(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
2014 年 4 月 3 日(03.04.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/049669 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2012/006251

(22) 国際出願日: 2012 年 9 月 28 日(28.09.2012)

(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: 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: ▲崎▼本　智則 (SAKIMOTO, Tomonori); 〒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). 森　一博 (MORI, Kazuhiro); 〒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, BN, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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.

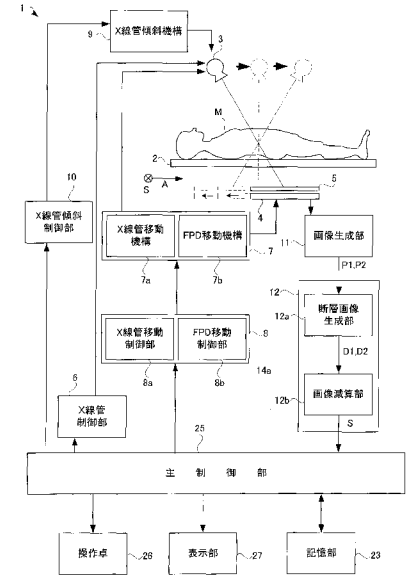
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM,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

[続葉有]

(54) **Title**: RADIOGRAHPIC IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称 : 放射線撮影装置

[図1]



6 X-ray tube control unit
7a X-ray tube moving mechanism
7b FPD moving mechanism
8a X-ray tube moving control unit
8b FPD moving control unit
9 X-ray tube tilting mechanism
10 X-ray tube tilting control unit
11 Image generation unit
12a Tomographic image generation unit
12b Image subtraction unit
23 Memory unit
25 Main control unit
26 Operations console
27 Display unit

(57) **Abstract**: The objective of the present invention is to provide a radiographic imaging device which is capable of obtaining a subtraction image with which accurate diagnosis can be performed. According to the constitution of the present invention, imaging to generate tomographic images (D1, D2) is performed twice, and by obtaining the difference between the first imaging result and the second imaging result, a subtraction image (S) is obtained as a tomographic image. This constitution enables the operator to accurately detect the position and size of a lesion more easily compared to the traditional method of performing subtraction processing between projection images to generate the subtraction image (S).

(57) 要約:　正確な診断をすることができるサブトラクション画像を取得することが可能な放射線撮影装置を提供する目的で、本発明の構成によれば、断層画像Ｄ１，Ｄ２を生成する撮影を２回行い、１回目の撮影結果と２回目の撮影結果との間で差分を取得することにより、サブトラクション画像Ｓを断層画像として取得する構成となっている。この様な構成によれば、従来における投影画像同士を減算処理してサブトラクション画像Ｓを生成する方法と比べて、術者が病変部の位置を正確や大きさを正確に捉えることが容易となる。

WO 2014/049669 A1

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 ： 放射線撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、被検体に放射線を照射して画像を取得する放射線撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 医療機関には放射線を照射して被検体のイメージングを行う放射線撮影装置が配備されている。このような放射線撮影装置は、図１２に示すように放射線を照射する放射線源５３と、放射線を検出するＦＰＤ５４とを備えている。放射線源５３とＦＰＤ５４との間には被検体Ｍを載置する天板５２が備えられている（例えば、非特許文献１参照）。

[0003] このような放射線撮影装置を用いて被検体Ｍの撮影を行うと、被検体Ｍをある方向から透視したときの画像が取得される。この様に取得される投影画像は、立体的な被検体の像を平面上に投影させたような投影像を写し込んでいる。

[0004] この様な放射線撮影装置を用いた撮影方法にサブトラクション撮影がある。サブトラクション撮影の具体例としては、血管造影剤投与前と投与後で２回の撮影を行い、投与後に得られた画像から投与前に得られた画像を減算する構成が挙げられる。

[0005] このようなサブトラクション画像を取得する意義について説明する。血管造影剤は、放射線撮影において画像上の血管をはっきりさせる薬剤である。従って、血管造影剤を投与して放射線撮影を行えば、血管がはっきりと写り込んだ画像が得られるようにも思われる。しかし、実際取得される画像には、血管以外の構造物も写り込んでいる。従って、単に血管造影剤を投与して撮影を行うだけでは、血管とそれ以外の構造物とが同時に写り込んだ画像しか得られない。この様な画像は、診断に好適なものとは言えない。

[0006] そこで、血管造影剤を投与する前に被検体を放射線撮影しておく。そして

、血管造影剤の投与前後で得られた２枚の画像の差分を取得すれば、血管がより強調された画像が取得できる。被検体における血管以外の構造物は、血管造影剤投与後に得られた画像と投与前に得られた画像とに共通して写り込んでおり、これら構造物の像は、画像の差分処理により互いに相殺して消滅するからである。

先行技術文献

非特許文献

[0007] 非特許文献1：Ｈａｒｒｉｎｇｔｏｎ ＤＰ，Ｂｏｘｔ ＬＭ，Ｍｕｒｒａｙ ＰＤ．Ｄｉｇｉｔａｌ ｓｕｂｔｒａｃｔｉｏｎ ａｎｇｉｏｇｒａｐｈｙ：ｏｖｅｒｖｉｅｗ ｏｆ ｔｅｃｈｎｉｃａｌ ｐｒｉｎｃｉｐｌｅｓ．ＡＪＲ Ａｍ Ｊ Ｒｏｅｎｔｇｅｎｏｌ．１９８２ Ｏｃｔ；１３９（４）：７８１-７８６．

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、従来構成によれば次のような問題点がある。

すなわち、従来のサブトラクション画像では、病変部の位置を正確に突き止めることができない。

[0009] 例えば、人工関節置換手術後の被検体について診断を行おうとしたとする。人工関節の周辺には偽腫瘍と呼ばれる構造物が生成される場合がある。この偽腫瘍は、放置すると関節の動きを妨げる可能性がある。そこで、人工関節置換手術を施した被検体については、偽腫瘍が生じていないか放射線撮影により観察する必要がある。偽腫瘍には、これを覆うように血管が形成されることが知られている。そこで、偽腫瘍の観察をするには、上述の血管造影剤を用いたサブトラクション画像の取得が行われる。すなわち、血管造影剤投与前後で撮影された２枚の画像の差分を取得することにより、偽腫瘍に伴う血管像がイメージングされるのである。

[0010] しかし、従来の構成で得られるサブトラクション画像は、立体的な被検体

の像を平面上に投影させたような投影像を写し込んだ投影画像を基にした画像である。したがって、サブトラクション画像から被検体の立体的な情報は失われている。このことが、術者の診断を困難にする場合がある。

[0011] 図１３は、この問題を説明している。図１３左側は、被検体の体内のうち放射線源５３に近い側に小さな偽腫瘍があった場合である。放射線源５３から照射された放射線ビームは放射状に広がるので、偽腫瘍ｐｓの像は、大きく拡大されてＦＰＤ５４に写り込む。一方、図１３右側は、被検体の体内のうちＦＰＤ５４に近い側に大きな偽腫瘍ｐｓがあった場合である。この場合、偽腫瘍ｐｓの像は、放射線源５３から遠い位置にあるので、それほど拡大されずにＦＰＤ５４に写り込む。実際の偽腫瘍ｐｓの大きさを比較すると、図１３左側の偽腫瘍ｐｓの方が右側のものよりも小さい。しかし、偽腫瘍ｐｓが画像に写り込むときの拡大率が互いに違う。この理由から図１３左側の撮影において画像に写り込む偽腫瘍ｐｓと図１３右側の撮影において画像に写り込む偽腫瘍ｐｓとが、同じ大きさとなってしまうことがあり得る。

[0012] このように、偽腫瘍が生成される位置に応じてサブトラクション画像に写り込む偽腫瘍の大きさが定まらないので、サブトラクション画像から偽腫瘍の進行を正確に診断することは難しい。

[0013] 本発明は、この様な事情に鑑みてなされたものであって、その目的は正確な診断をすることができるサブトラクション画像を取得することが可能な放射線撮影装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0014] 本発明は上述の課題を解決するために次のような構成をとる。

すなわち、本発明に係る放射線撮影装置は、放射線を照射する放射線源と、被検体を透過した放射線を検出する検出手段と、検出手段の検出信号を基に元画像を生成する画像生成手段と、被検体に対して撮影方向を変えながら元画像を連写する撮影を２回繰り返して得られた元画像を基に、１回目の撮影と２回目の撮影の間の差分であるとともに断層画像となっているサブトラクション画像を取得するサブトラクション画像取得手段とを備えることを特

徴とするものである。

[0015] ［作用・効果］本発明の構成によれば、断層画像を生成する撮影を２回行い、１回目の撮影結果と２回目の撮影結果との間で差分を取得することにより、サブトラクション画像を断層画像として取得する構成となっている。この様な構成によれば、従来における投影画像同士を減算処理してサブトラクション画像を生成する方法と比べて、術者が病変部の位置を正確や大きさを正確に捉えることが容易となる。断層画像は、病変部の位置に依らず正確な大きさで病変部を写し込むからである。すなわち、断層画像においては、病変部が放射線源側にあるかそれとも検出手段側にあるかによって像の拡大率が変化することがないのである。このような特性を有するサブトラクション画像は、従来手法で得られる画像と比べて診断に適したものとなっている。したがって、本発明によれば、偽腫瘍の進行を正確に判断できる。

[0016] また、従来方法よりもコントラストが高く視認性の優れたサブトラクション画像が取得できる。投影画像は、被検体内の様々な構造物が重なり合って写り込んでいるから、断層画像に比べて像がはっきりしないのである。本発明によれば、サブトラクション画像は断層像となっているので、被検体の構造物が重なり合って写り込むことがなく、コントラストの高い画像が取得できる。

[0017] また、上述の放射線撮影装置において、サブトラクション画像取得手段は、２枚の断層画像を生成してから差分処理をすることでサブトラクション画像を生成する構成を採用することができる。この構成を断層画像の生成を先に行う構成と呼ぶことにする。

[0018] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線撮影装置をより具体的に表している。２枚の断層画像を生成してから差分処理をすればより確実に目的のサブトラクション画像を生成することができる。

[0019] また、上述の断層画像の生成を先に行う構成において、サブトラクション画像取得手段は、１回目の撮影で得られた複数の元画像、および２回目の撮影で得られた複数の元画像のそれぞれから撮影回の異なる２枚の断層画像を

生成する断層画像生成手段と、断層画像生成手段が生成した２枚の断層画像の間で減算処理を行う減算手段とを備えればより望ましい。

[0020] ［作用・効果］上述の構成は、本発明における断層画像の生成を先に行う構成の具体例を示している。１回目の撮影で得られた複数の元画像、および２回目の撮影で得られた複数の元画像のそれぞれから撮影回の異なる２枚の断層画像を生成し、これら２枚の断層画像の間で減算処理を行うようにしてサブトラクション画像を生成すれば、より確実に目的のサブトラクション画像を生成することができる。

[0021] また、上述の断層画像の生成を先に行う構成の他に、サブトラクション画像取得手段は、元画像同士の差分処理をしてから断層画像を生成することでサブトラクション画像を生成する構成を採用することもできる。この構成を差分処理を先に行う構成と呼ぶことにする。

[0022] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線撮影装置をより具体的に表している。差分処理をしてから断層画像を取得すればより確実に目的のサブトラクション画像を生成することができる。

[0023] また、上述の差分処理を先に行う構成において、サブトラクション画像取得手段は、撮影回が異なるとともに被検体に対する撮影方向が同じ２枚の元画像の間で減算処理を行う減算手段と、減算処理済みの画像を基に断層画像を生成する断層画像生成手段とを備えればより望ましい。

[0024] ［作用・効果］上述の構成は、本発明における差分処理を先に行う構成の具体例を示している。撮影回が異なるとともに被検体に対する撮影方向が同じ２枚の元画像の間で減算処理を行い、取得された減算処理済みの画像を基に断層画像を生成するようにすれば、より確実に目的のサブトラクション画像を生成することができる。

[0025] また、上述の放射線撮影装置において、放射線源を被検体に対して移動させる放射線源移動手段と、検出手段を被検体に対して移動させる検出器移動手段と、元画像が連写される際に、放射線源および検出手段を同じ方向または互いに反対方向に移動させる移動制御手段を備えればより望ましい。

[0026] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線撮影装置をより具体的に表している。すなわち、本発明によれば、放射線源および検出手段を互いに反対方向に移動させることにより断層画像を撮影するいわゆるトモシンセシス装置に適用ができる。また、本発明は、放射線源および検出手段を同じ方向に移動させることにより断層画像を撮影するいわゆる長尺撮影装置にも適用ができる。この様な装置に本発明を適用すると、ＣＴ装置に本発明を適用した場合と比べて、視認性の優れたサブトラクション画像が取得できる。これら装置は、ＣＴ装置と比べて高性能な放射線検出器を搭載できるからである。

[0027] また、上述の放射線撮影装置において、サブトラクション画像取得手段がサブトラクション画像を生成する際に基となる元画像は、血管造影剤投与前の１回目の撮影と、投与後の２回目の撮影とによって得られたものであればより望ましい。

[0028] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線撮影装置を用いた検査の様子をより具体的に表している。本発明は血管造影投与前後の差分を示すサブトラクション画像を取得するときにも有効である。

[0029] また、上述の放射線撮影装置において、サブトラクション画像取得手段がサブトラクション画像を生成する際に基となる元画像には、金属が写り込んでいればより望ましい。

[0030] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線撮影装置を用いた検査の様子をより具体的に表している。本発明は、金属が埋め込まれた被検体に対して確実に撮影をすることができる。すなわち、ＭＲＩを用いた検査とは違い、本発明の構成によれば、撮影中に金属が熱を持ったりすることがなく、安全に画像を取得することができる。

[0031] また、上述の放射線撮影装置において、人工関節置換手術後の経過観察用となっていればより望ましい。

[0032] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線撮影装置を用いた検査の様子をより具体的に表している。本発明は、金属が埋め込まれた被検体につい

ての検査に適している。つまり、本発明は、金属製の人工関節が埋め込まれた被検体に対し、偽腫瘍が成長しているかを観察するのに適しているということになる。

発明の効果

[0033] 本発明の構成によれば、断層画像を生成する撮影を２回行い、１回目の撮影結果と２回目の撮影結果との間で差分を取得することにより、サブトラクション画像を断層画像として取得する構成となっている。この様な構成によれば、従来における投影画像同士を減算処理してサブトラクション画像を生成する方法と比べて、術者が病変部の位置を正確や大きさを正確に捉えることが容易となる。

図面の簡単な説明

[0034] [図1]実施例１に係るＸ線撮影装置の構成を説明する機能ブロック図である。

[図2]実施例１に係るＸ線撮影装置における断層画像の取得原理を説明する模式図である。

[図3]実施例１に係る断層画像について説明する模式図である。

[図4]実施例１に係る断層画像について説明する模式図である。

[図5]実施例１に係るサブトラクション画像について説明する模式図である。

[図6]実施例１に係る効果を説明する模式図である。

[図7]実施例１に係るＸ線撮影装置の動作を説明するフロチャートである。

[図8]実施例３に係る放射線撮影装置の動作を説明する模式図である。

[図9]実施例３に係るＸ線撮影装置における断層画像の取得原理を説明する模式図である。

[図10]実施例３に係るＸ線撮影装置における断層画像の取得原理を説明する模式図である。

[図11]実施例３に係るＸ線撮影装置における断層画像の取得原理を説明する模式図である。

[図12]従来構成のＸ線撮影装置を説明する模式図である。

[図13]従来構成のＸ線撮影装置の問題点を説明する模式図である。

発明を実施するための形態

[0035] 続いて、発明を実施するための形態としての実施例について説明する。

実施例 1

[0036] 次に、本発明に係る放射線断層撮影装置の実施例について図面を参照しながら説明する。なお、実施例におけるＸ線は、本発明の構成の放射線に相当する。なお、ＦＰＤは、フラットパネル型Ｘ線検出器（フラット・パネル・ディテクタ）の略である。本発明のＸ線撮影装置１は、人工関節置換手術後の経過観察用となっている。

[0037] 図１は、実施例１に係るＸ線撮影装置１の構成を説明する機能ブロック図である。図１に示すように、実施例１に係るＸ線撮影装置１は、Ｘ線断層撮影の対象である被検体Ｍを載置する天板２と、天板２の上部（天板２の１面側）に設けられた被検体Ｍに対してコーン状のＸ線ビームを被検体Ｍに向けて照射するＸ線管３と、天板２の下部（天板の他面側）に設けられ、被検体Ｍを透過したＸ線を検出するＦＰＤ４と、コーン状のＸ線ビームの中心軸とＦＰＤ４の中心点とが常に一致する状態でＸ線管３とＦＰＤ４との各々を被検体Ｍの関心部位を挟んで互いに反対方向に同期移動させる同期移動機構７と、これを制御する同期移動制御部８と、ＦＰＤ４のＸ線を検出するＸ線検出面を覆うように設けられた散乱Ｘ線を吸収するＸ線グリッド５とを備えている。この様に、天板２は、Ｘ線管３とＦＰＤ４とに挟まれる位置に配置されている。Ｘ線管３は、本発明の放射線源に相当し、ＦＰＤ４は、本発明の検出手段に相当する。また、同期移動制御部８は、本発明の移動制御手段に相当する。

[0038] 同期移動機構７は、Ｘ線管３を被検体Ｍに対して体軸方向Ａに移動させるＸ線管移動機構７ａと、ＦＰＤ４を被検体Ｍに対して体軸方向Ａに移動させるＦＰＤ移動機構７ｂとを備えている。また、同期移動制御部８は、Ｘ線管移動機構７ａを制御するＸ線管移動制御部８ａとＦＰＤ移動機構７ｂを制御するＦＰＤ移動制御部８ｂとを備えている。同期移動制御部８は、元画像Ｐ１，Ｐ２が連写される際に、Ｘ線管３およびＦＰＤ４を互いに反対方向に移

動させる。Ｘ線管移動機構７ａは、本発明の放射線源移動手段に相当し、ＦＰＤ移動機構７ｂは、本発明の検出器移動手段に相当する。

[0039] Ｘ線管３は、Ｘ線管制御部６の制御にしたがってコーン状でパルス状のＸ線ビームを被検体Ｍに対して繰り返し照射する構成となっている。このＸ線管３には、Ｘ線ビームを角錐となっているコーン状にコリメートするコリメータが付属している。そして、このＸ線管３と、ＦＰＤ４はＸ線投影画像を撮像する撮像系３，４を生成している。Ｘ線管制御部６は、Ｘ線管３を制御するときの管電流、管電圧、パルス幅などを示す設定値に従いＸ線管３を制御する。Ｘ線管制御部６は、本発明の放射線源制御手段に相当する。

[0040] 同期移動機構７は、被検体Ｍに対してＸ線管３とＦＰＤ４とを同期させて移動させる構成となっている。この同期移動機構７は、同期移動制御部８の制御にしたがって被検体Ｍの体軸方向Ａに平行な直線軌道（天板２の長手方向）に沿ってＸ線管３を直進移動させる。このＸ線管３とＦＰＤ４との移動方向は、天板２の長手方向に一致している。しかも、検査中、Ｘ線管３の照射するコーン状のＸ線ビームは、常に被検体Ｍの関心部位に向かって照射されるようになっており、このＸ線照射角度は、Ｘ線管３の角度を変更することによって、たとえば初期角度－２０°から最終角度２０°まで変更される。この様なＸ線照射角度の変更は、Ｘ線管傾斜機構９が行う。Ｘ線管傾斜制御部１０は、Ｘ線管傾斜機構９を制御する目的で設けられている。

[0041] そして、さらに実施例１に係るＸ線撮影装置１は、各制御部６，８，１０，１１，１２を統括的に制御する主制御部２５と、サブトラクション画像Ｓを表示する表示部２７とを備えている。この主制御部２５は、ＣＰＵによって構成され、各種のプログラムを実行することにより各制御部６，８，１０および後述の各部１１，１２を実現している。記憶部２３は、Ｘ線管３の制御に関わるパラメータなどのＸ線撮影装置１の制御に関するデータの一切を記憶する。操作卓２６は、術者のＸ線撮影装置１に対する各操作を入力させるものである。

[0042] また、同期移動機構７は、上述のＸ線管３の直進移動に同期して、天板２

の下部に設けられたＦＰＤ４を被検体Ｍの体軸方向Ａ（天板２の長手方向）に直進移動させる。そして、その移動方向は、Ｘ線管３の移動方向と反対方向となっている。つまり、Ｘ線管３が移動することによってＸ線管３の焦点の位置と照射方向が変化するコーン状のＸ線ビームは、常にＦＰＤ４のＸ線検出面の全面で受光される構成となっている。このように、一度の検査において、ＦＰＤ４は、Ｘ線管３と互いに反対方向に同期して移動しながら、たとえば７４枚の投影画像を取得するようになっている。具体的には、撮像系３，４は、実線の位置を初期位置として、破線で示した位置を介して、図１に示した一点鎖線で示す位置まで対向移動する。すなわち、Ｘ線管３とＦＰＤ４の位置を変化させながら複数のＸ線投影画像が撮影されることになる。ところで、コーン状のＸ線ビームは常にＦＰＤ４のＸ線検出面の全面で受光されるので、撮影中コーン状のＸ線ビームの中心軸は、常にＦＰＤ４の中心点と一致している。また、撮影中、ＦＰＤ４の中心は、直進移動するが、この移動はＸ線管３の移動の反対方向となっている。つまり、体軸方向ＡにＸ線管３とＦＰＤ４とを同期的、かつ互いに反対方向に移動させる構成となっている。

[0043] また、ＦＰＤ４の後段には、そこから出力される検出信号を基にＸ線管３およびＦＰＤ４を互いに反対方向に移動させながら連写された投影画像を生成する画像生成部１１が備えられており（図１参照），この画像生成部１１の更に後段には、断層像となっている差分画像であるサブトラクション画像Ｓを生成するサブトラクション画像生成部１２を備えている。画像生成部１１は、ＦＰＤ４の検出信号を基に元画像Ｐ１，Ｐ２を生成する。サブトラクション画像生成部１２は、２枚の断層画像Ｄ１，Ｄ２を生成してから差分処理をすることでサブトラクション画像Ｓを生成する。実施例１の構成は人工関節置換手術後の経過観察を想定している。したがって、サブトラクション画像Ｓを生成する際に基となる元画像Ｐ１，Ｐ２および断層画像Ｄ１，Ｄ２には、いずれも金属製の人工関節が写り込んでいる。画像生成部１１は、本発明の画像生成手段に相当し、サブトラクション画像生成部１２は、本発明

のサブトラクション画像生成手段に相当する。

[0044] ＜サブトラクション画像生成部の概要＞

サブトラクション画像生成部１２は、被検体Ｍに対して撮影方向を変えながら元画像Ｐ１，Ｐ２を連写する撮影を２回繰り返して得られた元画像Ｐ１，Ｐ２を基に、１回目の撮影と２回目の撮影の間の差分であるとともに断層画像となっているサブトラクション画像Ｓを取得する。このサブトラクション画像生成部１２は、１回目の撮影で得られた複数の元画像Ｐ１，および２回目の撮影で得られた複数の元画像Ｐ２のそれぞれから撮影回の異なる２枚の断層画像Ｄ１，Ｄ２を生成する断層画像生成部１２ａと、断層画像生成部１２ａが生成した２枚の断層画像Ｄ１，Ｄ２の間で減算処理を行う画像減算部１２ｂとを備えている。以降、断層画像生成部１２ａが生成する断層画像について説明する。断層画像生成部１２ａは、本発明の断層画像生成手段に相当する。画像減算部１２ｂは、本発明の減算手段に相当する。

[0045] ＜断層画像の取得原理＞

続いて、実施例１に係るＸ線撮影装置１の断層画像の取得原理について説明する。実施例１の構成では、被検体Ｍを平面上で裁断したときの画像である断層画像を複数生成することにより断層画像を生成する。図２は、実施例１に係るＸ線撮影装置の断層画像の取得方法を説明する図である。例えば、天板２に平行な（鉛直方向に対して水平な）仮想平面（基準裁断面ＭＡ）について説明すると、図２に示すように、基準裁断面ＭＡに位置する点Ｐ，Ｑが、常にＦＰＤ４のＸ線検出面の不動点ｐ，ｑのそれぞれに投影されるように、Ｘ線管３によるコーン状のＸ線ビームＢの照射方向に合わせてＦＰＤ４をＸ線管３の反対方向に同期移動させながら一連の元画像Ｐ１，Ｐ２が画像生成部１１にて生成される。一連の元画像Ｐ１，Ｐ２には、被検体Ｍの投影像が位置を変えながら写り込んでいる。そして、この一連の元画像Ｐ１，Ｐ２をサブトラクション画像生成部１２に付属の断層画像生成部１２ａにて再構成すれば、基準裁断面ＭＡに位置する像（たとえば、不動点ｐ，ｑ）が集積され、Ｘ線断層画像としてイメージングされることになる。一方、基準裁

断面ＭＡに位置しない点Ｉは、ＦＰＤ４における投影位置を変化させながら一連の被検体Ｍ画像に点ｉとして写り込んでいる。この様な点ｉは、不動点ｐ，ｑとは異なり、断層画像生成部１２ａでＸ線投影画像を重ね合わせる段階で像を結ばずにボケる。このように、一連の投影画像の重ね合わせを行うことにより、被検体Ｍの基準裁断面ＭＡに位置する像のみが写り込んだＸ線断層画像が得られる。このように、投影画像を単純に重ね合わせると、基準裁断面ＭＡにおける断層画像が得られる。

[0046] さらに、断層画像生成部１２ａは、基準裁断面ＭＡに水平な任意の裁断面においても、同様な断層画像を得ることができる。撮影中、ＦＰＤ４において上記点ｉの投影位置は移動するが、投影前の点Ｉと基準裁断面ＭＡとの離間距離が大きくなるにしたがって、この移動速度は増加する。これを利用して、取得された一連の被検体Ｍ画像を所定のピッチで体軸方向Ａにずらしながら再構成を行うようにすれば、基準裁断面ＭＡに平行な裁断面における断層画像が得られる。このような一連の断層画像の再構成は、断層画像生成部１２ａが行う。

[0047] 断層画像生成部１２ａは、上述した原理に基づいて互いに平行な裁断面の各々について断層画像を生成する。図３は、断層画像生成部１２ａが断層画像を生成するときの裁断面の各々を表している。図３を参照すれば分かるように裁断面の各々は天板２に平行となっている。

[0048] 図４は、断層画像生成部１２ａが生成した断層画像Ｄ１，Ｄ２を例示している。図４における２枚の断層画像Ｄ１，Ｄ２は、被検体Ｍを共通の裁断面で裁断したとき断面の同じ位置を表している。したがって、２枚の断層画像Ｄ１，Ｄ２に写り込む被検体像は、総じて同じとなっている。すなわち、断層画像Ｄ１，Ｄ２のいずれにも以前に被検体内に埋め込まれた人工関節Ａｊが写り込んでいる。この人工関節Ａｊは、金属で構成されているので、Ｘ線を透過しない。したがって、人工関節Ａｊは、断層画像Ｄ１，Ｄ２において極めて暗く写り込んでいる。また、断層画像Ｄ１と断層画像Ｄ２とは、同じＸ線の照射条件で撮影されている。

[0049] 断層画像Ｄ１と断層画像Ｄ２との間で異なる点は、血管造影剤の投与の有無である。すなわち、断層画像Ｄ１は、被検体Ｍに血管造影剤を投与する前に撮影されたものとなっており、断層画像Ｄ２は、被検体Ｍに血管造影剤を投与した後に撮影されたものとなっている。断層画像は、複数の元画像Ｐ１，Ｐ２を連写しなければ得られないことからすると、断層画像Ｄ１，Ｄ２を取得するには連写動作を２回行う必要がある。この様な撮影方法として、例えば、上述のように撮像系３，４を図１の実線の位置から一点鎖線の位置まで移動させながら元画像Ｐ１を連写することで断層画像Ｄ１の撮影を完了する方法が採用される。この方法によれば、断層画像Ｄ２の撮影は、撮像系３，４を一点鎖線の位置から実線の位置まで移動させながら元画像Ｐ２を連写することで完了させることができる。すなわち、撮像系３，４を１回往復することで断層画像Ｄ１，Ｄ２が撮影できる。

[0050] ＜画像減算部が行うサブトラクション画像の取得＞

断層画像Ｄ１，Ｄ２は、画像減算部１２ｂにより減算処理が行われてサブトラクション画像Ｓが生成される。従って、２枚の断層画像Ｄ１，Ｄ２を基に１枚のサブトラクション画像Ｓが生成されることになる。

[0051] 図５左側は、断層画像Ｄ２から断層画像Ｄ１を差し引いた差分であるサブトラクション画像Ｓを表している。サブトラクション画像Ｓは、断層画像Ｄ２に写り込んでいるが断層画像Ｄ１に写り込んでいない像が強調されて現れる。断層画像Ｄ２は、血管造影剤を投与後における画像であるので、断層画像Ｄ１よりも被検体Ｍの血管が強調されていることになる。図４の断層画像Ｄ２には、偽腫瘍の周辺にある血管Ｒが写り込んでいる。この血管Ｒは、血管造影剤により強調されたものであり、血管造影剤前の断層画像Ｄ１にはっきりとは写り込んでいない。したがって、サブトラクション画像Ｓは、図５左側に示すように血管Ｒが強調された画像となる。一方、断層画像Ｄ１，Ｄ２に共通に写り込んでいる人工関節Ａｊなどの構造物は、画像の減算処理により相殺されるのでサブトラクション画像Ｓにおいて目立たなくなっている。

[0052] また、サブトラクション画像Ｓは、断層画像同士の画像であるので、サブトラクション画像Ｓ自身も断層画像である。そして、サブトラクション画像Ｓを生成する際に基となる元画像Ｐ１，Ｐ２は、血管造影剤投与前の１回目の撮影と、投与後の２回目の撮影とによって得られたものである。これらのことからすると、サブトラクション画像Ｓは、ある裁断面に位置する血管が強調された画像となっているのである。

[0053] ＜ＣＴ装置によって断層画像を生成した場合との比較＞

本発明は、断層画像同士を減算してサブトラクション画像を生成することを最大の特徴としている。この原理から言うと、断層画像の取得手段は、特に限られないことになる。具体的には、本発明をＣＴ装置に適用することもできる。ＣＴ装置とは、Ｘ線管３および放射線検出器を被検体Ｍを中心に回転させることで断層画像を取得する装置である。この点、Ｘ線管３およびＦＰＤ４を平行移動する図１の構成とは異なっている。

[0054] 本発明を実現するには、ＣＴ装置よりも図１で説明した実施例１の構成の方が優れているので、その点について具体的に説明する。まず、ＣＴ装置は、高速で放射線検出器を回転させる必要があるので、放射線検出器をあまり高性能にできないという問題がある。これに比べて、実施例１の構成では、Ｘ線管３およびＦＰＤ４を固定した状態で撮影するスポット撮影で使われるＦＰＤ４をそのまま使用することができる。したがって、図１の構成によればＣＴ装置よりも高感度で空間分解能が高い放射線検出器を採用できるので、ＣＴ装置よりも解像度の高いサブトラクション画像Ｓが取得できる。

[0055] また、ＣＴ装置は、撮影視野に人工関節などの金属が写り込む場合に断層画像に偽造を生じやすいという問題が顕著である。ＣＴ装置は、Ｘ線管３および放射線検出器を１回転させながら画像を連写することにより断層画像を取得する。このとき、ＣＴ装置では、各方向で撮影された画像に形態を変えながら写り込む被検体像を把握して、被検体Ｍの３次元的な構造を取得する演算が行われる。

[0056] このとき、撮影視野に金属が写り込むと、演算を正しく行うことができな

い。この理由について説明する。金属は、一般に、ある特定の透過率でＸ線を透過させる。この透過率が正確に分からないと被検体Ｍの内部の様子を忠実に表した断層画像が取得できないということになる。

[0057] ここで、ＣＴ装置においてＸ線管３および放射線検出器を１回転させながら得られた複数の画像に金属がどのように写り込むかを考える。金属は、被検体Ｍの他の部分と比べてあまりにも多くのＸ線を吸収するので、金属を透過してくるＸ線の線量はごく僅かである。この僅かな線量は、放射線検出器の仕様であるＸ線の線量を正確に測定できる範囲から外れている。放射線検出器の検出感度は、被検体内の臓器を撮影するように最適化され、金属を撮影するようにはなっていないからである。したがって、被検体Ｍの構造物よりも遙かにＸ線を透過しにくい金属は、画像上において本来あるべきの画素値で表現されていないのである。

[0058] このような被検体内に埋め込まれた金属部分について誤った情報を有したままの画像を再構成して断層画像を生成すると、断層画像上でその影響が現れる。具体的には、断層画像における金属の領域の外側に偽像が現れるのである。図５右側において、この偽像は人工関節Ａｊを囲むように描かれている。このような偽像が現れた断層画像を用いてサブトラクション画像Ｓを生成しても、診断に適した画像を生成することはできない。断層画像同士に減算処理を施しても偽像は消えることがないからである。この様な偽像は、人工関節Ａｊの周りに現れるので、同じく人工関節Ａｊの周囲に生じる偽腫瘍を観察するときに邪魔となる。

[0059] 実施例１に係る構成であれば、この人工関節Ａｊの周りに現れる偽像を軽減することができる。撮像系を３６０°回転させるＣＴ装置と異なり、実施例１の構成によれば撮像系３，４の移動方向が限られており、元画像Ｐ１，Ｐ２を撮影するときの撮影方向はあまり変化しない。そうすると、元画像Ｐ１，Ｐ２を再構成するときに生じるデータの食い違いが抑制され、偽像の少ない断層画像が取得できる。

[0060] 偽像は、金属を含んだ被検体Ｍを撮影するから様々な方向から生じるので

ある。例えば、金属を含んだ被検体Ｍを１方向から撮影しても、得られる画像には偽像は生じない。実施例１の構成によれば、ＣＴ装置のような全方位からまんべんなく撮影する構成とは異なり（例えば図６左側参照），撮影方向が似通った状態で断層画像の取得ができる（例えば図６右側参照）。つまり、実施例１の構成によれば、撮影様式がＣＴ装置と比べて１方向から撮影した場合により近くなり、偽像の発生が抑えられるのである。

[0061] ＜Ｘ線撮影装置１の動作＞

次に、図７を参照してＸ線撮影装置の動作について説明する。Ｘ線撮影装置の動作としては、まず、被検体Ｍを天板２に載置（被検体載置ステップＳ１）する。その後、術者が操作卓２６を通じて１回目の撮影開始の指示をＸ線撮影装置に与えると、Ｘ線管３からＸ線の照射が開始される（１回目撮影ステップＳ２）。このときの撮影は、血管造影剤投与前の撮影である。その際、撮像系３，４は、図１に示す実線の位置から破線の位置を介して一点鎖線の位置まで移動される。この間に７４枚の元画像Ｐ１が取得され、これらは断層画像生成部１２ａに送信される。

[0062] その後、被検体Ｍに対し血管造影剤が注射投与される（血管造影剤投与ステップＳ３）。そして、術者が操作卓２６を通じて２回目の撮影開始の指示をＸ線撮影装置に与えると、Ｘ線管３からＸ線の照射が開始される（２回目撮影ステップＳ４）。このときの撮影は、血管造影剤投与後の撮影である。その際、撮像系３，４は、図１に示す一点鎖線の位置から破線の位置を介して実線の位置まで移動される。この間に７４枚の元画像Ｐ２が取得され、これらは断層画像生成部１２ａに送信される。

[0063] ２回目の撮影において、Ｘ線管３はＸ線管制御部６より１回目の撮影のときと同じ制御を受ける。また、この構成を変更して１回目の撮影と２回目の撮影とでＸ線管３の制御条件を違えるようにしてもよい。

[0064] ＜サブトラクション画像生成ステップＳ５＞

サブトラクション画像生成部１２には、１回目の撮影に係る元画像Ｐ１と、２回目の撮影に係る元画像Ｐ２とが送られている。サブトラクション画像

生成部１２は、これらを基に断層画像Ｄ１，Ｄ２を生成する。この動作を実行するのはサブトラクション画像生成部１２に付属の断層画像生成部１２ａである。

[0065] 断層画像生成部１２ａは、１回目の撮影に係る元画像Ｐ１から、図３で説明した互いに平行な裁断面を有する複数の断層画像Ｄ１を生成する。同様に、断層画像生成部１２ａは、２回目の撮影に係る元画像Ｐ２から、図３で説明した互いに平行な裁断面を有する複数の断層画像Ｄ２を生成する。このとき、断層画像生成部１２ａは、断層画像Ｄ１と同じ枚数だけの断層画像Ｄ２を生成する。しかも、これら断層画像Ｄ１，Ｄ２は互いに対応している。すなわち、断層画像Ｄ１の各々には、これと同じ裁断位置の同じ部分を視野範囲とする断層画像Ｄ２が生成されるのである。

[0066] 断層画像生成部１２ａが生成した断層画像Ｄ１，Ｄ２は、サブトラクション画像生成部１２に付属の画像減算部１２ｂに送出される。画像減算部１２ｂは、互いに対応する断層画像Ｄ１，Ｄ２に対して減算処理を施す。すなわち、画像減算部１２ｂは、血管造影剤投与後の断層画像Ｄ２からこれに対応する血管造影剤投与前の断層画像Ｄ１を減算するのである。これにより、断層画像となっているサブトラクション画像Ｓが生成される。このサブトラクション画像Ｓが表示部２７に表示されて、Ｘ線撮影装置の動作は終了となる。

[0067] 以上のように、本発明の構成によれば、断層画像Ｄ１，Ｄ２を生成する撮影を２回行い、１回目の撮影結果と２回目の撮影結果との間で差分を取得することにより、サブトラクション画像Ｓを断層画像として取得する構成となっている。この様な構成によれば、従来における投影画像同士を減算処理してサブトラクション画像Ｓを生成する方法と比べて、術者が病変部の位置を正確や大きさを正確に捉えることが容易となる。断層画像Ｄ１，Ｄ２は、病変部の位置に依らず正確な大きさで病変部を写し込むからである。すなわち、断層画像Ｄ１，Ｄ２においては、病変部がＸ線管３側にあるかそれともＦＰＤ４側にあるかによって像の拡大率が変化することがないのである。この

ような特性を有するサブトラクション画像Ｓは、従来手法で得られる画像と比べて診断に適したものとなっている。したがって、本発明によれば、偽腫瘍の進行を正確に判断できる。

[0068] また、従来方法よりもコントラストが高く視認性の優れたサブトラクション画像Ｓが取得できる。投影画像は、被検体内の様々な構造物が重なり合って写り込んでいるから、断層画像Ｄ１，Ｄ２に比べて像がはっきりしないのである。本発明によれば、サブトラクション画像Ｓは断層像となっているので、被検体Ｍの構造物が重なり合って写り込むことがなく、コントラストの高い画像が取得できる。

[0069] 上述の構成は、本発明における断層画像Ｄ１，Ｄ２の生成を先に行う構成の具体例を示している。１回目の撮影で得られた複数の元画像、および２回目の撮影で得られた複数の元画像Ｐ１，Ｐ２のそれぞれから撮影回の異なる２枚の断層画像Ｄ１，Ｄ２を生成し、これら２枚の断層画像Ｄ１，Ｄ２の間で減算処理を行うようにしてサブトラクション画像Ｓを生成すれば、より確実に目的のサブトラクション画像Ｓを生成することができる。

[0070] 上述の構成は、本発明のＸ線撮影装置１をより具体的に表している。すなわち、本発明によれば、Ｘ線管３およびＦＰＤ４を互いに反対方向に移動させることにより断層画像を撮影するいわゆるトモシンセシス装置に適用ができる。この様な装置に本発明を適用すると、ＣＴ装置に本発明を適用した場合と比べて、視認性の優れたサブトラクション画像Ｓが取得できる。トモシンセシス装置は、ＣＴ装置と比べて高性能な放射線検出器を搭載できるからである。

[0071] 上述の構成は、本発明のＸ線撮影装置１を用いた検査の様子をより具体的に表している。本発明は、金属が埋め込まれた被検体Ｍに対して確実に撮影をすることができる。すなわち、ＭＲＩを用いた検査とは違い、本発明の構成によれば、撮影中に金属が熱を持ったりすることがなく、安全に画像Ｓを取得することができる

[0072] 上述の構成は、本発明のＸ線撮影装置１を用いた検査の様子をより具体的

に表している。本発明は、金属が埋め込まれた被検体Ｍについての検査に適している。つまり、本発明は、金属製の人工関節が埋め込まれた被検体Ｍに対し、偽腫瘍が成長しているかを観察するのに適しているということになる。

実施例 2

[0073] 実施例２の構成は、実施例１の構成とほぼ同じである。異なる点は、サブトラクション画像生成部１２の動作である。実施例１の場合、サブトラクション画像生成部１２は、断層画像を生成したあと減算処理を施すように動作していたが実施例２の場合、これが逆となる。

[0074] すなわち、サブトラクション画像生成部１２は、１回目の撮影に係る元画像Ｐ１と、２回目の撮影に係る元画像Ｐ２とについて減算処理を施す。１回目の撮影に係る元画像Ｐ１の枚数と、２回目の撮影に係る元画像Ｐ２の枚数とは同じ７４枚である。しかも、１回目の撮影に係る元画像Ｐ１と２回目の撮影に係る元画像Ｐ２とは互いに対応している。すなわち、１回目の撮影に係る元画像Ｐ１の各々には、これと同じ撮影方向から被検体Ｍの同じ部分を視野範囲とするように撮影された元画像Ｐ２が２回目の撮影で取得されているのである。このように、実施例２におけるサブトラクション画像生成部１２は、元画像同士の差分処理をしてから断層画像を生成することでサブトラクション画像Ｓを生成する構成を採用している。この構成を達成する目的で、実施例２におけるサブトラクション画像生成部１２は、撮影回が異なるとともに被検体Ｍに対する撮影方向が同じ２枚の元画像Ｐ１，Ｐ２の間で減算処理を行う画像減算部１２ｂと、減算処理済みの画像を基に断層画像を生成する断層画像生成部１２ａとを備えている。

[0075] 画像減算部１２ｂは、互いに対応する元画像Ｐ１，Ｐ２に対して減算処理を施す。すなわち、画像減算部１２ｂは、元画像Ｐ２からこれに対応する元画像Ｐ１を減算するのである。減算処理後の元画像は、７４枚取得され、被検体に対する撮影方向はそれぞれの画像の間で互いに異なっている。

[0076] 減算処理後の元画像は、断層画像生成部１２ａに送出される。断層画像生

成部１２ａは、減算処理後の元画像から、図３で説明した互いに平行な裁断面を有する複数の断層画像を生成する。

[0077] 以上のように、上述の構成は、本発明における差分処理を先に行う構成の具体例を示している。撮影回が異なるとともに被検体Ｍに対する撮影方向が同じ２枚の元画像Ｐ１，Ｐ２の間で減算処理を行い、取得された減算処理済みの画像を基に断層画像を生成するようにしても、目的のサブトラクション画像Ｓを生成することができる。

実施例 3

[0078] 続いて、実施例３に係るＸ線撮影装置について説明する。実施例３の構成は、図８に示すように、Ｘ線管３とＦＰＤ４とが互いの位置関係を保った状態で同じ方向（被検体Ｍの体軸方向Ａ）に移動されながらサブトラクション画像Ｓを取得することができる構成である。すなわち、同期移動機構７は、Ｘ線管３を天板２の長手方向における一端側に向けて移動させるのに同期してＦＰＤ４を天板２の長手方向における一端側に向けて移動させるような動作をする。すなわち、実施例３における同期移動制御部８は、元画像Ｐ１，Ｐ２が連写される際に、Ｘ線管３およびＦＰＤ４を同じ方向に移動させる。

[0079] 実施例３に係るＸ線撮影装置の構成は図１における機能ブロック図と同様である。図１に関して実施例３の構成が実施例１と異なる点は、Ｘ線管３とＦＰＤ４との相対位置が保たれた状態で両者が同じ方向に移動すること（図８参照），Ｘ線管３が傾斜しないことである。したがって、実施例３においては図１におけるＸ線管傾斜機構９，Ｘ線管傾斜制御部１０は必ずしも必要とされない。

[0080] 実施例３に係るサブトラクション画像Ｓの取得原理について説明する。まず、図８に示すように撮像系３，４が相対位置を保った状態で被検体Ｍに対して移動しながら間歇的にＸ線を照射する。つまり一度の照射が終了する毎にＸ線管３は被検体Ｍの体軸方向Ａに移動し、再びＸ線の照射を行う。こうして複数枚の透過画像が取得され、透過画像の加工画像（後述の長尺透過画像）が断層画像に再構成される。完成した断層画像は、被検体Ｍをある裁断

面で裁断したときの断層像が写りこんだ画像となっている。この断層画像がサブトラクション画像Ｓの基となる。

[0081] 断層画像を生成するには、異なる方向から被検体Ｍを透視したときの画像が必要となる。実施例３に係るＸ線撮影装置は、得られた透過画像を分割してつなぎ合わせてこの画像を生成するようにしている。この動作について説明する。図９は、Ｘ線管３のＸ線を照射する焦点がｄ１の位置にあるときのＦＰＤ４の位置を表している。この撮影において、被検体Ｍの体軸方向ＡにおけるＦＰＤ４の１／５の幅だけＸ線管３およびＦＰＤ４が天板２に対してこの方向に移動する度に透過画像の撮影が行われるものとする。

[0082] Ｘ線はＸ線管３から放射状に広がってＦＰＤ４に到達するので、生成された透過画像を被検体Ｍの体軸方向Ａに５分割すると、ＦＰＤ４に対するＸ線の入射角度は、矢印に示すように、その分割区の間で互いに異なっている。そのうちのある１つの方向ｋに注目する。この方向ｋに進んできたＸ線は、被検体Ｍの斜線の部分を通過してＦＰＤ４に写り込んでいるので、方向ｋのＸ線が入射したＦＰＤ４の分割区には、被検体Ｍの斜線部が写り込んでいる。透過画像において、この分割区に相当する部分を断片Ｒ１とする。

[0083] 図１０は、Ｘ線管３のＸ線を照射する焦点がｄ１からＦＰＤ４の１／５の幅だけ移動したｄ２の位置にあるときのＦＰＤ４の位置を表している。Ｘ線管３とＦＰＤ４の位置関係は変化しないので、このときの撮影においてもＦＰＤ４には、方向ｋに進んできたＸ線が写り込んでいる分割区があるはずであり、方向ｋのＸ線が入射したＦＰＤ４の分割区には、被検体Ｍの斜線部が写り込んでいる。透過画像において、この分割区に相当する部分を断片Ｒ２とする。

[0084] 断片Ｒ１と断片Ｒ２とを比較すると、撮像系３，４に対する被検体Ｍの位置が異なるので、両断片Ｒ１，Ｒ２に写り込んでいる被検体Ｍの部分は互いに異なっている。Ｘ線管３をＦＰＤ４の１／５の幅だけずらすことにより、焦点ｄ１～ｄ９において９回の撮影を行ったとして、そのときの方向ｋのＸ線が入射したＦＰＤ４の分割区における透過画像の各断片Ｒ１～Ｒ９には、

それぞれ異なる被検体Ｍの位置が写り込んでいる。そこで、図１１に示すように透過画像の各断片Ｒ１～Ｒ９をこの順に被検体Ｍの体軸方向Ａにつなぎ合わせれば、ある方向ｋで被検体Ｍの全身にＸ線を照射したときに撮影される画像を得ることができる。この画像を長尺透過画像と呼ぶことにする。

[0085] 実施例３に係るＸ線撮影装置は、画像生成部１１において方向ｋ以外の方向についても長尺透過画像を生成する。そして、サブトラクション画像生成部１２は、被検体Ｍを投影した方向が異なる複数の長尺透過画像を基に被検体Ｍを所定の裁断位置で裁断したときの断層画像を生成する。サブトラクション画像Ｓは、血管造影剤を投与する前後で取得した２枚の断層画像の差分をとることで生成される。

[0086] すなわち、サブトラクション画像Ｓの取得には、まず、血管造影剤投与前にＸ線管３およびＦＰＤ４を被検体Ｍの頭部から足先にかけて移動させながら元画像Ｐ１が取得される。そして、血管造影剤投与後にＸ線管３およびＦＰＤ４を被検体Ｍの足先から頭部にかけて移動させながら元画像Ｐ２が取得される。これら元画像Ｐ１，Ｐ２を基に長尺透視画像が血管造影剤の投与前と投与後について生成される。サブトラクション画像生成部１２は、Ｘ線の照射方向および血管造影剤の有無の異なる長尺透視画像を基に血管造影剤投与後の断層画像から血管造影剤投与前の断層画像の差分となっているサブトラクション画像Ｓを生成するのである。

[0087] また、実施例３の構成においては、実施例２で説明したように、サブトラクション画像生成部１２が長尺透視画像同士を減算したものを複数生成し、これらから断層画像を生成するように動作してもよい。

[0088] 以上のように、本発明は、Ｘ線管３およびＦＰＤ４を同じ方向に移動させることにより断層画像を撮影するいわゆる長尺撮影装置にも適用ができる。この様な装置に本発明を適用すると、ＣＴ装置に本発明を適用した場合と比べて、視認性の優れたサブトラクション画像Ｓが取得できる。長尺撮影装置は、ＣＴ装置と比べて高性能な放射線検出器を搭載できるからである。

[0089] 本発明は、上述の構成に限られず、下記のように変形実施することができ

る。

[0090] （１）上述した実施例は、医用の装置であったが、本発明は、工業用や、原子力用の装置に適用することもできる。

[0091] （２）上述した実施例のいうＸ線は、本発明における放射線の一例である。したがって、本発明は、Ｘ線以外の放射線にも適応できる。

産業上の利用可能性

[0092] 以上のように、本発明は、医療分野に適している。

符号の説明

[0093] ３ Ｘ線管（放射線源）

４ ＦＰＤ（検出手段）

７ａ Ｘ線管移動機構（放射線源移動手段）

７ｂ ＦＰＤ移動機構（検出器移動手段）

８ 同期移動制御部（移動制御手段）

１１ 画像生成部（画像生成手段）

１２ サブトラクション画像生成部（サブトラクション画像取得手段）

１２ａ 断層画像生成部（断層画像生成手段）

１２ｂ 画像減算部（減算手段）

請求の範囲

［請求項1］ 放射線を被検体に向けて照射する放射線源と、

被検体を透過した放射線を検出する検出手段と、

前記検出手段の検出信号を基に元画像を生成する画像生成手段と、

被検体に対して撮影方向を変えながら前記元画像を連写する撮影を２回繰り返して得られた元画像を基に、１回目の撮影と２回目の撮影の間の差分であるとともに断層画像となっているサブトラクション画像を取得するサブトラクション画像取得手段とを備えることを特徴とする放射線撮影装置。

［請求項2］ 請求項１に記載の放射線撮影装置において、

前記サブトラクション画像取得手段は、２枚の断層画像を生成してから差分処理をすることで前記サブトラクション画像を生成することを特徴とする放射線撮影装置。

［請求項3］ 請求項２に記載の放射線撮影装置において、

前記サブトラクション画像取得手段は、

１回目の撮影で得られた複数の元画像、および２回目の撮影で得られた複数の元画像のそれぞれから撮影回の異なる２枚の断層画像を生成する断層画像生成手段と、

前記断層画像生成手段が生成した２枚の断層画像の間で減算処理を行う減算手段とを備えることを特徴とする放射線撮影装置。

［請求項4］ 請求項１に記載の放射線撮影装置において、

前記サブトラクション画像取得手段は、元画像同士の差分処理をしてから断層画像を生成することで前記サブトラクション画像を生成することを特徴とする放射線撮影装置。

［請求項5］ 請求項４に記載の放射線撮影装置において、

前記サブトラクション画像取得手段は、

撮影回が異なるとともに被検体に対する撮影方向が同じ２枚の前記元画像の間で減算処理を行う減算手段と、

減算処理済みの画像を基に断層画像を生成する断層画像生成手段とを備えることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項6] 請求項１ないし請求項４のいずれかに記載の放射線撮影装置において、

前記放射線源を被検体に対して移動させる放射線源移動手段と、

前記検出手段を被検体に対して移動させる検出器移動手段と、

前記元画像が連写される際に、前記放射線源および前記検出手段を同じ方向または互いに反対方向に移動させる移動制御手段を備えることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項7] 請求項１ないし請求項６のいずれかに記載の放射線撮影装置において、

前記サブトラクション画像取得手段が前記サブトラクション画像を生成する際に基となる前記元画像は、血管造影剤投与前の１回目の撮影と、投与後の２回目の撮影とによって得られたものであることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項8] 請求項１ないし請求項７のいずれかに記載の放射線撮影装置において、

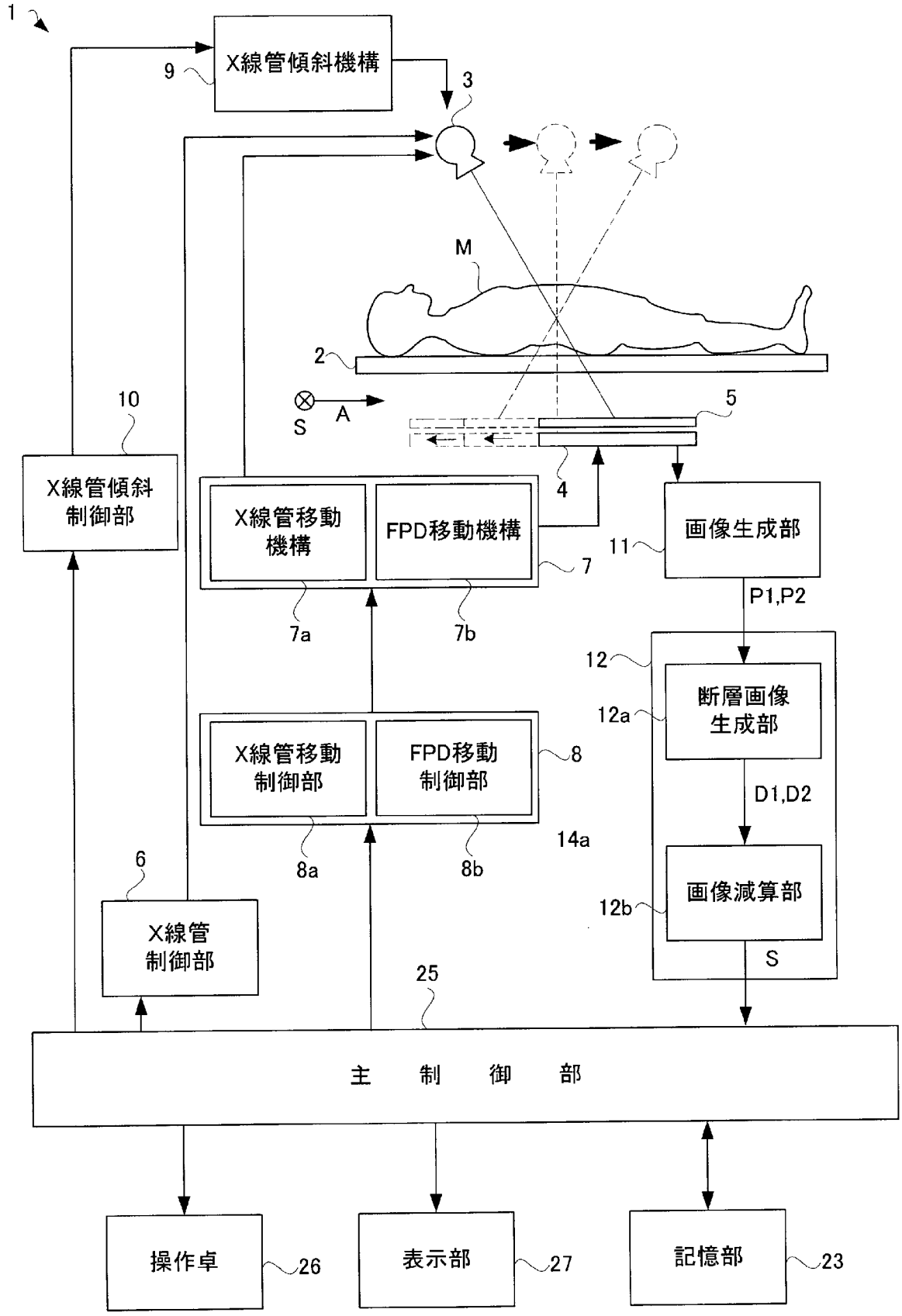
前記サブトラクション画像取得手段が前記サブトラクション画像を生成する際に基となる前記元画像には、金属が写り込んでいることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項9] 請求項１ないし請求項８のいずれかに記載の放射線撮影装置において、

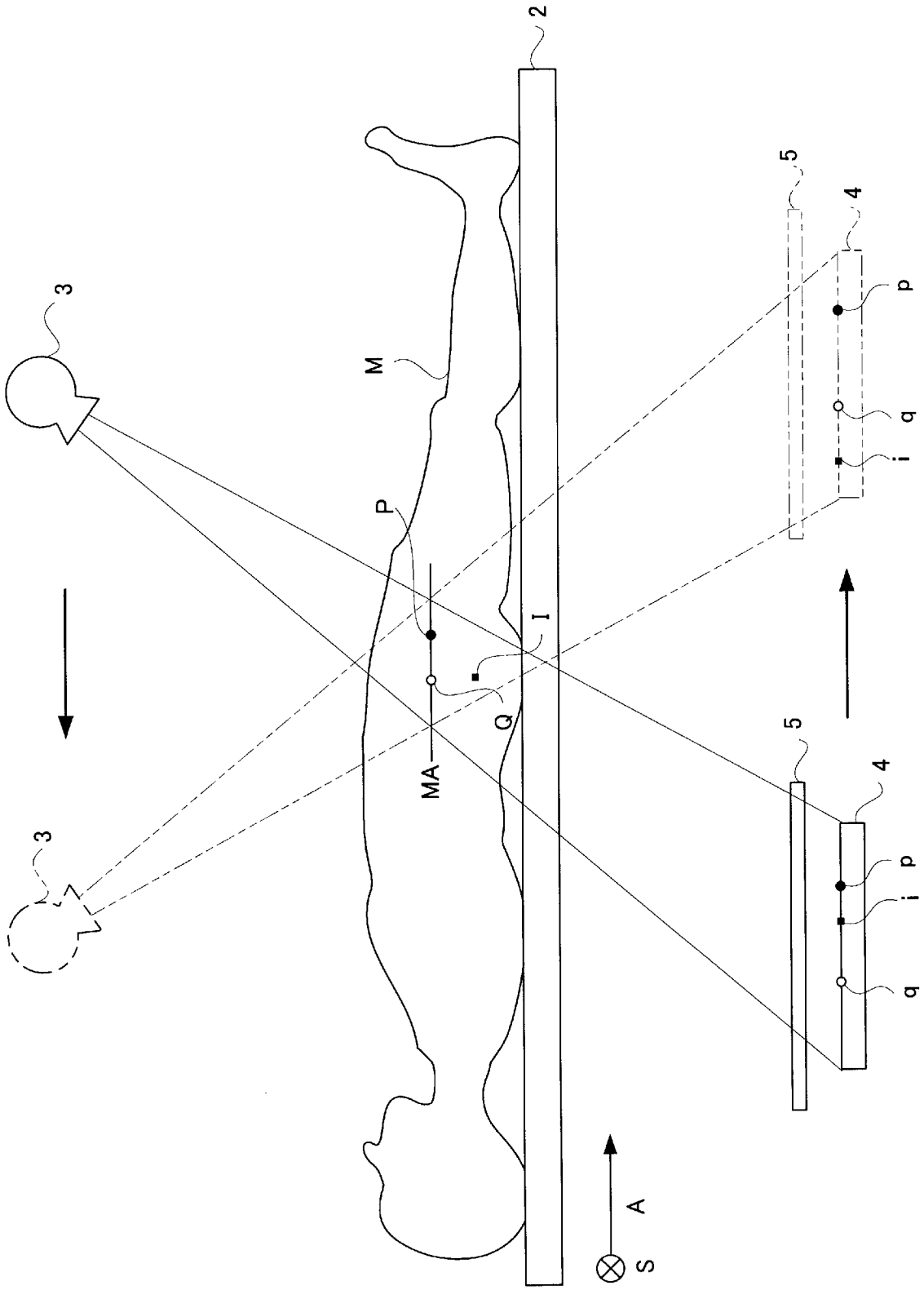
人工関節置換手術後の経過観察用となっていることを特徴とする放射線撮影装置。

WO 2014/049669 PCT/JP2012/006251

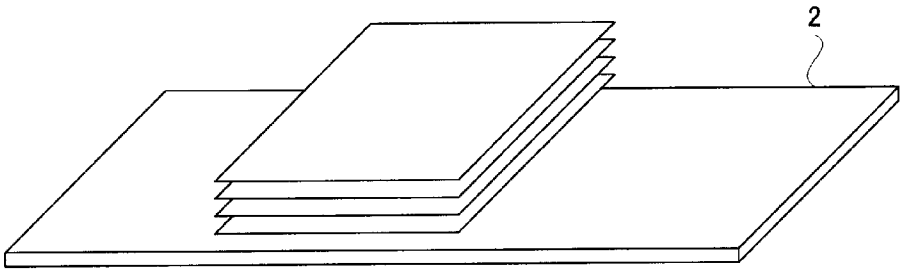
[図1]



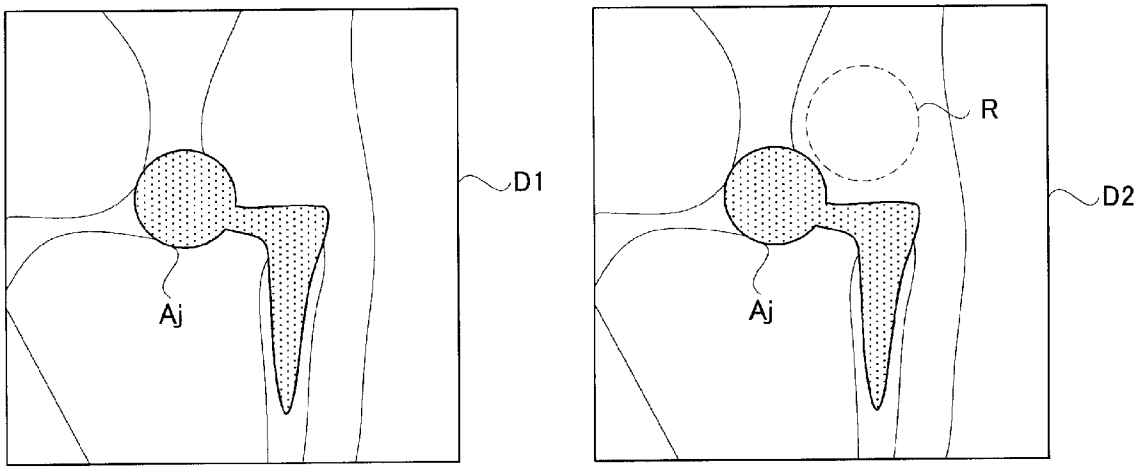
[図2]



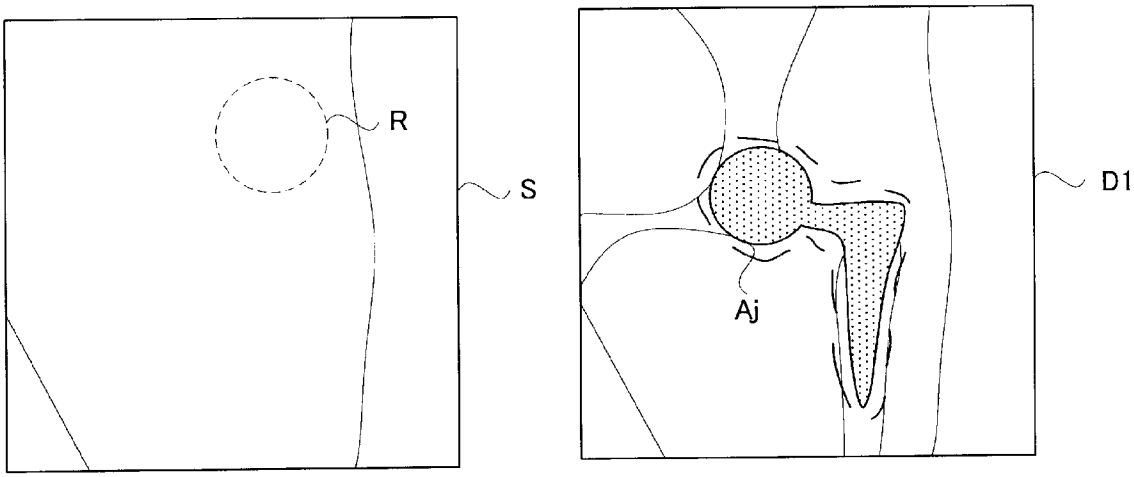
[図3]



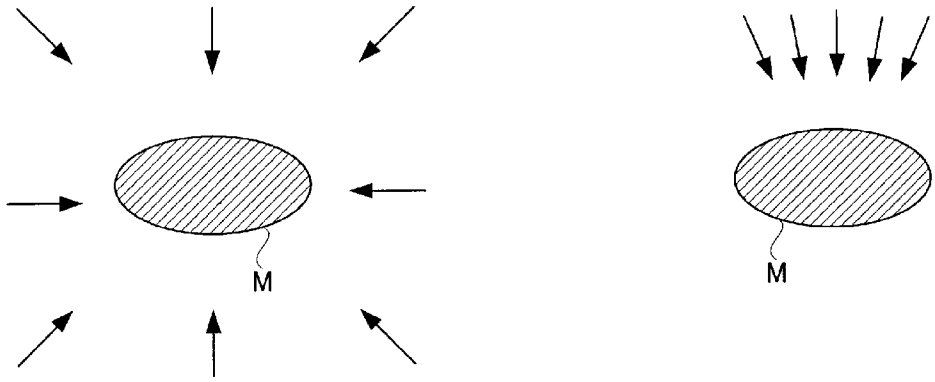
[図4]



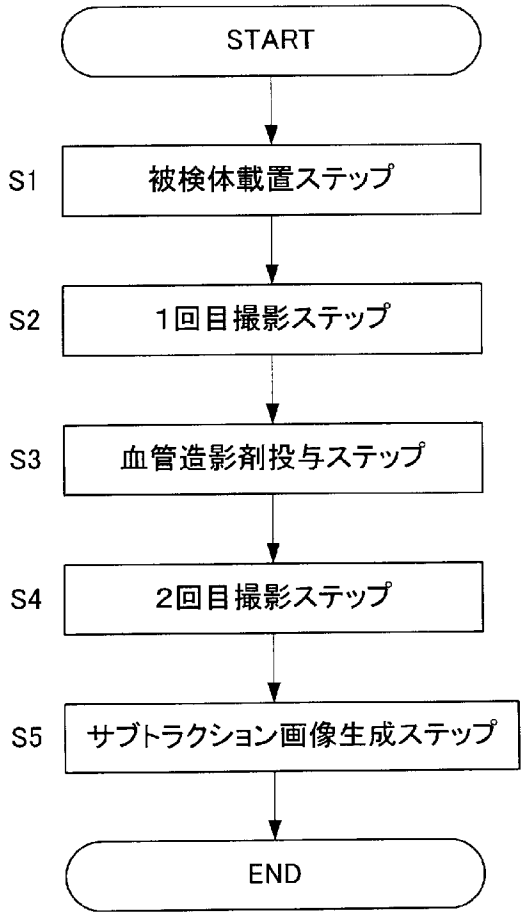
[図5]



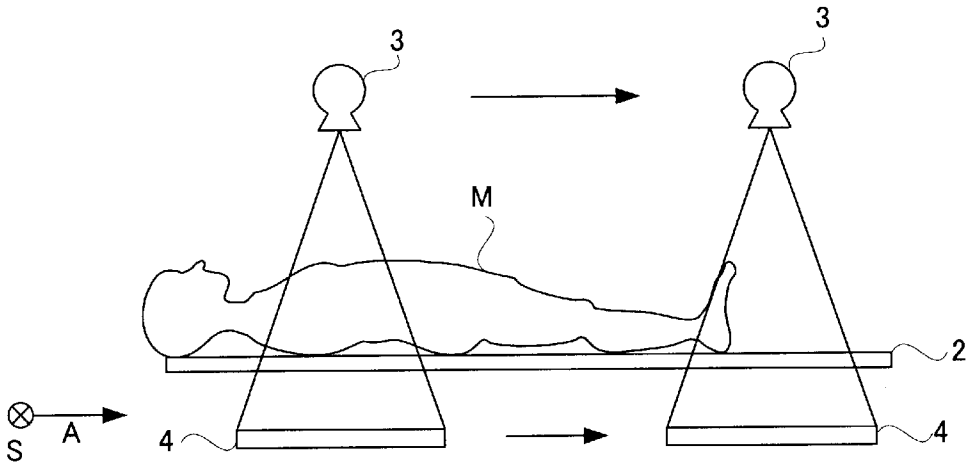
[図6]


M
M

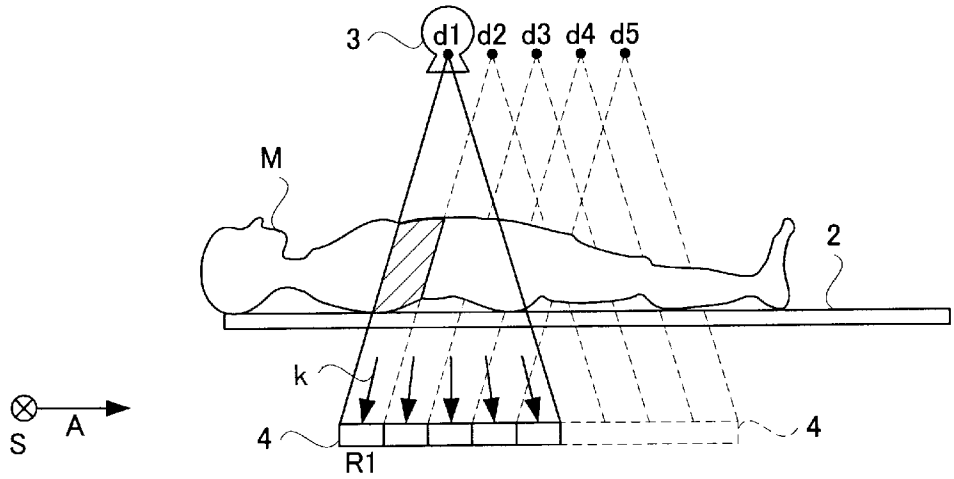
[図7]


START
S1
被検体載置ステップ
S2
1回目撮影ステップ
S3
血管造影剤投与ステップ
S4
2回目撮影ステップ
S5
サブトラクション画像生成ステップ
END

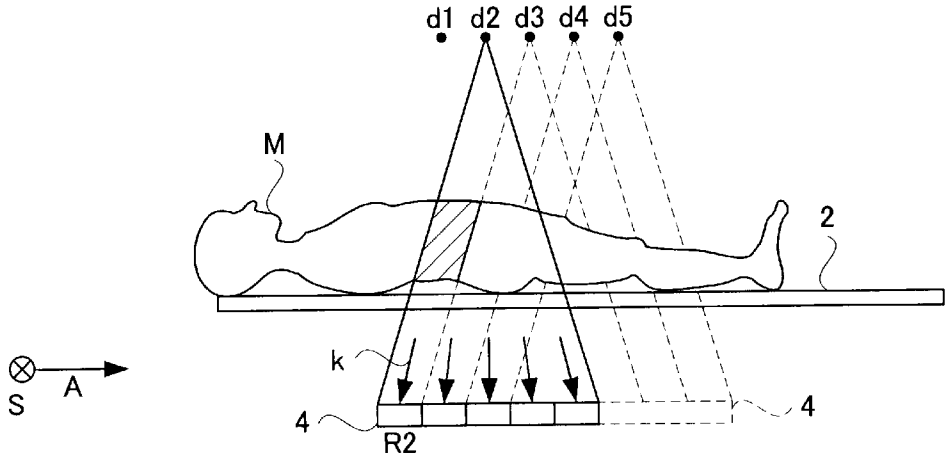
[図8]



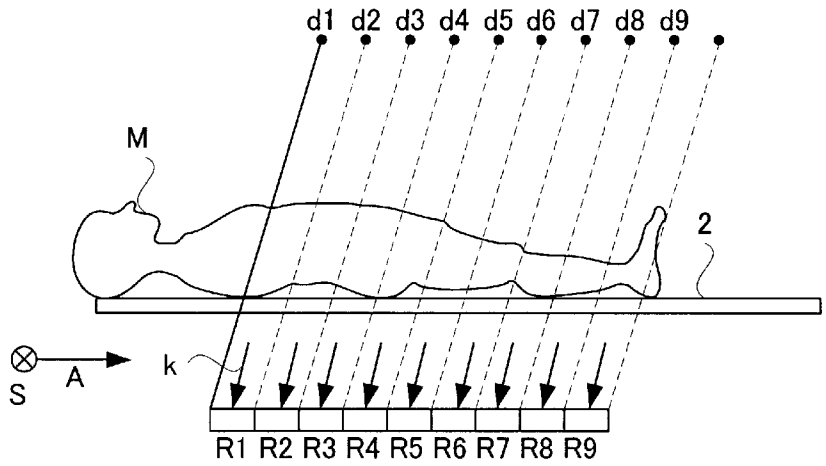
[図9]



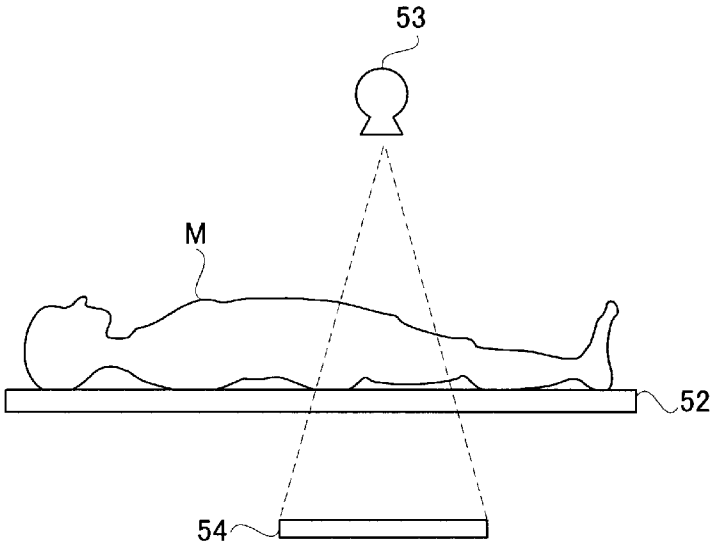
[図10]



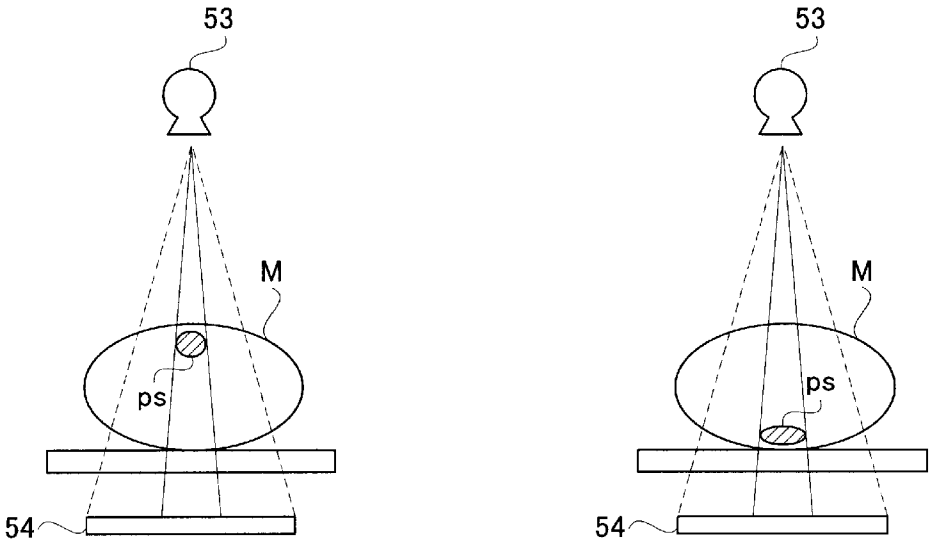
[図11]


d1 d2 d3 d4 d5 d6 d7 d8 d9
M
2
S
A
k
R1 R2 R3 R4 R5 R6 R7 R8 R9

[図12]


53
M
52
54

[図13]


53
M
ps
54
53
M
ps
54

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/006251

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/00(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

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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	JP 2012-020174 A (Toshiba Corp. et al.), 02 February 2012 (02.02.2012), paragraphs [0018] to [0029], [0056] (Family: none)	1,2,6,7 8,9
X Y	JP 2007-175194 A (National Institute of Radiological Sciences), 12 July 2007 (12.07.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1,3-7 8,9
Y	Junji CHIBA, "Tomosynthesis no Rinshoteki Yuyosei", Gekkan Shin Iryo, The November issue, vol.35, no.11, Kabushiki Kaisha ME Shinko Kyokai, Teizo IMAMOTO, 2008 Nen 11 Gatsu	8,9

☐ 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
09 November, 2012 (09.11.12)	20 November, 2012 (20.11.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１２／００６２５１

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

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

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	１９７１－２０１２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１２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	JP 2012-020174 A（株式会社東芝　外１名）2012.02.02, 【0018】-【0029】；【0056】（ファミリーなし）	1,2,6,7 8,9
X Y	JP 2007-175194 A（独立行政法人放射線医学総合研究所） 2007.07.12，全文,全図（ファミリーなし）	1,3-7 8,9
Y	千葉　純司，トモシンセシスの臨床的有用性，月刊新医療１１月号 第３５巻，第１１号，株式会社エム・イー振興協会　今元　禎三， ２００８年１１月	8,9

☐　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 ０９．１１．２０１２	国際調査報告の発送日 ２０．１１．２０１２
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　９１０９ 福田　裕司 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２