

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5920792号
(P5920792)

(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016. 5. 18)

(24) 登録日 平成28年4月22日 (2016. 4. 22)

(51) Int. Cl.

F I

G O 1 T 1/161 (2006. 01)
A 6 1 B 8/00 (2006. 01)G O 1 T 1/161 B
A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2013-513286 (P2013-513286)
 (86) (22) 出願日 平成23年6月1日 (2011. 6. 1)
 (65) 公表番号 特表2013-530394 (P2013-530394A)
 (43) 公表日 平成25年7月25日 (2013. 7. 25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2011/038698
 (87) 国際公開番号 W02011/153195
 (87) 国際公開日 平成23年12月8日 (2011. 12. 8)
 審査請求日 平成26年5月16日 (2014. 5. 16)
 (31) 優先権主張番号 61/350, 644
 (32) 優先日 平成22年6月2日 (2010. 6. 2)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 510264187
 メイヨ フォンデーション フォー メデ
 ィカル エジュケーション アンド リサ
 ーチ
 アメリカ合衆国 ミネソタ州 55905
 、ローチェスター、ファースト ストリ
 ート エスイー 200
 (74) 代理人 100134832
 弁理士 瀧野 文雄
 (74) 代理人 100060690
 弁理士 瀧野 秀雄
 (74) 代理人 100070002
 弁理士 川崎 隆夫
 (74) 代理人 100165308
 弁理士 津田 俊明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 分子乳房画像化装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

分子乳房画像化 (MBI) モードを含む第一動作モードと、分子乳房画像化誘導生検又は超音波画像化を含む第二動作モードと、で動作可能な分子乳房画像化 (MBI) 装置であって、

検査部位の近傍に配置された支持構造と、

前記支持構造に連結され前記検査部位の第1の部分に沿って延在される第1の検出器ヘッドであって、該第1の検出器ヘッドが、前記検査部位の近傍の第1の画像プレーンを画定するように延在され前記支持構造に支持された第1のガンマ線検出器、および前記第1の画像プレーンと実質的に同一平面上に延在され前記検査部位と前記第1のガンマ線検出器との間に配置された第1のコリメータ、を有する第1の検出器ヘッドと、

10

前記支持構造に連結され前記検査部位の第2の部分に沿って延在される第2の検出器ヘッドであって、該第2の検出器ヘッドが、前記検査部位の近傍の第2の画像プレーンを画定するように延在され前記支持構造に支持された第2のガンマ線検出器、および前記第2の画像プレーンと実質的に同一平面上に延在され前記検査部位と前記第2のガンマ線検出器との間に配置された第2のコリメータ、を有する第2の検出器ヘッドと、

前記第1の検出器ヘッドの近傍において前記第1の検出器ヘッドに動作可能に連結された圧迫プレートと、

前記第1の検出器ヘッドおよび前記支持構造の間に配置された調節可能な連結部であって、前記分子乳房画像化装置が前記第一動作モードから前記第二動作モードに変わる前記

20

分子乳房画像化装置の切り換えの間、前記圧迫プレートが留置されたままとなるよう、第1の位置と第2の位置の間で、前記第1の検出器ヘッドを移動させる調節可能な連結部と、
、
が設けられ、

前記分子乳房画像化装置の切り換えが、前記第1の検出器ヘッドの移動によって可能とされ、

前記第1の位置は、前記第1の検出器ヘッドが前記第2の検出器ヘッドに対向している位置であり、

前記第2の位置は、前記第1の検出器ヘッドが前記第2の検出器ヘッドに対向していない位置である

ことを特徴とする分子乳房画像化装置。

【請求項2】

前記第1の検出器ヘッドが前記第1の位置にあるときに、前記第1の画像プレーンが前記第2の画像プレーンに平行に延在している状態と、

前記第1の検出器ヘッドが前記第2の位置にあるときに、前記第1の画像プレーンが前記第2の画像プレーンに垂直に延在している状態と、

の少なくとも一つが満たされていることを特徴とする請求項1に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項3】

前記調節可能な連結部が回転軸を画定する枢軸を有して、前記第1の検出器ヘッドを前記回転軸を中心に回転させて、前記第1の検出器ヘッドが前記第1の位置および前記第2の位置の間で動くよう構成され、

前記回転の角度の範囲が、最大で90度である

ことを特徴とする請求項1に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項4】

前記圧迫プレートが、前記第1の検出器ヘッドに連結され、かつ、前記第1の検出器ヘッドが前記第1の位置および前記第2の位置の間で動くときに前記第1の画像プレーンに固定されて構成されることを特徴とする請求項3に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項5】

前記圧迫プレートが音響カップリングプレートおよび生検グリッドプレートの少なくとも1つを含んでいることを特徴とする請求項4に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項6】

前記調節可能な連結部には、前記第1の画像プレーンの方向に沿って前記第1の検出器ヘッドをスライド自在に動かすように構成された支持アームが設けられ、該支持アームが前記第1の検出器ヘッドを前記方向に動かして、前記第1の位置および前記第2の位置の間で前記第1の検出器ヘッドを動かすことを特徴とする請求項1に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項7】

前記第2の検出器ヘッドおよび前記支持構造の間に配置された別の調節可能な連結部がさらに設けられて、該別の調節可能な連結部が、前記第1の検出器ヘッドに対向している第1の位置および前記第2の検出器ヘッドが前記第1の検出器ヘッドに対向していない第2の位置の間で前記第2の検出器ヘッドを動かすことを特徴とする請求項6に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項8】

前記別の調節可能な連結部には、前記第2の画像プレーンの方向に沿って前記第2の検出器ヘッドをスライド自在に動かすように構成された別の支持アームが設けられ、該別の支持アームが、前記第2の検出器ヘッドを前記第2の画像プレーンの方向に動かして前記第1の位置および前記第2の位置の間で前記第2の検出器ヘッドを動かすことを特徴とする請求項7に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項9】

10

20

30

40

50

前記第 1 の検出器ヘッドの周辺から離れて前記第 1 の画像プレーンの方向に沿って延在する、前記第 1 の検出器ヘッドに連結された圧迫プレートがさらに設けられ、該圧迫プレートが、前記検出器ヘッドが前記第 1 の位置にあるときに前記圧迫プレートが前記検査部位に接触しないように配設され、前記第 1 の検出器ヘッドが前記第 2 の位置にあるときには前記圧迫プレートが前記検査部位に接触するように配設されていることを特徴とする請求項 6 に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項 10】

前記第 2 のコリメータには、第 1 の方向に延在する複数のコリメータ孔を有する第 1 のコリメータ部、および第 2 の方向に延在する複数のコリメータ孔を有する第 2 のコリメータ部、が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の分子乳房画像化装置。

10

【請求項 11】

前記第 1 のコリメータ部が平行孔コリメータ部とされかつ前記第 1 の方向が前記第 2 の画像プレーンに垂直とされ、前記第 2 のコリメータ部が傾斜孔コリメータ部とされかつ前記第 2 の方向が前記第 2 の画像プレーンに対して 0 ~ 90° の角度とされることを特徴とする請求項 10 に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項 12】

前記平行孔コリメータ部が円形の外周を有し、前記傾斜孔コリメータ部が環状でかつ前記平行孔コリメータ部の外周の周りに延在されていることを特徴とする請求項 11 に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項 13】

20

前記第 2 の検出器ヘッドには、前記第 2 のガンマ線検出器に連結されたコリメータスリーブがさらに設けられ、該コリメータスリーブが前記第 2 のコリメータを収容可能に受けるように構成されていることを特徴とする請求項 10 に記載の分子乳房画像化装置。

【請求項 14】

分子乳房画像化 (MBI) モードを含む第一動作モードと、分子乳房画像化誘導生検又は超音波画像化を含む第二動作モードと、で動作可能な分子乳房画像化 (MBI) 装置であって、

支持構造と、

前記支持構造に連結されると共に、第 1 のガンマ線検出器および第 1 のコリメータを有する第 1 の検出器ヘッドと、

30

前記第 1 の検出器ヘッドの近傍において前記第 1 の検出器ヘッドに動作可能に連結された圧迫プレートと、

前記支持構造に連結され、前記第 1 の検出器ヘッドに対して第 1 の位置および第 2 の位置の間で移動するように構成されると共に、第 2 のガンマ線検出器および第 2 のコリメータを有する第 2 の検出器ヘッドと、

を備えた分子乳房画像化装置であって、

前記第 2 の検出器ヘッドが前記第 1 の位置および前記第 2 の位置の間で移動する間、前記圧迫プレートが留置されたままとなるよう構成され、

前記分子乳房画像化装置が前記第一動作モードから前記第二動作モードに変わる前記分子乳房画像化装置の切り換えが、前記第 2 の検出器ヘッドの移動によって可能とされ、

40

前記第 1 の位置において前記第 2 の検出器ヘッドが前記第 1 の検出器ヘッドに対向し、前記第 2 の位置において前記第 2 の検出器ヘッドが前記第 1 の検出器ヘッドに対向していない

ことを特徴とする分子乳房画像化装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はマンモグラフィ (breast mammography) の装置および方法に関する。さらに詳細には、本発明は分子乳房画像化および超音波画像化の統合された装置および方法に関する。

50

【背景技術】

【0002】

ここ数十年、乳癌スクリーニングが特に50歳以上の女性に推奨されてきた。米国では早期発見と高度治療の相乗効果によって、乳癌による死亡率が大幅に減少してきており、他国でも同様の減少が見られる。しかしながら、マンモグラフィスクリーニングが成功したにも関わらず、マンモグラフィが完全なスクリーニング方法とは言い難いことも認識されている。特にマンモグラフィにおける密度の高い乳房(dense breast)の女性において、マンモグラフィの限界が明らかである。マンモグラフィが濃くなるほどマンモグラフィの感度が劣化し、マンモグラフィにおける極度に密度の高い乳房パターンのある女性に対しては、50パーセント以下の感度であることが分かっている。

10

【0003】

増加した密度が乳癌に対する重大な危険要因であるので、マンモグラフィにおける密度の高い場合にマンモグラフィの感度が劣化するので事態が悪化する。密度の高い乳房パターンがより若い女性に高頻度で発生することを考えると、乳癌の高い家族性リスクのある若い女性をスクリーニングする際、マンモグラフィの価値はこの要因のために大幅に低減する。

【0004】

次のマンモグラフィスクリーニングの主要な制限は、女性を乳癌と診断する危険が高いことである。多くの研究によれば、乳癌の高い属性リスク(generic risk)のある女性に対するマンモグラフィの感度が33~43パーセント程度であることが分かっている。これらの研究のほとんどが40歳平均の女性に行われ、これら研究において、密度の高い乳房パターンがマンモグラフィ画像のかかなりの割合で存在するため、マンモグラフィが劣ることが部分的に説明される。

20

【0005】

密度の高い乳房組織の癌の病変の検出の問題に対する可能性のある解決方法に、超音波をこのような被験者に用いることにある。超音波が補助的なスクリーニングに有利であるが、というのは、それが広く利用可能で被験者に良好な耐容性があり、かつ放射線を含むしないことである。しかしながら、補助的な超音波スクリーニングが多くの乳癌を発見できないだけでなく、誤った癌陽性検出および不要な生検のリスクが高いことがある。このように、乳房悪性疾患の単独検出法として乳房全体に超音波を使用することは疑わしい。マンモグラフィとを統合して用いても、この2つの解剖学的な技術には重大な制限がある。超音波で見られる、病変に係る機能的な情報を提供する補完的な方法を提供することは非常に有益である。そのような方法によって、誤った陽性病例の数が大幅に低減され、かつ機能的および解剖学的な異常を示すこれら病変を放射線専門医が評価できる。

30

【0006】

最近の5年間にわたり、乳房画像化に応用された核医学ベースの技術がいくつか開発されている。これらに、陽電子放出マンモグラフィ(positron emission mammography)(PEM)および分子乳房画像化(molecular breast imaging)(MBI)が含まれる。PEMにおいて、乳房が2つの対向する検出器の間に圧迫され、F-18フッ化デオキシグルコースなどの陽電子放出放射線医薬によって放出される511KeVガンマ線が該2つの検出器間の同時の画像化によって検出される。PEM画像が乳房組織によるグルコース利用の画像を提供し、乳房の小さな癌を検出できることを証明した。マンモグラフィや超音波などの解剖学的な技術とは異なり、PEMは密度の高い乳房組織に影響されない。

40

【0007】

次の核医学ベースの技術がMBIである。この技術は1つまたは2つの小さなガンマカメラを用いる。カメラと圧迫パドルの間または2つのガンマカメラの間に乳房が圧迫され、Tc-99mセスタミビなどの単一光子放射線医薬によって放出される放射線がコリメーションの後に検出される。MBIは断層写真撮影を必要としない2次元画像化技術であり、しかしながら、2つの対向するガンマカメラからの情報を用いて、MBIイメージの機能的異常の真の深さが計算される。MBIシステムが、非常に高い感度、たとえば1

50

0ミリメートル以下の病変の検出に対して場合によっては90パーセント以上を示す。加えて、ケースによっては、MBIが乳癌のリスクの高まったときの無症候性女性におけるデジタル、アナログマンモグラフィに比べて3倍の癌を検出できることが分かった。

【0008】

感度の違い以上に、MBIなどの乳房の機能的な画像を提供する技術が従来のマンモグラフィでは発見できない病変を検出できることがある。同様に、ある良性の乳房状態がMBIによって誤って陽性として発見される恐れもあるし、この投与で、超音波で利用可能な解剖学的な情報から、良性のプロセスに容易に特定され得る。現在、超音波システムおよびMBIからの機能的な画像を統合させることは実施されていない。超音波診断は、被験者を仰臥させてからハンドヘルドスキャナが用いられて乳房をスキャンする。MBIは、通常、被験者を座らせて乳房がガンマカメラ間またはカメラおよびパドル間で軽く圧迫されて実施される。MBIはたとえば5～10分程度の撮影時間に10～15ポンドの力の、軽度の圧迫力を用いる。この撮影手順が一般に実質的に痛みの伴わないものと見なされている。MBIおよび超音波診断間で被験者の向きが異なるため、乳房組織の形状が2つのモダリティ間で大幅に異なり、これによって、機能的な病変の場合の解剖学的病変の相互関係が困難となる。超音波診断からの解剖学的画像およびMBIからの機能的な情報の正確な相互位置合わせが現状可能ではない。

10

【0009】

ここ数年にわたり、いくつかの事業者が全体乳房超音波システム(whole-breast ultrasound system)(「WUS」)の開発を手掛けてきている。この開発の主目的は、画像品質の技師または放射線医への依存を低減させ、再現性のある画像技術を提供するである。これらシステムは、従来の乳房超音波と同じように仰臥姿勢の被験者を撮影することを意図している。被験者が仰臥していない場合、WUSシステムが従来の超音波画像よりも仰臥していない被験者により良い被写域を提供する一方で、WUSシステムが乳房組織の到達可能被写域において喪失を被る。そのため、WUSシステムが、仰臥していない被験者姿勢において従来の超音波画像よりも良好な被写域を提供する一方で、MBIなど仰臥しない被験者姿勢を必要とする画像モダリティとの統合に適用するのには未だ制約がある。

20

【0010】

よって、解剖学的および機能上の両方の乳房画像を取得できるMBIシステムを提供することが望ましく、そのような画像は相互位置合わせに適用できて乳房の癌病変の存在の正確で信頼できる評価ができる。さらには、乳房生検がMBIのガイダンスの下で実施されるようなMBIシステムを提供することが望まれる。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明がMBIおよび超音波の統合またはMBIおよび画像案内乳房生検の統合向けに構成された分子乳房画像(「MBI」)を提供して、上記の問題点を解決する。通常、MBIシステムが2つの対向するガンマ線検出器を有し、該検出器の1つのガンマ線検出器が他のガンマ線検出器に対して移動可能に構成されて、その結果、1つのガンマ線検出器が検査部位から離されることによって、超音波画像または画像案内乳房生検ができるようになる。

40

【0012】

本発明の1つの態様において提供されるMBIシステムは、検査部位の近傍に配設された支持構造と、支持構造に連結されて検査部位の第1の部位に沿って延在する第1の検出器ヘッドと、支持構造に連結されて検査部位の第2の部位に沿って延在する第2の検出器ヘッドと、を備える。第1のガンマ線検出器が、支持構造に支持され検査部位の近傍の第1の画像プレーンを画定するように延在された第1のガンマ線検出器と、第1の画像プレーンと実質的に同一面に延在し検査部位および第1の検出器ヘッド間に配置された第1のコリメータ、とを有する。同様に、第2の検出器ヘッドが、支持構造に支持され検査部位

50

の近傍の第2の画像プレーンを画定するように延在された第2のガンマ線検出器と、第2の画像プレーンと実質的に同一面に延在し検査部位および第2の検出器ヘッド間に配置された第2のコリメータ、とを有する。MBIシステムが、前記第1の検出器ヘッドおよび前記支持構造間に配置された調節可能な連結部をさらに有する。該調節可能な連結部が、前記第1の検出器ヘッドが実質的に直接に前記第2の検出器ヘッドに対向している第1の位置、および前記第1の検出器ヘッドが実質的に直接に前記第2の検出器ヘッドに対向していない第2の位置の間に前記第1の検出器ヘッドの動作を許す。

【0013】

本発明の別の態様は、前記調節可能な連結部が回転軸を画定する枢軸を有して、前記第1の検出器ヘッドを前記回転軸を中心に回転させて、前記第1の検出器ヘッドが前記第1の位置および前記第2の位置間で動くことを許す。

10

【0014】

本発明のさらに別の態様は、調節可能な連結部には、第1の画像化プレーン上の方向に沿って第1の検出器ヘッドをスライド自在に動かすように構成された支持アームが設けられ、該支持アームが、第1の検出器ヘッドが該方向に動くことを許して、検出器ヘッドが第1の位置および第2の位置の間で動く。

【0015】

本発明のさらに別の態様は、画像案内乳房生検に適用されるコリメータを提供する。このようなコリメータは、第1の方向に延在する隔壁を有する第1のコリメータ部、および第2の方向に延在する隔壁を有する第2のコリメータ部が設けられている。第1のコリメータ部が平行孔コリメータ部とされ、第1の方向が第2の画像プレーンに実質的に垂直とされ、第2のコリメータ部が傾斜孔コリメータ部とされ、第2の方向が第2の画像プレーンに対して角度0〜90°の間とされる。平行孔コリメータ部が実質的に円形の外周を有し、傾斜孔コリメータ部が環状でかつ前記平行孔コリメータ部の外周の周りに延在されている。コリメータが、たとえば、MBIシステムの第2のコリメータであるか、または単一検出システムに使用されて良い。

20

【0016】

本発明のさらに別の態様は、第2の検出器ヘッドには、前記第2のガンマ線検出器に連結されたコリメータスリーブがさらに設けられ、前記第2のコリメータを置き換え可能に受けるように構成されている。

30

【0017】

上記のおよび他の態様並びに本発明の有利な点が以降の説明から明らかにされる。説明において、その一部を形成する添付図面が本発明の好適な実施形態の図示を目的に参照され示される。このような実施形態が本発明のすべての範囲を必ずしも表すわけではなく、そのために特許請求の範囲が参照され特許請求の範囲を解釈するために本明細書で参照される。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明に用いる代表的な分子乳房画像（「MBI」）システムを示す図である。

【図2】図1のMBIシステムの一部を形成する、超音波検査または自動乳房全体超音波（「WUS」）システムと共に用いられる、代表的なガンマ検出器の分解図である。

40

【図3】図2の代表的なガンマ検出器の正面図である。

【図4】図3の代表的なガンマ検出器の断面図である。

【図5】MBIシステムの一部を形成し、1つのガンマ検出器ヘッドが別のガンマ検出器ヘッドから離れて回転するように構成された代表的な構台実装対向ガンマ検出器ヘッド対の構成を示す図である。

【図6A】MBIシステムの一部を形成し、対向するガンマ検出器ヘッドが別のガンマ検出器ヘッドに対して長手方向に移動するように構成された代表的な構台実装対向ガンマ検出器ヘッド対の構成を示す図である。

【図6B】後退位置の1つのガンマ検出器ヘッド、および延長位置の別のガンマ検出器へ

50

ッドを示す、図 6 A の代表的な構台実装対向ガンマ検出器ヘッド対を示す図である。

【図 7】超音波検査または自動乳房全体超音波システムと共に用いられるように構成された MBI システムの一部を形成する代表的なガンマ検出器ヘッドを示す図である。

【図 8 A】画像案内乳房生検中に使用される代表的なコリメータを示す図である。

【図 8 B】MBI システムの一部を形成する 1 つなどのガンマ線検出器ヘッドに連結された代表的なコリメータスリーブに配置された図 8 A の代表的なコリメータを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

現在の無線案内乳房生検の方式には、X 線または超音波画像からの追加情報を組み込むには性能の制限がある。さらには、このような方式では、病変の位置を特定し生検を実施する機構が提供されるが、病変については何らの補足情報を提供しない。このように、陽子放出マンモグラフィ (「PEM」) および乳房特定ガンマ画像化 (breast specific gamma imaging) (「BSGI」) 用に開発された方式は病変の位置を特定する従来の画像化方式を提供するに過ぎず、どちらも生検処理を改善するまたは加速する革新的情報を何ら組み込まない。PEM および BSGI の両方について画像あたり通常約 10 分の画像化時間の場合、生検処理が生検針の正しい配置を確認するのに必要とされる画像の枚数に依存し長時間の処理となる恐れがある。

【0020】

本発明の MBI システムが解剖学上の相互関係の情報を提供し、該情報が意思決定プロセスにおいて臨床医を補助するのに非常に役立つ。乳房画像化において、異なるモダリティ間で乳房位置が変化するために、これらモダリティ間の検出を、特に良性および悪性組織域が共に存在する複雑なケースにおいて、相互に関係付けることは困難とされる。MBI で取得された画像の増大する取り込み領域を超音波画像上の対応する領域に相互に位置合わせする性能があれば、医者が病変の性質および適切な行為をより良く決定できるようになる。

【0021】

病変位置の先験的知識が利用可能な場合のシステムの感度を改善するように多く設計された特殊設計コリメータの 1 つを本発明の MBI システムが有して良い。これらコリメータが全体乳房を画像化する必要がなく、かわって病変の周辺の乳房領域に焦点を絞ることができる。これらの焦点の絞られたコリメータが空間的解像度を損失することなく MBI システム感度において実質的に感度を上げることができ、一方で、焦点の絞られたコリメータが病変下に位置付けられなければならない。そして、コリメータを乳房の適切な領域に素早く容易に移動させる機構が提供される。

【0022】

図 1 を参照し、分子乳房画像化 (「MBI」) システム 100 には、検出器ヘッド 102 として表される、2 つの対向するカドミウム垂鉛テルル化物 (「CZT」) 検出器が付けられる。特に、検出器ヘッド 102 が上部検出器ヘッド 102 U、および下部検出器ヘッド 102 L を有する。代表的な MBI システムおよびその使用方法が、たとえば「定量的分子乳房画像化の装置と方法」の題名の米国特許同時継続出願第 12 / 515, 369 に記載されており、本明細書に援用される。検出器ヘッド 102 U、102 L それぞれがたとえば 20 × 16 センチメートル (cm) の寸法で改良直立型マンモグラフィ構台 104 に実装される。1 つの実施形態では、検出器ヘッド 102 が Lumagem 3200 SHigh - Performance で、画素サイズ 1.6 ミリメートル (mm) を有する Gamma Medical deas 社製の固体カメラである (ここで、Lumagem は California 州 Northridge の Gamma Medical deas 社の商標である)。

【0023】

検出器 102 の相対的な位置がユーザ制御装置 106 を用いて調節される。特に検出器ヘッド組立 102 が好ましくは圧迫機構として機能するように設計される。したがって

10

20

30

40

50

、このシステム構成によって、乳房の何れの病変および何れの検出器ヘッド102間の最大距離が乳房の厚さの半分とされ、潜在的には、追加の画像化時間や処方を増やさずに小さな病変の検出ができるようになる。MBIシステム100が検出器ヘッド102で取得された信号を処理するプロセッサ108を有して画像を生成して関連のディスプレイ100に表示されて良い。

【0024】

一般に、検出器ヘッド102U、102Lがそれらの間に検査部位112を形成するように配置される。検査部位112が第1の画像化プレーンおよび第2の画像化プレーンに対して画定される。第1の画像化プレーンが、たとえば上部検出器ヘッド102Uが検査部位112に沿って延在されて画定され、第2の画像化プレーンが、たとえば下部検出器ヘッド102Lが検査部位112に沿って延在されて画定される。

10

【0025】

本発明が教示するのは、MBIシステムの検出器ヘッドの1つが、MBIおよび超音波の統合またはMBIおよび乳房生検の統合に適するMBIシステムを提供するように構成され得ることである。他の構成では、検出器ヘッド102の1つが、MBIシステムと併用するために特別に構成された超音波プローブまたはWUS画像化装置と置き換え得る。一般に、MBIおよび超音波画像化の統合、またはMBIおよび乳房生検の統合に適するMBIシステムの構成は、検出器ヘッド102が別のヘッドに対して移動できて、その結果、超音波画像化システムまたは生検装置が乳房に接触可能となる。このように、一般に、MBIシステムが第2の検出器ヘッドに対して第1の位置および第2の位置間で移動するように構成された第1の検出器ヘッドを有して良い。一般に、そのような第1の位置が、2つのヘッドが対向してMBI用に構成された位置とされ、第2の位置が、2つのヘッドが対向せずに、超音波画像化または生検用の、乳房に接触できる位置とされる。たとえば、上部検出器ヘッド102Uが下部検出器ヘッド102Lから離れて回転するように構成されても良く、または検出器ヘッド102が別のヘッドに対して長手方向に移動するように構成されても良い。

20

【0026】

一般に、マンモグラフィの感度が制限されると知られる密度の高い乳房組織を有する女性に対して、このようなシステムがさらに完全な画像化解決法を提供し、また、診療所に幅広く採用されてコスト効率のあるものになる。

30

【0027】

上部検出器ヘッドなどの検出器ヘッド102の代表的な構成は、MBIおよび超音波の統合用に構成されるか、またはMBI案内乳房生検向けに適して構成されて図2～図4に示され、以降に参照する。検出器ヘッド102がガンマ線検出器202、コリメータ204、内部コリメータフレーム206を備える。ガンマ線検出器202およびコリメータ204が、コリメータ204が検出器ヘッド102で画定される画像化プレーンに実質的に平行するように配置される。検出器ヘッドが外部コリメータフレーム208および音響カップリングプレート210を覆って位置付けられる。同時に、外部コリメータフレーム208および音響カップリングプレート210が圧迫プレート212と呼ばれても良い。他の圧迫プレート212の構成が音響カップリングプレートのみであっても良く、音響カップリングプレート210が1つまたは複数の支持部材に連結され、または生検グリッドプレートが外部コリメータフレーム208などの外部フレームに連結される。内部コリメータフレーム206が検出器ヘッド102の凹部で受けられる寸法とされる。さらには、内部コリメータフレーム206が内側の拡がりでコリメータ204を受けられる寸法とされ、その結果、コリメータがガンマ線検出器202の表面に形成された検出アレイ214と一直線上に配置される。例として、検出アレイ214がカドミウム亜鉛テルル化物(「CZT」)検出要素で構成されても良い。外部コリメータフレーム208がその内側の拡がりで音響カップリングプレート210およびコリメータ204を受けて、その結果、コリメータ204が音響カップリングプレート210と接触するようになる。音響カップリングプレート210が外部コリメータフレーム208内に位置付けられ、その結果、音響カ

40

50

ップリングプレート 210 が外部コリメータフレーム 208 と実質的に同一面の表面を形成し、それによって、対象乳房の部分などの検査下の対象部分を受けて圧迫する接触表面を提供する。

【0028】

音響カップリングプレート 210 が低減衰の材料で構成され、好ましくは軟組織として超音波反射性能を有する材料で構成される。代表的な材料にナイロンおよびラテックスがある。また、生検用針が音響カップリングプレート 210 を介して乳房への挿管ができるように音響カップリングプレート 210 が構成されて良い。たとえば、ナイロンメッシュが用いられてホールグリッドで製造されて針が生検用に挿通される。さらには、検出器ヘッド 102 の退去以前に、音響カップリングプレート 210 が乳房を圧迫位置に保持させる。

10

【0029】

超音波画像化用途において、下部検出器ヘッド 102 L によって画像化された病変の正確な位置が超音波プローブを位置決めするのに用いられ、また MBI および超音波画像の相互位置合わせを可能とする。このことは、音響カブラプレート 210 をマーキングすることでより促進され、たとえば、MBI 画像の位置に合うように識別できるグリッドパターンを用いる。また、MBI 画像から特定される病変位置が超音波システムおよび超音波画像上の電子マークに入力され、MBI および超音波情報の相互位置合わせを指図し確認するのに用いられる。

【0030】

20

MBI 案内生検用途において、音響カップリングプレート 210 が生検グリッドプレートを収容する固定フレームで置き換えられても良く、それを介して生検が実施される。代表的な生検フレームが、Mammotome Biopsy System (Mannotome、Cincinnati, Ohio) および ATEC システム (Hologic 社、Bedford, Massachusetts) を含む一般に利用可能な生検装置に用いられるものなど、廃棄可能な生検グリッドプレートを収容するように設計される。

【0031】

現在の MBI 構台は、従来の乳房画像化に適切に設計されるが、MBI システムおよび別の画像化モダリティの統合、または生検装置の導入においては容易に設計されない。よって、MBI システムが検出器ヘッド 102 を備えるように設計されて提供され、該ヘッドが、超音波画像化または生検用であろうが、対象の乳房へ接触できるように移動する。

30

【0032】

ここで図 5 を参照すると、MBI システムの代表的な構成が図示され、該システムが下部検出器ヘッド 102 L から離れて回転できる構台実装蝶番式上部検出器ヘッド 102 U を備えて、超音波画像化または生検用に、対象乳房への接触を提供する。MBI システム 500 がその中または別のトラック 504 に形成される支持構造 502 を有する。支持構造 502 が構台 506 に連結されて MBI システム 500 がいろいろに向く被験者の周りに位置付けられる。トラック 504 に連結されるのは、上部支持アーム 508、および下部支持アーム 510 である。上部検出器ヘッド 102 U が上部支持アーム 508 に連結され、下部検出器ヘッド 102 L が下部支持アーム 510 に連結される。モータ (図 5 では図示せず) が上部支持アーム 508 を駆動し、上部検出器ヘッド 102 U が方向 512 に沿って下部検出器ヘッド 102 L に向うか離れて移動される。上部検出器ヘッド 102 U がその回転軸の回りがかつ回転方向 516 に沿って下部検出器ヘッド 102 L から離れて回転させるヒンジ 514 を、上部支持アーム 508 が有する。上部支持アーム 508 が追加の圧迫支持アーム 518 に連結されても良い。上部支持アーム 508 および圧迫支持アーム 518 が一緒の場合、圧迫支持アーム 518 が上部検出器ヘッド 102 U で乳房の圧迫を実現するよう利用される。

40

【0033】

上記のヒンジ 514 は、上部検出器ヘッド 102 U などの 1 つの検出器ヘッド 102 お

50

よび支持構造 5 0 2 間の調節可能な連結部の一例に過ぎない。一般には、この調節可能な連結部が連結された検出器ヘッドが他の検出器ヘッドに対して移動することを可能とする。さらに一般的には、調節可能な連結部が第 1 の位置および第 2 の位置間の第 1 のヘッドを他の検出器ヘッドに対して移動することを可能とする。たとえば、第 1 の位置が 2 つの検出器ヘッドが実質的に直接に対向している位置で良く、第 2 の位置が 2 つの検出器ヘッドが実質的に直接に互いに対向していない位置で良い。図 5 に図示される構成において、2 つの検出器ヘッドで画定される画像化プレーンが実質的に平行である第 1 の位置で、上部検出器ヘッド 1 0 2 U で画定される画像化プレーンが下部検出器ヘッド 1 0 2 L で画定される画像化プレーンから離れる角度にある。一例では、上部検出器ヘッド 1 0 2 U で画定される画像化プレーンが下部検出器ヘッド 1 0 2 L で画定される画像化プレーンに実質的に直角になるように回転される。また、調節可能な連結部を形成するヒンジ 5 1 4 がやはり回転軸が連結された検出器で画定される画像化プレーンに対して直角とされるように構成されることは理解されよう。

10

【 0 0 3 4 】

乳房の機能的な画像化が上記の M B I システムを用いて実行され、該システムによって乳房の病変の面内位置と共に、その深さおよび投与された放射性核種の相対的な投与量が算出される。M B I 取得が完了すると、次に、圧迫プレート 2 1 2 を留置したまま上部検出器ヘッド 1 0 2 U が退避する。上部検出器ヘッド 1 0 2 U のガンマ線カメラが回転するので、圧迫プレート 2 1 2 が対象の乳房 5 2 0 と物理的に接触したままである。この処理によって乳房 5 2 0 の下部検出器ヘッド 1 0 2 L および圧迫プレート 2 1 2 間で一定の圧迫が維持され、一方で M B I システムが分子画像化モードから超音波画像化または生検モードへ切り替わる。さらに、この乳房 5 2 0 の一定の接触によって、操作モード間が選択されている間の対象の移動が低減される。

20

【 0 0 3 5 】

上部検出器ヘッド 1 0 2 U が乳房 5 2 0 から離れて回転した後、超音波システム 5 2 2 が上部 M B I 検出器に置き換わり、乳房を掃引して、乳房組織の 3 次元画像、または M B I 画像で特定される関心領域の高解像度画像を取得する。W U S システムが図 5 に図示され、従来のハンドヘルド超音波変換器が用いられる。分子および超音波画像化取得の両方が完了すると、M B I および超音波画像が相互位置合わせされる。図 5 に図示の M B I システム構成を用いると、機能的、解剖学的情報が、2 つの画像化モダリティから連続して取得される。結果として、乳房のある程度の動きまたは移動が 2 つの画像化プロセス間で発生しても、画像の位置合わせでこれらの誤差が処理される。

30

【 0 0 3 6 】

この M B I システム構成が有利な点は、従来の超音波では視認できない病変の位置が、M B I 画像上で判断されて特定され、またエラストグラフィ (elastography) などの高度超音波技術から特定され、よって、望めば超音波案内生検も可能となることである。ケースの大半、たとえば 8 0 パーセント以上で、病変がちょうど下部 M B I 検出器で発見され、このように、超音波画像化の間、病変の位置情報が超音波システム上で更新され、病変の位置が M B I から超音波画像化モードの変更で移動していないことが確認されるし、さらにはこれが内部画像化動作誤差に取り組みれることに有用である。

40

【 0 0 3 7 】

構台 5 0 6 が D B I テーブル (Medical Positioning 社、Kansas City、Missouri) などの生検テーブル (biopsy table) と互換となるように設計されても良い。このようなテーブルによって、被験者が上部の乳房を M B I システムに位置付けて横向きに横たわることができる。背中側の支持および被験者の位置が動きを最小にし、腋窩突起 (axillary trail) および後側胸 (posterior-lateral breast) の中に良く当たれる。

【 0 0 3 8 】

上部支持アーム 5 0 8 および圧迫支持アーム 5 1 8 の構造によっては、圧迫プレート 2 1 2 が支持アーム 5 1 8 に取り付けられように構成され、たとえば、図 5 の矢印 5 2 4 で図示されるように、圧迫プレート 2 1 2 が圧迫支持アーム 5 1 8 の適当な大きさの穴に差

50

し込まれる。

【 0 0 3 9 】

さて、図 6 A ~ 6 B を参照すると、構台上部検出器ヘッド 1 0 2 U および下部検出器ヘッド 1 0 2 L を備えた別の M B I システムの代表的な構成が図示され、該システムが互いに対してスライド可能に移動して超音波画像化および生検に対する対象の乳房への接触を提供する。図 5 で図示の構成のように、図 6 A ~ 6 B に図示の構成には、調節可能な連結部が備えられ、第 1 および第 2 の位置間の 1 つの検出器ヘッドの別の検出器ヘッドに対する移動を許す。しかしながら、図 6 A および 6 B で図示の構成において、この調節可能な連結部には支持構造に連結された支持アームが設けられ、該アームによって、検出器ヘッドで画定されるそれぞれの画像化プレーンに同一面である方向に沿って検出器ヘッドの移動が可能となる。図 6 A が第 1 の位置などにある M B I システムを図示し、図 6 B が第 2 の位置などにある M B I システムを図示する。図 5 に図示される M B I システム構成と同様に、この M B I システム構成がそこに形成されたトラック 6 0 4 を有する支持構造 6 0 2 を備える。この支持構造 6 0 2 が構台 6 0 6 に連結されて、M B I システム 6 0 0 が被験者のいろいろな向きの周りに位置付けられる。トラック 6 0 4 に連結されるのは、上部支持アーム 6 0 8 および下部支持アーム 6 1 0 である。上部検出器ヘッド 1 0 2 U が上部支持アーム 6 0 8 に連結され、下部検出器ヘッド 1 0 2 L が下部支持アーム 6 1 0 に連結される。モータ（図 6 に示さず）が上部支持アーム 6 0 8 を駆動して、上部検出器ヘッド 1 0 2 U が方向 6 1 2 に沿って下部検出器ヘッド 1 0 2 L に向うかまたは離れて移動する。

10

20

【 0 0 4 0 】

上部支持アーム 6 0 8 が格納式アーム 6 1 4 を有し、その一方が上部検出器ヘッド 1 0 2 U に、他方が上部支持アーム 6 0 8 に連結される。同様に、下部検出器ヘッド 6 1 0 が格納式アーム 6 1 6 を有し、その一方が下部検出器ヘッド 1 0 2 L に、他方が下部支持アーム 6 1 0 に連結される。格納式アーム 6 1 4、6 1 6 によって、上部検出器ヘッド 1 0 2 U および下部検出器ヘッド 1 0 2 L が互いに対してスライド可能に移動できる。図示の構成において、上部検出器ヘッド 1 0 2 U が長手方向 6 2 2 に沿って支持構造 6 0 2 に向うか離れて移動し、下部検出器ヘッド 1 0 2 L が長手方向 6 2 4 に沿って支持構造 6 0 2 に向うか離れて移動しても良い。超音波画像化または生検を実施するために医師が乳房 6 2 0 に触れる場合、画像化処理中に上部検出器ヘッド 1 0 2 U が格納式アーム 6 1 4 を格納して上部支持アーム 6 0 8 内で支持構造 6 0 2 に向って移動しても良い。同時に、下部検出器ヘッド 1 0 2 L が下部支持アーム 6 1 0 から格納式アーム 6 1 6 を伸長して支持構造 6 0 2 から離れて移動しても良い。釣り合い重り 6 1 8 が下部検出器ヘッド 1 0 2 L に反対端の下部支持アーム 6 1 0 に取り付けられて、下部検出器ヘッド 1 0 2 L が伸長された位置のときに、M B I システム 6 0 0 が平衡して安定を保つ。この M B I システム構成において、圧迫プレート 2 1 2 が音響カップリングプレート 2 1 0 または生検フレームを有するが、図 6 A および 6 B に図示のように、上部検出器ヘッド 1 0 2 U に連結されて上部検出器ヘッド 1 0 2 U に画定される画像化プレーンに実質的に平行になる。

30

【 0 0 4 1 】

さて、図 7 を参照すると、別の統合 M B I 超音波システムの代表的な構成には、W U S システム 7 2 2 などの超音波システムが設けられ、該超音波システムには M B I 検出器ヘッド 1 0 2 と同じようなサイズの超音波パドルが設けられる。代表的な W U S システムが、商標 S o m o V u TM（U-Systems社、Sunnyvale、California）で販売されている統合の超音波プローブおよび圧迫パドル装置を備える。超音波システム 7 2 2 が通常、被験者が仰臥している乳房組織に直接に設置される。次に、オペレータが乳房の自動スキャンを実施する。上記の M B I システムの構成において、W U S パドルが圧迫装置の一部として機能して、W U S パドルおよび M B I 検出器 1 0 2 間で乳房組織を軽く圧迫する。また、M B I システムのこの構成が単一のガンマ線カメラを有する M B I 検出器ヘッド 1 0 2 を備えて、該カメラが乳房 7 2 0 の下に位置付けられる。

40

【 0 0 4 2 】

50

統合 MBI 超音波システムの別の代表的な構成が、超音波システムのエラストグラフィの機能を備える。代表的なシステムが、A i x p l o r eTM (フランス A i x - e n 州、S u p e r S o n i c I m a g i n e 社) の商標で販売されているエラストグラフィの機能を備えた超音波プローブを備える。A i x p l o r e が通常、被験者が仰臥している状態の乳房組織に直接に配置されるように設計される。MBI システムの上記の構成において、A i r p l o r e プローブが音響カップリングプレート 210 の先端に置かれ、せん断波エラストグラフィが MBI 画像に特定された特異投与の領域上で実施される。また、MBI システムのこの構成が単一のガンマ線カメラを有する MBI 検出器ヘッド 102 を備え、乳房 720 の下に位置付けられる。

【0043】

使用において、マンモグラフィと同様の向きで、被験者が着座し、乳房が WUS パドルおよび MBI 検出器 102 によって軽く圧迫される。乳房の機能的な画像化が MBI システムを用いて実施され、同時に WUS システム 722 が乳房 720 の掃引を完了して乳房組織の 3D 画像を取得する。両方の画像取得が完了すると、MBI および WUS の画像が位置合わせされる。この構成の有利なことは、MBI および WUS の両方の画像の同時に取得することによるスキャン時間が短縮され、また、同様の位置合わせ不良に起因した動きアーチファクト (artifact) が軽減される点である。一方で、この構成には、深さ情報が無く、代わりに WUS 画像との位置合わせに対する病変の面内位置のみを提供できる。このように、また WUS によって病変が可視化され、超音波案内生検が予定されまたは望まれた場合に、その正確な位置が決定できる。

【0044】

MBI 案内生検処置を実施するときに、標準の栓止が小さな放射能マーカを含んだ変更されたものに置き換えられて、生検針が MBI 画像で識別される。このマーカがヨウ素 125 (「I - 125」) シード (Iodine-125 seed) で構成されて良い。I - 125 放出の低ガンマ線エネルギーは、27 KeV 程度であるが、マーカからの放出は確実に被験者から取得した Tc - 99 セスタミビ画像と干渉しない。たとえば 15 ~ 500 KeV 放出で画像化可能な CZT 検出器を使用した場合、このマーカが画像化される。下部検出器ヘッド 102 L からの MBI 画像上の病変の位置が生検針の面内座標を決定することに用いられる。病変の深さの見積もりに最初の 2 つのヘッドの画像が用いられる一方で、この条件下で生検を実施する場合の課題は、病変の位置が生検処置中に移動することである。そのため、MBI システムを実時間画像化として構成して、生検処置中の病変の正確な位置に関する情報が更新されて利用可能とされることは有用である。

【0045】

画像案内乳房生検を促進するため、コリメータが特別に設計されて用いられ、MBI システムまたは核医薬ベースの画像化システムの感度を桁単位で向上させる。代表的なこの手のコリメータがたとえば 2 つの部分で構成され、第 1 のコリメータ部が第 1 の方向に沿って延びる隔壁を有し、第 2 のコリメータ部が第 2 の方向に沿って延びる隔壁を有する。例として、第 1 のコリメータ部がコリメータおよびガンマ線検出器で画定される画像化プレーンに実質的に垂直な方向に沿って延びる薄膜を有する平行孔コリメータでも良く、また、第 2 のコリメータ部がたとえば画像化プレーンから 60 度の角度で、画像化プレーンに対して角度の付いた方向に沿って延びる隔壁を有する傾斜孔コリメータでも良い。

【0046】

例として、第 1 のコリメータ部および第 2 のコリメータ部を有する代表的なコリメータの 1 つの構成の断面図が図 8 A に図示される。図示の構成において、コリメータ 800 が平行孔部 802 および円錐形の傾斜孔部 804 を備える。円錐形の傾斜孔部 804 が、たとえばコリメータ 800 およびガンマ線検出器 (図 8 に図示されている) で画定される画像化プレーンに対して 60 度の角度が付けられても良い。この構成において、一般に第 2 のコリメータ部が第 1 のコリメータ部の周囲に配置される。たとえば、平行孔コリメータ部 802 が円形で傾斜コリメータ部 804 が平行孔コリメータ部 802 に向って傾いている。コリメータ 800 が病変の下方に正確に位置付けられたことが平行孔部 802 で

確認できるので、生検針が乳房の下部を貫通する可能性が低減され、よって、コリメータ 800 が衝撃を受けることが低減される。

【0047】

平行孔部 802 が病変 808 の平行孔画像 806 を生成する。病変 808 がコリメータ 800 から十分に離れていると、病変が複数の傾斜孔画像 810 を生成する。病変 806 が傾斜孔画像 810 ではなく平行孔画像 806 のみを生成する場合、該病変 806 がコリメータ 800 に近すぎることになる。この例の場合、生検針が乳房を貫通しコリメータ 800 から鉛で汚染され、これら汚染物が乳房 520 に挿入される。このように、傾斜孔画像 810 ではない平行孔画像 806 のみを生成する場合、生検を安全に実施するために、病変が下部検出器ヘッド 102L に近付きすぎて位置付けられると考えられる。この場合、下部検出器ヘッド 102L が再び設置されて、病変 808 が下部検出器ヘッド 102L の近傍に近付きすぎないようにされる。傾斜孔コリメータ部 804 および平行孔コリメータ部 802 の傾斜孔の角度が領域 812 のサイズおよび形状を決め、生検を安全に実施するために病変がそこに近付きすぎないように考慮される。病変がこの領域 812 内に位置付けられたとき、病変が傾斜孔画像を生成せずに、生検を安全に実施するために、病変がコリメータ 800 に近付きすぎていることを示す。

10

【0048】

図示の構成において、平行孔部 802 の直径 D が次式で決定される。

【0049】

$$D = 2h \cdot \tan(\theta) \quad (1) \text{式}$$

20

【0050】

ここで、h が領域 812 の高さ、 θ が傾斜孔コリメータ部 804 の穴の角度である。例として、領域 812 が高さ 2 センチメートル、孔の角度 30 度の場合、平行孔コリメータ部 802 の D は 2.3 センチメートルに設定される。このコリメータ設計を用いると、平行孔画像 806 の小さなホットスポットとして見れる病変が傾斜孔画像 810 の活性のリング (ring of activity) として観察される。腫瘍の深さが平行孔コリメータ部 802 の直径から算出される。

【0051】

上記のコリメータ 800 が、病変を視覚化するために病変の下に必ず位置付けられるので、コリメータ 800 が、図 8B に図示のように、下部検出器ヘッド 102L に連結されるコリメータスリーブ 816 の中にスライドできるトレイ 814 に搭載されて良い。鉛またはタングステンプレートが用いられて検出視野がコリメータ 800 の領域に限定されても良い。このトレイ 814 がコリメータスリーブ 816 の中にスライドして病変 808 の下に位置付けられる。この配置を用いて、様々な種類のコリメータの設計が提供できる。たとえば、様々な直径の平行孔コリメータ、または様々な角度の傾斜孔部を有するコリメータが設計でき、かつ画像化用途によってはトレイ 814 から交換できる。同様に、従来の平行孔コリメータが必要に応じてトレイ 814 にやはり位置付けられても良い。このように、様々な乳房厚みが同じ MBI システムに容易に収容できる。例として、乳房の厚さ 6 センチメートルまでに対して、おおよそ 6.9 センチメートル幅のコリメータが必要とされ、乳房の厚さ 6 センチメートル以上に対して、深い病変を確実に視覚化するさらに浅い角度にコリメータが設計され、一方で幅約 7 センチメートルの固定コリメータサイズを維持される。

30

40

【0052】

診療使用において、上記の円錐コリメータが病変の下に位置付けられて生検される。胸壁に近い病変、すなわち、円錐コリメータの直径の半分内の病変に対して、コリメータの半円バージョンが設計されて乳房のこの部分を視覚化する。完全円錐コリメータの感度の半分しか持たないが、このようなコリメータが従来のコリメータに対して感度で 5 倍などの利得を有し、かつ、胸壁に近いまたは腋窩突起の英語 "腋窩突起内の病変" の生検が可能となる。

【0053】

50

本発明が１つまたは複数の好適な実施形態について説明されてきたが、これら説明されたものとは別に、等価、交換、および変更が多く可能であって、かつ特許請求の範囲内であることは明らかである。

【図１】

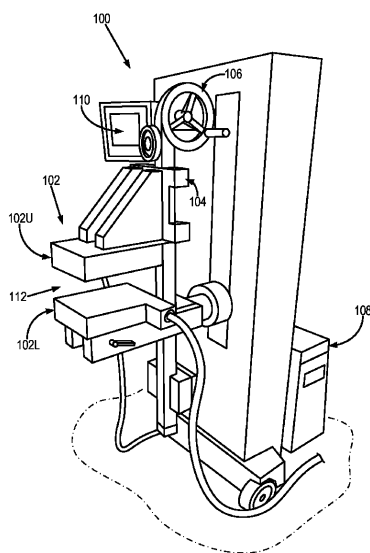


FIG. 1

【図２】

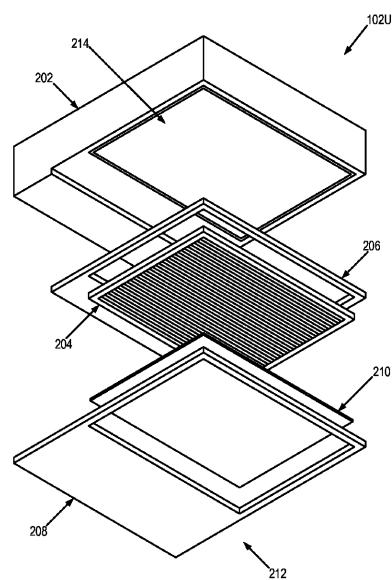


FIG. 2

【図 3】

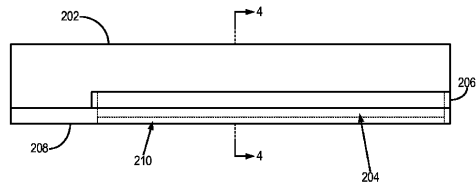


FIG. 3

【図 4】

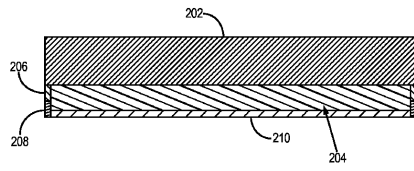


FIG. 4

【図 5】

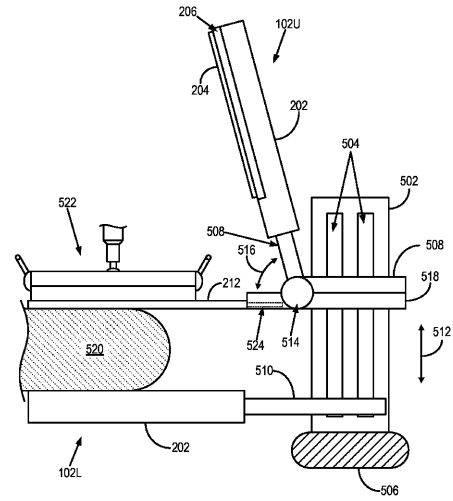


FIG. 5

【図 6 A】

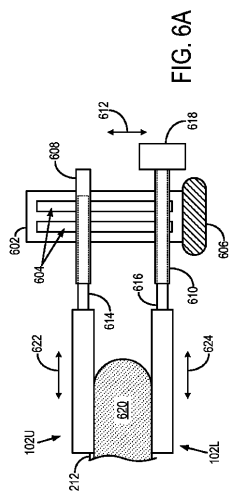


FIG. 6A

【図 6 B】

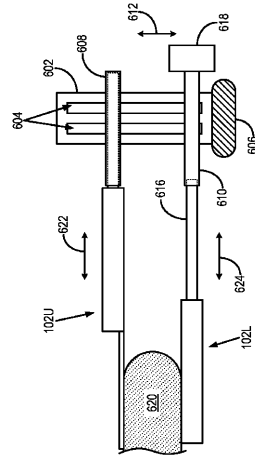


FIG. 6B

【図 7】

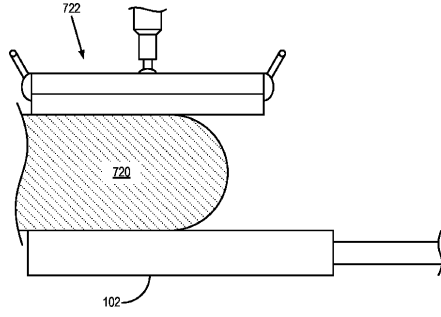


FIG. 7

【図 8 A】

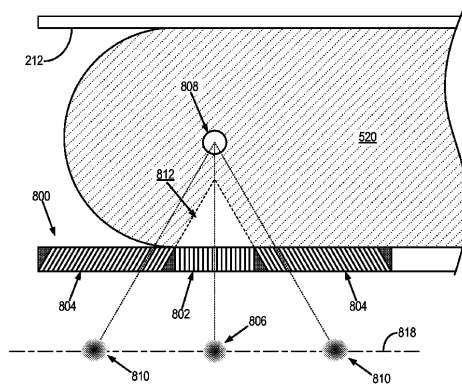


FIG. 8A

【図 8 B】

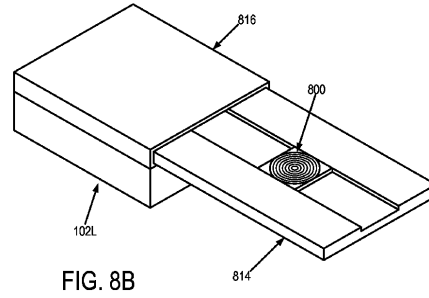


FIG. 8B

フロントページの続き

(74)代理人 100110733

弁理士 鳥野 正司

(72)発明者 オコーナー、マイケル、ケイ

アメリカ合衆国 ミネソタ州 55902、ローチェスター、24 ストリート エスダブリュ
518

審査官 田邊 英治

(56)参考文献 特表2010-512517(JP,A)

米国特許出願公開第2003/0197127(US,A1)

米国特許出願公開第2010/0030078(US,A1)

米国特許第06731966(US,B1)

特開昭55-097949(JP,A)

特開2011-007795(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/161

专利名称(译)	分子乳房画像化装置		
公开(公告)号	JP5920792B2	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	JP2013513286	申请日	2011-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	梅约医学教育与研究基金会		
申请(专利权)人(译)	梅奥电话庸天的医学教育和研究		
当前申请(专利权)人(译)	梅奥电话庸天的医学教育和研究		
[标]发明人	オコーナーマイケルケイ		
发明人	オコーナー、マイケル、ケイ		
IPC分类号	G01T1/161 A61B8/00		
CPC分类号	A61B6/502 A61B6/037 A61B6/0414 A61B6/4057 A61B6/4258 A61B6/4291 A61B6/4417 A61B6/5247 A61B8/0825 A61B8/4416 A61B8/485 A61B90/11 G21K1/025		
FI分类号	G01T1/161.B A61B8/00		
代理人(译)	泷野秀雄 川崎孝雄 津田俊明		
优先权	61/350644 2010-06-02 US		
其他公开文献	JP2013530394A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

MBI和分子乳房成像 (“MBI”) 配置用于整合超声成像或MBI引导的活组织检查。在一个实施例中，系统的MBI部分设有两个相对的伽马射线探测器，而在另一种配置中，提供一个伽马射线探测器。在两种检测器配置中，提供压缩板，其与检查对象接触并施加会聚光。伽马射线检测之一被配置为相对于其他检测器可移动，使得伽马射线检测器远离检查部位移动，使得超声或乳房活检装置可以接触乳房。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第5920792号 (P5920792)
(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016. 5. 18)	(24) 登録日 平成28年4月22日 (2016. 4. 22)	
(51) Int. Cl. G 0 1 T 1/161 (2006. 01) A 6 1 B 8/00 (2006. 01)	F I G 0 1 T 1/161 A 6 1 B 8/00	B
請求項の数 14 (全 17 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-513286 (P2013-513286) (98) (22) 出願日 平成23年6月1日 (2011. 6. 1) (68) 公表番号 特表2013-530394 (P2013-530394A) (43) 公表日 平成25年7月25日 (2013. 7. 25) (86) 国際出願番号 PCT/US2011/038698 (87) 国際公開番号 WO2011/153195 (87) 国際公開日 平成23年12月8日 (2011. 12. 8) (87) 審査請求日 平成26年5月16日 (2014. 5. 16) (31) 優先権主張番号 61/350, 644 (32) 優先日 平成22年6月2日 (2010. 6. 2) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(73) 特許権者 510264187 メイヨ ファウンデーション フォー メデ イカル エジュケーション アンド リサ ーチ アメリカ合衆国 ミネソタ州 5 5 9 0 5 、ローチェスター、ファースト ストリ ト エスイー 2 0 0 (74) 代理人 100134832 弁理士 瀧野 文雄 (74) 代理人 100060690 弁理士 瀧野 秀雄 (74) 代理人 100070002 弁理士 川崎 隆夫 (74) 代理人 100165308 弁理士 津田 俊明	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 分子乳房画像化装置		