

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4409155号
(P4409155)

(45) 発行日 平成22年2月3日(2010.2.3)

(24) 登録日 平成21年11月20日(2009.11.20)

(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B	5/05	(2006.01)	A 6 1 B	5/05	B
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/05	Z
			A 6 1 B	8/00	

請求項の数 5 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2002-213389 (P2002-213389)	(73) 特許権者	390039413
(22) 出願日	平成14年7月23日 (2002.7.23)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(65) 公開番号	特開2003-93365 (P2003-93365A)		Siemens Aktiengesellschaft
(43) 公開日	平成15年4月2日 (2003.4.2)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン
審査請求日	平成17年7月13日 (2005.7.13)		ウィッテルスバッハープラッツ 2
(31) 優先権主張番号	10136529.2		Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
(32) 優先日	平成13年7月26日 (2001.7.26)	(74) 代理人	100075166
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		弁理士 山口 巖
		(74) 代理人	100133167
			弁理士 山本 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波検査兼用電気インピーダンス・スキャナ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

センサを備え、その接触面に被検者の身体の一部位置に配置した対向電極から出る体内電流及び/又は体内電位の表面分布を検出する電極マトリクスを配置し、センサの接触面に、モニタを含む超音波検査装置に接続され超音波を送受信する付加的な超音波変換器が組み込まれている電気インピーダンス・スキャナにおいて、電極マトリクス(11)が欠如部を備え、そこに超音波変換器(12)が組み込まれていることを特徴とする電気インピーダンス・スキャナ。

【請求項 2】

2つの機能(電気インピーダンス測定と超音波走査)が選択的に個別に又は組合せて実行可能であることを特徴とする請求項1記載のスキャナ。

【請求項 3】

2つの機能を同時に実行する際、画像面内画像で表されることを特徴とする請求項1又は2記載のスキャナ。

【請求項 4】

2つの検査システムの結果が画像融合で同時に同一モニタ(6)に表示されることを特徴とする請求項1乃至3の1つに記載のスキャナ。

【請求項 5】

両検査システムの電子機器が1つの装置(5)に統合されたことを特徴とする請求項1乃至4の1つに記載のスキャナ。

10

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、センサを備え、その接触面に被検者の身体の一部位置に配置した対向電極から出る体内電流及び/又は体内電位の表面分布を検出する電極マトリクスを配置した電気インピーダンス・スキャナに関する。

【0002】

【従来の技術】

この種のインピーダンス・スキャナは、ドイツ特許出願公開第10102204号明細書から公知である。このスキャナは、悪性の腫瘍が健全な周囲組織とは異なるインピーダンス特性を持つことから、対向電極を経て弱い交流電圧(5V以下)を身体に印加したとき或いは弱い交流電流(4mA以下)を身体内に通したときに腫瘍の範囲で電界が変化し、それに応じて電極マトリクスを備えたセンサ下の皮膚表面で電流密度と電位分布が変化するという知見に基づいている。

10

【0003】

例えば米国特許第5787889号明細書に記載の超音波装置では、このようなインピーダンス測定の結果を一層詳しく表示するために、前もって或いはそれに続いて、多くの場合、まず嚢腫を取除き、生検の障害の位置を決めるのに役立つ超音波検査を行う。正常或いは悪性の障害を区別するために超音波検査自体はあまり特定されていない。

【0004】

異なる検査を順次実行すると時間がかかるだけでなく、検知した各々の結果の関連、即ち発見した各障害の場所の比較に更に大きな労力を要する欠点がある。

20

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

従って本発明の課題は、当初に挙げた種類のインピーダンス・スキャナを、単純な方法でかつ測定結果相互の単純な関係で超音波検査をも行うことができるように構成することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】

この課題を解決するために、本発明によれば、センサの接触面にモニタを含む超音波検査装置に接続されて、超音波を送受信する付加的な超音波変換器が組み込まれる。その場合、両検査システムの結果、即ち電気インピーダンス測定及び超音波検査の結果を同時に1つのモニタ上に表示するのがよく、そのために両検査システムの電子機器を1つの装置に統合するとよい。

30

【0007】

その場合、超音波変換器は電極マトリクスの近傍に配置するか、又は両検査システムの画像相関関係を一層改善すべく、センサの電極マトリクス欠如部に、例えば網目の粗い電極分布の選択に応じて配置する。

【0008】

【発明の実施の形態】

本発明のその他の利点、特徴及び細部を、実施例の以下の説明並びに図面の参照により明らかにする。

40

【0009】

図1は被検者2の胸部1を、これにセンサ3を当て、移動させることで検査する状況を模式的に示す。センサ3は、モニタ6を備えた電気インピーダンス・スキャナの電子機器5にケーブル4を介して接続されている。電子機器5から、第二のケーブル7が被検者2の、例えば手に保持された対向電極8に延びている。図1の上側部分は、対向電極8から被検者の身体を通して電極マトリクスを持つセンサ3迄流れる電流が、健康な周辺組織に対し異なる導電率を持つ腫瘍10によって如何に変化し、部分的に集中するかを拡大して示す。そしてその結果、この表面電流/表面電位の分布から、直接又は間接的に等価回路に

50

よりコンダクタンス及びキャパシタンスの分布に換算することで、センサ3の電極マトリクスを介してモニタ6の画面に表示させ、組織内の病的変化を突き止められる。

【0010】

本発明によれば、センサ3の接触面9には電極マトリクスの電極だけでなく、付加的に超音波変換器も組み込まれ、該変換器のうち少なくとも1つは超音波を発信し、もう1つは超音波を受信する機能を持ち、これら変換器は種々異なる形態で配置される。図2は、該変換器の一例を斜視図で示す。図3～8において、暗く陰影を付けた部分は電気インピーダンスを測定する電極領域であり、それ以外の部分は超音波測定のための超音波変換器が配置される空間を示す。このような組み合わせ測定法に対しては、その場合、超音波の組織への伝達と、電極と組織との良導電性の接触とを同じ手段、即ちゲル剤で確保するとよい。

10

【0011】

図9～11はシミュレーション計算の結果を示し、これから超音波変換器を収納する空間を作るべく電極を間引いても、位置の解読能が僅かしか低下しないことが分かる。図10はシミュレーションしたコンダクタンス分布を、図9の全交点に細かく配置した電極マトリクスを持つ電気インピーダンスシステムで如何に測定したかを示す。図11は、電極を1/4だけ配置した、従って電極間に超音波変換器用のスペースが存在する場合のコンダクタンスの同様な分布を示す。シミュレーションした組織非均一性の信号は、図11と10で殆ど同一である。

【0012】

超音波変換器12は、電気インピーダンス測定用の電極と同様に、ケーブル4を介し両検査システムの電子機器を統合した電子機器5に接続されている。両検査の結果は同一モニタ6で表示され、このため画像融合時に両データレコードの登録の問題が著しく容易になる。これはまた、生検を行う際に、その病変部の位置決めを簡単化し、これにより感度、特異度共に上がる。

20

【0013】

1つの検査、即ち所見のための超音波検査と良性か悪性かを判別するインピーダンス測定において、作業流れの非常な改善ができる。同時にこの兼用検査装置は、その使用が容易でかつ良好であるばかりか、各1台の超音波装置と電気インピーダンス装置との合計より廉価でもある。勿論、各々唯一の診断だけを行い、他の診断は押し釦の操作により追加するようにしてもよい。本発明による電気インピーダンス測定と超音波検査の兼用装置のその他の適用領域としては甲状腺、リンパ節、血管、前立腺等の検査が挙げられる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のインピーダンス・スキャナによる胸部検査を模式的に示す。

【図2】電極マトリクス近傍に配置される超音波変換器を持つセンサを斜視図で示す。

【図3】図2によるセンサの接触面の平面を示す。

【図4】電極マトリクスと超音波変換器を備えたセンサ接触面の一例を示す。

【図5】電極マトリクスと超音波変換器を備えたセンサ接触面の他の例を示す。

【図6】電極マトリクスと超音波変換器を備えたセンサ接触面の他の例を示す。

【図7】電極マトリクスと超音波変換器を備えたセンサ接触面の他の例を示す。

【図8】電極マトリクスと超音波変換器を備えたセンサ接触面の他の例を示す。

40

【図9】電極マトリクスの網目を示す。

【図10】細かい電極分布で腫瘍の電気インピーダンスを測定した電流分布を示す。

【図11】粗い電極分布で腫瘍の電気インピーダンスを測定した電流分布を示す。

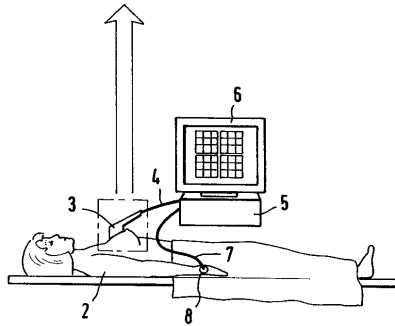
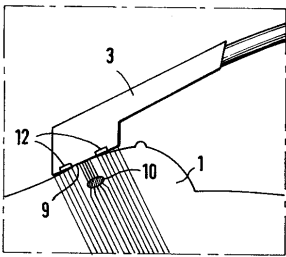
【符号の説明】

- 1 胸部
- 2 被検者
- 3 センサ
- 4 ケーブル
- 5 電子機器

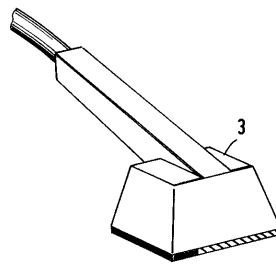
50

- 6 モニタ
- 7 第二のケーブル
- 8 対向電極
- 9 接触面
- 10 腫瘍
- 11 電極マトリクス
- 12 超音波変換器

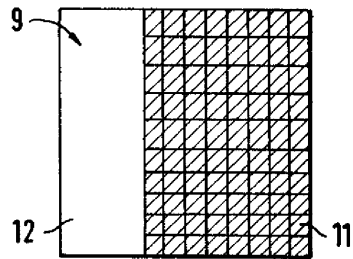
【図1】



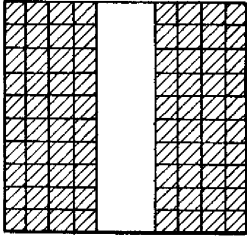
【図2】



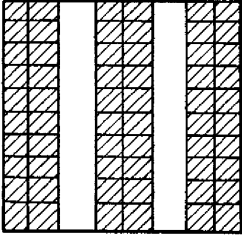
【図3】



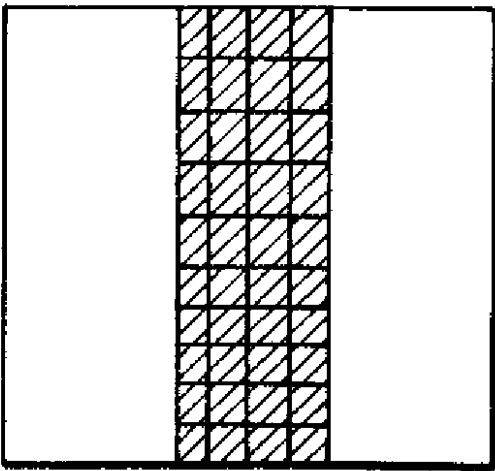
【 図 4 】



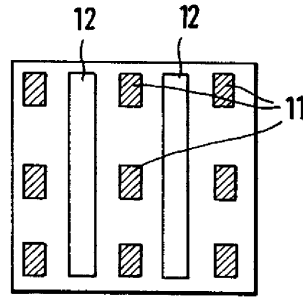
【 図 5 】



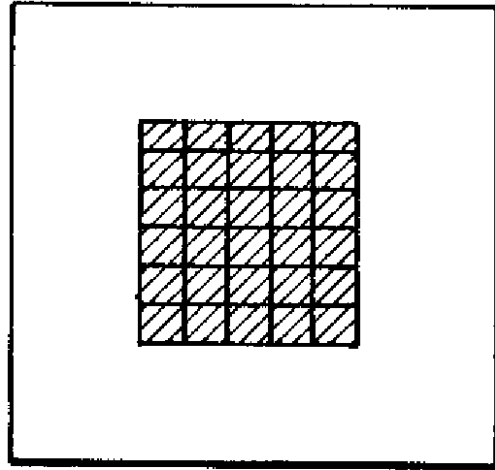
【 図 8 】



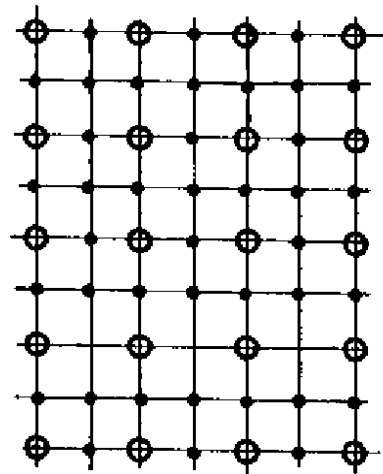
【 図 6 】



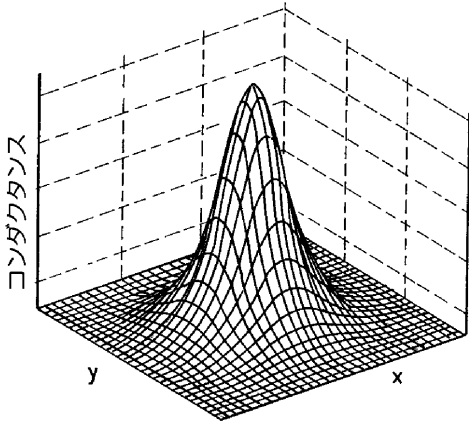
【 図 7 】



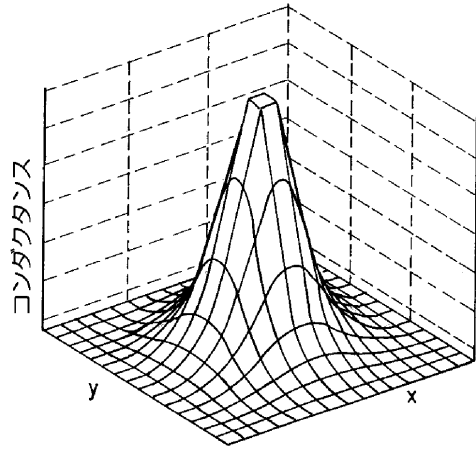
【 図 9 】



【 1 0】



【 1 1】



フロントページの続き

- (72)発明者 ロセル アンダーソン
スウェーデン国 16935 ソルナ ストラクフェーゲン 1
- (72)発明者 トーマス メルテルマイヤー
ドイツ連邦共和国 91058 エルランゲン ピルクハイマー ヴェーク 2
- (72)発明者 ベルンハルト ショルツ
ドイツ連邦共和国 91336 ヘルolzバツハ ブルンネンシュトラッセ 19

審査官 谷垣 圭二

(56)参考文献 特表平10-512462(JP,A)

A Malich et al, Differentiation of mammographically suspicious lesions: evaluation of breastultrasound, MRI mammography and electrical impedance scanning as adjunctive technologies in breast cancerdetection. , Clinical Radiology , 2001年 4月, Vol.56, No. 4, 278-283

C.S. Jorgensen et al, A new combined high-frequency ultrasound-impedance planimetry measuring system for the quantification of organ wall biomechanics in vivo, Journal of Biomechanics , 1995年 7月, Vol.28, No.7, 863-867

IDER Y Z, DORKEN E, GENCER N G, KOYMEN H, A dual modality imaging system for impedance tomography with ultrasonically determined boundaries, Proc Annu Conf IEEE Eng Med Biol Soc , 1988年, Vol.1, 283-284

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/05

A61B 8/00