(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3571819号
(P3571819)
(45)発行日　平成16年9月29日(2004.9.29)　(24)登録日　平成16年7月2日(2004.7.2)

(51)Int.Cl.[7]　F I
G01N 21/17　G01N 21/17　A

請求項の数 11　(全 42 頁)

(21)出願番号　特願平7-222207
(22)出願日　平成7年8月30日(1995.8.30)
(65)公開番号　特開平8-247931
(43)公開日　平成8年9月27日(1996.9.27)
審査請求日　平成13年12月27日(2001.12.27)
(31)優先権主張番号　特願平7-17521
(32)優先日　平成7年1月9日(1995.1.9)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

(73)特許権者　000005201
富士写真フイルム株式会社
神奈川県南足柄市中沼２１０番地
(74)代理人　100059959
弁理士　中村　稔
(74)代理人　100067013
弁理士　大塚　文昭
(74)代理人　100065189
弁理士　宍戸　嘉一
(74)代理人　100096194
弁理士　竹内　英人
(74)代理人　100074228
弁理士　今城　俊夫
(74)代理人　100084009
弁理士　小川　信夫

最終頁に続く

(54)【発明の名称】生化学画像解析装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
少なくとも一つの試料を一次元的に展開して得られた試料中の標識物質の位置情報を、電気信号に変換して得られたデータに基づき、生成された生化学画像の画像データを記憶する画像データ記憶手段と、
前記画像データ記憶手段に記憶された画像データの中から画像データを選択して、所定の処理を施すことにより、平面座標系に展開された表示画像データを生成する表示画像データ生成手段と、
前記表示画像データに基づき、画像を表示する表示手段と、
前記表示画像データを、前記表示画像データが展開される前記平面座標系の一方の座標軸方向に分割して、前記一方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データを生成する第１の画像データ分割手段と、
前記表示画像データの中から、前記表示手段に表示されるべき画像のノイズに対応するデータを除去して、ノイズ除去画像データを生成する第１のノイズ除去手段を備え、
前記第１の画像分割手段が、前記第１のノイズ除去手段によりノイズに対応するデータが除去されたノイズ除去データに一次元フーリエ変換を施して、濃度データのピークの座標を推定するピーク推定手段と、該ピーク推定手段により推定されたピークの座標を補正するピーク座標補正手段と、該ピーク座標補正手段により得られたピークの座標にしたがって、第１の分割座標データを生成するレーン分割座標データ生成手段を備えた、
ことを特徴とする生化学画像解析装置。

【請求項２】
さらに、前記一方の座標軸方向に分割された前記表示画像データを、前記平面座標系の他方の座標軸方向に分割し、前記レーンごとに、前記他方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するスポットを形成するための第２の分割座標データを生成する第２の画像データ分割手段と、
前記第１の分割座標データと前記第２の分割座標データとに基づいて、前記各レーンに形成されたスポットが属すべきグループを示すグループデータを生成するグループデータ生成手段を備えた、
ことを特徴とする請求項１に記載の生化学画像解析装置。
【請求項３】
前記グループデータ生成手段が、各レーンの前記第２の分割座標データを対比して、前記各レーンに形成されたスポットをグループ化するスポットグループ化手段と、前記各レーンの前記第２の分割座標データを比較して、各レーンをグループ化するレーングループ化手段と、該レーングループ化手段による前記各レーンのグループ化の結果に基づいて、前記スポットグループ化手段によりグループ化されたスポットのグループを補正するスポットグループ化補正手段を備えた、
ことを特徴とする請求項２に記載の生化学画像解析装置。
【請求項４】
少なくとも一つの試料を一次元的に展開して得られた試料中の標識物質の位置情報を、電気信号に変換して得られたデータに基づき、生成された生化学画像の画像データを記憶する画像データ記憶手段と、
前記画像データ記憶手段に記憶された画像データの中から画像データを選択して、所定の処理を施すことにより、平面座標系に展開された表示画像データを生成する表示画像データ生成手段と、
前記表示画像データに基づき、画像を表示する表示手段と、
前記表示画像データを、前記表示画像データが展開される前記平面座標系の一方の座標軸方向に分割して、前記一方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データを生成する第１の画像データ分割手段と、
前記一方の座標軸方向に分割された前記表示画像データを、前記平面座標系の他方の座標軸方向に分割し、前記レーンごとに、前記他方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するスポットを形成するための第２の分割座標データを生成する第２の画像データ分割手段と、
前記第１の分割座標データと前記第２の分割座標データとに基づいて、前記各レーンに形成されたスポットが属すべきグループを示すグループデータを生成するグループデータ生成手段と、を備え、
前記グループデータ生成手段が、各レーンの前記第２の分割座標データを対比して、前記各レーンに形成されたスポットをグループ化するスポットグループ化手段と、前記各レーンの前記第２の分割座標データを比較して、各レーンをグループ化するレーングループ化手段と、該レーングループ化手段による前記各レーンのグループ化の結果に基づいて、前記スポットグループ化手段によりグループ化されたスポットのグループを補正するスポットグループ化補正手段を備えたことを特徴とする生化学画像解析装置。
【請求項５】
前記第２の画像データ分割手段が、前記第１の画像データ分割手段により生成された第１の分割座標データに基づいて画定されたレーンごとに、前記他方の座標の値を共通にする画素データの有する濃度データの値を累算し、前記他方の座標方向の周辺分布データを算出する周辺分布データ算出手段と、
前記周辺分布データ算出手段により算出された周辺分布に対応するデータに基づいて、前記レーンごとのスポットを画定する第２の分割座標データを生成するスポット分割座標データ生成手段とを有し、
前記スポット分割座標データ生成手段が、前記周辺分布データ算出手段により算出された

周辺分布に対応するデータの値を所定値と比較して、領域開始点および領域終了点を検出する領域開始点／終了点検出手段と、前記周辺分布データ算出手段により算出された周辺分布に対応し前記領域開始点と前記領域終了点との間に存在するデータの微分値の符号が変化するピーク点を検出するピーク点検出手段と、前記領域開始点および領域終了点ならびに前記ピーク点に基づいて、前記スポットを形成するための第２の分割座標データを算出する分割座標データ算出手段とを有する、
ことを特徴とする請求項２ないし４のいずれか１項に記載の生化学画像解析装置。
【請求項６】
さらに、前記表示画像データの中から、前記表示手段に表示されるべき画像の背景ノイズに対応するデータを除去して、ノイズ除去画像データを生成する背景ノイズ除去手段を備え、
前記第１の画像データ分割手段が、前記ノイズ除去画像データを、前記表示画像データが展開される前記平面座標系の一方の座標軸方向に分割して、前記一方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データを生成するように構成された、
ことを特徴とする請求項１ないし５のいずれか１項に記載の生化学画像解析装置。
【請求項７】
少なくとも一つの試料を一次元的に展開して得られた試料中の標識物質の位置情報を、電気信号に変換して得られたデータに基づき、生成された生化学画像の画像データを記憶する画像データ記憶手段と、
前記画像データ記憶手段に記憶された画像データの中から画像データを選択して、所定の処理を施すことにより、平面座標系に展開された表示画像データを生成する表示画像データ生成手段と、
前記表示画像データに基づき、画像を表示する表示手段と、前記表示画像データを、前記表示画像データが展開される前記平面座標系の一方の座標軸方向に分割して、前記一方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データを生成する第１の画像データ分割手段と、
前記表示画像データの中から、前記表示手段に表示されるべき画像の背景ノイズに対応するデータを除去して、ノイズ除去画像データを生成する背景ノイズ除去手段を備え、
前記第１の画像データ分割手段が、前記ノイズ除去画像データを、前記表示画像データが展開される前記平面座標系の一方の座標軸方向に分割して、前記一方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データを生成するように構成され、
前記背景ノイズ除去手段が、前記表示画像データを構成する複数の画素を含む領域を画定し、前記領域の所定の位置にある画素データの有する濃度データが、前記領域の他の位置にある画素データの有する濃度データと異なる場合に、前記所定の位置にある画素データの有する濃度データの値を、所定の値に変換し、前記領域中の孤立した濃度データを有する画素データを除去する孤立点除去手段と、前記孤立点除去手段から出力されたデータを二値化する二値化手段と、前記二値化手段から出力されたデータから、複数の画素データを含む領域を画定し、前記領域の所定の位置にある画素データの有する濃度データが、前記領域の他の位置にある画素データの有する濃度データと異なる場合に、前記所定の位置にある画素データの有する濃度データの値を、所定の値に変換し、該領域中の孤立した濃度データを有する画素データを除去する第２の孤立点除去手段を備えた、
ことを特徴とする生化学画像解析装置。
【請求項８】
前記濃度データの値が、大きくなるにしたがって、前記濃度データを有する画素データに対応する画像が、前記表示手段上に白く表示されるように構成され、前記背景ノイズ除去手段が、さらに、前記表示画像データを構成する画素データの有する濃度データを、所定の範囲に拡張して、コントラストを強調するコントラスト強調手段と、前記コントラストの強調された表示画像データの濃度ヒストグラムを生成し、前記濃度ヒストグラムの面積

の所定の割合を占める点より大きな値を有する濃度データに、濃度データの最大値を付与する濃度変換手段とを有し、前記濃度変換手段により濃度データの変換されたデータが、前記孤立点除去手段に与えられる、
ことを特徴とする請求項７に記載の生化学画像解析装置。
【請求項９】
前記濃度データの値が、大きくなるにしたがって、前記濃度データを有する画素データに対応する画像が、前記表示手段上に白く表示されるように構成され、前記背景ノイズ除去手段が、さらに、前記表示画像データを構成する画素データの有する濃度データを、所定の範囲に拡張して、コントラストを強調するコントラスト強調手段と、前記表示画像データから選択された所定の領域に含まれる画素データの有する濃度データの平均値を算出し、前記平均値より大きな値を有する濃度データに、濃度データの最大値を付与する濃度変換手段を有し、前記濃度変換手段により濃度データの変換されたデータが、前記孤立点除去手段に与えられる、
ことを特徴とする請求項７に記載の生化学画像解析装置。
【請求項１０】
前記画像データが、蓄積性蛍光体シートを用いて生成されたものである、
ことを特徴とする請求項１ないし９のいずれか１項に記載の生化学画像解析装置。
【請求項１１】
前記画像データが、オートラジオグラフィ画像データおよび化学発光画像データよりなる群から選ばれた画像データにより構成されたこと、
を特徴とする請求項１ないし１０のいずれか一項に記載の生化学画像解析装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【産業上の利用分野】
本発明は、生化学画像解析装置に関するものであり、さらに詳細には、少なくとも一種の試料を一次元的に展開して得られた試料中の標識物質の位置情報を含む生化学測定画像上の定量解析すべき領域を自動的に画定することのできる生化学画像解析装置に関するものである。
【０００２】
【従来の技術】
放射性標識を付与した物質を、生物体に投与した後、その生物体あるいはその生物体の組織の一部を試料とし、この試料を、高感度Ｘ線フィルムなどの放射線フィルムに一定時間重ね合わせることによって、放射線フィルムを感光させ或いは露光し、放射線フィルムの感光された部位に基づき、試料中の放射性標識物質の位置情報を得るようにしたオートラジオグラフィ検出方法や、蛋白質、核酸配列などの固定された高分子を、化学発光物質と接触して、化学発光を生じさせる標識物質により、選択的に標識し、標識物質によって選択的に標識された高分子と、化学発光物質とを接触させて、化学発光物質と標識物質との接触によって生ずる可視光波長域の化学発光を検出することによって、遺伝子情報などの高分子に関する情報を得るようにした化学発光検出方法が知られている。
これらの方法は、従来、検出材料として、写真フイルムを用い、写真フイルム上に、放射線画像や化学発光画像を記録し、目視によって、可視画像を検出することによって、おこなわれていたが、検出材料として、写真フイルムを用いる場合には、オートラジオグラフィ検出方法にあっては、放射線フイルムの感度が低く、画像記録に多大な時間を要するという問題があり、また、化学発光検出方法にあっては、微弱な化学発光を確実に検出するために、γ値の高い高感度フイルムを用いる必要があるが、γ値の高い高感度フイルムを用いるときは、確実に、特性曲線の直線部を用いて、露光することが困難であって、露光ミスが多く、露光条件を変えて、繰り返し、露光する必要があるという問題があり、さらには、いずれの方法にあっても、現像処理という化学的処理が必要不可欠であって、操作が煩雑であるという問題を有している。
【０００３】

そこで、従来の写真フイルムに代えて、放射線、可視光、電子線などが照射されると、そのエネルギーを吸収して、蓄積し、その後に、特定の波長域の電磁波を用いて励起すると、照射された放射線、可視光、電子線などのエネルギーの量に応じた光量の輝尽光を発する特性を有する輝尽性蛍光体を、放射線、可視光、電子線などの検出材料として用い、輝尽性蛍光体から発せられた輝尽光を、光電的に検出して、ディジタル信号に変換し、得られた画像データに所定の画像処理を施した後に、画像を、ＣＲＴ画面などの表示手段あるいは写真フイルム上に再生するようにしたオートラジオグラフィ検出方法および化学発光検出方法が提案されている（たとえば、特公平１－６０７８４号公報、特公平１－６０７８２号公報、特公平４－３９５２号公報、米国特許第５，０２８，７９３号、英国特許出願公開ＧＢ第２，２４６，１９７Ａなど）。

この輝尽性蛍光体を用いた検出方法によれば、現像処理という化学的処理が不必要であるだけでなく、オートラジオグラフィ検出方法にあっては、露光時間を大幅に短縮することができ、化学発光検出方法にあっては、露光ミスが少なく、容易に、露光をおこなうことができるという利点があり、さらには、ディジタル信号に変換された後に、画像が再生されるので、画像データに、信号処理を施すことによって、所望のように、画像を再生し、あるいは、コンピュータによる定量解析が可能になり、好ましい。

【０００４】

したがって、かかる方法を利用し、少なくとも一種の試料を一次元的に展開して得られた試料中の放射性標識物質の位置情報を含むオートラジオグラフィ画像あるいは試料中の標識物質の位置情報を含む化学発光画像を読み取って、画像データを生成し、解析する画像解析装置が提案されており、薄層クロマトグラフィー（ＴＬＣ：Ｔｈｉｎ　Ｌａｙｅｒ　Ｃｈｒｏｍａｔｏｇｒａｐｈｙ）法によって得られた画像、サザン・ブロット・ハイブリタイゼーション法を利用した遺伝子の画像、ポリアクリルアミドゲル電気泳動法によって、蛋白質の分離、同定、あるいは、分子量、特性の評価などをおこなうための画像の解析に利用されている。

これらのうち、薬物代謝研究の分野において、薬物代謝を調べるために、しばしば用いられている薄層クロマトグラフィー法は、固定相として、薬物との相互作用をもつ物質を均一な薄層にして、その上で、薬物あるいは代謝物を分離するものであり、オートラジオグラフィによる場合には、実験動物に放射性物質（放射性同位体：ＲＩ）で標識した薬物を投与し、その薬物が体内で変化した場合の成分を分析することができる。たとえば、放射性物質（放射性同位体：ＲＩ）で標識化した薬物を実験動物に投与してから一定時間経過後に、実験動物の特定の部位より採取した尿、血液、組織などに所定の処理を施し、それを、ガラス板の上に０．５ｍｍ程度の薄いシリカゲルの粉を塗布したＴＬＣプレート上の所定の位置にスポットし、これを展開溶媒に浸して、クロマトグラフィー展開すると、ＴＬＣプレート上に、成分ごとに分離されたスポットが形成される。このＴＬＣプレートを、蓄積性蛍光体シートに転写し、画像読み取り装置を用いて、蓄積性蛍光体シートを電磁波によって走査して、蓄積性蛍光体シートから放出される輝尽光を、光電的に検出し、試料から蓄積性蛍光体シートに転写された放射性標識物質の位置情報を電気信号に変換してデータを生成する。画像解析装置は、こうして得られたデータを受信し、これをハードディスクなどのデータ記憶手段に、記憶することによって、蓄積性蛍光体シートに転写された放射性標識物質の位置情報を含む画像データを記憶し、さらに、データ記憶手段に記憶された画像データから所望のデータを選択して、これに所望の信号処理を施し、あるいは、所定の拡大率で拡大することにより、放射性標識物質の位置情報を精度良く得るのに適した画像をＣＲＴの画面などの表示手段上に再生することができる。

【０００５】

このような画像解析装置においては、画像データの所望の領域を関心領域として画定し、蓄積性蛍光体シートからの発光量を、画像データの関心領域に含まれる画像を構成する画素の濃度を数値化して、その総和を求めることにより、画像の所望の領域の濃度、すなわち、蓄積性蛍光体シートからの発光量を定量化することができ、さらに、複数の関心領域をグループ化して、グループに属する関心領域の各々の濃度の比、すなわち、蓄積性蛍光

体シートからの発光量の比などを算出して、画像の所望の領域間の濃度、すなわち、蓄積性蛍光体シートからの発光量を比較し、定量解析ができるように構成されている。たとえば、前述した薄層クロマトグラフィー法を用いた薬物代謝研究の分野において、ＴＬＣプレート上に、同時に複数の物質をスポットして、クロマトグラフィー展開する場合、たとえば、ある実験動物に薬物を投与してから、３０分後、１時間後、２時間後、５時間後に、その実験動物から血液を採取し、それらをＴＬＣプレート上に横方向にスポットし、クロマトグラフィー展開する場合に、このように生成されたＴＬＣプレートを転写した蓄積性蛍光体シートから得られた画像データから、ＴＬＣプレート上のスポットが形成されている位置に対応する領域を関心領域として画定し、さらに、複数の所定の領域をグループ化し、各関心領域の濃度を数値化して、グループに属する各領域の濃度の比を調べることができる。

【０００６】

このような定量化処理および定量解析をするために、オートラジオグラフィ画像解析装置あるいは化学発光画像解析装置は、表示装置の画面上に形成された画像中に、矩形などで囲まれた関心領域を画定し、関心領域内に存在する画像の濃度データを得ることができるように構成されている。

【０００７】

【発明の解決しようとする課題】

しかしながら、従来のオートラジオグラフィ画像解析装置あるいは化学発光画像解析装置においては、操作者が定量しようとする領域ごとに、関心領域を画定する必要があり、その操作が煩雑であるという問題点があった。

たとえば、前述したように、ＴＬＣプレート上に、同時に二種以上の試料をスポットして、クロマトグラフィー展開したものを、転写した蓄積性蛍光体シートから画像データを得た場合に、画像の所望の関心領域間の濃度、すなわち、蓄積性蛍光体シートからの発光量を比較し、定量解析をするためには、操作者は、ＣＲＴなどの表示手段に表示された画像を観察して、ＴＬＣプレート上に形成されているスポットごとに、複数の関心領域を設定する必要がある。しかしながら、このような方法では、得られた画像データに形成されたスポットを含む所望の関心領域の定量処理を、迅速にすることができないという問題点があった。

さらに、たとえば、ある試料をクロマトグラフィー展開することにより得られた特定のレーン内に含まれる複数のスポットに対応する関心領域の濃度データの比などを求めて、定量解析をしようとする場合、或いは、クロマトグラフィー展開された二以上の試料間で、対応する位置に形成されたスポットに対応する関心領域の濃度データの比などを求めて、定量解析をしようとする場合には、設定した関心領域に基づき、複数の関心領域をグループ化する必要がある。しかし、画像を観察して、操作者が、このような複数の関心領域をグループ化するのでは、複数の所望の領域の定量解析を、迅速にすることができないという問題点があった。

【０００８】

これらは、薄層クロマトグラフィー法によって得られた画像に限らず、少なくとも一種の試料を一次元的に展開して得られた試料中の放射性標識物質の位置情報を含むオートラジオグラフィ画像や試料中の標識物質の位置情報を含む化学発光画像の解析をおこなう必要があるサザン・ブロット・ハイブリタイゼーション法を利用した遺伝子の画像、ポリアクリルアミドゲル電気泳動法によって、蛋白質の分離、同定、あるいは、分子量、特性の評価などをおこなうための画像の解析をする場合にも同様に問題となっていた。

また、このことは、試料中の標識物質の位置情報を、従来のオートラジオグラフィや化学発光検出方法と同様に、写真フィルムに記録し、可視画像を、一旦、再生した後に、再生された可視画像を光電的に読み取って、電気信号化し、得られた画像データに、所望の信号処理を施すことにより、標識物質の位置情報を、画像として、ＣＲＴ画面などの表示手段上に再生する場合にも、同様に問題になる。

【０００９】

【発明の目的】
本発明は、操作者による煩雑な操作を必要とすることなく、迅速に、生化学測定画像中の定量化あるいは定量解析すべき関心領域を画定することのできる生化学画像解析装置を提供することを目的とするものである。
【００１０】
【発明の構成】
本発明によれば、少なくとも一つの試料を一次元的に展開して得られた試料中の標識物質の位置情報を、電気信号に変換して得られたデータに基づき、生成された生化学画像の画像データを記憶する画像データ記憶手段と、前記画像データ記憶手段に記憶された画像データの中から画像データを選択して、所定の処理を施すことにより、平面座標系に展開された表示画像データを生成する表示画像データ生成手段と、前記表示画像データに基づき、画像を表示する表示手段と、前記表示画像データを、前記表示画像データが展開される前記平面座標系の一方の座標軸方向に分割して、前記一方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データを生成する第１の画像データ分割手段と、前記表示画像データの中から、前記表示手段に表示されるべき画像のノイズに対応するデータを除去して、ノイズ除去画像データを生成する第１のノイズ除去手段を備え、前記第１の画像分割手段が、前記第１のノイズ除去手段によりノイズに対応するデータが除去されたノイズ除去データに一次元フーリエ変換を施して、濃度データのピークの座標を推定するピーク推定手段と、該ピーク推定手段により推定されたピークの座標を補正するピーク座標補正手段と、該ピーク座標補正手段により得られたピークの座標にしたがって、第１の分割座標データを生成するレーン分割座標データ生成手段を備えた、ことを特徴とする生化学画像解析装置が提供される。
【００１１】
本発明の好ましい実施態様によれば、生化学画像解析装置は、さらに、前記一方の座標軸方向に分割された前記表示画像データを、前記平面座標系の他方の座標軸方向に分割し、前記レーンごとに、前記他方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するスポットを形成するための第２の分割座標データを生成する第２の画像データ分割手段と、前記第１の分割座標データと前記第２の分割座標データとに基づいて、前記各レーンに形成されたスポットが属すべきグループを示すグループデータを生成するグループデータ生成手段を備えている。
本発明の別の好ましい実施態様によれば、前記グループデータ生成手段が、各レーンの前記第２の分割座標データを対比して、前記各レーンに形成されたスポットをグループ化するスポットグループ化手段と、前記各レーンの前記第２の分割座標データを比較して、各レーンをグループ化するレーングループ化手段と、該レーングループ化手段による前記各レーンのグループ化の結果に基づいて、前記スポットグループ化手段によりグループ化されたスポットのグループを補正するスポットグループ化補正手段を備えている。
【００１２】
また、本発明によれば、少なくとも一つの試料を一次元的に展開して得られた試料中の標識物質の位置情報を、電気信号に変換して得られたデータに基づき、生成された生化学画像の画像データを記憶する画像データ記憶手段と、
前記画像データ記憶手段に記憶された画像データの中から画像データを選択して、所定の処理を施すことにより、平面座標系に展開された表示画像データを生成する表示画像データ生成手段と、前記表示画像データに基づき、画像を表示する表示手段と、前記表示画像データを、前記表示画像データが展開される前記平面座標系の一方の座標軸方向に分割して、前記一方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データを生成する第１の画像データ分割手段と、前記一方の座標軸方向に分割された前記表示画像データを、前記平面座標系の他方の座標軸方向に分割し、前記レーンごとに、前記他方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するスポットを形成するための第２の分割座標データを生成する第２の画像データ分割手段と、前記第１の分割座標データと前記第２の分割座標データとに基づいて、前記各レーンに形成されたスポットが属すべきグ

ループを示すグループデータを生成するグループデータ生成手段と、を備え、前記グループデータ生成手段が、各レーンの前記第２の分割座標データを対比して、前記各レーンに形成されたスポットをグループ化するスポットグループ化手段と、前記各レーンの前記第２の分割座標データを比較して、各レーンをグループ化するレーングループ化手段と、該レーングループ化手段による前記各レーンのグループ化の結果に基づいて、前記スポットグループ化手段によりグループ化されたスポットのグループを補正するスポットグループ化補正手段を備えたことを特徴とする生化学画像解析装置が提供される。

【００１３】

本発明の好ましい実施態様によれば、前記第２の画像データ分割手段が、前記第１の画像データ分割手段により生成された第１の分割座標データに基づいて画定されたレーンごとに、前記他方の座標の値を共通にする画素データの有する濃度データの値を累算し、前記他方の座標方向の周辺分布データを算出する周辺分布データ算出手段と、前記周辺分布データ算出手段により算出された周辺分布に対応するデータに基づいて、前記レーンごとのスポットを画定する第２の分割座標データを生成するスポット分割座標データ生成手段とを有し、前記スポット分割座標データ生成手段が、前記周辺分布データ算出手段により算出された周辺分布に対応するデータの値を所定値と比較して、領域開始点および領域終了点を検出する領域開始点／終了点検出手段と、前記周辺分布データ算出手段により算出された周辺分布に対応し前記領域開始点と前記領域終了点との間に存在するデータの微分値の符号が変化するピーク点を検出するピーク点検出手段と、前記領域開始点および領域終了点ならびに前記ピーク点に基づいて、前記スポットを形成するための第２の分割座標データを算出する分割座標データ算出手段とを有する。

【００１４】

本発明の好ましい実施態様によれば、さらに、前記表示画像データの中から、前記表示手段に表示されるべき画像の背景ノイズに対応するデータを除去して、ノイズ除去画像データを生成する背景ノイズ除去手段を備え、前記第１の画像データ分割手段が、前記ノイズ除去画像データを、前記表示画像データが展開される前記平面座標系の一方の座標軸方向に分割して、前記一方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データを生成するように構成されている。

【００１５】

本発明によれば、少なくとも一つの試料を一次元的に展開して得られた試料中の標識物質の位置情報を、電気信号に変換して得られたデータに基づき、生成された生化学画像の画像データを記憶する画像データ記憶手段と、前記画像データ記憶手段に記憶された画像データの中から画像データを選択して、所定の処理を施すことにより、平面座標系に展開された表示画像データを生成する表示画像データ生成手段と、前記表示画像データに基づき、画像を表示する表示手段と、前記表示画像データを、前記表示画像データが展開される前記平面座標系の一方の座標軸方向に分割して、前記一方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データを生成する第１の画像データ分割手段と、前記表示画像データの中から、前記表示手段に表示されるべき画像の背景ノイズに対応するデータを除去して、ノイズ除去画像データを生成する背景ノイズ除去手段を備え、前記第１の画像データ分割手段が、前記ノイズ除去画像データを、前記表示画像データが展開される前記平面座標系の一方の座標軸方向に分割して、前記一方の座標軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データを生成するように構成され、前記背景ノイズ除去手段が、前記表示画像データを構成する複数の画素を含む領域を画定し、前記領域の所定の位置にある画素データの有する濃度データが、前記領域の他の位置にある画素データの有する濃度データと異なる場合に、前記所定の位置にある画素データの有する濃度データの値を、所定の値に変換し、前記領域中の孤立した濃度データを有する画素データを除去する孤立点除去手段と、前記孤立点除去手段から出力されたデータを二値化する二値化手段と、前記二値化手段から出力されたデータから、複数の画素データを含む領域を画定し、前記領域の所定の位置にある画素データの有する濃度データが、前記領域の他の位置にある画素データの有する濃度データと異なる場合に、

前記所定の位置にある画素データの有する濃度データの値を、所定の値に変換し、該領域中の孤立した濃度データを有する画素データを除去する第２の孤立点除去手段を備えたことを特徴とする生化学画像解析装置が提供される。

【００１６】

本発明の好ましい実施態様によれば、前記濃度データの値が、大きくなるにしたがって、前記濃度データを有する画素データに対応する画像が、前記表示手段上に白く表示されるように構成され、前記背景ノイズ除去手段が、さらに、前記表示画像データを構成する画素データの有する濃度データを、所定の範囲に拡張して、コントラストを強調するコントラスト強調手段と、前記コントラストの強調された表示画像データの濃度ヒストグラムを生成し、前記濃度ヒストグラムの面積の所定の割合を占める点より大きな値を有する濃度データに、濃度データの最大値を付与する濃度変換手段とを有し、前記濃度変換手段により濃度データの変換されたデータが、前記孤立点除去手段に与えられる。

本発明の好ましい実施態様によれば、前記濃度データの値が、大きくなるにしたがって、前記濃度データを有する画素データに対応する画像が、前記表示手段上に白く表示されるように構成され、前記背景ノイズ除去手段が、さらに、前記表示画像データを構成する画素データの有する濃度データを、所定の範囲に拡張して、コントラストを強調するコントラスト強調手段と、前記表示画像データから選択された所定の領域に含まれる画素データの有する濃度データの平均値を算出し、前記平均値より大きな値を有する濃度データに、濃度データの最大値を付与する濃度変換手段を有し、前記濃度変換手段により濃度データの変換されたデータが、前記孤立点除去手段に与えられる。

【００１７】

本発明のさらに好ましい実施態様においては、画像データが、蓄積性蛍光体シートを用いて生成されている。

本発明のさらに好ましい実施態様においては、前記画像データが、オートラジオグラフィ画像データおよび化学発光画像データよりなる群から選ばれる画像データにより構成されている。

本発明のさらに好ましい実施態様においては、オートラジオグラフィ画像データが、試料から発せられる放射線または電子線を、輝尽性蛍光体に蓄積、吸収させ、しかる後に、前記輝尽性蛍光体に、電磁波を照射して、該輝尽性蛍光体から発せられた光を光電変換することにより得られている。

本発明のさらに好ましい実施態様においては、化学発光画像データが、試料から発せられる可視光を、輝尽性蛍光体に蓄積、吸収させ、しかる後に、前記輝尽性蛍光体に、電磁波を照射して、該輝尽性蛍光体から発せられた光を光電変換することにより得られている。

本発明において、位置情報とは、試料中における放射性標識物質もしくはその集合体の位置を中心とした各種の情報、たとえば、試料中に存在する放射性標識物質の集合体の存在位置と形状、その位置における放射性標識物質の濃度、分布などからなる情報の一つもしくは任意の組み合わせとして得られる各種の情報を意味するものである。

【００１８】

本発明において、オートラジオグラフィ画像を生成するために使用することのできる輝尽性蛍光体としては、放射線のエネルギーを蓄積可能で、電磁波によって励起され、蓄積している放射線のエネルギーを光の形で放出可能なものであればよく、とくに限定されるものではないが、可視光波長域の光によって励起可能であるものが好ましい。具体的には、たとえば、特開昭５５－１２１４５号公報に開示されたアルカリ土類金属弗化ハロゲン化物系蛍光体（Ba_{1-x}, M^{2+}_{x}）ＦＸ：ｙＡ（ここに、M^{2+}はＭｇ、Ｃａ、Ｓｒ、ＺｎおよびＣｄからなる群より選ばれる少なくとも一種のアルカリ土類金属元素、ＸはＣｌ、ＢｒおよびＩからなる群より選ばれる少なくとも一種のハロゲン、ＡはＥｕ、Ｔｂ、Ｃｅ、Ｔｍ、Ｄｙ、Ｐｒ、Ｈｅ、Ｎｄ、ＹｂおよびＥｒからなる群より選ばれる少なくとも一種の３価金属元素、ｘは０≦ｘ≦０．６、ｙは０≦ｙ≦０．２である。）、特開平２－２７６９９７号公報に開示されたアルカリ土類金属弗化ハロゲン化物系蛍光体ＳｒＦＸ：Ｚ（ここに、ＸはＣｌ、ＢｒおよびＩからなる群より選ばれる少なくとも一種のハロ

ゲン、ＺはＥｕまたはＣｅである。）、特開昭５９－５６４７９号公報に開示されたユーロピウム付活複合ハロゲン物系蛍光体ＢａＦＸ・ｘＮａＸ’：ａEu^{2+}（ここに、ＸおよびＸ’はいずれも、Ｃｌ、ＢｒおよびＩからなる群より選ばれる少なくとも一種のハロゲンであり、ｘは０＜ｘ≦２、ａは０＜ａ≦０．２である。）、特開昭５８－６９２８１号公報に開示されたセリウム付活三価金属オキシハロゲン物系蛍光体であるＭＯＸ：ｘＣｅ（ここに、ＭはＰｒ、Ｎｄ、Ｐｍ、Ｓｍ、Ｅｕ、Ｔｂ、Ｄｙ、Ｈｏ、Ｅｒ、Ｔｍ、ＹｂおよびＢｉからなる群より選ばれる少なくとも一種の三価金属元素、ＸはＢｒおよびＩのうちの一方あるいは双方、ｘは、０＜ｘ＜０．１である。）、特開昭６０－１０１１７９号公報および同６０－９０２８８号公報に開示されたセリウム付活希土類オキシハロゲン物系蛍光体であるＬｎＯＸ：ｘＣｅ（ここに、ＬｎはＹ、Ｌａ、ＧｄおよびＬｕからなる群より選ばれる少なくとも一種の希土類元素、ＸはＣｌ、ＢｒおよびＩからなる群より選ばれる少なくとも一種のハロゲン、ｘは、０＜ｘ≦０．１である。）および特開昭５９－７５２００号公報に開示されたユーロピウム付活複合ハロゲン物系蛍光体$M^{II}FX\cdot aM^{I}X'\cdot bM'^{II}X''_2\cdot cM^{III}X'''_3\cdot xA:yEu^{2+}$（ここに、$M^{II}$はＢａ、ＳｒおよびＣａからなる群より選ばれる少なくとも一種のアルカリ土類金属元素、M^{I}はＬｉ、Ｎａ、Ｋ、ＲｂおよびＣｓからなる群より選ばれる少なくとも一種のアルカリ金属元素、M'^{II}はＢｅおよびＭｇからなる群より選ばれる少なくとも一種の二価金属元素、M^{III}はＡｌ、Ｇａ、ＩｎおよびＴｌからなる群より選ばれる少なくとも一種の三価金属元素、Ａは少なくとも一種の金属酸化物、ＸはＣｌ、ＢｒおよびＩからなる群より選ばれる少なくとも一種のハロゲン、Ｘ’、Ｘ’’およびＸ’’’はＦ、Ｃｌ、ＢｒおよびＩからなる群より選ばれる少なくとも一種のハロゲンであり、ａは、０≦ａ≦２、ｂは、$0\leqq b\leqq 10^{-2}$、ｃは、$0\leqq c\leqq 10^{-2}$で、かつ、$a+b+c\geqq 10^{-2}$であり、ｘは、０＜ｘ≦０．５で、ｙは、０＜ｙ≦０．２である。）が、好ましく使用し得る。

【００１９】

本発明において、化学発光画像を生成するために、使用することのできる輝尽性蛍光体としては、可視光波長域の光のエネルギーを蓄積可能で、電磁波によって励起され、蓄積している可視光波長域の光のエネルギーを光の形で放出可能なものであればよく、とくに限定されるものではないが、可視光波長域の光によって励起可能であるものが好ましい。具体的には、たとえば、特開平４－２３２８６４号公報に開示された金属ハロリン酸塩系蛍光体、希土類元素付活蛍光体、アルミン酸塩系蛍光体、珪酸塩系蛍光体、フッ化物系蛍光体が、好ましく使用し得る。

【００２０】

【発明の作用】

本発明によれば、表示画像データから、生化学画像上の一方の座標方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第１の分割座標データが生成されるため、操作者による煩雑な操作を必要とすることなく、生化学画像上の定量解析すべき領域を生成することができる。

また、本発明の好ましい実施態様によれば、生化学画像上の他方の座標方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するための第２の分割座標データが生成されるため、操作者による煩雑な操作を必要とすることなく、レーンごとに、定量解析すべき領域を生成することができる。

また、本発明のさらに好ましい実施態様によれば、各々のレーンに形成されたスポットが属すべきグループを示すグループデータが生成されるため、操作者が煩雑な操作をして、一つのグループに属すべきスポットを画定する必要がなくなり、迅速に、定量処理および定量解析を実行することが可能になる。

【００２１】

【発明の実施の形態】

以下、添付図面に基づいて、本発明の実施態様につき詳細に説明を加える。

図１は、本発明の実施態様にかかるオートラジオグラフィ画像解析装置のための画像デー

タを生成する画像読み取り装置の一例を示す略斜視図である。
図１において、蓄積性蛍光体シート１には、試料（図示せず）に含まれる放射性標識物質の位置情報が、放射線エネルギーの形で、蓄積されている。本実施態様においては、成分の異なる複数の種の薬物を、実験動物に投与し、所定時間経過後に、その尿、胆汁およびフンを採取して、これを、ＴＬＣプレート上にクロマトグラフィー展開し、ＴＬＣプレートから転写された画像が、蓄積性蛍光体シート１に蓄積記録されている。したがって、このＴＬＣプレートから転写された蓄積性蛍光体シート１には、複数の実験動物ごとに、これから採取した尿、胆汁およびフンをクロマトグラフィー展開した一次元的なレーンが形成され、各レーン内には、それぞれ、各個体の状態などに応じた位置に、スポットが形成されている。
こうして試料中の放射性標識物質の位置情報が蓄積記録された蓄積性蛍光体シート１を、レーザ光２により、走査して、励起し、輝尽光を発生させる。
【００２２】
レーザ光２は、レーザ光源３により発生され、フィルタ４を通過することにより、レーザ光２による励起によって蓄積性蛍光体シート１から発生する輝尽光の波長領域に対応する波長領域の部分がカットされる。次いで、レーザ光２は、ビーム・エクスパンダ５により、そのビーム径が正確に調整され、ガルバノミラー等の光偏向器６に入射する。光偏向器６によって偏向されたレーザ光２は、ｆθレンズ７を介して、平面反射鏡８により反射され、蓄積性蛍光体シート１上に、一次元的に入射する。ｆθレンズ７は、蓄積性蛍光体シート１上を、レーザ光２により走査するときに、つねに、均一のビーム速度で、走査がなされることを保証するものである。
このようなレーザ光２による走査と同期して、蓄積性蛍光体シート１は、図１において、矢印Ａの方向に移動され、その全面が、レーザ光２によって走査されるようになっている。
蓄積性蛍光体シート１は、レーザ光２が照射されると、蓄積記録していた放射線エネルギーに比例する光量の輝尽光を発光し、発光した輝尽光は、導光性シート９に入射する。
【００２３】
導光性シート９は、その受光端部が直線状をなし、蓄積性蛍光体シート１上の走査線に対向するように近接して配置され、また、その射出端部は、円環状をなし、フォトマルチプライアなどの光電変換型の光検出器１０の受光面に接続されている。この導光性シート９は、アクリル系合成樹脂などの透明な熱可塑性樹脂シートを加工して作られており、受光端部から入射した光が、その内面で、全反射を繰り返しながら、射出端部を経て、光検出器１０の受光面に伝達されるように、その形状が定められている。
したがって、レーザ光２の照射に応じて、蓄積性蛍光体シート１から発光した輝尽光は、導光性シート９に入射し、その内部で、全反射を繰り返しながら、射出端部を経て、光検出器１０によって受光される。
光検出器１０の受光面には、蓄積性蛍光体シート１から発光される輝尽光の波長領域の光のみを透過し、レーザ光２の波長領域の光をカットするフィルタが貼着されており、光検出器１０は、蓄積性蛍光体シート１から発光された輝尽光のみを光電的に検出するように構成されている。
光検出器１０によって光電的に検出された輝尽光は、電気信号に変換され、所定の増幅率を有する増幅器１１によって、所定のレベルの電気信号に増幅された後、Ａ／Ｄ変換器１２に入力される。電気信号は、Ａ／Ｄ変換器１２において、信号変動幅に適したスケールファクタで、ディジタル信号に変換され、ラインバッファ１３に入力される。ラインバッファ１３は、走査線１列分の画像データを一時的に記憶するものであり、以上のようにして、走査線１列分の画像データが記憶されると、そのデータを、ラインバッファ１３の容量よりも大きな容量を有する送信バッファ１４に出力し、送信バッファ１４は、所定の容量の画像データが記憶されると、画像データを、オートラジオグラフィ画像解析装置に出力するように構成されている。
【００２４】

図２は、本発明の実施態様にかかるオートラジオグラフィ画像解析装置および画像読み取り装置のブロックダイアグラムである。
図２において、オートラジオグラフィ画像解析装置３０は、蓄積性蛍光体シート１に蓄積記録され、画像読み取り装置２０により読み取られて、ディジタル信号に変換された試料に含まれる放射性標識物質の位置情報を含む画像データを受理し、画像データに、たとえば、濃度、色調、コントラストなどが適正で、観察解析特性に優れた可視画像を再生し得るように信号処理を施すとともに、画像データの一部分に所望の領域を画定し、該領域内の濃度などを算出する信号処理手段４０と、画像読み取り装置２０から信号処理手段４０に入力された画像データを一時的に記憶するとともに、信号処理後の画像データを記憶する画像データ記憶手段５０と、試料に含まれる放射性標識物質の位置情報を含む画像データを画像として再生するＣＲＴ６０と、操作者により操作され、信号処理手段４０に所定の指示を与えるための入力データが入力される入力装置７０とを備えている。オートラジオグラフィ画像解析装置３０は、受信バッファ４１と制御部４２とを備えており、画像読み取り装置２０の送信バッファ１４に、一次的に記憶された画像データは、オートラジオグラフィ画像解析装置３０の信号処理手段４０の受信バッファ４１に入力されて、一時的に記憶される。この受信バッファ４１内に、所定量の画像データが記憶されると、制御部４２の指令に基づき、記憶された画像データが、画像データ記憶手段５０の画像データ一時記憶部５１に出力され、記憶される。このようにして、画像読み取り装置２０の送信バッファ１４から、信号処理手段４０の受信バッファ４１に送られ、一時的に記憶された画像データは、さらに、受信バッファ４１から、画像データ記憶手段５０の画像データ一時記憶部５１に記憶される。こうして、蓄積性蛍光体シート１の全面を、レーザ光２によって走査して得られた画像データが、画像データ記憶手段５０の画像データ一時記憶部５１に記憶されると、信号処理手段４０の制御部４２は、画像データ一時記憶部５１から所定の画像データを読み出し、画像データ記憶部５２に記憶する。

【００２５】

さらに、オートラジオグラフィ画像解析装置３０の信号処理手段４０は、画像データ記憶部５２に記憶された画像データを読み出し、これに所定の処理を施して、ＣＲＴ６０に出力するとともに、画像データの定量解析をおこなう画像生成／解析部４３を備えている。
図３は、本実施態様にかかるオートラジオグラフィ画像解析装置３０の画像生成／解析部４３およびその周辺回路を詳細に示したブロック図である。図３に示されるように、画像生成／解析部４３は、操作者が入力装置７０を操作することにより、画像データ記憶部５２から読み出された画像データに所定の処理を施して、ＣＲＴ６０に表示すべき画像に対応する表示画像データを生成する表示画像生成部１０２と、表示画像生成部１０２により生成された表示画像データから背景部分の雑音に対応するデータを除去する背景雑音処理部１０４と、表示画像データが展開される平面座標のｘ軸方向に、表示画像データを分割して、ｘ軸方向の定量すべき領域を画定するレーンを形成するレーン分割処理部１０６と、レーン分割処理部１０６により形成されたレーンごとに、ｙ軸方向の定量すべき領域を画定するスポットを認識して、スポット領域データを生成するスポット認識処理部１０８と、入力装置７０に与えられた入力データにしたがって、スポット認識処理部１０８によって生成されたスポット領域データを修正するデータ修正部１１０と、スポット領域データに基づいて、スポットの各々に含まれる画素の濃度データを算出する定量処理部１１２と、定量処理部１１２により生成された濃度データなどを記憶する定量データ記憶部１１４と、定量データ記憶部１１４に記憶された濃度データなどに基づいて、ＣＲＴ６０に表示すべき表に対応する表データを生成する表データ生成部１１６と、表示画像生成部１０２によって生成された表示画像データ、レーン分割処理部１０６により形成されたレーンおよびスポット認識処理部１０８により生成されスポット領域データ、ならびに、表データ生成部１１６により生成された表データを合成する画像合成部１１８と、画像合成部１１８により合成された画像データを展開するウィンドウメモリ１２０と、スポット領域データに基づいて、各レーンごとに、そのレーンに含まれる各スポットを、属すべきグループに分類するグループデータを生成する代謝物分類処理部１２２とを備えている。

【００２６】
図４は、本実施態様にかかる画像読み取り装置２０により読み取られ、画像データ記憶部５２に記憶された画像データの中から、入力装置７０から入力されたデータにしたがって、表示画像生成部１０２により生成された表示画像データに基づき、ＣＲＴ６０の画面に表示される画像を示す図である。
図４に示されるように、ＣＲＴ６０の画面４００には、ＴＬＣプレート上に滴下された１０の試料をクロマトグラフィー展開することによって形成され、各々が複数のスポットを含んだレーン４０１－１ないし４０１－１０が形成されている。ここに、レーン４０１－１、４０１－２および４０１－３は、それぞれ、オスの実験動物に薬物を投与し、４時間後、８時間後および２４時間後に、その胆汁を採取して、これをＴＬＣプレート上にクロマトグラフ展開したレーンに対応し、レーン４０１－４は、オスの実験動物に薬物を投与してから、２４時間後に採取した糞をクロマトグラフ展開したレーンに対応し、また、レーン４０１－５は、メスの実験動物に薬物を投与してから、２４時間後に採取した糞をクロマトグラフ展開したレーンに対応する。さらに、レーン４０１－６および４０１－７は、オスの実験動物に薬物を投与してから、それぞれ、４時間後および２４時間後に採取した尿をクロマトグラフ展開したレーンに対応し、レーン４０１－８および４０１－９は、メスの実験動物に薬物を投与してから、それぞれ、４時間後および８時間後に採取した尿をクロマトグラフ展開したレーンに対応する。レーン４０１－１０は、実験動物に投与した薬物自体を、すなわち、薬物を実験動物に投与することなく、クロマトグラフィー展開することにより形成されたレーンに対応するレファレンスである。
【００２７】
また、蓄積性蛍光体シート１を露光する際に、宇宙線もしくは地中に含まれる放射線、または、たとえば、クロマトグラフ展開するためのＴＬＣプレートが有する固有の放射線により、ほぼ均一に蓄積性蛍光体シート１上に生じるノイズ成分に対応する背景雑音が、画面４００のスポットが形成されていない部分に現れている。
表示画像データは、複数の画素から構成されており、各画素ごとに、その濃度を示す濃度データの値を有している。本実施態様においては、濃度データの値の範囲は、０ないし２５５であり、濃度データの値が０のときに、ＣＲＴ６０の画面上で、その画素は黒で表わされ、濃度データの値が２５５のときに、その画素は白で表わされるようになっている。
図５は、背景雑音処理部１０４の構成を示すブロックダイアグラムである。
図５に示されるように、背景雑音処理部１０４は、表示画像データを構成する画素データの有する濃度データの偏りを補正して、コントラスト強調画像データを得るためのコントラスト強調処理部１３０と、背景部分に対応する画像データを構成する画素データの有する濃度データの値の範囲を決定する濃度変換パラメータを算出する濃度変換パラメータ算出部１３２と、各画素データの有する濃度データの値を変換する濃度変換処理部１３４と、変換された濃度データの値が所定範囲の画素データ中で、孤立している画素データを捜し出して、その画素データの有する濃度データを所定の値に変更することにより、濃度データの値が孤立している画素データを除去する濃度孤立点除去処理部１３６と、濃度孤立点除去処理部１３６によって得られた画像データを二値化する二値化処理部１４０と、二値化された画像データを構成する所定範囲の画素データ中で、さらに、濃度データの値が孤立している画素データを求め、その画素データの有する濃度データの値を変更して、これを除去する孤立点除去処理部１４２と、孤立点除去処理部１４２によって得られた二値化画像データの背景部分以外の領域の画素データに対応する画像データに、もとの濃度データを与える画像間演算部１４４を備えている。
【００２８】
表示画像生成部１０２から出力された表示画像データが、コントラスト強調処理部１３０に入力されると、コントラスト強調処理部１３０により、この表示画像データを構成する各画素データの有する濃度データの値の範囲が求められる。次いで、コントラスト強調処理部１３０は、こうして求められた濃度データの値の範囲を、０ないし２５５の範囲に拡張するように、各画素データの有する濃度データの値を変換する。すなわち、表示画像デ

ータを構成する各画素データの有する濃度データの最小値をａ、最大値をｂとした場合に、濃度データの値がｃであった画素データの有する濃度データは、次式にしたがって、濃度データｃ’に変換される。

ｃ’＝（ｃ－ａ）×２５５／（ｂ－ａ）

このように、各画素データの有する濃度データの値を変換することによって、ＴＬＣプレートを転写した蓄積性蛍光体シートの露光条件や、蓄積性蛍光体シートの特性などにより各画素データの有する濃度データの値の範囲に偏りがある場合に、表示画像データのコントラストを所望のように変換することができる。

コントラスト強調処理部１３０は、こうして、濃度データを変換して得たコントラスト強調画像データを濃度変換パラメータ算出部１３２および濃度変換処理部１３４に出力する。

【００２９】

濃度変換パラメータ算出部１３２は、コントラスト強調処理部１３０から入力されたコントラスト強調画像データを構成する各画素データの有する濃度データの値のヒストグラムを生成し、このヒストグラムに基づき、背景部分に対応する画像データを構成する画素データの有する濃度データの値の範囲を決定する。

図６は、濃度変換パラメータ算出部１３２により生成された濃度ヒストグラムを示す図である。濃度変換パラメータ算出部１３２は、ある濃度データの値を有する画素データの数を、濃度データの値ごとに算出して、図６に示されるような濃度ヒストグラムを生成し、表示画像データを構成する画素データの総和のｓ％（ｓは、１００より小さな正の数である。）を占める領域６０１に関連する濃度データの値ｄを、濃度パラメータとして、算出し、濃度変換処理部１３４に出力される。この濃度パラメータを決定するための値ｓは、入力装置７０を用いて任意に設定することができる。

濃度変換処理部１３４は、コントラスト強調画像データを構成する画素データの有する濃度データの値ｅが、濃度パラメータｄよりも大きい場合、すなわち、この画素データが、ＣＲＴ６０の画面上に、濃度パラメータｄに対応する色よりも白く表示される場合に、濃度データの値を、２５５に変換する。すなわち、濃度変換処理部１３４は、その入力された濃度データの値ｅに基づき、以下のようにして、濃度変換画像データを生成して、濃度孤立点除去処理部１３６に出力する。

【００３０】

濃度変換画像データ　＝　２５５　（ｄ＜ｅ≦２５５）

濃度変換画像データ　＝　ｅ　　（０≦ｅ≦ｄ）

このようにして生成された濃度画像変換画像データは、たとえば、図４の領域４０２に示されるように、背景部分、すなわち、スポットが形成されていない領域に対応する画素であるにもかかわらず、濃度パラメータｄ以下の濃度データの値を有する画素データ、すなわち、ＣＲＴ６０上の画面上に部分的に黒く表示されるような濃度データの値を有する画素データを、依然として含んでいる。したがって、濃度孤立点除去処理部１３６は、濃度変換画像データを構成する画素データから、（２ｍ＋１）×（２ｍ＋１）個の矩形の画素データの領域を画定し、その領域に含まれる所定の画素データの有する濃度データの値を、矩形に含まれる画素データの濃度データの低い方からｆ番目の値に変換する。本実施態様においては、濃度孤立点除去処理部１３６は、ｍを１として、３×３個の矩形の画素データの領域を画定し、画定された領域の中央に存在する画素データの有する濃度データの値を、これらの矩形領域に含まれる画素データの有する濃度データの値のうち、低い方から３番目の値に変換するように構成されている。したがって、ある（２ｍ＋１）×（２ｍ＋１）の画素データから構成される濃度変換画像データの各画素データの有する濃度データが、図７（ａ）に示すような値を有している場合は、濃度孤立点除去処理部１３６は、図７（ｂ）に示すように、その中央に位置する画素データの有する濃度データを、３番目に低い値、すなわち、２５５に変換する。なお、前述した矩形の領域を構成する画素データの数に関するパラメータｍ、および、濃度データの値を変換するために用いられるパラメータｆは、入力装置７０によって任意に設定することが可能である。このような処理を

することにより、背景部分であるにもかかわらず、ＣＲＴ６０の画面上に黒く表示される画素データを除去すること、すなわち、その画素データの有する濃度データの値を変更して、ＣＲＴ６０の画面上に表示するのに適した画像データを得ることが可能になる。

【００３１】

濃度孤立点除去処理部１３６からの出力データは、二値化処理部１４０に与えられる。二値化処理部１４０は、濃度データの値が２５５である領域以外の領域は、すべてスポットが形成されている領域と判断し、その領域に属する画素データが有する濃度データの値を０にする。すなわち、二値化処理部１４０は、入力された濃度データの値ｇから、次式にしたがって、出力濃度データ値を生成し、孤立点除去処理部１４２に出力する。

出力濃度データ値　＝　２５５　（ｇ＝２５５）

出力濃度データ値　＝　０　　（ｇ≠２５５）

孤立点除去処理部１４２は、二値化処理部１４０から入力された画像データを構成する画素データから、ｎ×ｎ個の矩形の画素データの領域を画定し、画定された領域内に、濃度データの値が０である画素データの数が、ｈ個以下であるときには、その領域内の画素データが有する濃度データの値をすべて２５５に変換する。本実施態様においては、孤立点除去処理部１４２は、ｎ＝３として、３×３個の矩形の画素データの領域を画定し、画定された領域内に濃度データの値が０である画素データの数が、２個以下である場合に、濃度データの値を２５５に変換するように構成されている。したがって、あるｎ×ｎの画素データから構成される濃度変換画像データの各画素データが有する濃度データが、図８（ａ）に示すような値を有している場合に、孤立点除去処理部１４２は、各画素データが有する濃度データの値をすべて、図８（ｂ）に示されるように、２５５に変換する。なお、臨界画素データ数を示すパラメータｈは、入力装置７０により任意に設定することが可能である。このような処理をすることにより、背景部分であるにもかかわらず、ＣＲＴ６０の画面上に黒く表示される孤立点の画素データを、さらに、除去することが可能になる。

【００３２】

孤立点除去処理部１４２により、孤立点が除去された二値化データは、画像間演算部１４４に与えられる。画像間演算部１４４は、二値化データおよび表示画像生成部１０２から入力された表示画像データに基づいて、二値化データの値が２５５であった場合には、その画素データの濃度データの値を２５５に保持し、他方、二値化データの値が０であった場合には、その画素データに、表示画像データの対応する濃度データを与え、背景雑音の除去された雑音除去画像データを生成する。すなわち、二値化データの値が２５５であった画素データに対応する雑音除去画像データは２５５となり、二値化データの値が０であった画素データに対応する雑音除去画像データは、表示画像データに一致する値となる。このように生成された雑音除去画像データは、レーン分割処理部１０６に送られる。

図９は、ｘ軸方向の定量すべき領域を示すレーンを画定するレーン分割処理部１０６の構成を示すブロックダイアグラムである。図９に示されるように、レーン分割処理部１０６は、表示画像データが展開される平面座標の各ｘ座標に含まれる画素データの有する濃度データの値の和、すなわち、ｘ座標の値を共通にする画素データのｙ軸方向の濃度データの和を、それぞれ算出し、領域のｘ軸方向のデータ値の周辺分布を示す周辺分布データを生成するｘ軸方向周辺分布算出部１５０と、ｘ軸方向周辺分布算出部１５０により生成された周辺分布データに基づき、複数のスポットが形成された定量すべきレーンを画定するレーンの開始点を検出するレーン開始点検出部１５２と、周辺分布データに基づき、レーンの終了点を検出するレーン終了点検出部１５４と、レーン開始点検出部１５２およびレーン終了点検出部１５４により検出されたデータに基づいて、スポットの形成されたレーンを画定するレーン分割座標データを生成するレーン分割座標算出部１５６とを備えている。

【００３３】

ＣＲＴ６０の画面４００上に、図１０（ａ）に示されるような画像が表示されていた場合に、ｘ軸方向周辺分布算出部１５０は、この画像に対応する雑音除去画像データ中のｘ座標の値を共通にする画素データの濃度データの和を、図１０（ｂ）に示すように算出する

。次いで、ｘ軸方向周辺分布算出部１５０は、算出された濃度データの和に含まれる高周波成分を除去するために、この濃度データの和に、ローパスフィルタ処理を施す。さらに、ｘ軸方向周辺分布算出部１５０は、ローパスフィルタ処理が施され、高周波数成分が除去されたデータの値と、予め定められたしきい値ｉとを比較し、データ値が、しきい値ｉよりも大きいときは、これをしきい値ｉに置き換えて、ｘ軸方向周辺分布データを生成する。

こうして生成されたｘ軸方向周辺分布データは、レーン開始点算出部１５２およびレーン終了点算出部１５４に出力される。

レーン開始点算出部１５２は、ｘ軸方向周辺分布データに対して、さらに、ｋ点平滑微分を施す。本実施態様においては、次式に示されるように、７点平滑微分が施され、平滑化されたデータが生成される。

ｂ（ｎ）　＝（（－２）×ａ（ｎ－２）　＋　（－１）×ａ（ｎ－１）　＋０×ａ（ｎ）　＋１×ａ（ｎ＋１）　＋２×ａ（ｎ＋２））／５

上式において、ａ（ｎ）　は、あるｘ座標ｎに対するｘ軸方向周辺分布データの値であり、ｂ（ｎ）　は、あるｘ座標ｎに対する平滑化されたデータの値である。

【００３４】

次いで、レーン開始点算出部１５２は、平滑化されたデータの値が減少し始める点のｘ座標を算出する。このようにして、図１１に示されるように、下降開始点Ｓ（１）ないしＳ（１１）　が求められる。

レーン終了点算出部１５４は、レーン開始点算出部１５２と同様に、ｘ軸方向周辺分布データに対して、ｋ点平滑微分を施して、平滑化されたデータの値の増大が終了する点、すなわち、データの値が最高値に到達した点のｘ座標を算出する。このようにして、図１１に示すように、増大終了点Ｅ（１）ないしＥ（１１）　が求められる。

レーン開始点算出部１５２およびレーン終了点算出部１５４により算出された減少開始点Ｓ（１）ないしＳ（１１）　および増大終了点Ｅ（１）ないしＥ（１１）　に対応するｘ座標データは、レーン分割座標算出部１５６に出力される。レーン分割座標算出部１５６は、これらデータに基づいて、それぞれ、レーン分割座標データを生成する。ここに、レーンＬｎは、レーン分割座標データＳ（ｎ）およびＥ（ｎ＋１）によって画定されるようになっている。すなわち、図１１に示す場合には、たとえば、レーンＬ１は、レーン分割座標データＳ（１）およびＥ（２）により、レーンＬ２は、レーン分割座標データＳ（２）およびＥ（３）により、さらに、レーンＬ１０は、レーン分割座標データＳ（１０）およびＥ（１１）　により画定される。

【００３５】

レーン分割座標算出部１５６によりレーン分割座標データが生成され、ｘ軸方向の定量すべき領域を示すレーンが画定されると、レーン分割座標算出部１５６は、レーン分割座標データを、画像合成部１１８に出力する。画像合成部１１８は、表示画像データ生成部１０２から入力された表示画像データとレーン分割座標算出部１５６から入力されたレーン分割座標データとを合成し、この合成されたデータを、ウィンドウメモリ１２０を介して、ＣＲＴ６０に出力する。したがって、ＣＲＴ６０の画面４００上には、図１２に示されるような画像が表示される。

同時に、レーン分割座標算出部１５６は、レーン分割座標データを、スポット認識処理部１０８に出力する。

図１３は、スポット認識処理部１０８の構成を示すブロックダイアグラムである。図１３に示されるように、スポット認識処理部１０８は、画定されたレーンごとに、表示画像データが展開される平面座標のｙ座標の値を共通にする画素データの有するｘ軸方向の濃度データの和を、それぞれ算出し、ｙ軸方向の濃度データの値の周辺分布を示すｙ軸方向周辺分布データを算出するｙ軸方向周辺分布算出部１６０と、ｙ軸方向周辺分布データから、ｙ軸方向に定量すべき領域を画定するスポットが形成された領域の開始点と終了点とを検出する領域開始点／終了点検出部１６２と、検出された領域内に存在する極大点を検出する領域内ピーク値検出部１６４と、開始点および終了点ならびに極大点に基づいて、ス

ポットが形成された領域の座標を算出するスポット認識座標算出部１６６とを備えている。

【００３６】

ｙ軸方向周辺分布算出部１６０は、ｘ軸方向周辺分布算出部１５０が、雑音除去画像データに対しておこなったのと同様に、雑音除去画像データ中の各レーン内で同一のｙ座標を有する画素データの有する濃度データの値を累算し、この処理を、すべてのｙ座標について繰り返し、さらに、得られたデータに対して、ローパスフィルタ処理を施して、高周波数成分を除去することによって、ｙ軸方向周辺分布データを生成する。図１４は、図１２に示すレーンＬ６のｙ軸方向の周辺分布データを示す図である。

次いで、領域開始点／終了点検出部１６２は、ｙ軸方向周辺分布データの最大値のｊ％の値を算出し、周辺分布データの値が、最大値×ｊ％の値よりも小さくなる点である領域開始点ＡＳと、最大値×ｊ％の値よりも大きくなる点である領域終了点ＡＥを算出する。たとえば、レーンＬ６の周辺分布データについて、図１４に示すように、ＡＳ（１）　およびＡＥ（１）　が求められる。このパラメータｊは、入力装置７０により、任意に設定することができる。本実施態様においては、ｊは９５に設定されている。

さらに、領域内ピーク値検出部１６４は、領域開始点ＡＳと領域終了点ＡＥとの間に含まれる領域内に存在するｙ軸方向周辺分布データに対して、ｐ点平滑微分を施す。次いで、領域内ピーク値検出部１６４は、ｐ点平滑微分が施されたデータに基づいて、この領域内に存在する極大点を検出する。本実施態様においては、７点平滑微分が施される。たとえば、レーンＬ６のｙ軸方向周辺分布データについて、ＡＳ（１）　およびＡＥ（１）　が求められていた場合には、図１４に示すように、極大点Ｐ（１）ないしＰ（８）が検出される。

【００３７】

このように、領域開始点／終了点検出部１６２により得られた領域開始点ＡＳおよび領域終了点ＡＥに対応するデータと、領域内ピーク値検出部１６４によって得られた極大点ＡＳ（１）　およびＡＥ（１）　に対応するデータは、スポット認識座標算出部１６６に与えられる。

スポット認識座標算出部１６６は、まず、ある領域開始点とこれに隣接する極大点との間、隣接する極大点の間、あるいは、極大点とこれに隣接する領域終了点との間のｙ軸方向の長さを算出する。この長さが、入力装置７０によって入力されたしきい値ｑよりも小さな場合には、スポット認識座標算出部１６６は、この長さを有する領域を、スポットとして認識しない。その一方、算出された長さが、しきい値ｑ以上である場合には、スポット認識座標算出部１６６は、この長さを有する領域をスポットとして認識する。たとえば、図１５に示されるようなｙ軸方向周辺分布データから、領域開始点ＡＳ（１）　および領域終了点ＡＥ（１）　と、これらの間の極大点Ｐ（１）およびＰ（２）とが得られるとともに、領域開始点ＡＳ（２）　および領域終了点ＡＥ（２）　と、これらの間の極大点Ｐ（１）およびＰ（２）とが得られた場合、スポット認識座標算出部１６６は、これらの間のｙ軸方向の長さl_1、l_2、l_3、l_4、l_5およびl_6を算出する。本実施態様においては、しきい値ｑを２０に設定している。したがって、l_1＝１１、l_2＝１２、l_3＝１６、l_4＝１１０、l_5＝１００およびl_6＝８０という値が算出された場合には、領域開始点ＡＳ（１）　と極大点Ｐ（１）との間の長さ、極大点Ｐ（１）とＰ（２）との間の長さ、および、極大点ｐ（２）と領域終了点ＡＥ（１）　との間の長さは、それぞれ、しきい値ｑの値より小さいから、領域開始点ＡＳ（１）　と領域終了点ＡＥ（１）　との間の領域は、領域内に極大点Ｐ（１）およびＰ（２）が含まれているにもかかわらず、一つのスポットＳＰ（１）　としてのみ認識される。これに対して、領域開始点ＡＳ（２）　と極大点Ｐ（１）との間の長さ、極大点Ｐ（１）とＰ（２）との間の長さ、および、極大点ｐ（２）と領域終了点ＡＥ（２）　との間の長さは、それぞれ、しきい値ｑの値以上であるから、これらは、スポットＳＰ（２）　、ＳＰ（３）　およびＳＰ（４）　として認識される。スポット認識座標算出部１６６は、このように画定したスポットの両端のｙ座標の値から構成されるスポット領域データを生成し、画像合成部１１８に出力する。

【００３８】
画像合成部１１８は、表示画像データ生成部１０２から入力された表示画像データと、レーン分割座標算出部１５６から入力されたレーン分割座標データと、スポット認識座標算出部１６６から入力されたスポット領域データとを合成し、この合成されたデータをウィンドウメモリ１２０を介して、ＣＲＴ６０に出力する。したがって、ＣＲＴ６０の画面４００上には、図１６に示すような画像が表示される。
また、データ修正部１１０に、入力装置７０から、操作者により入力されたデータが与えられた場合には、データ修正部１１０は、入力データにしたがって、スポット認識処理部１０８により生成されたスポット領域データを削除し、スポットの両端のｙ座標の値の一方または双方を変更し、或いは、スポットの両端のｙ座標を新たに画定してスポット領域データを生成する。データ修正部１１０により、スポット領域データが削除され、変更され、或いは新たに生成された場合には、これらスポット領域データの修正に応じた画像が、ＣＲＴ６０の画面上に表示される。
さらに、スポット領域データは、スポット認識座標算出部１６６から、定量処理部１１２および代謝物分類処理部１２２に与えられる。定量処理部１１２は、レーン分割座標データにより画定されたレーンごとに、スポット領域データにより画定されたスポットに含まれる画素データの有する濃度データ、すなわち、蓄積性蛍光体シート１からの発光量（ＰＳＬ値）を、それぞれ算出して、スポットごとの濃度データを、定量データ記憶部１１４の定量データベースの所定の領域に記憶する。
【００３９】
代謝物分類処理部１２２は、すべてのレーンＬ１～Ｌ９について、スポット領域データによって画定されたスポットの中心座標を示す中心座標データを生成する。第ｉレーンの第ｊ番目のスポットに対応するスポット領域データを構成する二つのｙ座標データをｙｓ（ｉ，ｊ）、ｙｅ（ｉ，ｊ）とすると、中心座標データｙｃ（ｉ，ｊ）の値は、ｙｃ（ｉ，ｊ）＝{ｙｓ（ｉ，ｊ）－ｙｅ（ｉ，ｊ）}／２と表わすことができる。このように、すべてのレーンのすべてのスポットの中心座標データを算出した後に、代謝物分類処理部１２２は、これら中で、最も小さい中心座標データを抽出して、この値からr_1の範囲に含まれる他のレーンに存在するスポットに対応する中心座標データを検索する。次いで、代謝物分類処理部１２２は、この範囲に含まれるスポットを同一の代謝物と判断し、これらのスポットを、第１のグループとして分類し、グループデータを生成する。さらに、代謝物分類処理部１２２は、第１のグループに属さないスポットの中心座標データのうち、その値の最も小さな中心座標データを抽出し、この値からr_2の範囲に含まれる他のレーンに存在するスポットに対応する中心座標データを検索する。代謝物分類処理部１２２は、この範囲に含まれるスポットを同一の代謝物と判断し、これらのスポットを、第２のグループとして分類し、グループデータを生成する。このような処理を繰り返すことにより、第１のグループないし第ｔのグループが形成され、これらに属するスポットを示すグループデータが形成される。上述したように、所定の中心座標データの値から所定の範囲に含まれる中心座標データを検索することにより、ＴＬＣプレートが均一でないことなどによって、展開溶媒の展開速度がレーンにより異なり、その結果、同一物質であるにもかかわらず、レーンによってスポットの位置がｙ軸方向にずれる場合であっても、これらスポットを同一のグループに属するように分類し、グループデータを生成することができる。
【００４０】
図１７は、ＣＲＴ６０の画面上に表示された画像を用いて、代謝物分類処理部１２２によりなされる処理を説明するための図である。図１７に示すように、４つのレーンＬ１ないしＬ４が形成され、各レーンに、複数のスポットが形成されている場合に、代謝物分類処理部１２２は、スポットの中心座標データの中で、値の最も小さい中心座標データであるｙｃ（３，１）から、r_1の範囲に含まれる値を有する中心座標データを検索する。図１７に示される場合には、中心座標データｙｃ（１，１）、ｙｃ（２，１）、ｙｃ（４，１）の三つの値が、ｙｃ（３，１）から、r_1の範囲に含まれる値を有する

中心座標データに該当する。したがって、これら中心座標データに対応するスポットＳＰ（１，１）　、ＳＰ（２，１）　、ＳＰ（３，１）　およびＳＰ（４，１）　のｙ座標の値から構成されるスポット領域データが、第１のグループに属するものとして、分類されることになる。

次いで、代謝物処理部１２２は、ｙｃ（１，１）　、ｙｃ（２，１）　、ｙｃ（３，１）　及びｙｃ（４，１）　以外の中心座標データのうちで、最も値の小さい中心座標データを検索し、さらに、この中心座標データの値からr_2　の範囲に含まれる値を有する中心座標データを検索する。図１７に示される場合には、ｙｃ（４，２）　が、最も値の小さい中心座標データに該当し、中心座標データｙｃ（１，２）　が、ｙｃ（４，２）　からr_2　の範囲に含まれる値を有している。したがって、これら中心座標データに対応するスポットＳＰ（１，２）　およびＳＰ（４，２）　のｙ座標の値から構成されるスポット領域データが、第２のグループに属するものとして、分類されることになる。

【００４１】

同様に、ｙｃ（２，２）　からr_3　の範囲に含まれる値を有する中心座標データを検索すると、ｙｃ（３，２）　が、これに含まれる値を有する中心座標データとなる。したがって、これら中心座標データに対応するスポットＳＰ（２，２）　およびＳＰ（３，２）　のｙ座標の値から構成されるスポット領域データが、第３のグループに属するものとして、分類されることになる。

同様にして、ＳＰ（１，３）　、ＳＰ（２，３）　およびＳＰ（４，３）　のｙ座標の値から構成されるスポット領域データが第４のグループに属することになり、ＳＰ（１，４）　、ＳＰ（２，４）　、ＳＰ（３，３）　およびＳＰ（４，４）　のｙ座標から構成されるスポット領域データが第５のグループに属するものとして、分類されることになる。

ここに、r_1　ないしr_5　は経験的に定められ、入力装置７０に入力される。

こうして、代謝物分類処理部１２２により生成されたグループデータは、定量データ記憶部１１４の定量データベースに与えられる。

図１８は、図１７に示される画像に基づき形成された定量データ記憶部１１４の定量データベースのメモリマップを示す図である。図１８に示されるように、定量データベースには、第ｉレーンの第ｊ番目のスポットを画定するための座標データｙｓ（ｉ，ｊ）　およびｙｅ（ｉ，ｊ）　と、そのスポットに含まれる画素の濃度データｙｐ（ｉ，ｊ）　と、代謝物分類処理部１２２により生成されたスポットＳＰ（ｉ，ｊ）　が属すべきグループのグループナンバーを示すグループデータとを有している。

【００４２】

前述したように、スポット認識処理部１０８により形成され、あるいは、データ修正部１１０により修正されたスポットＳＰ（ｉ，ｊ）　の座標データおよび濃度データは、定量処理部１１２を介して、定量データ記憶部１１４の定量データベースに与えられ、また、このスポットスポットＳＰ（ｉ，ｊ）　が属すべきグループのグループナンバーは、グループデータとして代謝物分類処理部１２２により、定量データベースに与えられる。

表データ生成部１１６は、定量データ記憶部１１４の定量データベースに記憶されたデータに基づき、同一のグループナンバーを有するスポットの濃度データの総和を１００とした場合に、各スポットの濃度データの値の割合を生成し、あるいは、同一のレーンに形成されたスポットの濃度データの総和を１００とした場合に、各スポットの濃度データの値の割合を生成し、これら割合を示す表を生成し、これを画像合成部１１８に出力する。

以上のように構成された本実施態様にかかるオートラジオグラフィ画像解析装置３０の動作を以下に説明する。

まず、操作者が、入力装置７０を操作して、所定のデータを入力することにより、画像データ記憶手段５０の画像データ記憶部５２から、所定領域の画像データが読み出される。

【００４３】

次いで、画像データ記憶部５２から読み出された画像は、操作者が入力したデータにしたがって、画像形成／解析部４３の表示画像生成部１０２により拡大または縮小され、さらに、所定の処理が施され、その結果、得られた表示画像データが、画像合成部１１８およ

び背景雑音処理部１０４に与えられる。表示画像データは、コントラスト強調処理部１３０により、表示画像データを構成する各画素データの有する濃度データの値が変換されて、そのコントラストが強調され、入力装置７０から与えられた濃度パラメータを決定するためのデータｓに基づいて、濃度変換パラメータ算出部１３２により得られた濃度パラメータｄにしたがって、濃度変換画像データが形成される。
濃度変換処理部１３４により得られた濃度変換画像データは、濃度孤立点除去処理部１３６に与えられ、入力装置７０から与えられたデータに基づいて得られた矩形の領域を構成する画素データ数を画定するパラメータｍと、濃度データの値を変換するために用いられるパラメータｆとにしたがって、背景部分、すなわち、スポットが形成されていないと考えられる領域であるにもかかわらず、ＣＲＴ６０の画面上に黒く表示される画素データ、すなわち、白く表示されるべきであるのに、白の濃度データの値２５５以外の値を有する画素データの有する濃度データの値を２５５にすることができ、このような領域に存在する孤立点を除去することができる。

【００４４】

さらに、濃度孤立点除去処理部１３６からの出力は、二値化処理部１４０により二値化され、二値化されたデータは、入力装置７０から与えられたデータに基づいて得られた矩形の領域を構成する画素データ数を画定するパラメータｎと、臨界画素データ数を示すパラメータｈとにしたがって、さらに、背景部分であるにもかかわらず、白く表示されないような濃度データ値を有する画素データの濃度データの値を２５５にすることができ、このような領域に存在する孤立点をさらに除去することができる。
次いで、画像間演算部１４４は、孤立点除去処理部１４２からの出力である孤立点が除去された二値化データと、表示画像データとに基づいて、二値化データの値が２５５である画素データに対しては、その値を２２５に保持し、他方、二値化データの値が０である画素データに対しては、この画素データに表示画像データの対応する濃度データを与える。
このようにして、背景雑音処理部１０４により、背景部分に存在する画素データを白く表示することができ、スポットの形成されている領域を、より明確に、ＣＲＴ６０の画面４００上に表示することが可能になる。

【００４５】

こうして、背景雑音処理部１０４により生成された雑音除去画像データは、背景雑音処理部１０４から、レーン分割処理部１０６に出力される。レーン分割処理部１０６のｘ軸方向周辺分布算出部１５０は、ＣＲＴ６０の画面上に表示された画像に対応する雑音除去画像データ中のｘ座標を共通にする画素データの有する濃度データの和を生成し、この生成された濃度データの和にローパスフィルタ処理を施し、これに含まれる高周波数成分を除去する。さらに、ｘ軸方向周辺分布算出部１５０は、高周波数成分が除去された濃度データの和の値と、しきい値ｉとを比較し、データ値がしきい値ｉよりも大きいときは、この値をしきい値ｉに置き換えて、ｘ軸方向周辺分布データを生成する。
レーン開始点算出部１５２は、ｘ軸方向周辺分布算出部１５０から出力されたｘ軸方向周辺分布データに対して、さらに、ｋ点平滑微分を施し、微分されたｘ軸方向周辺分布データの値の減少が開始される点のｘ座標を算出し、他方、レーン終了点算出部１５４は、ｘ軸方向周辺分布データに、ｋ点平滑微分を施し、微分されたデータの値の増大が終了する点、すなわち、データの値が最高値に到達する点のｘ座標を算出する。前述したように、図１０（ａ）に示されるような画像が、ＣＲＴ６０の画面上に表示されていた場合には、図１１に示すように、伝承開始点Ｓ（１）ないしＳ（１１）　および増大終了点Ｅ（１）およびＥ（１１）　が、それぞれ得られる。

【００４６】

次いで、レーン開始点算出部１５２およびレーン終了点算出部１５４により、それぞれ得られた減少開始点および増大終了点に対応するｘ座標に基づいて、
レーン分割座標算出部１５６は、レーン分割座標データを算出する。レーン分割座標データは、減少開始点Ｓ（ｎ）および増大終了点Ｅ（ｎ＋１）に対応するデータから構成され、これらにデータにより、ｎ番目のレーンＬｎが画定される。

図１０（ａ）に示されるような画像が、ＣＲＴ６０の画面上に表示されていた場合には、図１２に示されるように、１０個のレーンＬ１ないしＬ１０が形成される。
レーン分割処理部１０６により生成されたレーン分割座標データは、スポット認識処理部１０８に与えられる。スポット認識処理部１０８のｙ軸方向周辺分布算出部１６０は、雑音除去画像データに基づき、各レーン内のｙ座標を共通にする画素データの有する濃度データの値を累算する。たとえば、図１２に示されるように、１０個のレーンＬ１ないしＬ１０が形成されている場合には、まず、レーンＬ１内のｙ座標を共通にする画素データの有する濃度データの値を、すべてのｙ座標について累算する。レーンＬ２ないしＬ１０に対しても、同様な処理を施すことにより、各レーンごとのｙ軸方向周辺分布データが生成される。

【００４７】
各レーンごとのｙ軸方向周辺分布データは、領域開始点／終了点検出部１６２に与えられる。領域開始点／終了点検出部１６２は、入力装置７０から与えられたデータに基づいて得られたパラメータｊにしたがって、各レーンごとのｙ軸方向周辺分布データの値が、最大値×ｊ％よりも小さくなる点である領域開始点ＡＳと、最大値×ｊ％よりも大きくなる点である領域終了点ＡＥとを算出する。図１２に示されるように、１０のレーンＬ１ないしＬ１０が形成されている場合には、各レーンごとに、少なくとも一組の領域開始点ＡＳおよび領域終了点ＡＥが算出される。
各レーンの領域開始点ＡＳおよび領域終了点ＡＥに対応するデータは、領域内ピーク値検出部１６４に与えられる。領域内ピーク値検出部１６４は、各レーンごとに、領域開始点ＡＳと領域終了点ＡＥとの間に含まれる領域内に存在するｙ軸方向周辺分布データに対して、ｐ点平滑微分を施し、さらに、この微分されたデータから、この領域内に存在する極大点を検出する。
領域開始点／終了点検出部１６２により検出された領域開始点ＡＳおよび領域終了点ＡＥに対応するデータならびに領域内ピーク点検出部１６４により検出された極大点に対応するデータは、スポット認識座標算出部１６６に与えられる。

【００４８】
スポット認識座標算出部１６６は、これらデータに基づき、各レーンごとに、画定されたスポットの両端のｙ座標の値から構成されるスポット領域データを算出する。このスポット領域データは、画像合成部１１８に与えられ、たとえば、図１６に示すような画像が、ＣＲＴ６０の画面４００上に表示される。また、入力装置７０に入力されたデータにより、データ修正部１１０が作動される場合には、このデータに基づいて、スポット領域データが修正される。
さらに、スポット領域データは、定量処理部１１２および代謝物処理部１２２に与えられる。定量処理部１１２は、レーンごとに、各スポットに含まれる画素データの有する濃度データを算出し、これを定量データ記憶部１１４の定量データベースに与える。たとえば、第１のレーンの第１のスポットｓｐ（１，１）　に含まれる画素データの有する濃度データは、図１８に示す領域１８１に記憶され、第１レーンの第２のスポットｓｐ（１，２）　に含まれる画素データの有する濃度データは、領域１８２に記憶される。
また、代謝物分類処理部１２２は、各レーンに形成された各スポットが、どのグループに所属するかを示すグループデータ生成して、これを定量データ記憶部１１４の定量データベースに与える。第１のレーンの第１のスポットｓｐ（１，１）　が属すべきグループを示すグループデータは、図１８に示される領域１９１に記憶され、第１レーンの第２のスポットｓｐ（１，２）　が属すべきグループを示すグループデータは、領域１９２に記憶される。したがって、同一の代謝物から得られたオートラジオグラフィ画像のスポットを、同一のグループに属するようにグループ化することができる。また、パラメータ　l_1　、l_2・・・・を入力装置７０に入力されたデータに基づいて変更することにより、クロマトグラフ展開した際に、種々の原因によりスポットが形成される位置に生じる誤差を吸収することが可能になる。

【００４９】

さらに、操作者が入力装置７０に所定のデータを入力することにより、表データ生成部１１６は、定量データ記憶部１１４の定量データベースに記憶されたデータを読み出し、前述したように、入力されたデータにしたがって、同一のグループナンバーを有するスポットの濃度データの総和を１００とした場合に、各スポットの濃度データの値の割合を生成し、あるいは、同一のレーンに形成されたスポットの濃度データの総和を１００とした場合に、各スポットの濃度データの値の割合を生成し、これら割合を示す表データを生成する。たとえば、定量データベースに、図１８に示されるようなデータが記憶されていた場合に、表データ生成部１１６は、グループナンバー１に属するスポットＳＰ（１，１）、ＳＰ（２，１）、ＳＰ（３，１）などの濃度データｙｐ（１，１）、ｙｐ（２，１）、ｙｐ（３，１）などの値の総和をとり、この値を１００とした場合の、各濃度データｙｐ（１，１）、ｙｐ（２，１）、ｙｐ（３，１）などの割合を示す表データを生成する。また、入力されたデータにしたがって、他のグループナンバー２ないし５に属するスポットの各濃度データの割合を示す表データを生成することもできる。

表データ生成部１１６により生成された表データは、画像合成部１１８に与えられ、画像合成部１１８からウィンドウメモリ１２０を介して、この表データはＣＲＴ６０に与えられて、ＣＲＴ６０の画面上に、表データに対応する表が表示される。

【００５０】

本実施態様によれば、表示画像生成部１０２により生成された表示画像データに基づき、背景雑音処理部１０４により、背景部分の雑音に対応するデータが除去されて、雑音除去画像データが生成され、レーン分割処理部１０６により、雑音除去画像データに基づいて、表示画像データが展開される平面座標のｘ軸方向に、表示画像データを分割して、ｘ軸方向の定量すべき領域を画定するレーンが決定され、さらに、スポットの認識処理部１０８により、レーンごとに、表示画像データが展開される平面座標のｙ軸方向に、表示画像データを分割して、ｙ軸方向の定量すべき領域を画定するスポットが決定される。したがって、操作者が煩雑な操作をする必要なく、定量すべき領域を画定することが可能となる。

図１９は、本発明の他の実施態様にかかるオートラジオグラフィ画像解析装置の画像生成／解析部のブロックダイアグラムである。

本実施態様においては、演算時間を短縮するため、背景雑音を除去する処理はなされておらず、前記実施態様における背景雑音処理部１０４は設けられていない。

図２０は、ｘ軸方向の定量すべき領域を示すレーンを画定するレーン分割処理部２０６の構成を示すブロックダイアグラムである。

【００５１】

図２０に示されるように、レーン分割処理部２０６は、表示画像データが展開される平面座標のｘ座標の値を共通にする画素データの有するｙ軸方向の濃度データの和を、それぞれ算出し、領域のｘ軸方向のデータ値の周辺分布を示すｘ軸方向周辺分布データを生成するｘ軸方向周辺分布算出部２５０を備えている。本実施態様においては、ｘ軸方向周辺分布算出部２５０は、前記実施態様とは正負を反転した形で、ｘ軸方向の周辺分布データを算出するように構成されている。レーン分割処理部２０６は、さらに、ｘ軸方向周辺分布算出部２５０により算出されたｘ軸方向周辺分布データに基づき、ｘ軸方向周辺分布データの濃度データのピーク値を与えるピーク位置を算出するピーク位置算出部２５２と、ピーク位置算出部２５２により算出されたピーク位置に基づいて、複数のスポットが形成され、ｘ軸方向の定量すべき領域を画定するレーンの開始点および終了点を検出するレーン開始点／終了点検出部２５４と、レーン開始点／終了点検出部２５４により得られたデータに基づき、スポットの形成されたレーンを画定するレーン分割座標データを生成するレーン分割座標算出部２５６とを備えている。

図２１は、ピーク位置算出部２５２のブロックダイアグラムである。

【００５２】

図２１に示されるように、ピーク位置算出部２５２は、ｘ軸方向周辺分布算出部２５０によって算出されたｘ軸方向の周辺分布データのノイズを除去するノイズ除去部３００と、

ノイズ除去部３００によりノイズが除去されたｘ軸方向の周辺分布データに一次元フーリエ変換を施して、ピークの位置を推定するピーク位置推定部３０２と、ピーク位置推定部３０２により推定されたピークの位置に基づき、ピークの位置を決定するピーク位置決定部３０４とを備えている。

ノイズ除去部３００においては、ｘ軸方向周辺分布算出部２５０により算出された周辺分布データにローパスフイルタ処理が施されて、高周波のノイズ成分が除去される。一般に、画像データ中のノイズは、小さな濃度データのゆらぎとして現れることが多いため、このような濃度データのゆらぎを除去するため、次いで、ヒステリシス平滑化処理が施される。図２２は、ヒステリシス平滑化処理の方法を示すものである。図２２に示されるように、ヒステリシス平滑化処理においては、入力されたｘ軸方向の周辺分布データの波形５００に沿って、高さｈのカーソル５０２が移動され、カーソル５０２の中心点の軌跡として、周辺分布データの出力波形５０４が得られる。具体的には、カーソル５０２を１ステップだけ、横軸方向に移動させ、入力波形５００とカーソル５０２とが交わっているか否かを判定する。その結果、交わっていれば、カーソル５０２を、さらに、１ステップだけ、横軸方向に移動させる。他方、入力波形５００とカーソル５０２とが交わっていない場合には、カーソル５０２の上端部よりも入力波形５００が上側にあるときは、カーソル５０２の上端部が入力波形５００と一致するように、カーソル５０２を縦軸方向に移動させ、カーソル５０２の下端部よりも入力波形５００が下側にあるときは、カーソル５０２の下端部が入力波形５００と一致するように、カーソル５０２を縦軸方向に移動させて、さらに、１ステップだけ、横軸方向に移動させる操作を繰り返す。こうして、カーソル５０２の中心点の軌跡を求めて、出力波形とすることにより、ｈよりも小さな入力波形５００のゆらぎが除去されて、滑らかな出力波形５０４を得ることができる。こうして得られた出力波形５０４は、図２２に示されるように、ヒステリシス平滑化処理によって、入力波形５００に対して、位相がずれているため、ノイズ除去部３００は、さらに、出力波形５０４に対して、逆方向から、ローパスフイルタ処理を施し、位相のずれを補正する。

【００５３】

こうして、ノイズ除去部３００によりノイズが除去されたｘ軸方向の周辺分布データは、ピーク位置推定部３０２に入力される。ピーク位置推定部３０２においては、ｘ軸方向の周辺分布データに一次元フーリエ変換が施され、複数の正弦波が得られる。こうして得られた複数の正弦波のうち、最も振幅が大きい正弦波が、ｘ軸方向の周辺分布データの主たる波形成分と考えられるから、ピーク位置推定部３０２は、得られた複数の正弦波の中から、振幅が最も大きく、かつ、操作者により、ｘ軸方向の周辺分布データが有しているであろうと予想され、入力装置７０に入力された入力ピーク数以上のピーク数を有する正弦波を選択する。ピーク位置推定部３０２は、さらに、こうして選択された正弦波の位相および周波数に基づき、図２３に示されるように、正弦波のピークの位置ｐ（１）～ｐ（ｉ）を求め、ピーク位置決定部３０４に出力する。

こうして求められた正弦波のピークの位置ｐ（１）～ｐ（ｉ）は、あくまでも、ｘ軸方向の周辺分布データの主たる波形成分と考えられる正弦波のピークの位置にすぎないから、ｘ軸方向の周辺分布データの実際のピークの位置とは、必ずしも一致してはいない。したがって、ピーク位置決定部３０４は、図２４に示されるように、入力された正弦波のピークの位置ｐ（１）～ｐ（ｉ）に対応するピークの位置を中心として、所定の幅の範囲のｘ軸方向の周辺分布データの面積を求め、面積が最大となる位置をｘ軸方向の周辺分布データのピークの位置と暫定的に決定する。

【００５４】

ｘ軸方向の周辺分布データの波形によっては、こうして決定されたピークの位置がきわめて近接している場合があり、そのような場合は、一方は、ピークではないにもかかわらず、ピークと認識されたと認められるから、ピーク位置決定部３０４は、所定周期、たとえば、選択された正弦波の周期の１／４の範囲内に、２以上のピークが認識されているときは、位相の最も小さいピークのみをピークとして認識する。

前述のように、ピーク位置決定部３０４は、所定の幅の範囲のｘ軸方向の周辺分布データ

の面積に基づき、ｘ軸方向の周辺分布データのピークを求めているため、こうして得られた複数のピークの間に、濃度データの小さいピークが存在しているにもかかわらず、ピークとして認識されていない場合がおこり得る。そこで、ピーク位置決定部３０４は、図２５に示されるように、左右のピークの位置から、所定数の画素データ、たとえば、５画素データにわたり、連続的に濃度データが増大する部分があるか否かを判定し、そのような部分があるときは、濃度データが連続的に増大を開始した点の中点に、ピークがあると判定している。

こうして、ピーク位置算出部２５２により算出されたｘ軸方向の周辺分布データのピーク値は、レーン開始点／終了点検出部２５４に入力される。

【００５５】

レーン開始点／終了点検出部２５４は、ピーク位置算出部２５２から入力されたｘ軸方向の周辺分布データのピーク値に基づいて、ピーク間の中点を求め、図２６に示されるように、隣接する中点の間で、濃度データが連続的に増大を開始する位置を、それぞれ、レーン開始点およびレーン終了点と決定して、レーン分割座標算出部２５６に出力する。

レーン分割座標算出部２５６は、レーン開始点／終了点検出部２５４により得られたデータに基づき、前記実施態様と同様にして、スポットの形成されたレーンを画定するレーン分割座標データを生成する。

レーン分割座標算出部２５６によりレーン分割座標データが生成され、ｘ軸方向の定量すべき領域を示すレーンが画定されると、レーン分割座標データは、画像合成部１１８に出力される。画像合成部１１８は、表示画像データとレーン分割座標データとを合成し、この合成されたデータを、ウィンドウメモリ１２０を介して、ＣＲＴ６０に与える。したがって、ＣＲＴ６０の画面４００上には、図１２に示すような画像が表示される。

また、レーン分割座標データは、スポット認識処理部２０８に与えられる。

【００５６】

図２７は、スポット認識処理部２０８の構成を示すブロックダイアグラムである。

図２７に示されるように、スポット認識処理部２０８は、画定されたレーンごとに、表示画像データが展開される平面座標のｙ座標の値を共通にする画素データの有するｘ軸方向の濃度データの和を、それぞれ算出し、ｙ軸方向の濃度データの値の周辺分布を示すｙ軸方向周辺分布データを算出するｙ軸方向周辺分布算出部２６０と、ｙ軸方向周辺分布算出部２６０により算出されたｙ軸方向の周辺分布データのノイズ成分を除去するノイズ除去部２６２と、ｙ軸方向に定量すべき領域を画定するスポットが形成された領域の開始点と終了点とを検出する領域開始点／終了点検出部２６２と、検出された領域内に存在する境界値を検出する領域内極大値検出部２６４と、開始点および終了点ならびに境界値に基づき、スポットが形成された領域内の隣接するスポットの境界の座標を算出するスポット境界座標算出部２６６と、スポット境界座標算出部２６６によって算出された隣接するスポットの境界の座標に基づき、スポットが形成された領域内の隣接するスポットの境界の座標を決定するスポット境界座標決定部２６８を備えている。

【００５７】

次いで、領域開始点／終了点検出部２６２は、ノイズ成分が除去されたｙ軸方向周辺分布データに基づいて、前記実施態様の領域開始点／終了点検出部１６２と全く同様にして、領域開始点ＡＳおよび領域終了点ＡＥを算出する。

さらに、領域内極大値検出部２６４は、領域開始点ＡＳと領域終了点ＡＥとの間に含まれる領域内に存在する周辺分布データに対して、ｐ点平滑微分を施し、ｐ点平滑微分が施されたデータから、この領域内に存在する極大値を検出する。前記実施態様と同様に、本実施態様においては、７点平滑微分が施される。

こうして、領域開始点／終了点検出部２６２によって得られた領域開始点ＡＳおよび領域終了点ＡＥに対応するデータと、領域内極大値検出部２６４によって得られた極大値に対応するデータは、それぞれ、スポット境界座標算出部２６６に与えられる。

スポット認識処理部２０８においては、前記実施態様と同様に、濃度データの値が０のときに、ＣＲＴ６０の画面上で、その画素データは黒で表わされ、濃度データの値が２５５

のときに、その画素データは白を表わされるようになっており、したがって、領域開始点ＡＳおよび領域終了点ＡＥおよび極大値を与える座標値は、スポットの境界線の座標値に対応するものと推定される。そこで、スポット境界座標算出部２６６は、領域開始点／終了点検出部２６２によって得られた領域開始点ＡＳおよび領域終了点ＡＥを与える座標値ならびに領域内強大値検出部２６４によって得られた極大値を与える座標値を、隣接するスポットの境界に対応する境界座標として検出して、スポット境界座標決定部２６８に出力する。

【００５８】

しかしながら、こうして求めた境界座標は、領域開始点ＡＳおよび領域終了点ＡＥおよび極大値を与える座標値として求めたものにすぎず、その間に、スポットが実際に存在するとは限らず、場合によっては、ノイズによる濃度データの微小な変化が存在するにすぎない場合があるので、ただちに、スポットの境界座標と決定することはできない。そこで、スポット境界座標決定部２６８は、隣接する境界に対応する境界座標の間の領域内のｙ実願昭方向周辺分布データに対して、ｐ点平滑微分を施して、その領域内に極小値が存在するか否かを判定する。その結果、極小値が検出されなかったときは、スポット境界座標決定部２６８は、その領域を画定する境界座標を、スポットの境界座標としては認識しない。本実施態様においては、７点平滑微分が施される。

さらに、ノイズによる濃度データの微小な変化が存在するにすぎない場合に、これを、スポットとして誤って認識することを防止するために、スポット境界座標決定部２６８は、２以上の境界座標が、所定数の画素データ、たとえば、５画素データ内に含まれるときは、１つの境界座標のみをスポットの境界座標として認識し、その他の境界座標はスポットの境界座標としては認識しない。

【００５９】

スポット境界座標決定部２６８は、こうして得られたスポットの境界座標に基づいて、各レーンごとに、各スポットを画定する境界のｙ座標の値から構成されるスポット領域データを生成し、画像合成部２１８に出力する。その結果、前記実施態様と同様にして、たとえば、図１６に示すように、レーン分割線によりレーン分割がされ、スポット分割線によりスポット分割された画像がＣＲＴ６０の画面４００上に表示される。

操作者が、入力装置７０を操作して、画像データを修正するためのデータが、データ修正部２１０に入力されたときは、前記実施態様と同様に、データ修正部２１０により、画像データが修正され、修正された画像データに応じた画像が、ＣＲＴ６０の画面上に表示される。

さらに、スポット境界座標決定部２６８は、スポット領域データを、定量処理部２１２および代謝物分類処理部２２２に出力する。定量処理部２１２は、レーン分割座標データにより画定されたレーンごとに、スポット領域データにより画定されたスポットに含まれる画素データの有する濃度データ、すなわち、蓄積性蛍光体シート１からの発光量（ＰＳＬ値）を、それぞれ、算出し、スポットごとの濃度データを、定量データ記憶部２１４の定量データベースの所定の領域に記憶する。

【００６０】

図２８は、代謝物分類処理部２２２のブロックダイアグラムである。

図２８に示されるように、代謝物分類処理部２２２は、入力されたスポット領域データに基づいて、レーンを２本づつ、比較して、スポット分割線の位置の一致、不一致にしたがって、スポットをグループ化し、グループ化がされる毎に、各グループに、試料を展開した側から順に、グループナンバーを付す処理を実行するスポットグループ化部２２３と、濃度データの分布が類似したレーンを同じグループに分類し、グループ化するレーングループ化部２２４と、レーングループ化部２２４によるレーンのグループ化に基づいて、各スポットの属すべきグループを補正するスポットグループ補正部２２５を備えている。

スポット領域データを受けると、代謝物分類処理部１２２のスポットグループ化部２２３は、図２９（ａ）に示されるように、２本のレーン内の対応すると認められるスポットを画定するスポット分割線の位置を比較し、対応するスポット分割線７００および７０１、

７０２および７０３の位置が一致した場合には、これらのスポットを同一グループに分類する。これに対して、図２９（ｂ）に示されるように、対応するスポット分割線７００および７０１、７０２および７０３の位置が、いずれも一致しないときは、これらのスポットを別のグループに分類する。他方、図２９（ｃ）に示されるように、対応するスポットを画定するスポット分割線のうち、一方のスポット分割線の位置は一致したが、他方のスポット分割線の位置が一致しない場合には、スポットグループ化部２２３は、それぞれのスポット内のピークの位置を比較して、これが一致したときは、これらのスポットを同一グループに分類する。さらに、図２９（ｄ）に示されるように、２本のレーン内に、位置がほぼ一致するスポット分割線７００および７０１、７０２および７０３の存在は認められるが、一方のレーン内のスポット分割線７０１および７０３の間に、さらに他のスポット分割線７０５が存在する場合には、スポットグループ化部２２３は、一対のスポット分割線７００および７０２ならびに７０１および７０３により画定されるスポット内のピークの位置を比較して、これが一致したときは、これらのスポットを同一グループに分類し、一致しないときは、別のグループに分類する。

【００６１】

こうして、図１２に示されるレーンＬ１を、レーンＬ２ないしＬ９と順次比較し、さらに、レーンＬ２を、レーンＬ３ないしＬ９と、レーンＬ３を、レーンＬ４ないしＬ９と順次比較するというようにして、すべてのレーンを他のレーンと比較し、レーンＬ１ないしＬ９に含まれる各スポットをグループ化する。

こうしてなされたスポットのグループ化の結果、１つのレーン内の各スポットは、必ず、異なるグループに属することになるはずであるが、グループ化は、あるレーンの各スポットを他のすべてのレーンのすべてのスポットと比較して、あるスポットがどのスポットと同一グループに分類されているか否かを判定することによりなされ、同じレーン内のスポットを比較していないため、１つのレーン内に含まれる２以上のスポットが、同一グループに分類されていることが起こり得る。そこで、本実施態様においては、スポットグループ化部２２３は、１つのレーン内の２以上のスポットが、同一グループに分類されているときは、各スポットの面積を比較して、面積が最大のスポットのみを、そのグループに残し、他のスポットは、そのグループから外す処理をおこなう。

その結果、１つのレーン内の各スポットは、すべて、異なるグループに分類されることになるが、あるスポットが、２以上のグループに分類されている場合があり得る。そこで、代謝物分類処理部２２２のスポットグループ化部２２３は、各スポットを１つのグループに分類するため、２以上のグループに分類されているスポットと同じグループに属している他のレーン内のスポットが、そのレーンのレーンナンバーよりもレーンナンバーが小さいレーン内に存在するか否かを、レーンナンバーの大きい順に検索する。その結果、そのスポットと同じグループに分類されているスポットが、異なるレーン内で検索されたときは、スポットグループ化部２２３は、そのスポットを、レーンナンバーが最も大きいレーン内で検索されたスポットと同じグループに分類する。他方、そのスポットが含まれているレーンよりもレーンナンバーが小さい同一レーン内に、そのスポットが分類されているのと同じグループに属しているスポットが、２以上、検索されたときは、スポットグループ化部２２３は、そのスポットの面積と、検索された他のレーン内のスポットの面積との比を算出して、比較し、そのスポットを、面積比の大きいスポットと同じグループに分類する。これに対して、そのレーンよりもレーンナンバーの小さいレーン内には、そのスポットと同じグループに属するスポットが検索されなかったときは、スポットグループ化部２２３は、そのスポットを、グループナンバーの最も小さいグループに分類する。

【００６２】

次いで、代謝物分類処理部２２２のレーングループ化部２２４は、Ｌ１ないしＬ９のレーンを比較して、同じグループに属するスポットの数が多いレーン、すなわち、一致するスポット分割線の割合の多いレーンを選択し、レーンのグループ化をおこなう。この際、３以上のレーン内に、２つのスポット分割線が互いに一致してはいるが、その間に、スポット分割線が存在するスポットがある場合には、一致したスポット分割線の間にあるスポッ

トの面積の大きい方を同じグループのレーンとしてグループ化する。
こうして、レーンのグループ化が完了すると、代謝物分類処理部２２２のスポットグループ補正部２２５は、同じグループ内に分類されたレーン間の対応する位置に、異なるグループに属するスポットがあるときは、これらのスポットを同じグループに分類する処理をおこない、スポットグループ化データを書き換えを実行する。
以上のようにして、代謝物分類処理部２２２により生成されたグループデータは、定量データ記憶部２１４の定量データベースに与えられ、定量データ記憶部２１４の定量データベースには、図１８に示されるのと同様なデータが記憶される。
【００６３】
前記実施態様と同様にして、表データ生成部２１６によって、所望の表が生成され、画像合成図２１８に出力され、さらに、ウィンドメモリ２２０を介して、ＣＲＴ６０の画面上に表示される。
本実施態様によれば、背景雑音を除去する処理がなされていないため、小さな容量のメモリを用い、短時間に、操作者が煩雑な操作をすることを要せずして、定量すべき領域を画定することが可能になる。また、平滑化微分ではなく、ノイズ除去部３００によりノイズが除去されたｘ軸方向の周辺分布データに一次元フーリエ変換を施して、ピークの位置を推定しているので、小さなピークも精度良く認識することができる。さらに、領域開始点ＡＳおよび領域終了点ＡＥおよび極大値を与える座標値を、ただちに、スポットの境界座標として認識せず、これらの間に、極小値が存在するか否かおよび２以上の境界座標が、所定数の画素に含まれるか否かを判定して、スポットの境界座標を決定しているので、ノイズ成分により濃度が微小に変化する部分をスポットとして誤って認識することを防止することができ、スポットの認識精度を向上させることができる。また、前記実施態様においては、スポットの中心座標に基づいて、スポットのグループ化をしているため、スポットの面積が大きく、濃度の高い部分がスポットの一方の境界の近くに存在するようなスポットがある場合には、２つのスポットの濃度の高い部分の座標はほぼ一致していても、濃度の高い部分の座標とスポットの中心座標が一致しないため、２つのスポットは異なるグループに分類されてしまうおそれがあった。しかしながら、本実施態様によれば、一方のスポット分割線の位置は一致したが、他方のスポット分割線の位置が一致しない場合には、スポットグループ化部２２３は、それぞれのスポット内のピークの位置を比較して、これが一致したときは、これらのスポットを同一グループにグループ化するようにしているので、スポットの面積が大きく、濃度の高い部分がスポットの一方の境界の近くに存在するようなスポットも、所望のように、グループ化することが可能になる。
【００６４】
図３０は、本発明の他の実施態様にかかるスポット認識処理部の構成を示すブロックダイアグラムである。
図３０に示されるように、本実施態様にかかるスポット認識処理部２０８は、画定されたレーンごとに、表示画像データが展開される平面座標の各ｙ座標に含まれる画素の濃度データの和、すなわち、ｙ座標の値を共通にする画素のｘ軸方向の濃度データの和を、それぞれ算出し、ｙ軸方向の濃度データの値の周辺分布を示す周辺分布データを算出するｙ軸方向周辺分布算出部８６０と、ｙ軸方向周辺分布算出部８６０により算出されたｙ軸方向の周辺分布データのノイズ成分を除去するノイズ除去部８６１と、ノイズ成分が除去されたｙ軸方向の周辺分布データの極小値を検出する極小値検出部８６２と、ノイズ成分が除去されたｙ軸方向の周辺分布データの極大値を検出する極大値検出部８６３と、極小値検出部８６２によって検出された極小値に基づいて、スポットを決定するためのしきい値を決定するしきい値決定部８６４と、しきい値決定部８６４により決定されたしきい値に基づき、スポットを決定するスポット決定部８６５と、スポット決定部８６５により決定されたスポットに基づいて、スポット境界座標を決定するスポット境界座標決定部８６８を備えている。
【００６５】
ｙ軸方向周辺分布算出部８６０は、前記実施態様におけるｙ軸方向周辺分布算出部１６０

と全く同様に、各レーン内で同一のｙ座標を有する画素に対応する画像データの濃度データの値を累算し、この処理を、すべてのｙ座標について繰り返し、ｙ軸方向の周辺分布データを生成して、ノイズ除去部８６１に出力する。ノイズ除去部８６１は、入力されたｙ軸方向の周辺分布データに対して、ローパスフィルタ処理およびメディアン・フィルタ処理を施すことによって、ｙ軸方向周辺分布データのノイズ成分を除去し、ノイズ成分が除去されたｙ軸方向の周辺分布データを、極小値検出部８６２に出力する。

極小値算出部８６２は、ノイズ成分が除去されたｙ軸方向の周辺分布データに対して、ｐ点平滑微分を施し、ｐ点平滑微分が施されたデータから、極小値を検出する。前記実施態様と同様に、本実施態様においても、７点平滑微分が施される。こうして検出された極大値は、しきい値決定部８６４に出力される。

しきい値決定部８６４は、入力された極小値を比較して、値の小さい順に、ｓ個の極小値を選択して、選択された極小値の間のｙ軸方向周辺分布データの最大値を求める。図３１に示されるように、本実施態様においては、ｓ＝３に設定され、３つの極小値Ｖ１、Ｖ２、Ｖ３が選択され、その間でのｙ軸方向周辺分布データの最大値d_{max}が求められている。図３１においては、極小値Ｖ１とＶ２との間の極大値が選択されている。次いで、しきい値決定部８６４は、検出された最大値のｕ％をしきい値として、決定し、スポット決定部８６５に出力する。本実施態様においては、ｕ＝８０％に設定されている。

【００６６】

スポット決定部８６５は、しきい値決定部８６４から入力されたしきい値よりも小さい値を有する極小値をスポットとして決定し、スポット座標決定部８６８に出力する。

他方、極大値検出部８６３は、ノイズ成分が除去されたｙ軸方向の周辺分布データに対して、ｐ点平滑微分を施し、ｐ点平滑微分が施されたデータから、極大値を検出して、スポット境界座標決定部８６８に出力する。前記実施態様と同様に、本実施態様においても、７点平滑微分が施される。

スポット境界座標決定部８６８は、極大値検出部８６３から入力された極大値のうち、スポット決定部８６５により決定されたスポットを挟んで、隣接する極大値の座標を、スポットの境界を確定するスポット境界座標として決定する。

スポット境界座標決定部８６８は、こうして得られたスポットの境界座標に基づいて、各レーンごとに、各スポットを画定する境界のｙ座標の値から構成されるスポット領域データを生成して、前記実施態様と全く同様にして、画像合成部２１８、定量処理部２１２および代謝物分類処理部２２２に出力する。

第１の実施態様においては、ｙ軸方向周辺分布データの最大値を基準として、しきい値を定めて、領域開始点ＡＳと領域終了点ＡＥとを決定し、その間で、スポット分割線を求めているので、そのレーン内のｙ軸方向周辺分布データの最大値がきわめて大きいとき、すなわち、そのレーン内に、濃度がきわめて低い部分が存在し、レーン内のスポット分割線の部分のｙ軸方向周辺分布データの値が、最大値に比して、小さいときには、領域開始点ＡＳと領域終了点ＡＥとの間に、スポット分割線を検出することができない場合がある。このような問題は、しきい値を定めるｊの値を小さく設定すれば、ある程度、防止することは可能になるが、いかなる画像に対しても、適切に、ｊの値を決定することは困難である。しかしながら、本実施態様によれば、実際に、スポットが存在する部分におけるｙ軸方向周辺分布データの最大値、すなわち、濃度が低く、スポット分割線に相当する部分のｙ軸方向周辺分布データの値を基準として、スポット分割線を求めるしきい値を定めているので、いかなる画像に対しても、適切に、しきい値を決定し、スポット分割線を決定することが可能になる。

【００６７】

本発明は、以上の実施態様に限定されることなく、特許請求の範囲に記載された発明の範囲内で種々の変更が可能であり、それらも本発明の範囲内に包含されるものであることがいうまでもない。

たとえば、前記実施態様においては、複数の試料を、それぞれ、クロマトグラフィー展開する薄層クロマトグラフィ法につき、説明を加えたが、本発明は、単一の試料を一次元的

に展開する薄層クロマトグラフィ法にも適用することもできる。
さらに、前記実施態様においては、実験動物から採取した尿、胆汁およびフンをクロマトグラフィー展開し、蓄積性蛍光体シートを用いて得られたオートラジオグラフィ画像の領域を画定する場合につき、説明を加えたが、少なくとも一つの試料を一次元的に展開して得られた試料中の位置情報を含む画像であれば、かかるオートラジオグラフィ画像に限定されることなく、サザン・ブロット・ハイブリダイゼーション法を利用した遺伝子のオートラジオグラフィ画像や、ポリアクリルアミドゲル電気泳動法による蛋白質のオートラジオグラフィ画像などの他のオートラジオグラフィ画像の領域を画定する場合はもとより、化学発光画像の領域を画定する場合にも適用することができる。
【００６８】
また、第１の実施態様においては、レーン分割がなされた画像データを、さらに、スポット認識座標算出部１６６により、スポット領域データを生成しているが、スポット領域を画定することは、操作者が、ＣＲＴ６０の画面４００上のオートラジオグラフィ画像を観察しながら、おこなう方が、正確になし得ることがあるので、レーン分割座標算出部１５６により、レーン分割座標データが生成され、ＣＲＴ６０の画面４００上のオートラジオグラフィ画像が、自動的に、レーン分割されれば、大幅に、オートラジオグラフィ画像の解析を迅速化することが可能になり、その意味で、スポット認識座標算出部１６６により、スポット領域データを生成することは必ずしも必要でない。
さらに、第１の実施態様においては、背景雑音処理部１０４は、コントラスト強調処理部１３０、濃度変換パラメータ算出部１３２、濃度変換処理部１３４、濃度孤立点除去処理部１３６、二値化処理部１４０、孤立点除去処理部１４２および画像間演算部１４４を有し、これらによって、背景部分の雑音に対応するデータを除去しているが、背景雑音処理部１０４は、これに限定されるものではない。たとえば、図３０に示すように、背景雑音処理部１０４には、濃度変換パラメータ算出部１３２の代わりに、ＣＲＴ６０の画面上に表示されたオートラジオグラフィ画像から、入力装置７０を用いて選択された所望の領域の濃度データを算出する濃度データ算出部８００と、この領域の面積を算出し、濃度データと面積とに基づいて、濃度データの平均値、すなわち、単位面積当たりの濃度データの値を算出する平均値算出部８０２とを設け、平均値算出部２０２により算出された値を、濃度変換パラメータｄとして、濃度変換処理部１３４が、その入力されたデータの値ｅから、以下のような値を有する出力データ値を生成して出力するようにしてもよい。
【００６９】
出力データ値　＝　２５５　（ｄ≦ｅ≦２５５）
出力データ値　＝　ｅ　　（０≦ｅ≦ｄ）
また、第１の実施態様においては、背景雑音処理部１０４が、濃度孤立点除去処理部１３６、二値化処理部１４０および孤立点除去処理部１４２とを備え、背景部分の雑音に対応するデータを除去しているが、二値化処理部１４０および孤立点除去処理部１４２を省略しても、あるいは、孤立点除去処理部１４２を省略してもよい。
さらに、第１の実施態様における背景雑音処理部１０４から、コントラスト強調処理部１３０あるいは濃度変換処理部１３４を省略してもよい。
また、第１の実施態様においては、レーン分割処理部１０６のｘ軸方向周辺分布算出部１５０が、濃度データの和にローパスフィルタ処理を施し、さらに、処理の施されたデータとしきい値ｉとを比較しているが、これらの処理の一方或いは双方を省略してもよい。
さらに、第１の実施態様においては、スポット認識座標算出部１６６は、ある領域開始点とこれに隣接する極大点との間、隣接する極大点の間、或いは、極大点とこれに隣接する領域終了点との間のｙ軸方向の長さが、しきい値ｑ以上である場合にかぎって、その領域をスポットとして認識しているが、領域開始点とこれに隣接する極大点との間、隣接する極大点の間、或いは、極大点とこれに隣接する領域終了点との間のｙ軸方向の長さいかんにかかわらず、スポットと認識するようにしてもよい。
【００７０】
また、第１の実施態様においては、画像データを構成する画素の濃度データの値が大きい

場合に、対応する画像がより白く表示され、小さい場合に、対応する画像がより黒く表示されるように構成されているが、逆に、画像データを構成する画素の濃度データの値が小さい場合に、対応する画像がより白く表示され、大きい場合に、対応する画像がより黒く表示されるように構成してもよい。

さらに、前記実施態様においては、蓄積性蛍光体シート１を用いて得た画像データを、ＣＲＴ６０の画面上に、画像として表示しているが、蓄積性蛍光体シート１に代えて、写真フィルムを用いて、一旦、可視画像を形成し、この可視画像を光電的に読み取り、電気信号に変換した画像データに対して、同様の処理をおこなうことも可能である。

また、第２の実施態様においては、ノイズ除去部３００により、ローパスフイルタ処理が施されて、高周波のノイズ成分が除去された画像データに対して、ヒステリシス平滑化処理が施され、画像データ中の濃度レベルのゆらぎを除去しているが、ヒステリシス平滑化処理に代えて、メディアン・フィルタ処理や移動平均法による処理を用いることもできる。同様に、ノイズ除去部２６１は、ローパスフィルタ処理に加えて、メディアン・フィルタ処理を施すことによって、ｙ軸方向周辺分布データを生成しているが、メディアン・フィルタ処理に代えて、ヒステリシス平滑化処理あるいは移動平均法による処理を用いることもできる。

【００７１】

さらに、第１の実施態様においては、背景雑音を除去することにより、画像データのノイズを除去し、第２の実施態様においては、ｘ軸方向の周辺分布データに、ローパスフイルタ処理およびヒステリシス平滑化処理を施し、ローパスフィルタ処理およびメディアン・フィルタ処理を施して、ｙ軸方向周辺分布データを生成することにより、画像データのノイズを除去しているが、第１の実施態様において、第２の実施態様において用いたノイズ除去方法を用い、第２の実施態様において、第１の実施態様において用いたノイズ除去方法を用いて、画像データのノイズを除去するようにしてもよい。

また、第１の実施態様におけるスポット認識処理部１０８でなされるスポット認識処理に代えて、第２の実施態様におけるスポット認識処理部２０８でなされるスポット認識処理をおこなっても、さらには、第２の実施態様におけるスポット認識処理部２０８でなされるスポット認識処理に代えて、第１の実施態様におけるスポット認識処理部１０８でなされるスポット認識処理をおこなうこともできる。

さらに、第２の実施態様におけるスポット境界座標決定部２６８における処理は任意であり、これを省略することもできるし、また、スポット境界座標決定部２６８における処理を、第１の実施態様において、実行することもできる。

【００７２】

また、第１の実施態様における代謝物分類処理部１２２でなされる処理に代えて、第２の実施態様における代謝物分類処理部２２２でなされる処理をおこなっても、さらには、第２の実施態様における代謝物分類処理部２２２でなされる処理に代えて、第１の実施態様における代謝物分類処理部１２２でなされる処理をおこなうこともできる。

さらに、本明細書において、手段とは、必ずしも物理的手段を意味するものではなく、各手段の機能が、ソフトウエアによって実現される場合も包含する。また、一つの手段の機能が二以上の物理的手段により実現されても、二以上の手段の機能が一つの物理的手段により実現されてもよい。

【００７３】

【発明の効果】

本発明によれば、操作者による煩雑な操作を必要とすることなく、迅速に、生化学測定画像中の定量化あるいは定量解析すべき関心領域を画定することのできる生化学画像解析装置を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図１】図１は、本発明の実施態様にかかるオートラジオグラフィ画像解析装置のための画像データを生成する画像読み取り装置の一例を示す略斜視図である。

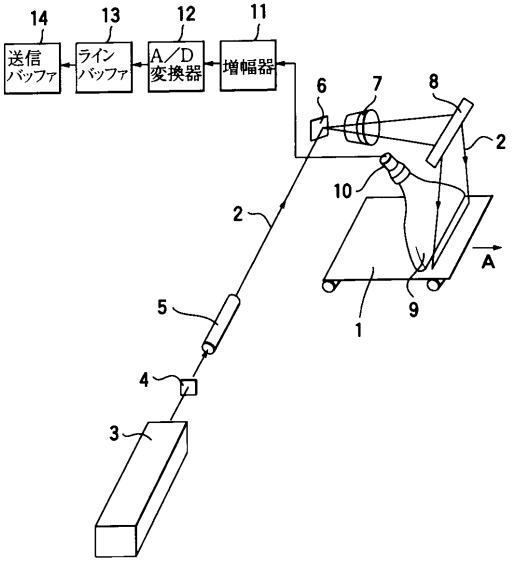
【図２】図２は、本発明の実施態様にかかるオートラジオグラフィ画像解析装置および画

像読み取り装置のブロックダイアグラムである。
【図３】図３は、本実施態様にかかるオートラジオグラフィ画像解析装置の画像形成／解析部およびその周辺回路を詳細に示したブロック図である。
【図４】図４は、本実施態様にかかる画像読み取り装置により読み取られ、画像データ記憶部に記憶された画像データから生成された表示画像データに対応し、ＣＲＴに表示された画像を示す図である。
【図５】図５は、背景雑音処理部の構成を示すブロックダイヤグラムである。
【図６】図６は、濃度変換パラメータ算出部により生成された濃度ヒストグラムを示す図である。
【図７】図７は、濃度孤立点除去処理部による処理を説明するための図である。
【図８】図８は、孤立点除去処理部による処理を説明するための図である。
【図９】図９は、レーン分割処理部の構成を示すブロックダイヤグラムである。
【図１０】図１０は、ｘ軸方向周辺分布算出部による処理を説明するための図である。
【図１１】図１１は、レーン分割処理部によるレーンの分割方法を説明するための図である。
【図１２】図１２は、レーン分割処理部により形成されたレーンが表示されたＣＲＴの画面を示す図である。
【図１３】図１３は、スポット認識処理部の構成を示すブロックダイヤグラムである。
【図１４】図１４は、図１２に示されるレーンＬ６のｙ軸方向周辺分布データを示す図である。
【図１５】図１５は、スポット座標算出部による処理を説明するための図である。
【図１６】図１６は、スポット認識処理部より形成されたスポット表示されたＣＲＴの画面を示す図である。
【図１７】図１７は、ＣＲＴの画面上に表示された画像を用いて、代謝物分類処理部による処理を説明するための図である。
【図１８】図１８は、定量データ記憶部の定量データベースを説明するための図である。
【図１９】図１９は、本発明の他の実施態様にかかるオートラジオグラフィ画像解析装置の画像生成／解析部のブロックダイアグラムである。
【図２０】図２０は、ｘ軸方向の定量すべき領域を示すレーンを画定するレーン分割処理部の構成を示すブロックダイアグラムである。
【図２１】図２１は、ピーク位置算出部のブロックダイアグラムである。
【図２２】図２２は、ヒステリシス平滑化処理の方法を説明するための図である。
【図２３】図２３は、ピーク位置推定部における処理を説明するための図である。
【図２４】図２４は、ピーク位置決定部における処理を説明するための図である。
【図２５】図２５は、ピーク位置決定部における処理を説明するための図である。
【図２６】図２６は、レーン開始点／終了点検出部における処理を説明するための図である。
【図２７】図２７は、スポット認識処理部の構成を示すブロックダイアグラムである。
【図２８】図２８は、代謝物分類処理部のブロックダイアグラムである。
【図２９】図２９は、代謝物分類処理部における処理を説明するための図である。
【図３０】図３０は、本発明の他の実施態様におけるスポット認識処理部の構成を示すブロックダイアグラムである。
【図３１】図３１は、しきい値を決定するための方法を示すグラフである。
【図３２】図３２は、本発明の他の実施態様にかかる背景雑音処理部の構成を示すブロックダイアグラムである。
【符号の説明】
１　蓄積性蛍光体シート
２　レーザ光
３　レーザ光源
４　フィルタ

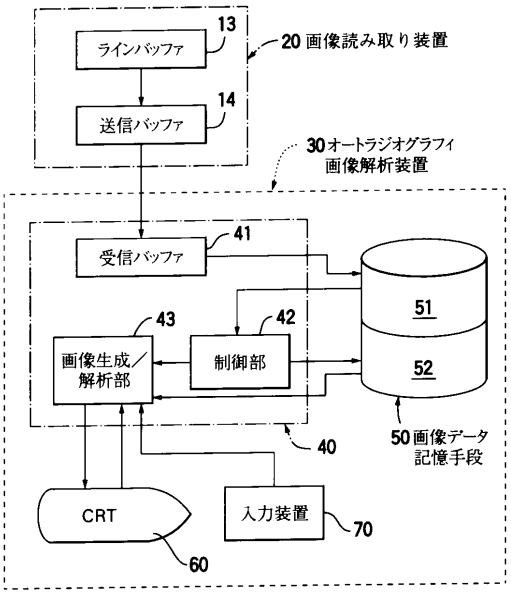
５　ビーム・エクスパンダ
６　光偏向器
７　ｆθレンズ
８　平面反射鏡
９　導光性シート
１０　光検出器
１１　増幅器
１２　Ａ／Ｄ変換器
１３　ラインバッファ
２０　画像読み取り装置
３０　オートラジオグラフィ画像解析装置
４０　信号処理手段
４１　ラインバッファ
４２　制御部
４３　画像生成／解析部
５０　画像データ記憶手段
５１　画像データ一時記憶部
５２　画像データ記憶部
６０　ＣＲＴ
７０　入力装置
１０２、２０２　表示画像生成部
１０４　背景雑音処理部
１０６、２０６　レーン分割処理部
１０８、２０８　スポット認識処理部
１１０、２１０　データ修正部
１１２、２１２　定量処理部
１１４、２１４　定量データ記憶部
１１６、２１６　表データ生成部
１１８、２１８　画像合成部
１２０　ウィンドウメモリ
１２２、２２２　代謝物分類処理部
１３０　コントラスト強調処理部
１３２　濃度変換パラメータ算出部
１３４　濃度変換処理部
１３６　濃度孤立点除去処理部
１４０　二値化処理部
１４２　孤立点除去処理部
１４４　画像間演算部
１５０、２５０　ｘ軸方向周辺分布算出部
１５２　レーン開始点検出部
１５４　レーン終了点検出部
１５６　レーン分割座標算出部
１６０、２６０、８６０　ｙ軸方向周辺分布算出部
１６２、２６２　領域開始点／終了点検出部
１６４　領域内ピーク値検出部
１６６　スポット認識座標算出部
２２３　スポットグループ化部
２２４　レーングループ化部
２２５　スポットグループ補正部
２５２　ピーク位置算出部

２５４　レーン開始点／終了点検出部
２５６　レーン分割座標算出部
２６１　ノイズ除去部
２６４　領域内極大値検出部
２６６　スポット境界座標算出部
２６８　スポット境界座標決定部
３００　ノイズ除去部
３０２　ピーク位置推定部
３０４　ピーク位置決定部
４００　ＣＲＴの画面
４０１－１、４０１－２、・・・・４０１－１０　レーン
５００　入力波形
５０２　カーソル
５０４　出力波形
７００、７０１、７０２、７０３、７０５　スポット分割線
８６１　ノイズ除去部
８６２　極小値検出部
８６３　極大値検出部
８６４　しきい値決定部
８６５　スポット決定部
８６８　スポット境界座標決定部

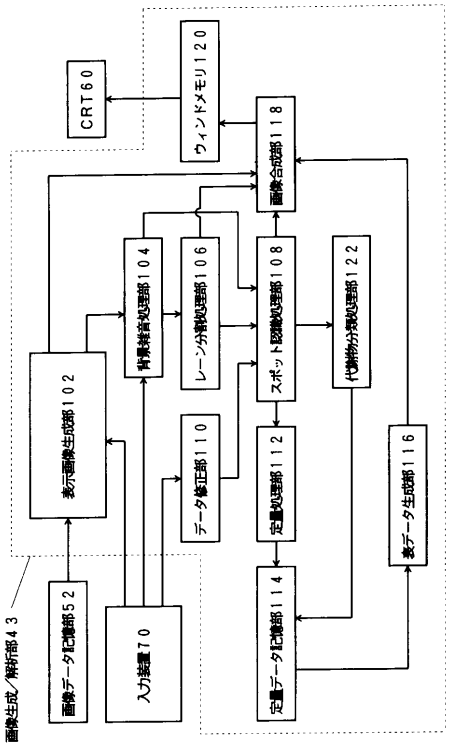
【図１】



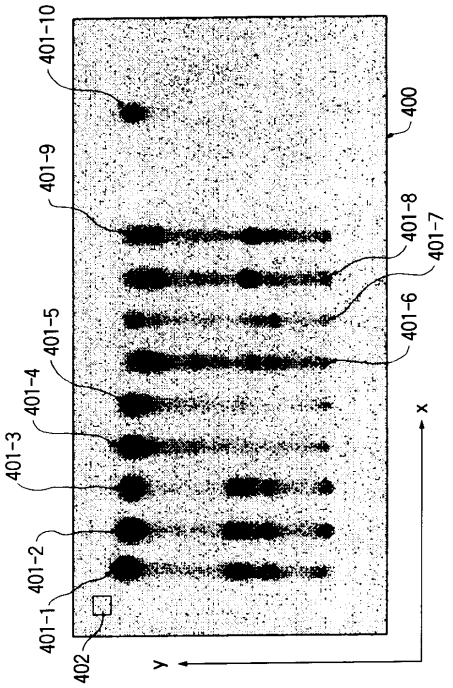
【図２】



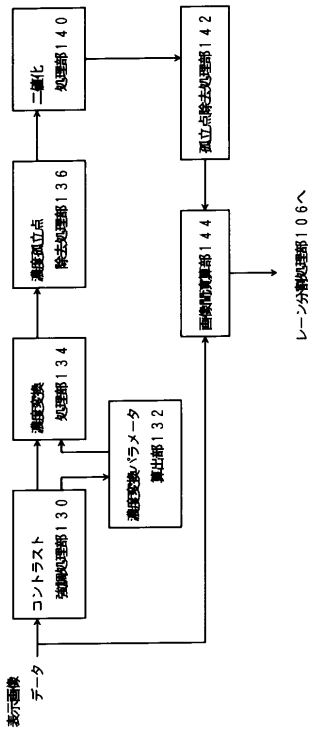
【図３】



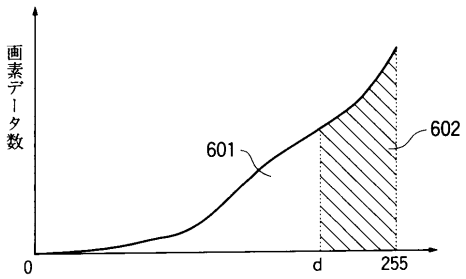
【図４】



【図５】



【図６】



【図７】

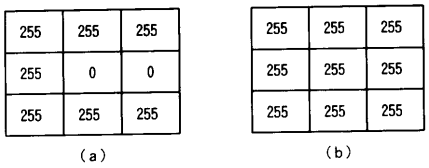
255	255	255
255	50	255
60	255	255

(a)

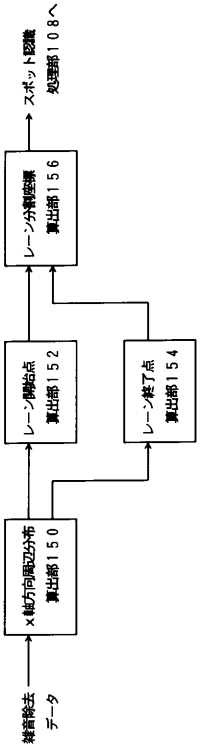
255	255	255
255	255	255
60	255	255

(b)

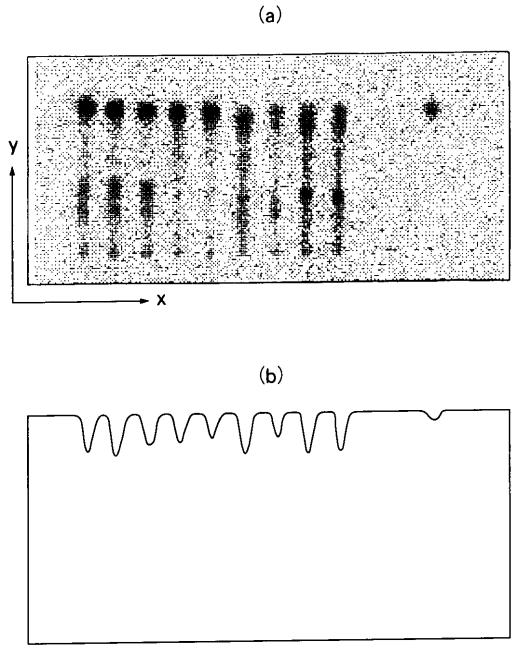
【図８】


255 255 255
255 0 0
255 255 255
(a)
255 255 255
255 255 255
255 255 255
(b)

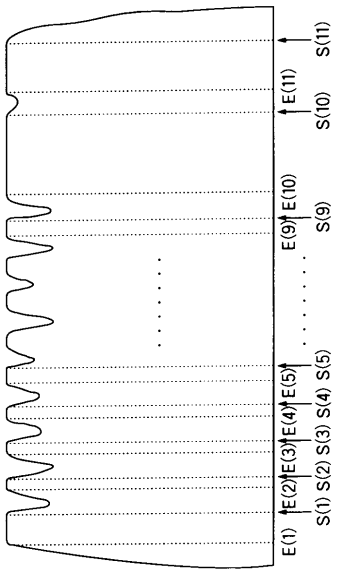
【図９】


スポット認識
処理部108へ
レーン分離境界
算出部156
レーン開始点
算出部152
レーン終了点
算出部154
X軸方向度数分布
算出部150
蛍光検出
データ

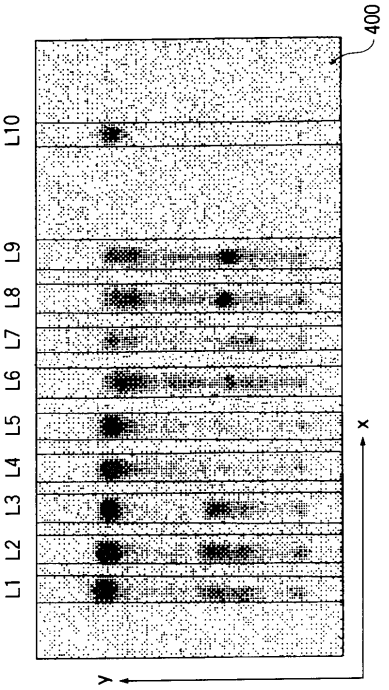
【図１０】


(a)
y
x
(b)

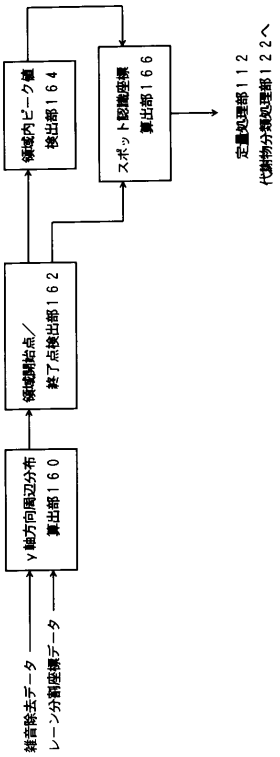
【図１１】


E(1)
E(2)
E(3)
E(4)
E(5)
E(9)
E(10)
E(11)
S(1)
S(2)
S(3)
S(4)
S(5)
S(9)
S(10)
S(11)

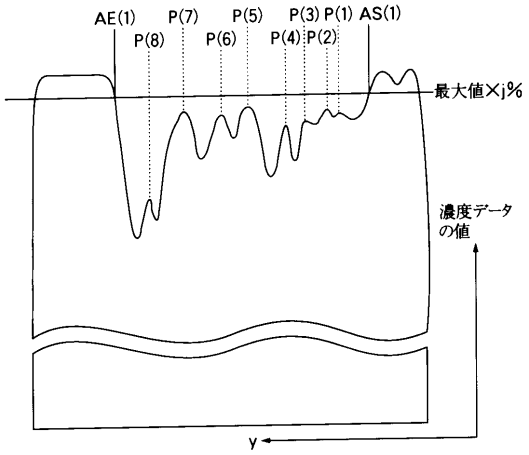
【図１２】



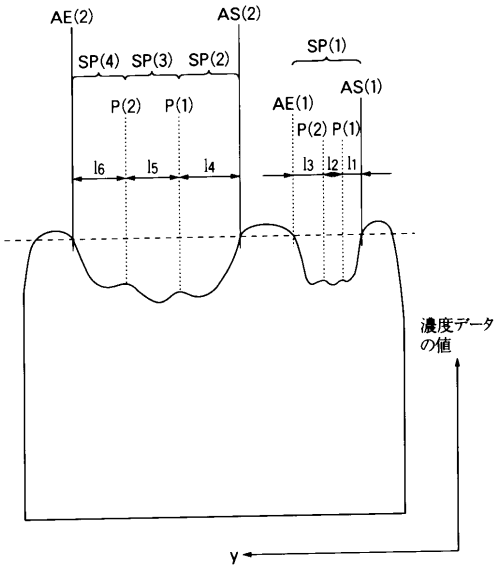
【図１３】



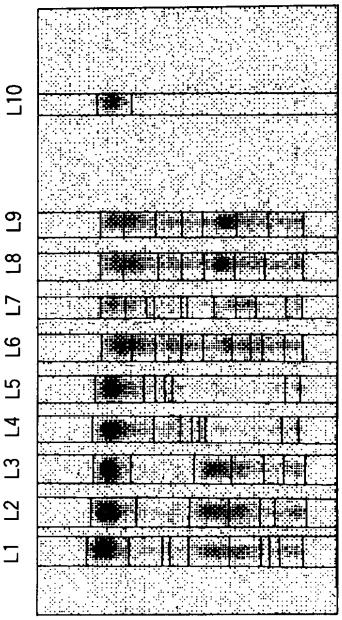
【図１４】



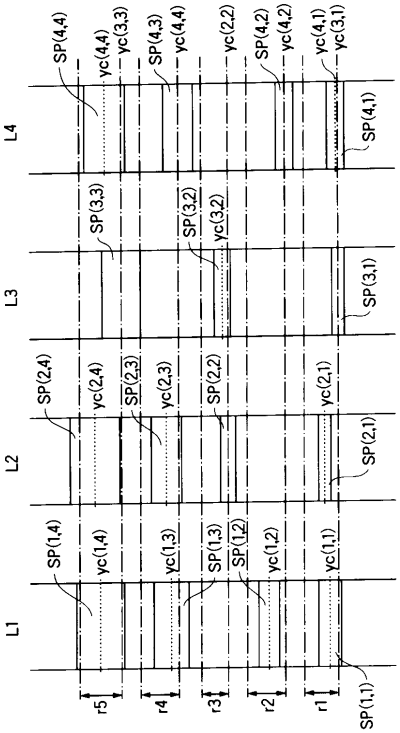
【図１５】



【図１６】



【図１７】

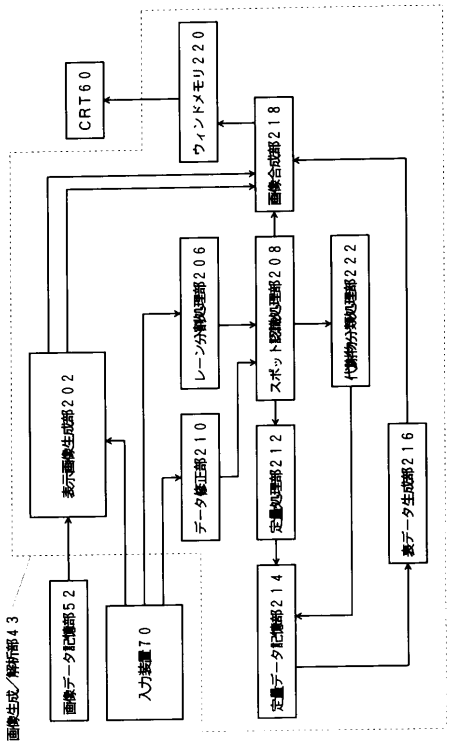


【図１８】

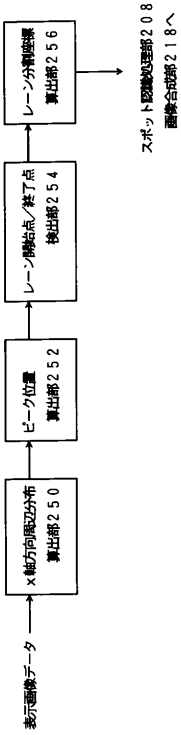
181 191 192 182

スポット	座標データ	濃度データ(PSL値)	グループナンバ
SP(1,1)	ys(1,1),ye(1,1)	yp(1,1)	1
SP(1,2)	ys(1,2),ye(1,2)	yp(1,2)	2
SP(1,3)	ys(1,3),ye(1,3)	yp(1,3)	4
SP(1,4)	ys(1,4),ye(1,4)	yp(1,4)	5
SP(2,1)	ys(2,1),ye(2,1)	yp(2,1)	1
SP(2,2)	ys(2,2),ye(2,2)	yp(2,2)	3
SP(2,3)	ys(2,3),ye(2,3)	yp(2,3)	4
SP(2,4)	ys(2,4),ye(2,4)	yp(2,4)	5
SP(3,1)	ys(3,1),ye(3,1)	yp(3,1)	1
：	：	：	：
SP(4,4)	ys(4,4),ye(4,4)	yp(4,4)	5

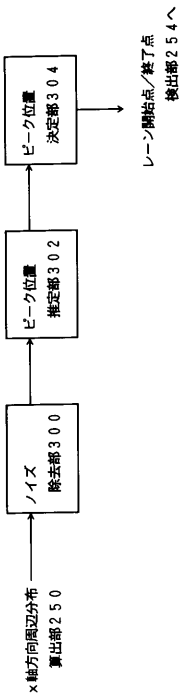
【図１９】



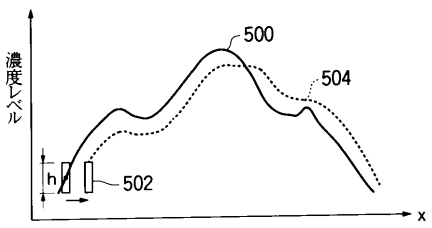
【図２０】



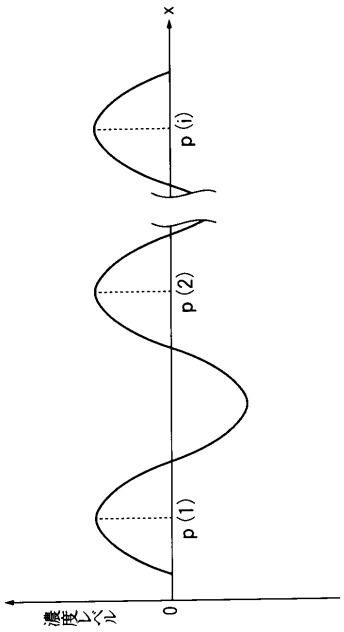
【図２１】



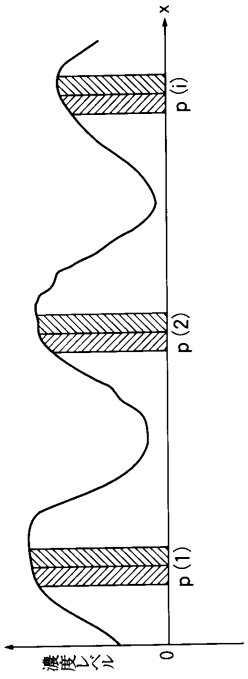
【図２２】



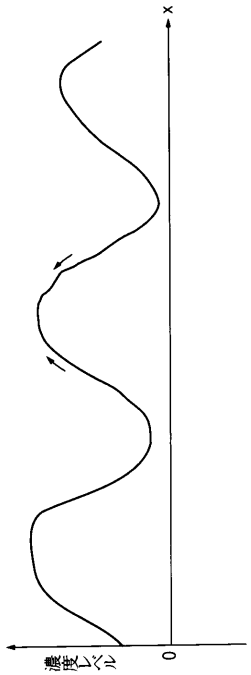
【図２３】



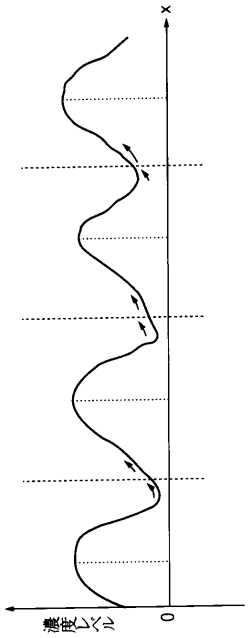
【図２４】



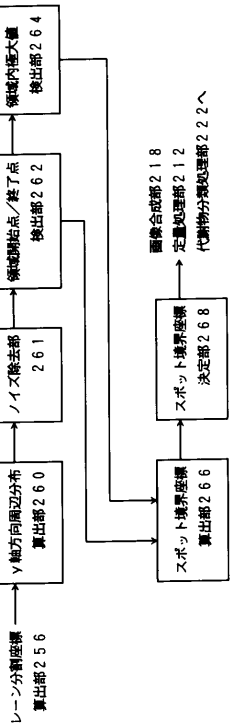
【図２５】



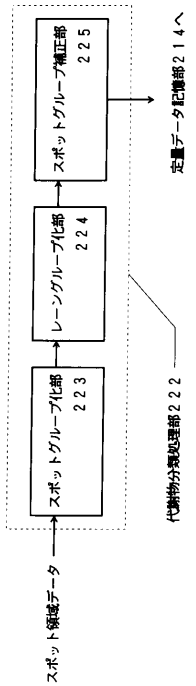
【図２６】



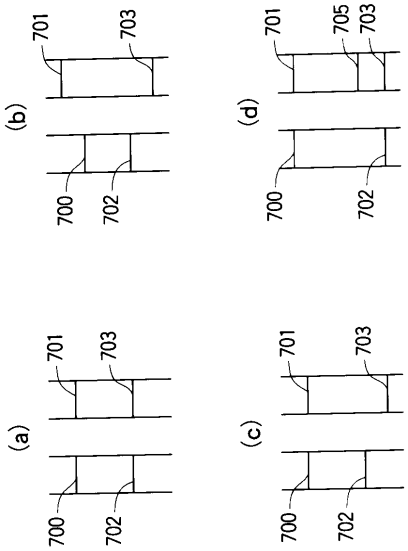
【図２７】



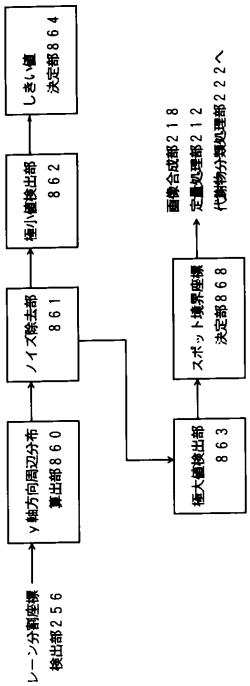
【図２８】



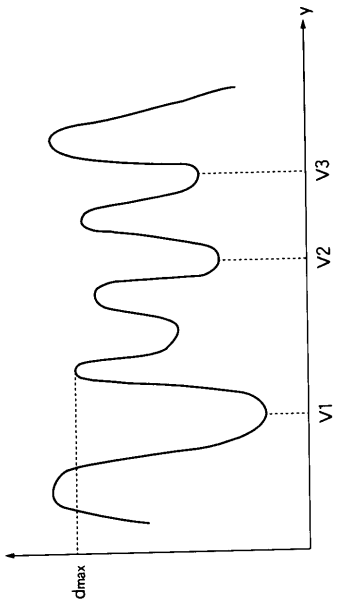
【図２９】



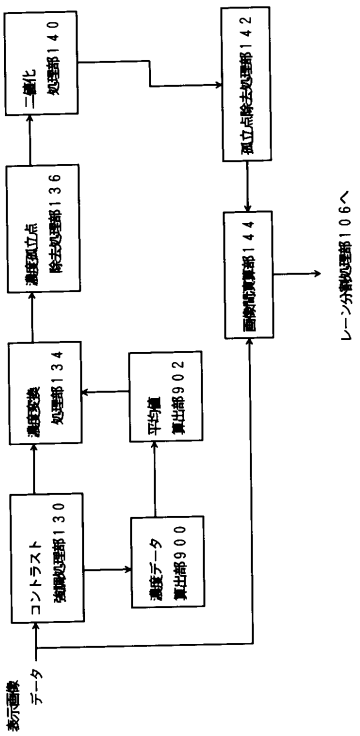
【図３０】



【図３１】



【図３２】


表示画像データ
コントラスト強調処理部130
濃度データ算出部900
濃度変換処理部134
平均値算出部902
濃度孤立点除去処理部136
二値化処理部140
孤立点除去処理部142
画像補正処理部144
レーン分離処理部106へ

フロントページの続き

(74)代理人　100082821
弁理士　村社　厚夫
(74)代理人　100078031
弁理士　大石　皓一
(72)発明者　福島　眞喜子
東京都港区西麻布２丁目２６番３０号　富士写真フイルム株式会社内
(72)発明者　椎森　佳子
東京都港区西麻布２丁目２６番３０号　富士写真フイルム株式会社内
(72)発明者　佐藤　真
秋田県秋田市中通り２－２－３２　住友生命ビル４Ｆ　株式会社　富士フイルムソフト開発センター秋田内
(72)発明者　染　真人
神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地　富士写真フイルム株式会社内

審査官　樋口　宗彦

(56)参考文献　特開昭６３－１９１９５９（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－１６９５８８（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－１６７２９０（ＪＰ，Ａ）
特開昭６２－２４７２５５（ＪＰ，Ａ）
特開昭６２－２２８１６５（ＪＰ，Ａ）
特開昭６２－２１５８６８（ＪＰ，Ａ）
特開平０８－１５２９０８（ＪＰ，Ａ）
特開平０６－２７６３９２（ＪＰ，Ａ）
特開平０６－０１４１８９（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－１８３７５２（ＪＰ，Ａ）
特開平０１－１６７６４８（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.^{7}，ＤＢ名)
G01N21/00-21/01,21/17-21/61
PATOLIS
G01N21/84-21/958
G01N33/00-33/58
G01T1/00-1/29