいろな構成要素の全動作は、以下にさらに詳細に説明される。
好ましくは、検出された放射線は、所定波長範囲内に保たれ、例えば、IR成分は、約８～12マイクロメートルの範囲内にあるが、可視成分は、４～８マイクロメートルの範囲内にある。これは、それ自体公知の濾波手段を使用することにより達成される。そのような必要条件は、光学組立体によって受信される他の波長放射線範囲が、対象の赤外及び可視成分と干渉し、標準以下の表示赤外及び可視画像によって明示される劣った信号／雑音比を生ずるために発生する。
第３図に示されたコンソールキャビネット102の側面パネルを除去した概略側面図を示す第６図に注目する。システムの第２実施態様のコンソールキャビネットは、冷却ガス貯蔵器を除いて、システムの第１実施態様のコンソールに含まれたものと同一構成要素を本質的に含む。第３図を参照することにより認められる如く、コンソールキャビネット102の上面パネルは、システムの第１実施態様のそれとは異なる。さらに具体的には、それは、直接操作員以外の観察者に向けられた付加的な組み込みモニター136と、システムの全動作が制御される主要キーボード138と、外科医又は助手によって保持され、システムのいろいろな機能の遠隔制御能力を設ける除去可能なキーボード139とを含む。また、コンソール102において位置するいろいろな構成要素に簡単に接近できるドア141と142が示される。コンソールキャビネット102はまた、システムのいろいろな構成要素に給電するために適合された電源147、一括的に150で指定され、以下に詳述されるビデオフレームの画像処理のために役立つ永久記憶媒体と画像処理ボードを具えるパーソナルコンピュータボード、及びその動作がシステムの第１実施態様の対応する構成要素の動作に準拠するビデオ

プリンター152とビデオモニター153とを設けられる。
カメラ構成要素と電子制御モジュールの構成要素、及びシステムの第１実施態様によるそれらの間の相互連結を示す概略ブロック図である図面の第７図を参照する。
第１図に見られる如く、カメラ構成要素22は、患者から発せられた赤外放射線30を送信するように設計された光学組立体31から成る。この目的のために、本実施例における光学組立体31は、少なくとも一つの赤外検出器レンズから成る（好ましくは、それは、JANOS,INC.により製造されるものの如く、ZnS又はGeで適切に作られた500mm焦点距離の単レンズを具備する）。好ましくは、レンズは、反射防止被覆又は反射を縮小又は防止するための分離手段を設けられる。そのようなレンズは、８～12μｍ範囲において赤外放射線を送信することができ、これは、人体から発せられた赤外放射線の特性範囲である。レンズは、患者の観察作用部位からの放射線が、ポート16を介してそれに達するように設計される。そのようなレンズの使用の結果として、患者の観察部位に垂直な線に関して±45°である角度において赤外画像を実質的にひずみなしで送信することができる。こうして、この文脈において、画像は、ひずみがないと考えられ、この場合、縁ひずみは約10%を超えない。記載された実施例においては、±45°の角度変動限界が最小ひずみを設けるために指定されたが、使用者が高ひずみ度の検出画像に満足する場合もあり、この場合、角度変動の上限は、上げられることが理解される。さらに、高解像度画像が、30cmの距離において３～6mmの被写界深度で獲得される。
この発出放射線は、実際に、物体の赤外画像、即ち、観察される患者の身体の部位を構成する。光学システム31によって送信された赤外画像は、画像を漸次的に走査し、自動焦点組立体34を介して連続走査部分を検出器組立体35に投射するスキャナー組立体33に投射される。
自動焦点組立体34は、検出器組立体35により受信された画像が、カメラの位置に拘わらず、自動的かつ連続的に合焦されることを保証するように設計される。この自動焦点組立体34の準備は、観察される部位から30～100cm内に位置する赤外レンズによるシステムの使用を容易にする。自動焦点が行われる方法が以下に記載される。
検出器組立体35は、（70～80°Kの次元の温度に）適切に冷却される適切な赤外検出器の線形配列から成る。検出器組立体35の構成要素検出器の各々は、投射された赤外画像の要素を電気信号に変換し、ビデオボード36に送信される前に、適切な濾波、前置増幅及び信号処理が為されるように設計される。好ましくは、検出器組立体は、非常に高感度のために公知であり、0.05℃（NET）の次元の温度変化に対応する放射変化を検出することができるMCT合金からできた個別検出器により構成される。高解像度は、血管の表面において１°～２°の温度変動で獲得される。非常に小さな変動を検出する検出器のこの能力は、例えば、暖かいカーディオプレジアが使用される時、これは固有に小さな温度差に関連することから、システムを有効にする。
赤外画像は、基本画像ピクセルの２次元マトリックスによって本質的に構成されることが理解される。一般マトリックスは、368x200のピクセルによって構成されるが、検出器組立体35は、例えば、128個の個別検出器セルの線形配列から本質的に成る。そのような２次元画像を単一次元検出器配列35に送信するために、それ自体公知の形式のスキャナー組立体33が使用される。このスキャナー組立体33は、適切な鏡手段（不図示）を具備し、モーター（不図示）を用いて、２次元画像をシリアルに走査し、各走査サイクル中、線形配列に対応する画象の部分を検出器組立体35に送信する。この走査は、全体画像が走査され、検出器組立体35に順次に送信されるまで継続する。
検出器配列の使用の代替案として、単一検出器セルを使用することが可能であり、この場合、スキャナー組立体33は、２次元画像をシリアルに走査し、単一画像要素を単一検出器セルに連続的に投射することができる複合鏡システムを設けられる。
しかし、この可能性は、使用される検出器セルの数が少ないほど、不良セルの存在が獲得された画像の品質を実質的に低下させる可能性は高くなるという不都合を有する。さらに、非常に少数のセルでは、走査周波数は、摂動ハムを発生する程度まで増大する。
代替的に、走査組立体の使用は、２次元赤外画像のそれに匹敵される解像度を有する適切

な２次元検出器配列を使用することにより、完全に回避される。
検出器配列（そしてまた、もちろん、２次元マトリックス検出器）では、一つ以上の個別検出器セルが不良であると判明する可能性が存在する。過去において、他の文脈におけるそのような検出器の使用において、そのような個別不良セルの存在は、全体として検出器の廃棄につながり、そして、もちろん、検出器組立体の費用をかなり増大させた。新規な標本及び補償システムを使用することにより、限定数の不良検出器セルを有する検出器配列を使用することが可能であることが判明した。そのような標準以下の検出器配列は、構成検出器セルのすべてが有効であることが保証される配列よりもずっと安価である。このようにして、検出器組立体の費用は、比較的低く保たれる。
こうして、そのような不良配列により、各不良成分検出器セルは、セルに入射する放射線に拘わらず、一定外観のビデオピクチャー要素を生ずる。この状況に対処し、比較的均一な品質の可観測画像を獲得するために、外挿プロセスが、近隣正常及び異常ピクチャー要素に関して使用される。これは、（1990年５月にUniversity of London,Imperial Collegeに提出された論文においてDr.M.Zuckerにより記載された）"Extending Soble Filter（ESF）Method"を使用することにより行われる。ESF方法により、異常ピクチャーの値は、次の方程式により決定される。

$$P_d = W_1 \cdot P_{d+1} + W_2 \cdot P_{d+2} - W_n \cdot P_{d+n} + W_{n+1} \cdot P_{d-1} + W_{n+2} \cdot P_{d-2} - W_{2n} \cdot P_{d-n}$$

ここで、P_dは、不良ピクチャー要素の新値であり、$W_1..W_{2n}$は、近位ピクチャー要素の効果を高め、遠位要素の効果を減少することをねらった重み係数である。$P_{d-n}..P_{d+n}$は、近隣ピクチャー要素であり、小さなｎ値は、近位ピクチャー要素を表記し、大きなｎ値は、遠位要素を表記する。ｎは、前記の参照において詳述された特定状況により選択される。異常ピクチャーの用語「値」は、場合に応じて、それがセットされるグレーレベル又はカラーを意味する。同様な結果を達成するために他の技術も使用される。
増幅と雑音濾波並びに予備処理された有効なビデオ信号である検出器組立体35の出力において出現する信号は、カメラヘッド１から適切な配線を介して電子制御モジュールの一部を形成するビデオボード36の入力に送信される。ビデオボード36は、ビデオ信号をデジタル信号に変換する際に有効である。ビデオボード36は、タイミングボード及びメモリ37とコントローラ38に結合され、このようにして、ビデオボード36から画像プロセッサー39に、そこからモニター12に送られるビデオフレームが形成される。ビデオボード36とコントローラ38はまた、ラインインターレースと「ライン終了」及び「フレーム終了」信号の如く多様なタイミング信号の生成を達成するように設計され、PAL、SECAM、等の如く必要なビデオ標準にビデオプロセス信号の変換を生ずる。「ライン終了」信号は、スキャナー組立体33に連続画像シーケンスを走査するように指示し、また、検出器組立体にビデオボード36に次のフレームセグメントに対応する次のビデオライン信号を送信するように指示するために、タイミングボード37によって使用される。コントローラ38は、モニターに示されたフレームにおいて指示及びエラーメッセージを組み込むために役立つ「フレーム終了」信号を送られる。これらのボードとコントローラの準備と動作モードは、技術において標準であり、このため、詳細には記載されないことが理解される。
さらに、見られる如く、一方において、自動焦点組立体34と検出器組立体35に電気的に結合され、他方において、タイミングボード37の出力とコントローラ38の入力に結合された自動焦点ボード40が設けられる。自動焦点ボード40の目的は、カメラヘッド１内に位置し、また、可動焦点レンズ（不図示）の転置に責任を負う直流モーター（不図示）の動作を制御することである。自動焦点ボード40は、検出器組立体35から受信された焦点レンズの特別な位置に対応するビデオ信号を受信し本質的に標本する。自動焦点ボード40は、焦点レンズが、線A'－A"によって概略的に示された閉ループ方式で自動焦点ボード40からモーターに送信された信号によりモーターの影響下でシフトされる時、この信号を標本し続け、そしてこの標本は、自動焦点ボード40によって受信されたビデオ信号が信号対雑音比により最適になるまで継続する。焦点レンズ位置決めのこの手順は進行し、このため、任意の段階において、カメラヘッド１が新位置に転置される時、自動焦点ボード40と共同した

自動焦点組立体34は、最適ビデオ信号が発生される如く、焦点レンズを転置させる。
そのような自動焦点機構34とその関連自動焦点ボード40は、それ自体公知である。今記載された配置と動作モードにおいて、信号の標本は、全体として行われるが、フレーム中心に対応する信号のみを標本することにより自動焦点を実施し、それらを平均化することが可能であることが理解される。この目的のために、自動焦点レンズが、獲得される「最高平均値」に対応する位置に置かれる。この関連において、自動焦点機構が中心に位置する画像セグメントの標本と同期化されることを保証するために、自動焦点ボード40は、タイミングボード37に電気的に結合され、ビデオボード36から受信された「ライン終了」信号により、フレームの中心が走査される時、自動焦点ボード40をトリガーする。
自動焦点組立体の使用は、カメラが観察部位から最小距離（～30cm）に位置する時さえも、明確な画像の獲得を可能にする。また、３～6mmの次元の被写界深度が、この最小距離において達成される。
前述の如く、第２実施態様によるシステムにおいて、カメラヘッドは、可視及び赤外範囲の両方において、同一又は重なる視野から画像を受信するように設計される。このシステムの動作の説明のために第８図に注目する。
一括して160で指定された光学組立体は、システムのこの第２実施態様においては、レンズが可視波長放射線を送受信するように適合されることを除いて、システムの第１実施態様によって使用された同一の一般種類のレンズ162を具備する。可視及び赤外放射線は、傾斜レンズ165に入射し、IR画像成分をIRカメラに送信し、さらに処理されるが、可視画像成分は、CCDカメラ135にそれを投射する鏡166に反射される。レンズ162、165と鏡166は、事実、該ビームスプリッター129を形成する。
こうして、このビーム組立体の使用のために、カメラによって検出された可視及び赤外放射線の両方は、共通中心を有する視野から発し、結果的に、観察された赤外及び可視範囲画像は、カメラヘッドの位置に拘わらず、物体の対象の同一部位に関連することが保証される。
それにも拘わらず、今記載されたビームスプリッター配置は、単なる例であり、そして他のビームスプリッター配置も、同様の目的のために同様に使用されることが強調される。さらに、視野が共通中心を有さないシステムが設計されるが、この場合、コーディネータプロセス手段の使用により適切な協調のための準備が行われなければならない。
CCDカメラ組立体135は、この実施態様において、CCDカメラと関連された自動焦点機構を実際に構成する、可動レンズ172及び結合された合焦直流モーター174を据え付けた市販されるCCDカメラ170（例えば、Sony　Inc.,Japanから市販されるモデルXC999）を具備する。光学組立体は、一方のFOV中心が他方に関して非所望の変位がある場合に、光学組立体の一つ以上の成分部材の微細な変位を容易にする微細調整手段（不図示）に関連され、これにより、FOV中心の所望の一致を復元させる。
再び自動焦点機構に戻ると、赤外カメラに組み込まれた自動焦点機構のほかに、CCDカメラに関して同一目的に役立つ異なる自動焦点機構が利用でき、本質的に同様の方法で動作することが認識される。
可視放射線範囲の固有に明確な画像のために、赤外画像よりも可視画像に適用することにより所望の自動焦点効果を獲得することが容易になり、いったん可視画像の焦点が合わせられるならば、赤外取得画像を焦点に合わせるために必要とされる（第７図の自動焦点機構34に組み込まれた）赤外可動焦点レンズの正確な変位を容易にする補償係数をそれ自体公知な方法で導出することが可能である。可視画像自動焦点のための制御はまた、ボード40に組み込まれるが、これは、もちろん、必須ではなく、そして分離制御ボードが、この目的のために使用される。補償係数の値は、例えば、それぞれの光学組立体の間の距離、IR画像を形成するために使用されたIRビームと可視画像を形成するために使用された可視ビームの間の光パス差の如く、赤外及び可視光学組立体の幾何学的及び光学パラメータに密接に関連される。
換言すれば、この好ましい実施態様により、赤外画像の生成のために使用された自動焦点機構は、可視画像を生成するために使用されたものに従属される。以下にさらに詳細に説

明される如く、このようにして、明確かつ正確な表示が、処理領域から発する赤外及びビデオ画像のいずれか又は両方から獲得可能である。代替的に、CCD及びIRカメラに関連した自動焦点機構は、相互に独立に動作する。

本発明によるシステムの重要な特徴は、カメラヘッドができる限りコンパクトに保たれることであることが理解される。これは、一方において、平レンズから成る光学組立体を使用し、他方において、電子制御モジュールがヘッドから遠くに位置することを保証することにより、説明に従って達成される。しかし、ヘッドのコンパクト性は、赤外レンズ以外のヘッドからすべての要素を除去し、レンズが光ファイバー手段によって光学的に結合される遠隔位置にそれらを位置させることにより、さらに高められる。第２実施態様における如く、カメラヘッドが閉ループ冷却システムを収納しなければならない場合にさえも、カメラヘッドは、なお、比較的コンパクトであり、そしてカメラヘッド組立体が、使用中、コンソールキャビネットとは分離して保たれるという事実は、最小空間が、動作部位において保たれるシステムの要素により占有されることを保証する。

システムの第１及び第２実施態様のいずれが使用されるかに拘わらず、発明は、さらに、第９～11図に示された如く補助赤外探針の使用を設ける。最初に第９図に注目すると、伸長した略円筒探針41は、Ge又はZnS合金でできた赤外窓42をその前端において有する管状筐体41aを具備する。赤外窓42によって感知される赤外画像は、鏡手段43に投射され、増幅と筐体42から突出する光ファイバー45の束への画像の合焦のために役立つレンズ系44、44aに画像を指向させる。該束におけるファイバー数は、各ピクチャー要素が異なるファイバーを介して送信される如く、赤外画像のピクチャー要素数に等しい。このように、全画像は、光ファイバーによって同時に送信される。ファイバー束45の対向端部は、第10図に示されたカプリングユニット46に固定される。カプリングユニット46は、手段（例えば、差込みカプリング）を設けられ、これにより、赤外カメラレンズに隣接したカメラ筐体における適切な位置48に容易かつ解放可能に結合される。カプリングユニット46はまた、焦点面に位置付けられた画像に光ファイバーにより伝達された画像を拡大させる光学レンズ49を含む。

そのような探針では、カメラの視野外にある選択ゾーンの赤外画像を獲得することができる。これは、例えば、医療上の理由のために、カメラに露呈させるために変位できない器官の後部を検分することが望まれる時、極めて重要である。探針により、器官の正常機能性に干渉することなく、所望の画像を獲得することが可能である。明らかに、前述の高度画像処理特徴のすべてはまた、探針手段から獲得された画像で実現可能である。付加的に、非常に近接して、即ち、赤外カメラの最小距離である30cmよりもずっと小さい距離から赤外画像を獲得することが可能である。こうして、探針手段の使用は、所望の距離において赤外画像を獲得することを可能にする補助ツールを外科医に設けることにより、大きな利点を構成することが認められる。

代替態様において、探針は、光ファイバー束により赤外カメラに永久的に結合される。探針は、外科医が多様な方向から画像を検分することができる幾つかの赤外窓を設けられる。代替的に、赤外窓を光学システム44、45と整合させることにより、窓によって送信された赤外画像は、反射鏡を使用する必要性なしに、露出ファイバー束端に直接に投射される。

第11図に示された実施態様において、探針は、カメラヘッド１のスキャナー組立体33に類似するスキャナー組立体51を設けられる。これは、比較的限定された数の光ファイバーへの離散画像信号の投射を容易にし、このようにして、光ファイバー束のサイズは縮小される。

物体に極めて密接に位置する時、赤外画像を送信する探針の能力は、窓レンズの光学特性、特に、焦点距離から生ずる。主要カメラを有する配置と同様に、探針はまた、自動焦点機構を設けられる。

外科手術の血管造影法における第１図の実施態様によるシステムの使用を示す図面の第12図を参照する。この図面に見られる如く、遠隔カメラヘッドは、血管手術を受ける患者のすぐ上に位置し、赤外レンズは、患者の露出血管からの赤外放射線を受ける。同時に、ビ

デオカメラは、その赤外画像がレンズによって収容される血管の部位への所定形状の光ビームを見ており、これにより、外科医は、その赤外画像がモニターにおいて示される部位に対しカメラ（及び光マーカー）の位置を調整することができる。この調整は、手動ハンドル11を使用して、外科医又は助手により行われる。前記の如く、ハンドル11は、システムの電子及び多分空気動作を制御する制御キーパッドを設けられる。このキーパッドは、もちろん、外科医又は助手には容易にアクセス可能であり、適切な調整及び修正を選択するために常にそれを使用することができる。さらに、ハンドルとキーパッドは、無菌条件において容易に維持されることが認識される。

血液及び／又はカーディオプレジア液体（冷又は暖）の存在及び／又は流れを赤外結像することにより、血管の赤外画像を任意の所望の瞬間に獲得し、これにより、血管の予備写像を獲得し、手術後に、移植と関連吻合と、また灌流関連現象の有効性を判定することができる。すでに述べた如く、特定の赤外レンズの使用と自動焦点組立体の使用は、広範囲の位置（垂直から45°の偏向と30～100cmの範囲の露出血液セルからの距離）におけるカメラヘッドの配置を可能にする。

上記で参照された多様な可能性のすべてにより、明確な赤外画像が、好ましくは、４°～６°であるように選択される広い視野を獲得される。そのような視野では、観察表面において獲得された解像度は、カメラヘッドが観察部位から30～40cmに離間される時、ほぼ0.1mmである。

カメラヘッドの変位は、機械的に行われるか、あるいは空気又は電気的に制御される。すべての段階において、外科医は、モニターにおいて赤外画像を観察し、そして画像は、必要に応じて、ビデオレコーダにおいて記録される。画像処理ユニットは、公知の「窓化」技術において動作するように適合され、この場合、検分フレームの選択セグメントのみが、信号処理を受ける。ビデオフレームの高メモリ必要条件（70キロバイトの次元）により、限定数（10～100フレーム）のみが、メモリにおいて同時に記憶され、そして画像プロセッサーは、一般に毎秒30フレームである入りビデオフレームの率を収容することができる能力を有さなければならないことを心に留めるべきである。

さらに、好ましくは、関連計算データが画面に示される如く、連続するフレームを受信する前に、所与のフレームに関連する処理を完了することが望ましい。これは、本質的な必要条件ではなく、そして連続フレームを一時的に記憶するための緩衝手段の如く他の解決法もある。いずれにせよ、システムは、好ましくは、フレーム毎の処理時間が約33ミリ秒を超過しないことを必然的に伴う実時間環境において作用するために適合される。このために、窓化技術は、窓により規定された下位画像を処理することのみが必要とされるために適切である。

画像処理ユニットはまた、「移動窓」及び「窓リサイズ」機能を設ける。

代替態様により、画像プロセッサーは、数百のフレームを記憶するための大形メモリバンクと、加速計算のために役立つ一つ以上の強力なデータ信号プロセッサーを有するが、これは煩雑で比較的高価なユニットを生ずる。

フレームは、カラー又は白黒のいずれかで表示される。後者において、黒は、「冷温」を表現するが、白は「暖温」を表現する。極黒及び白値の間におけるグレーレベルは、冷及び暖極値の間の温度範囲に関連される。冷及び暖極値は、画像毎に変化し、結果的に、中間のグレーレベルは、対応する温度範囲に自動的に調整される。カラー表現がある場合に、多様な形状は、種々の温度範囲を表現する。

xy座標はまた、参照目的のために表示画像において組み込まれる。xy座標の方位は、外科医によって選択される。こうして、例として、外科医は、Ｙ座標を患者の脚部－＞頭部方向と一致するように選択し、あるいは代替的に、視線と一致するようにしてＹ座標を設定するように選択する。この融通性は、外科医が表現画像とこの画像が取られた部位の位置の間を容易に相関させるために役立つ。

モニター画面において参照グリッドの表現を配置することにより、血管のサイズ又は赤外画像の他の構成要素を決定することができる。

画像プロセッサーは、自動利得制御（AGC）を設けられ、常に、種々の最大温度範囲が効

果的に観察され、範囲の極値における種々の温度を常に区別することが結果的にできない熱飽和は避けられることを保証する。こうして、例えば、温度範囲の最低表現が０（16進表現）に関連され、最高表現が値FF（16進表現）に関連され、中間表現が残りの１～FE（16進表現）値に関連された８ビット表現がある。画像プロセッサーはまた、外科医により選択された窓において所望の画像を向上及び分離させるために、背景の抽出と減算を設ける。また、窓の内側の信号対雑音を改良するために公知の方法でフレーム合計を行うことが可能である。AGCは、その動作が以下にさらに詳細に説明される画像プロセッサー39によって保証される。

システムの第２実施態様で使用される修正画像プロセッサーユニットが、以下に、画像処理構成要素並びにそれに関連したビデオカメラ及びモニター装置の概略ブロック図である第13図を参照して記載される。

図面の第13図に見られる如く、一括して200として指定された画像プロセッサーユニットは、第１及び第２画像処理ブロック201と202と、中央処理ユニット203を具備する。デジタル化（IR）ビデオ画像フレームの第１セットは、入力203から第３画像処理ブロック204を介して第１画像処理201に送られる。第３画像処理ブロック204の機能は、上記のESF技術により不良セル補償を行うことである。この特定不良セル補償技術は、単に例として記載されたが、所望の補償は、例えば、双一次変換の如く、いろいろな他の公知の技術により行われる。さらに、不良セルに対応するビデオピクチャー要素の推定値の形成に寄与する近隣ピクチャー要素は、同一ビデオラインから必ずしも取られる必要はないが、近隣ラインから取られる。デジタル化ビデオ画像フレーム（可視範囲）の第２セットは、入力205から直接に第２画像処理ブロック202に送られる。このため、画像処理ブロック201に到達する赤外カメラから発するビデオ信号は、上記の種類の画像処理を受け、示された如く、第２可視範囲のビデオ画像信号入力を送られる第２画像処理ブロック202に進む。この第２画像処理ブロック202は、事実、第１及び第２デジタル化ビデオ画像信号のいずれか又は両方を表示手段207と208のいずれか又は両方に経路指定することができる表示ボードであり、前者は、外科医により直接に検分されることができるオーバーヘッド表示手段であり、そして後者は、操作スタッフの補助部員により検分されるモニター表示手段である。

画像処理モジュール200の全動作は、例えば、Intel,Inc.から市販される形式80486である中央処理ユニット203によって制御される。この中央処理ユニット203は、永久記憶媒体、例えば、ハードディスク（不図示）において記憶された適切なソフトウェアの制御下で動作する。

可視及び赤外動作モードの間の切り換えに関する限り、中央処理ユニット203の動作は、記載された如く、ハンドル211を把持又は解放することにより自動的に作動される切り換え手段（不図示）によって制御される。画像プロセッサーによって与えられる多様な特徴に関する制御処理ユニット203の動作は、永久キーボード209と移動式キーボード210のいずれか又は両方により制御される。こうして、前者は、例えば、患者の名前、外科医及び助手の名前の如く、データを記録するために使用される。一方において、移動式キーボードは、所望の作用を行うために、例えば、血液流及び血液灌流率計算等を形成するために、中央プロセッサーユニットとその関連画像プロセッサーに指示するために動作中使用される。

赤外カメラから発する第１デジタル化ビデオ画像信号（IR）は共通赤外標準（RS170等）に準拠する形式であるが、CCDカメラから発する第２デジタル化ビデオ画像信号（可視範囲における）は、公知のビデオ標準（NTSC等）に準拠する形式であり、これらの信号は、適切な表示手段に送られる前に、共通形式に合わせなければならないことが理解される。これは、それ自体公知な方法で適切な標準に従うことにより第２画像処理ブロック202によって達成される。

第２画像処理ブロック202はまた、ディスプレイに適切な標題とタイトル、XY座標の指示を送るために使用され、とりわけ、表示画面において格子を設ける。

見られる如く、第２画面処理ブロック202からの一層の出力は、スーパービデオ画面アダ

プター（SVGA）表現から（第６図を参照して記載された）標準VCR装置に記録可能なビデオ表現に入力変換することができる走査コンバータ212に送られ、所望ならば、現在点検されているピクチャーのハードコピー213をそこから獲得する。見られる如く、ハードコピー出力213は、SVGAモニターディスプレイにおいてその表現を獲得するために第１画面処理ブロック201に送られる。このようにして、ハードコピーピクチャーの明確な表示を獲得することができる。上記の如く、ハードコピー213を生成するために送られる走査コンバータ202からの出力はまた、説明された如く、永久レコードが進行中の赤外結像から作成されるVCRレコーダに送られる。見られる如く、VCRレコーダ214からの出力は、第１画面処理ブロック201に送られ、結果的に、画像処理ユニット200により適切に画像処理された後の記録は、ディスプレイの一方又は他方において検分され、これにより、動作が終了した後長く動作の事後分析を容易にする。

熱及び可視範囲画像の表示は、調整されなければならない、即ち、画像は同一部位から発しなければならず、対応する視野に基づいて観察されなければならないことが理解される。このために、熱画像を生ずる部位は、可視範囲画像を生ずる部位内に完全に入らなければならず、２つの部位の間の一定空間関係が維持されることが保証されなければならない。

所望の表示モードは、主要キーボード209から又は移動式キーボード210から適切なコマンドにより、外科医又は助手により選択される。システムはまた、外科医がカメラヘッドハンドル211を把持し、カメラヘッドを所望の位置に移動させる時常に可視範囲表示モードに自動的に切り換わるように設計される。これは、すでに指定された如く、対象の領域の高速識別を補助し、カメラヘッドをハンドルの所望の位置にして解放することにより、画像プロセッサー202は、現在点検中の領域の熱表現がディスプレイに送られ表示された熱モードに自動的に切り換わる。IR視野が可視範囲視野内に位置する場合に、前者の境界は、可視提示において絶えずマークされ、そのため、外科医は、可視表示モード中の各特定の瞬間において、いったん操作ハンドルを解放したならば熱モードにおいて表示されるゾーンを決定することができる。

前述の特徴の実現は、接触（又は接触なし）の感知に応答して、可視画像を表現する信号又は代替的に熱画像を指示する信号を経路指定することを画像プロセッサー202に指示する中央処理ユニット203に適切なコマンドを伝える該ハンドル内に据え付けられた切り換え手段の補助で行われる。そのような感知手段は、例えば、それ自体すべて公知なマイクロスイッチ、光センサー、音作動スイッチ、及び他の手段の形態である。

所望ならば、熱画像表現と対応する可視表現を同時に示す分割画面を獲得するために、キーボードの一方から適切なコマンドを伝えることが可能である。いろいろな表示モードの上記の例は、もちろん、単なる例であり、IR及び可視画像の両方を表現する信号の存在のために、任意の所望の表示モードが、技術における当業者には非常に公知である如く、設計される。こうして、例えば、対応する可視範囲画像に重ね合わせた赤外画像をモニター上に表示することができる。そのような組み合わせ表示（ビデオ融合として公知）により、外科医は、物体の可視表面と、同時に、対応する非可視赤外成分、例えば、心臓血管系を検分することができる。

一つの実際の実施態様において、本発明によるシステムにおいて使用された画像プロセスは、Matrox Electronic Systemsにより製造されるIP－８、IMAGE－LCとMARVELであった。

記載されたシステムは、多様な応用において役立つ。こうして、例えば、冠状血管手術において、どこに幾つの移植片又はバイパスが必要とされるかを判定し決定することができる。システムの実時間性のために、外科医は、疑わしい領域の画像を観察し、血液流が当然に非常に低速になる狭乍又は閉塞部位をトレースする。システムの実時間性のために、実時間で取られた赤外血管造影図は、例えば、Ｘ線ベース技術を使用する手術前に取られたものとしばしば異なることが判明した。そのような場合に、外科医は、明らかにされた状況に関連するように手術計画を変更し、実時間赤外血管造影図により移植片を移植することができる。画像プロセッサーはまた、例えば、血液又はカーディオプレジアの流れ又

は灌流の容易に観察可能な表示を許容する「低速フレーム」機能を設ける。これは、幾つかの場合に、限定量のカーディオプレジア流体が、非常に急速に流れ又は拡散するために極めて重要であり、そして外科医は、流体流をトレースすることができるために付加量のカーディオプレジアを注入することが必要である。低速フレーム機能を使用することにより、外科医は、容易に観察可能な率において非常に注意深くカーディオプレジア流量率を検分することができる。低速フレーム機能は、血液流が非常に高速であるLIMA又はRIMA又はDIAGONALを開放する時も特に有益である。

画像プロセッサーによって設けられた一層の可能性は、操作者が、所望時にフレームを凍結させ、そのハードコピーを獲得し、これにより、手術段階の前、中及び後に永久血管造影図を獲得することである。

画像プロセッサーは、例えば、陰影に基づいて、流体流量の直接の指示、灌流率、温度変動、及び温度の絶対的判定を設ける。さらに、手術の手術段階において記録された画像の量的又は質的比較が獲得される。

手術上の応用は、事実、システムの融通性に大きく負い、外科医は、血液が流れるか、どの方向に、冠状木はどのように見える（灌流が始まる前）か、血液は予測領域に流れるか、Ｘ線血管造影図によって検出されなかった閉塞又は狭窄がどこにあるかを容易に評定することができる。例えば移植手術におけるシステムの使用は、容易に指示される。

手術上の応用にほかに、システムは、血管の非侵襲性検査が、診断補助として関連するいろいろな他の医療応用において、例えば、がんの部位に異常に多数の血管を特徴とする皮膚がんの場合に、使用される。別の事例は、血液流及び灌流率及び程度が、身体の任意の所望の領域において追跡される循環問題の検出である。こうして、システムが診断補助としても使用されることは明らかである。

こうして、例えば、画像プロセッサーが、移植片における血液流量率を算出するために、キーボードからの適切なコマンドの受信により使用される。こうして、手術用移植片の品質と有効性は、移植片における血液流量率に直接に関連され、そして移植後のこの率の判定は、手術の成功又は不成功の指示を与えることが認識される。この目的のために、適切な機能は、キーボードに入力され（これにより、画像プロセッサーに適切な指示を設ける）、そして外科医は、赤外画像の位置に対応する画定部分が、考察中の移植部位を包囲することをディスプレイが示すまで、カメラヘッドを操作する。それから、移植片における血液流は、（適切な締め付けにより）中断され、そして外科医は、その比較的低温のために、赤外画像表示において黒として出現する比較的冷たい塩水を移植片に注入するが、周囲の比較的暖かい部位は、グレー又は白として出現する。移植片の締め付けを緩めることにより、冷たい塩水は、流動し、そしてこの溶液の移動、特に、その後方部分は、画像プロセッサーによって追跡される。このようにして、移植片における冷たい塩水の流量率は、所定の時間区間について、溶液の後方部分の位置と、その時間区間内のその変位を標本することにより判定されることが容易に理解される。さらに、より正確な判定を有するために、手順は反復され、そして流量率は、反復して取られた複数の測定値の平均として算出される。そのように導出された流量率値は、データベースに記憶された所定データとともに、移植手術の性質と成功度に関する情報を設けるために容易に使用される。

移植片の性質が、（例えば、アレマ又はライマ形式移植片の場合に）冷たい塩水を注入することができないような場合に、流量率は、熱交換の程度に基づいて決定される。こうして、この目的のために、考察中の移植片は、冷たい塩水で覆われ、そして初期的に、表示された赤外画像は、この部位を比較的黒く示す。移植片を通った血液流量率は、暖かい血液と周囲の冷たい塩水の間の熱交換率に比例し、急速な血液流量率は、急速な熱交換を生じ、そして比較的低い流量率は、低速の熱交換を生じる。こうして、実質的に黒から実質的に白に変化するように赤外画像表示に対して取られた時間を測定することにより、流量率が決定される。

同様に、例えば、心筋の如く対象領域への血液流量率に直接に依存する血液灌流の質を決定することができる。これは、対象領域において位置するピクセルのグレーレベル変動を、所与の時間区間に対して測定することにより行われる。

【図１】

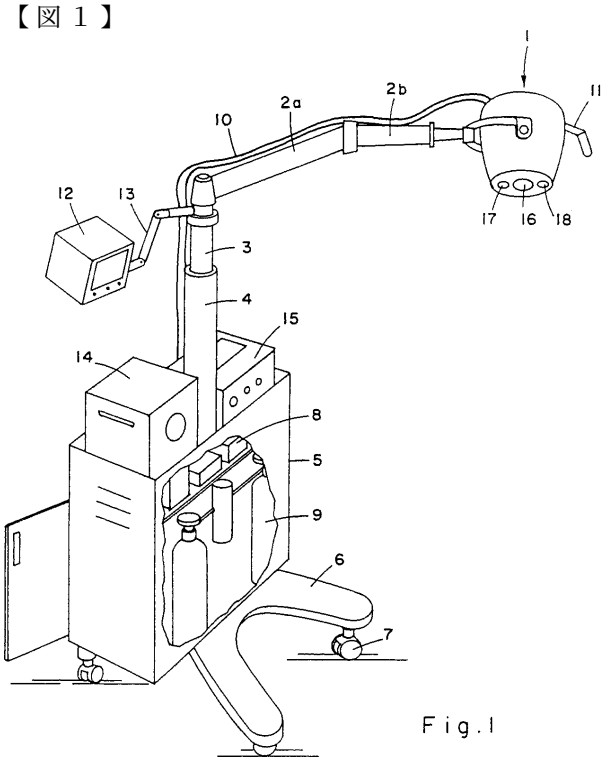

Fig.1

【図２】

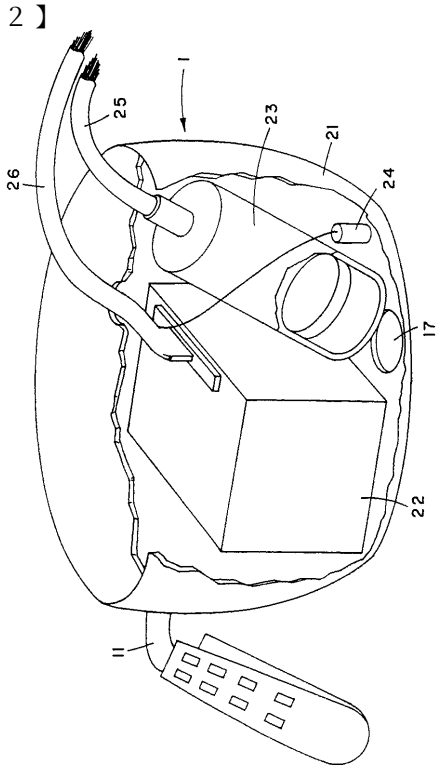

Fig.2

【図３】

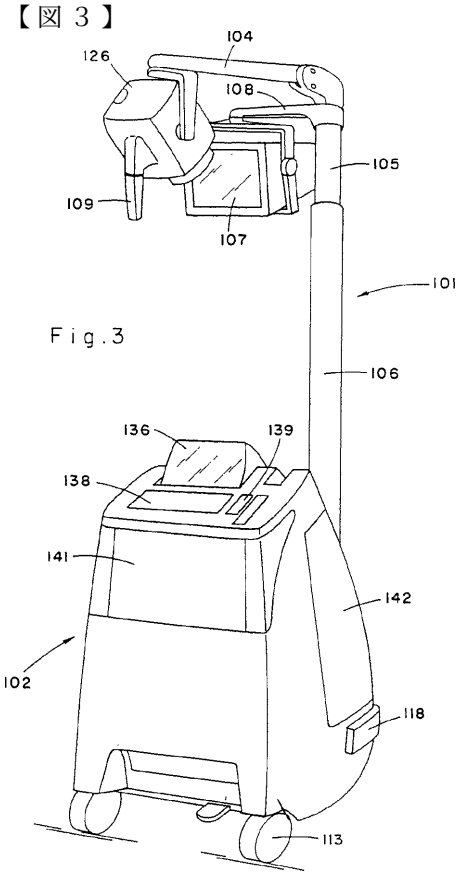

Fig.3

【図４ａ】

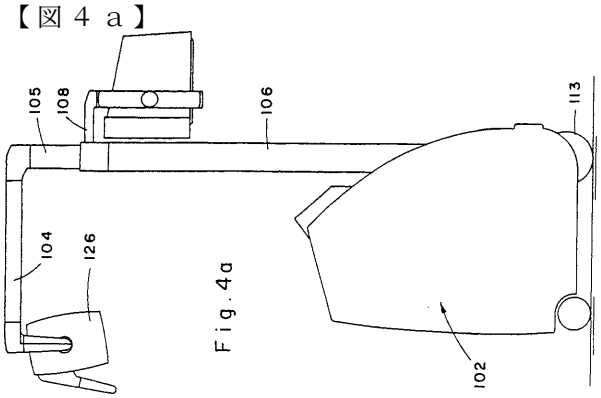

Fig.4a

【図４ｂ】

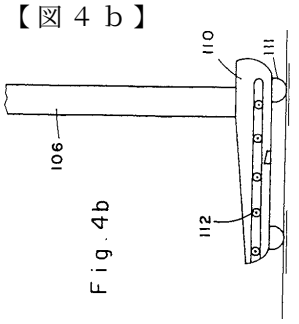

Fig.4b

【図５】

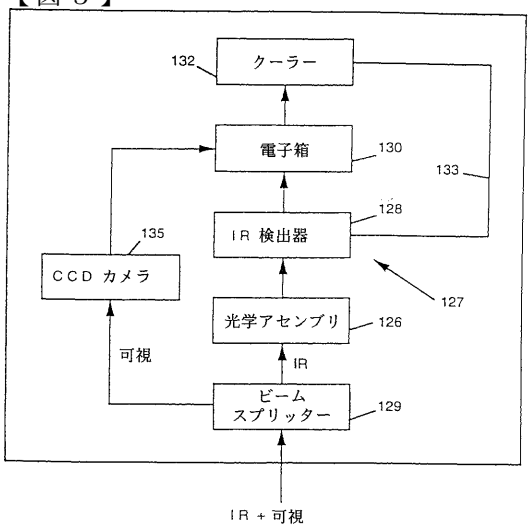

Fig.5

【図６】

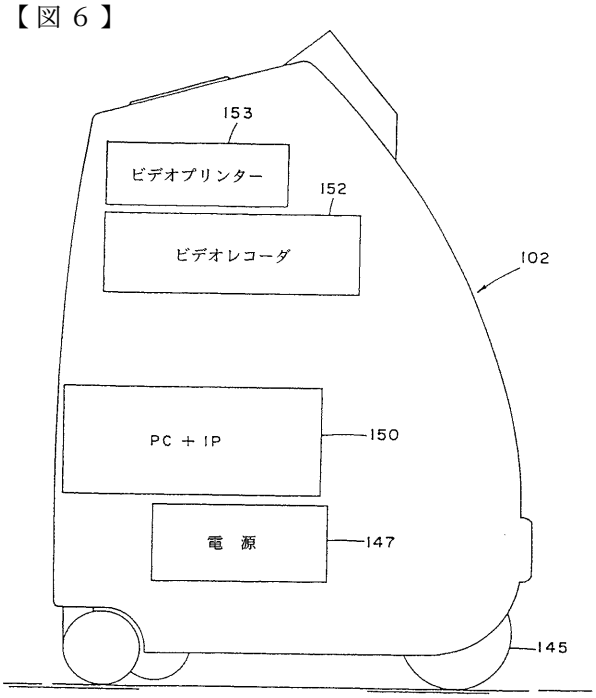

Fig.6.

【図９】

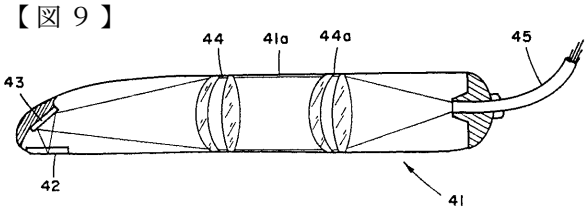

Fig.9

【図７】

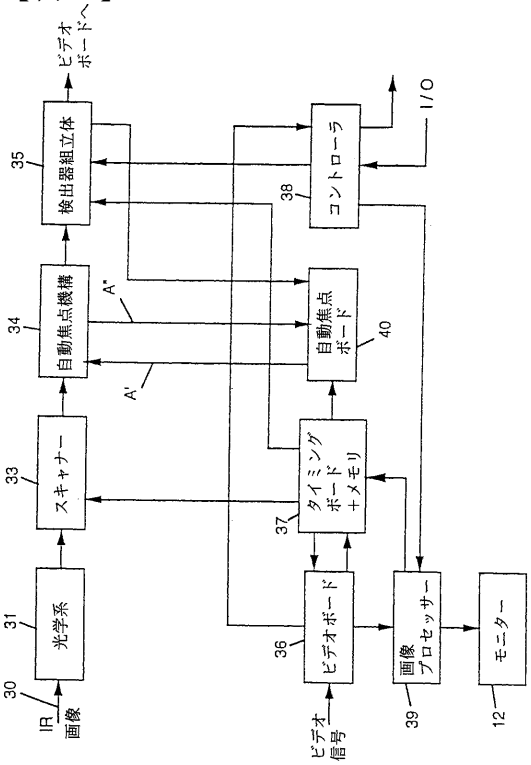

Fig.7

【図８】

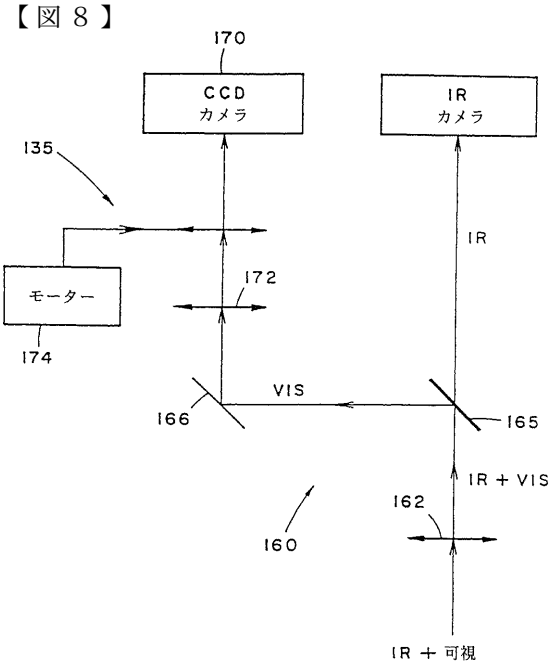

Fig.8

【図１１】

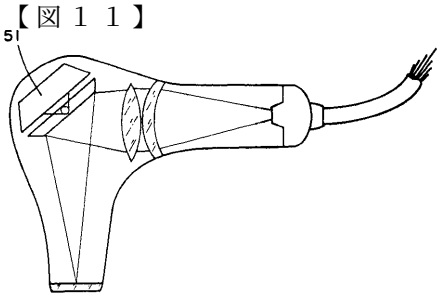

Fig.11

【図１０】

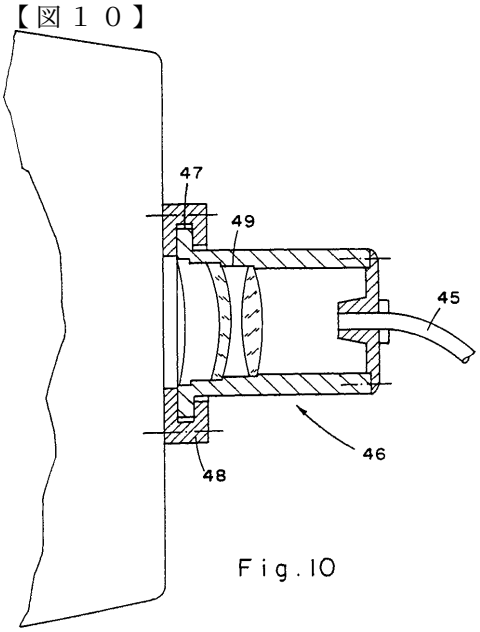

Fig.10

【図１２】

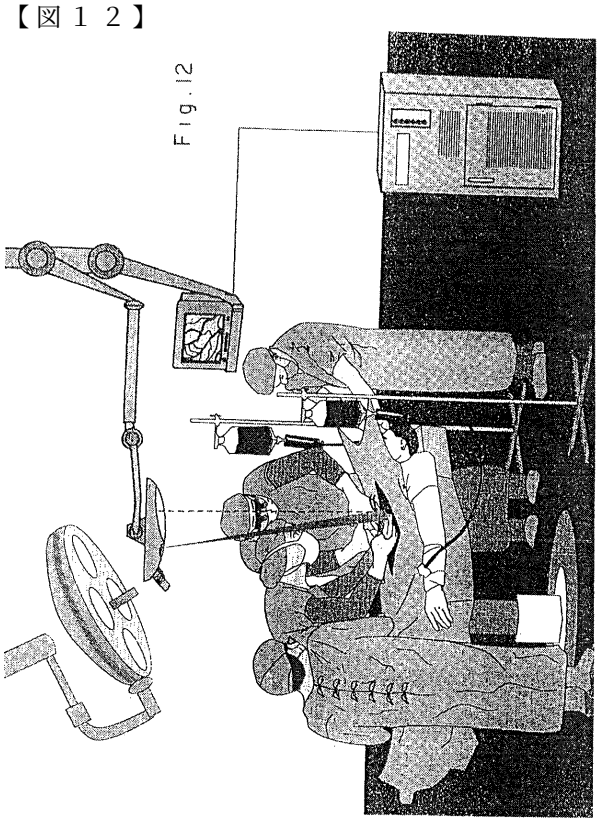

Fig.12

【図１３】

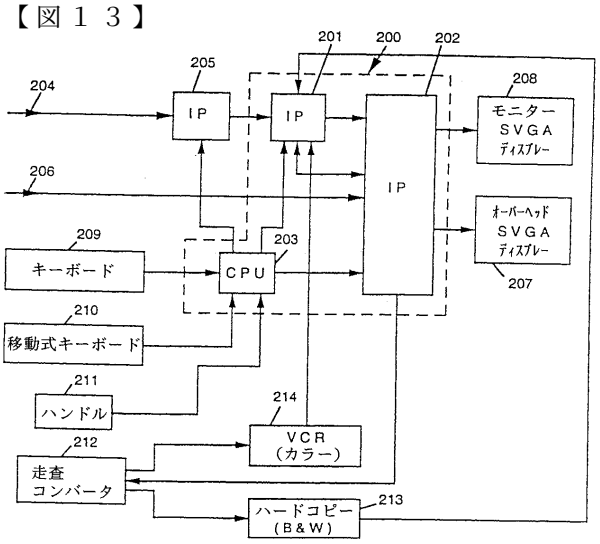

Fig.13

フロントページの続き

(72)発明者　イダン，ガブリエル・ジエイ
イスラエル・３４６０２ハイファ・アインシユタインストリート４４／エイ

審査官　伊藤　幸仙

(56)参考文献　米国特許第４９９５３９８（ＵＳ，Ａ）
特開平０１－２９６７８５（ＪＰ，Ａ）
特表平０２－５０３８７０（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－３４４９９７（ＪＰ，Ａ）
特開昭６０－０５１３７５（ＪＰ，Ａ）
米国特許第５６０３３２８（ＵＳ，Ａ）
欧州特許出願公開第６７８００２（ＥＰ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B 5/00
A61B 10/00