(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012 年 10 月 26 日(26.10.2012)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/143979 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)　*G06T 5/00* (2006.01)
A61B 6/06 (2006.01)　*H04N 1/409* (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/002377

(22) 国際出願日: 2011 年 4 月 22 日(22.04.2011)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社島津製作所 **(SHIMADZU CORPORATION)** [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 長谷川　直紀**(HASEGAWA, Naoki)** [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地　株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 杉谷　勉**(SUGITANI, Tsutomu)**; 〒5300047 大阪府大阪市北区西天満１丁目１０番８号　西天満第１１松屋ビル Osaka (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

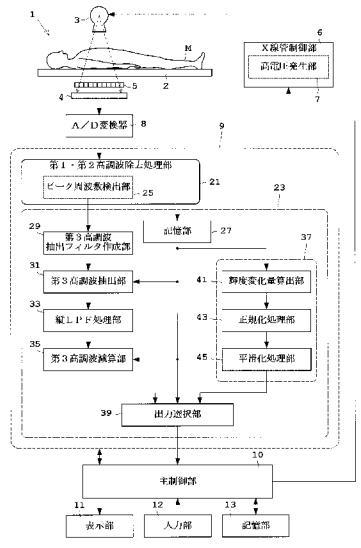
[続葉有]

WO 2012/143979 A1

(54) **Title**: X-RAY DIAGNOSTIC APPARATUS AND X-RAY DIAGNOSIS PROGRAM

(54) 発明の名称 : Ｘ線診断装置およびＸ線診断用プログラム

[図1]



6 X-ray tube control unit
7 High voltage-generating unit
8 A/D converter
10 Main control unit
11 Display unit
12 Input unit
13, 27 Storage unit
21 First / second harmonic elimination processing unit
25 Peak frequency-detecting unit
29 Third harmonic extraction filter-generating unit
31 Third harmonic-extracting unit
33 Longitudinal LPF processing unit
35 Third harmonic-subtracting unit
39 Output selection unit
41 Brightness variation-calculating unit
43 Normalization processing unit
45 Smoothing processing unit

(57) Abstract: The X-ray diagnostic apparatus is equipped with: a peak frequency-detecting unit that detects the peak frequency of the first harmonic of the moire pattern of the grid that appears in the image; a first/second harmonic elimination processing unit that removes the first and second harmonics of the moire pattern from the image on the basis of the peak frequency of the first harmonic and acquires an image with eliminated first and second harmonics; a third harmonic extraction filter-generating unit that calculates the peak frequency of the third harmonic of the moire pattern based on the peak frequency of the first harmonic and generates a third harmonic extraction filter for extracting the third harmonic; a third harmonic-extracting unit for extracting the third harmonic from the image with eliminated first and second harmonics on the basis of the third harmonic extraction filter; and a third harmonic-subtracting unit that subtracts the extracted third harmonic from the image with eliminated first and second harmonics and acquires an image with eliminated third harmonic.

(57) 要約:　Ｘ線診断装置は、画像に映りこんだ前記グリッドのモアレパターンの第１高調波のピーク周波数を検出するピーク周波数検出部と、第１高調波のピーク周波数に基づいて画像からモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去して第１・第２高調波除去画像を取得する第１・第２高調波除去処理部と、第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する第３高調波抽出フィルタ作成部と、第３高調波抽出フィルタに基づいて第１・第２高調波除去画像から第３高調波を抽出する第３高調波抽出部と、抽出された第３高調波を第１・第２高調波除去画像から減算して第３高調波除去画像を取得する第３高調波減算部とを備えている。

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： Ｘ線診断装置およびＸ線診断用プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、Ｘ線画像に映りこんだグリッドのモアレパターンを除去するＸ線診断装置およびＸ線診断用プログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来のＸ線診断装置は、図１１に示すように、Ｘ線を被検体Ｍに照射するＸ線管１０３と、被検体Ｍを透過したＸ線を検出するＸ線検出器（例えば、フラットパネル型Ｘ線検出器（ＦＰＤ））１０４と、Ｘ線検出器１０４のＸ線入射側に設けられ、被検体Ｍを透過するとき等に散乱するＸ線を除去する散乱線除去グリッド（以下、「グリッド」と略す）１０５とを備えている。グリッド１０５は、Ｘ線を吸収する吸収体（例えば鉛）と、Ｘ線を透過する透過体（例えばアルミニウムや空気）とが交互に配設して構成される。このグリッド１０５によって、散乱して斜め方向から入射するＸ線は吸収体で吸収され、透過体を透過したＸ線のみがＸ線検出器１０４で検出される。それにより、鮮明な画像を取得することができる。

[0003] しかしながら、従来のＸ線診断装置１０１では、Ｘ線検出器１０４の解像度とグリッド１０５の密度との違いにより、取得した画像にグリッド１０５のモアレパターンが映りこんでしまう問題がある。このグリッド１０５のモアレパターンの対策については、種々の提案がなされている（例えば、特許文献１参照）。

[0004] また、図１１に示す従来のＸ線診断装置１０１では、モアレパターン除去処理部１２１を備えて、画像に映りこんだグリッド１０５のモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去している。まず、モアレパターンが映りこんだ画像に対して１次元のフーリエ変換を行い、そのフーリエ変換結果からモアレパターンの第１高調波を示すピーク周波数を検出する。第２高調波は、第１高調波の２倍（整数倍）であるので、第１高調波のピーク周波数によ

り算出される。取得された第１高調波と第２高調波のピーク周波数に基づき、モアレパターンの第１高調波と第２高調波を抽出するためのフィルタを作成し、このフィルタを用いて第１高調波と第２高調波を抽出する。そして、モアレパターンが映りこんだ画像から第１高調波と第２高調波を減算することでモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去する。

[0005] なお、Ｘ線検出器１０４の解像度は、ナイキスト周波数Ｎｙで表すことができる。ナイキスト周波数Ｎｙは、ピクセルピッチδ（mm）でサンプリングできる空間周波数の限界を示す。ナイキスト周波数Ｎｙは、次の式（１）から求められる。

Ｎｙ＝１／（２×δ）…（１）

[0006] 例えば、Ｘ線検出器１０４は、ピクセルピッチδが１５０umで構成されているとすると、ナイキスト周波数Ｎｙは、Ｎｙ＝１／（２×０．１５）＝３．３３…lp/mmとなる。すなわちＸ線検出器１０４の解像度は、３．３３…lp/mmである。なお、Ｘ線検出器１０４の解像度は、以下適宜「３．３３lp/mm」と略する。

[0007] また、グリッド１０５の密度は、例えば５０line/cmで構成される。この５０line/cmは、５line/mmや５lp/mmなどとも表される。「line/cm」や「lp/mm」等は、グリッド１０５の場合、単位長さ（１cmや1mm）当たり吸収体の本数や吸収体と透過体の組の本数（５０や５）を示している。解像度が３．３３lp/mmのＸ線検出器と、密度が５lp/mm（５０line/cm）のグリッドとを用いる場合、グリッド（５lp/mm）のモアレパターンは、３．３３lp/mmで折り返して、１．６７lp/mmの位置に生じる。すなわち、３．３３…lp/mm－（５lp/mm－３．３３…lp/mm）＝１．６７（１．６６６…）lp/mmの位置にグリッドのモアレパターンの第１高調波が現れる（図１２）。

特許文献1：特開２００２－１５２４６７号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、このような構成を有する従来のＸ線診断装置１０１では、

次のような問題がある。すなわち、モアレパターン除去処理部１２１により、グリッド１０５のモアレパターンが映りこんだ画像からモアレパターンを除去しても、除去後の画像にモアレパターン残りが存在してしまうという問題がある。

[0009] 本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、モアレパターン除去画像に残るモアレパターンを除去するＸ線診断装置およびＸ線診断用プログラムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] 発明者は、上記の問題を解決するために鋭意研究した結果、次のような知見を得た。まず、モアレパターン除去画像に残るモアレパターンは、第３高調波であることがわかった。図１３は、画像の１次元のフーリエ変換結果の一例を示す。なお、具体的には、１５０umのピクセルピッチのＸ線検出器（ＦＰＤ）１０４に対して、５０line/cmのグリッド１０５を用いている。図１３において、グリッド１０５のモアレパターンの第１高調波のピーク周波数は約１．８４lp/mmに位置し、第２高調波のピーク周波数は約２．９８lp/mmに位置する。そして、約１．１４lp/mmに位置するピーク周波数を有する周波数成分が存在する。この周波数成分が第３高調波である。すなわち、第３高調波は、第１高調波の３倍（整数倍）であり、５．５２lp/mmの周波数を有する。５．５２lp/mmの周波数は、３．３３lp/mmで折り返されて１．１４lp/mmの位置に現れる。なお、第２高調波は、第１高調波の２倍の３．６８lp/mmの周波数を有し、折り返されて２．９８lp/mmの位置に現れる。

[0011] また、グリッド１０５の密度の誤差により、モアレパターン除去後の画像にモアレパターンの第３高調波が発生することがわかった。例えば、グリッド密度が５０line/cmの場合であっても４５～５５line/cmのものが存在する。なぜなら、グリッド１０５には、日本工業規格(JIS: Japanese Industrial Standard)において、グリッド密度の許容差が±１０%の範囲で認められているからである。

[0012] 図１４は、グリッド誤差とモアレパターンの高調波のピーク周波数との関

係を示す図である。具体的には、図１４において、縦軸には第１～３高調波のピーク周波数（lp/mm）を示し、横軸には、５０line/cmのグリッドと実際に誤差があるグリッドとの比を示す。例えば、実際のグリッド密度が５１line/cmの場合、グリッド誤差（比）は、５１／５０＝１．０２である。なお、Ｘ線検出器（ＦＰＤ）１０４はピクセルピッチが１５０umで構成されているものとする。なお、上述の図１３に示すモアレパターンの場合は、実際のグリッド密度は４８．２line/cmであり、グリッド誤差（比）は、４８．２／５０＝０．９６である（符号Ｅ）。図１４において、５０line/cmのグリッド１０５のライン数に誤差が無い場合（符号Ｒ）、第１高調波と第３高調波とは、ほぼ重なっており、第１高調波を除去すれば、同時に第３高調波も除去される。しかしながら、グリッド密度に誤差がある場合は、第１高調波と第３高調波のピーク周波数にずれが生じる。そのため、モアレパターンの第３周波数が除去後の画像に残ってしまう。

[0013] また、モアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去して、更に第３高調波を除去すると、画像内のより多くの情報が同時に除去されることになる。そのため、単に第３高調波を除去しただけでは、画像（画像内の被写体）を明確に認識できるか否かの画像の視認性を劣化させてしまう。図１３や図１４に示すように、第３高調波が他の第１高調波や第２高調波に対して低周波数側に位置する場合など、特に、低周波側の第３高調波を除去すると、画像内の比較的大きな形状を表す情報が第３高調波と同時に除去されてしまい、視認性の劣化が大きい。また、高周波数側の第３高調波を除去すると、画像内の細かな形状やエッジを表す情報が第３高調波と同時に除去されてしまう。また、第３高調波は、図１３に示すように、スペクトル強度が小さい周波数成分であるので、画像内では、画素値の変化（輝度変化）の少ない平坦領域に目立ち、その平坦領域以外では認識されないことがわかった。

[0014] このような知見に基づく本発明は、次のような構成をとる。すなわち、本発明に係るＸ線診断装置は、被検体にＸ線を照射するＸ線照射部と、被検体を透過したＸ線を検出するＸ線検出器と、前記Ｘ線検出器のＸ線入射側に配

置され、散乱したＸ線を除去するグリッドとを備え、前記Ｘ線検出器の出力に基づいて画像を取得するＸ線診断装置において、前記画像に映りこんだ前記グリッドのモアレパターンの第１高調波のピーク周波数を検出するピーク周波数検出部と、前記第１高調波のピーク周波数に基づいて前記画像からモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去して第１・第２高調波除去画像を取得する第１・第２高調波除去処理部と、前記第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、前記第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する第３高調波抽出フィルタ作成部と、前記第３高調波抽出フィルタに基づいて前記第１・第２高調波除去画像から前記第３高調波を抽出する第３高調波抽出部と、抽出された前記第３高調波を前記第１・第２高調波除去画像から減算して第３高調波除去画像を取得する第３高調波減算部と、を備えていることを特徴とするものである。

[0015] 本発明に係るＸ線診断装置によれば、第３高調波抽出フィルタ作成部は、第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する。第３高調波抽出部は、第３高調波抽出フィルタに基づいて第１・第２高調波除去画像から第３高調波を抽出する。第３高調波減算部は、抽出された第３高調波を第１・第２高調波除去画像から減算して第３高調波除去画像を取得する。それにより、モアレパターン除去画像に残っているモアレパターンの第３高調波を除去することができる。

[0016] また、本発明に係るＸ線診断装置は、前記第１・第２高調波除去画像内の平坦度を算出して平坦度情報を取得する平坦度算出部と、前記平坦度情報の平坦領域では第３高調波除去画像を出力し、前記平坦度情報の平坦領域以外の領域では前記第１・第２高調波除去画像を出力する出力選択部とを備えていることが好ましい。モアレパターンの第３高調波は、スペクトル強度が小さい周波数成分であるので、画像内では、輝度変化の少ない平坦領域に目立ち、その平坦領域以外では認識されない。そのため、出力選択部は、平坦度

算出部で平坦度を算出して取得した平坦度情報のうち、平坦領域では第３高調波除去画像を出力し、平坦度情報の平坦以外の領域では第１・第２高調波除去画像を出力する。すなわち、第１・第２高調波除去画像にてモアレパターンの第３高調波が目立つ平坦領域のみ、第３高調波除去画像を出力させている。それにより、画像の視認性の劣化を抑制するとともにモアレパターン除去画像に残っていた第３高調波のモアレパターンを除去することができる。

[0017] また、本発明に係るＸ線診断装置において、前記平坦度算出部は、処理対象である注目画素とその周囲の画素との輝度変化量を算出して平坦度情報を取得する輝度変化量算出部を備えていることが好ましい。それにより、輝度変化量算出部は、第１・第２高調波除去画像内の平坦度を示す平坦度情報を、注目画素とその周囲の画素との輝度変化量を算出することで取得することができる。

[0018] また、本発明に係るＸ線診断装置において、前記輝度変化量算出部は、前記注目画素の画素値から前記注目画素とその周囲の画素との加算平均値を減算して平坦度情報を取得することが好ましい。それにより、輝度変化量算出部は、平坦度情報を、注目画素の画素値から注目画素とその周囲の画素との加算平均値を減算して輝度変化量を算出することで取得することができる。

[0019] また、本発明に係るＸ線診断装置において、前記平坦度算出部は、前記平坦度情報の各画素の輝度変化量をそれぞれ対応する前記第１・第２高調波除去画像の画素値で除算して正規化処理する正規化処理部を備えていることが好ましい。すなわち、画素値が高い画素では輝度変化量が大きく、画素値が低い画素では輝度変化量が小さい傾向にある。輝度変化量が同じであっても高輝度画素の輝度変化量と低輝度画素の輝度変化量とでは、その重みが異なる。そのため、各画素の輝度変化量をそれぞれ対応する画素の画素値で除算することにより、高輝度画素と低輝度画素との輝度変化量を同じ基準で比較することができる。

[0020] また、本発明に係るＸ線診断装置において、前記平坦度算出部は、前記平

坦度情報を複数個の画素で分割した領域ごとに輝度変化量の加算平均を行い、その加算平均値を分割した領域の各画素に適用させて平滑化する平滑化処理部を備えていることが好ましい。輝度変化量を平滑化することにより任意の領域で出力選択部による出力選択を行うことができる。また、平坦領域以外の領域内に点在する平坦領域と判定された領域を平坦領域以外の領域として処理することができる。平坦領域以外の領域内に点在する平坦領域まで第３高調波除去画像を出力させると視認性劣化を招くおそれがある。

[0021] また、本発明に係るＸ線診断装置は、前記第３高調波抽出部で抽出された前記第３高調波の縞目に沿った方向に１次元のローパスフィルタ処理を行うローパスフィルタ処理部を備えていることが好ましい。モアレパターンの第３高調波の他に抽出される第３高調波の縞目に対して斜め方向のパターンを除去することができる。

[0022] また、本発明に係るＸ線診断用プログラムは、散乱したＸ線を除去するグリッドを介して撮影された画像の処理工程をコンピュータに実行させるためのＸ線診断用プログラムであって、前記画像に映りこんだ前記グリッドのモアレパターンの第１高調波のピーク周波数を検出する工程と、前記第１高調波のピーク周波数に基づいて前記画像からモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去して第１・第２高調波除去画像を取得する工程と、前記第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、前記第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する工程と、前記第３高調波抽出フィルタに基づいて前記第１・第２高調波除去画像から前記第３高調波を抽出する工程と、抽出された前記第３高調波を前記第１・第２高調波除去画像から減算して第３高調波除去画像を取得する工程と、を備え、これらの工程をコンピュータに実行させることを特徴とするものである。

[0023] 本発明に係るＸ線診断用プログラムによれば、モアレパターンの第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する。

次に、第３高調波抽出フィルタに基づいて第１・第２高調波除去画像から第３高調波を抽出する。そして、抽出された第３高調波を第１・第２高調波除去画像から減算して第３高調波除去画像を取得する。それにより、モアレパターン除去画像に残っているモアレパターンの第３高調波を除去することができる。

発明の効果

[0024] 本発明に係るＸ線診断装置およびＸ線診断用プログラムによれば、モアレパターンの第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する。次に、第３高調波抽出フィルタに基づいて第１・第２高調波除去画像から第３高調波を抽出する。そして、抽出された第３高調波を第１・第２高調波除去画像から減算して第３高調波除去画像を取得する。それにより、モアレパターン除去画像に残っているモアレパターンの第３高調波を除去することができる。

図面の簡単な説明

[0025] [図1]実施例に係るＸ線診断装置の概略構成を示すブロック図である。

[図2]モアレパターンの説明に供する図である。

[図3]モアレパターンの第３高調波の抽出フィルタ作成の説明に供する図である。

[図4]モアレパターンの第３高調波の一例を示す図である。

[図5]（ａ）は縦ローパスフィルタ（ＬＰＦ）処理の説明に供する図であり、（ｂ）は縦ローパスフィルタ（ＬＰＦ）の一例を示す図である。

[図6]モアレパターンの第３高調波除去の説明に供する図である。

[図7]輝度変化量の算出の説明に供する図である。

[図8]平滑化処理の説明に供する図である。

[図9]出力選択の説明に供する図である。

[図10]実施例のＸ線診断装置の動作を示すフローチャートである。

[図11]従来のＸ線診断装置の概略構成を示すブロック図である。

[図12]Ｘ線検出器とグリッドとによるモアレパターンの周波数の説明に供する図である。

[図13]画像の１次元のフーリエ変換結果の一例を示す。

[図14]グリッド誤差とモアレパターンの高調波のピーク周波数との関係を示す図である。

符号の説明

[0026] １　…　Ｘ線診断装置

３　…　Ｘ線管

４　…　Ｘ線検出器

５　…　散乱線除去グリッド

９　…　画像処理部

１０　…　主制御部

２１　…　第１・第２高調波除去処理部

２３　…　第３高調波除去処理部

２５　…　ピーク周波数検出部

２９　…　第３高調波抽出フィルタ作成部

３１　…　第３高調波抽出部

３３　…　縦ローパスフィルタ処理部（縦ＬＰＦ処理部）

３５　…　第３高調波減算部

３７　…　平坦度算出部

３９　…　出力選択部

４１　…　輝度変化量算出部

４３　…　正規化処理部

４５　…　平滑化処理部

実施例

[0027] 以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図１は、実施例に係るＸ線診断装置の概略構成を示すブロック図であり、図２は、モアレパターンの説明に供する図である。図３は、モアレパターンの第３高調波の抽出フィ

ルタ作成の説明に供する図であり、図４は、モアレパターンの第３高調波の一例を示す図である。図５（ａ）は、縦ローパスフィルタ（ＬＰＦ）処理の説明に供する図であり、図５（ｂ）は縦ローパスフィルタ（ＬＰＦ）の一例を示す図である。図６は、モアレパターンの第３高調波除去の説明に供する図であり、図７は、輝度変化量の算出の説明に供する図である。図８は平滑化処理の説明に供する図であり、図９は出力選択の説明に供する図である。

[0028] 図１を参照する。Ｘ線診断装置１は、被検体Ｍを載置する天板２と、被検体ＭにＸ線を照射するＸ線管３と、被検体Ｍを挟んでＸ線管３と対向して配置され、被検体Ｍを透過したＸ線を検出するＸ線検出器４と、Ｘ線検出器４のＸ線入射側に配置され、散乱したＸ線を除去するグリッド５とを備えている。なお、Ｘ線管３は本発明におけるＸ線照射部に相当する。

[0029] Ｘ線管３は、Ｘ線管制御部６によりＸ線照射に必要な制御が実行される。Ｘ線管制御部６は、Ｘ線管３の管電圧や管電流を発生させる高電圧発生部７を有している。Ｘ線管制御部６は、後述する入力部１２で設定された管電圧や管電流や照射時間等のＸ線条件に応じてＸ線管３からＸ線を照射させている。

[0030] Ｘ線検出器４は、Ｘ線管３から照射されたＸ線を検出し、Ｘ線強度分布に応じた信号であるＸ線検出信号を出力する。Ｘ線検出器４は、フラットパネル型Ｘ線検出器（ＦＰＤ）やイメージインテンシファイア等で構成される。Ｘ線検出器４は、例えば、０．１５umピクセルピッチで構成され、３．３３lp/mmの解像度を持つ。また、グリッド５は、例えば、５０line/cm（５lp/mm）のグリッド密度で構成される。

[0031] Ｘ線検出器４の後段には、順番にＡ／Ｄ変換器８と画像処理部９とが設けられている。Ａ／Ｄ変換器８は、Ｘ線検出器４から出力されたアナログのＸ線検出信号をデジタル信号に変換する。画像処理部９は、Ｘ線検出器４から出力されたデジタルのＸ線検出信号に基づいた画像に対して種々の処理を行う。また、Ｘ線診断装置１は、この装置１の各構成を統括的に制御する主制御部１０と、画像処理部９で処理された画像を表示する表示部１１と、操作

者が入力設定や各種操作を行う入力部１２と、処理された画像を記憶する記憶部１３とを備えている。

[0032] 主制御部１０は、中央演算処理装置（ＣＰＵ）などで構成され、各種プログラムを実行するようになっている。主制御部１０は、例えば、被検体Ｍが載置された天板２、Ｘ線管３またはＸ線検出器４を所定の位置に移動させる制御を行う。表示部１１は、モニタ等で構成される。入力部１２は、キーボードやマウス等で構成される。記憶部１３は、ＲＯＭ（Read-only Memory）、ＲＡＭ（Random-Access Memory）またはハードディスク等の記憶媒体で構成される。

[0033] 画像処理部９は、Ｘ線検出器４の出力に基づいて取得した画像に映りこんだグリッド５のモアレパターンを除去するための第１・第２高調波除去処理部２１と第３高調波除去処理部２３とを備えている。第１・第２高調波除去処理部２１は、画像に映りこんだグリッド５のモアレパターンの第１高調波のピーク周波数を検出するピーク周波数検出部２５を備えている。第１・第２高調波除去処理部２１は、第１高調波のピーク周波数に基づいて画像からモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去して第１・第２高調波除去画像を取得する。

[0034] 第１・第２高調波除去処理部２１は、画像に映りこんだグリッド５のモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去する。第１・第２高調波除去処理部２１は、図２に示すように、まず、モアレパターン（符号ｍｐ）が映りこんだ画像に対して、横方向（モアレパターンの縞目と直交する方向）の画素列（符号Ｌ１）に１次元のフーリエ変換を行う。１次元のフーリエ変換は、例えば画像の上端の画素列から順番に行う。ピーク周波数検出部２５は、そのフーリエ変換結果からモアレパターンの第１高調波を示すピーク周波数を検出する（図１３）。なお、ピーク周波数検出部２５は、画像の上端から順番に検出された複数のピーク周波数から設定された所定のピーク周波数を検出する。第２高調波は、第１高調波の２倍（整数倍）であるので、第１高調波のピーク周波数により算出される。取得された第１高調波と第２高調波

のピーク周波数に基づき、モアレパターンの第１高調波と第２高調波を抽出するためのフィルタを作成する。このフィルタを用いて第１高調波と第２高調波を抽出する。そして、抽出された第１高調波と第２高調波をモアレパターンが映りこんだ画像から減算することで、画像からモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去した第１・第２高調波除去画像を取得する。なお、図２において、符号ｆは画像内における被検体Ｍの平坦領域を示す。

[0035] 第３高調波除去処理部２３は、図１に示すように、記憶部２７、第３高調波抽出フィルタ作成部２９、第３高調波抽出部３１、縦ローパスフィルタ処理部（縦ＬＰＦ処理部）３３、第３高調波減算部３５、平坦度算出部３７および出力選択部３９を備えている。第１・第２高調波除去処理部２１によってモアレパターンの第１高調波と第２高調波が除去された第１・第２高調波除去画像は、記憶部２７に記憶される。

[0036] 第３高調波抽出フィルタ作成部２９は、第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する。第１高調波のピーク周波数は、ピーク周波数検出部２５で検出された第１高調波のピーク周波数が与えられる。モアレパターンの第３高調波は、モアレパターンの第１高調波の３倍であるが、第３高調波がナイキスト周波数Ｎｙの３．３３lp/mmより大きい場合は、３．３３lp/mmの位置で折り返された位置が第３高調波のピーク周波数位置となる。すなわち、第１高調波のピーク周波数が１．７２lp/mmの場合、第３高調波のピーク周波数は１．７２×３＝５．１６lp/mmとなる。このとき第３高調波がナイキスト周波数Ｎｙの３．３３lp/mmより大きいので、３．３３lp/mmの位置で折り返される。第３高調波のピーク周波数は、３．３３－（５．１６－３．３３）＝１．５０lp/mmとなる。なお、第１高調波のピーク周波数が１．７２lp/mmの場合とは、図１４においてグリッド誤差（比）が０．９９のときである。第３高調波抽出フィルタは、図３に示すように、算出された第３高調波のピーク周波数に所定の帯域を持たせて作成される。

[0037] 第３高調波抽出部３１は、第３高調波抽出フィルタに基づいて第１・第２

高調波除去画像から第３高調波を抽出する。第１・第２高調波除去画像は、記憶部２７により与えられる。第３高調波の抽出は、例えば１・第２高調波除去画像の横方向の画素列に対して、第３高調波抽出フィルタを用いたフィルタ処理を施す。この抽出処理を第１・第２高調波除去画像の例えば上端から順番に１列ずつ行う。これにより、図４に示すようなモアレパターンの第３高調波の画像が抽出される。

[0038] しかしながら、抽出された第３高調波の画像には、図５（ａ）の符号ｎに示すように、モアレパターンの第３高調波の他に斜め方向のパターンが抽出される。これは、第３高調波抽出フィルタの周波数と同じ周波数の第１・第２高調波除去画像内のパターンが抽出されることが原因で起こる。すなわち、横方向の画素列Ｌ２において、周期がｄ１のモアレパターンの第３高調波が抽出されるとともに、第１・第２高調波除去画像内の同じ周期（ｄ２＝ｄ１）のパターンが抽出される。

[0039] そこで、縦ＬＰＦ処理部３３は、第３高調波抽出部３１で抽出された第３高調波の縞目に沿った縦方向に１次元のローパスフィルタ（ＬＰＦ）処理を行う。モアレパターンの第３高調波の縞目を図５（ａ）の符号ｍｐ３に示す。すなわち、第３高調波の縞目に沿った縦方向にＬＰＦ処理を行う。縦方向のＬＰＦ処理は、抽出された第３高調波の画像の各画素に対して、図５（ｂ）に示すフィルタでフィルタ処理を行う。図５（ｂ）に示すフィルタは、縦方向の画素列であり、例えば、処理対象の注目画素の上下８画素を含む１７画素を用いて行う。この１７画素の処理前の画素値の加算平均を算出し、算出した加算平均値を注目画素の新たな画素値とする。この処理を各画素で行うことにより、画像の縦方向の画素が平滑化されて図５（ａ）に示す符号ｎの斜め方向のパターンを除去される。そして、図４に示すモアレパターンの第３高調波の画像を取得される。なお、縦ＬＰＦ処理部３３は本発明におけるローパスフィルタ処理部に相当する。なお、図５（ａ）において、モアレパターンの第３高調波の縞目が横方向に並んでいるが、縞目が縦方向に並ぶ場合、縞目に沿った横方向に１次元のローパスフィルタ（ＬＰＦ）処理を行

う。

[0040] 第３高調波減算部３５は、抽出された第３高調波を第１・第２高調波除去画像から減算して第３高調波除去画像を取得する。すなわち、第３高調波減算部３５は、図６に示すように、第１・第２高調波除去画像Ｐ１から抽出された第３高調波の画像Ｐ２を減算する。これにより、第３高調波除去画像Ｐ３が取得される。

[0041] 平坦度算出部３７は、図１に示すように、第１・第２高調波除去画像内の平坦度を算出して平坦度情報を取得する。この平坦度算出部３７による平坦度情報の算出は、第３高調波を抽出して除去する第３高調波除去画像を取得する処理と並行して行われる。平坦度情報は、第１・第２高調波除去画像の平坦な領域（平坦領域）と平坦ではない構造物の領域（平坦領域以外の領域）識別するための情報である。例えば、被検体Ｍの脚部の撮影においては、平坦領域としては肉部分、平坦領域以外の領域としては骨部分が挙げられる。また、平坦度算出部３７は、輝度変化量算出部４１、正規化処理部４３および平滑化処理部４５を備えている。

[0042] 輝度変化量算出部４１は、処理対象である注目画素とその周囲の画素との輝度変化量を算出して平坦度情報を取得する。具体的には、輝度変化量算出部４１は、注目画素の画素値から注目画素とその周囲の画素との加算平均値を減算して平坦度情報を取得する。すなわち、輝度変化量算出部４１は、図７に示すように、注目画素とその注目画素と例えば上下左右１０画素との２１×２１画素で加算平均を行い、注目画素の画素値からその加算平均値を減算する。すなわち、例えば２１×２１画素の画素値の加算平均値をＡとし、注目画素の画素値をＢとすると輝度変化量Ｃ１は、Ｃ１＝｜Ｂ－Ａ｜で表すことができる。この処理を第１・第２高調波除去画像の各画素で行う。このように輝度変化量Ｃ１で表された新たな画像を平坦度情報として取得する。

[0043] 正規化処理部４３は、平坦度情報の各画素の輝度変化量をそれぞれ対応する第１・第２高調波除去画像の画素値で除算して正規化処理する。すなわち、正規化処理後の輝度変化量Ｃ２は、Ｃ２＝｜Ｂ－Ａ｜／Ｂで表される。画

素値が高い画素では輝度変化量（画素値の変動量）が大きく、画素値が低い画素では輝度変化量が小さい傾向にある。また、例えば、画素値が１０００の注目画素と画素値が１０の注目画素があるものとする。両方の輝度変化量が２である場合、輝度変化量が同じ値である。しかしながら、画素値が１０００のときにおける輝度変化量２と、画素値が１０のときにおける輝度変化量２とでは、２／１０００＝０．００２と、２／１０＝０．２と、重みが異なる。そのため、高輝度画素と低輝度画素との輝度変化量を同じ基準で比較できるようにしている。

[0044] 平滑化処理部４５は、平坦度情報を複数個の画素で分割した領域ごとに輝度変化量の加算平均を行い、その加算平均値を分割した領域の各画素に適用させて平滑化する。平滑化処理部４５は、図８に示すように、例えば平坦度情報Ｐ４が６４×６４画素で構成される場合、例えば１６×１６画素で加算平均を行って１画素に縮小する。すると、４×４画素の縮小された平坦度情報Ｐ５が取得される。そして、４×４画素の平坦度情報Ｐ５を元の６４×６４画素の大きさに戻すこと（拡大）で平滑化処理された平坦度情報Ｐ６を得る。なお、平坦度情報Ｐ５の１画素から平坦度情報Ｐ６の１６×１６画素の大きさに戻す際に、平坦度情報Ｐ６の１６×１６画素の全ての輝度変化量は、平坦度情報Ｐ５の１画素の輝度変化量が与えられる。

[0045] 出力選択部３９は、平坦度情報の平坦領域では第３高調波除去画像を出力し、平坦度情報の平坦領域以外の領域では第１・第２高調波除去画像を出力する。すなわち、出力選択部３９は、図９に示すように、平坦度情報Ｐ６に基づいて、第１・第２高調波除去画像Ｐ１および第３高調波除去画像Ｐ３のいずれか一方の画像を出力するのかを選択する。平坦度情報Ｐ６における正規化処理および平滑化処理された輝度変化量がしきい値以上であれば、平坦領域と識別され、しきい値未満であれば、平坦領域以外の領域と識別される。平滑化処理部４５により１６×１６画素で加算平均を行った分割した領域の各画素（１６×１６画素）は、同じ輝度変化量であるので、その１６×１６画素の領域単位で出力選択部３９による選択出力をするようになっている

。図９に示すように、平坦度情報Ｐ６の平坦領域（符号ｆ）では、第３高調波除去画像Ｐ３が出力される。一方、平坦度情報Ｐ６の平坦領域以外の領域では、第１・第２高調波除去画像Ｐ１が出力される。

[0046] 次に図１０を参照して、本実施例のＸ線診断装置１の動作をフローチャートに沿って説明する。

[0047] 〔ステップＳ０１〕Ｘ線撮影

Ｘ線診断装置１は、図１に示すように、Ｘ線管制御部６で設定された管電圧や管電流や照射時間等のＸ線条件に応じてＸ線管３からＸ線を照射させる。Ｘ線管３から照射されたＸ線は、被検体Ｍを透過してＸ線検出器４に入射する。Ｘ線検出器４は、Ｘ線強度分布に応じたＸ線検出信号を出力する。Ａ／Ｄ変換器８は、Ｘ線検出器４から出力されたアナログのＸ線検出信号をデジタル信号に変換する。このデジタル変換されたＸ線検出信号に基づいて被検体Ｍを撮影した画像を取得することができる。

[0048] 〔ステップＳ０２〕第１・第２高調波除去処理

ピーク周波数検出部２５は、画像に映りこんだ前記グリッドのモアレパターンの第１高調波のピーク周波数を検出する。第１・第２高調波除去処理部２１は、第１高調波のピーク周波数に基づいて画像からモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去して第１・第２高調波除去画像を取得する。

[0049] 〔ステップＳ０３〕第３高調波抽出フィルタの作成

第３高調波抽出フィルタ作成部２９は、第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する（図３）。

[0050] 〔ステップＳ０４〕第３高調波の抽出

第３高調波抽出部３１は、第３高調波抽出フィルタに基づいて第１・第２高調波除去画像から第３高調波を抽出する（図５（ａ））。第３高調波の抽出は、例えば、１・第２高調波除去画像の横方向の画素列の上端から順番に１列ずつに第３高調波抽出フィルタを用いたフィルタ処理を施して行われる。

[0051] 〔ステップＳ０５〕縦ＬＰＦ処理

縦ＬＰＦ処理部３３は、第３高調波抽出部３１で抽出された第３高調波（図５（ａ））の縞目に沿った縦方向に１次元のローパスフィルタ（ＬＰＦ）処理を行う。縦方向のＬＰＦ処理は、例えば、図５（ｂ）に示すフィルタ、すなわち、処理対象の注目画素の上下８画素を含む１７画素を用い、この１７画素の処理前の画素値の加算平均値を注目画素の新たな画素値とする。この処理を各画素で行うことにより、画像の縦方向の画素が平滑化されて図５（ａ）に示す符号ｎの斜め方向のパターンを除去される。そのため、図４に示すようなモアレパターンの第３高調波の画像を取得することができる。

[0052] 〔ステップＳ０６〕第３高調波除去処理（減算）

第３高調波減算部３５は、図６に示すように、抽出された第３高調波Ｐ２を第１・第２高調波除去画像Ｐ１から減算して第３高調波除去画像Ｐ３を取得する。

[0053] また、第３高調波除去画像を取得するステップＳ０３～Ｓ０６と並行して、第１・第２高調波除去画像内の平坦度を算出して平坦度情報を取得するステップＳ１３～Ｓ１５を行う。

[0054] 〔ステップＳ１３〕輝度変化量の算出

輝度変化量算出部４１は、注目画素の画素値から注目画素とその周囲の画素との加算平均値を減算して平坦度情報を取得する。すなわち、輝度変化量算出部４１は、図７に示すように、注目画素を含む２１×２１画素の画素値の加算平均値をＡとし、注目画素の画素値をＢとして、輝度変化量Ｃ１＝｜Ｂ－Ａ｜を算出する。この処理を各画素で行うことにより、新たな画像として平坦度情報として取得する。

[0055] 〔ステップＳ１４〕正規化処理

正規化処理部４３は、平坦度情報の各画素の輝度変化量をそれぞれ対応する第１・第２高調波除去画像の画素値で除算して正規化処理する。すなわち、輝度変化量Ｃ１の算出で用いた注目画素の画素値Ｂで輝度変化量Ｃ１を除算する。正規化処理後の輝度変化量Ｃ２は、Ｃ２＝｜Ｂ－Ａ｜／Ｂで算出さ

れる。

[0056] 〔ステップＳ１５〕平滑化処理

平滑化処理部４５は、平坦度情報を複数個の画素で分割した領域ごとに輝度変化量の加算平均を行い、その加算平均値を分割した領域の各画素に適用させて平滑化する。すなわち、平滑化処理部４５は、図８に示すように、例えば１６×１６画素で加算平均を行って１画素に縮小する。そして、元の大きさに戻す際に、元の大きさの１６×１６画素には、全画素に加算平均された輝度変化量が与えられる。

[0057] 〔ステップＳ０７〕出力選択

出力選択部３９は、図９に示すように、平坦度情報Ｐ６の平坦領域ｆでは第３高調波除去画像Ｐ３を出力し、平坦度情報Ｐ６の平坦領域ｆ以外の領域では第１・第２高調波除去画像Ｐ１を出力する。このように平坦領域ｆではモアレパターンの第３高調波が除去された出力選択画像Ｐ７が取得される。

[0058] 〔ステップＳ０８〕表示・保存

ステップＳ０７で出力選択された出力選択画像Ｐ７は、画像処理部９でその他必要な処理が行われる。そして、出力選択画像Ｐ７は、表示部１１に表示され、また、記憶部１３に記憶される。

[0059] 本実施例に係るＸ線診断装置１によれば、第３高調波抽出フィルタ作成部２９は、第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する。第３高調波抽出部３１は、第３高調波抽出フィルタに基づいて第１・第２高調波除去画像から第３高調波を抽出する。第３高調波減算部３５は、抽出された第３高調波を第１・第２高調波除去画像から減算して第３高調波除去画像を取得する。それにより、第１・第２高調波除去画像に残っているモアレパターンの第３高調波を除去することができる。

[0060] また、Ｘ線診断装置１は、第１・第２高調波除去画像内の平坦度を算出して平坦度情報を取得する平坦度算出部３７と、平坦度情報の平坦領域では第３高調波除去画像を出力し、平坦度情報の平坦領域以外の領域では第１・第

２高調波除去画像を出力する出力選択部３９とを備えている。モアレパターンの第３高調波は、スペクトル強度が小さい周波数成分であるので、画像内では、輝度変化の少ない平坦領域に目立ち、その平坦領域以外では認識されない。そのため、出力選択部３９は、平坦度算出部３７で平坦度を算出して取得した平坦度情報のうち、平坦領域では第３高調波除去画像を出力し、平坦度情報の平坦以外の領域では第１・第２高調波除去画像を出力する。すなわち、第１・第２高調波除去画像にてモアレパターンの第３高調波が目立つ領域は平坦領域であるので、平坦領域とそれ以外の領域とを識別して、平坦領域のみに第３高調波除去画像を選択して出力させている。それにより、画像の視認性の劣化を抑制するとともに第１・第２高調波除去画像に残っていた第３高調波のモアレパターンを除去することができる。

[0061] すなわち、平坦領域以外では視認性を劣化させず、モアレパターン残りのない画像を取得することができる。なお、平坦領域では輝度変化が少なくモアレパターンの第３高調波を除去しても視認性劣化の影響を比較的に受けにくい。また、平坦領域のモアレパターンの第３高調波を除去しているので、平坦領域のＳ／Ｎ比を改善することも可能である。

[0062] また、輝度変化量算出部４１は、第１・第２高調波除去画像内の平坦度を示す平坦度情報を、注目画素とその周囲の画素との輝度変化量を算出することで取得することができる。さらに、輝度変化量算出部４１は、平坦度情報を、注目画素の画素値から注目画素とその周囲の画素との加算平均値を減算して輝度変化量を算出することで取得することができる。

[0063] また、正規化処理部４３は、平坦度情報の各画素の輝度変化量をそれぞれ対応する第１・第２高調波除去画像の画素値で除算して正規化処理する。すなわち、画素値が高い画素では輝度変化量が大きく、画素値が低い画素では輝度変化量が小さい傾向にある。輝度変化量が同じであっても高輝度画素の輝度変化量と低輝度画素の輝度変化量とでは、その重みが異なる。そのため、各画素の輝度変化量をそれぞれ対応する画素の画素値で除算することにより、高輝度画素と低輝度画素との輝度変化量を同じ基準で比較することがで

きる。

[0064] また、平滑化処理部４５は、平坦度情報を複数個の画素（例えば１６×１６画素）で分割した領域ごとに輝度変化量の加算平均を行い、その加算平均値を分割した領域の各画素（１６×１６画素）に適用させて平滑化している。出力選択部３９による画像の出力選択を画素単位で行うのではなく、平滑化により任意の領域で行うことができる。また、平坦領域以外の領域内に点在する平坦領域と判定された領域を平坦領域以外の領域として処理することができる。平坦領域以外の領域内に点在する平坦領域まで第３高調波除去画像を出力させると視認性劣化を招くおそれがある。

[0065] また、縦ＬＰＦ処理部３３は、第３高調波抽出部３１で抽出された第３高調波の縞目に沿った縦方向に１次元のＬＰＦ処理を行う。モアレパターンの第３高調波の他に抽出される第３高調波の縞目に対して斜め方向のパターンを除去することができる。

[0066] 本発明は、上記実施形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

[0067] （１）上述した実施例において、画像処理部９は、プログラムを実行させるためのＣＰＵ等で構成される制御部と、プログラム等を記憶するＲＯＭやＲＡＭ等の記憶媒体で構成される記憶部とを備えてもよい。記憶部には、各ステップＳ０１～Ｓ０８，Ｓ１３～Ｓ１５の動作のプログラムを記憶させて、そのプログラムを制御部で実行するようにしてもよい。この場合、このプログラムに必要な操作は、入力部１２で入力され、出力選択画像Ｐ７は表示部１１に表示される。

[0068] （２）上述した実施例において、画像処理部９に限定されず、各ステップＳ０１～Ｓ０８，Ｓ１３～Ｓ１５の動作を、その動作のプログラムを記憶部１３に記憶し、主制御部１０で実行するようにしてもよい。この場合、このプログラムに必要な操作は入力部１２で入力され、出力選択画像Ｐ７は表示部１１に表示される。また、その動作のプログラムは、ＬＡＮ等のネットワークシステムでＸ線診断装置１と接続されたパソコン上でも実行できるよう

にしてもよい。

請求の範囲

[請求項1] 被検体にＸ線を照射するＸ線照射部と、

被検体を透過したＸ線を検出するＸ線検出器と、

前記Ｘ線検出器のＸ線入射側に配置され、散乱したＸ線を除去するグリッドとを備え、

前記Ｘ線検出器の出力に基づいて画像を取得するＸ線診断装置において、

前記画像に映りこんだ前記グリッドのモアレパターンの第１高調波のピーク周波数を検出するピーク周波数検出部と、

前記第１高調波のピーク周波数に基づいて前記画像からモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去して第１・第２高調波除去画像を取得する第１・第２高調波除去処理部と、

前記第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、前記第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する第３高調波抽出フィルタ作成部と、

前記第３高調波抽出フィルタに基づいて前記第１・第２高調波除去画像から前記第３高調波を抽出する第３高調波抽出部と、

抽出された前記第３高調波を前記第１・第２高調波除去画像から減算して第３高調波除去画像を取得する第３高調波減算部と、

を備えていることを特徴とするＸ線診断装置。

[請求項2] 請求項１に記載のＸ線診断装置において、

前記第１・第２高調波除去画像内の平坦度を算出して平坦度情報を取得する平坦度算出部と、

前記平坦度情報の平坦領域では第３高調波除去画像を出力し、前記平坦度情報の平坦領域以外の領域では前記第１・第２高調波除去画像を出力する出力選択部とを備えていることを特徴とするＸ線診断装置。

[請求項3] 請求項２に記載のＸ線診断装置において、

前記平坦度算出部は、処理対象である注目画素とその周囲の画素との輝度変化量を算出して平坦度情報を取得する輝度変化量算出部を備えていることを特徴とするＸ線診断装置。

[請求項4] 請求項３に記載のＸ線診断装置において、

前記輝度変化量算出部は、前記注目画素の画素値から前記注目画素とその周囲の画素との加算平均値を減算して平坦度情報を取得することを特徴とするＸ線診断装置。

[請求項5] 請求項３または４に記載のＸ線診断装置において、

前記平坦度算出部は、前記平坦度情報の各画素の輝度変化量をそれぞれ対応する前記第１・第２高調波除去画像の画素値で除算して正規化処理する正規化処理部を備えていることを特徴とするＸ線診断装置。

[請求項6] 請求項３から５のいずれかに記載のＸ線診断装置において、

前記平坦度算出部は、前記平坦度情報を複数個の画素で分割した領域ごとに輝度変化量の加算平均を行い、その加算平均値を分割した領域の各画素に適用させて平滑化する平滑化処理部を備えていることを特徴とするＸ線診断装置。

[請求項7] 請求項１から６のいずれかに記載のＸ線診断装置において、

前記第３高調波抽出部で抽出された前記第３高調波の縞目に沿った方向に１次元のローパスフィルタ処理を行うローパスフィルタ処理部を備えていることを特徴とするＸ線診断装置。

[請求項8] 散乱したＸ線を除去するグリッドを介して撮影された画像の処理工程をコンピュータに実行させるためのＸ線診断用プログラムであって、

前記画像に映りこんだ前記グリッドのモアレパターンの第１高調波のピーク周波数を検出する工程と、

前記第１高調波のピーク周波数に基づいて前記画像からモアレパターンの第１高調波と第２高調波を除去して第１・第２高調波除去画像

を取得する工程と、

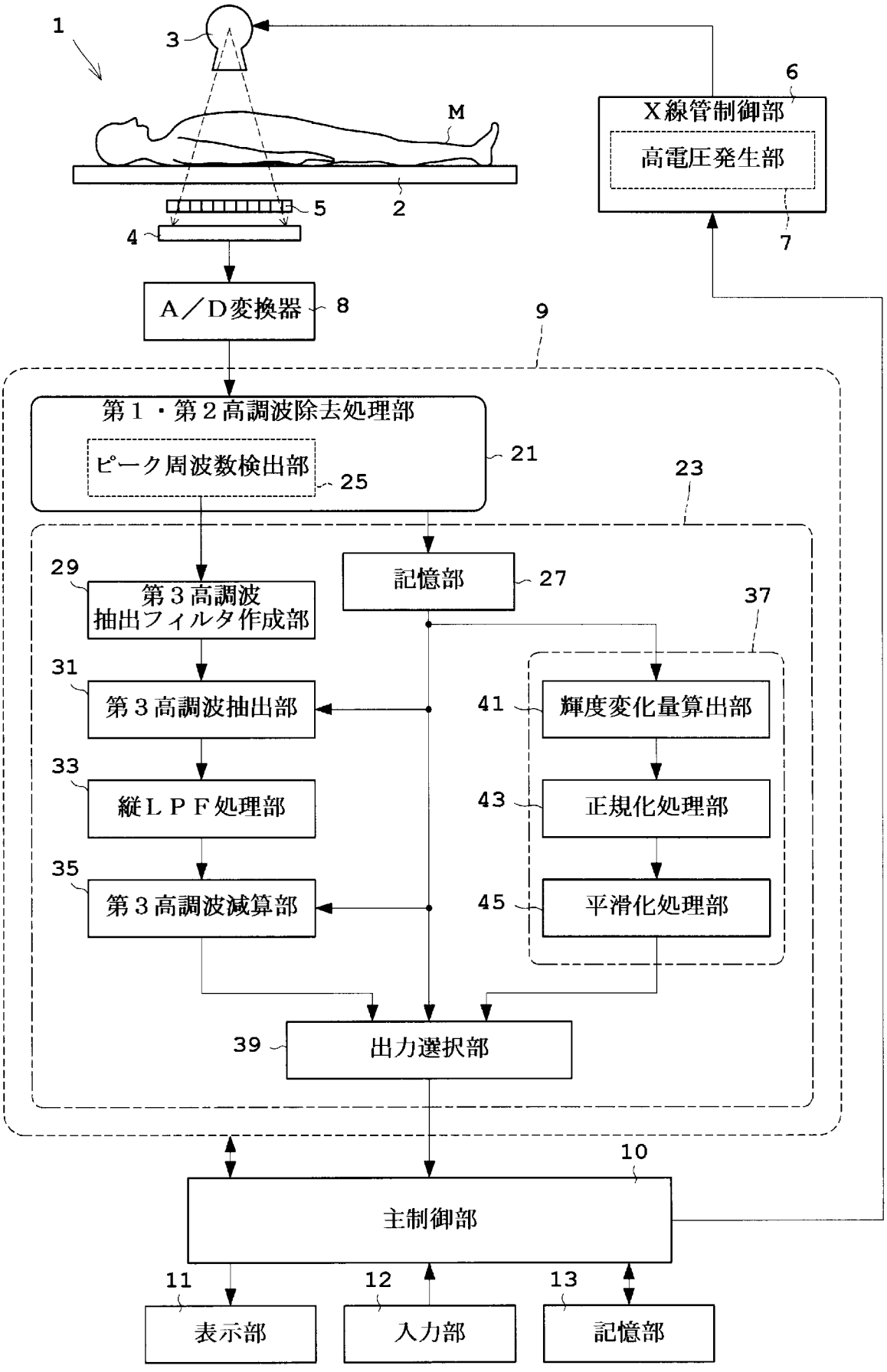
前記第１高調波のピーク周波数に基づいてモアレパターンの第３高調波のピーク周波数を算出し、前記第３高調波を抽出するための第３高調波抽出フィルタを作成する工程と、

前記第３高調波抽出フィルタに基づいて前記第１・第２高調波除去画像から前記第３高調波を抽出する工程と、

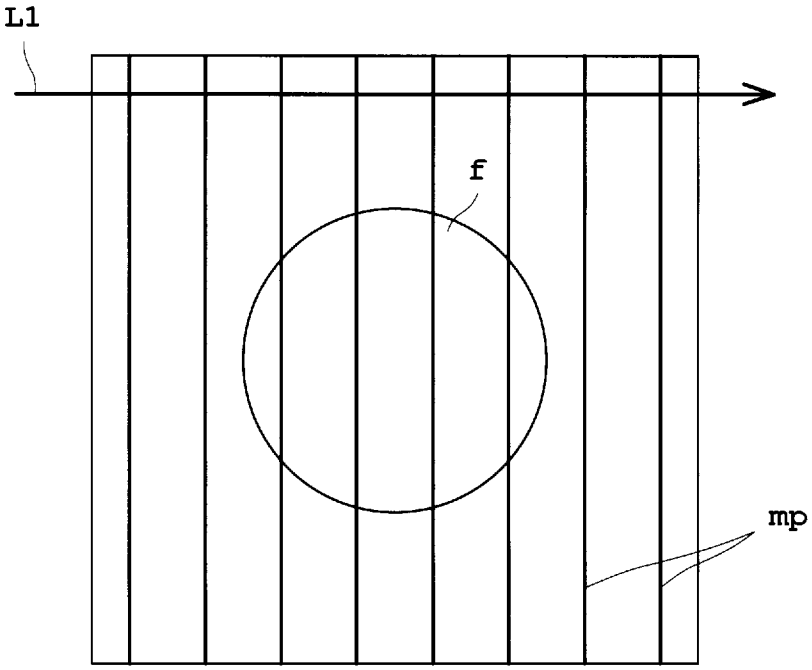
抽出された前記第３高調波を前記第１・第２高調波除去画像から減算して第３高調波除去画像を取得する工程と、を備え、

これらの工程をコンピュータに実行させることを特徴とするＸ線診断用プログラム。

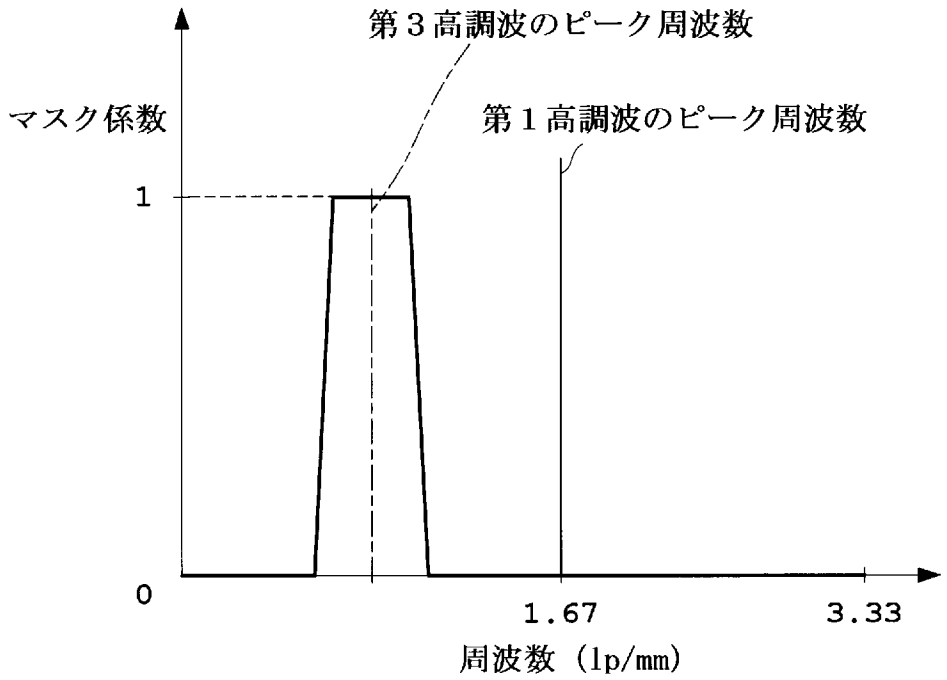
[図1]


1
3
M
6
X線管制御部
高電圧発生部
7
5
2
4
A／D変換器
8
9
第１・第２高調波除去処理部
ピーク周波数検出部
25
21
23
29
第３高調波
抽出フィルタ作成部
記憶部
27
37
31
第３高調波抽出部
41
輝度変化量算出部
33
縦ＬＰＦ処理部
43
正規化処理部
35
第３高調波減算部
45
平滑化処理部
39
出力選択部
10
主制御部
11
表示部
12
入力部
13
記憶部

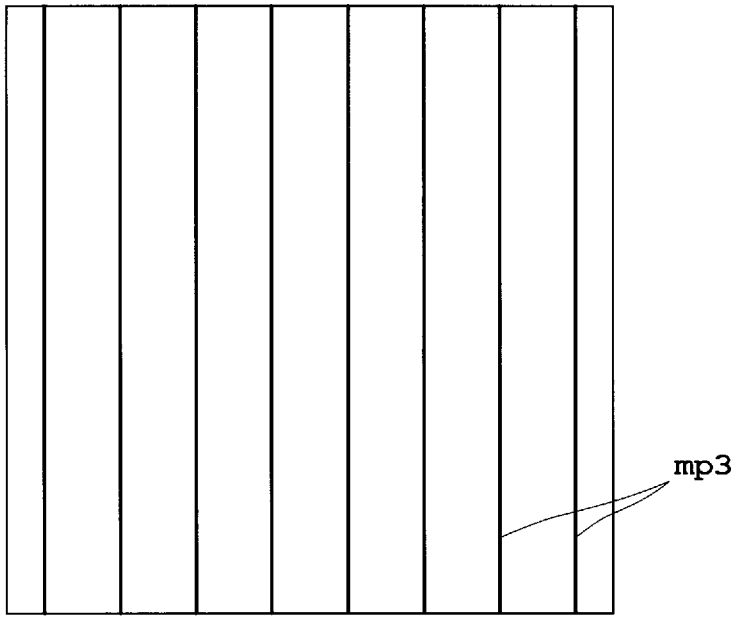
[図2]



[図3]

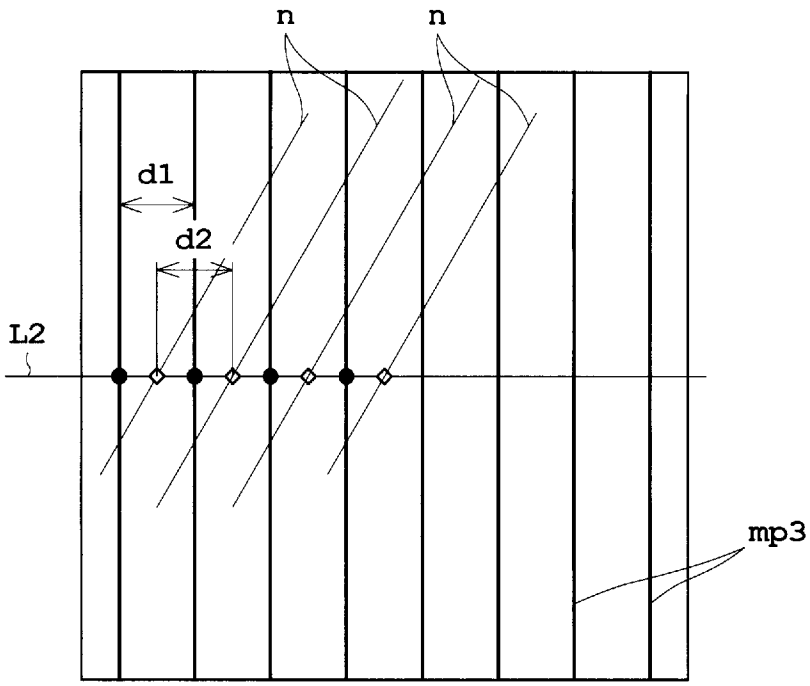


[図4]

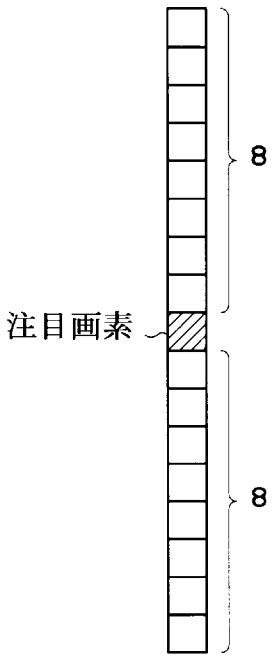


[図5]

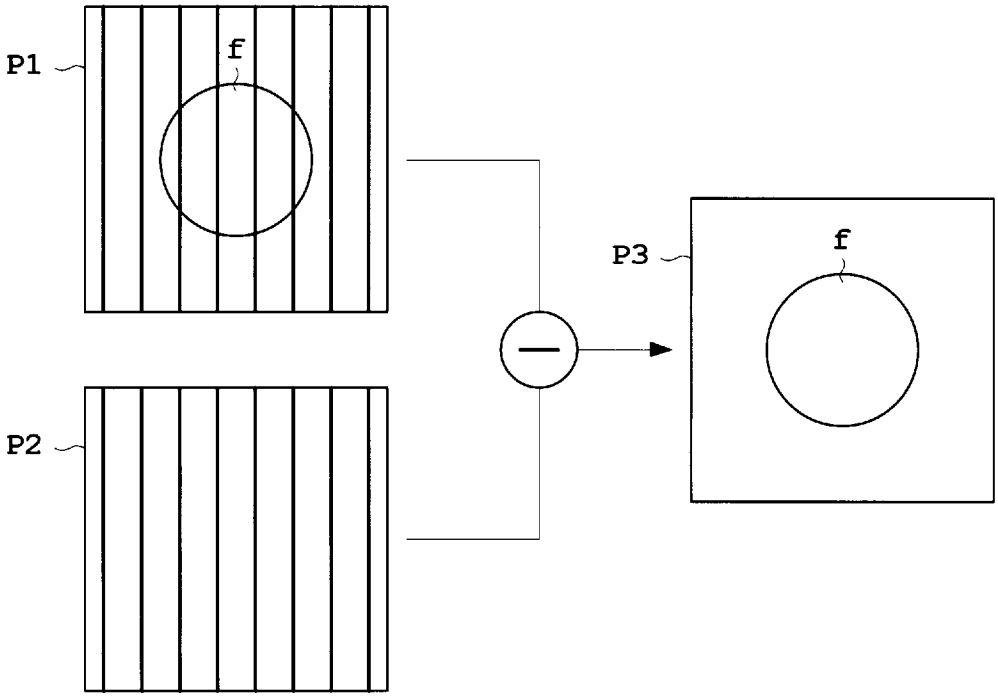
(a)



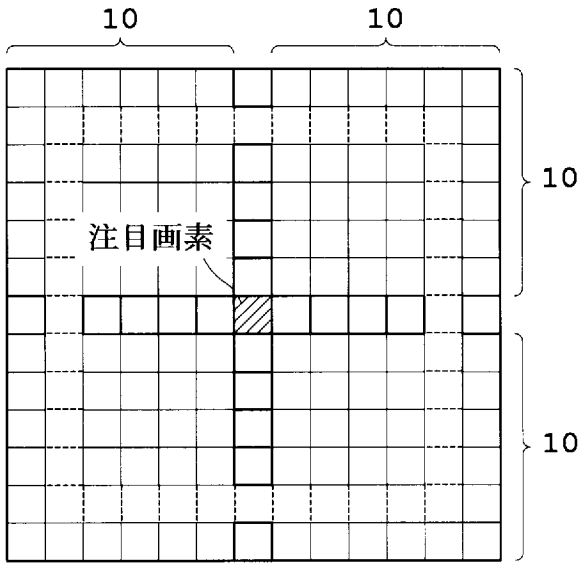
(b)



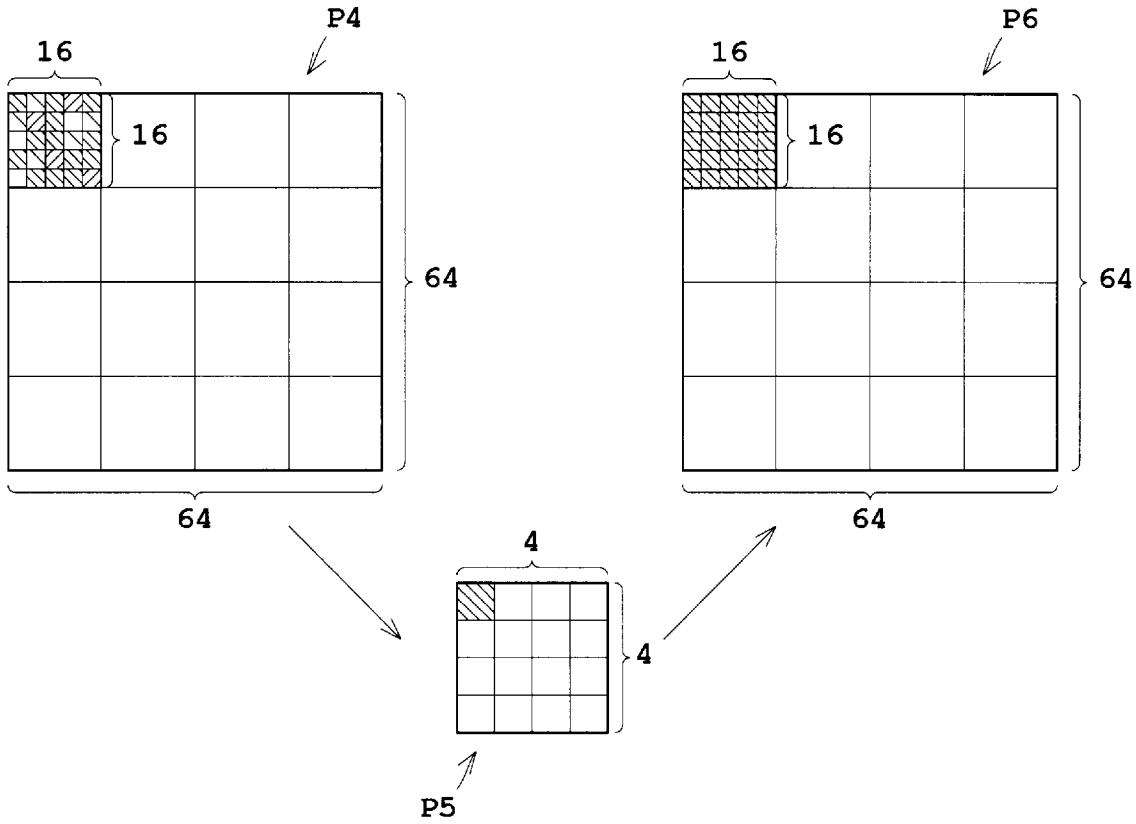
[図6]



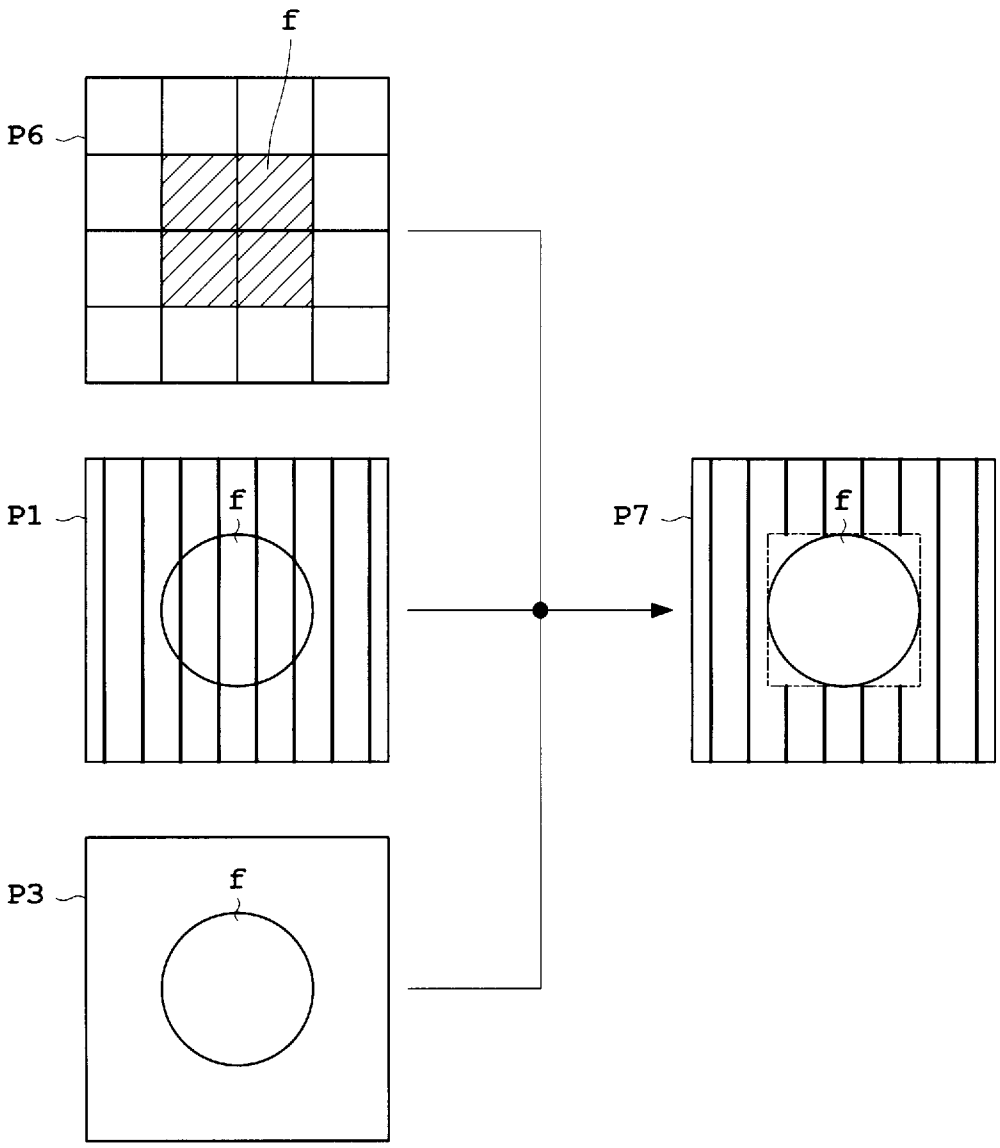
[図7]



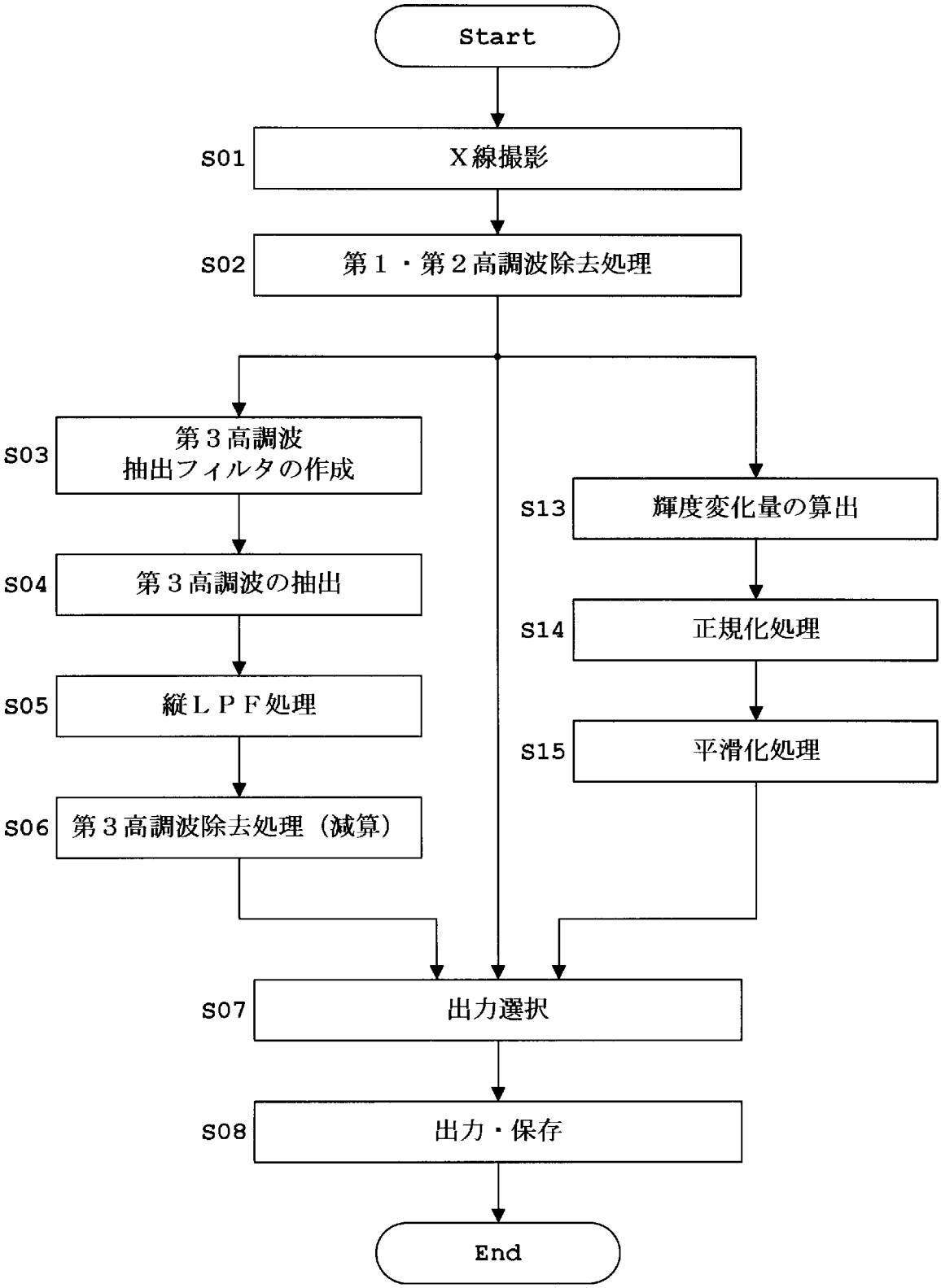
[図8]



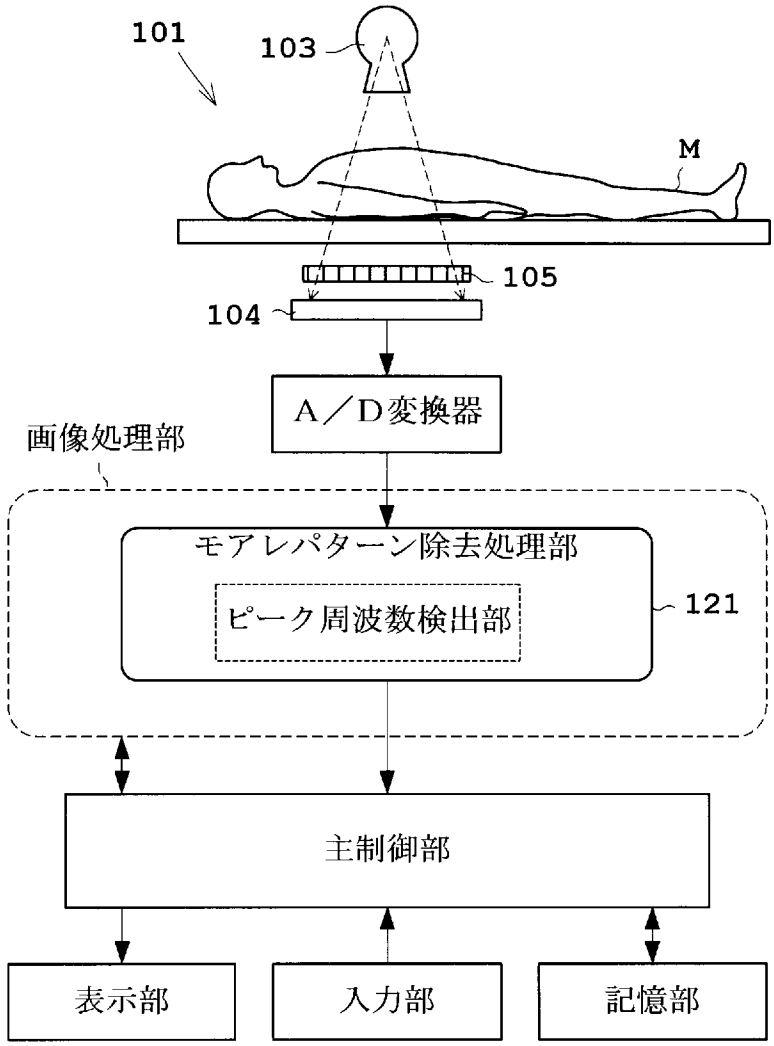
[図9]



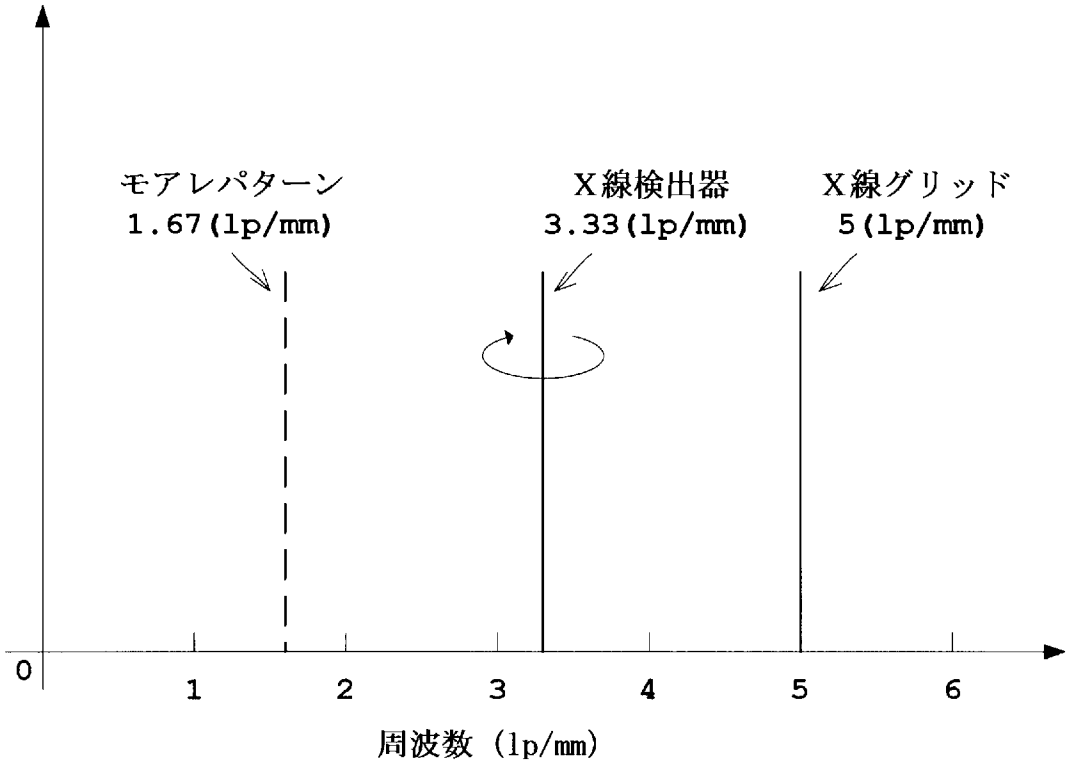
[図10]


Start
S01
X線撮影
S02
第１・第２高調波除去処理
S03
第３高調波
抽出フィルタの作成
S04
第３高調波の抽出
S05
縦ＬＰＦ処理
S06
第３高調波除去処理（減算）
S13
輝度変化量の算出
S14
正規化処理
S15
平滑化処理
S07
出力選択
S08
出力・保存
End

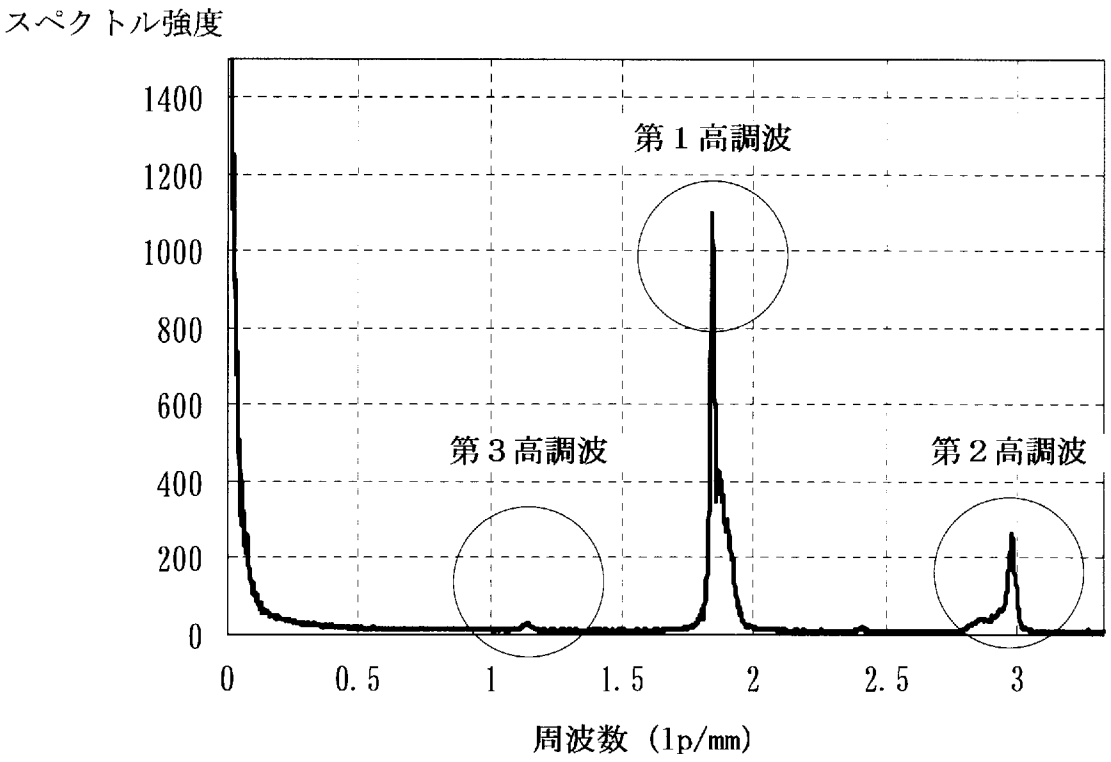
[図11]


101
103
M
105
104
A／D変換器
画像処理部
モアレパターン除去処理部
ピーク周波数検出部
121
主制御部
表示部
入力部
記憶部

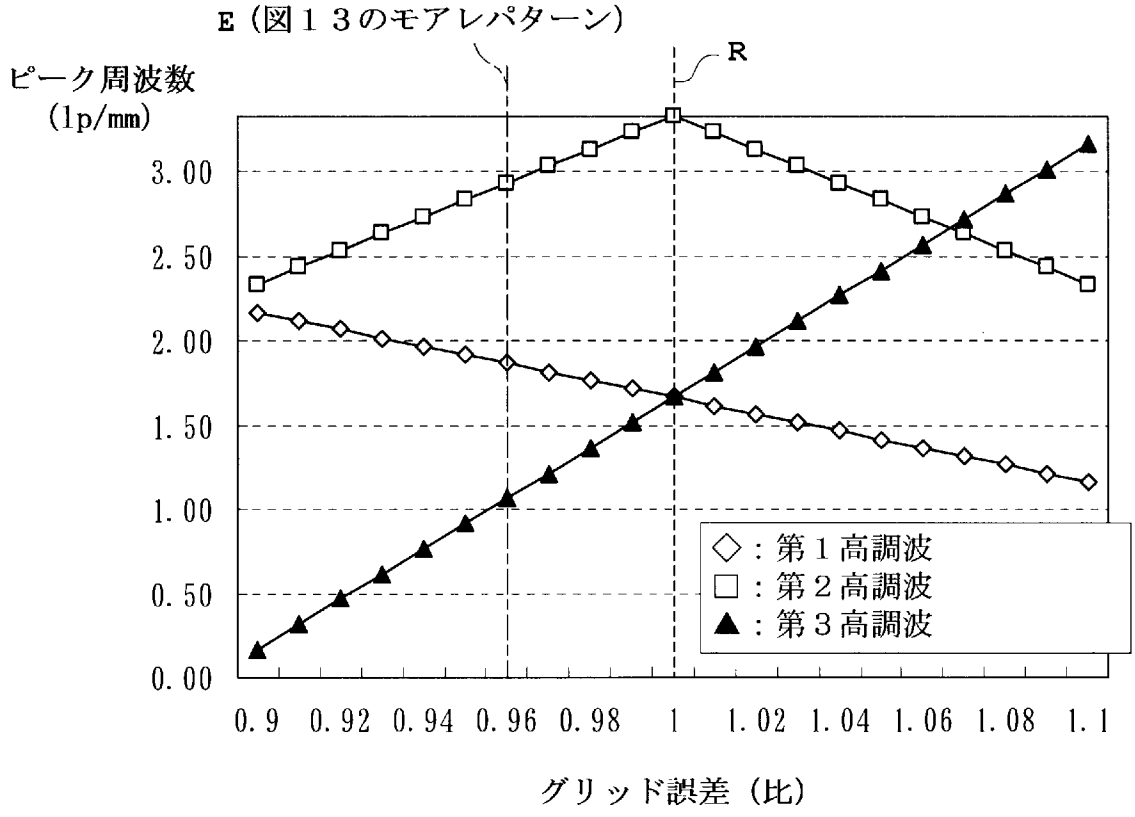
[図12]


モアレパターン
1.67(lp/mm)
X線検出器
3.33(lp/mm)
X線グリッド
5(lp/mm)
0
1
2
3
4
5
6
周波数（lp/mm）

[図13]


スペクトル強度
1400
1200
1000
800
600
400
200
0
第１高調波
第３高調波
第２高調波
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
周波数（1p/mm）

[図14]


E（図１３のモアレパターン）
R
ピーク周波数
(1p/mm)
3.00
2.50
2.00
1.50
1.00
0.50
0.00
◇：第１高調波
□：第２高調波
▲：第３高調波
0.9
0.92
0.94
0.96
0.98
1
1.02
1.04
1.06
1.08
1.1
グリッド誤差（比）

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/002377

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/00(2006.01)i, *A61B6/06*(2006.01)i, *G06T1/00*(2006.01)i, *G06T5/00*(2006.01)i, *H04N1/409*(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B6/00, A61B6/06, G06T1/00, G06T5/00, H04N1/409

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2005-052553 A (Canon Inc.), 03 March 2005 (03.03.2005), paragraphs [0019] to [0022], [0032] to [0036], [0053] to [0057] & JP 2005-52553 A & US 2005/0031182 A1 & EP 1505540 A2	1,8 7 2-6
Y A	JP 2010-240259 A (Shimadzu Corp.), 28 October 2010 (28.10.2010), paragraph [0043] (Family: none)	7 2-6
A	JP 2011-010873 A (Shimadzu Corp.), 20 January 2011 (20.01.2011), paragraphs [0012] to [0017]; fig. 1 to 9 (Family: none)	2-6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
18 May, 2011 (18.05.11)	31 May, 2011 (31.05.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/002377

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-319260 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 07 November 2003 (07.11.2003), entire text; all drawings (Family: none)	2-6

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／００２３７７

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/00(2006.01)i, A61B6/06(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, G06T5/00(2006.01)i, H04N1/409(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/00, A61B6/06, G06T1/00, G06T5/00, H04N1/409

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１１年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X Y A	JP 2005-052553 A (キヤノン株式会社) 2005.03.03, 段落【００１９】－【００２２】、 【００３２】－【００３６】、【００５３】－【００５７】 & JP 2005-52553 A & US 2005/0031182 A1 & EP 1505540 A2	1,8 7 2-6
Y A	JP 2010-240259 A (株式会社島津製作所) 2010.10.28, 段落【００４３】 (ファミリーなし)	7 2-6

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 １８．０５．２０１１	国際調査報告の発送日 ３１．０５．２０１１
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　４８４３ 五閑　統一郎 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2011-010873 A (株式会社島津製作所) 2011.01.20, 段落【００１２】－【００１７】、第１－９図 (ファミリーなし)	2-6
A	JP 2003-319260 A (富士写真フイルム株式会社) 2003.11.07, 全文、全図 (ファミリーなし)	2-6