

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 8902

(P2001 - 8902A)

(43)公開日 平成13年1月16日 (2001.1.16)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/00	101		A 6 1 B 5/00	101 F
G 0 1 K 1/14			G 0 1 K 1/14	E
	7/02			E
H 0 1 L 35/32			H 0 1 L 35/32	Z

審査請求 未請求 請求項の数 34 O L (全 56数)

(21)出願番号 特願2000 - 110458(P2000 - 110458)

(22)出願日 平成12年4月12日(2000.4.12)

(31)優先権主張番号 09/395135

(32)優先日 平成11年9月13日(1999.9.13)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 60/128741

(32)優先日 平成11年4月12日(1999.4.12)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 09/313531

(32)優先日 平成11年5月12日(1999.5.12)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 390041542

ゼネラル・エレクトリック・カンパニ

GENERAL ELECTRIC C

OMPANY

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ

クタデイ、リバーロード、1番

(72)発明者 クリスティーナ・ヘレナ・バルボーグ・ヘ

デングレン

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ

クタデイ、ベイカー・アベニュー・イース

ト、2120番

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

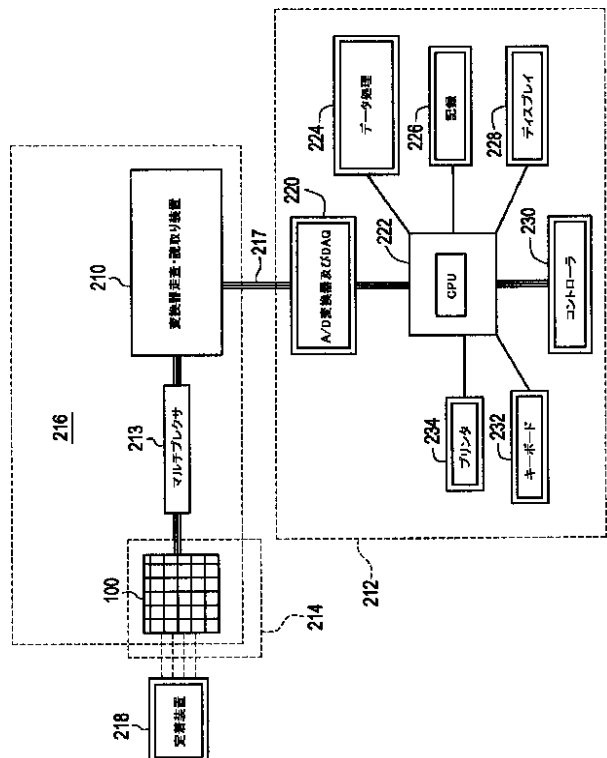
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 温度センサアレイ並びにその製造及び使用方法

(57)【要約】

【解決すべき課題】 初期腫瘍発生に伴う血管新生及び代謝変化に関するスクリーニング並びに腫瘍の大きさの変化の監視に用いるための、生体組織内での空間的及び/又は時間的溫度勾配を測定する方法及び装置の提供。

【解決手段】 複数の独立した温度センサを含む誘電体層と、誘電体層の少なくとも一方の表面に対面して複数の独立した温度センサの各々からの電気的接続を達成するための堆積電気結線パターンとを含んでいて、誘電体層及び堆積電気結線パターンが表面順応性を有するような温度センサアレイ。かかる温度センサアレイは、堆積電気結線パターンに接続されて温度センサからのセンサ信号を得るための走査装置と、センサ信号を処理して温度分布を推定するためのコンピュータとを更に含む診断用具に使用し得る。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の独立した温度センサを含む誘電体層と、前記誘電体層の少なくとも一方の表面に直面して前記複数の独立した温度センサの各々からの電気的接続を達成するための堆積電気結線パターンとを含む温度センサアレイと、前記堆積電気結線パターンに接続されて前記温度センサからのセンサ信号を得るための走査装置と、前記センサ信号を処理して温度分布を推定するためのコンピュータとを含むことを特徴とする診断用具。

【請求項 2】 前記誘電体層及び前記堆積電気結線パターンが表面順応性を有する請求項 1 記載の診断用具。

【請求項 3】 測定すべき表面に接触するように前記温度センサアレイを位置決めするための定着装置を更に含む請求項 2 記載の診断用具。

【請求項 4】 前記定着装置が、実質的に剛性のベースと、前記ベースに対して前記温度センサアレイを機械的に連結するための機械的に柔軟な媒体とから成る請求項 2 記載の診断用具。

【請求項 5】 前記コンピュータが、前記走査装置から前記センサ信号を収集するためのデータ収集ユニットを含む請求項 2 記載の診断用具。

【請求項 6】 前記コンピュータが、前記センサ信号から空間温度マップを作成するためのデータ処理ユニットを更に含む請求項 5 記載の診断用具。

【請求項 7】 複数の独立した温度センサを含む誘電体層と、前記誘電体層の少なくとも一方の表面に直面して前記複数の独立した温度センサの各々からの電気的接続を達成するための堆積電気結線パターンとを含む温度センサアレイを乳房上に配置する工程と、前記堆積電気結線パターンを介して前記温度センサからのセンサ信号を走査する工程と、前記センサ信号を処理して乳癌の指標となる温度分布を推定する工程とを含むことを特徴とする乳癌の診断方法。

【請求項 8】 前記誘電体層及び前記堆積電気結線パターンが表面順応性を有する請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】 前記乳房に接触するように前記温度センサアレイを位置決めするための定着装置を使用する工程を更に含む請求項 8 記載の方法。

【請求項 10】 前記温度センサアレイを前記乳房上に配置するのに先立ち、前記乳房上に少なくとも 1 つの位置合せマークを付ける工程を更に含む請求項 7 記載の方法。

【請求項 11】 複数の独立した温度センサを含む誘電体層と、前記誘電体層の少なくとも一方の表面に直面して前記複数の独立した温度センサの各々からの電気的接続を達成するための堆積電気結線パターンとを含むことを特徴とする温度センサアレイ。

【請求項 12】 前記誘電体層及び前記堆積電気結線パターンが表面順応性を有する請求項 11 記載の温度センサアレイ。

【請求項 13】 前記誘電体層の一方の表面上に形成されかつ前記堆積電気結線パターンとは異なる熱起電力を有する第 1 のパターン化導電層を更に含む場合において、前記誘電体層を貫通してスルーホールが設けられ、前記堆積電気結線パターンが第 2 のパターン化導電層から成り、かつ前記独立した温度センサの少なくとも一部が前記スルーホールを通して前記第 1 及び第 2 のパターン化導電層の間に形成された接点によって構成される熱電対から成る請求項 11 記載のアレイ。

【請求項 14】 前記第 1 のパターン化導電層が前記接点において前記第 1 のパターン化導電層の他の部分よりも大きい厚さを持った部分を有する請求項 13 記載のアレイ。

【請求項 15】 前記誘電体層が特定の領域で薄くなっている、前記特定の領域は前記誘電体層のうちで前記第 1 のパターン化導電層に直面した部分を含まない請求項 13 記載のアレイ。

【請求項 16】 前記第 1 のパターン化導電層の上方に位置する保護層を更に含む請求項 15 記載のアレイ。

【請求項 17】 前記誘電体層が第 1 の誘電体層から成る場合において、前記第 1 の誘電体層及び前記堆積電気結線パターンの上方に位置しかつ前記堆積電気結線パターンの特定部分にまで延びる第 2 の誘電体層スルーホールを有する第 2 の誘電体層と、前記第 2 の誘電体層上に広がると共に前記第 2 の誘電体層スルーホール中に延びて前記堆積電気結線パターンに接続された追加の堆積電気結線パターンとを更に含む請求項 12 記載のアレイ。

【請求項 18】 前記堆積電気結線パターンが、前記誘電体層の一方の表面上に配置されかつ前記温度センサの全てを接続する共通の電気結線を含む第 1 のパターン化導電層と、前記誘電体層の他方の表面上に配置されかつ前記温度センサのそれぞれを接続する複数の独立した結線を含む第 2 のパターン化導電層とを含む請求項 12 記載のアレイ。

【請求項 19】 少なくとも 1 つのマルチプレクサを更に含んでいて、前記複数の独立した結線の各々が前記少なくとも 1 つのマルチプレクサに接続されている請求項 18 記載のアレイ。

【請求項 20】 前記少なくとも 1 つのマルチプレクサが前記温度センサの両側に配置された少なくとも 2 つのマルチプレクサを含む請求項 19 記載のアレイ。

【請求項 21】 前記誘電体層がスルーホールを有すると共に、前記独立した温度センサの少なくとも一部が少なくとも部分的に前記スルーホールの内部に配置されたサーミスタから成る請求項 11 記載のアレイ。

【請求項 22】 前記誘電体層の相対する表面同士を接続するパターン化導電材料と、前記相対する表面の一方及び前記サーミスタの少なくとも 1 個に接合された導電要素と、前記相対する表面の他方に接合された追加の誘電体層とを含んでいて、前記追加の誘電体層は複数の追

加の誘電体層スルーホールを有し、前記追加の誘電体層スルーホールのあるものは前記サーミスタにまで延び、かつ前記追加の誘電体層スルーホールの別のものは前記パターン化導電材料にまで延びている請求項 1 1 記載のアレイ。

【請求項 2 3】 前記堆積電気結線パターン第 1 の部分又は第 2 の部分のいずれか一方が共通の電気結線を含む請求項 2 2 記載のアレイ。

【請求項 2 4】 前記相対する表面の一方に接合された少なくとも 1 個の導電要素を含むと共に前記スルーホール 10 の少なくとも一部は前記少なくとも 1 個の導電要素にまで延びており、前記スルーホールを通して延びて前記少なくとも 1 個の導電要素に接合されたパターン化導電材料を含むと共に前記サーミスタの少なくとも 1 個は前記パターン化導電材料に接合されており、前記相対する表面の他方に接合された追加の誘電体層を含んでいて、前記追加の誘電体層は複数の追加の誘電体層スルーホールを有し、前記追加の誘電体層スルーホールの少なくとも 1 つは前記サーミスタの少なくとも 1 個にまで延び、かつ前記追加の誘電体層スルーホールの別のものは前記 20 パターン化導電材料にまで延びており、そして前記堆積電気結線パターンは前記追加の誘電体層スルーホールを通して延びている請求項 2 1 記載のアレイ。

【請求項 2 5】 前記相対する表面の一方に接合された少なくとも 1 個の導電要素を含むと共に前記スルーホール 30 の少なくとも一部は前記少なくとも 1 個の導電要素にまで延びており、前記スルーホールのあるものを通して延びるパターン化導電材料を含むと共に前記サーミスタの少なくとも 1 個は前記スルーホールの別のものの内部において前記少なくとも 1 個の導電要素に接合されてお 30 り、前記相対する表面の他方に接合された追加の誘電体層を含んでいて、前記追加の誘電体層は複数の追加の誘電体層スルーホールを有し、前記追加の誘電体層スルーホールのあるものは前記サーミスタの少なくとも 1 個にまで延び、かつ前記追加の誘電体層スルーホールの別のものは前記パターン化導電材料にまで延びており、そして前記堆積電気結線パターンは前記追加の誘電体層スルーホールを通して延びている請求項 2 1 記載のアレイ。

【請求項 2 6】 前記独立した温度センサの少なくとも一部が前記誘電体層上にパターン化によって形成された 40 抵抗温度検出器 (RTD) から成る請求項 1 1 記載のアレイ。

【請求項 2 7】 前記 RTD が高抵抗の領域を形成するように選択的にパターン化された前記堆積電気結線パターンの一部から成る請求項 2 6 記載のアレイ。

【請求項 2 8】 前記堆積電気結線パターンが電圧測定用結線と電流供給用結線とを含んでいて、各々の RTD には 2 本の電圧測定用結線が接続され、かつ各々の電流供給用結線は 1 個以上の RTD に電流を供給する請求項 2 6 記載のアレイ。

*【請求項 2 9】 前記電圧測定用結線及び前記電流供給用結線が電圧測定線路及び電流供給線路に対してそれぞれ選択的に接続される請求項 2 8 記載のアレイ。

【請求項 3 0】 各々のセンサとそれに隣接するセンサとの間の距離が実質的に同じになるようにしながら、前記複数の独立した温度センサが三角形グリッドを成して配列されている請求項 1 1 記載のアレイ。

【請求項 3 1】 複数の独立した温度センサを含む誘電体層を用意する工程と、前記複数の独立した温度センサの各々からの電氣的接続を達成するための電気結線パターンを前記誘電体層の少なくとも一方の表面上に堆積させる工程とを含むことを特徴とする温度センサアレイの製造方法。

【請求項 3 2】 前記堆積電気結線パターンと異なる熱起電力を有する第 1 のパターン化導電層を前記誘電体層の他方の表面上に堆積させる工程と、前記誘電体層のうちで前記第 1 のパターン化導電層に対面する部分を部分 50 を含まない特定の領域において前記誘電体層を薄くする工程とを含む場合において、前記誘電体層を貫通してスルーホールが形成され、前記堆積電気結線パターンが第 2 のパターン化導電層から成り、かつ前記独立した温度センサの少なくとも一部が前記スルーホールを通して前記第 1 及び第 2 のパターン化導電層の間に形成された接点によって構成される熱電対から成る請求項 3 1 記載の方法。

【請求項 3 3】 誘電体層を用意する前記工程が、前記誘電体層を貫通してスルーホールを形成する工程と、少なくとも部分的に前記スルーホールの内部にサーミスタを配置する工程とを含む請求項 3 1 記載の方法。

【請求項 3 4】 複数の独立した温度センサを含む誘電体層を用意する前記工程及び電気結線パターンを堆積させる前記工程が、パターン化によって前記誘電体層上に抵抗温度検出器 (RTD) を形成する工程を含む請求項 3 1 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】本発明は温度センサに関するものであって、更に具体的には、サーモグラフィ用温度センサに関する。

【0002】従来の乳癌スクリーニング技術は、組織塊構造の検出及び評価に基づくものである。乳癌スクリーニングには X 線マンモグラフィが常用されている。X 線マンモグラフィの短所として、(a) 集団が系統的線量の放射線に被爆されること、(b) (若い女性の間では比較的普通に見られる状態である) 密度の高い乳房では X 線マンモグラフィの有効性が低下すること、(c) 一部の女性には不快な処置を受けることに対する抵抗があること、及び (d) X 線マンモグラフィでは小さな初期腫瘍を検出できないことが挙げられる。検出のためには、腫瘍の大きさがある最小値を超えていなければならない。

【0003】全ての固形腫瘍が直径数ミリメートル以上に成長するには血管新生（既存の血管から新しい血管が成長すること）が必要とされることが証明されている〔ジェイ・フォークマン(J. Folkman)、ニュー・イングランド・ジャーナル・オブ・メディシン(New England J of Medicine)、285:1182-1186、1971、及びエヌ・ワイドナー(N. Weidner)等、ニュー・イングランド・ジャーナル・オブ・メディシン、324:1-8、1991〕。初期腫瘍成長に伴う血管網及び血液灌流の増加並びに成長しつつある腫瘍の代謝量の増加は、周囲の組織よりも高い腫瘍温度をもたらすという仮説が立てられている。乳癌については、皮膚表面付近の腫瘍に関してこの仮説が定性的に実証されている。従って、十分に鋭敏で他の環境因子によって起こされる誤差を生じない適当な技術を用いたサーモグラフィ検知法は、癌（特に乳癌）のスクリーン法として有用であると思料される。

【0004】前述の米国特許第5909004号のごとき用途においては、温度勾配を測定するためにサーモグラフィ用センサが使用されている。測定すべき温度の摂動を最少限に抑えるため、センサは最小の横方向熱伝導性を有していなければならない。更にまた、温度の迅速な読取りが達成されるようにするため、熱的時定数及び熱質量も最小にしなければならない。サーモグラフィの分野においては、初期の腫瘍成長の指標となる情報を得るために人体の表面温度地図が作成される。

【0005】また、小さな温度勾配を測定しようという試みのために赤外線（IR）カメラ又は撮像装置も使用されてきた。熱電的な赤外線検出器アレイの実例は、米国特許第4558342号明細書に見出すことができる。腫瘍を検出するために人体組織内の温度分布を測定する際には、内部腫瘍からの寄与を適正に検出し得るようために正確な表面温度地図を作成しなければならない。（皮膚に対して直接に接触させることのできない）赤外線センサは、一部は皮膚表面における周囲気流の影響に原因し、また一部は皮膚の放射率及び赤外線センサに対する皮膚の方位の変動に原因する信頼できない温度データを生じることがある。実際、皮膚の放射率は特に厄介な問題であって、皮膚上の様々な物質（例えば、油分、水分及び粒状残渣）の存在によって変化する。放射率の変化は赤外線カメラによって検知される温度の見掛けの変化を引起し、そのためその下方に位置する皮膚の真の温度勾配を覆い隠すことになる。

【0006】

【発明の概要】このように、生体組織内での空間的及び/又は時間的溫度勾配を測定することにより、極く初期の腫瘍発生に伴う血管新生及び代謝変化に関するスクリーニングを行ったり、腫瘍の大きさの変化を監視したりするための非侵襲的で無害な方法及び装置が要望されているのである。

【0007】また、測定すべき温度場に対するセンサの影響を最少限に抑えながら改良された温度センサを提供することも望ましい。

【0008】更にまた、表面の放射特性以外のパラメータを測定すると共に較正や厳しい環境管理の必要性を低減させるような改良された検出装置を提供すること、得られたデータをデジタル的に処理して検出感度を向上させること、かつデータ収集の安定化及び信号位置の局所化を助けるための定着装置を提供することも望ましい。

【0009】本発明の一実施形態に従えば、薄膜相互接続構造物を用いて1群の温度センサを相互接続すると共に、それらを熱伝導率が小さくかつ熱質量が小さい材料に固定することにより、横方向熱伝導性及び横方向熱損失の低減したセンサアレイが製造される。IRを測定して放射率を考慮しながら温度を推定するIR撮像技術（この場合、温度Tは放射率と検出されたIR信号との関数である）と異なり、本発明を使用すれば、複雑度及び誤差の可能性を低減させながら対応する温度値に変換し得る直接接触電圧測定値を得ることができる（ $T = \text{電圧信号} V \times \text{定数} K$ ）。

【0010】

【好ましい実施の形態】新規であると思料する本発明の特徴は、特許請求の範囲に具体的に開示されている。ただし、本発明の構成及び実施方法並びにその追加の目的及び利点は、添付の図面を参照しながら以下の説明を考察することによって最も良く理解されよう。なお、添付の図面において類似構成要素は類似の参照符号で表した。

【0011】図1は本発明の一実施形態に係る診断用具のブロック図であって、この診断用具は温度センサアレイ100、温度センサアレイ中の温度センサに接続された走査装置210、及びセンサ信号を処理して温度分布を推定するためのコンピュータ212を含んでいる。図2は、図1の診断用具を適用し得る一応用例の斜視図である。

【0012】図2～23に関連して以下に一層詳細に考察される本発明の幾つかの実施形態に従えば、温度センサアレイは複数の独立した温度センサを含む誘電体層216（図1）と堆積電気結線パターンとから成っている。堆積電気結線パターンは誘電体層の少なくとも一方の表面に対面して、複数の独立した温度センサの各々からの電気的接続を達成するために役立つ。なお、誘電体層及び堆積電気結線パターンは表面順応性を有している。

【0013】ここで言う「表面順応性」とは、胸壁に対して押し当てたとき、独立した温度センサの大部分が表面の温度を表す信号を発生し得るよう解剖学的構造（例えば乳房組織）の表面に順応するのに十分なだけの柔軟性を有することを意味している。表面順応性の温度

センサアレイは多くの用途にとって好ましいものであるが、多くの用途に対して剛性の平坦なセンサを使用することもできる。

【0014】例示を目的として、図3～15は熱電対に関する実施形態を示し、図16～20はサーミスタに関する実施形態を示し、また図21は抵抗温度検出器に関する実施形態を示している。更にまた、薄いフィルム及び堆積電気結線と共に一体化し得るその他の種類の温度センサ（例えば、サーモパイル）を使用することもできる。

【0015】図1に戻れば、走査装置210及び温度センサアレイ100は個別の構成要素から成っていてもよいし、或いは共通の誘導体層216上に一体化されていてもよい。マルチプレクサユニット213を使用することにより、走査装置に伝送すべきデータを多重化し、それによって結線の複雑度を低下させることができる。マルチプレクサ213はセンサアレイ及び/又は走査装置と一体化されていてもよいし、或いは独立の構成要素から成っていてもよい。

【0016】温度センサアレイは、測定すべき表面214に押し付けることにより手動モードで使用することができる。或いは、表面214に接触させる温度センサアレイの位置決めを行うための定着装置218を使用することにより、温度センサアレイの位置及び圧力を一層正確に制御することもできる。ある種の用途においては、定着装置は目的の方向における組織の厚さを低減させて検出能力を高めるために有用な場合がある。

【0017】一実施形態に従えば、図2に示されるごとく、定着装置218は射出成形された軽量ポリカーボネートのような実質的に剛性の構造材料から成るベース219を含むと共に、例えば熱伝導性の小さい支持材又は複数のばねのような機械的に柔軟な媒体221によってベース219に連結された実質的に柔軟な熱電対アレイ100を含んでいる。一実施形態に従えば、支持材はフォームラバーから成っている。

【0018】再び図1について述べれば、一実施形態に従えば、（データリンク217を介してデータを受信するための）コンピュータ212は、多重化データの流れを収集するために使用されるデータ収集ユニット220と、空間温度地図の時間的序列を形成するためのデータ処理ユニット224と、かかる温度地図を保存するための記録ユニット226とを含んでいる。

【0019】データ処理ユニット224は、局所統計又はその他の画像特性に基づく温度地図の領域を強調するための信号/画像処理用ソフトウェア又は方法を含むことがある。信号の解析に際しては、皮膚の熱的境界条件の摂動に原因する観測信号の時間的変動が斟酌される。皮膚表面のサーモグラフ画像を作成する際には、熱拡散のために初期のデータは後期のデータよりも急な勾配を有することがあるという事実を考慮することができる。

また、最高の感度を得るためには、アレイ中のセンサの個々の温度変動を平均化することができる。すなわち、センサアレイの尺度を予想される温度勾配の輪郭よりも遙かに小さくすることにより、互いに隣接するセンサについて実行すべき信号の平滑化が可能となる。かかる平滑化のためのアルゴリズムを実行することができる。

【0020】データの収集及び処理のためには、オーバサンプリングによって所望の解像度が得られるようにセンサ素子の間隔を決定することができる。すなわち、1mmの解像度が所望される場合には、0.5mm（又はそれより小さい）格子上にセンサを配置すればよい。このようにすれば、多重信号によって検出の信頼度が高まる。オーバサンプリングはまた、センサアレイの位置を物理的に移動させることによって達成することもできる。なお、かかる移動は定着装置内に組込むことができる。オーバサンプリングにより、或いは互いに隣接する点同士を組合わせてオーバサンプリングの効果を増強させることにより、データを再構成することができる。患者を繰返して監視するのであれば、下方に位置する既知の解剖学的構造（例えば血管）に原因する温度信号を排除するための方法を組込むこともできる。

【0021】かかるコンピュータはまた、その他の構成要素、例えばディスプレイ228、キーボード232、プリンタ234、コントローラ230、並びに例えばデータ収集ユニット、データ処理ユニット及び記録ユニットを統合するための中央処理装置（CPU）222をも含むことがある。かかるコンピュータは、直接に解析を行ったり、一層詳しい解析のために遠隔のコンピュータにデータを送信したり、及び/又は（例えば人工衛星を介して）専門医に情報を送信して専門的助言を求めたりすることができる。一実施形態に従えば、かかるコンピュータはコントローラ又は遠隔のコンピュータから情報を得ると共に、マルチプレクサ213を調整するための情報を走査装置210に提供する。

【0022】図2の実施形態に示されるごとく、かかる診断用具は例えば乳癌を診断するために使用することができる。そのためには、乳房を構成する表面上に温度センサアレイを配置し、堆積電気結線パターンを介してセンサ信号を走査し、次いでセンサ信号を処理して乳癌の指標となる温度分布を推定すればよい。その際、定着装置又は手圧を用いて目的の方向における組織の厚さを低減させることができる。本発明のこのような実施形態は、生体組織内での空間的な温度勾配（組織を横切る方向の変化）及び/又は時間的な温度勾配（時間の経過に伴う変化）を測定することにより、初期の腫瘍発生に関するスクリーニングを行ったり、或いは腫瘍治療の効果（特に、腫瘍への血液供給を直接に攻撃するように計画された抗血管新生療法の効果）を監視したりするための非侵襲的で無害な技術を提供することができる。

【0023】様々な患者の姿勢は、本発明にとってそれ

それぞれの利点を有している。患者を仰向けに寝せれば、乳房組織は横に広がるため（温度信号が透過する必要のある）組織の厚さは必然的に最小となり、乳房の運動は最少限に抑えられ、また患者にとっても安楽である。患者をうつぶせに寝せ、そして乳房を検査台の穴から突出させれば、横方向の厚さは最小となり、乳房の運動は最少限に抑えられ、また患者にとっても安楽である。定着装置を使用する場合、患者を着座状態又は直立状態に配置すれば、横たわる姿勢の場合に必要なセンサアレイの位置決め時間を短縮することができる。更にまた、検

10

知のために適した姿勢は臨床的使用の性質に応じて変化する。無症状の乳房のスクリーニングを行う場合には、全体的に、偏りなく、徹底的に、かつ正確に検査することが最高の感度を得るために重要である。疑いのある癌を診断する場合には、位置決めの目標は乳房の疑わしい領域に関する最良の情報を得ることにある。

20

【0024】更にまた、特に表面の2つ以上の位置に温度センサアレイを使用する場合には、定着装置の位置決めを助けるために点、線又は格子で測定すべき表面に目印を付けることが有用なこともある。例えば、恒久的で

【0025】更にまた、測定目的のために1つの位置を使用し得るように十分なサイズ（例えば、25cm×25cm）のアレイを用意することも有用である。別の実施形態に従えば、同時測定のために複数のアレイが同時に配置される。

【0026】図3及び4は、本発明の一実施形態に係る熱電対アレイ101の上面図及び側面図をそれぞれ示している。この実施形態においては、熱電対アレイは誘電体層10の一方の表面に対面する第1のパターン化導電層12を含むと共に、堆積電気結線パターンは誘電体層10の他方の表面に対面する第2のパターン化導電層16から成っている。第1及び第2のパターン化導電層は、相異なる熱起電力を有している。誘電体層10はスルーホール14を有していて、独立した温度センサの少なくとも一部は第1及び第2のパターン化導電層は第1及び第2のパターン化導電層の間のスルーホールを通して形成された接点15を含む熱電対1から成っている。ここで言う「対面する」という用語は、導電層と誘電体層との間に別の材料（例えば、接着剤）が存在し得るような状況をも含むことを意味している。

30

40

【0027】一実施形態に従えば、例えば接着剤54を用いて支持体層20が除去可能な支持キャリア50上に貼合わされる。支持キャリアは、熱電対アレイ製造時の加工温度に耐え得る構造的に適当な任意の材料から成っていればよい。一実施形態においては、支持キャリア50は銅から成っている。支持体層50は、誘電率の小さい材料（例えば、重合体）から成っていればよい。支持

50

キャリアが銅から成りかつ支持体層が重合体から成る場合、接着剤54用として有用な材料は例えばシロキサンポリエーテルイミドブロック共重合体である。

【0028】第1のパターン化導電層12は、任意適宜の技術によって誘電体層10上に設置することができる。図4の実施形態においては、先ず支持体層20上に第1のパターン化導電層12を設置し、次いで第1のパターン化導電層上の誘電体層10を配置することにより、第1のパターン化導電層12が誘電体層10上に設置されている。第1のパターン化導電層12を支持体層上に設置するには、支持体層を支持キャリアに取付ける前又は取付けた後において、例えば吹付け、スパッタリング、又は接着剤（図示せず）による貼合せのような任意適宜の技術を使用すればよい。第1のパターン化導電層については、非パターン化シートの形態で導電層を設置した後、通常の写真食刻技術に従ってホトレジストでパターン化することにより、例えば一連の電気回路を生み出すことができる。

【0029】誘電体層10用として適する材料は、熱電対アレイの使用目的及び使用環境に依存する。キャプトン（登録商標）ポリイミド〔キャプトン(KAPTON)はイー・アイ・デュポン・ド・ネムール社(E.I. duPont de Nemours & Co.)の商標である〕又はコピレックス（登録商標）ポリイミド〔コピレックス(UPILEX)はウベ・インダストリーズ社(UBE Industries, Ltd.)の商標である〕のような材料は丈夫で耐摩耗性のアレイを与えるが、女性の乳房組織のような複雑な表面形状に対しては、より高度の柔軟性を有するシリコーンゴム膜ほど容易には順応しない。誘電体層10は、スピニング、吹付け又は（図示のような）接着剤11の使用のような技術によって設置することができる。一実施形態においては、接着剤11はSPI（シロキサンポリエイミド）-エポキシブレンドから成っている。

【0030】スルーホール14は、機械的打抜き法、化学的エッチング法又はレーザ穴あけ法を用いて誘電体層10中に形成することができる。レーザ穴あけ方法の実例は、例えば、1990年1月6日付けのアイヘルベルガー(Eichelberger)等の米国特許第4894115号及び1989年3月30日付けのアイヘルベルガー(Eichelberger)等の米国特許第4835704号の明細書に記載されている。反応性イオンエッチング法を用いてスルーホールを清掃することにより、スルーホールの底部にある第1のパターン化導電層の表面を清浄にすることができる。

【0031】第2のパターン化導電層16は、支持体層及び/又は第1のパターン化導電層に誘電体層を取付ける前又は取付けた後において、例えば吹付け、スパッタリング、又は接着剤（図示せず）による貼合せのような任意適宜の技術によって設置することができる。誘電体層を取付けた後に第2のパターン化導電層を設置する一

実施形態に従えば、スパッタリング又は蒸着によって誘電体層10の上面に第2のパターン化導電層を形成すると、それはスルーホールを通して第1のパターン化導電層12のそれぞれの露出部分にまで延びる。その後、第1のパターン化導電層の場合と同様にして第2のパターン化導電層のパターン化を行えばよい。

【0032】個々の熱電材料(この例では第1及び第2のパターン化導電層)は、実用目的のためには、熱起電力(emf)と呼ばれる量によって特徴づけられることが多い。ここで言う「熱起電力」とは、白金に対する材料の単位温度当りの熱起電力を意味する。熱起電力は正の数であることも負の数であることもあり、また通例は摂氏1度当りのマイクロボルト($\mu\text{V}/^\circ\text{C}$)を単位として表される。第1及び第2のパターン化導電層は、有用な電気出力信号を生み出すのに十分な熱起電力の差を有していなければならない。特定の用途のために使用される電圧測定装置の感度は、実際の測定目的のために十分な熱起電力の差に影響を及ぼす。

【0033】一実施形態に従えば、得られる熱分路の断面積を最小にし、それによって熱伝導性及び測定すべき温度場を乱す可能性を最小にするため、第1及び第2のパターン化導電層のそれぞれは約2~約4 μm の範囲内の厚さを有している。本発明の熱電対は極めて微細にパターン化することができる。例えば、パターン化導電層中の線の幅が約0.05mmである場合、線同士の間隔は約0.05mmであり、またパターン化スルーホールの直径は約0.1mmである。その時、1.65mmのピッチを有する領域内に15行の熱電対アレイを配置することができる。

【0034】好ましい実施形態に従えば、第1及び第2のパターン化導電層の一方はコンスタンタン(約55%の銅と約45%のニッケルとの合金)から成り、また第1及び第2のパターン化導電層の他方は銅から成る。例えば約200 $^\circ\text{C}$ の温度では、銅の熱起電力は+9.15 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ 、またコンスタンタンの熱起電力は-37.25 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ であって、熱起電力の差は46.4 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ である。別の実施形態に従えば、銅及び(200 $^\circ\text{C}$ で29.8 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ の熱起電力を有する)90%Niと10%Crとの合金が使用されるが、これらの熱起電力の差は約67 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ である。極めて大きい熱起電力の差(765 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$)を有する1対の導電層は、ゲルマニウム(+362 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$)及びケイ素(-403 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$)から成るものである。また、極めて小さい熱起電力の差(約1 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$)を有する1対の導電層としては、白金及びロジウム合金が挙げられる。実用目的のためには、熱起電力の差は約1~約67 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ の範囲内にあるのが通例である。

【0035】一方の導電層が正の熱起電力を持った材料から成りかつ他方の導電層が負の熱起電力を持った材料から成るような上記の例は、もっぱら例示を目的として

示されたものに過ぎない。重要な因子は、両方ともに正であれ負であれ、2つの導電層が十分に大きい熱起電力の差を有することである。どちらの導電層を最初に設置してもよい。好ましい実施形態に従えば、第1及び第2のパターン化導電層間の接点が検知すべき領域にできるだけ近くなるようにするため、検知すべき領域の最も近くに配置されるパターン化導電層は第1のパターン化導電層である。

【0036】上記の説明はパターン化導電層12及び16の間の相互接続が誘電体層10を直接に貫通して達成されるような相互接続系に関するものであるが、両方の導電層がスルーホールを通して別の誘電体層(例えば、支持体層20)上の別の結線パターン(図示せず)に相互接続されるようにすることも可能である。同様に、誘電体層の一方の表面上に2つのパターン化導電層を形成し、2種の導電層材料の一方から成る別のパターン化層を反対側の表面上に形成し、そしてかかる他方のパターン化層に達するスルーホール及び結線を設けることも可能である。これらの実施形態を使用すれば、熱電対アレイの横方向熱伝導性を最小にすることができる。

【0037】図3の実施形態においては、熱電対アレイは複数の行及び列から成る格子であって、パターン化導電層同士を選択的に接続するために導電性のスルーホール(図示せず)が存在している。或いはまた、前述の米国特許第5909004号明細書に記載されたもののような別のタイプのアレイを使用することもできる。

【0038】図4にはまた、熱電対アレイに対して機械的保護を与えるため、第1及び第2のパターン化導電層の設置後に例えば接着剤を用いて設置し得る追加の誘電体層18が示されている。追加の誘電体層18用として使用される材料は個々の用途に応じて変わるが、例えば重合体のような材料から成り得る。熱電対アレイ製造の完了後、熱電対アレイを支持キャリア50から除去することができる。そのためには、支持体層20を支持キャリア50から剥離するか、或いは適当な溶剤を用いて接着剤層54を溶解すればよい。或いはまた、支持キャリアを取付けたままにすることもできる。支持キャリアを取付けたままにする場合、その材料及び厚さはアレイに対する要求条件に適合した柔軟性及び熱的性質を有するように選定される。

【0039】追加の誘電体層及び支持体層の一方(18又は20)は検知すべき表面の最も近くに配置されるが、この層は質量が小さくかつ熱伝導率が小さい材料から成ることが好ましい。この層はまた、その熱質量が温度測定を妨害せず、従って空間的及び時間的解像度が最大になるようにするため、可能な限り薄いことが好ましい。一実施形態においては、その厚さは約20~約50 μm の範囲内にあり、またその材料は例えばテフロン(登録商標)ポリテトラフルオロエチレン〔テフロン(T EFLON)はイー・アイ・デュポン・ド・ネムール社(E.I.

duPont de Nemours & Co.)]、シリコーンゴム又はラテックスから成っている。

【0040】ある種の用途においては検知すべき表面に接触していない追加の誘電体層及び支持体層の他方(18又は20)は、気流からの断熱層を提供するのに十分なだけの厚さを有してよい。一実施形態においては、その材料は約3mm~3cmの範囲内の厚さを有するポリウレタンフォームから成り、また機械的安定性の向上のために必要であれば(例示のために層56として示された)裏当て材又は支持材を設けることもできる。10

かかる裏当て材は、例えば約100~約6000µmの範囲内の厚さを有するシリコーンゴムから成り得る。両方のパターン化導電層を被覆すれば、平滑な表面が得られるばかりでなく、材料の滅菌が可能となる。

【0041】柔軟なアレイは、測定すべき表面に順応しながらそれに直接接触させて配置することができる。材料との直接接触は、直接接触が達成されない場合に生じる空気界面に原因する温度効果を低減させる。

【0042】図5~8は、図3及び4の熱電対アレイに関連した幾つかの実施形態を示す側面図である。図3及び4は実質的に平滑なアレイ表面を示しているが、図5~8に示されるように変更された表面を有するセンサを製造することもできる。図5は、誘電体層10の下方に位置する追加の誘電体層又は支持体層を含まない実施形態を示している。第2のパターン化導電層16の追加部分19により、図5の断面図には示されていないが、熱電対接点への結線を得ることができる。20

【0043】図6は、特定の領域13において誘電体層110の厚さを元の厚さの約40~約60%にまで低減させた実施形態を示している。かかる特定の領域は、誘電体層のうち第1のパターン化導電層12に対面した部分17を含まない。厚さの低減は、第1のパターン化導電層を更に露出させると共に、誘電体層の横方向熱伝導性を低減させる。第1のパターン化導電層を検知すべき表面から電氣的に隔離する必要がある場合には、図7に示されるごとく、約10~約25µmの範囲内の厚さを有する薄いシリコーンゴムのような材料から成る保護層22を設置することもできる。かかる保護層は、表面全体を覆うように存在していてもよいし、或いは図8の保護層122によって示されるごとく第1のパターン化導電層のみを覆うように設置されていてもよい。(図5に構成要素9として点線で示されるような)別の実施形態に従えば、熱電対接点の領域において第1のパターン化導電層12の厚さを増大させることにより、センサの位置を突出させるための追加の高さを得ることもできる。40

【0044】図9~12は熱電対アレイの接続に関する幾つかの実施形態を示す概略回路上面図であり、また図13及び14は図12及び11の一部分の側面図である。50

【0045】図9及び10においては、熱電対接点315からの電気結線を得るために使用される堆積電気導体パターンは、誘電体層(図3及び4に示された誘電体層10)の一方の表面上に配置されかつ全ての温度センサを(端子317によって代表される)1個以上の共通端子に接続する共通の電気結線を含む第1のパターン化導電層312(図10)と、誘電体層の他方の表面上に配置されかつそれぞれの温度センサを接続する複数の独立した結線416を含む第2のパターン化導電層316(図9)とを含んでいる。図9において、独立した結線416の各々は独立した端子313に接続されている。各々の熱電対接点は該接点と基準接点との温度差に比例した電圧を発生するから、第1のパターン化導電層312の接点は図示のごとく端子317に接続することができる。

【0046】図11及び12においては、少なくとも1つのマルチプレクサ236が使用され、そして複数の独立した結線の各々がかかる少なくとも1つのマルチプレクサに接続されている。このような実施形態に従えば、必要な端子数が減少し、従って図1の走査装置210はアレイに対して多数の結線を含む必要がなくなる。単一のマルチプレクサを使用することもできるし、また複数のマルチプレクサを使用することもできる。後者の場合、複数のマルチプレクサは温度センサの同じ側に配置することもできるし、或いは図12に示されるごとく、センサ間の要求間隔を変更するため、少なくとも2つのマルチプレクサ(236及び536)を温度センサの両側に配置することもできる。図12にはまた、マルチプレクサからの結線を並列に接続して端子319への出力結線を簡略化するような実施形態も示されている。図12に示されるごとく、温度センサの行及び列を実質的に等しい間隔で配置することは有用である。

【0047】図13は図12の線13-13に関する断面図であって、マルチプレクサを誘電体層10と一体化する方法の一例を示している。図13においては、マルチプレクサ236はフリップチップ技術やボールグリッドアレイ技術のような電子組立技術に従い誘電体層10の上方において結線416に接続されていると共に、マルチプレクサ及び誘電体層10の上には追加の誘電体層18が広がっている。図13に点線で示された別の実施形態に従えば、マルチプレクサ336を誘電体層10の内部に埋込むこともできる。更に別の実施形態に従えば、ワイヤボンディング(図示せず)のような別の電子組立技術を用いてマルチプレクサを例えば結線416に接続することもできる。

【0048】図14は図11の線14-14に関する断面図であって、センサの密度オプションを決定するために有用な寸法を示している。図14においては、結線416の幅を W_c 、結線同士の間隔を W_s 、そして熱電対の幅を W_t とする。この例の場合、結線の層数を1とす

れば、図 11 に示されたレイアウトに関して行数 N の関数として表される熱電対の行間の距離 D_t は次式によって与えられる。

【0049】

$$D_t = W_t + (N - 1) * (W_s + W_c) + W_s$$

単位幅当りのセンサ数は $1 / D_t$ によって与えられる。通例のごとくに結線の幅及び間隔を 0.5 mm とし、かつ熱電対の幅を 0.1 mm とすれば、センサピッチは 16 行のアレイについては 1.65 mm となり、また 26 行のアレイについては 2.65 mm となる。また、図 1

1 の片面結線系の代りに図 12 の両面結線系を使用すれば、16 行及び 16 行のアレイに関するセンサピッチはそれぞれ 0.85 mm 及び 1.35 mm となる。

【0050】図 15 は、列のピッチを減少させるために使用し得る多層相互接続を含むような本発明の実施形態を示す側面図である。2 つの層が示されているが、適宜に層の数を追加することができる。この実施形態に従えば、第 1 の誘電体層 10 及び（例示目的のため図 15 に第 2 のパターン化導電層 16 として示された）堆積電気結線パターン 27 が配置され、第 2 の誘電体層 27 は、堆積電気結線パターンの特定部分にまで延びる第 2 の誘電体層スルーホール 21 を有している。更にまた、追加の堆積電気結線パターン 23 が第 2 の誘電体上に広がると共に、第 2 の誘電体層スルーホール中に延びて堆積電気結線パターンに接続されている。一実施形態においては、2 種の材料から成る結線によって追加の熱電対接点が形成されないようにするため、追加の堆積電気結線パターン 23 は第 2 のパターン化導電層 16 と同じ材料から成っている。追加の堆積電気結線パターン 23 を使用すれば、センサ間隔を増大

させることなしに検知位置の数を増加させることによってより大形のセンサアレイを製造することができる。

【0051】図 16 ~ 18 は、本発明の別の実施形態に係るサーミスタアレイ 102 の製造方法での様々な工程を示す側面図である。この実施形態に従えば、誘電体層 24 はスルーホール 25 及び / 又は 125 並びに 225 を有していて、独立した温度センサの少なくとも一部は少なくとも部分的にスルーホールの内部に配置されたサーミスタ 30 から成っている。サーミスタは、その抵抗が温度の関数として大きく（1 当り約 10 ~ 約 15 %）変化するために有用である。

【0052】図 16 には誘電体層 24 が示されているが、誘電体層 10 及び検知すべき表面の最も近くに配置される層 20 又は 18 に関連して上記に記載されるものと同様に熱伝導率が小さくかつ熱質量が小さい材料から成っていればよい。通例、誘電体層 24 の厚さはサーミスタの高さと同じであって、約 0.125 ~ 約 0.25 mm の範囲内にある。かかる誘電体層には、例えば穴あけ、機械的打抜き、レーザエッチング又はジェット水圧によってスルーホールを形成することができる。

【0053】次いで、銅の無電解めっき及び電気めっきの組合せ並びにそれに続くパターン化によって印刷回路板の金属被膜を形成する場合と同様にして、誘電体層 24 のスルーホール内及び表面上にパターン化導電材料 26 を設置することができる。図 16 ~ 18 の実施形態においては、スルーホール 25 及び 225 内のパターン化導電材料は誘電体層の相対する表面同士を接続している。所望に応じ、パターン化導電材料は特定のスルーホール 125 からは除去又は排除することもできる。

【0054】図 17 及び 18 に示されるごとく、相対する表面の一方及びサーミスタ 30 には少なくとも 1 個の導電要素 32 を接合することができ、また相対する表面の他方には追加の誘電体層 118 を設置することができる。かかる追加の誘電体層はサーミスタ及びパターン化導電材料にまで延びる複数の追加の誘電体層スルーホール 114 を有しており、そして堆積電気結線パターン 112 が追加の誘電体層スルーホールを通して延びている。

【0055】スルーホール 25 がパターン化導電材料 26 を含むような実施形態においては、その材料を用いて少なくとも 1 個の導電要素 32 を誘電体層 24 の上面に接続することができる。スルーホール 125 がパターン化導電材料 26 を含まないような実施形態においては、上面への接続はパターン化導電材料 26 を含む追加のスルーホール 225 への結線によって達成することができる。図示目的のため 1 つの図面に示されているが、通例はこれら 2 種の実施形態が併用されることはない。サーミスタスルーホール 125 が金属で被覆されていない実施形態においてはより多くのスルーホールが必要となるが、金属で被覆されたスルーホール 25 を含む実施形態に比べて製造が簡単である。なぜなら、後者の実施形態においては、スルーホール側壁に沿って延びるパターン化導電材料 26 とサーミスタ 30 との間で短絡が起こる恐れがあるからである。

【0056】一実施形態に従えば、導電要素 32 は導電性接着剤 31 によってパターン化導電材料 26 及びサーミスタ 30 に接合された帯金から成っている。一実施形態においては、かかる帯金は約 25 ~ 約 50 μm の範囲内の厚さを有する銅から成り、また導電性接着剤は導電性エポキシ樹脂から成っている。接合されたサーミスタ 2 は、次いで追加の誘電体層 118 及び堆積電気結線パターン 112 によって相互接続することができる。所望ならば、温度センサ密度を高め、及び / 又は所要面積を減少させるため、追加の誘電体層 118 上に形成された結線に加えて誘電体層 24 上に結線を形成することもできる。

【0057】図 19 は、サーミスタアレイの製造工程に関する別の実施形態を示す側面図である。この場合には、少なくとも 1 個の導電要素 132 が誘電体層 24 に接合されると共に、少なくとも一部のスルーホール 25

は少なくとも1個の導電要素にまで延びている。一実施形態に従えば、パターン化導電材料126はスルーホールを通して延び、そして少なくとも1個の導電要素に接合されている。一実施形態に従えば、かかる接合は導電性接着剤31によって達成される。この場合にもまた、(図18に118として示された)追加の誘電体層及び堆積電気結線パターン112を用いてサーミスタを相互接続することができる。図16~18の場合と同様に、スルーホール125はパターン化導電材料126を含む必要はない。

【0058】サーミスタアレイを製造するための1つの方法を詳細に記載したが、その他の方法(例えば、薄い導体箔上にサーミスタを取付けてから打抜き済みの誘電体層を積層する方法)を使用することにより、スルーホール内に個々のサーミスタを配置する必要性を排除することもできる。

【0059】図20は、サーミスタアレイを用いた本発明の実施形態を示す概略回路上面図である。図20に示されるごとく、堆積電気結線パターンの第1の部分112又は第2の部分113のいずれか一方は端子119へ20の共通の電気結線を含み得る。各々のサーミスタの高さが0.2mmかつ一辺117の長さが約0.5mmであるような実施形態に従えば、図14に関連して上記に記載されたものと同様なセンサピッチを達成することができる。所望ならば、端子119を並列に接続することもできるし、及び/又は端子121を並列に接続することもできる。かかる接続は結線の数を減少させるが、走査装置210(図1)の複雑度を増大させることがある。

【0060】図21は、抵抗温度検出器アレイ103を用いた本発明の実施形態を示す概略回路上面図である。30この実施形態に従えば、独立した温度センサの少なくとも一部は誘電体層10上にパターン化によって形成された抵抗温度検出器(RTD)3から成っている。

【0061】更に詳しく述べれば、RTDは高抵抗の領域を形成するように選択的にパターン化された堆積電気結線パターン41の一部から構成することができる。一実施形態においては、約25~50 μm の幅、約250~1000 μm の長さ、及び約0.2~4 μm の高さを有する細い蛇行した線を含む領域34を有するように結線がパターン化される。結線材料として常用される金属40(例えば、銅、ニッケル及びチタン)について言えば、温度変化に対するRTDの抵抗変化は通例1当り約0.4~約0.6%である。かかるRTDアレイは、簡略化された製造方法に従って製造することができる。なぜなら、2種の異なるパターン化導電層材料や独立したサーミスタを使用する必要がないからである。

【0062】アレイ103は、例えば、各々のRTDが一般にケルビン結線と呼ばれる4本の端子結線134を有するようにして配列することができる。スイッチが誘電体層上に配置されるのであれば、マルチプレクサ集積*50

*回路チップが有用である。スイッチが誘電体層外に配置されるのであれば、リードリリーススイッチを使用することができる。図21の実施形態においては、結線36を通してRTD中に電流が流されると共に、RTDの両端に発生する電圧がRTDに対して直接に接続された結線138又は238によって測定される。この技術は、RTDリード線及び結線中における電圧降下に原因する誤差を排除する。測定サイクル中においてRTD電流結線の全てを直列に接続すれば、結線の数ある程度まで減少させることができる。

【0063】各々のRTDの近くに接続される結線部分238の代わりに2個のRTDの中間に接続される結線部分138を含むように堆積電気結線パターンを形成すれば、(精度は多少低下するものの)スイッチ239及び339の数を減少させることができる。

【0064】図22はセンサ用の矩形グリッドを示し、また図23は本発明の一実施形態に係るセンサ用の三角形グリッドを示している。前述の実施形態は一般に矩形グリッドを成して配列された温度センサに関するものであるが、図23に示されるごとく三角形グリッド上にセンサを配列することが有用な場合もある。図23の実施形態においては、各々のセンサとそれに隣接するセンサとの間の距離が実質的に同じになるようにしながら、複数の独立した温度センサが三角形グリッドを成して配列されている。

【0065】三角形グリッドは、矩形グリッドによっては得られない様な間隔を与えるばかりでなく、1平方センチメートル当りのセンサ素子の数を増加させることなしにセンサアレイの空間解像度を増大させることができる。更にまた、三角形グリッドは所定の空間解像度について要求されるセンサの総数を減少させ、それによってセンサの費用を低減させかつ関連する電子回路の複雑度を低下させることができる。

【0066】以上、本発明の特定の好ましい実施形態のみを記載したが、当業者には数多くの変更及び修正が想起されるであろう。それ故、特許請求の範囲は、本発明の真の技術的思想に属する変更及び修正の全てを包含するものと理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態に係る診断用具のブロック図である。

【図2】図1の診断用具を適用し得る一応用例を示す斜視図である。

【図3】本発明の一実施形態に係る熱電対アレイの上面図である。

【図4】本発明の一実施形態に係る熱電対アレイの側面図である。

【図5】図3~4の熱電対アレイに関連する本発明の別の実施形態を示す側面図である。

【図6】図3~4の熱電対アレイに関連する本発明の別

の実施形態を示す側面図である。

【図7】図3～4の熱電対アレイに関連する本発明の別の実施形態を示す側面図である。

【図8】図3～4の熱電対アレイに関連する本発明の別の実施形態を示す側面図である。

【図9】熱電対アレイの接続に関する本発明の実施形態を示す概略回路上面図である。

【図10】熱電対アレイの接続に関する本発明の実施形態を示す概略回路上面図である。

【図11】熱電対アレイの接続に関する本発明の実施形態を示す概略回路上面図である。

【図12】熱電対アレイの接続に関する本発明の実施形態を示す概略回路上面図である。

【図13】図12の一部分の側面図である。

【図14】図11の一部分の側面図である。

【図15】多層相互接続を含む本発明の実施形態を示す側面図である。

【図16】本発明の別の実施形態に係るサーミスタアレイ製造方法における一工程を示す側面図である。

【図17】本発明の別の実施形態に係るサーミスタアレイ製造方法における一工程を示す側面図である。

【図18】本発明の別の実施形態に係るサーミスタアレイ製造方法における一工程を示す側面図である。

【図19】サーミスタアレイを用いた本発明の別の実施形態を示す概略回路上面図である。

【図20】サーミスタアレイを用いた本発明の実施形態を示す概略回路上面図である。

【図21】抵抗温度検出器アレイを用いた本発明の実施形態を示す上面図である。

【図22】センサ用の矩形グリッドを示す図である。

【図23】本発明の一実施形態に係るセンサ用の三角形グリッドを示す図である。

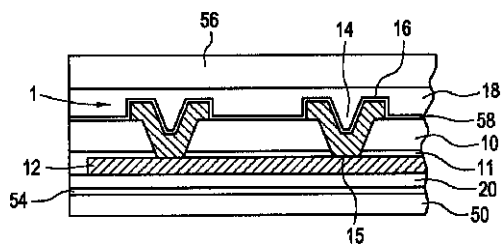
【符号の説明】

- 2 サーミスタ
- 3 抵抗温度検出器
- 10 誘電体層
- 12 第1のパターン化導電層
- 13 特定の領域

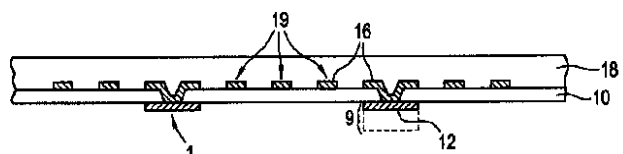
- * 14 スルーホール
- 15 接点
- 16 第2のパターン化導電層
- 18 追加の誘電体層
- 20 支持体層
- 21 第2の誘電体層スルーホール
- 23 追加の堆積電気結線パターン
- 24 誘電体層
- 25 スルーホール
- 26 パターン化導電材料
- 27 第2の誘電体層
- 30 サーミスタ
- 32 導電要素
- 100 温度センサアレイ
- 102 サーミスタアレイ
- 103 抵抗温度検出器アレイ
- 112 堆積電気結線パターン
- 114 追加の誘電体層スルーホール
- 118 追加の誘電体層
- 125 スルーホール
- 126 パターン化導電材料
- 132 導電要素
- 210 走査装置
- 212 コンピュータ
- 218 定着装置
- 219 ベース
- 220 データ収集ユニット
- 224 データ処理ユニット
- 226 記録ユニット
- 231 マルチプレクサユニット
- 236 マルチプレクサ
- 312 第1のパターン化導電層
- 313 端子
- 315 熱電対接点
- 316 第2のパターン化導電層
- 317 端子
- 416 結線

*

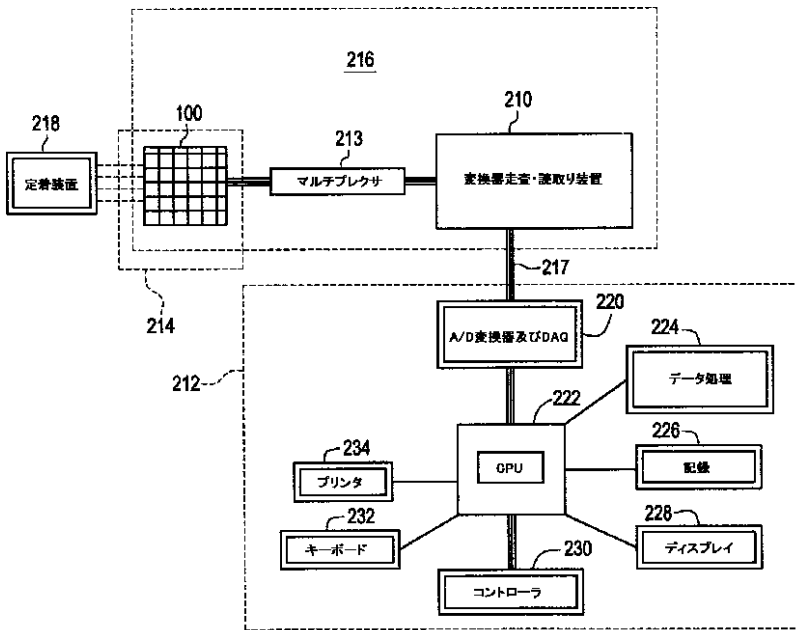
【図4】



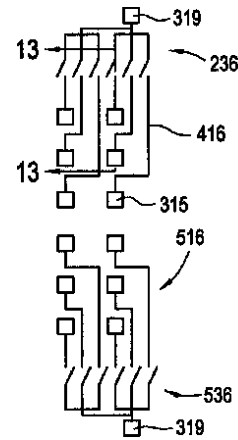
【図5】



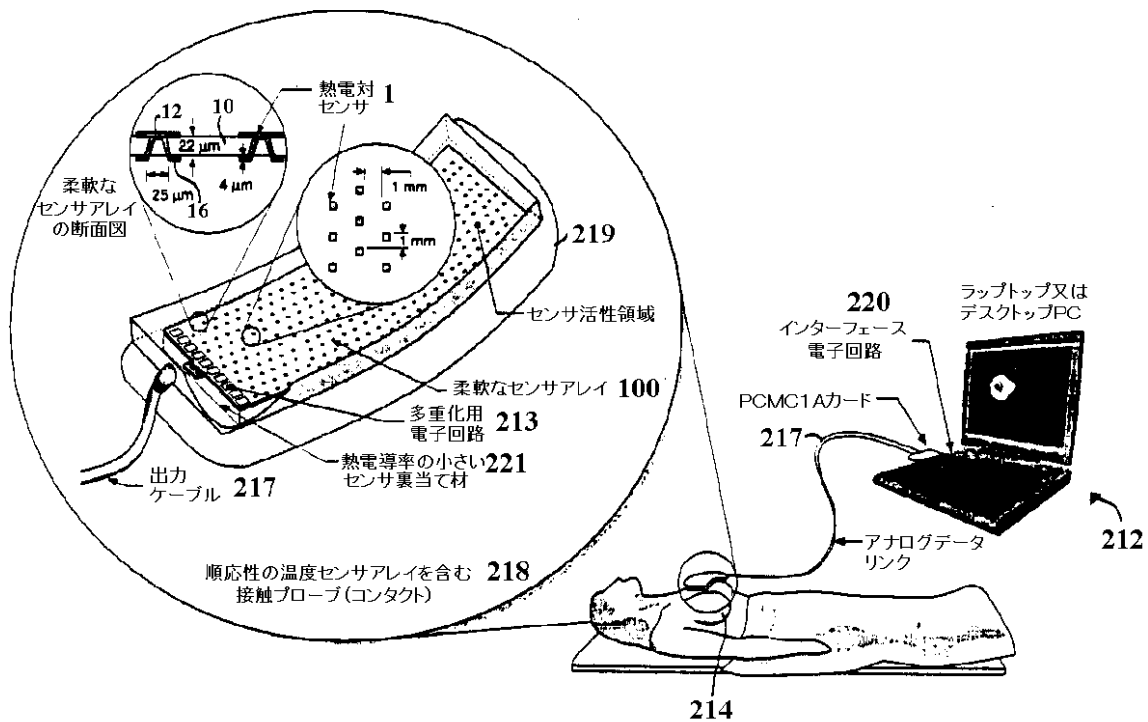
【図1】



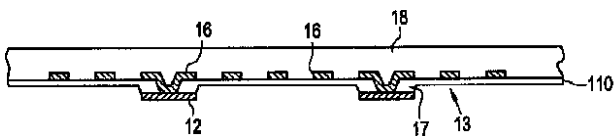
【図12】



【図2】



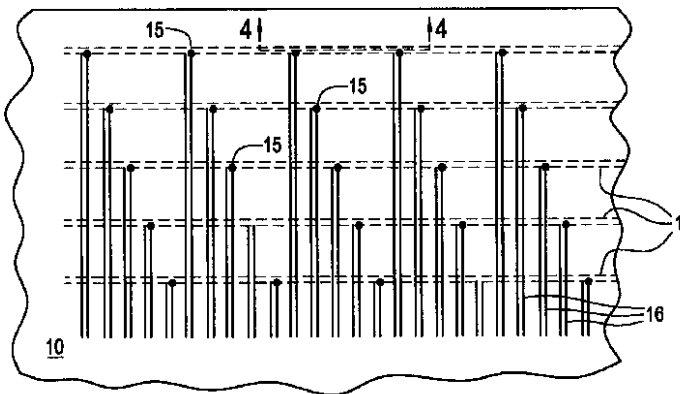
【図6】



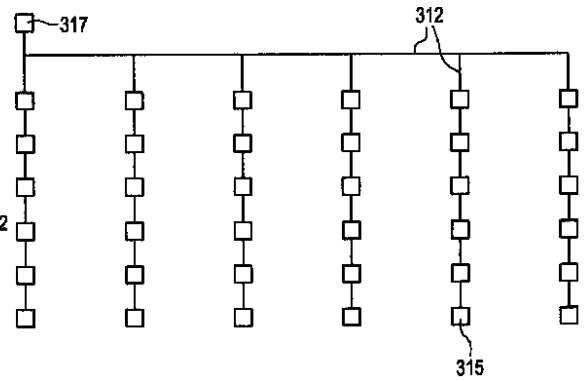
【図7】



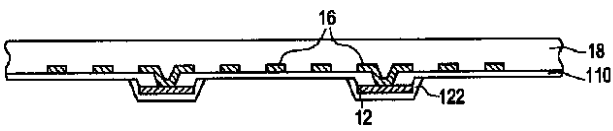
【図3】



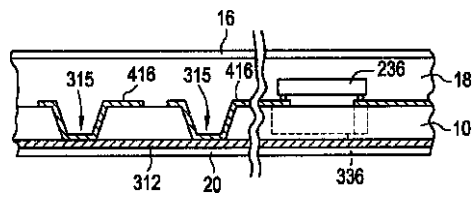
【図10】



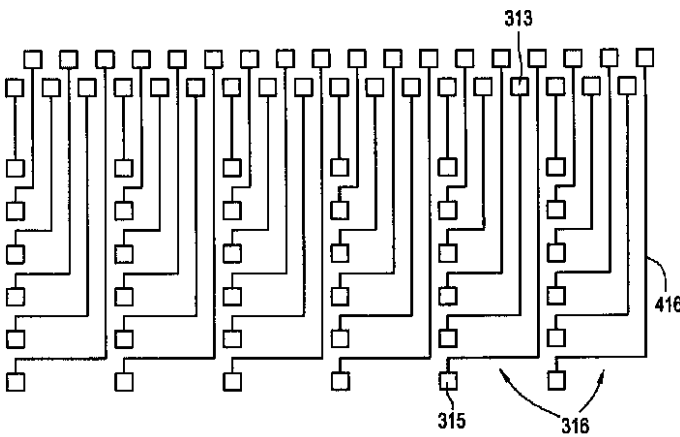
【図8】



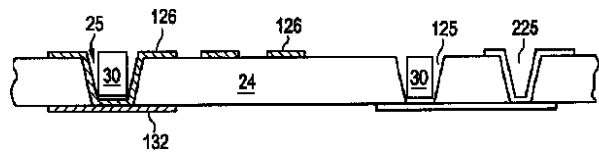
【図13】



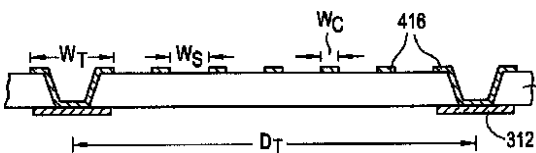
【図9】



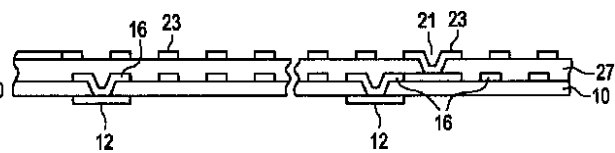
【図19】



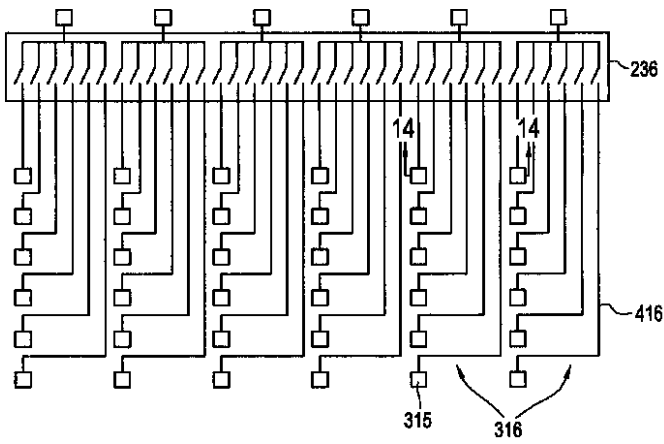
【図14】



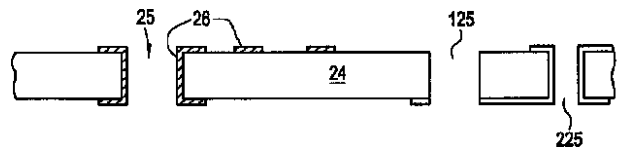
【図15】



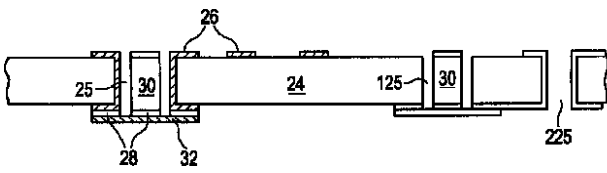
【図11】



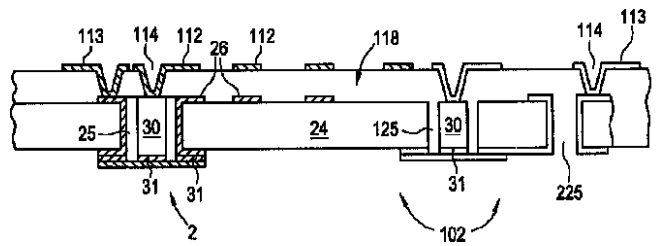
【図16】



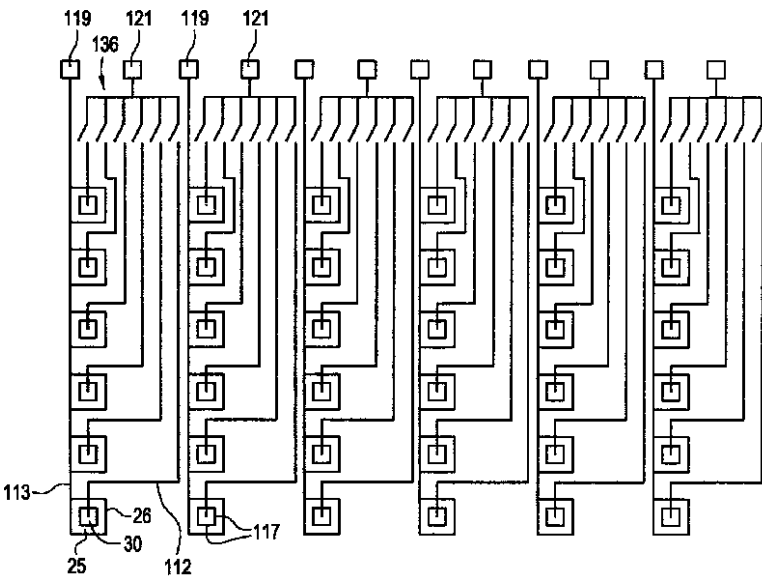
【図17】



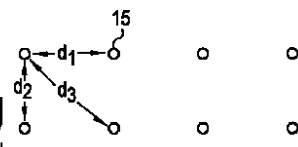
【図18】



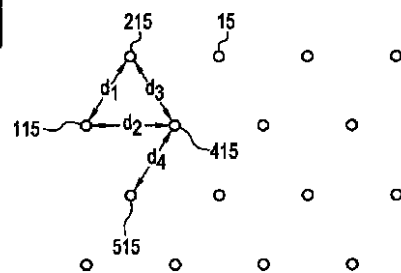
【図20】



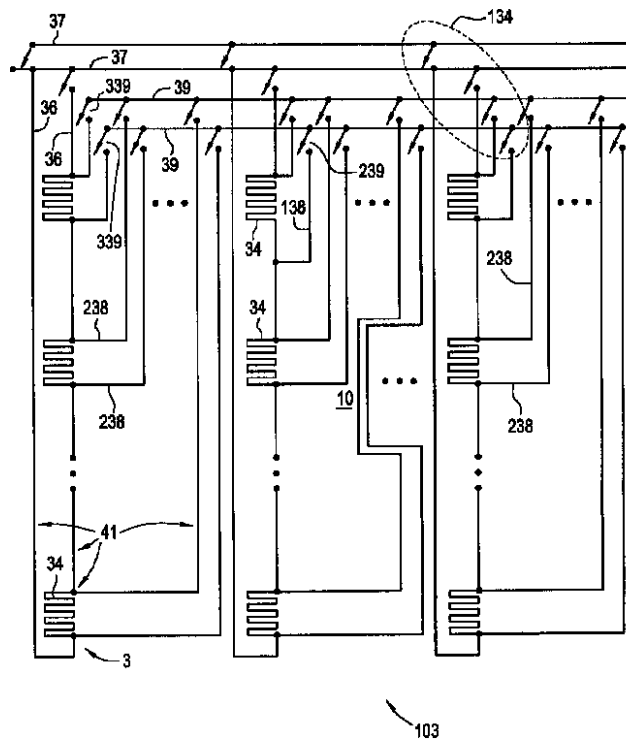
【図22】



【図23】



【図21】



フロントページの続き

- (72)発明者 ウィリアム・ポール・コーンラムフ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデイ、テレース・ロード、335番
- (72)発明者 マーク・ルロイド・ミラー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデイ、バイカー・アベニュー・イースト、2120番

- (72)発明者 ビーレ・ヒップズ・オブサル・オング
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、コベントリー・ドライブ、17番
- (72)発明者 エギディジャス・エドワード・ウズギリス
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデイ、ビューモント・ドライブ、1206番

【外国語明細書】

1. Title of Invention

THERMAL SENSOR ARRAY AND METHODS OF FABRICATION AND USE

2. Claims

1. A diagnostic tool comprising:

a thermal sensor array including a dielectric layer including a plurality of individual thermal sensors and a pattern of deposited electrical interconnections facing at least one surface of the dielectric layer for providing electrical connections from each of the plurality of individual thermal sensors;

a scanning device coupled to the pattern of deposited electrical interconnections for obtaining sensor signals from the thermal sensors; and

a computer for processing the sensor signals to estimate temperature distributions.

2. the diagnostic tool of claim 1 wherein the dielectric layer and the pattern of deposited electrical interconnections are surface-conformable

3. The diagnostic tool of claim 2 further including a fixturing device for positioning the thermal sensor array in contact with a surface to be measured.

4. The diagnostic tool of claim 2 wherein the fixturing devices comprises:
a substantially rigid base; and

a mechanically flexible media for mechanically coupling the thermal sensor array to the base.

5. The diagnostic tool of claim 2 wherein the computer includes a data acquisition unit for acquiring the sensor signals from the scanning device.

6. The diagnostic tool of claim 5 wherein the computer further includes a data processing unit forming spatial thermal maps from the sensor signals.

7. A method for diagnosing breast cancer comprising:

situating, on a breast, a thermal sensor array including a dielectric layer including a plurality of individual thermal sensors and a pattern of deposited electrical interconnections facing at least one surface of the dielectric layer for providing electrical connections from each of the plurality of individual thermal sensors;

scanning sensor signals from the thermal sensors via the pattern of deposited electrical interconnections; and

processing the sensor signals to estimate temperature distributions indicative of breast cancer.

8. The method of claim 7 wherein the dielectric layer and the pattern of deposited electrical interconnections are surface-conformable

9. The method of claim 8 further including using a fixturing device for positioning the thermal sensor array in contact with the breast.

10. The method of claim 7 further including, prior to situating the thermal sensor array on the breast, providing at least one alignment mark on the breast.

11. A thermal sensor array comprising:

a dielectric layer including a plurality of individual thermal sensors;

a pattern of deposited electrical interconnections facing at least one surface of the dielectric layer for providing electrical connections from each of the plurality of individual thermal sensors.

12. The thermal sensor array of claim 11 wherein the dielectric layer and the pattern of deposited electrical interconnections are surface-conformable.

13. The array of claim 11 further including: a first patterned conductive layer on one surface of the dielectric layer having a different thermal emf than the pattern of deposited electrical interconnections,

wherein the dielectric layer has vias therethrough, the pattern of deposited electrical interconnections comprises a second patterned conductive layer), and at least

some of the individual thermal sensors comprise thermocouples comprising joints formed through the vias between the first and second patterned conductive layers.

14. The array of claim 13 wherein the first patterned conductive layer includes portions at the joints having thicknesses greater than the thicknesses of other portions of the first patterned conductive layer.

15. The array of claim 13 wherein the dielectric layer is thinned in selected areas, the selected areas not including portions of the dielectric layer facing the first patterned conductive layer.

16. The array of claim 15 further including a protective layer overlying the first patterned conductive layer.

17. The array of claim 12 wherein the dielectric layer comprises a first dielectric layer and further including

a second dielectric layer overlying the first dielectric layer and the pattern of deposited electrical interconnections, the second dielectric layer having second dielectric layer vias extending to selected portions of the pattern of deposited electrical interconnections, and

an additional pattern of deposited electrical interconnections extending over the second dielectric layer into the second dielectric layer vias and coupled to the pattern of deposited electrical interconnections.

18. The array of claim 12 wherein the pattern of deposited electrical conductors includes:

a first patterned conductive layer on one surface of the dielectric layer including a common electrical interconnection coupling all of the thermal sensors; and

a second patterned conductive layer on another surface of the dielectric layer including a plurality of separate connections each coupling a respective one of the thermal sensors.

19. The array of claim 18 further including at least one multiplexer, wherein each of the plurality of separate connections is coupled to the at least one multiplexer.

20. The array of claim 19 wherein the at least one multiplexer includes at least two multiplexers situated on opposing sides of the thermal sensors.

21. The array of claim 11 wherein the dielectric layer has vias therethrough and wherein at least some of the individual thermal sensors comprise thermistors situated at least partially within the vias.

22. The array of claim 21 further including

patterned conductive material coupling opposing surfaces of the dielectric layer;

an electrically conductive element coupled to one of the opposing surfaces and to at least one of the thermistors;

an additional dielectric layer coupled to another of the opposing surfaces, the additional dielectric layer having a plurality of additional dielectric layer vias, some of the additional dielectric layer vias extending to the thermistors and others of the additional dielectric layer vias extending to the patterned conductive material,

the pattern of deposited electrical interconnections extending through the additional dielectric layer vias and including first portions coupled to thermistors and second portions coupled to the patterned conductive material.

23. The array of claim 22 wherein selected ones of the first or second portions of the pattern of deposited electrical interconnections include common electrical interconnections.

24. The array of claim 21 further including

at least one electrically conductive element coupled to one of the opposing surfaces with at least some of the vias extending to the at least one electrically conductive element,

patterned conductive material extending through the vias and coupled to the at least one electrically conductive element with at least one of the thermistors coupled to the patterned conductive material,

an additional dielectric layer coupled to another of the opposing surfaces, the additional dielectric layer having a plurality of additional dielectric layer vias, at least one of the additional dielectric layer vias extending to the at least one of the thermistors and others of the additional dielectric layer vias extending to the patterned conductive material,

the pattern of deposited electrical interconnections extending through the additional dielectric layer vias.

25. The array of claim 21 further including

at least one electrically conductive element coupled to one of the opposing surfaces with at least some of the vias extending to the at least one electrically conductive element,

patterned conductive material extending through some of the vias with at least one of the thermistors coupled to the at least one electrically conductive element in another of the vias,

an additional dielectric layer coupled to another of the opposing surfaces, the additional dielectric layer having a plurality of additional dielectric layer vias, some of the additional dielectric layer vias extending to the at least one of the thermistors and others of the additional dielectric layer vias extending to the patterned conductive material,

the pattern of deposited electrical interconnections extending through the additional dielectric layer vias.

26. The array of claim 11 wherein at least some of the individual thermal sensors comprise resistance temperature detectors (RTDs) patterned on the dielectric layer.

27. The array of claim 26 wherein the RTDs comprise portions of the pattern of deposited electrical interconnections selectively patterned to form areas of high resistance.

28. The array of claim 26 wherein the pattern of deposited electrical interconnections includes voltage measurement connections with two voltage measurement connections being coupled to each RTD, and current supply connections with each current supply line supplying current to one or more of the RTDs.

29. The array of claim 28 wherein the voltage measurement and current supply connections are selectively coupled to respective voltage measurement and current supply lines.

30. The array of claim 11 wherein the plurality of individual thermal sensors are spaced in a triangular grid such that the distance between each respective sensor and each neighboring sensor is substantially the same.

31. A method for fabricating a thermal sensor array comprising:

providing a dielectric layer including a plurality of individual thermal sensors;
and

depositing a pattern of electrical interconnections over at least one surface of the dielectric layer for providing electrical connections from each of the plurality of individual thermal sensors.

32. The method of claim 31 further including

depositing a first patterned conductive layer on the other surface of the dielectric layer having a different thermal emf than the pattern of deposited electrical interconnections, wherein the dielectric layer has vias therethrough, the pattern of deposited electrical interconnections comprises a second patterned conductive layer,

and at least some of the individual thermal sensors comprise thermocouples comprising joints formed through the vias between the first and second patterned conductive layers; and

thinning the dielectric layer in selected areas, the selected areas not including portions of the dielectric layer facing the first patterned conductive layer.

33. The method of claim 31 wherein providing the dielectric layer comprises forming vias therethrough and situating thermistors at least partially within the vias.

34. The method of claim 31 wherein providing the dielectric layer including a plurality of individual thermal sensors and depositing the pattern of electrical interconnections include patterning resistance temperature detectors (RTDs) on the dielectric layer.

3. Detailed Description of Invention

BACKGROUND

The present invention relates generally to thermal sensors and more particularly to thermal sensors for thermography.

Conventional breast cancer screening techniques are based on detection and evaluation of tissue mass structure. X-Ray mammography is commonly used for breast cancer screening. Several drawbacks of X-Ray mammography include: (a) exposure of a population to systematic doses of radiation; (b) reduced effectiveness of X-Ray mammography in the case of dense breasts (a relatively common condition among young women); (c) reluctance of some women to undergo the uncomfortable procedure; and (d) inability of X-Ray mammography to detect early tumors of small size. For detection, the mass must be of a minimum size.

It has been shown that angiogenesis (the recruitment of new blood vessels from existing vessels) is a necessary condition for all solid tumors to grow beyond a diameter of several millimeters (J. Folkman, *New England J. of Medicine*, 285:1182-1186, 1971; N. Weidner et. al. , *New England J of Medicine*, 324:1-8,1991). The increased blood vasculature and blood perfusion associated with early tumor growth together with the increased metabolic output of tumors that are growing are hypothesized to lead to higher tumor temperatures than found for surrounding tissues. This hypothesis has been verified in a qualitative manner for tumors that are near the surface of skin in the case of breast cancer. Thus thermographic sensing with an appropriate technique that is sensitive enough and is free of errors caused by other

environmental factors would be useful as a screening method for cancer, particularly for breast cancer.

In applications such as aforementioned US Patent No. 5,909,004, thermographic sensors are used to measure thermal temperature gradients. To minimize the perturbation of the thermal temperatures being measured, the sensor must have minimal lateral thermal conductivity. In addition, the thermal time constant and mass must be minimized so that rapid reading of the temperatures can be accomplished. In the field of thermography the surface temperature of the human body is mapped to provide information that is indicative of early tumor growth.

Infrared (IR) cameras or imagers have been used to attempt to measure small temperature gradients. An example of a thermoelectric infrared detector array can be found in Sclar, US Patent No. 4,558,342. Measurements of temperature distributions in human tissue to detect tumors must map the surface temperature accurately so that any contribution from internal tumors can be properly detected. Infrared sensors (which cannot be in direct contact with skin) can yield unreliable temperature data due in part to effects of ambient air flow on the skin surface and due to variations in skin emissivity and orientation relative to the infrared sensor. Skin emissivity can be a particularly insidious problem in practice and varies due to presence of a variety of substances on the skin such as oil, water or particulate debris. Variations in emissivity cause apparent changes in temperature as sensed by the infrared camera that mask the underlying true temperature gradients on the skin.

SUMMARY OF THE INVENTION

Thus, there is a need of a noninvasive, harmless method and apparatus for measuring spatial and/or temporal temperature gradients in biological tissue for screening for angiogenesis and metabolic changes associated with very early tumor development and for monitoring changes in tumor size.

It would additionally be desirable to provide improved thermal sensors while minimizing sensor effects on the thermal field being measured.

It would further be desirable to provide improved detection systems that measure other parameters than the emissive characteristics of the surface and also have a reduced need for calibration and tight environment control, to process resulting data digitally to improve the detection sensitivity, and to provide fixturing devices to help stabilize data acquisition and localize signal position .

In one embodiment of the present invention, an array of temperature sensors is interconnected using thin film interconnects and attached to a low thermal conductivity, low thermal mass material to provide a sensor array with reduced lateral thermal conductivity and losses. In contrast to IR imaging techniques which measure IR and infer temperature while taking emissivity into account (temperature $T =$ function of emissivities and detected IR signals), the present invention can be used to provide direct contact voltage measurements that can be converted to corresponding temperature values with less complexity and likelihood of error ($T =$ voltage signal V * constant K).

DETAILED DESCRIPTION OF A PREFERRED EMBODIMENT OF THE INVENTION

The features of the invention believed to be novel are set forth with particularity in the appended claims. The invention itself, however, both as to organization and method of operation, together with further objects and advantages thereof, may best be understood by reference to the following description taken in conjunction with the accompanying drawings, where like numerals represent like components.

FIG. 1 is a block diagram of a diagnostic tool according to one embodiment of the present invention including a thermal sensor array 100, a scanning device 210 coupled to thermal sensors of the thermal sensor array, and a computer 212 for processing sensor signals to estimate temperature distributions. **FIG. 2** is a perspective diagram of one embodiment in which the diagnostic tool **FIG. 1** can be applied.

According to several embodiments of the present invention discussed in more detail below with respect to FIGs. 3-23, a thermal sensor array comprises a dielectric layer 216 (FIG. 1) including a plurality of individual thermal sensors and a pattern of deposited electrical interconnections facing at least one surface of the dielectric layer for providing electrical connections from each of the plurality of individual thermal sensors with the dielectric layer and the pattern of deposited electrical interconnections being surface-conformable.

“Surface-conformable” is intended herein to mean sufficiently flexible to conform to the surface of an anatomical structure such as breast tissue that has been pressed against a chest wall in a manner such that most of the individual thermal sensors are capable of providing signals representative of temperatures of the surface. Although surface-conformable thermal sensor arrays are preferable for many applications, a rigid or flat sensor can alternatively be used for many applications.

For purposes of example, FIGs. 3-15 relate to thermocouple embodiments, FIGs. 16-20 relate to thermistor embodiments, and FIG. 21 relates to a resistance temperature detector embodiment. Other types of thermal sensors (such as thermopiles, for example) that can be integrated with a thin film and deposited electrical interconnections can alternatively be used.

Returning to FIG. 1, scanning device 210 and thermal sensor array 100 may comprise individual elements or may be integrated onto a common dielectric layer 216. A multiplexer unit 213 can be used to multiplex data for transmission to the scanning device and thereby reduce the interconnection complexity. Multiplexer 213 may be integrated with the sensor array and/or the scanning device, or multiplexer 213 may comprise a separate element.

The thermal sensor array can be used in a manual mode by being pressed into contact with a surface 214 to be measured. Alternatively, a fixturing device 218 for positioning the thermal sensor array in contact with the surface 214 can be used to more precisely control the placement and the pressure on the thermal sensor array. In some applications, the fixturing device can be useful to reduce tissue thickness in the direction of interest to enhance detection capability.

In one embodiment, as shown in FIG. 2, fixturing device 218 comprises a base 219 which comprises a substantially rigid structural material such as an injection molded lightweight polycarbonate, and a substantially flexible thermocouple array 100 which is coupled to base 219 by a mechanically flexible media 221 such as low thermal conductivity backing material or multiple springs, for example. In one embodiment, backing material comprises a foam rubber.

Referring again to FIG. 1, in one embodiment, computer 212 (for receiving data via a data link 217) includes a data acquisition unit 220 which is used to acquire streams of multiplexed data, a data processing unit 224 for forming temporal sequences of spatial thermal maps, and an archiving unit 226 for storing the thermal maps.

Data processing unit 224 may include signal/image processing software or methods to enhance regions of the thermal maps based on local statistics or other image properties. Signal analysis takes into account the temporal variation of observed signals due to perturbation of the skin thermal boundary conditions. The fact that early time data can have steeper gradients than later time data due to heat diffusion can be accounted for in producing a thermographic image of the skin surface. Also, for highest sensitivity, individual temperature variation of sensors in the array can be averaged out. That is, the sensor array can be on a much finer scale than the expected temperature gradient profiles, thus allowing for signal smoothing to be implemented for neighboring sensors. An algorithm for such smoothing can be implemented.

For data acquisition and processing, the sensor elements can be spaced to provide desired resolution with over-sampling. That is, if 1 mm resolution is desired, the sensors can be positioned on a 0.5mm (or smaller) grid. Thus multiple signals will enhance detection confidence. Over-sampling can also be accomplished by physically shifting the sensor array position – such movement can be incorporated by the fixturing device. Data can be reconstructed with over-sampling or by statistically combining adjacent points to enhance the effects of the over-sampling. Methods for

removing thermal signals due to known underlying anatomical features (e.g., blood vessels) can be incorporated if patients are monitored repeatedly.

The computer may additionally include other elements such as a display 228, a keyboard 232, a printer 234, a controller 230, and a central processing unit 222 (CPU) to integrate operation of the data acquisition unit, the data processing unit, and the archiving unit, for example. The computer can perform analysis directly, send the data to a remote computer for further analysis, and/or send information to a human specialist (via a satellite, for example) to obtain expert advice. In one embodiment, the computer obtains information from the controller or a remote computer and provides the information to scanning device 210 for regulating multiplexer 213.

As shown in the embodiment of FIG. 2, the diagnostic tool can be used, for example, for diagnosing breast cancer by situating the thermal sensor array on a surface comprising a breast, scanning sensor signals from the thermal sensors via the pattern of deposited electrical interconnections, and processing the sensor signals to estimate temperature distributions indicative of breast cancer. The fixturing device or manual pressure can be used to reduce tissue thickness in directions of interest. This embodiment of the present invention thus can provide a noninvasive, harmless technique for measuring spatial temperature gradients (variation across the tissue) and/or temporal temperature gradients (variation with time) in biological tissue for screening of early tumor development or for monitoring for the effects of tumor therapy, particularly for the effects of anti-angiogenesis therapy which is designed to attack the tumor blood supply directly.

Different patient positions have different advantages with the present invention. Lying a patient on her back results in the breast tissue spreading out such that tissue thickness (through which the thermal signals need to penetrate) is naturally minimized; minimizes the motion of the breasts; and provides a position of comfort. Lying a patient on her stomach with a hole on the table through which the breasts extend minimizes transverse thickness, minimizes breast motion, and provides a position of comfort. Depending on the fixturing, having a patient sit or stand upright can minimize sensor array positioning time required for the lying down positions. The

appropriate position for sensing will additionally vary depending on the nature of the clinical use. For screening of an asymptotic breast, full, unbiased, thorough, and accurate coverage is important to maximize sensitivity. For diagnosing a suspected cancer, the goal of positioning is to provide the best information about the suspicious region of the breast.

Furthermore, it can be useful to mark the surface to be measured with dots, lines, or a grid to assist in positioning of the fixturing device, particularly if the thermal sensor array will be used in more than one position of the surface. In one example, a black, non-permanent marker is used to provide marking for aligning multiple thermal images taken at different positions.

It is further useful to provide an array of sufficient size (such as 25 centimeters by 25 centimeters, for example) so that one position can be used for measurement purposes. In an alternative embodiment, a plurality of arrays are simultaneously positioned for simultaneous measurements.

FIGs. 3-4 are respective top and side views of a thermocouple array 101 according to one embodiment of the present invention. In this embodiment, the thermocouple array includes a first patterned conductive layer 12 facing one surface of a dielectric layer 10 and the pattern of deposited electrical interconnections comprises a second patterned conductive layer 16 facing the other surface of dielectric layer 10. The first and second patterned conductive layers have different thermal emfs. Dielectric layer 10 has vias 14 therethrough, and at least some of the individual thermal sensors comprise thermocouples 1 including joints 15 formed through the vias between the first and second patterned conductive layers. The term "facing" is meant to include situations wherein another material, such as an adhesive, for example, can be present between a conductive layer and the dielectric layer.

In one embodiment, a support layer 20 is laminated with an adhesive 54, for example, on a removable support carrier 50. The support carrier may comprise any structurally appropriate material which can withstand processing temperatures of the thermocouple array fabrication. In one embodiment, support carrier 50 comprises copper. Support layer 20 may comprise a low dielectric constant material such as a

polymer. A useful material for adhesive 54 when the support carrier comprises copper and the support layer comprises a polymer is a siloxane polyetherimide block copolymer, for example.

First patterned conductive layer 12 can be applied to dielectric layer 10 by any appropriate technique. In the embodiment of FIG. 4, first patterned conductive layer 12 is applied to dielectric layer 10 by first being applied to support layer 20 and then having dielectric layer 10 situated over the first patterned conductive layer. First patterned conductive layer 12 can be applied to the support layer by any appropriate technique such as, for example, spraying, sputtering, or lamination with an adhesive (not shown) either before or after the support layer is attached to the support carrier. The first patterned conductive layer can be applied in an unpatterned sheet form and then patterned with photoresist using conventional photolithographic techniques to produce a series of electrical runs, for example.

The appropriate material for dielectric layer 10 will depend upon the intended use and environment of the thermocouple array. A material such as KAPTON™ polyimide (KAPTON is a trademark of E.I. duPont de Nemours & Co.) or UPILEX™ polyetherimide (UPILEX is a trademark of UBE Industries, Ltd.) provides a rugged and abrasion-resistant array but is not as easily conformed to complex surface topologies such as female breast tissue as are silicone rubber membranes which provide greater flexibility. Dielectric layer 10 can be applied by techniques such as spinning, spraying, or, as shown, using an adhesive 11. In one embodiment, adhesive 11 comprises an SPI (siloxane polyimide)-epoxy blend.

Vias 14 can be formed in dielectric layer 10 using a mechanical punching process, a chemical etch process, or a laser drilling process such as described in Eichelberger et al., U.S. Pat. No. 4,894,115, issued Jan. 6, 1990, and Eichelberger et al., U.S. Pat. No. 4,835,704, issued May 30, 1989, for example. The vias can be cleaned using a reactive ion etching process to provide a clean surface of the first patterned conductive layer on the bottoms of the vias.

Second patterned conductive layer 16 can be applied either before or after the dielectric layer is attached to the support layer and/or the first patterned conductive layer by any appropriate technique such as, for example, spraying, sputtering, or lamination with an adhesive (not shown). In one embodiment wherein the second patterned conductive layer is applied after the dielectric layer is attached, the second patterned conductive layer is sputtered or evaporated onto the top of dielectric layer 10 and through the vias to extend to each exposed portion of first patterned conductive layer 12. The second patterned conductive layer can be patterned in the same manner as the first patterned conductive layer.

Individual thermoelectric materials (in this example the first and second patterned conductive layers) are frequently characterized for practical purposes by a quantity called thermal emf (electromotive force). The term "thermal emf" herein means the thermal emf per degree of temperature unit of the material relative to platinum. A thermal emf can be a positive or a negative number and is typically expressed in units of microvolts per degree Celsius ($\mu\text{v}/^{\circ}\text{C}$). The first and second patterned conductive layers must have sufficiently different thermal emfs to produce a useful electrical output signal. The sensitivity of the voltage measuring equipment used in a particular application will affect what difference in thermal emfs is sufficient for practical measurement purposes.

In one embodiment, the first and second patterned conductive layers each have a thickness ranging from about 2 micrometers to about 4 micrometers to minimize the cross section of the resulting thermal shunt and thereby to minimize the thermal conductivity and the likelihood of disturbing the thermal field to be measured. The thermocouples of the present invention can be patterned very finely. For example, if the width of the lines in the patterned conductive layers is about 0.05 mm, the spacing between lines is about 0.05 mm, and the diameter of a patterned via is about 0.1 mm, then a 15 row thermocouple array can be situated in an area with a pitch of 1.65 mm.

In a preferred embodiment, one of the first and second patterned conductive layers comprises constantan (an alloy of about 55% copper and 45% nickel) and the other of the first and second patterned conductive layers comprises copper. At a

temperature of 200 °C, for example, the thermal emf of copper is +9.15 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$ and the thermal emf of constantan is -37.25 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$ with the difference in thermal emf being 46.4 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$. Another example embodiment is copper and an alloy of Ni 90% and Cr 10% (having a thermal emf at 200 °C of 29.8 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$) which have a thermal emf difference of about 67 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$. One pair of conductive layers with a very high difference in thermal emf (765 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$) is germanium (+362 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$) and silicon (-403 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$). Pairs of conductive layers with a very low thermal emf difference (about 1 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$) include platinum and rhodium alloys. For practical applications, the thermal emf difference will typically range from about 1 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$ to about 67 $\mu\text{v}/^\circ\text{C}$.

The above examples of one patterned conductive layer comprising a material having a positive thermal emf and the other patterned conductive layer comprising a material having a negative thermal emf are for purposes of illustration only. The significant factor is that the two patterned conductive layers have sufficiently different thermal emfs, even if both are positive or both are negative. Either of the layers can be applied first. In a preferred embodiment, the patterned conductive layer which will be positioned closest to the region to be sensed will be the first patterned conductive layer so that the contact between the first and second patterned conductive layers will be as close to the region as possible.

Whereas the above description is of an interconnect system having the interconnections between patterned conductive layers 12 and 16 directly through dielectric layer 10, it is possible to have both conductive layers interconnected through vias to another interconnect pattern (not shown) through another dielectric layer (such as support layer 20). Similarly, it is possible to pattern two conductive layers on one surface of the dielectric layer, pattern an other layer comprising one of the two conductive layer materials on the opposite surface, and form vias and interconnections down to the other layer. These embodiments can be used to minimize the lateral thermal conductivity of the thermocouple array.

In the embodiment of FIG. 3 the thermocouple array is a grid of rows and columns with conductive vias (not shown) being present to selectively couple the

patterned conductive layers. Other types of arrays such as those described in aforementioned US Patent No. 5,909,004 can alternatively be used.

FIG. 4 further illustrates an additional dielectric layer 18 which can be added using an adhesive 58, for example, after the first and second patterned conductive layers to provide mechanical protection for the thermocouple array. The material used for additional dielectric layer 18 will vary according the specific application and may comprise a material such as a polymer for example. After thermocouple array fabrication is complete, the thermocouple array can be removed from support carrier 50 by peeling support layer 20 from the support carrier or by dissolving adhesive layer 54 using an appropriate solvent. Alternatively, the support carrier can remain attached. If the support carrier remains attached, its material and thickness are chosen such that its flexibility and thermal properties are compatible with the array requirements.

One of the additional dielectric and the support layers (18 or 20) will be placed closest to the surface to be sensed, and this layer is preferably a low mass, low thermal conductivity material that is as thin as feasible so that its thermal mass does not interfere with the temperature measurements and the spatial and temporal resolutions are thus maximized. In one embodiment, the thickness ranges from about 20 micrometers to about 50 micrometers and the material comprises TEFLON™ polytetrafluoroethylene (TEFLON is a trademark of E.I. duPont de Nemours & Co.), silicone rubber, or latex, for example.

The other of the additional dielectric and the support layers (18 or 20) which is not in contact with the sensed surface in some applications may be sufficiently thick so as to provide a thermal barrier from air flow. In one embodiment, the material comprises a polyurethane foam having a thickness ranging from about 3 millimeters to 3 centimeters which can optionally be fitted with a backing or support material (shown as layer 56 for purposes of example) if needed for enhanced mechanical stability. The backing material may comprise silicon rubber having a thickness range of about 100 micrometers to about 6000 micrometers, for example. Covering both

patterned conductive layers can provide for smooth surfaces and permit sterilization of the materials.

The flexible arrays can be placed in direct contact with and conform to the surface to be measured. Direct contact with the material reduces temperature effects due to the air interface that results when direct contact is not achieved.

FIGs. 5-8 are side views showing several thermocouple embodiments related to those of **FIGs. 3-4**. Although **FIGs. 3-4** illustrated substantially smooth array surfaces, the sensors can alternatively be fabricated with modified surfaces as shown in **FIGs. 5-8**. **FIG. 5** illustrates an embodiment without an additional dielectric layer or support layer underlying dielectric layer 10. Additional portions 19 of second patterned conductive layers 16 can provide connections to thermocouple junctions not shown in the cross sectional views of **FIG. 4**.

FIG. 6 illustrates an embodiment wherein dielectric layer 110 is thinned in selected areas 13 to about forty percent to about 60 percent of its original thickness. These selected areas do not include portions 17 of the dielectric layer facing first patterned conductive layer 12. Thinning can be performed by reactive ion etching or other etching techniques, for example. Thinning both further exposes the first patterned conductive layer and reduces the lateral thermal conductance of the dielectric layer. If the first patterned conductive layer must be electrically isolated from the sensed surface, a protective layer 22 comprising a material such as thin silicone rubber, for example, having a thickness ranging from about 10 micrometers to about 25 micrometers can be deposited as shown in **FIG. 7**. The layer can be present over the entire surface or alternatively be patterned or applied only over the first patterned conductive layer as shown by protective layer 122 in **FIG. 8**. In another embodiment (shown as element 9 in **FIG. 5** by dashed lines) the thickness of first patterned conductive layer 12 is increased in the areas of the thermocouple joints to provide extra height for protruding sensor locations.

FIGs. 9-12 are circuit schematic top views showing several thermocouple array connection embodiments, and **FIGs. 13 and 14** are side views of portions of **FIGs. 12 and 11**.

In FIGs. 9 and 10, the pattern of deposited electrical conductors used for providing electrical connections from thermocouple joints 315 include a first patterned conductive layer 312 (FIG. 10) on one surface of the dielectric layer (layer 10 shown in FIGs. 3-4) including a common electrical interconnection coupling all of the thermal sensors to one or more common terminals (represented by terminal 317) and a second patterned conductive layer 316 (FIG. 9) on another surface of the dielectric layer including a plurality of separate connections 416 each coupling a respective one of the thermal sensors. In FIG. 9, each of the separate connections 416 is coupled to a separate terminal 313. Because each thermocouple junction generates a voltage proportional to the difference in temperature of the junction and the reference junction, the junctions of first patterned conductive layer 312 can be connected, as shown, to terminal 317.

In FIGs. 11 and 12, at least one multiplexer 236, is used with each of the plurality of separate connections being coupled to the at least one multiplexer. In these embodiments, less terminals are required and thus scanning device 210 of FIG. 1 would not need to include as many connections to the array. A single multiplexer can be used, or several multiplexers can be situated on a common side of the thermal sensors or, as shown in FIG. 12, wherein the at least one multiplexer includes at least two multiplexers (236 and 536), situated on opposing sides of the thermal sensors, to modify spacing requirements between sensors. FIG. 12 further shows an embodiment wherein connections from multiplexers are coupled in parallel to simplify output connections to terminals 319. It is useful for the rows and columns of thermal sensors to be spaced apart substantially equally as shown in FIG. 12.

FIG. 13 is a sectional view along line 13-13 of FIG. 12 which illustrates one example of how a multiplexer can be integrated with dielectric layer 10. In FIG. 13, multiplexer 236 is coupled over dielectric layer 10 to connection 416 via an electronic assembly technique such as a flip chip or ball grid array technique with additional dielectric layer 18 extending over the multiplexer and dielectric layer 10. In an alternative embodiment, shown by dashed lines in FIG. 13, multiplexer 336 is embedded within dielectric layer 10. In other embodiments, different electronic

assembly techniques such as wire bonding (not shown) can be used to connect a multiplexer to connections 416, for example.

FIG. 14 is a sectional view along line 14-14 of FIG. 11 which illustrates dimensions useful for determining sensor density options. In FIG. 14, connections 416 are W_c wide, space between connections is W_s wide, and a width of a thermocouple is W_t . In this example, the distance D_t between rows of thermocouples as a function of the number of rows N for a layout as shown in FIG. 11 is given (for a single layer of interconnection) by:

$$D_t = W_t + (N-1) * (W_s + W_c) + W_s.$$

The number of sensors per unit width is given by $1/D_t$. For typical connection and space widths of 0.05 mm and thermocouple widths of 0.1 mm, the sensor pitch can be 1.65 mm for a sixteen row array or 2.65 mm for a twenty-six row array. By using the double-sided connection system of FIG. 12 instead of the single-sided connection system of FIG. 11, the sensor pitch of sixteen and twenty-six row arrays would be 0.85 and 1.35 mm respectively.

FIG. 15 is a side view illustrating an embodiment of the present invention including multi-layer interconnections which can be used to decrease the pitch of the columns. Although two layers are shown, additional layers can be added as appropriate. In this embodiment, a second dielectric layer 27 overlies the first dielectric layer 10 and the pattern of deposited electrical interconnections (which is shown for purposes of example in FIG. 15 as second patterned conductive layer 16). Second dielectric layer 27 has second dielectric layer vias 21 extending to selected portions of the pattern of deposited electrical interconnections. Furthermore, an additional pattern of deposited electrical interconnections 23 extends over the second dielectric layer into the second dielectric layer vias and is coupled to the pattern of deposited electrical interconnections. In one embodiment, the additional pattern of deposited electrical interconnections 23 comprises the same material as second patterned conductive layer 16 so that additional thermocouple junctions are not formed by the interconnections of the two materials. The additional pattern of deposited electrical interconnections 23 can be used to fabricate a larger thermal

sensor array by increasing the number of sensing locations without increasing the sensor spacing.

FIGs. 16-18 are side views of stages in a thermistor array 102 fabrication sequence according to another embodiment of the present invention. In this embodiment, dielectric layer 24 has vias 25 and/or 125 and 225 therethrough, and at least some of the individual thermal sensors comprise thermistors 30 situated at least partially within the vias. Thermistors are useful due to their high change in resistance (about 10 to about 15 percent per degree centigrade) as a function of temperature.

FIG. 16 illustrates dielectric layer 24 which may comprise low thermal conductivity, low thermal mass materials similar to those discussed above with respect to dielectric layer 10 and the layer 20 or 18 to be placed closest to the surface to be sensed. Typically the thickness of dielectric layer 24 is similar to the height of the thermistor and ranges from about 0.125 millimeters to about 0.25 millimeters. Vias can be formed in the dielectric layer by drilling, mechanical punching, laser etching, or water jet pressure, for example.

Patterned conductive material 26 can then be applied to the vias and surfaces of dielectric layer 24 a similar manner as printed circuit board metallization by a combination of electroless and electro-deposition of copper followed by patterning. In the embodiment of FIGs. 16-18, the patterned conductive material in vias 25 and 225 couples opposing surfaces of the dielectric layer. Patterned conductive material 26 can optionally be removed or excluded from selected vias 125.

As shown in FIGs. 17 and 18, at least one electrically conductive element 32 can be coupled to one of the opposing surfaces and to a thermistor 30, and an additional dielectric layer 118 can be coupled to another of the opposing surfaces. The additional dielectric layer has a plurality of additional dielectric layer vias 114 extending to the thermistors and to the patterned conductive material, and the pattern of deposited electrical interconnections 112 extends through the additional dielectric layer vias.

In an embodiment wherein via 25 includes patterned conductive material 26, the material can be used for coupling the at least one electrically conductive element 32 to a top surface of dielectric layer 24. In an embodiment wherein a via 125 does not include patterned conductive material 26, then coupling to a top surface can be provided by interconnection to an additional via 225 that includes patterned conductive material 26. Although shown in a single figure for purposes of illustration, typically the two embodiments will not be combined. Although more vias are needed for the embodiment wherein a thermistor via 125 is not metallized, fabrication is simpler than the embodiment with metallized vias 25 where there is a risk of short circuits between thermistor 30 and patterned conductive material 26 extending along the via walls.

In one embodiment, electrically conductive element 32 comprises a strap coupled to patterned conductive material 26 and to thermistor 30 with an electrically conductive adhesive 31. In one embodiment the strap comprises copper having a thickness ranging from about 25 micrometers to about 50 micrometers and the conductive adhesive comprises a conductive epoxy. Coupled thermistor 2 can then be interconnected by an additional dielectric layer 118 and the pattern of deposited electrical interconnections 112. If desired, connections can be formed on dielectric layer 24 in addition to the connections formed on additional dielectric layer 118 for the purpose of increasing thermal sensor density and/or decreasing area requirements.

FIG. 19 is a side view of an alternative thermistor array embodiment fabrication stage wherein at least one electrically conductive element 132 is coupled to dielectric layer 24 with at least some of the vias 25 extending to the at least one electrically conductive element. In one embodiment, patterned conductive material 126 extends through the vias and is coupled to the at least one electrically conductive element. The thermistor is then coupled to the patterned conductive material. In one embodiment, the coupling is accomplished with electrically conductive adhesive 31. Again, an additional dielectric layer (shown as 118 in FIG. 18) and pattern of deposited electrical interconnections 112 can be used for interconnecting the thermistor. In a similar manner as with FIGs. 16-18, via 125 need not include patterned conductive material 126.

Although one method of fabrication of the thermistor array has been described in detail, other methods such as mounting the thermistors on a thin conductor foil and subsequently laminating a pre-punched dielectric layer can be used to eliminate the need for placing individual thermistors in the vias.

FIG. 20 is a circuit schematic top view of a thermistor array embodiment of the present invention. As shown in FIG. 20, selected ones of the first or second portions 112 or 113 of the pattern of deposited electrical interconnections can include common electrical interconnections to terminals 119. In an embodiment wherein each thermistor has a height of 0.2 mm and sides 117 about 0.5 mm long, similar sensor pitches can be achieved as those discussed above with respect to FIG. 14. If desired, terminals 119 can be coupled in parallel and/or terminals 121 can be coupled in parallel. Such coupling reduces the number of connections but can increase the complexity of scanning device 210 (FIG. 1).

FIG. 21 is a circuit schematic top view of a resistance temperature detector array 103 embodiment of the present invention. In this embodiment, at least some of the individual thermal sensors comprise resistance temperature detectors (RTDs) 3 patterned on dielectric layer 10.

More specifically, the RTDs may comprise portions of the pattern of deposited electrical interconnections 41 selectively patterned to form areas of high resistance. In one embodiment, the connections are patterned with areas 34 that include thin serpentine lines that are about 25-50 micrometers wide, about 250-1000 micrometers long and, about 0.2 to 4 micrometers high. Typical variations of an RTD resistance with respect to temperature variations are about 0.4 percent to about 0.6 percent per degree centigrade for common metals such as copper, nickel, and titanium that can be used as interconnection materials, for example. The RTD array can be fabricated using simplified manufacturing processes since there is no need for two dissimilar patterned conductive layer materials or individual thermistors.

Array 103 can be arranged, for example, with each RTD having a four terminal connection 134 embodiment commonly referred to as a Kelvin connection. If the switches are situated on the dielectric layer, multiplexer integrated circuit chips are

useful. If the switches are situated off the dielectric layer, reed relay switches can be used. In the embodiment of FIG. 21, current is forced through the RTD through connection lines 36 while voltage developed across the RTD is measured by means of connection lines 138 or 238 which are connected directly to the RTD. This technique eliminates errors due to voltage drops in the RTD leads and interconnections. The connections can be reduced somewhat by connecting all of the RTD current connections in series during a measurement cycle.

The number of switches 239 and 339 can be reduced (with a small decrease in accuracy) by forming the pattern of deposited electrical interconnections to provide portions 138 extending between two RTDs rather than portions 238 which are coupled closer to each RTD.

FIG. 22 illustrates a rectangular grid for sensors, and **FIG. 23** illustrates a triangular grid for sensors according to one embodiment of the present invention. Although the previous examples generally shown rectangular grids of thermal sensors, positioning sensors on a triangular grid as shown in **FIG. 23** can be useful. In the embodiment of **FIG. 23**, the plurality of individual thermal sensors are spaced in a triangular grid such that the distance between each respective sensor and each neighboring sensor is substantially the same.

Uniform spacing of the triangular grid is not provided by the rectangular grid and can increase the spatial resolution of the sensor array without increasing the number of sensor elements per square centimeter. Additionally, the triangular grid can reduce the total number of sensors required for a given spatial resolution thereby reducing the sensor cost and complexity of the associated electronic circuitry.

While only certain preferred features of the invention have been illustrated and described herein, many modifications and changes will occur to those skilled in the art. It is, therefore, to be understood that the appended claims are intended to cover all such modifications and changes as fall within the true spirit of the invention.

4. Brief Description of Drawings

FIG. 1 is a block diagram of a diagnostic tool according to one embodiment of the present invention.

FIG. 2 is a perspective diagram of one embodiment in which the diagnostic tool FIG. 1 can be applied.

FIGs. 3-4 are respective top and side views of a thermocouple array according to one embodiment of the present invention.

FIGs. 5-8 are side views showing several other thermocouple embodiments of the present invention related to those of FIGs. 3-4.

FIGs. 9-12 are circuit schematic top views showing several thermocouple array connection embodiments of the present invention.

FIGs. 13 and 14 are side views of portions of FIGs. 12 and 11.

FIG. 15 is a side view illustrating an embodiment of the present invention including multi-layer interconnections.

FIGs. 16-18 are side views of stages in a thermistor array fabrication sequence according to another embodiment of the present invention.

FIG. 19 is a circuit schematic top view of an alternative thermistor array embodiment of the present invention.

FIG. 20 is a circuit schematic top view of a thermistor array embodiment of the present invention.

FIG. 21 is a top view of a resistance temperature detector array embodiment of the present invention.

FIG. 22 illustrates a rectangular grid for sensors.

FIG. 23 illustrates a triangular grid for sensors according to one embodiment of the present invention.

Fig. 1

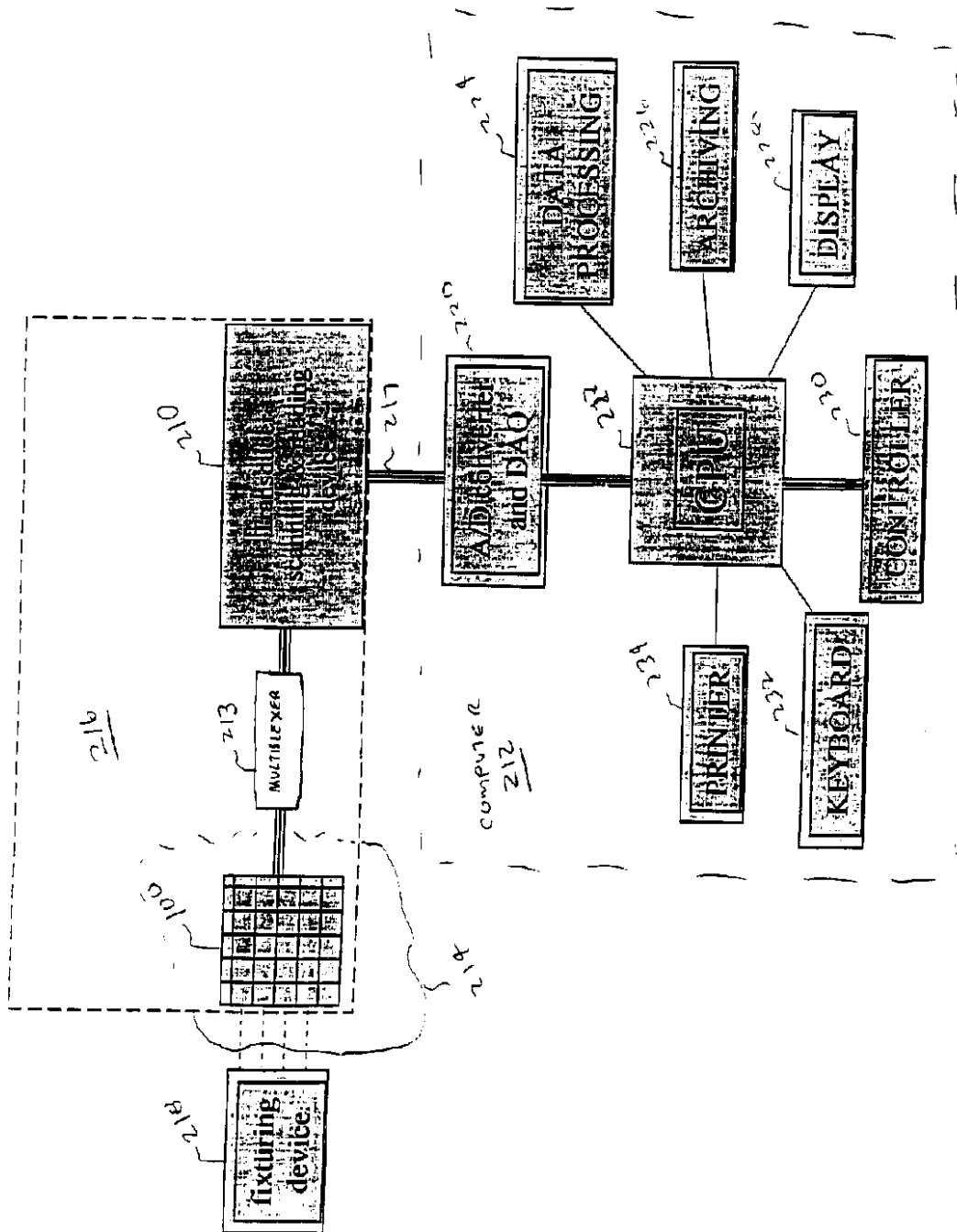


Fig. 2

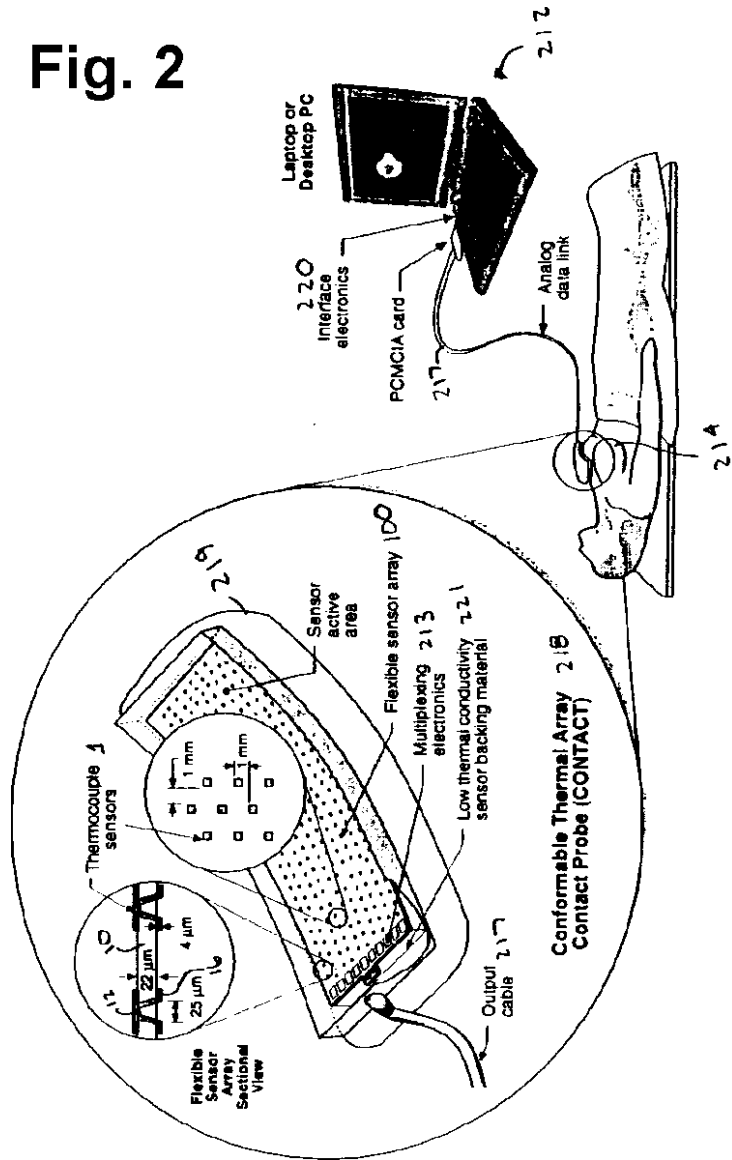


Fig. 3

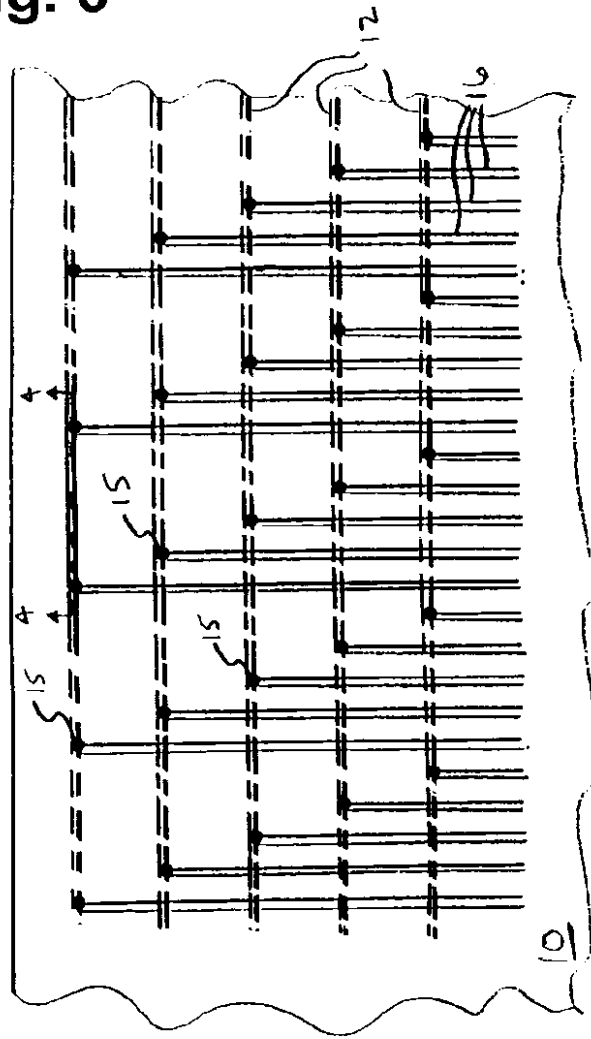


Fig. 4

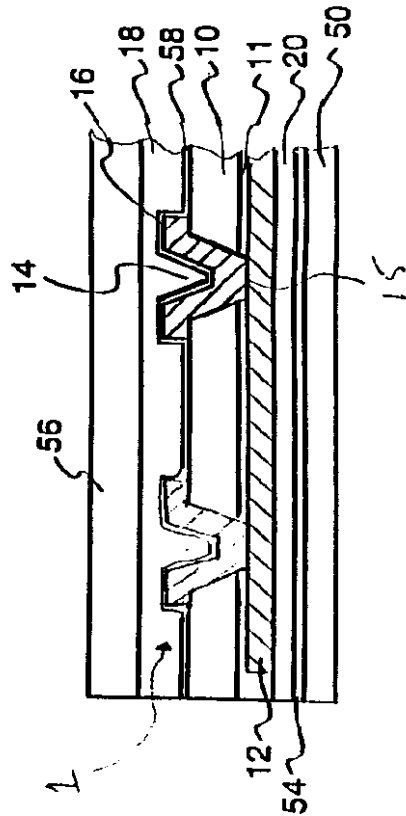


Fig. 5

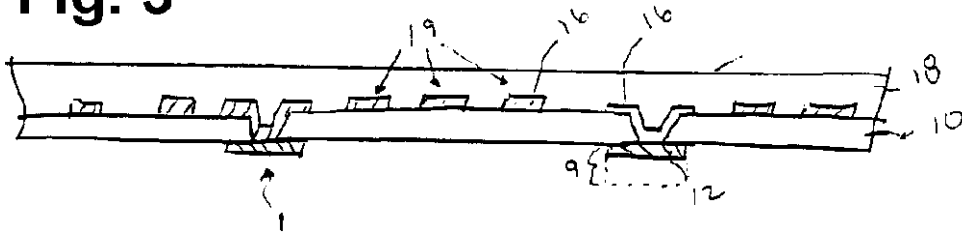


Fig. 6

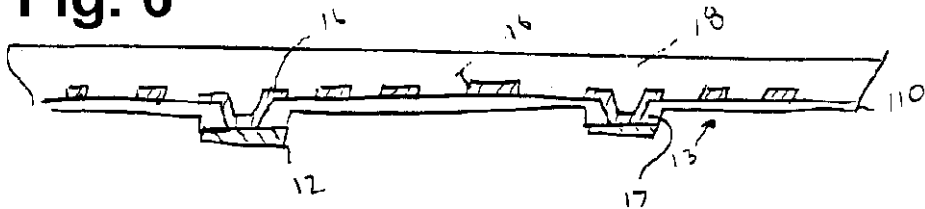


Fig. 7

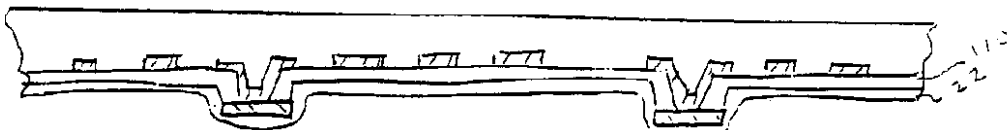


Fig. 8

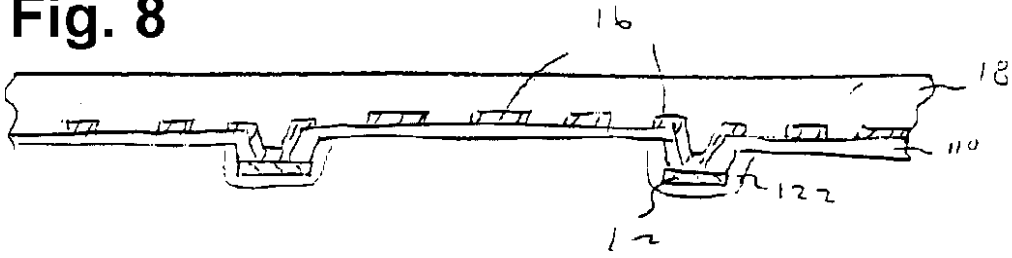


Fig. 9

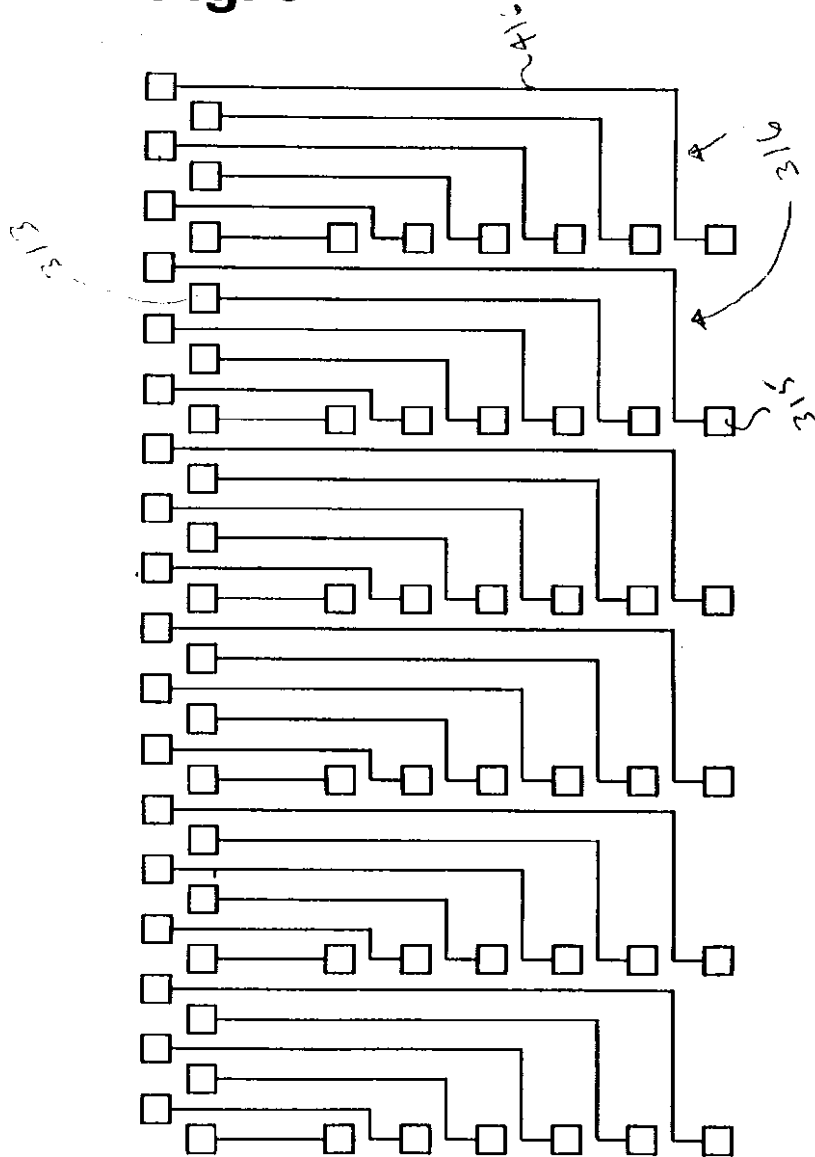


Fig. 10

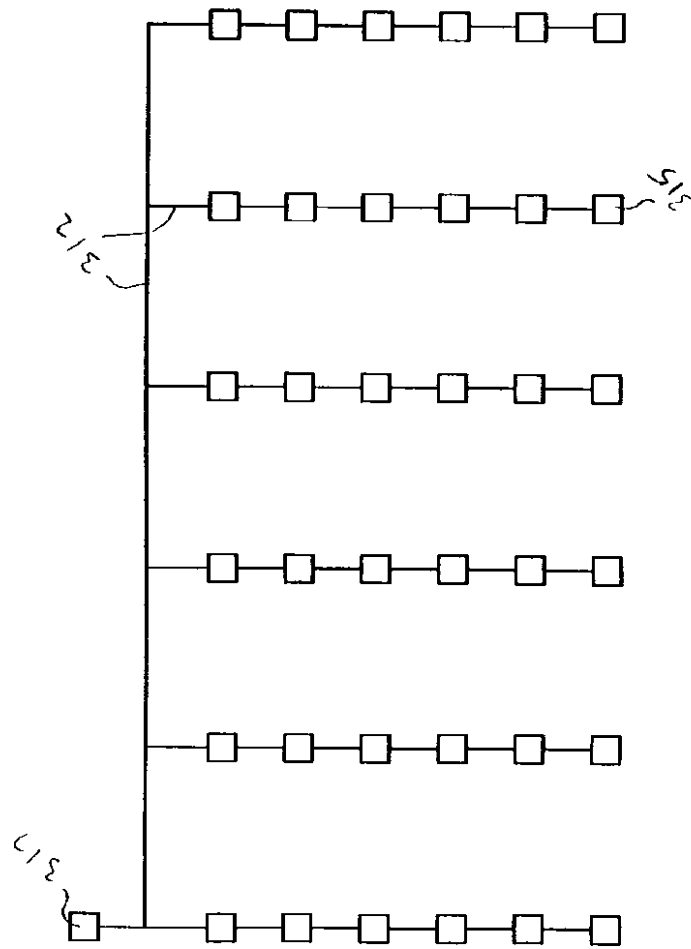


Fig. 11

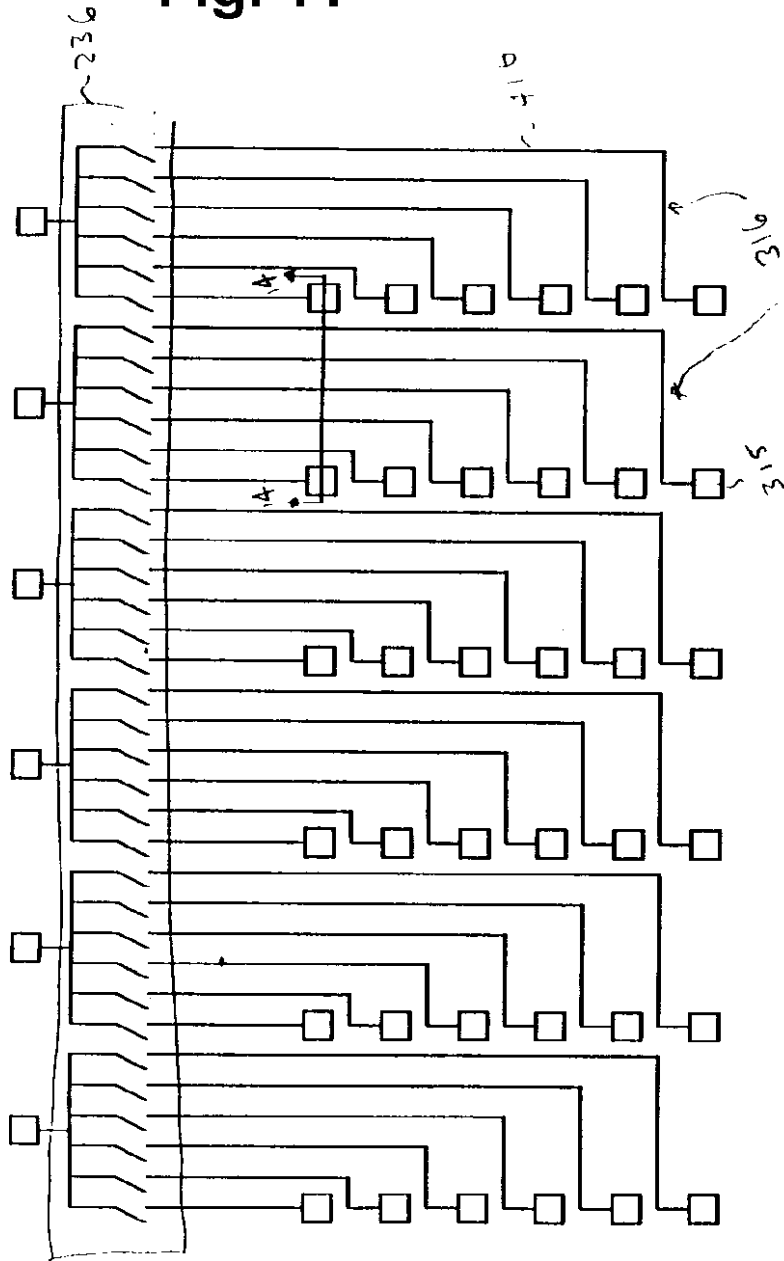


Fig. 12

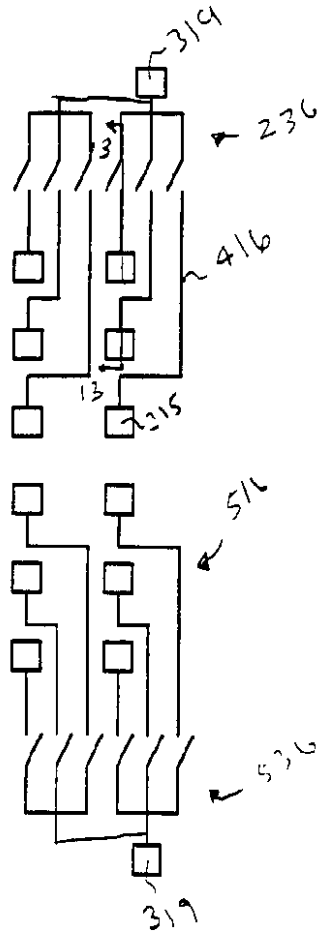


Fig. 13

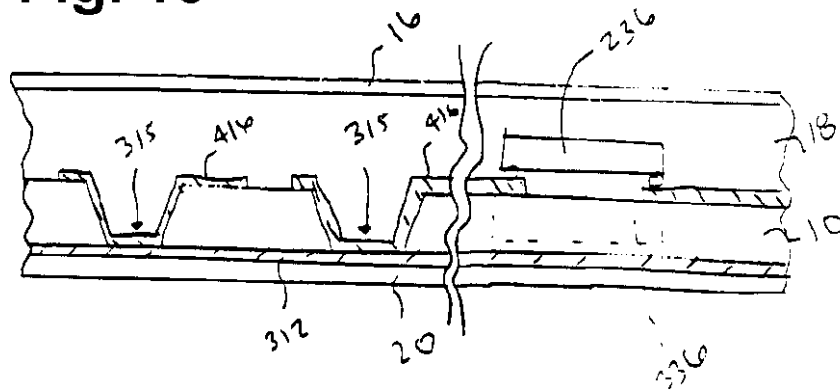


Fig. 14

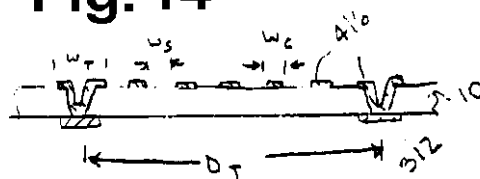


Fig. 15

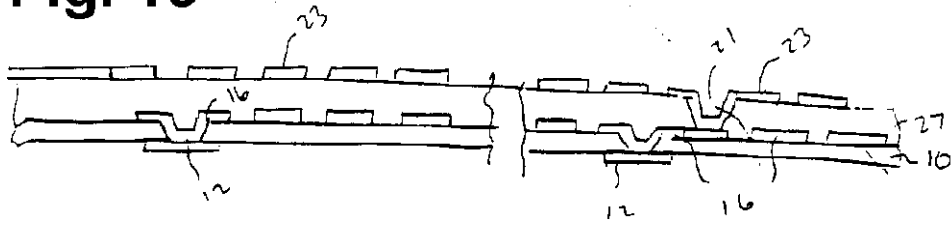


Fig. 16

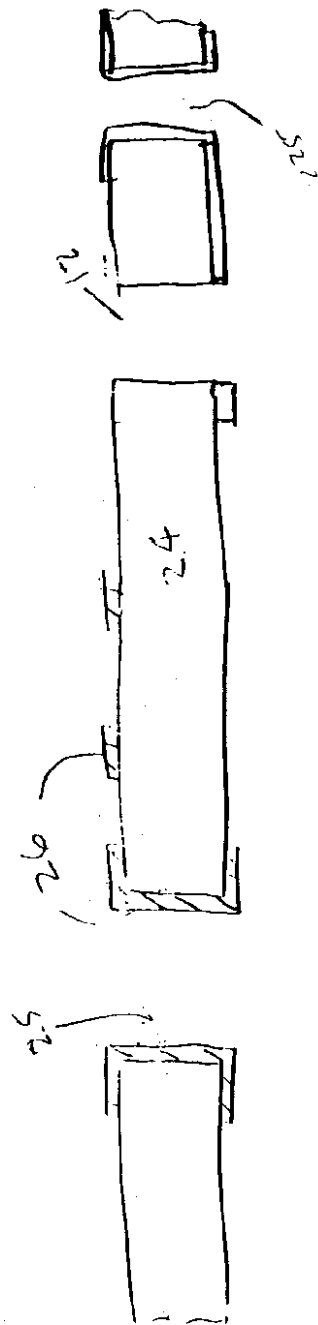


Fig. 17

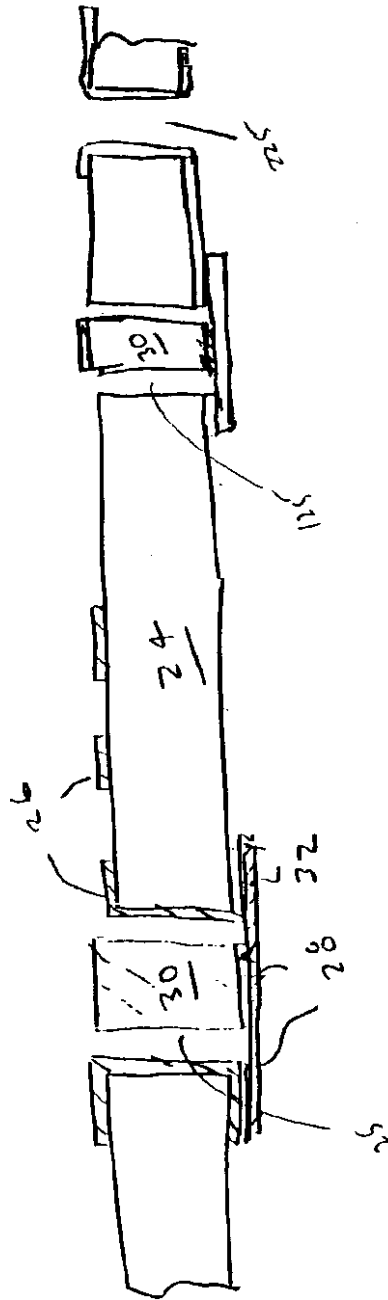


Fig. 19

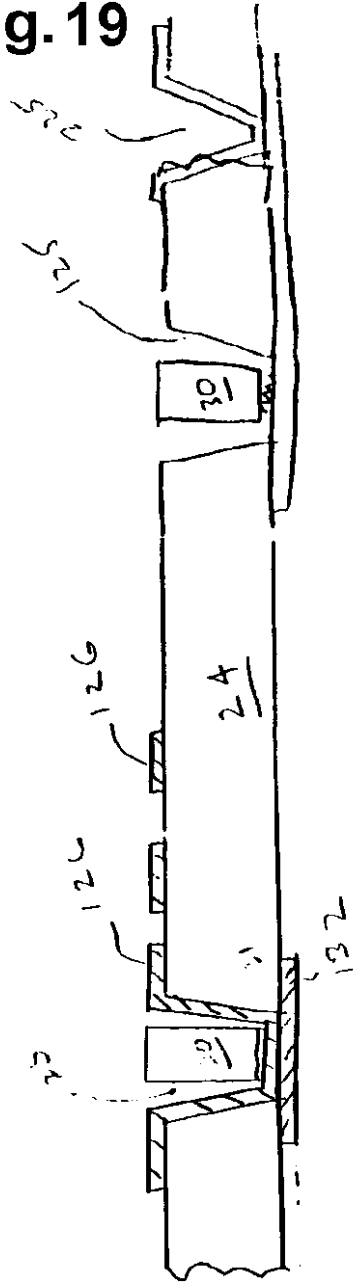


Fig. 20

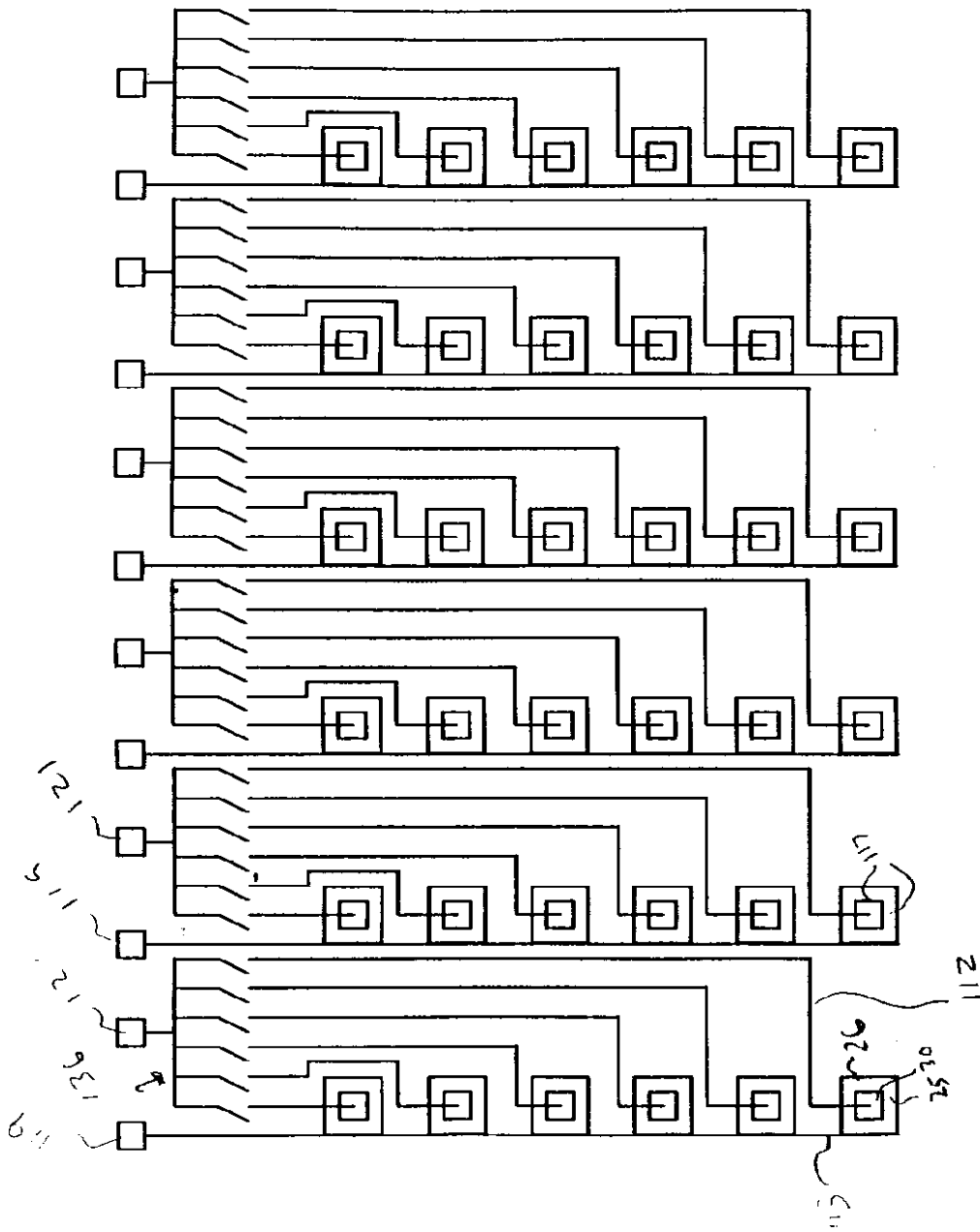


Fig. 21

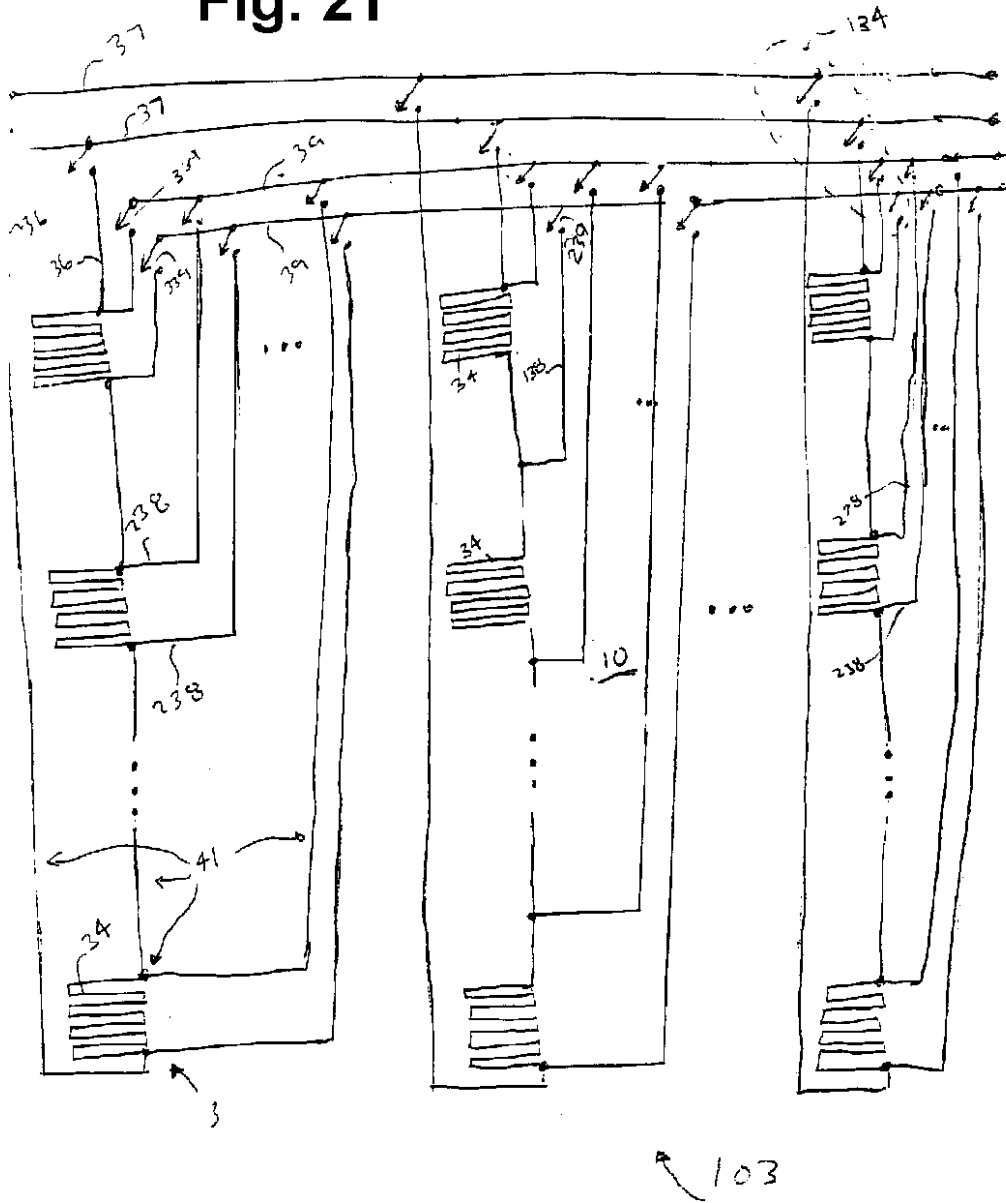


Fig. 22

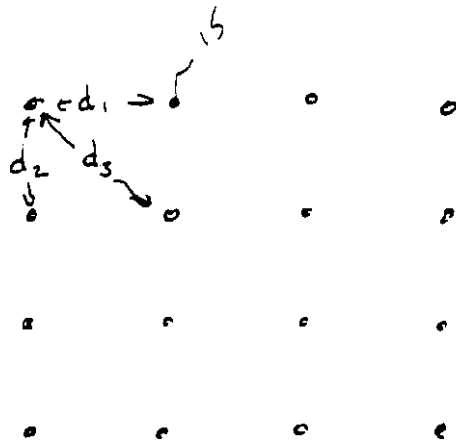
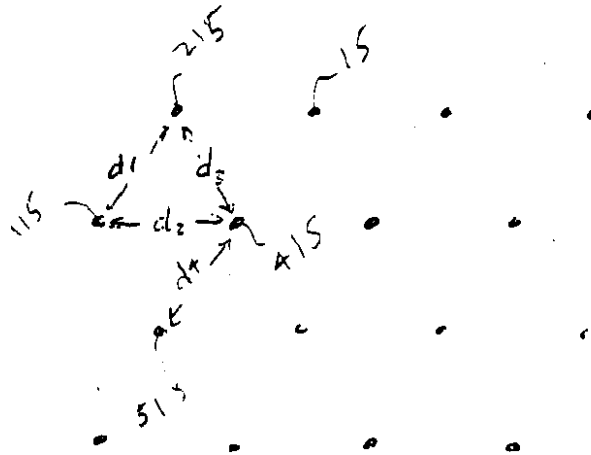


Fig. 23

1. Abstract

A thermal sensor array includes a dielectric layer including a plurality of individual thermal sensors and a pattern of deposited electrical interconnections facing at least one surface of the dielectric layer for providing electrical connections from each of the plurality of individual thermal sensors, the dielectric layer and the pattern of deposited electrical interconnections being surface-conformable. The thermal sensor array can be used in a diagnostic tool that further includes: a scanning device coupled to the pattern of deposited electrical interconnections for obtaining sensor signals from the thermal sensors; and a computer for processing the sensor signals to estimate temperature distributions.

2. Representative Drawing: Figure 1

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2001008902A5	公开(公告)日	2009-09-17
申请号	JP2000110458	申请日	2000-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	クリスティーナヘレナバルボーグヘデンングレン ウィリアムポールコーンラムフ マークルロイドミラー ビーレヒップズオプサルオング エギディジャスエドワードウズギリス		
发明人	クリスティーナ・ヘレナ・バルボーグ・ヘデンングレン ウィリアム・ポール・コーンラムフ マークルロイド・ミラー ビーレ・ヒップズ・オプサル・オング エギディジャス・エドワード・ウズギリス		
IPC分类号	A61B5/01 G01K1/14 G01K7/02 H01L35/32 A61B5/00		
CPC分类号	H01L35/20 G01K3/14 H01L35/32 G01K7/02		
FI分类号	A61B5/00.101.F G01K1/14.E G01K7/02.E H01L35/32.Z		
F-TERM分类号	2F056/CL08 4C117/XA02 4C117/XB01 4C117/XC26 4C117/XC30 4C117/XD22 4C117/XE48 4C117/XF21 4C117/XF26 4C117/XG19 4C117/XH18 4C117/XH22 4C117/XM04		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/395135 1999-09-13 US 60/128741 1999-04-12 US 09/313531 1999-05-12 US		
其他公开文献	JP2001008902A JP4795507B2		

摘要(译)

一种用于测量活组织中的空间 and/或时间温度梯度的方法，用于筛选与早期肿瘤发展有关的血管生成和代谢变化并监测肿瘤大小的变化。并提供设备。一种电介质层，包括多个独立的温度传感器，以及用于面对所述电介质层的至少一个表面以实现来自所述多个独立的温度传感器中的每个的电连接的沉积电连接。温度传感器阵列，其中电层和沉积的电连接图案是表面顺应的，包括图案。这种温度传感器阵列用在诊断工具中，该诊断工具还包括连接至沉积的电连接图案以从温度传感器获得传感器信号的扫描装置，以及处理该传感器信号并估计温度分布的计算机。你可以