

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5033307号
(P5033307)

(45) 発行日 平成24年9月26日 (2012. 9. 26)

(24) 登録日 平成24年7月6日 (2012. 7. 6)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/04 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 Z

A 6 1 B 5/0408 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 0 0 E

A 6 1 B 5/0492 (2006. 01)

A 6 1 B 10/00 T

A 6 1 B 10/00 (2006. 01)

請求項の数 15 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2004-551717 (P2004-551717)
 (86) (22) 出願日 平成15年11月5日 (2003. 11. 5)
 (65) 公表番号 特表2006-505352 (P2006-505352A)
 (43) 公表日 平成18年2月16日 (2006. 2. 16)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/035122
 (87) 国際公開番号 W02004/043253
 (87) 国際公開日 平成16年5月27日 (2004. 5. 27)
 審査請求日 平成18年11月2日 (2006. 11. 2)
 (31) 優先権主張番号 60/424, 568
 (32) 優先日 平成14年11月7日 (2002. 11. 7)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 503035729
 ウィシス テクノロジー フォンデーショ
 ン インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 5 3 7 0 7 - 7 3 6 5
 ウィスコンシン マディソン ウォルナッ
 ト ストリート 6 1 4
 (74) 代理人 100070002
 弁理士 川崎 隆夫
 (74) 代理人 100076439
 弁理士 飯田 敏三
 (72) 発明者 グレゴリー, クリストファー ウィリア
 ム
 アメリカ合衆国 5 3 2 1 7 ウィスコン
 シン ホワイトフィッシュ ベイ イース
 ト フェアモント アベニュー 1 5 5
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 異質部分を含む実質的に均一な対象の電気的特性画像を作成する方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象の電気的特性を示す画像を作成するために電気的特性イメージングシステムを操作する方法であって、

a) 前記対象の表面と電気接続するセンサエレメントアレイの複数のセンサエレメントのそれぞれに、電圧を印加するステップと、

b) 前記対象に印加された電圧から生ずる、前記それぞれのセンサエレメントにおける表面電荷を測定するステップと、

c) 前記表面電荷測定値を変換するステップと、

d) 前記対象の表面輪郭を示す情報を使用して前記対象の電気的特性の見積りを作成するステップと、

e) 前記変換された表面電荷測定値および前記対象の電気的特性の見積りから、前記対象の全体にわたる電気的特徴値を計算するステップと、

f) 前記計算された電気的特徴値から、前記対象の電気的特性の画像を作成するステップと、

を含む

ことを特徴とする電気的特性イメージングシステムを操作する方法。

【請求項 2】

前記ステップ c) が、前記表面電荷測定値をフーリエ変換することを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の対象の電気的特性イメージングシステムを操作する方法。

10

20

【請求項 3】

前記ステップ d) が、

i) 前記対象の表面輪郭を測定すること、および、

i i) 測定された表面輪郭測定値を使用して、前記対象の物理的モデルを作成することを含む

ことを特徴とする請求項 1 に記載の対象の電气的特性を示す画像を作成する電気的特性イメージングシステムを操作する方法。

【請求項 4】

前記ステップ d) i i) が、前記変換された表面電荷測定値を表面電荷測定値の初期見積りと比較することを含む特徴とする請求項 3 に記載の電気的特性イメージングシステムを操作する方法。

10

【請求項 5】

前記ステップ e) が、

i) 前記対象の電気的特性の見積りから作成される表面電荷パターンの見積りを計算すること、

i i) 前記表面電荷パターンの見積りをフーリエ変換すること、

i i i) 前記フーリエ変換された表面電荷パターンの見積りを前記フーリエ変換された表面電荷測定値と比較すること、および、

i v) 前記対象の電気的特性の見積りを変更し、前記フーリエ変換された表面電荷パターンの見積りと前記フーリエ変換された表面電荷測定値の間の差が所定の量より小さくなるまで、前記ステップ i)、i i)、i i i) を繰り返すこと
を含む

20

ことを特徴とする請求項 2 に記載の電気的特性イメージングシステムを操作する方法。

【請求項 6】

前記ステップ d) が、

i) 前記対象の表面輪郭を測定すること、および、

i i) 前記表面輪郭測定値および前記電気的特性の見積りの対応する複数のセットを使用して、前記対象の複数の物理的モデルを作成することを含む

ことを特徴とする請求項 5 に記載の電気的特性イメージングシステムを操作する方法。

30

【請求項 7】

前記ステップ e) が、

v) 前記電気的特性の見積りのセットのそれぞれについて、前記ステップ i)、i i)、i i i)、および i v) を繰り返すこと、および、

v i) 前記フーリエ変換された表面電荷パターンの見積りと前記フーリエ変換された表面電荷測定値との間の最小の差を生ずる前記電気的特性の見積りを選択すること
をさらに含む

ことを特徴とする請求項 6 に記載の電気的特性イメージングシステムを操作する方法。

【請求項 8】

前記対象がヒトの乳房であり、

前記ステップ d) が、i) 前記乳房の輪郭を測定することを含む

ことを特徴とする請求項 1 に記載の電気的特性イメージングシステムを操作する方法。

40

【請求項 9】

光ビームのアレイを確立し、前記乳房を前記光ビームのアレイ内に配置し、どの光ビームが前記乳房によって遮断されるかを判定することによって、前記乳房の輪郭が測定されることを特徴とする請求項 8 に記載の対象の電気的特性を示す画像を作成する電気的特性イメージングシステムを操作する方法。

【請求項 10】

対象の電気的特性を決定する電気的特性イメージングシステムであって、

前記対象を収容する空洞を画定する容器と、

50

前記容器によって支持され、前記対象の周りに配設される金属電極のアレイと、
前記容器によって支持され、前記空洞を通して延びる光ビームを生成するように操作される発光デバイスのアレイと、
前記容器によって支持され、前記光ビームのうちの各光ビームを受け取るように配置された光センサのアレイと、
前記光センサによって生成された信号に基づいて前記空洞内に設置された前記対象の輪郭を決定する手段と、
前記金属電極のアレイに電圧を印加する手段と、
前記各金属電極において生成される結果として得られる電荷を測定する手段と、
前記決定された対象の輪郭を用いて前記対象の電気的特性の初期見積りを作成する手段と、
前記対象の電気的特性の初期見積りと前記金属電極において生成された電荷測定値とを用いて、前記対象の電気的特性を計算する手段と、
を有する
ことを特徴とする対象の電気的特性を決定する電気的特性イメージングシステム。

10

【請求項 1 1】

既知の電気的特性を有する流体が、前記容器内に含まれ、前記対象の表面および前記金属電極と接触することを特徴とする請求項 1 0 に記載の対象の電気的特性を決定する電気的特性イメージングシステム。

【請求項 1 2】

20

前記流体が、前記対象の前記電気的特性に一致する生理食塩水であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の対象の電気的特性を決定する電気的特性イメージングシステム。

【請求項 1 3】

前記システムの温度をほぼ一定温度に維持する温度コントローラを含むことを特徴とする請求項 1 0 に記載の対象の電気的特性を決定する電気的特性イメージングシステム。

【請求項 1 4】

前記流体をほぼ一定温度に維持する温度コントローラを含むことを特徴とする請求項 1 1 に記載の対象の電気的特性を決定する電気的特性イメージングシステム。

【請求項 1 5】

前記対象がヒト被験者の乳房であり、前記容器が、支持構造に取り付けられ、それによって、前記ヒト被験者が前記支持構造によって支持されると、前記乳房が前記空洞内で下方に延びることを特徴とする請求項 1 0 に記載の対象の電気的特性を決定する電気的特性イメージングシステム。

30

【発明の詳細な説明】

【関連出願の相互参照】

【0 0 0 1】

本出願は、2 0 0 2 年 1 1 月 7 日に出願され、「METHOD AND APPARATUS FOR PRODUCING AN ELECTRICAL PROPERTY IMAGE OF SUBSTANTIALLY HOMOGENEOUS OBJECTS CONTAINING INHOMOGENEITIES」と題する米国仮特許出願第 6 0 / 4 2 4 , 5 6 8 号の利益を主張する。

40

【発明の背景】

【0 0 0 2】

本発明は電気的イメージング技術、さらに詳しくは、腫瘍などの異質部分を除いて組成が実質的に均一である、ヒトの乳房などの対象の正確な電気的特性値により、高解像度画像を作成するための装置および方法に関する。

【0 0 0 3】

新しい医療イメージングモダリティに対する需要は、既存のイメージングモダリティを使用しては現在識別可能ではない組織特徴を識別する必要によって高まっている。肺がんに次いで、乳がんは、依然として女性にとって最も致命的ながんであり、米国国立がん研究所(National Cancer Institute)によれば、2 0 0 1 年に約 4 0 , 2 0 0 人の女性の

50

命を奪った。2001年に192,000の新たな乳がんの事例が存在した。米国の約2千8百万人の女性が、毎年、乳がんのスクリーニングを受けている。

【0004】

スクリーニング段階では、高い割合の乳がんが検出されない。調査が示すところでは、乳がんの20%~50%が、スクリーニング段階で検出されないままとなる。早期検出に対する動機は大きく、早期段階で検出される乳がんは、11,000ドルの平均治療費および約96%の5年生存率を有するが、末期乳がんは、治療するのに平均で140,000ドルかかり、5年生存率は20%に低下する。医療専門家は、がん性組織を判定するために費用のかかる生検に頼ることが多い。これらの手技は、速くも、患者に優しくもない。がん性腫瘍の放射線治療は、がん性細胞の完全な破壊を確実に行うために、腫瘍領域の全体にわたって広範囲に、かつ、過剰に適用される。明らかに、乳がんを検出し、放射線治療処置中におけるがん性細胞破壊をリアルタイムで追跡するための、より優れたイメージング技術の必要性が存在する。

10

【0005】

X線マンモグラフィは、乳がん検出のための好ましいモダリティである。デジタルシステムの開発、および、x線フィルムを走査することによって、医師が疑わしい病巣を識別するのを助けるコンピュータ支援診断(CAD)の使用に伴い、マンモグラフィシステムの販売の大幅な増加が期待される。しかしながら、先に述べたように、多数のがんは、x線マンモグラフィを使用して検出されず、x線被爆を低減するために、乳房圧迫技法が使用され、検査を苦痛なものにしている。

20

【0006】

疑わしい病巣が見つかった後、標準的な処置は、生検を実施することである。外科生検は、悪性の可能性が高い疑わしい病巣について推奨されるが、穿刺吸引(fine-needle aspiration)細胞診(FNAC)およびコア生検は、費用がかからず、有効な代替である可能性がある。FNACとコア生検は共に、外科生検の数を減らし、患者の不安をなくし、処置のコストを低減するのに役立ってきた。しかしながら、コア生検は、浸潤(invasive)がんを示すことにしばしば失敗してきた。また、FNACとコア生検は共に、悪性細胞を標的から離れたところに変位させる可能性があり、誤診をもたらす。

【0007】

米国がん協会(American Cancer Society)によれば、乳房生検の約80%は良性である。このため、テラヘルツパルスイメージング(TPI)、赤外を含む熱および光学イメージング技法、蛍光および電気インピーダンスイメージングを含む、新しい侵襲性の少ない技術が開発されてきた。ほとんどの場合、これらの技術は、コンピュータ断層撮影法、磁気共鳴イメージング、陽電子放出断層撮影法、超音波、および、PET-CTなどのハイブリッドシステムを含む、従来のイメージングモダリティに次ぐものとして追求されている。

30

【0008】

正常細胞に対するがん性細胞の生化学的特性は、3つの因子、すなわち、ナトリウム、カリウム、および他のイオンの細胞内含量の増加、水の細胞内含量の増加、および、細胞膜の電気化学的特性の著しい差を特徴とする。ナトリウム、カリウム、および他のイオンの細胞内濃度の増加によって、細胞内の導電率が高くなる。同様に脂肪質の細胞が、がん性細胞を取り囲む時に、水が脂肪より良好な導電体であるために、水含量の増加によって導電率が高くなる。そして、最後に、がん性細胞の細胞膜における生化学的差によって、誘電率が高くなる。

40

【0009】

乳がんの研究では、3つの別個の組織の分類、すなわち、腫瘍バルク(tumor bulk)、浸潤性縁部(infiltrating margins)、および遠方(正常)組織(distant(normal)tissue)が説明されている。病巣の中心は、腫瘍バルクと呼ばれ、高い割合のコラーゲン、弾性線維、および多くの腫瘍細胞を特徴とする。腫瘍細胞がわずかであること、および大部分が、影響を受けていない乳房組織内で正常に分布したコラーゲンと脂肪であることが浸潤性

50

縁部を特徴付ける。最後に、遠方組織（病巣から2 cm以上離れている）は、正常組織とみなされる。

【0010】

がん性組織の特徴付けは、2つのグループ、すなわち、部位内(in situ：非浸潤性)病巣および浸潤性病巣に分けられる。部位内病巣は、病巣がそこから発生した上皮組織内に閉じ込められたままになる腫瘍である。腫瘍は、基底膜を超えず(cross)、したがって、腫瘍および健康な組織は、同じ性質である（上皮性）。そのため、部位内病巣の電気インピーダンスは、巨視的な導電率（ナトリウムおよび水の増加によって影響を受ける）および誘電率（細胞膜の電気化学的性質の差によって影響を受ける）に影響を与えることになる悪性細胞の量によって決まる。

10

【0011】

対照的に、浸潤性病巣は、基底膜を通過する腫瘍である。悪性組織は、正常組織と異なる性質を有する（上皮対脂肪）。上皮組織は、ぎっしり詰まり、密である。脂肪組織は、ほとんどがトリグリセリドである大細胞で構成される。これらの構造上の差は、以下の影響を与える。第1に、正常組織は細胞密度が低い。第2に、正常組織の細胞液は、上皮細胞ほどには豊富ではない。一般に、上皮細胞の半径は、脂肪細胞の半径より小さく、このことから、本発明者らは、がん性細胞の半径は正常細胞の半径より小さいと結論付ける。がん性細胞対正常細胞の分数容積(fractional volume)に与える影響は、がん性細胞の分数容積が、正常細胞より大きいことである。その理由は、上皮の固体群(population)が、正常な脂肪細胞より大きいためである。最後に、がん性細胞の細胞内導電率は、正常細胞の細胞内導電率より大きいことに、本発明者らは留意する。同様に、（正常細胞とがん性細胞の間の大きな空間のために）細胞外の流体が豊富なため、細胞外導電率は大きい。そのため、浸潤した組織の導電率は、正常組織より大きいことになる。

20

【0012】

1950年代以来、一部の研究者は、生物学的組織の電気的特性を測定し、表にしてきた。ヒトの組織の電気的特性（導電率および誘電率）は、周波数依存性（分散）を示す。D. C. ~1 GHzの範囲の周波数において、3つの分散領域（ α 、 β 、および γ ）が存在する。組織におけるこれらの分散は、細胞数、細胞形状、および細胞の向き、ならびに、組織の化学組成（すなわち、間隙性空間および細胞質の組成およびイオン濃度）によって決まる。

30

【0013】

種々の調査が示すところでは、生物学的組織の固有抵抗値は多くの理由で変わる。たとえば、がん性腫瘍は、周囲の健康な組織に比べて、2桁大きい（100倍の）導電率および誘電率を有する。医療治療の適用によって、組織の電気的特性の変化も生ずる。放射線によって治療された筋肉組織の場合、組織インピーダンスに対する大きな変化が報告されている。大きな変化は、ハイパーサーミア治療中の、低周波での骨格筋の電気インピーダンスにおいて起こり、電気的特性のこの変化は、細胞壊死の始まりを予示する。

【0014】

電気インピーダンス断層撮影法(EIT)は、対象内のインピーダンス分布をマップするプロセスである。このマップは通常、電流の印加およびその対象の境界に沿う電位差の測定から作成される。3つの種類のEITシステム、すなわち、電流注入デバイス、印加式電位デバイス、および誘導デバイスが存在する。HendersonおよびWebsterは、インピーダンス分布の全体のマップを作成した、インピーダンスカメラとして知られるデバイスを初めて導入した。Sheffieldのシステムおよびそれを具体化したものは、第1世代のEITシステムである。80年代の後期に、LiおよびKrugerは、誘導電流デバイスについて報告している。こうしたシステムでは、コイルの組み合わせ体が、試験下の対象の周りに設置される。コイル内の変化する電流によって、変動する磁界が生成され、磁界は次に、試験下の対象に電流を誘導する。他の駆動方法と同様に、電極を、対象の境界上に設置して、境界に沿う電位降下を測定する。

40

【0015】

50

そのような電気的特性イメージング技術は、しばしば、「インピーダンス断層撮影法」といわれる。最も慣用的な電気的特性イメージング技法は、1) 複数の電極またはセンサを測定すべき試料に直接付着させる（医療適用では、試料はヒトの身体である）および、2) 電流が順次各電極を通じて試料に注入され、引き続いての電圧が測定されることを前提としている。したがって、これらの慣用的イメージング技法は「定電流／測定電圧」スキームを行う。

【0016】

そのような慣用的電気的特性イメージング技法から離れて、本発明者らのうちの一人は、米国特許第4, 493, 039号に開示されているように、測定すべき対象の外部のアレイにセンサを配列した。さらに、試料のイメージングの間に、電流を測定しつつ、交流電圧を固定された振幅にて印加した。対象とセンサアレイの間の空間をインピーダンス整合媒体で満たすことによって、係属中の特許出願WO99/12470に記載されているように、この手法はさらに改良された。加えて、測定された表面電荷に基づく内部電荷分布を計算するための2つの技法が記載されており、これは、スケールファクター法および反復法と言われる。反復法およびスケールファクター法は、X線CTシステムのような関連イメージングシステムから得られた内部構造の幾何学形状を初めに判断することを必要とする。また、反復法は、各領域の電気的特性を最初に仮定することも要し、その後、仮定の有効性をチェックするために、境界における予測された電流の順方向計算を行う。このプロセスを仮定が測定された値に近い境界電流を生じるまで反復する。スケールファクター法は、「ルックアップ」テーブルまたは神経ネットワークアルゴリズムを作成し、これにより、モデル計算の莫大なデータ組を用い、試料の電気的特性または内部を外的に測定されたパラメータと相関させることが可能となる。モデルの制限、そしてデータ組のサイズを合理的に維持するために結果を外挿する必要性のため、スケールファクター法は精度が制限されるが、試料のおおよその電気的特性を前もって知っておく必要はない。事実、スケールファクター計算の結果は、反復法の初期見積り値となり得る。両法はコンピュータにより集中的に行われる。

【発明の概要】

【0017】

本発明は、過剰な計算時間を必要とすることなく、また、CTまたはMRI画像に基づく初期見積りを必要とすることなく、対象の電気的特性の正確な画像を作成する装置および方法を提供することによって、従来の電気的パラメータイメージング技法に関連する問題を解決する。

【0018】

より詳しくは、ほぼ均一な構造を有する、ヒトの乳房などの対象をイメージングする時に、既知の電圧を印加した時に境界に蓄積した電荷に加えて、対象の外側境界の場所が検出される。対象の外側境界の形状が分かれば、対象の全体にわたる特性の初期見積りを使用して、電気的特性のイメージング手順を使用することができる。腫瘍などの異常は、センサ上で、蓄積された電荷に対する特別な寄与として見られ、これらの特別な電荷の寄与を使用して、内部の異常の位置が特定され、そのサイズおよび電気的特性を測定することができる。

【0019】

本発明の一般的な目的は、個別の断層撮影画像を必要とすることなく、電気的特性画像を作成することが可能である、電気的特性イメージング方法およびシステムを提供することである。対象の周辺境界の場所は、電気的特性測定センサと交互に配置した光源および光学センサのアレイを使用して検出される。こうして、対象境界は、位置が特定され、電気的特性センサによって行われた電荷測定と共に自動的に登録される。

【0020】

本発明の、上述の、また、他の目的および利点は、以下の説明から明らかになるであろう。説明において、説明の一部を形成し、本発明の好ましい実施形態が例として示される、添付図面が参照される。しかしながら、こうした実施形態は、必ずしも本発明の全範囲

を示しておらず、したがって、本発明の範囲を解釈するために、添付の特許請求の範囲および本明細書が参照される。

【好ましい実施態様の説明】

【0021】

本発明のイメージング技法の基礎となる数学的理論を図2～図4を参照して説明する。図2は、領域F 206が試料204と表面202の間のスペースであるように、表面202によって囲まれた、試料204および内部領域F 206を含む閉鎖体積空間 (closed volume space) 200の平面図である。試料204は、サブ領域A 208、サブ領域B 210、サブ領域C 212、サブ領域D 214およびサブ領域E 216と便宜的に表された複数の結合されたサブ領域を含む。各サブ領域208～216は、ヒト被験者の異なる組織のような異なる材料から成るものであってもよい。

10

【0022】

或る特定の周波数 (f) における電磁場を閉鎖体積空間スペース200中の試料204に印加すると、例えば各サブ領域208～216の誘電率および伝導率の電気的特性に違いがある場合の、試料204の各サブ領域208～216の間の境界のように、電気的特性が変化する場所でのみに全電荷は生じる。これらの全電荷は、今度は、閉鎖体積空間200の表面の全電荷の再分布を誘導する。これらの誘導された電荷分布は、(独立して自由に動く) 見掛け電荷ならびに閉鎖体積空間200の表面202に位置する分極電荷双方に由来すると評価される。表面202の電荷は、全(見掛け+分極)電荷でもあり、ここに、表面202上の或る一点の全電荷は大文字「Q」で示され、他方、閉鎖体積空間200の内部の一点の全電荷は小文字「q」で示される。全電荷Qの測定は、電荷Qの実際の測定、または電荷Qの経時的変化の率である電流の小さな増分1に由来する電荷Qのいずれかを含むことができることに注意することが重要である。

20

【0023】

表面202上の一点における全電荷Q、および内部の一点における全電荷qは電磁気学理論を介して関連付けることができる。時間により変化する電場が電気媒体に適用されると、それらは媒体中に電流を誘導する。これらの電流は、今度は、ファラデーの法則に従い、かけられた電場に加えて、電場を誘導することができる時間により変化する磁場を生じる。電場に対するこの余分な寄与は低周波数においてはわずかであり、無視することができる。本発明者らはこのいわゆる「準静的」近似を用いる。静電気学の基本的理論によれば、内部全電荷qおよび表面202上の全電荷Qは一意的に関連する。

30

【0024】

図3は、表面202上の一点302における全電荷Qと内部の一点における全電荷qの間の、グリーン関数を介して関連付けられる関係を示す閉鎖体積空間200の平面図である。具体的には、グリーン関数は、表面202上の点jにおける全電荷Qを点iにおける内部全電荷qと関係づける。

【0025】

【数1】

$$q_i \leftrightarrow Q_j$$

40

【0026】

この関係は、試料204の内部サブ領域208～216の電気的特性についての所望の情報を提供する。図3は、この議論で用いる座標系および関連幾何図形的配列のいくつかを示す。場の点304、源の点306および表面の点302についての座標系で用いる表記は、各々、

【数2】

$\bar{x}$

50

、
【数 3】

$$\bar{X}$$

プライム

【数 4】

$$(\bar{X}')^2$$

10

、および

【数 5】

$$\bar{X}$$

ダブルプライム

【数 6】

$$(\bar{X}'')^2$$

20

である。源の点 3 0 6 における試料 2 0 4 の内部の全電荷 q を、表面の点 3 0 2 における全電荷 Q と関連付けることによって、試料 2 0 4 の内部の増強された画像を発生させることができる。したがって、電場が測定される位置は場の点 3 0 4 である。

【0 0 2 7】

本方法のイメージング技法は、従来の電気的特性イメージング技法とはかなり異なる。図 4 は、そのような従来のイメージング技法によって測定される閉鎖体積空間 2 0 0 の平面図である。試料の電気的特性が集中回路エレメントのネットワークによって表される。そのような方法では、電流は、閉鎖体積空間 2 0 0 の表面 2 0 2 の、既知の場所、例えば P 1 4 0 2 に注入され、既知の場所、例えば P 2 4 0 4 で引き出される。次いで、周囲のセンサ上の電圧を測定し、集中回路インピーダンスを電流－電圧測定値の組から計算する。これに対し、本発明の技法では、閉鎖体積空間 2 0 0 における電場の波様性質、および測定容量を完全に記載することが可能となり、測定すべき試料 2 0 4 のサブ領域 2 0 8 ～ 2 1 6 を特徴付けるのに用いられる集中回路エレメントネットワークまたは同等回路の構造に関して、いずれの具体的仮定も要しない。

30

電磁波理論のマックスウェルの方程式をすぐ上に記した問題に適用すると、式 1 A が得られる。

【0 0 2 8】

【数 7】

$$\nabla \cdot [(\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r)(-\nabla\Phi)] = 0$$

(1A)

40

【0 0 2 9】

ここで、

σ = 伝導率

ϵ_r = 比誘電率

ϵ_0 = 自由空間の誘電率

Φ = ポテンシャルである。

加えて、電磁気理論の標準的な結果は、ポアソン方程式として知られる、ポテンシャル (Φ)、および全電荷密度 ρ の間の関係となり、即ち、式 1 B である。

【0 0 3 0】

50

【数 8】

$$\nabla^2[\Phi] = \frac{\rho_{Total}}{\epsilon_0} \quad (1B)$$

【0031】

ここで、 ρ_{Total} は体積全電荷密度である。電場 E は以下の方程式から得られる。

10

【0032】

【数 9】

$$\mathbf{E} = -\nabla\phi \quad (1C)$$

【0033】

式 1 A および 1 B からは、スカラーポテンシャルファイ (Φ)、重要な電荷密度を全電荷、すなわち、見掛け電荷 + 分極電荷に関連付けることが示される。

【0034】

20

電気的特性をイメージングするための他の方法は、測定値から直接各領域の誘電率および伝導率を計算することを試みる。全内部電荷を中間ステップとして計算する。伝導率または誘電率を直接的に求めるよりもむしろ電荷を求めることの 1 つの利点は、電気的映像を全体的に支配する内部電荷が、実質的に、対象内の非連続部分において存在する境界のみに出現し、かくして、計算を要する数値がかなり少ないことである。以下の式 2 は、このことを示しており伝導率の勾配および誘電率の勾配は全電荷密度に寄与している。したがって、全電荷は、伝導率および誘電率が距離に従って変化する率に依存する。

【0035】

【数 10】

30

$$\rho_{Total} = \frac{[\nabla\sigma + j\omega\nabla(\epsilon_0\epsilon_r)] \cdot \nabla\Phi}{\sigma + j\omega\epsilon_r} (\epsilon_0) \quad (2)$$

【0036】

電磁気学的理論における標準的な定理は一意性の定理である。準静的場合についての一意性の定理は、もしポテンシャルまたはその通常の導関数が閉鎖体積を囲む表面で既知であれば、場の点 304 におけるポテンシャルは一意的に決定することができることを述べる。ポテンシャルまたはポテンシャルの通常の導関数の双方が知られている必要はないことに注意することが重要である。事実、もし双方が知られていれば、問題の解は重複するであろう。境界表面の或る部分での既知ポテンシャルおよび他の部分での通常の導関数に関する問題を定義することができるが、以下の式 (3) は、表面 202 上でのポテンシャルが既知である単純な場合を考える。これは、ジリクレ境界条件として知られている。

40

式 3 はグリーンの関数を用いてのポワソンの方程式 (式 2) に対する解である。

【0037】

【数 1 1】

$$\Phi(\bar{X}) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int \rho_{Total}(\bar{X}') x G_D(\bar{X}, \bar{X}') d\tau - \frac{1}{4\pi} \oint_S \Phi(\bar{X}') \frac{\partial G_D(\bar{X}, \bar{X}')}{\partial n'} dS \quad (3)$$

【0 0 3 8】

ここで、 G_D がジリクレグリーン関数であり、 $d\tau$ は体積の要素であり、 S は体積 τ を囲う表面の要素である。

【0 0 3 9】

式 3 は、まさに一意性定理が予測するごとく、内部の全電荷 q および表面 2 0 2 上のポテンシャルによって決定される場の点 3 0 4 におけるポテンシャルである。解は、標準的な処理である幾何関数、グリーン関数により得られる。試料 2 0 4 が存在すると、全電荷 q 密度の体積積分および表面 2 0 4 の表面積分が存在する。もし表面の同一ポテンシャル分布を、試料が存在しない場合で考えれば、電荷密度はゼロであるが、表面積分は依然として同一である。表面項（式 3 における 2 番目の積分）は試料 2 0 4 を挿入しても不変である。なぜならば、表面 2 0 2 上では電圧は前もって決定された値に設定され、試料 2 0 4 の挿入前後でその値に維持されるからである。このため、2 つの項を差し引くと、残りの式はグリーン関数（これは、測定センサのアレイの一定の形状に対して既知数である）および電荷密度のみを含む。したがって、センサの間に試料 2 0 4 が挿入された場合と、試料 2 0 4 が挿入されない場合との間のポテンシャルの差を用いるのが便利である。このポテンシャルの差は、ポテンシャルの差の通常の変関数を取ることによって表面 2 0 2 の電荷と関連付けることができ、これは、電場の垂直の成分を生じさせる。というのは、ガウスの法則により、導電性表面近くの場の垂直成分はその表面の面積当たりの電荷に直接比例するからである。次に、連続体モデルから離散電荷にわたる和に変更し、下記式（4）は、添字「 j 」で表される表面 2 0 2 における電荷 Q_j が、「 j 」および「 i 」双方を含む行列（matrix）の要素によって、添字「 i 」で表される内部の電荷 q_i に関連付けられることを示すものであって、結合行列要素は、単に、グリーン関数の通常の変関数である。

【0 0 4 0】

【数 1 2】

$$\delta Q_{iTotal} = Q(i)_{Total}^{Full} - Q(i)_{Total}^{Empt} = \sum q_{iTotal} \frac{\partial G_D(j,i)}{\partial n_j} \quad (4)$$

【0 0 4 1】

以下の式 5 は、「 j 」における一連の式が、ベクトルとしての表面 2 0 2 の電荷を含む行列式にて一緒に記載して、グループ化できることを示すもので、ベクトルの各項は全電荷のうちの 1 つである。表面 2 0 2 の電荷については、大文字「 Q 」が用いられ、それらは、各項が内部の全電荷のうちの 1 つである小文字「 q 」を用いた同様のベクトルに関連付けられる。

【0 0 4 2】

【数 1 3】

$$\overline{\delta Q} = \overline{\delta q} \cdot \overline{\frac{\partial G_D}{\partial n}} \quad (5)$$

【0 0 4 3】

この一連の式は内部電荷「 q 」を与えるべく反転され、行列それ自体は逆行列を有する。さらに詳しくは、もし逆行列が存在するならば、グリーン関数の導関数行列にその逆行列を掛け合わせると、式（６）に示すように単位行列が得られる。

【００４４】

【数１４】

$$\overline{\frac{\partial G_D}{\partial n}} \cdot \left(\overline{\frac{\partial G_D}{\partial n}} \right)^{-1} = I = \begin{pmatrix} 1 & 0 & . & . & 0 \\ 0 & 1 & 0 & . & . \\ . & 0 & 1 & . & . \\ . & . & . & 1 & 0 \\ 0 & . & . & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

10

【００４５】

以下でより詳細に述べるように、イメージングされる被験者は、測定アレイ内に設置され、測定アレイは、被験者を通して電界

【数１５】

$\overline{E}$

20

を確立するように、所望の周波数で、かつ、１５ボルト rms 以下の正弦波電圧を、被験者の表面に印加することを可能にする。印加されたこの電界によって生ずる表面電荷 Q_j が測定される。表面電荷測定は、印加される電界を異なる方向に向けて反復され、また、１０ＫＨＺ～１０ＭＨＺの異なる周波数で反復されることができる。

【００４６】

以下の式７は、被験者の表面の全電荷 Q_j についての式において現れる二重和をいかにして一つの和にするかを示す。一旦、（まさにサイン関数である）直交関数の完全な組においてグリーン関数を展開すると、結果は、式７におけるサイン関数内に現れるパラメータ「 L 」にわたる和、及び式４に現れる電荷 q_i にわたる和でもある。与えられた値「 L 」についての適当なサイン関数を掛け合わせ、測定アレイの一面を合計する結果、「 L 」にわたる和が排除され、それにより、残ったただ１つの項が得られる。この結果は、サインおよびコサインの関数の直交特性のため起こる。測定アレイの対応する反対側の測定の結果を付け加え、式８に示すように、フーリエ変換（サイン変換）についての「 L 」の値を与えるための式が得られることによって、精度はさらに改良することができる。

【００４７】

30

【数 16】

$$FT(L) = \int_0^a [\delta Q_{Top}(x) + \delta Q_{Bottom}(x)] \sin\left(\frac{L \cdot \pi \cdot x}{a}\right) dx \quad (7)$$

$$FT(L) = \frac{|\Delta S|}{\pi^2} \sum_i \frac{q_i \cdot \sin\left(\frac{L \cdot \pi \cdot x_i}{a}\right) \cdot \cosh\left(\frac{L \cdot \pi \cdot \left(\frac{b}{2} - y_i\right)}{a}\right)}{\cosh\left(\frac{L \cdot \pi \cdot b}{2a}\right)} \quad (8)$$

【0048】

手順が比較的簡単である。「L」の各値では、1つの式を作成することができ、その各々は「i」によって表される電荷にわたる和を含み、その行列の要素は式8に示される。

【0049】

下記の繰り返しプロセスを使用することにより、対象の内部における電荷 q の正確な表示を作成することが可能である。一旦これがなされれば、式(3)で提示した既知のグリーン関数の解を使用して対象の内部のいずれの場所におけるポテンシャルについても解を出すことに、内部電荷分布画像を用いることができる。一旦、対象の内部の各場所のポテンシャルが知られれば、式(1C)を用いてそれらのポテンシャルから電場を容易にもたらしすることができる。したがって、内部の1つの地点からもう1つの地点に進むにつれ、これは、次いで、対象の内部における各点での電気的特性の見積もりをもたらしものであるが、電場の変化を得ることができる。

【0050】

内部の測定された電荷を取り、対象の内部のポテンシャルおよび／または電場を生じさせるのにおける最終ステップは、電荷 q をグリーン関数の解の式(3)に挿入することによって達成することができる。内部静電ポテンシャルに対する式には2つの項、A) 上記にてまさに計算した電荷 q に関連する体積の積分；および B) 表面に設定された既知のポテンシャルに関連する表面にわたる積分、があることに留意する。最初の積分は、上記にて計算された電荷を用いてまさに得られる。第2の積分はまさに容易に得られる。なぜならば、表面センサにおいて設定されたポテンシャルは実験者によって決定され、知られているからである。したがって、全てが知られており、単純なプラグイン操作および既知の式によって計算して、式(3)に従って内部ポテンシャルを得ることができる。

【0051】

一旦内部ポテンシャルが知られれば、いずれの箇所の電場も、式(1C)において与えられるように各方向のポテンシャルの変化の率から得ることができる。一旦電場が内部のどこかで知られれば、この対象内の各領域の電気的特性 (σ および ϵ_r) は、対象内の各境界を横切ってこの電場の垂直成分の変化から計算することができる。したがって、対象を囲む媒体の既知の電気的特性で開始することにより、対象における隣接領域の電気的特性を計算することができる。領域 (n) から領域 (n+1) の各境界において、電場の正常成分の比率は、以下のように、領域 (n) および (n+1) における電気的特性に関連する。

【0052】

【数 17】

$$E(n)_{\text{normal}}/E(n+1)_{\text{normal}}=(\sigma + j\omega\varepsilon_r \varepsilon_0)[n+1]/(\sigma + j\omega\varepsilon_r \varepsilon_0)[n].$$

(9)

【0053】

σ および ε_r の値は被験者を囲む媒体について知られているので、式(12)を用いると、次の領域($n=2$)についての対応する値が得られるであろう。領域2および3の間の境界につき式を再び適用し、領域3についての値が得られ、対象全体の電気的特性が得られるまでこれら続ける。たとえば、乳房をイメージングする時、周囲の生理食塩水媒体の電気的特性が既知であり、乳房の任意の異常領域の電気的特性を計算するプロセスが適用される。組織の性質および悪性腫瘍の存在を示すのは、これらの異常な領域の電気的特性である。

10

【0054】

表面電荷データおよび被験者輪郭データを取得し、被験者の電気的特徴を示す画像をそこから作成するシステムが図5に示される。システムは、図7Aおよび7Bにより詳細に示され、以下で詳細に説明される測定アレイ支持構造500を含む。支持構造500は、被験者の電気的特性にできる限り厳密に一致する、既知の電気的特性の生理食塩水で満たされた容器を形成する4つの垂直側面および底面を有する。イメージングされる被験者は、開いた上面502を通して挿入される。乳房をイメージングするのに使用されると、支持構造500は、患者テーブルの開口の下に取り付けられ、乳房は、容器内に垂れ下がるように位置合わせされる。

20

【0055】

システムは、図1により詳細に示され、以下で述べるコンピュータコントローラ504によって制御される。システムは、インピーダンスアナライザ506を動作させて、電圧ドライバ508を通して電荷測定アレイの個別の元素に電圧を印加し、これらの元素のそれぞれにおいて、結果として得られる電荷 Q を測定する。インピーダンスアナライザ506は、「1260 インピーダンス／ゲイン位相アナライザ(1260 Impedance/Gain Phase Analyzer)」という商標名の下でSolartion Analyticalから販売されている。インピーダンスアナライザ506は、コンピュータコントローラ504上で実行されるその「Zプロット」ソフトウェアを使用して動作する。

30

【0056】

電圧ドライバおよび電荷センサは図6に詳細に示される。演算増幅器510は、その入力端子512と電荷測定アレイ元素に接続される一対の出力514の間で単位ゲインを有するインバータとして動作する。直列接続された出力抵抗 R_s の両端の電圧降下は、アナライザ506への出力として役立ち、出力514が接続される電荷測定アレイ元素における、結果として得られる表面電荷 Q_j を計算するのに使用される。

40

【0057】

コンピュータコントローラ504はまた、走査回路520を動作させて、イメージングされている被験者の表面輪郭を指示するデータを取得する。走査回路520は、LEDドライバ回路522を順次イネーブルして、支持構造500の2つの側面に沿って配設されるLEDアレイのLEDに電圧供給する。同時に、支持構造500の2つの対向する側面に沿って配設される光センサアレイ526の、対応するイネーブルされた光センサから、信号が524で入力される。LEDドライバ522および対応する光センサ526の対を順次イネーブルすることによって、支持構造500内の被験者の輪郭を求めることができる。走査回路520は、支持構造500内の被験者によって遮断された光経路を指示するマップをコントローラ504に提供する。コントローラ504によって実施されるプログラムは、このマップデータを補間して、イメージングされている被験者の外部表面が画定

50

される。

【0058】

測定精度を維持するために、測定アレイ支持構造500内の生理食塩水の温度を制御することが必要である。これは、温度コントローラ505によって達成され、温度コントローラ505は、温度センサ（図示せず）から受け取る信号に応答して支持部500内の加熱エレメント（図示せず）を動作させ、温度センサは同様に支持部500内にある。好ましくは、温度は、患者の快適さのために、体温に維持される。

【0059】

特に図7Aおよび7Bを参照すると、測定アレイ支持構造500は、容器の4つの面の全てに配設された金属エレメント550の2Dアレイを含む。これらのエレメント550は、対応する電圧ドライバ508の出力514に接続される正方形金属電極である。エレメントは、被験者554を囲む生理食塩水媒体552と電気接触する。これらのエレメント550に印加される電圧は、容器内で、かつ、被験者554全体を通して電界Eを確立し、被験者554の電気的特性によって決まる表面電荷 Q_j を蓄積する。好ましい実施形態225では、エレメント550は、4つの面のそれぞれに配設され、塩化銀コーティングを有する銀で構成される。

【0060】

発光ダイオード558の2次元アレイは、支持構造500の2つの隣接する壁に配設され、光センサ560の2次元アレイは、反対の2つの壁に配設される。それぞれのLED558は、反対の壁の上に配設される対応する光センサ560と対をなして、容器を通る一意の光経路が画定される。上述したように、各対を順次イネーブルすることによって、容器を通る光経路はすべて、系統的に調べられて、どの光経路が被験者554によって遮断されたかが求められる。より正確に輪郭を測定するために、支持構造500全体が回転して、複数の異なる視野から輪郭データが取得される。

【0061】

特に図1を参照すると、コンピュータコントローラシステムは、記憶システム23の一部を形成するメモリ22に記憶されたプログラム命令を実行するプロセッサ20を含む。プロセッサ20は、Microsoft Corporation Windowsオペレーティングシステムの1つによって動作するように設計された市販デバイスである。プロセッサ20は、全ての外部メモリ22を操作するために、システム統合および統合メモリ管理回路機構(circuitry)を容易にするための、内部メモリおよびI/O制御部を含む。プロセッサ20はまた、32ビットPCIバス24との直接インタフェースを提供するPCIバスドライバを含む。

【0062】

PCIバス24は、プロセッサ20と複数の周辺コントローラカード間で32ビットのデータを転送する業界規格バスである。これらは、CD-ROMドライブ28およびディスクドライブ30に対して高速データ転送を提供するPCI IDEコントローラ26を含む。グラフィックコントローラ34は、標準VGA接続部36を通してPCIバス24をCRTモニタ12に連結させ、キーボードおよびマウスコントローラ38は、キーボードおよびマウス14を通して手入力されるデータを受け取る。

【0063】

PCIバス24はまた、インピーダンスアナライザ・インタフェースカード40および輪郭測定インタフェースカード42に接続する。インタフェースカード40は、手順のデータ取得段階中に、インピーダンスアナライザ506に対してデータを結合させる。プロセッサ20によって実行されるプログラムは、インピーダンスアナライザ506を制御して、電荷測定アレイに電圧が印加され、結果として得られる表面電荷 Q_j を示すデータが入力される。インタフェースカード42は、発光ダイオード(LED)のアレイを駆動する走査回路520に接続し、光センサの対応するアレイから応答信号を受け取る。プロセッサ20によって実行されるプログラムは、インタフェースカード42を通して走査回路520を制御して、支持構造500内に設置された対象の輪郭を測定し、イメージングさ

れている被験者の表面境界を指示するデータをインタフェースカード42を通して入力する。

【0064】

特に図8を参照すると、手順は、画像取得段階および画像再構成段階からなる。プロセスブロック600で指示するように、画像取得段階の第1ステップは、被験者を所定場所に置かないで表面電荷データ Q_j を取得することである。この「空の」表面電荷データは、再構成段階の間に必要とされ、上述したように、測定アレイ500に対して選択された周波数の電圧を印加することによって取得される。有限時間間隔にわたって蓄積する、結果として得られる表面電荷 Q_j が入力される。システムは、印加されるEフィールドの全ての可能な向きで電荷データが採取されるように、決定ブロック601でループバックする。

10

【0065】

被験者は、次に、プロセスブロック602で指示するように、測定アレイ支持構造500内に挿入され、被験者の輪郭は、プロセスブロック604で指示するように測定される。上述したように、これは、被験者によって遮断される光経路を指示するマップの取得を含む。この入力データは、補間されて、被験者の外部表面の場所および輪郭が画定される。

【0066】

次に、表面電荷データ Q_j が、規定の周波数および規定のEフィールドの向きで取得されるループに入る。表面電荷データ Q_j は、電荷測定エレメント550に規定の周波数で電圧を印加し、それぞれのエレメント550で蓄積する電荷 Q_j を読み取ることによって、プロセスブロック606で取得される。測定は、それぞれの規定周波数で反復される。決定ブロック608で指示するように、システムは、次に、これらの測定を他のEフィールドの向きで反復するようにループバックする。プロセスブロック610で指示するように、電荷測定エレメント550に印加される電圧振幅は、被験者内で生成される電界Eの方向を再制御する(reorient)ために変えられる。3D情報を提供するために、異なるEフィールドの向きの少なくとも3つの取得が必要とされ、最終画像のSNRを改善するために、さらなる取得が得られる場合がある。最後のEフィールドの向きについて表面電荷データが取得されたと決定ブロック608にて判断されると、プロセスブロック612で指示するように、画像再構成を始めることができる。

20

30

【0067】

特に図9を参照すると、画像再構成は、プロセスブロック620で指示するように、取得された表面電荷データ Q_j の空間フーリエ変換(F T m e a s)を計算することによって始まる。プロセスブロック622で指示される次のステップは、被験者の物理的な場所、形状、およびサイズ、ならびに、被験者内の任意の異常についての、第1見積り値を生成することである。この第1の物理的見積り値(モデルk)は、取得した被験者表面輪郭データを使用し、「正常な」組織の電気的特性値を、対象内部の全ての場所に割り当てることによって生成される。腫瘍などの異常は、被験者全体にわたって、被験者上の測定された電荷分布 Q_j を正常組織に基づいて計算された期待される表面電荷分布と比較することによって見積られる。これらの期待される表面電荷分布と測定された電荷分布の差は、被験者の普通なら均一な電気的特性内において異常を特定するのに必要とされる情報を提供する。

40

【0068】

プロセスブロック624で指示される次のステップは、被験者のこの最初の物理的モデル(モデルk)の可能な変動範囲を予め計算することである。これらの変動は通常、見積られる異常の、サイズ、形状、および場所の変動を含む。以下で述べるように、これらのk m a x個の物理的モデルのそれぞれを使用して、最適な電気的特性画像が見つかるであろう。

【0069】

次に、測定された電荷(F T m e a s)に最もよく「合う」電気的特性画像が作成され

50

る反復プロセスが始められる。最初に、プロセスブロック626で指示するように、異常を含む、被験者組織の電気的値 (α_{est}) が、物理的モデルkおよび測定された電荷 Q_j を使用して見積られる。次に、プロセスブロック628にて、物理的モデルkおよび見積られた電気的値 α_{est} を使用して、期待される表面電荷 Q_{est} が計算されて見積られる。プロセスブロック630にて、見積られた電荷 Q_{est} の空間フーリエ変換 (FT_{est}) が計算され、プロセスブロック632にて、これが、測定された電荷 FT_{meas} と比較される。差 (δL) がプリセットされた閾値より小さいと決定ブロック634にて判断される場合、プロセスブロック636で指示するように、この物理的モデルkについての見積られた電気的値 (α_{est}) が、差の値 (δL) と共に記憶される。そうでない場合、システムは、見積られた電気的値 (α_{est}) をプロセスブロック638で指示される量 $\delta \alpha$ だけ変えた後、ループバックし、プロセスを反復する。

10

【0070】

【数18】

$$FT_{meas} - FT_{est} = \frac{\partial FT_i}{\partial \alpha} \cdot \delta \alpha. \quad (10)$$

【0071】

FT_{meas} と FT_{est} の差を使用して、

20

【数19】

$$\frac{\partial FT_{est}}{\partial \alpha}$$

と書く、次元 $N_{max} \times L_{max}$ の数値計算された行列によって与えられる FT_{est} の変化のテイラー級数展開の第1項を使用して、電気的特定ベクトル $\delta \alpha$ に対する補正が計算される。ここで、 N_{max} は、段落0050及び0051で述べた異なる領域の数であり、 L_{max} は、フーリエ項の最大数である。特異値分解技法を利用する、通常、優決定の式のセットによって式(10)を反転することによって $\delta \alpha$ が得られる。

30

【0072】

決定ブロック640において決定されたように、物理的モデルkの k_{max} 個の変動の全てが上述した方法で処理されて、それぞれのモデルについて見積られた電気的値 (α_{est}) のセットが作成される。プロセスブロック642で指示するように、最も小さい差の値 (δL) をもたらした、記憶された電気的値 (α_{est}) のセットが記憶された値の中で特定され、プロセスブロック644で指示するように、この情報を使用して、最終画像が作成される。

【0073】

40

個別のイメージングシステムを使用する従来の技法に勝る本発明の利点は、比較的費用がからない光学アレイを使用して、物理的モデル k を評価するのに必要とされる情報を取得することができることである。したがって、このシステムは、より望ましい乳がんスクリーニングデバイスである。しかしながら、本発明によって作成される画像が、可能性のある悪性疾患を暴露する場合、取得された表面電荷データ Q_j を、高解像度MRIまたはx線CTまたは超音波画像から作成された物理的モデルと組み合わせて使用して、電気的値のより改良された画像を作成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0074】

【図1】本発明を実施するのに有用な例示的なコンピュータシステムを示すブロック図で

50

ある。

【図2】空間内の閉鎖体積の平面図である。

【図3】測定された外面全電荷 Q_j と内部全電荷 q_i の関係を示す、空間内の閉鎖体積の平面図である。

【図4】従来の電気的特性イメージング技法によって測定される空間内の閉鎖体積の平面図である。

【図5】本発明を使用する、電気的特性イメージングシステムの好ましい実施形態のブロック図である。

【図6】図5のシステムの一部を形成する電圧駆動式回路の回路図である。

【図7】図5のシステムの一部を形成する測定アレイ支持部の概略図である。

【図8】図5のコンピュータコントローラによって実施されるデータ取得プログラムのフローチャートである。

【図9】図5のコンピュータコントローラによって実施される画像再構成プログラムのフローチャートである。

10

【図1】

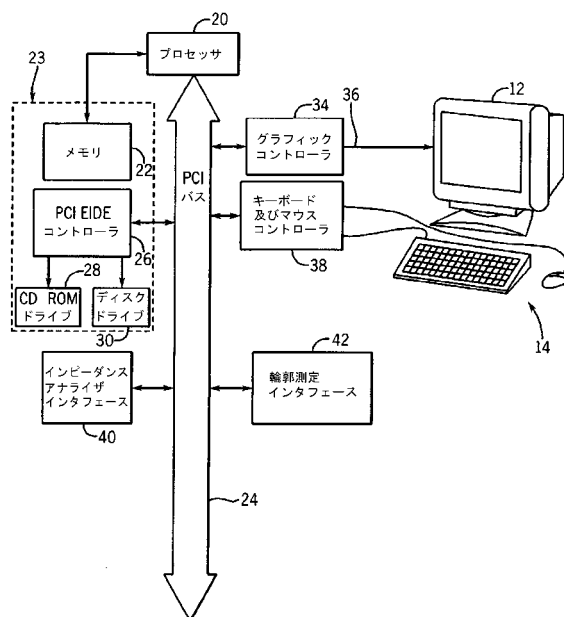


図1

【図2】

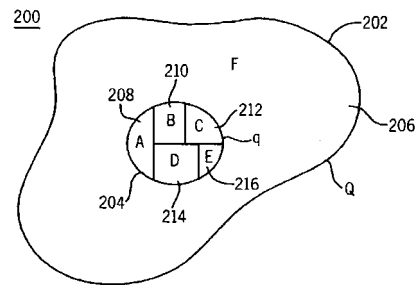


図2

【図 3】

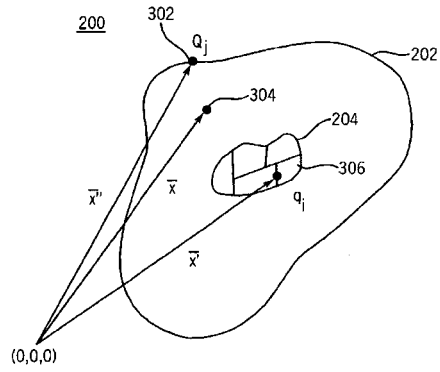
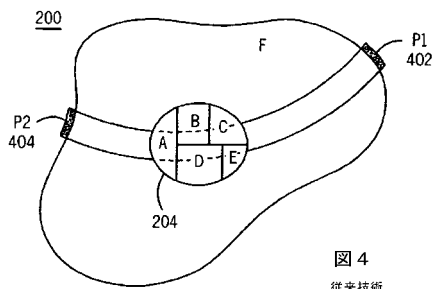


図 3

【図 4】

図 4
従来技術

【図 6】

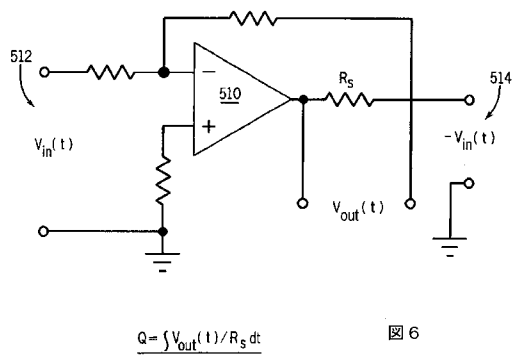


図 6

【図 7 A】

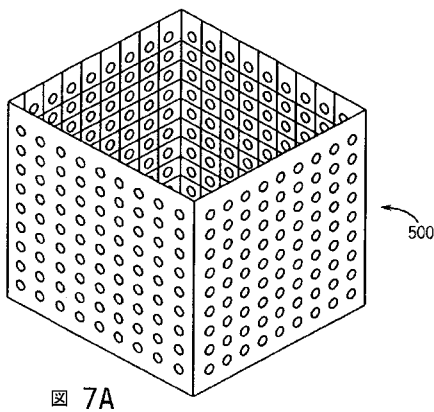


図 7A

【図 5】

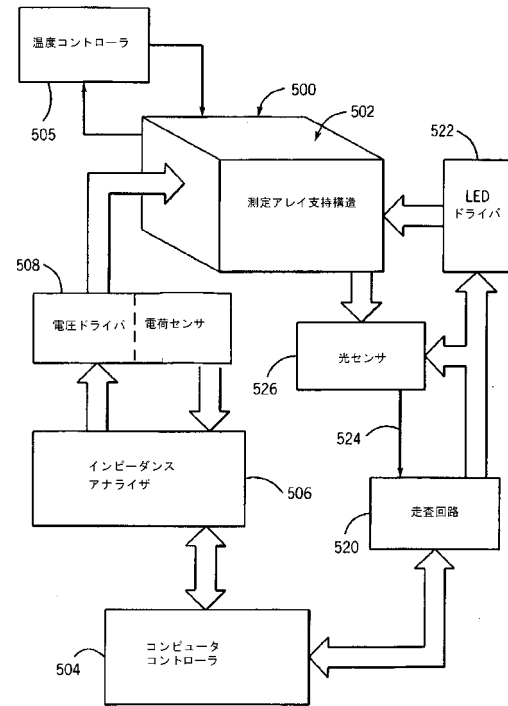


図 5

【図 7 B】

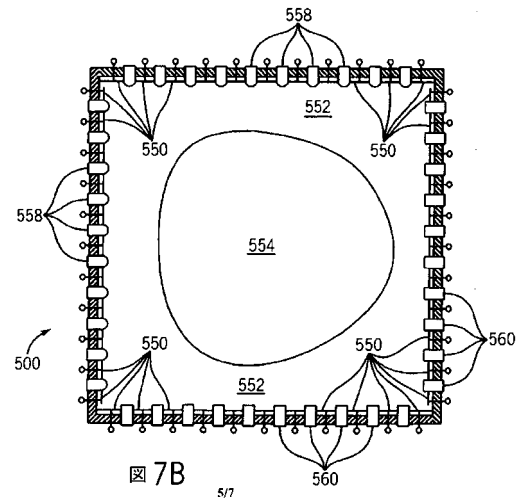


図 7B

【図 8】

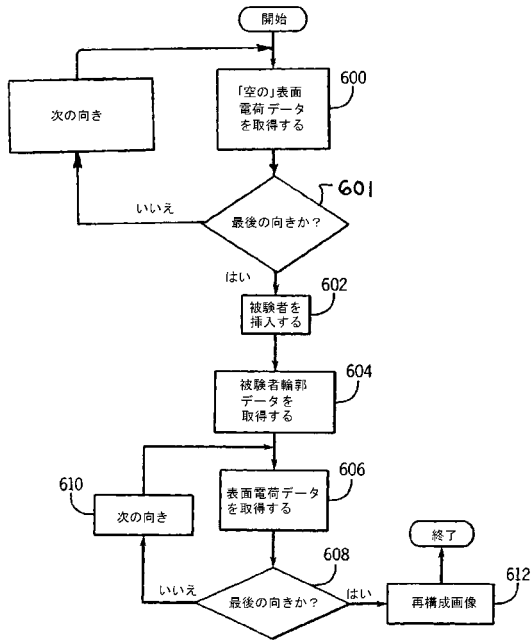
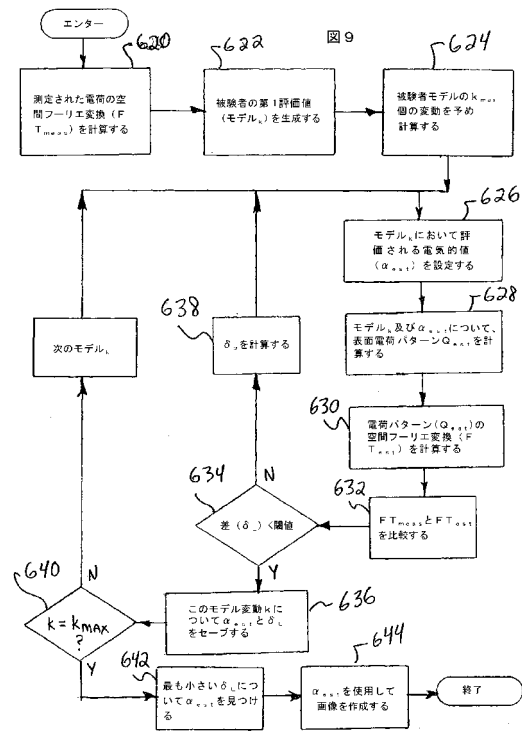


図 8

【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 グレゴリー, ウィリアム ディー.
アメリカ合衆国 53211 ウィスコンシン ショアウッド イースト エッジウッド アベニ
ュー 2320

審査官 森 竜介

(56)参考文献 特開昭62-217936 (JP, A)
国際公開第99/012470 (WO, A1)
特開2000-175875 (JP, A)
特開平02-264635 (JP, A)
特表平06-502561 (JP, A)
特表2004-504871 (JP, A)
国際公開第02/008794 (WO, A1)
特表2002-523169 (JP, A)
英国特許出願公開第02156514 (GB, A)
米国特許第05390110 (US, A)
Gregory, W.D.; Gregory, C.W., Electrical Property Enhanced Tomography (EPET), Engineer
ing in Medicine and Biology Society, 2000. Proceedings of the 22nd Annual Internationa
l Conference of the IEEE, 2000年 7月, vol.4, p.2632 - p.2635

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/04
A61B 5/0408
A61B 5/0492
A61B 10/00