

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検査対象物に超音波を送信する送信部及び該被検査対象物から反射した超音波を受信する受信部を備えたプローブと、該プローブの三次元位置情報及び姿勢情報を生成するセンサと、所定のエリアに磁界ベクトルを形成するトランスミッタと、前記三次元位置情報及び前記姿勢情報に基づいて前記プローブから取得された反射画像の三次元形状を演算する演算部と、該演算部による演算結果を三次元画像として表示する表示部と、を備えたことを特徴とする三次元画像生成装置。

【請求項 2】

前記演算部は、前記プローブを移動させることで前記被検査対象物からの前記反射画像を取得すると共に、前記センサにより前記磁界ベクトルを読み取って前記トランスミッタの原点に対する当該プローブの三次元位置情報及び姿勢情報を検出し、前記反射画像の各座標点における前記三次元位置情報及び前記姿勢情報に基づいて前記各座標点の三次元座標をリアルタイムに演算することを特徴とする請求項 1 に記載の三次元画像生成装置。

10

【請求項 3】

前記演算部は、前記センサにより受信した磁界ベクトルに基づいて、前記プローブの三次元位置情報、及び該プローブのロール角、ピッチ角、ヨー角に係る姿勢情報を演算することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の三次元画像生成装置。

【請求項 4】

前記センサは磁気センサであり、前記プローブの適所に固定されていることを特徴とする請求項 1、2 又は 3 に記載の三次元画像生成装置。

20

【請求項 5】

前記トランスミッタは、前記プローブが移動する範囲に磁界が存在するように配置されることを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の三次元画像生成装置。

【請求項 6】

被検査対象物に超音波を送信する送信部及び該被検査対象物から反射した超音波を受信する受信部を備えたプローブと、該プローブの三次元位置情報及び姿勢情報を生成するセンサと、所定のエリアに磁界ベクトルを形成するトランスミッタと、前記プローブから取得された反射画像に基づいて該反射画像の三次元形状を演算する演算部と、を備え、

前記演算部は、前記プローブを前記被検査対象物に対して移動させることで前記反射画像を取得すると共に、前記センサにより前記磁界ベクトルを読み取って前記トランスミッタの原点に対する当該プローブの三次元位置情報及び姿勢情報を検出し、前記反射画像の各座標点における前記三次元位置情報及び前記姿勢情報に基づいて前記各座標点の三次元座標をリアルタイムに演算することを特徴とする三次元画像生成方法。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、三次元画像生成装置に関し、さらに詳しくは、超音波プローブにより取得した被測定対象物の反射画像の各座標点を、プローブの位置情報と姿勢情報に基づいて、三次元座標を演算して三次元画像を生成する三次元画像生成装置とその生成方法に関するものである。

40

【背景技術】**【0002】**

近年、メタボリックシンドロームと呼ばれる肥満と脂質代謝異常、高血圧、高血糖を伴う症候群が増加しており、我が国では予備群を含めると 2000 万人が該当すると言われている。我が国におけるメタボリックシンドローム診断基準は、2005 年 4 月に策定され、腹部肥満、内臓脂肪蓄積を必須項目としている。必須項目としての腹部肥満については、BMI（体格指数）の基準がなく、ウエスト周囲径のみで判定しており、腹部 CT 検査で測定した内臓脂肪蓄積の基準値である 100 cm^2 に相当するウエスト周囲径が基準となっており、男性 85 cm 以上、女性 80 cm 以上を腹部肥満と判定している。

50

【 0 0 0 3 】

また、内臓脂肪の測定には、コンピューター断層撮影法（ＣＴ）が一般的に用いられているが、人体に多方向からＸ線を照射するために、放射線被曝の問題が懸念されている。また、ＣＴ法では、得られた断面画像の脂肪断面の長さから脂肪量を推定することから、視点が固定される上に、推定誤差が生じる可能性がある。一方、ＭＲＩ法では、体内の水素原子核の核磁気共鳴を利用して組織を断面画像化するが、ＣＴ法と同様に断面画像から脂肪量を推定するために、測定精度が劣る場合がある。また、超音波パルスのエコーを検出して測定する場合は、皮下脂肪組織と筋肉組織との境界面において反射して戻ってくるエコーを検出することから、生体の表面にある皮下脂肪は測定できるが、より生体の深層にある内臓脂肪は他の方法により求めるのが一般的である。

10

【 0 0 0 4 】

特許文献１には、レーザ光源とカメラに三次元センサを取り付け、対象物に照射したレーザビームをカメラにより撮影して、その画像とセンサから得られた位置情報と姿勢情報に基づいて対象物の三次元画像を生成する三次元計測装置について開示されている。

また、特許文献２は、生体組織（脂肪組織と除脂肪組織）の数以上の複数の異なる周波数を有する超音波信号を、一表面から生体内に入射して他の表面において生体内を透過した信号を検出し、その検出時の強度比を求め、また、生体の一表面から他の表面までの距離を求め、超音波信号の入射時の強度比の対数値と出力時の強度比の対数値とに基づいて各生体組織の厚さを演算する超音波生体組織測定方法について開示されている。

また、非特許文献１は、三次元デジタイザにより計測断面の位置と向きを取得すること

20

で、超音波三次元画像を再構成する技術について報告されている。

【特許文献１】特開２００５－９８９７８公報

【特許文献２】特開２０００－２３７１８９公報

【非特許文献１】〔位置の同時計測による超音波２次元断層像の３次元再構成〕田野島英司、眞溪歩、大城理、千原國宏、奈良先端科学技術大学院大学

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

しかし、内臓脂肪の測定法として腹部コンピューター断層撮影やＭＲＩ法が利用されているが、機器が大型で高価であるといった問題がある。また妊婦等での使用には注意が必要となる他、断面画像の脂肪断面の長さから脂肪量を推定するために、推定誤差が生じる可能性がある等、汎用性に問題がある。

30

また、特許文献１に開示されている従来技術は、三角測量の原理に基づくため、計測精度を上げるために、レーザ光源、カメラ及び計測対象の配置を広く取る必要がある。

また、特許文献２に開示されている従来技術は、生体の部位（例えば骨等）によっては、入射した超音波が反射して検出できないといった問題がある。

また、非特許文献１に開示されている従来技術は、三次元デジタイザにより検査対象物をなぞって三次元画像を生成するがアームに取り付けてあるため、アームが邪魔になることや、計測器の姿勢に制限があるため操作が煩わしいといった問題がある。

本発明は、かかる課題に鑑み、超音波プローブに三次元の位置情報と姿勢情報を検出する磁気センサを取り付け、超音波プローブで反射画像情報を取得すると共に、リアルタイムにプローブの三次元情報を取得することにより、安全で測定精度の良い三次元画像を生成する三次元画像生成装置を提供するものである。

40

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

本発明はかかる課題を解決するために、請求項１は、被検査対象物に超音波を送信する送信部及び該被検査対象物から反射した超音波を受信する受信部を備えたプローブと、該プローブの三次元位置情報及び姿勢情報を生成するセンサと、所定のエリアに磁界ベクトルを形成するトランスミッタと、前記三次元位置情報及び前記姿勢情報に基づいて前記プローブから取得された反射画像の三次元形状を演算する演算部と、該演算部による演算結

50

果を三次元画像として表示する表示部と、を備えたことを特徴とする。

超音波プローブにより取得された画像は、超音波が被検査対象物内に進行して、固いものに当たって反射した反射音波を測定し、反射音波が返ってくるまでの時間から距離を計算して可視化したものである。そして、複数の超音波を発生することで二次元の反射画像を生成することができる。この二次元の反射画像は被検査対象物の1つの断層画像を表示しているに過ぎない。そこで本発明では、超音波プローブにセンサを取り付け、超音波プローブを移動したときの位置情報と、姿勢情報を取得し、移動することにより得られた位置情報と姿勢情報に基づいて二次元の断層画像を演算部により演算して三次元形状を得る。この結果を可視化して表示部に表示する。これにより、従来使用していた超音波プローブにセンサを取り付けるだけで容易に二次元の断層画像から三次元画像を生成することができる。

10

【0007】

請求項2は、前記演算部は、前記プローブを移動させることで前記被検査対象物からの前記反射画像を取得すると共に、前記センサにより前記磁界ベクトルを読み取って前記トランスミッタの原点に対する当該プローブの三次元位置情報及び姿勢情報を検出し、前記反射画像の各座標点における前記三次元位置情報及び前記姿勢情報に基づいて前記各座標点の三次元座標をリアルタイムに演算することを特徴とする。

プローブは被検査対象物に接触することで反射画像を取得することができる。また、プローブを移動させることで、センサからプローブの三次元位置情報及び姿勢情報が検出される。演算部は反射画像の各座標点における三次元位置情報及び姿勢情報に基づいて、各座標点の三次元座標をリアルタイムに演算する。これにより、プローブを被検査対象物に対して移動させるだけで、反射画像の三次元形状をリアルタイムに演算することができる。

20

【0008】

請求項3は、前記演算部は、前記センサにより受信した磁界ベクトルに基づいて、前記プローブの三次元位置情報、及び該プローブのロール角、ピッチ角、ヨー角に係る姿勢情報を演算することを特徴とする。

本発明では半球状の磁界を発生するトランスミッタを備え、その磁界の磁力線に対するベクトルを計算することにより三次元位置情報及び姿勢情報を取得するものである。従って、被検査対象物とプローブの距離はこの磁界のエリア内に限定される。これにより、磁界のエリア内であればプローブの姿勢がどのように変化しても正確な姿勢情報を得ることができる。

30

【0009】

請求項4は、前記センサは磁気センサであり、前記プローブの適所に固定されていることを特徴とする。

1つの磁気センサではトランスミッタの位置における磁界の強さおよび方向をAとし、磁界の強さおよび方向AのX軸方向磁界の強さ、Y軸方向磁界の強さ、Z軸方向磁界の強さをそれぞれ A_x 、 A_y 、 A_z とし、 $\cos \alpha$ 、 $\cos \beta$ 、 $\cos \gamma$ を磁界の強さおよび方向Aの方向余弦とすれば、 $A_x = A \cos \alpha$ 、 $A_y = A \cos \beta$ 、 $A_z = A \cos \gamma$ であり、磁気センサのX軸方向の磁界検出コイルからは A_x の出力が、Y軸方向の磁界検出コイルからは A_y の出力が、Z軸方向の磁界検出コイルからは A_z の出力が送出される。そして磁界の強さおよび方向Aは、 $A = (A_x^2 + A_y^2 + A_z^2)^{1/2}$ で与えられる。従って、プローブの位置と姿勢を正確に取得するためには、センサとプローブが常に一体であることが必要である。これにより、単純な構成で各座標毎に独立した信号を同時に検出することができる。

40

【0010】

請求項5は、前記トランスミッタは、前記プローブが移動する範囲に磁界が存在するように配置されることを特徴とする。

半球状の磁界を発生するトランスミッタを備え、演算部は、磁気センサにより検出した磁界の磁力線に対するベクトルを計算することにより、三次元位置情報及び姿勢情報を取

50

得する。従って、センサ（プローブ）が常に磁界内に存在することが重要である。そこで本発明では、予め、プローブが移動する範囲を決定し、その範囲に磁界が存在するようにトランスミッタを配置する。これにより、プローブが磁界の範囲から逸脱することを事前に防止することができる。

【 0 0 1 1 】

請求項 6 は、被検査対象物に超音波を送信する送信部及び該被検査対象物から反射した超音波を受信する受信部を備えたプローブと、該プローブの三次元位置情報及び姿勢情報を生成するセンサと、所定のエリアに磁界ベクトルを形成するトランスミッタと、前記プローブから取得された反射画像に基づいて該反射画像の三次元形状を演算する演算部と、を備え、前記演算部は、前記プローブを前記被検査対象物に対して移動させることで前記反射画像を取得すると共に、前記センサにより前記磁界ベクトルを読み取って前記トランスミッタの原点に対する当該プローブの三次元位置情報及び姿勢情報を検出し、前記反射画像の各座標点における前記三次元位置情報及び前記姿勢情報に基づいて前記各座標点の三次元座標をリアルタイムに演算することの特徴とする。

10

本発明は、請求項 1 及び 2 と同様の作用効果を奏する。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

以上記載のごとく本発明によれば、超音波プローブにセンサを取り付け、超音波プローブを移動したときの位置情報と、姿勢情報を取得し、移動することにより得られた位置情報と姿勢情報に基づいて二次元の断層画像を演算部により演算して三次元形状を取得して、この結果を可視化して表示部に表示するので、従来使用していた超音波プローブにセンサを取り付けるだけで容易に二次元の断層画像から三次元画像を生成することができる。

20

また、演算部はリアルタイムに反射画像の各座標点における三次元位置情報及び姿勢情報に基づいて、各座標点の三次元座標をリアルタイムに演算するので、プローブを移動させるだけで、反射画像の三次元形状をリアルタイムに演算することができる。

【 0 0 1 3 】

また、被検査対象物とプローブの距離はこの磁界のエリア内に限定されるので、磁界のエリア内であればプローブの姿勢がどのように変化しても正確な姿勢情報を得ることができる。

また、センサは磁気センサであり、前記プローブの適所に固定されているので、単純な構成で各座標毎に独立した信号を同時に検出することができる。

30

また、予め、プローブが移動する範囲を決定し、その範囲に磁界が存在するようにトランスミッタを配置するので、プローブが磁界の範囲から逸脱することを事前に防止することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

以下、本発明を図に示した実施形態を用いて詳細に説明する。但し、この実施形態に記載される構成要素、種類、組み合わせ、形状、その相対配置などは特定の記載がない限り、この発明の範囲をそのみに限定する主旨ではなく単なる説明例に過ぎない。

図 1 は本発明の一実施形態に係る三次元画像生成装置を模式的に示す図である。三次元磁気センサ（以下、単にセンサと呼ぶ）2 は、トランスミッタ 4 によって周囲に磁場をつくり、センサ 2 が磁場を読み取ることにより、トランスミッタ 4 の中心（原点）0 に対するセンサ 2 の三次元位置と姿勢を検出する。手に保持したプローブ 1 を被検査対象物 6 に沿って移動させることで、被検査対象物 6 全体の画像を生成する。この際センサ 2 は、プローブ 1 の三次元位置と姿勢をリアルタイムで検出する。

40

即ち、図 1 において、反射画像 3 上の点を u, v とおくと、反射画像座標 (u, v) に対するセンサ 2 の中心 Q に原点をおいたセンサ座標 (x_r, y_r) の拡大、回転および平行移動を考慮すると u, v と x_r, y_r の関係は以下の式で表される。

$$s \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} \\ k_{31} & k_{32} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_r \\ y_r \\ 1 \end{bmatrix} \quad \dots (1)$$

ここで、超音波の発振平面 5 とセンサ座標の x_r , y_r 軸が平面が平行になるようにセンサ 2 を固定し、 z_r を一定または 0 としている。

【 0 0 1 5 】

式 (1) の係数 $k_{11} \sim k_{32}$ までを次のキャリブレーションによって求める。

即ち、式 (1) の係数を求めるために、あらかじめ座標がわかっている (x , y) と (u , v) の複数の組み合わせを式 (1) に代入し、係数 $k_{11} \sim k_{32}$ を算出する。式 (1) より、

$$\begin{cases} su = k_{11}x + k_{12}y + k_{13} \\ sv = k_{21}x + k_{22}y + k_{23} \\ s = k_{31}x + k_{32}y + 1 \end{cases} \quad \dots (2)$$

s を消去して、

$$\begin{aligned} (k_{31}x + k_{32}y + 1)u &= k_{11}x + k_{12}y + k_{13} \\ (k_{31}x + k_{32}y + 1)v &= k_{21}x + k_{22}y + k_{23} \end{aligned} \quad \dots (3)$$

これを変形して、

$$\begin{aligned} k_{11}x + k_{12}y + k_{13} - k_{31}ux - k_{32}uy &= u \\ k_{21}x + k_{22}y + k_{23} - k_{31}vx - k_{32}vy &= v \end{aligned} \quad \dots (4)$$

【 0 0 1 6 】

エコー画面上での座標 (u_i , v_i) をマウスでクリックすることで読みとる。また、超音波シート上のセンサ座標 (x_i , y_i) をキーボードで入力する。これを繰り返し、4 点の座標を読みとり式 (4) に代入する。尚、なるべく広い範囲で点を指示してやる方が望ましい。これらのデータより、以下の行列を作成し、 $k_{11} \sim k_{32}$ を計算する。

$$\begin{bmatrix} x_1 & y_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & -u_1x_1 & -u_1y_1 \\ 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & 1 & -v_1x_1 & -v_1y_1 \\ x_2 & y_2 & 1 & 0 & 0 & 0 & -u_2x_2 & -u_2y_2 \\ 0 & 0 & 0 & x_2 & y_2 & 1 & -v_2x_2 & -v_2y_2 \\ x_3 & y_3 & 1 & 0 & 0 & 0 & -u_3x_3 & -u_3y_3 \\ 0 & 0 & 0 & x_3 & y_3 & 1 & -v_3x_3 & -v_3y_3 \\ x_4 & y_4 & 1 & 0 & 0 & 0 & -u_4x_4 & -u_4y_4 \\ 0 & 0 & 0 & x_4 & y_4 & 1 & -v_4x_4 & -v_4y_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} k_{11} \\ k_{12} \\ k_{13} \\ k_{21} \\ k_{22} \\ k_{23} \\ k_{31} \\ k_{32} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ u_2 \\ v_2 \\ u_3 \\ v_3 \\ u_4 \\ v_4 \end{bmatrix} \quad \dots (5)$$

$k_{11} \sim k_{32}$ が決まると

式 (4) を変形して、

$$\begin{aligned} (k_{31}u - k_{11})x + (k_{32}u - k_{12})y &= k_{13} - u \\ (k_{31}v - k_{21})x + (k_{32}v - k_{22})y &= k_{23} - v \end{aligned} \quad \dots (6)$$

行列で表すと

$$\begin{bmatrix} k_{31}u - k_{11} & k_{32}u - k_{12} \\ k_{31}v - k_{21} & k_{32}v - k_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{13} - u \\ k_{23} - v \end{bmatrix} \quad \dots (7)$$

よって (x_r , y_r) は

10

20

30

40

$$\begin{bmatrix} x_r \\ y_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{31}u - k_{11} & k_{32}u - k_{12} \\ k_{31}v - k_{21} & k_{32}v - k_{22} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} k_{13} - u \\ k_{23} - v \end{bmatrix} \quad (8)$$

式(8)が、 u, v から x_r, y_r への変換式である。

【0017】

トランスミッタ4の中心(原点)Oに対するセンサ2の三次元位置を(x_{ow}, y_{ow}, z_{ow})、姿勢を(ϕ, θ, ψ)とした場合、磁気レシーバの中心に原点を置いた磁気レシーバ座標(センサ座標)上の点(x_r, y_r, z_r)は、以下の式で、トランスミッタを原点とした座標系(x_{rw}, y_{rw}, z_{rw})に変換される。 z_r は一定または0である。

$$\begin{bmatrix} x_{rw} \\ y_{rw} \\ z_{rw} \end{bmatrix} = RPY(\phi, \theta, \psi) \begin{bmatrix} x_r \\ y_r \\ z_r \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_{ow} \\ y_{ow} \\ z_{ow} \end{bmatrix} \quad \dots (9)$$

ここで

$$RPY(\phi, \theta, \psi) = R(z, \phi) \cdot R(y, \theta) \cdot R(x, \psi)$$

$$= \begin{bmatrix} C_\phi & -S_\phi & 0 \\ S_\phi & C_\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_\theta & 0 & S_\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -S_\theta & 0 & C_\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C_\psi & S_\psi \\ 0 & S_\psi & C_\psi \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} C_\phi C_\theta & C_\phi S_\theta S_\psi - S_\phi C_\psi & C_\phi S_\theta C_\psi + S_\phi S_\psi \\ S_\phi C_\theta & S_\phi S_\theta S_\psi + C_\phi C_\psi & S_\phi S_\theta C_\psi - C_\phi S_\psi \\ -S_\theta & C_\theta S_\psi & C_\theta C_\psi \end{bmatrix} \quad \dots (10)$$

C: Cos、S: Sinとする。

【0018】

図2は本発明の一実施形態に係る三次元画像生成装置の構成を示す図である。同じ構成要素には図1と同じ参照番号を付して説明する。この三次元画像生成装置110は、被検査対象物6に超音波を送信する送信部と被検査対象物6から反射した超音波を受信する受信部とを備えたプローブ1と、プローブ1の三次元位置情報及び姿勢情報を生成するセンサ2と、所定のエリアに磁界ベクトルを形成するトランスミッタ4と、三次元位置情報及び姿勢情報に基づいてプローブ1から取得された反射画像の三次元形状を演算するPC(演算部)12と、演算結果を三次元画像として表示するモニタ(表示部)14と、センサ2からの座標をリアルタイムに演算する位置検出回路10と、プローブ1から得られた反射画像データを処理するイメージプロセッサ11と、を備えて構成されている。尚、位置検出回路10はセンサ2の座標をリアルタイムに演算するために回路をFPGA(Field Programmable Gate Array)により構成している。またPC12には装置全体を制御するプログラムを格納するROM(Read Only Memory)13が接続されている。

即ち、プローブ1により取得された画像は、超音波が被検査対象物6内に進行して、固いものに当たって反射した反射音波を測定し、反射音が返ってくるまでの時間から距離を計算して可視化したものである。そして、複数の超音波を発生することで二次元の反射画像を生成することができる。この二次元の反射画像は被検査対象物6の1つの断層画像を表示しているに過ぎない。そこで本実施形態では、プローブ1にセンサ2を取り付け、プローブ1を移動したときの位置情報と姿勢情報を取得し、移動することにより得られた位置情報と姿勢情報に基づいて二次元の断層画像をPC12により演算して三次元形状を得る。この結果を可視化してモニタ14に表示する。これにより、従来使用していたプローブ1にセンサ2を取り付けるだけで容易に二次元の断層画像から三次元画像を生成することができる。

【0019】

また、PC12は、プローブ1を被検査対象物6に対して移動させることで反射画像を

取得すると共に、センサ 2 により磁界ベクトルを読み取ってトランスミッタ 4 の原点 O に対する当該プローブ 1 の三次元位置情報及び姿勢情報を検出し、反射画像の各座標点における三次元位置情報及び姿勢情報に基づいて、各座標点の三次元座標をリアルタイムに演算する。

即ち、プローブ 1 は被検査対象物 6 に接触することで反射画像を取得することができる。また、プローブ 1 を被検査対象物 6 に沿って移動させることで、センサ 2 からプローブ 1 の三次元位置情報及び姿勢情報が検出される。P C 1 2 は反射画像の各座標点における三次元位置情報及び姿勢情報に基づいて、各座標点の三次元座標をリアルタイムに演算する。これにより、プローブ 1 を被検査対象物 6 に対して移動させるだけで、反射画像の三次元形状をリアルタイムに演算することができる。

また、P C 1 2 は、センサ 2 により受信した磁界ベクトルに基づいて、当該プローブ 1 の三次元位置情報及びロール角、ピッチ角、及びヨー角の姿勢情報を演算する。本発明では半球状の磁界を発生するトランスミッタ 4 を備え、その磁界の磁力線に対するベクトルを計算することにより三次元位置情報及び姿勢情報を取得するものである。従って、被検査対象物 6 とプローブ 1 の距離はこの磁界のエリア内に限定される。これにより、磁界のエリア内であればプローブ 1 の姿勢がどのように変化しても正確な姿勢情報を得ることができる（詳細は後述する）。

【0020】

図 3 は本発明の三次元画像生成装置 1 1 0 により三次元画像を生成する過程を説明する模式図である。図 3 (A) は、例えば、四角錐（ピラミッド型）2 0 をプローブ 1 により上部から読み取り、例えば、a、b、c の 3 箇所の反射画像について図示している。図 3 (B) は図 3 (A) の a 部分の反射画像の模式図である。この図から a 部分は厚み 2 1 がある大きな台形として捉えられる。図 3 (C) は図 3 (A) の b 部分の反射画像の模式図である。この図から b 部分は厚み 2 1 がある三角形として捉えられる。図 3 (D) は図 3 (A) の c 部分の反射画像の模式図である。この図から c 部分は厚み 2 1 がある小さな台形として捉えられる。図 3 (E) はプローブ 1 により上部から読み取った反射画像をプローブ 1 の位置情報と姿勢情報に基づいて、三次元座標を演算して三次元画像を表示したものである。尚、図 3 (E) の画像は、マウスにより指定することにより、回転させたり、部分的に切断して切断面を表示することもできる。

【0021】

図 4 は本発明の三次元画像生成装置 1 1 0 により三次元画像を生成する過程を説明する模式図である。図 4 (A) は、例えば、トマト 2 5 を水中に沈めプローブ 1 を水面に接触させて上部から読み取り、例えば、a、b、c、d、e の 5 箇所の反射画像について図示している。図 4 (B) は図 4 (A) の a ~ e の各部分の反射画像の模式図である。そして、図 3 と同様にプローブ 1 により上部から読み取った反射画像をプローブ 1 の位置情報と姿勢情報に基づいて、三次元座標を演算して三次元画像を生成することができる。図 4 (C) は実際にトマトを水中に入れて、プローブ 1 を水面に接触させて反射画像を取得し、それらの画像の三次元座標を演算して三次元画像を生成した例である。この図から、反射画像 f ~ k により三次元画像が形成されている様子が分かる。

【0022】

図 5 は本発明のセンサ 4 4、4 5 が位置情報と姿勢情報を生成する原理を説明する図である。図 5 (a) は磁界ベクトルと各センサの位置関係を表す図であり、トランスミッタ 4 1 から放射された磁界ベクトル 4 2 が半球状に形成され、その磁界ベクトル 4 2 上に例えばセンサ 4 4、4 5 が存在し、被検査対象物 4 0 が磁界ベクトル 4 2 の内側に含まれるものとする。図 5 (b) は磁界ベクトルを説明する模式図である。例えばセンサ 4 4 ではトランスミッタ 4 1 の位置における磁界の強さおよび方向を A とし、磁界の強さおよび方向 A の X 軸方向磁界の強さ、Y 軸方向磁界の強さ、Z 軸方向磁界の強さをそれぞれ A_x 、 A_y 、 A_z とし、 $\cos \alpha$ 、 $\cos \beta$ 、 $\cos \gamma$ を磁界の強さおよび方向 A の方向余弦とすれば、 $A_x = A \cos \alpha$ 、 $A_y = A \cos \beta$ 、 $A_z = A \cos \gamma$ であり、センサ 4 4 の X 軸方向の磁界検出コイルからは A_x の出力が、Y 軸方向の磁界検出コイルからは A_y の

10

20

30

40

50

出力が、Z 軸方向の磁界検出コイルからは A_z の出力が送出される。そして磁界の強さおよび方向 A は、 $A = (A_x^2 + A_y^2 + A_z^2)^{1/2}$ で与えられる。同じくセンサ 45 の磁界の強さおよび方向 B は、 $B = (B_x^2 + B_y^2 + B_z^2)^{1/2}$ で与えられる。

【0023】

次に、本発明の三次元画像生成装置を超音波診断装置に応用した場合について言及する。超音波画像の画像分解能は、プローブ（超音波探触子）の材質、周波数等によって決まるが、そのほかプローブの型によっても若干違いが出る。通常、医療用では扇形に画像が得られるコンベックスが用いられるが、検体が比較的平であれば、プローブの幅でストレートに画像が得られるリニアモデルが利用される。そのほか、ペンシルビームのようなタイプで、検体との接触面がかなり小さくても比較的広い視野で画像を得るもの（セクター）もある。生体の周囲をトレースすることによって、例えば、胴体の腹側、背側、側面などのうち、どの部分に脂肪が蓄積しやすいのか、また内臓脂肪の動態を生体に何ら損傷を与えることなく診断できる利点がある。また、例えば、この輪切りの状態を首の側から腰の側へトレースするとこれまで、体構成割合（骨・筋肉・脂肪）としてしか捉えられなかったものが、リアルタイムの立体画像として捉えることができるようになる。現在は、リニアモデル（リアルタイムの 2 MHz の周波数）で図 6（a）、（b）に示すような部分的な画像を得ているが、本発明では、胴体の周囲を回転させた立体画像として捉えられるようになる。ただ、超音波の伝播距離や画像の分解能の点から、適確な深度を得られる周波数や、プローブのモデル、さらにはプローブの材質の開発が必要となる。

10

20

【0024】

また、これまで皮下脂肪 30 と内臓脂肪 31 の割合を測定するには腹部 CT あるいは MRI を用いて臍高を基準として図 7（a）のように測定している。この場合、臍高の横断面のみの脂肪量を反映するため、体型（下腹部肥満など図 7（b））によっては脂肪全体の用量を正確に反映していなかった。これを本発明の三次元画像生成装置により三次元化することで、部位による脂肪蓄積の偏りが反映され、より正確な脂肪量を測定することが可能となる。また、これまで皮下脂肪については皮下の厚みを測っていたが、腹部での分布や偏りについてはあまり言及されていなかった。今後、立体的に分布を反映することができれば、体型による偏りが反映されることで、今まであまり議論されていない皮下脂肪と疾患についての研究に結びつく可能性があり、また、ダイエットをする際にも立体画像を提示することで、目に見える効果をより理解しやすく励みにもなるという効果がある。

30

また、測定装置について、現在の CT や MRI では測定面積に制限があるため、高度肥満の患者は実際に測定器に入れない場合がある。本発明により測定器の測定面積が、既存の CT や MRI よりも広く設定できれば、これまで測定できなかった患者も検査が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図 1】本発明の一実施形態に係る三次元画像生成装置を模式的に示す図である。

【図 2】本発明の一実施形態に係る三次元画像生成装置の構成を示す図である。

【図 3】本発明の三次元画像生成装置 110 により三次元画像を生成する過程を説明する模式図である。

40

【図 4】本発明の三次元画像生成装置 110 により三次元画像を生成する過程を説明する模式図である。

【図 5】本発明のセンサ 44、45 が位置情報と姿勢情報を生成する原理を説明する図である。

【図 6】従来の超音波記録写真と解析図である。

【図 7】皮下脂肪 30 と内臓脂肪 31 の割合を測定する腹部 CT の一例を示す図である。

【符号の説明】

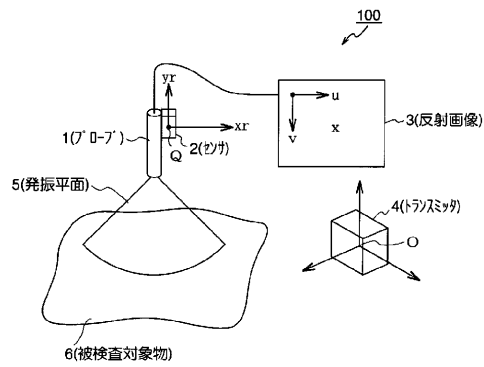
【0026】

1 プローブ、2 センサ、3 反射画像、4 トランスミッタ、5 発振平面、6 被検査対象物、10 位置検出回路、11 イメージプロセッサ、12 PC、13 R

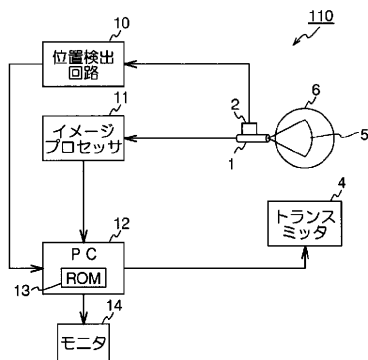
50

O M、1 4 モニタ、1 1 0 三次元画像生成装置

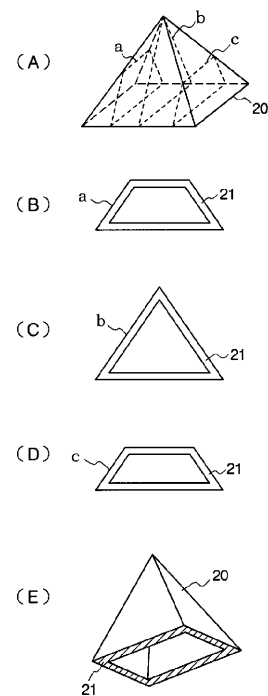
【図 1】



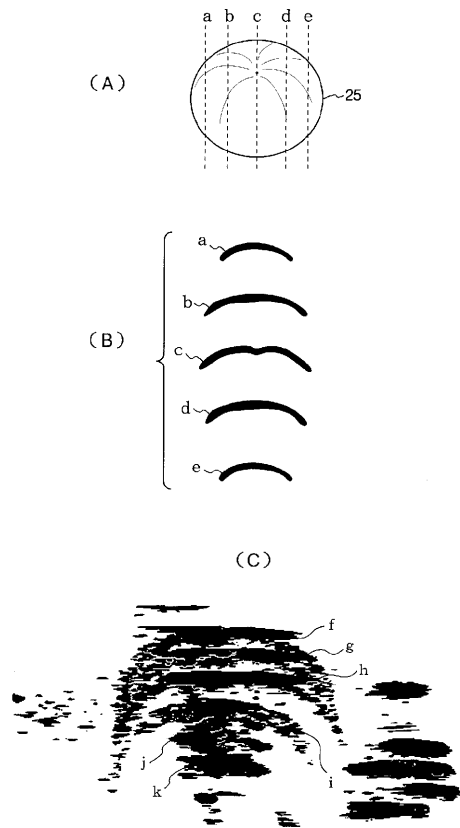
【図 2】



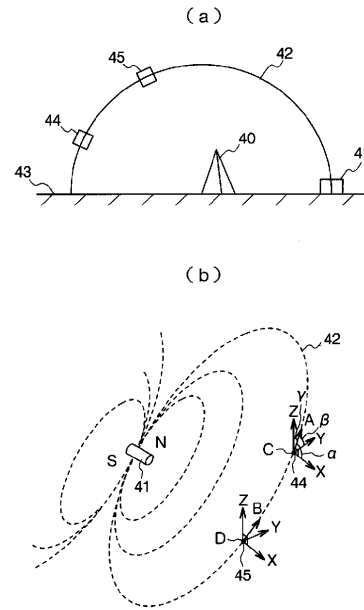
【図 3】



【 図 4 】

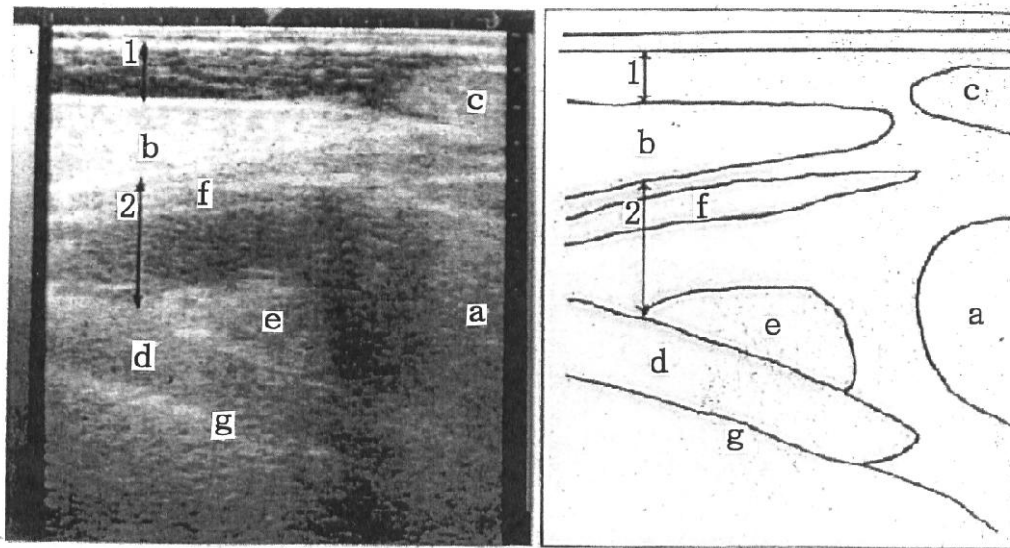


【 図 5 】



【 図 6 】

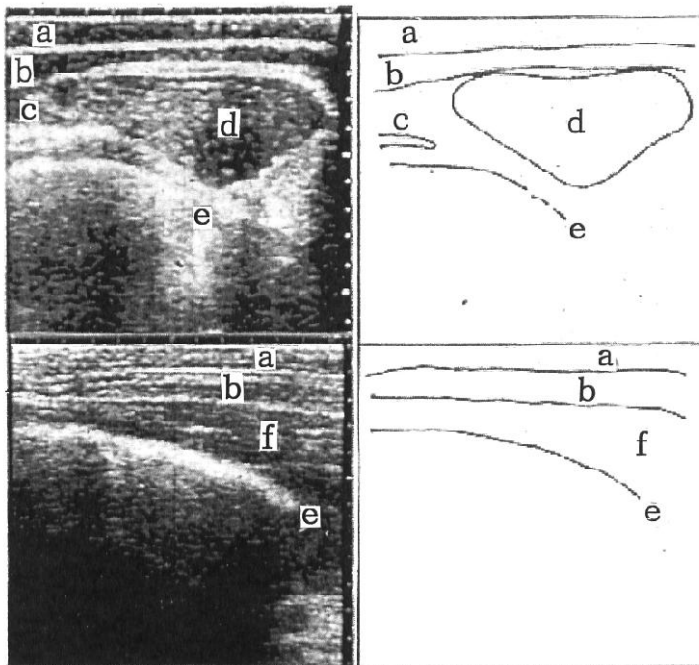
(a)



第7－8肋骨間超音波記録写真とその解析図（バラ部）

a:胸最長筋 b:広背筋 c:僧帽筋 d:肋間筋 e:腸肋筋
 f:菱形筋 g:肋骨
 ↓1:広背筋部皮下脂肪厚 ↓2:広背筋部筋間脂肪厚

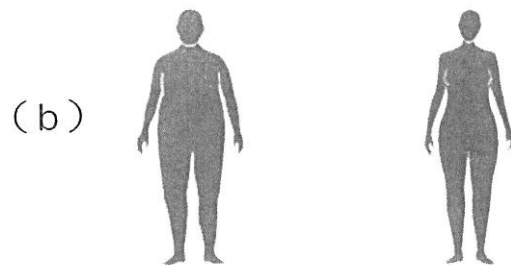
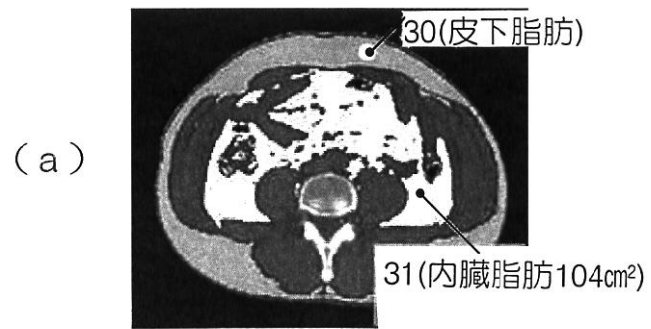
(b)



超音波測定部位CとDの超音波記録写真と解析図

a:第1皮下脂肪 b:第2皮下脂肪 c:腸肋筋
 d:胸最長筋 e:肋骨 f:筋層

【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 福田 亘博
宮崎県宮崎市学園木花台西 1 丁目 1 番地 国立大学法人 宮崎大学内

(72)発明者 住吉 昭信
宮崎県宮崎市学園木花台西 1 丁目 1 番地 国立大学法人 宮崎大学内

(72)発明者 西園 祥子
宮崎県宮崎市学園木花台西 1 丁目 1 番地 国立大学法人 宮崎大学内

(72)発明者 塩見 一剛
宮崎県宮崎郡清武町大字木原 5 2 0 0 国立大学法人 宮崎大学医学部内

F ターム(参考) 2F063 AA04 AA31 BA30 DA01 DA05 DC08 DD02 GA01 KA01
2F068 AA39 AA40 BB24 CC07 FF12 FF25 HH01 JJ11
2F069 AA04 AA66 AA93 BB40 GG01 GG04 GG06 GG09 GG59 JJ08
JJ10 NN00 NN15 QQ05
4C601 BB03 DD02 EE09 GA18 GA25 JC21 JC26 JC31 KK22

专利名称(译)	三次元画像生成装置及び三次元画像生成方法		
公开(公告)号	JP2009045097A	公开(公告)日	2009-03-05
申请号	JP2007211126	申请日	2007-08-13
申请(专利权)人(译)	国立大学法人宫崎		
[标]发明人	川末紀功仁 原田宏 福田亘博 住吉昭信 西園祥子 塩見一剛		
发明人	川末 紀功仁 原田 宏 福田 亘博 住吉 昭信 西園 祥子 塩見 一剛		
IPC分类号	A61B8/00 G01B21/20 G01B7/30 G01B7/00 G01B17/06		
FI分类号	A61B8/00 G01B21/20.101 G01B7/30.M G01B7/00.103.M G01B17/06		
F-TERM分类号	2F063/AA04 2F063/AA31 2F063/BA30 2F063/DA01 2F063/DA05 2F063/DC08 2F063/DD02 2F063/GA01 2F063/KA01 2F068/AA39 2F068/AA40 2F068/BB24 2F068/CC07 2F068/FF12 2F068/FF25 2F068/HH01 2F068/JJ11 2F069/AA04 2F069/AA66 2F069/AA93 2F069/BB40 2F069/GG01 2F069/GG04 2F069/GG06 2F069/GG09 2F069/GG59 2F069/JJ08 2F069/JJ10 2F069/NN00 2F069/NN15 2F069/QQ05 4C601/BB03 4C601/DD02 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC31 4C601/KK22		
代理人(译)	鈴木 均		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种安全的三维图像生成设备，其生成具有高测量精度的三维图像。解决方案：三维图像生成设备110包括探头1，其具有用于将超声波发送到被检查对象6的发送部分和用于接收被检查对象6反射的超声波的接收部分，用于产生三维的传感器2探头1的位置信息和姿势信息，用于在预定区域中产生磁场矢量的发射器4，用于计算从探头1获取的反射图像的三维轮廓的PC（计算部分）12。三维位置信息和姿势信息的基础，用于将运算结果显示为三维图像的监视器（显示部分）14，用于实时计算从传感器2获取的坐标的位置检测电路10，图像处理器11用于处理从探头1获取的反射图像数据

