

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第4646570号  
(P4646570)

(45) 発行日 平成23年3月9日(2011.3.9)

(24) 登録日 平成22年12月17日(2010.12.17)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 6/02 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 6/02 3 0 1 A

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2004-240797 (P2004-240797)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成16年8月20日 (2004. 8. 20)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2005-66343 (P2005-66343A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成17年3月17日 (2005. 3. 17)		エルシー
審査請求日	平成19年8月15日 (2007. 8. 15)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3
(31) 優先権主張番号	10/646, 023		1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
(32) 優先日	平成15年8月22日 (2003. 8. 22)		ュー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
(33) 優先権主張国	米国 (US)		・3 0 0 0
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 非対称ジオメトリを用いる放射線トモシンセシスの画像収集

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の二次元 X 線投影画像から対象物の再構成画像を生成するトモシンセシス・システム ( 1 0 ) であって、  
X 線検出器 ( 1 4 ) と、  
前記 X 線検出器 ( 1 4 ) に配向された X 線 ( 1 5 ) を照射することができる X 線源 ( 1 2 ) と、  
3 - D 再構成アルゴリズムを用いて、前記 X 線検出器 ( 1 4 ) が生成した複数の投影画像から前記対象物の再構成画像を再構成する手段と、  
を備え、  
前記トモシンセシス・システム ( 1 0 ) は、画像収集中に 1 0 である非対称画像収集ジオメトリを用い、 1 は前記 X 線源 ( 1 2 ) が前記 X 線検出器 ( 1 4 ) に対して移動するときの前記 X 線検出器 ( 1 4 ) の中心線の一方の側の掃引角度であり、 0 は前記 X 線源 ( 1 2 ) が前記 X 線検出器 ( 1 4 ) に対して移動するときの前記 X 線検出器 ( 1 4 ) の中心線の反対側の掃引角度であり、  
全掃引角度 ( a s y m ) は、 a s y m = 1 + 0 であり、  
a s y m は約 4 0 ° から約 6 0 ° である、トモシンセシス・システム ( 1 0 ) 。

【請求項 2】

前記 X 線検出器 ( 1 4 ) は、掃引中に収集される関心領域の画像が前記 X 線検出器 ( 1 4 ) の中心に集中するように、所定の位置に位置付けられる請求項 1 に記載のトモシンセシ

ス・システム（１０）。

【請求項３】

前記所定の位置は、患者の胸骨の中心、患者の胸骨の中心の上方、患者の胸骨の中心の下方、患者の胃、患者の１つ又はそれ以上の末端部、及び患者の肢のうちの少なくとも１つを含む請求項２に記載のトモシンセシス・システム（１０）。

【請求項４】

前記Ｘ線検出器（１４）は、前記全掃引角度（*asym*）の中心位置に向けられるように傾けられる請求項１に記載のトモシンセシス・システム（１０）。

【請求項５】

前記Ｘ線源（１２）と前記Ｘ線検出器（１４）のうちの少なくとも１つが画像収集中に移動する請求項１に記載のトモシンセシス・システム（１０）。 10

【請求項６】

前記Ｘ線源（１２）と前記Ｘ線検出器（１４）のうちの少なくとも１つが、画像収集中に、一次元経路に沿う方法、二次元経路に沿う方法、三次元経路に沿う方法、円弧に沿う方法。円の少なくとも一部分に沿う方法、楕円の少なくとも一部分に沿う方法、内サイクロイドの少なくとも一部分に沿う方法、線の少なくとも一部分に沿う方法、球の少なくとも一部分に沿う方法、及び円錐の少なくとも一部分に沿う方法のうちの少なくとも１つの方法で移動する請求項５に記載のトモシンセシス・システム（１０）。

【請求項７】

前記Ｘ線検出器（１４）は、画像収集中に静止したままである請求項１に記載のトモシンセシス・システム（１０）。 20

【請求項８】

被撮像対象物が画像収集中に移動し、一方、前記Ｘ線源（１２）及び前記Ｘ線検出器（１４）の両方が画像収集中に静止したままである請求項１に記載のトモシンセシス・システム（１０）。

【請求項９】

前記Ｘ線源（１２）と前記Ｘ線検出器（１４）のうちの少なくとも１つが、画像収集中に並進又は回転で移動する請求項１に記載のトモシンセシス・システム（１０）。

【請求項１０】

Ｘ線走査は、垂直方向、水平方向、及び斜め方向のうちの少なくとも１つの方向で行われる請求項１に記載のトモシンセシス・システム（１０）。 30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、一般に、放射線トモシンセシスの画像収集に関する。より具体的には、本発明は、既存の放射線トモシンセシスのシステム及び方法を用いて現在可能であるよりも優れたスライス感度及び画質を提供するシステム及び方法に関する。更により具体的には、本発明は、これにより達成することができる画質を最大限にする最適な全掃引角度を提供するように、非対称ジオメトリを用いて画像を収集する放射線トモシンセシスのシステム及び方法に関する。 40

【背景技術】

【０００２】

トモシンセシスは、患者の幾つかの２－Ｄ画像を異なる角度及び／又は平面で撮像し、次いで、撮像された患者のボリュームの３－Ｄ画像としてこれらの画像を再構成する、最新の三次元放射線イメージング技法である。従来のＸ線イメージング技法と異なり、放射線トモシンセシスは、患者内の腫瘍又は他の生体組織などの被撮像対象物内の関心のある領域に関する深さ情報を提供する。トモシンセシスは更に、Ｘ線イメージングを追加する必要なく、１回のＸ線照射走査シーケンスから任意の数の断層撮影スライスを再構成することができ、これにより、トモシンセシスは望ましい特徴付けツールとなる。 50

## 【 0 0 0 3 】

2つの最も一般的なトモシンセシス・システム構成は、テーブル型構成（すなわち、患者の上方にX線管が配置され、患者の下方にデジタルX線検出器が配置される構成）、又はウォールスタンド型構成（すなわち、患者の正面にX線管が配置され、患者の背後にデジタルX線検出器が配置される構成）のいずれかを備える。X線管は、通常、円弧、円、楕円、内サイクロイド、線、又は任意の他の好適なジオメトリに沿って掃引し、X線検出器上に一連の投影画像を生成し、その後、3-D再構成アルゴリズムを用いて一連の投影画像を再構成する。この方法で種々の角度から画像を収集することにより、深さ情報を最終画像内に組み込むことができる。しかしながら、イメージング・ルームの高さ、大きさ、レイアウト、寸法等により、これらの画像は、通常、限られた領域（すなわち、通常60°未満の角度）の上でのみ収集が可能であり、これによりスライス感度及び収集された画像データの品質に制限が加えられる。

10

## 【 0 0 0 4 】

トモシンセシスは、一般に、対称形の収集ジオメトリを用いて行われる。換言すれば、X線検出器の中心の上方と下方の掃引角度、又はX線検出器の中心線の一方の側と反対側との掃引角度は、通常、同一である。例えば、室内の寸法又は他の制限により、X線検出器の中心の下方に20°掃引するのに十分な空間のみが許容される場合、対称形の画像収集を達成するために、既存のトモシンセシス・システムが、X線検出器の中心上方20°のみを掃引することになる。従って、室内の寸法又は他の制限により、既存のトモシンセシス・システムにおいて可能な全掃引角度がかなり制限される可能性があることは明白である。室内の寸法、レイアウト等により可能な全掃引角度がそれほど制限されないように、非対称形の画像収集ジオメトリを用いるトモシンセシス・システムを有することが望ましい。例えば、X線検出器の中心の上方30°及び下方20°を、これが室内で許容される場合に非対称に掃引することができることは望ましいであろう。

20

【特許文献1】米国特許第6751284号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 0 5 】

既存のトモシンセシスのシステム及び方法は幾何学的限界を有することから、これらの幾何学的制限のないトモシンセシスのシステム及び方法を有することは望ましいであろう。更に、室内のレイアウト、寸法、オーバーヘッドX線管支持体、X線検出器支持体等を修正する必要なく、改良されたトモシンセシスのシステム及び方法を利用することができることが望ましいであろう。

30

【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 6 】

従って、既存のトモシンセシス・システムのシステム及び方法の上述の欠点は、非対称画像収集ジオメトリを用いる放射線トモシンセシスのシステム及び方法に関する本発明の実施形態により克服される。本発明で用いる非対称画像収集ジオメトリは、既存の放射線トモシンセシスのシステム及び方法により現在可能であるよりも高いスライス感度及びより優れた画質をもたらす。

40

## 【 0 0 0 7 】

本発明の実施形態は、複数の二次元X線投影画像から対象物の再構成画像を生成するトモシンセシスのシステム及び方法を含む。これらのシステムは、X線検出器と、X線検出器に配向されたX線を照射することができるX線源とを備え、該トモシンセシス・システムは、画像収集中に $\theta_1$ である非対称画像収集ジオメトリを用い、 $\theta_1$ はX線検出器の中心線の一方の側の掃引角度であり、 $\theta_0$ はX線検出器の中心線の反対側の掃引角度であり、全掃引角度（ $\theta_{asym}$ ）は $\theta_{asym} = \theta_1 + \theta_0$ である。幾つかの実施形態において、 $\theta_{asym}$ は、約40°から約60°である。

## 【 0 0 0 8 】

各実施形態において、X線検出器は、掃引中に収集される関心領域の画像がX線検出器

50

の中心に集中するように、所定の位置に位置付けることができる。この所定の位置は、患者の胸骨の中心、患者の胸骨の中心上方の位置、患者の胸骨の中心下方の位置、患者の胃の位置、患者の体の１つ又はそれ以上の末端部、患者の肢、及び／又は任意の他の好適な位置を含むことができる。Ｘ線検出器は、全掃引角度（ $\alpha_{sym}$ ）の中心位置に向けられるか、又は別の所定の位置に向けられるように傾けることができる。

【０００９】

画像収集中に、例えば、１次元経路に沿って、二次元経路に沿って、三次元経路に沿って、円弧に沿って、円の少なくとも一部分に沿って、楕円の少なくとも一部分に沿って、内サイクロイドの少なくとも一部分に沿って、線の少なくとも一部分に沿って、球の少なくとも一部分に沿って、及び／又は円錐の少なくとも一部分に沿って任意の好適な方法で

10

【００１０】

実施形態において、Ｘ線検出器は、画像収集中に静止したままであってもよい。実施形態において、画像収集中にＸ線源及びＸ線検出器の両方を静止した状態に維持しながら、被撮像対象物を画像収集中に移動させてもよい。更に別の実施形態において、画像収集中に、Ｘ線源及びＸ線検出器のいずれか一方又は両方を、並進又は回転で移動させてもよい。Ｘ線走査は、垂直方向、水平方向、斜め方向のような任意の好適な方向、又は任意の他の好適な方向に行うことができる。

【００１１】

再構成アルゴリズムは、イメージング中に取得される複数の二次元Ｘ線投影画像から対象物の再構成画像を生成するのに用いることができる。

20

【００１２】

本発明の更なる特徴、態様及び利点は、本発明の幾つかの好ましい形態を示し、図面全体を通して同じ参照符号が同じ構成要素を示す添付の図面を参照する以下の説明の過程において、当業者には更に容易に明らかになるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１３】

本発明のシステム及び方法を種々の図を参照しながら以下に説明する。

【００１４】

本発明の理解を助けるために、図１～図８に示す本発明の幾つかの好ましい実施形態を次に参照し、特定の専門用語を使用してこれらを説明する。本明細書において使用する専門用語は説明の目的のためであり、限定するものではない。本明細書で開示する具体的な構造及び機能の詳細は、限定としてではなく、本発明を様々に実施するために当業者への教示の代表的ベースとしての特許請求の範囲に対する単なる論拠と解釈されるべきである。通常当業者が行うであろう、図示の支持構造及び方法の何らかの変更形態又は変形形態、並びに本明細書に示す本発明の原理のこのような更なる用途は、本発明の技術思想内にあると考えられる。

30

【００１５】

本発明は、現在のトモシンセシスのシステム及び方法に存在する画像収集ジオメトリ上の制限を克服する、改良されたトモシンセシスのシステム及び方法に関する。本発明は、非対称画像収集ジオメトリを用いて画像収集中の全掃引角度を最適化し、これによりスライス感度（すなわち直交平面空間分解能）が向上し、生成される最終画像の画質を改善する。

40

【００１６】

本発明を実施するシステムの２つの典型的な構成を、図１及び図３に示す。最初に図１を参照すると、本発明の実施形態に用いられる放射線トモシンセシス・システム１０の１つの例示的なウォールスタンド型構成の室内レイアウトを示す概略図が示されている。このようなシステム１０は、通常Ｘ線検出器１４に向けてＸ線ビーム１５を投射するＸ線源１２を備え、該検出器はＸ線源１２と共にイメージング平面内に配置されている。Ｘ線検出器１４は、Ｘ線検出器１４に近接してＸ線源１２とＸ線検出器１４との間に配置された

50

、患者などの対象物 22 を透過する X 線を検知及び検出する。関連する制御システム 150 が、検出された X 線エネルギーを X 線検出器 14 から取得し、次いで、検出された X 線の強度に関する、制御システム 150 が受信するデジタル信号に基づいて、対応する診断用画像をディスプレイ上に作製する。オーバーヘッド X 線管支持体 16 は、X 線源 12 からの X 線 15 を X 線検出器 14 に配向することができるように X 線源 12 を支持する。この実施形態において、オーバーヘッド X 線支持体 16 は、所定の距離上方で一連の投影画像を取得するために、動作中に伸縮自在に上下に移動することができ、一方、X 線検出器 14 は、所定位置に静止したままである。種々の代替的な実施形態において、X 線源 12 は静止したままであり、X 線検出器 14 が動作中移動することができるか、或いは、X 線源 12 及び X 線検出器 14 の両方とも静止していることができ、一方、動作中に患者が移動することができる。この実施形態は、天井に取り付けられたオーバーヘッド X 線管支持体 16 及び床に立つ支柱によって支持された X 線検出器 14 を示しているが、多くの他の配列が可能であり（すなわち、壁に取り付けられたアームが、X 線管支持体 16 又は X 線検出器 14 のいずれかを支持することができ、或いは X 線検出器 14 を何らかの方法で天井に取り付けることができるなど）、これら全ては本発明により包含されることが意図されている。

10

#### 【0017】

次に図 2 を参照すると、図 1 に示すトモシンセシス・システム 10 の構成を示す概略図が示されている。X 線源 12 の動作及び運動は、トモシンセシス・システムの制御機構 126 により管理される。制御機構 126 は、X 線源 12 に電力及びタイミング信号を供給する X 線源制御システム 128 と、X 線源 12 の掃引速度、位置、及び投射 / 放射角度を制御する X 線源モータ制御システム 130 とを含む。制御機構 126 におけるデータ収集システム (DAS) 132 は、X 線検出器 14 からのアナログ・データをサンプリングし、本発明の方法及びシステムによる後続の処理のために、このアナログ・データをデジタル信号に変換する。画像再構成装置 134 は、サンプリングされてデジタル化された X 線データを DAS 132 から受信し、高速画像再構成を実行する。再構成された画像は、次いで、画像を大容量記憶装置 138 に格納することができるコンピュータ 136 への入力として加えられる。コンピュータ 136 はまた、格納した画像を大容量記憶装置 138 から取り出して、後で観察することもできる。

20

#### 【0018】

コンピュータ 136 はまた、キーボード、タッチパッド、又は他の好適な入力デバイスを備えることができるオペレータ・コンソール 140 を介して、オペレータからの指令及び走査パラメータを受信することもできる。付随する冷陰極管ディスプレイ 142（又は他の好適なディスプレイ）により、オペレータがコンピュータ 136 からの再構成画像及び他のデータを観察することができる。コンピュータ 136 は、オペレータが提供した指令及びパラメータを用いて、DAS 132、X 線源制御コントローラ 128、及び / 又は X 線源モータコントローラ 130 に制御信号及び情報を提供することができる。

30

#### 【0019】

本発明の実施形態は、コンピュータ 136 上で動作するソフトウェア又はファームウェアを利用して、本発明の方法及びシステムでデータの処理を実行することができる。データ及び / 又は画像の位置の入力を容易にするために、マウス又はポインティング・デバイスを用いることができる。本発明の別の実施形態は、画像を格納又は印刷するためのメモリ及び / 又は印刷能力を有する汎用のコンピュータ又はワークステーションを利用することができる。好適な記憶装置は公知であり、限定では無いが、RAM、ディスク、ハード・ドライブ、及び光媒体を含む。このようなスタンドアローンのコンピュータ又はワークステーションを用いる実施形態は、従来の電子記憶媒体を介して、又は従来の通信リンクを介してトモシンセシス・システムからデータを受信することができ、その後、データから画像を再構成することができる。

40

#### 【0020】

次に図 3 を参照すると、本発明の実施形態に用いられる放射線トモシンセシス・システ

50

ム 2 1 0 の 1 つの例示的なテーブル型構成の室内レイアウトを示す概略図が示されている。このようなシステム 2 1 0 は、一般に、X 線源 1 2 を備えており、該 X 線源 1 2 が、X 線源 1 2 と共にイメージング平面内に配置された X 線検出器 1 4 に向けて X 線ビーム 1 5 を投射する。X 線検出器 1 4 は、該 X 線検出器 1 4 に近接して X 線源 1 2 と X 線検出器 1 4 との間に配置された、患者などの対象物 2 2 を透過する X 線を検知して検出する。関連する制御システムが、検出された X 線エネルギーを X 線検出器 1 4 から取得し、次いで、検出された X 線の強度に関する、制御システムが受信するデジタル信号に基づいて、対応する診断用画像をディスプレイ上に作製する。オーバーヘッド X 線管支持体 1 6 が、X 線源 1 2 を支持して、X 線源 1 2 からの X 線 1 5 を X 線検出器 1 4 上方のテーブル面 2 1 6 上に横たわる対象物 2 2 に配向することができるようになる。この実施形態において、オーバーヘッド X 線管支持体 1 6 は、動作中、天井 2 1 2 に沿って左右に水平に移動して、一連の投影画像を所定の距離（すなわち掃引角度 2 1 8）上方で取得することができ、一方、X 線検出器 1 4 は、所定の位置に静止したままである。図 1 に示す従来の実施形態のように、種々の代替的テーブル型構成の実施形態において、X 線源 1 2 が静止したままであり、X 線検出器 1 4 は動作中移動することができるか、或いは、X 線源 1 2 及び X 線検出器 1 4 の両方とも静止したままでいることができると共に、動作中に患者が移動することができる。また上述したように、この実施形態は、天井 2 1 2 に取り付けられたオーバーヘッド X 線管支持体 1 6 と、床上に設置されたテーブル 2 1 4 によって支持される X 線検出器 1 4 とを示しているが、多くの他の配列が可能であり、これら全ては本発明により包含されることが意図されている。これらのテーブル型構成において、SID は、垂直方向の線源から画像までの距離（すなわち、焦点面 2 2 0 と検出器の平面 2 2 2 間の距離）であり、SID 100 cm である。

#### 【0021】

既存のトモシンセシス・システムにおいては、対称形の画像収集ジオメトリが用いられる。しかしながら、対称ジオメトリは、室内の大きさ／レイアウトにより X 線管 1 2 の移動範囲が制限される、図 1 に類似したウォールスタンド型構成を用いる場合のように、往々にして実用的ではない。2 つの要因、すなわち、天井の高さ 1 8（床から上方に測定された）及びオーバーヘッド X 線管支持体の伸長距離 1 9（天井から下方に測定された）が組み合わさって、このような構成における X 線管の焦点高さ 1 7（床から上方に測定された）の範囲が決定される。対称ジオメトリに伴うこれらの 2 つの制限により、ある範囲の高さより身長が高いか又は低い患者にトモシンセシスを実施するために所望の全掃引角度を用いることは困難であり、従って、このような身長が高い又は低い患者にトモシンセシスを実施する場合、画質に有意な影響が生じる。1 つの例示的な、非限定的実施形態において、天井の高さ 1 8 は、約 9 フィート 5 インチ（2896 mm）、オーバーヘッド X 線管支持体の最小の伸長距離 1 9 は、約 31 インチ（787 mm）、オーバーヘッド X 線管支持体の最大の伸長距離 1 9 は、約 102 インチ（2589 mm）、最小の焦点高さ 1 7 は、約 11 インチ（309 mm）、及び最大の焦点高さ 1 7 は、約 82 インチ（2109 mm）である。数多くの他のレイアウト及び室内寸法もまた、本発明の精神及び技術的範囲を逸脱することなく可能である。

#### 【0022】

次に図 4 を参照すると、図 1 に示された本発明の実施形態の室内寸法及びレイアウトによる上方掃引限界及び下方掃引限界を示す概略図が示されている。本発明において、X 線検出器の中心下方の掃引角度  $\theta_0$  が 20° に制限される場合でも、X 線検出器の中心上方の掃引角度  $\theta_1$  は 30° とすることができ、従って、これを活用するためには、非対称収集ジオメトリを使用可能であるのが望ましいであろう。このような場合、既存のトモシンセシス・システムでは X 線検出器の中心の上方及び下方の両掃引角度が各々 20° に制限されて全体で 40° となることから、全掃引角度は 40° となるが、本発明では、X 線検出器の中心の上方を 30° 及び下方を 20° とすることが可能であり、全体で 50° となるので、全掃引角度は 50° である。既存のトモシンセシスのシステム及び方法よりも大きい全掃引角度が可能になることにより、本発明を用いて改良されたスライス感度及び画

10

20

30

40

50

質を達成することができる。

【 0 0 2 3 】

次に、引き続き図 1 及び図 4 を参照しながら更に詳細に説明すると、トモシンセシス中、患者は、背中を X 線検出器 1 4 に当てた状態などの所定位置に立つことができ、X 線源 1 2 の中心を、患者の胸骨（すなわち、患者の胸部中心）などの所望の位置に位置付けることができる。照射が行われている間、X 線源 1 2 は、垂直に上及び／又は下に移動する。X 線源 1 2 の垂直移動距離（D）は、焦点の高さ範囲（L）から X 線源 1 2 の上昇（D<sub>ru</sub>）及び下降（D<sub>rd</sub>）に必要な距離を引いた値に等しい。本発明において、

$$D = L - D_{ru} - D_{rd} \quad (1)$$

であり、S<sub>min</sub>とS<sub>max</sub>の間の範囲内に入る胸骨の高さ（S）が与えられると、

$$S = (L + F) - D_{ru} - SID * \tan(\theta_1) \quad (2)$$

及び、

$$S = F + D_{rd} + SID * \tan(\theta_0) \quad (3)$$

であり、式中、Fは最小焦点高さ、及びSIDは垂直方向の線源から画像までの距離である。本明細書において、TはオーバーヘッドX線支持体の最小伸長距離である。

【 0 0 2 4 】

等式（2）及び（3）は、

$$\theta_1 = \arctan((L + F - S - D_{ru}) / SID) \quad (4)$$

及び、

$$\theta_0 = \arctan((S - F - D_{rd}) / SID) \quad (5)$$

に書き換えることができる。

【 0 0 2 5 】

18歳から64歳の間の米国成人の胸骨の高さ（S）の分布は、以下のとおりである。

【 0 0 2 6 】

【表 1】

確率 (%)	1	10	20	30	40	50	60	70	80	90	99
身長 (cm) 男性	118	125	128	130	132	133	135	137	139	142	150
身長 (cm) 女性	100	109	112	114	116	118	122	124	127	129	135

【 0 0 2 7 】

80cm～150cmの種々の胸骨の高さ（S）を用い、且つSID=180cm、L=180cm、F=30.9cm、D<sub>ru</sub>=15cm、及びD<sub>rd</sub>=15cmを用いて、 $\theta_1$ 及び $\theta_0$ をSの関数として計算することができる。その結果を図5に示す。

【 0 0 2 8 】

最初に、 $\theta_1$ 及び $\theta_0$ のいずれかが小さい方を用いて、 $\theta_1 = \theta_0 = \theta$ の対称ジオメトリを用いると、これが主要限定因子となり、全掃引角度（ $\theta$ ）は、

$$\theta_{sym} = 2 * \min(\theta_0, \theta_1) \quad (6)$$

に等しく、これも線300として図5に示す。次に、非対称ジオメトリを用いると全掃引角度は、

$$\theta_{asym} = \theta_1 + \theta_0 \quad (7)$$

に等しく、これも、線302として図5に示す。非対称ジオメトリは達成可能な最適なスライス感度をもたらすことから、これらの結果は、対称収集ジオメトリ及び最新のトモシンセシスのシステム及び方法を用いた場合、トモシンセシス画像のスライス感度が、男性

10

20

30

40

50

患者人口の約 70%、及び女性患者人口の約 20%において決して最適ではないことが予想されることを示している。更に、胸骨の高さが 80 cm より小さいか又は 150 cm より大きい場合については、スライス感度の最適性が更に大きい割合で低くなる傾向が示されている。

#### 【0029】

全掃引角度が大きい方が平面外アーチファクトを減少させることができることが知られているが、多くの場合、全掃引角度を大きくすることは非常に困難である。理論上は、天井の高さ 18 を高くすることにより、及び / 又はオーバーヘッド X 線管支持体の伸長距離 19 を延ばすことにより全掃引角度を大きくすることが可能である。しかしながら、天井の高さを高くするためには、一般に、大規模な改築が必要となり、オーバーヘッド X 線管支持体の伸長距離 19 は、通常、その重量及び支柱の剛性によって制約を受ける。従って、これらの解決策は、開発にかかるコスト及び時間をかなり増大させるであろう。更に、身長が低い患者をある種の踏み台又は上昇させたプラットフォームの上に立たせ、身長が高い患者をある種の腰掛け又は椅子に座らせることが可能であろうが、これは、仕事の流れを複雑化し、患者の不快感が増す可能性がある。従って、これらの解決策も決して理想的ではない。本発明と同様の利点及び簡索性をもたらす、明らかに容易な解決策はない。

#### 【0030】

より容易で、迅速な、且つ低コストの解決策は、既存のトモシンセシス・システムと共に非対称画像収集ジオメトリを用い、 $\theta_0$ 、 $\theta_1$  を可能にすることである。非対称ジオメトリを用いると、全掃引角度は、

$$\alpha_{\text{asym}} = \theta_1 + \theta_0 \quad (7)$$

となり、これを、線 302 として図 5 に示す。図 5 に見られるように、全掃引角度が対称画像収集ジオメトリと非対称画像収集ジオメトリの両方において最適化される唯一の高さは、約 120 cm の胸骨の高さ 304 である。他の全ての胸骨の高さに対し、非対称画像収集ジオメトリは、対称画像収集ジオメトリがもたらすよりも大きな全掃引角度をもたらす。従って、胸骨の高さが約 120 cm である場合以外の全てにおいて、非対称画像収集ジオメトリは、対称画像収集ジオメトリを用いて得られるよりも優れた分解能を有する、より良好な品質の画像をもたらす。

#### 【0031】

非対称画像収集ジオメトリには、(1) ほとんど全ての身長 of 患者に対して所望の全掃引角度を達成することができ、これにより事実上全ての患者に対して画質を向上させることができる、(2) 全ての患者に対してほとんど同一の全掃引角度を用いることができ、これにより患者間の画質の整合性が向上する、(3) 非対称画像収集ジオメトリは、トモシンセシス・システム及び / 又はトモシンセシス・ルームに物理的修正を施す必要がなく、患者の身長のほとんどに対して、全掃引角度を従来の対称画像収集ジオメトリで可能な角度よりも実際に増大することができるという三重の利点がある。

#### 【0032】

本発明はまた、スライス感度を最適化することができる。トモシンセシス・システムのスライス感度、すなわち直交平面空間分解能は、異なる断層撮影平面内で対象物を分解するシステムの能力を表す。スライス感度は、放射線トモシンセシスと従来の放射線撮影との主要な差別要因である。スライス感度が高いほど再構成された画像の平面外アーチファクトが少なくなり、従って、より良好な画質が得られる。よって、スライス感度が高いトモシンセシス・システムを有することが望ましい。

#### 【0033】

図 6 及び図 7 には、直径がそれぞれ 1 画素及び 5 画素の 2 つのコンピュータ・シミュレーションにおける、ワイヤファントムの種々の掃引角度にわたるスライス感度分布の結果を示す。図 6 及び図 7 において、曲線が狭いほどスライス感度及び最終画像の分解能が優れている。従って、図 6 及び図 7 は、スライス感度が掃引角度の増加に伴って向上することを定量的に示している。例えば、図 6 に見られるように、60° の全掃引角度 306 に対するカーブは、5° の全掃引角度 308 に対するカーブよりはるかに狭く、60° の全

10

20

30

40

50



掃引角度に対するスライス感度が $5^{\circ}$ の全掃引角度に対するよりも高いことを示しており、従って、 $60^{\circ}$ の全掃引角度は、 $5^{\circ}$ の全掃引角度がもたらすものよりも優れた分解能の最終画像をもたらすようになることを示している。

#### 【0034】

図8は、図6に描かれた1画素ワイヤに対する半値全幅と掃引角度を示すグラフである。y軸上において、FWHM、すなわちz分解能が低くなるほど、最終画像の分解能は向上する。この図は、全掃引角度が約 $40^{\circ}$ から約 $60^{\circ}$ の間のいずれかにある場合に、非対称画像収集ジオメトリを用いてスライス感度がほぼ最適化されることを示している。従って、幾つかの非限定的実施形態においては、所望の全掃引角度は約 $40^{\circ}$ ～約 $60^{\circ}$ であり、別の実施形態においては、約 $40^{\circ}$ ～約 $50^{\circ}$ であり、更に別の実施形態においては、約 $40^{\circ}$ ～約 $45^{\circ}$ であり、更に別の実施形態においては、約 $43^{\circ}$ ～約 $44^{\circ}$ である。しかしながら、全掃引角度は、異なるトモシンセシス・システムに対してそれぞれに最適化することができ、従って、本明細書によりこれらの範囲が限定されることを意図するものではない。

#### 【0035】

必要もしくは所望であれば、本発明のトモシンセシス・システムに対して種々の微調整を施して、画質の向上を促進することができる。例えば、X線源12がその全垂直移動距離(D)の50%より大きい割合で胸骨の高さ(S)より高いか又は低い場合、X線検出器14をSよりもそれぞれ低く、又は高く位置付けることができ、その結果、関心領域(すなわち、患者の胸骨領域)の画像が、掃引中にX線検出器14の中心の周りに集中するようにする。更に、又は代替的に、掃引の中心位置にX線検出器14が向くように、該X線検出器14を傾けることも場合によっては有利である可能性がある。

#### 【0036】

上述したように、本発明により、既存のトモシンセシスのシステム及び方法を用いて、現在可能であるよりも優れた直交平面空間分解能を有するより高い品質のトモシンセシス画像を得ることができる。好都合なことに、本発明を実施するために、例えあったとしても、既存のトモシンセシス・システムに対してわずかな変更が必要となるだけであり、これによりこの解決策は特に魅力のあるものとなっている。多くの他の利点も当業者には明らかであろう。

#### 【0037】

本発明が満たす種々の必要性を達成する本発明の種々の実施形態を説明してきた。これらの実施形態は本発明の種々の実施形態の原理の単なる例証であることを理解すべきである。本発明の技術思想及び技術的範囲を逸脱すること無く、数多くの本発明の修正及び改変を行えることは、当業者には明らかであろう。本発明の技法は、本発明の技術思想及び技術的範囲から外れることなく、数多くの異なる方法で実行することができ、全てのこのような変形形態は本明細書に包含されることが意図される。例えば、ウォールスタンド型構成を本明細書で詳細に論じたが、本発明は、テーブル型構成又は他の任意の好適な構成と共に用いることができる。従って、本発明は、添付の特許請求の範囲及びその均等物の範囲内にある全ての好適な修正及び変形形態を包含することが意図されている。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0038】

【図1】本発明の実施形態に用いられる放射線トモシンセシス・システムの例示的なウォールスタンド型構成の室内レイアウトを示す概略図。

【図2】図1に示すトモシンセシス・システムの構成を示す概略図。

【図3】本発明の実施形態に用いられる放射線トモシンセシス・システムの例示的なテーブル型構成の室内レイアウトを示す概略図。

【図4】本発明の一実施形態の上方掃引限界及び下方掃引限界を示す概略図。

【図5】掃引角度と胸骨の高さを示すグラフ。

【図6】1画素ワイヤに対するスライス感度と掃引角度を示すグラフ。

【図7】5画素ワイヤに対するスライス感度と掃引角度を示すグラフ。

【図 8】図 6 に示す 1 画素ワイヤに対する半値全幅と掃引角度を示すグラフ。

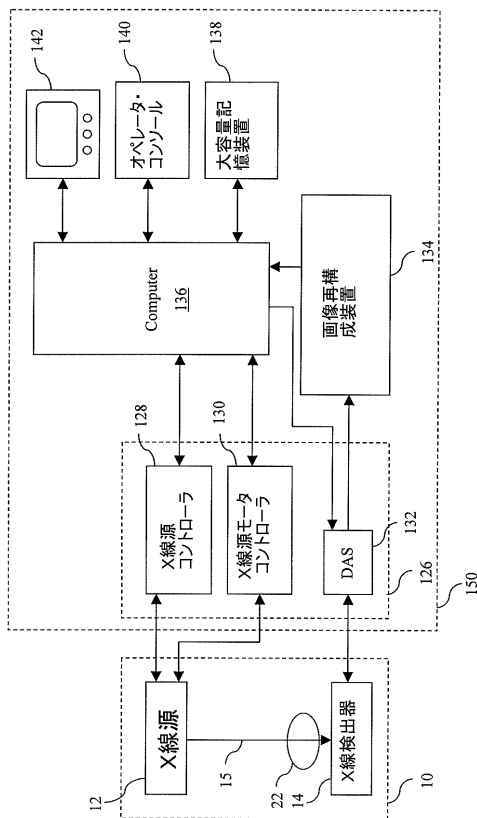
【符号の説明】

【 0 0 3 9 】

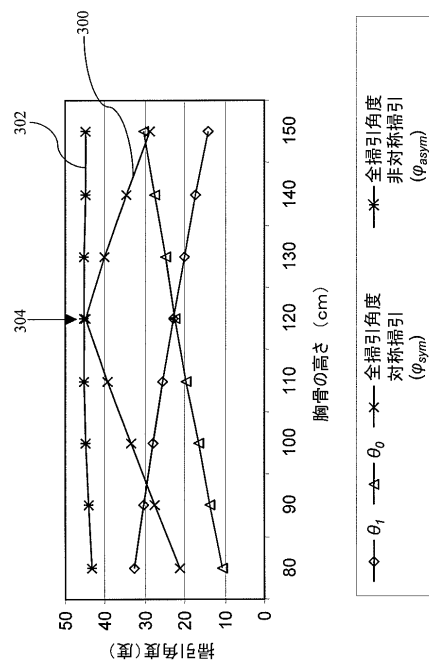
- 1 2 X 線源
- 1 4 X 線検出器
- 1 5 X 線
- 1 6 オーバーヘッド X 線管支持体
- 2 2 被撮像対象物
- 2 1 0 放射線トモシンセシス・システムのテーブル型構成
- 2 1 2 天井
- 2 1 4 テーブル
- 2 1 6 テーブル面
- 2 1 8 掃引角度
- 2 2 0 焦点面
- 2 2 2 検出器の面
- S I D 線源から画像までの距離
- 1 X 線検出器の中心線の一方の側の掃引角度
- 0 X 線検出器の中心線の反対側の掃引角度

10

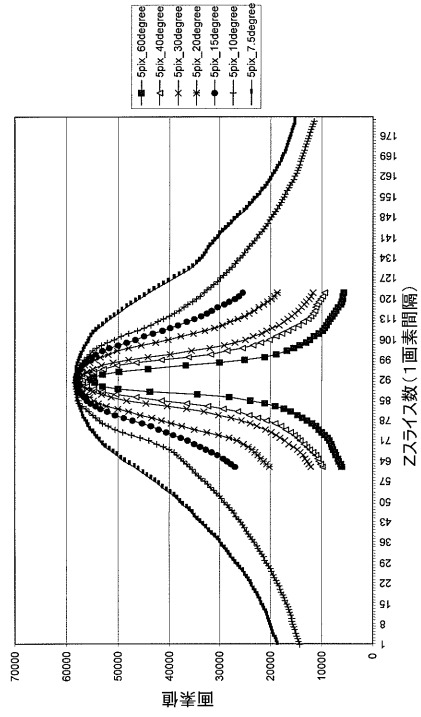
【図 2】



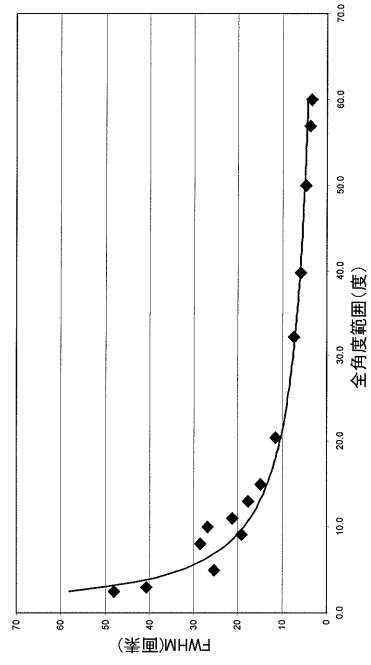
【図 5】



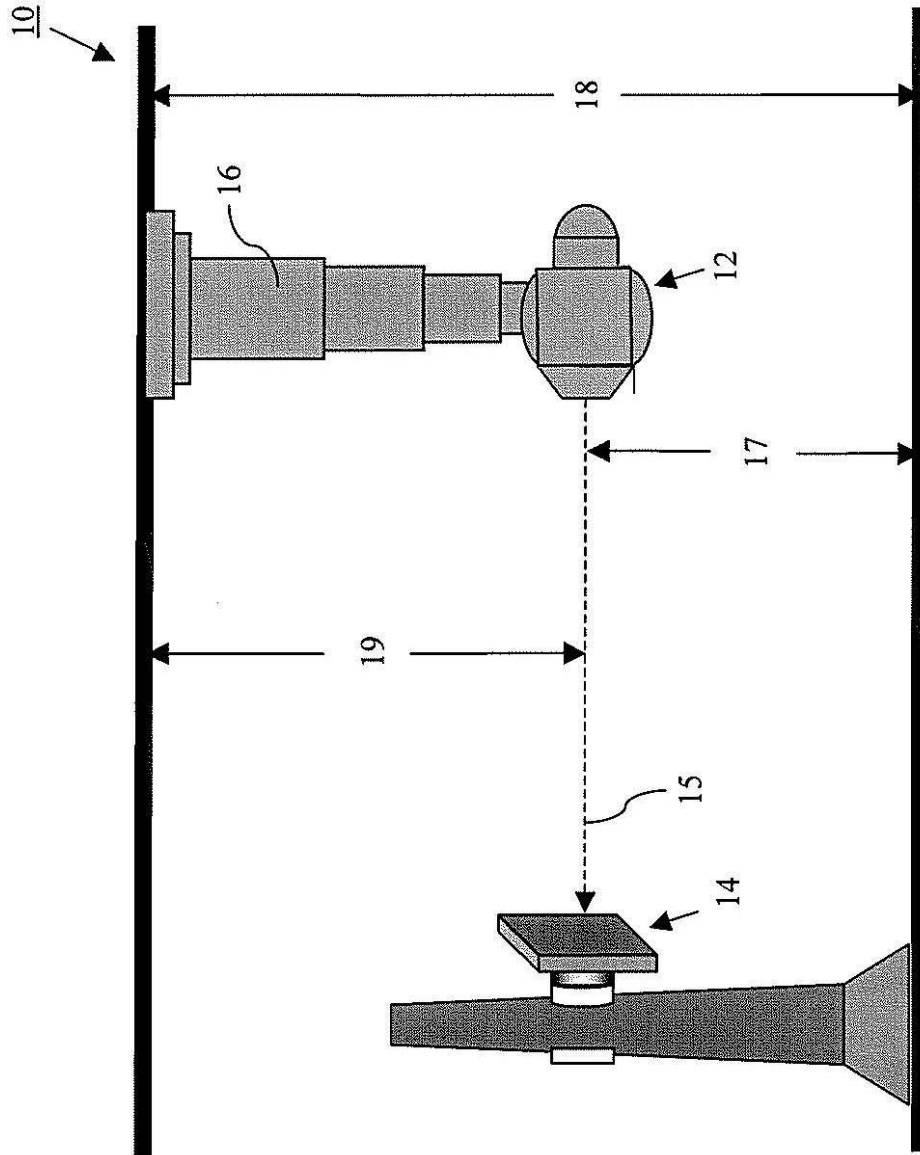
【図 7】



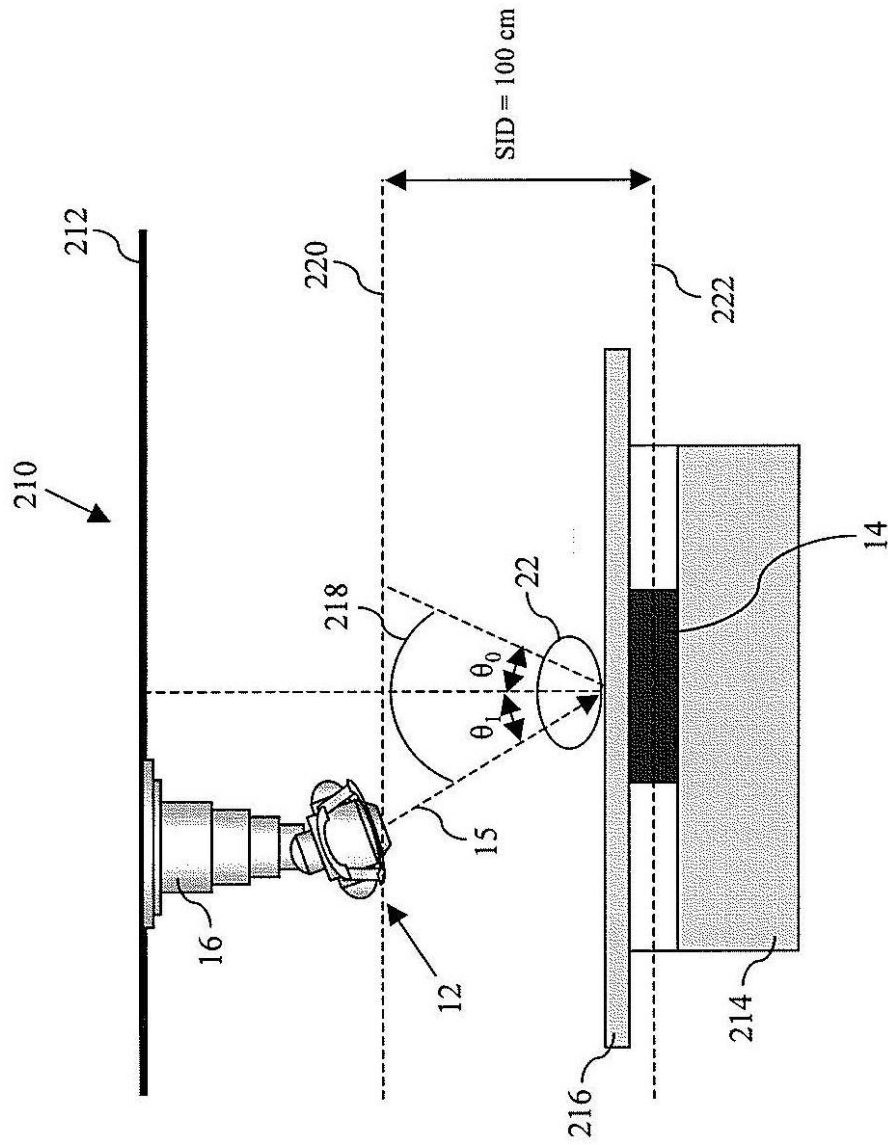
【図 8】



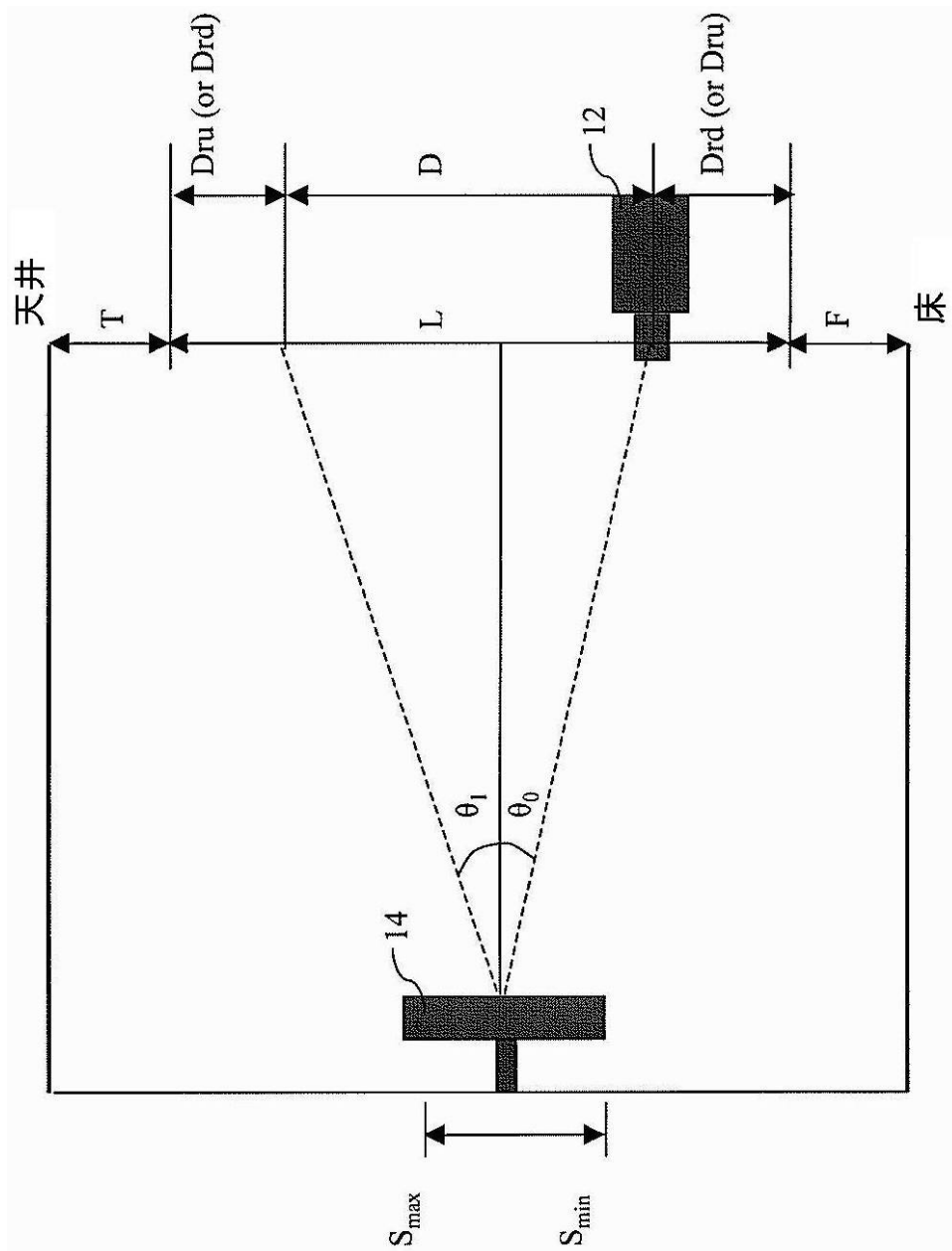
【図 1】



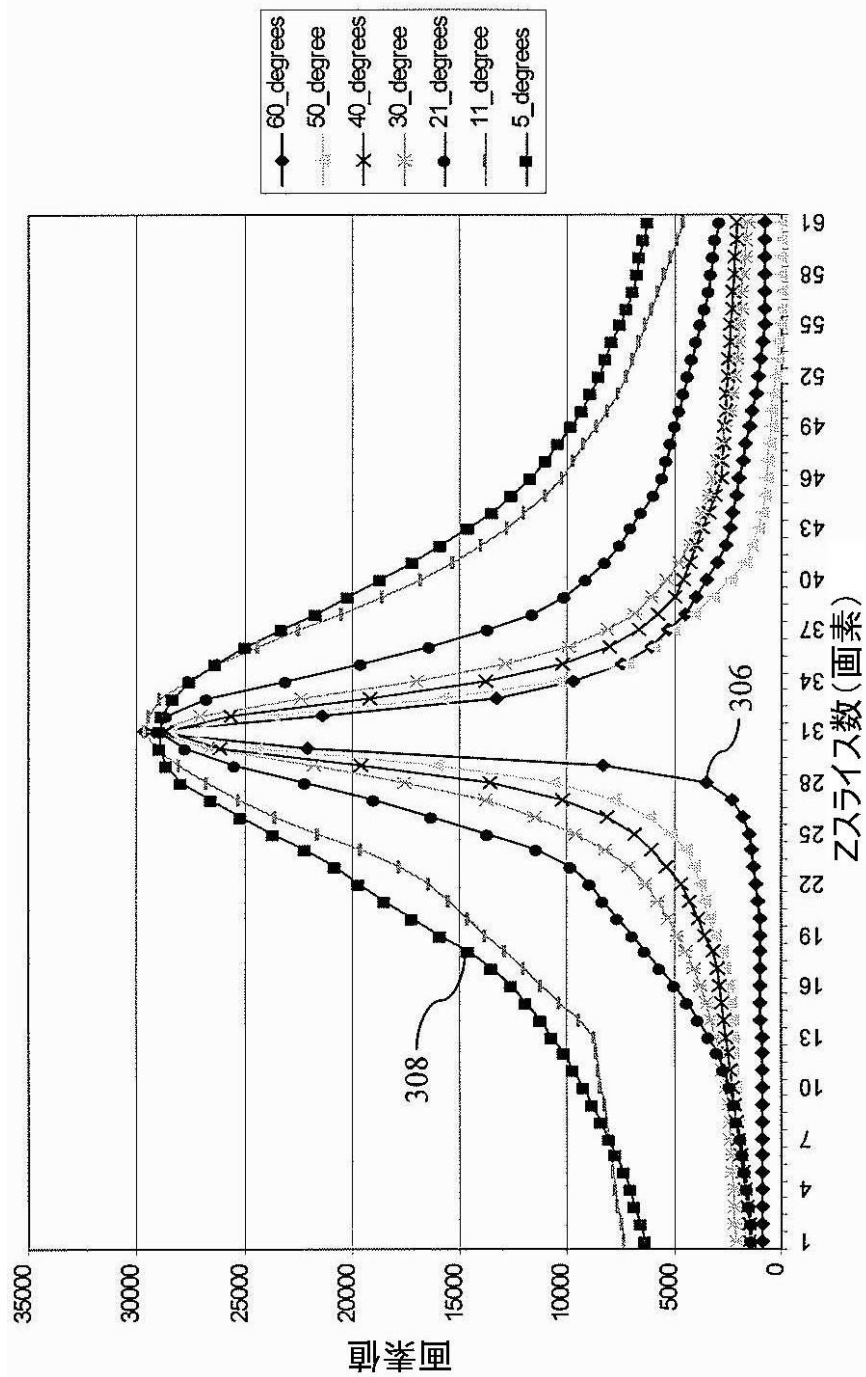
【図 3】



【 図 4 】



【図 6】



## フロントページの続き

- (74)代理人 100129779  
弁理士 黒川 俊久
- (72)発明者 バオジュン・リー  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、クレスト・レーン・ナンバー 204、2604 番
- (72)発明者 アブドゥルラーマン・アル・カリディ  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、パーク・200・ナンバー 3 エス、4 番
- (72)発明者 ジェフリー・ダブリュ・エーベルハルト  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、アルバニー、バルサム・ウェイ、7 番
- (72)発明者 スティーブン・ダブリュ・メッツ  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、グリーンフィールド、ウエスト・アーマー・コート、1177 7 7 番
- (72)発明者 ベルンハルト・エリック・クラウス  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ヘキサム・ロード・ウエスト、1877 7 番
- (72)発明者 ピアニー・ピエール・バトル  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ミルウォーキー、ノース・ジャクソン・ストリート、1029 番

審査官 遠藤 孝徳

- (56)参考文献 特開 2002 - 253542 (JP, A)  
特許第 3223017 (JP, B2)  
米国特許第 6324249 (US, B1)  
特開 2000 - 157525 (JP, A)  
特開 2000 - 329710 (JP, A)  
実開昭 61 - 106205 (JP, U)  
特表平 7 - 506277 (JP, A)  
特表 2000 - 515046 (JP, A)  
特表 2003 - 511175 (JP, A)  
特開昭 60 - 80436 (JP, A)  
特表 2000 - 501552 (JP, A)  
特開平 4 - 109935 (JP, A)  
特開 2001 - 120531 (JP, A)  
特開昭 55 - 141232 (JP, A)  
特公平 1 - 17690 (JP, B2)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	6 / 00	-	6 / 14
G 01 N	23 / 00	-	23 / 227