

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6518116号
(P6518116)

(45) 発行日 令和1年5月22日(2019.5.22)

(24) 登録日 平成31年4月26日(2019.4.26)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2015-83067 (P2015-83067)	(73) 特許権者	504137912 国立大学法人 東京大学 東京都文京区本郷七丁目3番1号
(22) 出願日	平成27年4月15日(2015.4.15)	(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(65) 公開番号	特開2016-202208 (P2016-202208A)	(74) 代理人	110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
(43) 公開日	平成28年12月8日(2016.12.8)	(72) 発明者	窪田 直人 東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大 学法人 東京大学内
審査請求日	平成30年3月20日(2018.3.20)	(72) 発明者	小泉 憲裕 東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大 学法人 東京大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受することにより得られた受信信号に基づいて被検者の腹部内の超音波画像を形成する画像形成部と、

前記超音波画像上において前記被検者の臍近傍の体表面から内臓領域輪郭までの距離を皮下脂肪厚として計測する計測部と、

前記被検者の腹部全体の前後方向の厚さである腹部全体縦厚の計測データを得るデータ取得部と、

腹部全体の断面を楕円形状で近似して内臓領域内の内臓脂肪の指標値を導出する処理において、前記腹部全体縦厚と前記皮下脂肪厚を当該処理の入力値とし、当該処理の出力値として前記被検者の内臓脂肪の指標値を得る指標値導出部と、

を有し、

前記画像形成部は、前記超音波画像として、前記被検者の腹部内の断層画像を形成し、前記被検者の臍に起因して前記断層画像内に生じる帯状または末広がり状のシャドウ領域の位置を基準として、当該位置に対して所定の位置関係を有する計測マーカを前記断層画像内に形成する表示処理部をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断システムにおいて、

前記指標値導出部は、前記腹部全体縦厚に応じて楕円形状を前記被検者の腹部全体の断

面に適合させて得られる腹部全体面積から、前記皮下脂肪厚に基づいて皮下脂肪面積を取り除くことにより内臓領域面積を算出し、前記指標値として、当該内臓領域面積と当該内臓領域面積から推定される内臓脂肪量の少なくとも一方を導出する、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項3】

請求項2に記載の超音波診断システムにおいて、

前記データ取得部は、前記腹部全体縦厚に加えて、前記被検者の腹部全体の左右方向の厚さである腹部全体横厚の計測データまたは前記被検者の腹部全体の周囲長の計測データを取得し、

前記指標値導出部は、前記腹部全体縦厚と前記腹部全体横厚または前記周囲長とに応じて楕円形状を前記被検者の腹部全体の断面に適合させる、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項4】

請求項1から3のいずれか1項に記載の超音波診断システムにおいて、

前記表示処理部は、前記シャドウ領域に対して位置合わせされる基準マーカを前記断層画像内に形成する、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項5】

請求項4に記載の超音波診断システムにおいて、

前記表示処理部は、ライン状の基準マーカと、当該基準マーカに対して所定の間隔をおいたライン状の計測マーカを前記断層画像内に形成し、

前記断層画像内に生じるシャドウ領域内に前記基準マーカが位置合わせされた状態で、前記計測マーカ上において前記皮下脂肪厚が計測される、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項6】

請求項1から5のいずれか1項に記載の超音波診断システムにおいて、

前記被検者の臍の位置を基準とする計測位置において、当該被検者の体表に対して非接触で前記腹部全体縦厚を計測する測定器をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項7】

請求項1から6のいずれか1項に記載の超音波診断システムにおいて、

前記被検者に関する個別的な複数のパラメータであって互いに相関関係が弱いことを示す条件を満たした複数のパラメータにより当該被検者の前記指標値を補正する補正部をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項8】

請求項7に記載の超音波診断システムにおいて、

前記条件を満たす複数のパラメータには、前記被検者の性別と年齢と身長が含まれる、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項9】

超音波を送受することにより得られた被検者の腹部内の断層画像上において当該被検者の臍近傍の体表面から内臓領域輪郭までの距離を皮下脂肪厚として計測する計測部と、

前記被検者の腹部全体の前後方向の厚さである腹部全体縦厚の計測データを得るデータ取得部と、

腹部全体の断面を楕円形状で近似して内臓領域内の内臓脂肪の指標値を導出する処理において、前記腹部全体縦厚と前記皮下脂肪厚を当該処理の入力値とし、当該処理の出力値として前記被検者の内臓脂肪の指標値を得る指標値導出部と、

前記被検者の臍に起因して前記断層画像内に生じる帯状または末広がり状のシャドウ領域の位置を基準として、当該位置に対して所定の位置関係を有する計測マーカを前記断層画像内に形成する表示処理部と、

10

20

30

40

50

を有する、
ことを特徴とする情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断システムに関し、特に、内臓脂肪の指標となる情報を得る超音波診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療の分野において超音波を利用した超音波診断システムが広く活用されている。超音波診断システムは、例えば、超音波診断装置単体で又は超音波診断装置と他の装置（コンピュータを含む）を組み合わせることで構成される。

10

【0003】

超音波診断によれば、例えばX線診断において生じる被曝を回避でき、またX線診断で必要となる大掛かりな機構が不要である。そのような利便性から、例えばメタボリックシンドローム（内臓脂肪型肥満）の健診などに超音波診断を利用することが望まれている。

【0004】

例えば、特許文献1には、超音波診断により内臓脂肪の指標となる情報を得る技術が開示されている。特許文献1に開示される超音波診断システムは、内臓脂肪量を表す情報を簡易に且つ精度良く計測できる画期的なものであり、例えばメタボリックシンドロームの健診などにおいて極めて高い実用的な利用価値が期待される。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第5368615号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、内臓脂肪の指標となる情報を得る超音波診断システムについて研究開発を重ねてきた。特に、特許文献1に開示された画期的な発明の更なる改良に注目した。

30

【0007】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、内臓脂肪の指標となる情報を比較的簡易に且つ比較的高い精度で計測するための改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の具体例として好適な超音波診断システムは、超音波を送受することにより得られた受信信号に基づいて被検者の腹部内の超音波画像を形成する画像形成部と、前記超音波画像上において前記被検者の臍近傍の体表面から内臓領域輪郭までの距離を皮下脂肪厚として計測する計測部と、前記被検者の腹部全体の前後方向の厚さである腹部全体縦厚の計測データを得るデータ取得部と、腹部全体の断面を楕円形状で近似して内臓領域内の内臓脂肪の指標値を導出する処理において、前記腹部全体縦厚と前記皮下脂肪厚を当該処理の入力値とし、当該処理の出力値として前記被検者の内臓脂肪の指標値を得る指標値導出部と、を有することを特徴とする。

40

【0009】

上記構成においては、例えば、被検者の腹部表面に超音波プローブ（超音波探触子）の送受波面が当てられ、望ましくは被検者の臍近傍における体表面から腹部内に超音波が送受される。これにより得られた受信信号に基づいて被検者の腹部内の超音波画像が形成される。超音波画像としては、被検者の腹部内の断層画像が好適であるものの、皮下脂肪厚

50

とみなせる計測ができる限りにおいて、例えば1次元または3次元の超音波画像など、断層画像以外の画像が利用されてもよい。なお、断層画像としては、被検者の腹部の横断面を表す画像が好適であるものの、被検者の腹部の縦断面を表す画像が利用されてもよい。

【0010】

また、上記構成において、計測部は、超音波画像を目視観察したユーザ（検査者）からの入力情報に基づいて、又は、超音波画像に関する画像解析処理により、皮下脂肪厚に相応する距離を計測する。前者の場合、例えば、超音波画像上にユーザ操作を支援するマーカを表示させ、ユーザがマーカの位置を決めることにより、距離の計測ポイント、つまり被検者の臍近傍の体表面の位置と内臓領域輪郭の位置が決定される。後者の場合には、例えば、被検者の臍近傍の体表面の位置と内臓領域輪郭の位置の少なくとも一方が超音波画像に関する画像解析処理（公知の表面検出に係る処理や輪郭検出に係る処理を含む）により決定される。

10

【0011】

一般に、被検者の腹部内の構造を大別すると、内臓組織や内臓脂肪を含む内臓領域の周りに、腹筋や背筋などの筋肉層があり、さらに、筋肉層を取り囲むように皮下脂肪領域がある。

【0012】

被検者の体表面から内臓領域輪郭までの距離を計測するにあたり、内臓領域輪郭の計測ポイントは、内臓領域の外縁に設定されることが望ましい。例えば、内臓領域と筋肉層が接している部分では、内臓領域と筋肉層の境界を計測ポイントとすることが望ましい。ところが、筋肉層は部位ごとに厚さが比較的大きく異なるため、内臓領域と筋肉層の境界を計測ポイントとすると、部位ごとに厚さが異なる筋肉層の影響により計測ポイントの位置にばらつきが生じ、計測値（計測された距離）にもばらつきが生じてしまう。

20

【0013】

そこで、上記構成において、計測部は、被検者の臍近傍の体表面から内臓領域輪郭までの距離を計測する。臍近傍では、筋肉層が薄い（筋肉層が無いとみなせる）部分があり、筋肉層の厚さによる計測値のばらつきを低減または回避できる。そして、筋肉層が薄い（筋肉層が無いとみなせる）部分では、体表面から内臓領域輪郭までの距離を皮下脂肪領域の厚さ、つまり皮下脂肪厚とみなすことができる。

【0014】

30

また、上記構成においては、被検者の腹部全体の前後方向の厚さである腹部全体縦厚の計測データが利用される。腹部全体に亘る大きさに関する情報は、一般的な超音波診断装置が備える通常の超音波プローブのみで計測することが難しい。そのため、腹部全体縦厚の計測データは、例えば、レーザや超音波センサなどの非接触型の計測器から得ることが望ましい。非接触型であれば、被検者の体表を押しつぶすことによる計測誤差を回避することができる。なお、当該計測誤差が回避または低減できる限りにおいて、接触型の計測器、例えばノギス状の計測器などが利用されてもよい。

【0015】

そして、上記構成の指標値導出部は、腹部全体の断面を楕円形状で近似して内臓領域内の内臓脂肪の指標値を導出する処理を実行する。腹部全体の断面（横断面）は、経験則上または解剖学的な見地からみて楕円形状による近似に一定の妥当性が認められる。なお、楕円形状には、数学的に定義される楕円関数の形状が含まれることはもちろんであるが、実質的に楕円とみなせる程度に楕円関数を修正して得られる楕円形状であってもよい。そして、指標値導出部は、腹部全体縦厚と皮下脂肪厚を上記処理の入力値とし、上記処理の出力値として被検者の内臓脂肪の指標値を得る。

40

【0016】

腹部全体の断面を楕円形状で近似する場合、計測対象となる被検者の腹部全体の形状に楕円形状を適合させることが望ましい。そのため、計測対象となる被検者の腹部全体縦厚に応じて、楕円形状の縦方向（被検者の前後方向）の大きさが調整される。例えば、楕円形状の縦方向の大きさ、つまり縦方向の軸長（短軸直径）が腹部全体縦厚とされる。この

50

場合、楕円形状の縦方向の半径（楕円の短軸半径）が腹部全体縦厚の半分（ $1/2$ ）となる。もちろん腹部全体縦厚の半分に補正を加えた値を楕円の短軸半径としてもよい。さらに、腹部全体の断面を楕円形状で近似する場合、計測対象となる被検者の腹部全体の左右方向の厚さに、楕円形状の横方向（被検者の左右方向）の大きさを適合させることが望ましい。そのため 例えば、被検者の腹部全体の左右方向の厚さである腹部全体横厚が計測され、楕円形状の横方向の大きさ、つまり横方向の軸長（長軸直径）を腹部全体横厚としてもよい。なお、腹部全体縦厚と腹部全体横厚の相関関係を予め得ておき、腹部全体縦厚の計測データからその相関関係に基づいて腹部全体横厚が推定されてもよい。被検者の腹部全体の断面（例えば横断面）を楕円形状で近似することができれば、つまり、楕円形状を被検者の腹部全体の断面に適合させることができれば、その楕円形状に基づいて、例えば、被検者の腹部全体面積（腹部全体の断面積）を推定することができる。こうした推定にも、経験則上または解剖学的な見地からみて一定の妥当性が認められる。

10

【0017】

さらに、上記構成の指標値導出部は、腹部全体の断面を楕円形状で近似して内臓領域内の内臓脂肪の指標値を導出する処理を実行するにあたり、腹部全体縦厚に加えて皮下脂肪厚を処理の入力値とする。皮下脂肪厚は、経験則上または解剖学的な見地からみて、皮下脂肪領域の面積（皮下脂肪面積）との間に比較的強い相関関係が認められている。そのため、皮下脂肪厚からその相関関係に基づいて皮下脂肪面積を推定することができる。さらに、経験則上または解剖学的な見地からみて、腹部全体面積から皮下脂肪面積を取り除いた差分面積と、内臓領域面積（内臓領域内の面積）との間に比較的強い相関関係が認めら

20

【0018】

なお、指標値導出部は、内臓領域面積を算出するにあたり、腹部全体縦厚から得られる楕円の短軸半径、つまり腹部全体の短軸半径と、腹部全体の短軸半径から皮下脂肪厚を差し引いて得られる内臓領域の短軸半径を算出し、腹部全体の短軸半径と内臓領域の短軸半径との比率に基づいて、腹部全体面積から皮下脂肪面積を取り除いて内臓領域面積を得るようにしてもよい。

30

【0019】

望ましい具体例において、前記指標値導出部は、前記腹部全体縦厚に応じて楕円形状を前記被検者の腹部全体の断面に適合させて得られる腹部全体面積から、前記皮下脂肪厚に基づいて皮下脂肪面積を取り除くことにより内臓領域面積を算出し、前記指標値として、当該内臓領域面積と当該内臓領域面積から推定される内臓脂肪量の少なくとも一方を導出する、ことを特徴とする。

【0020】

望ましい具体例において、前記データ取得部は、前記腹部全体縦厚に加えて、前記被検者の腹部全体の左右方向の厚さである腹部全体横厚の計測データまたは前記被検者の腹部全体の周囲長の計測データを取得し、前記指標値導出部は、前記腹部全体縦厚と前記腹部全体横厚または前記周囲長とに応じて楕円形状を前記被検者の腹部全体の断面に適合させる、ことを特徴とする。

40

【0021】

望ましい具体例において、前記画像形成部は、前記超音波画像として、前記被検者の腹部内の断層画像を形成し、前記超音波診断システムは、前記被検者の臍に起因して前記断層画像内に生じる帯状または末広がり状のシャドウ領域の位置を基準として、当該位置に対して所定の位置関係を有する計測マーカを前記断層画像内に形成する表示処理部をさらに有することを特徴とする。

50

【 0 0 2 2 】

望ましい具体例において、前記表示処理部は、前記シャドウ領域に対して位置合わせされる基準マーカを前記断層画像内に形成する、ことを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

望ましい具体例において、前記表示処理部は、ライン状の基準マーカと、当該基準マーカに対して所定の間隔をおいたライン状の計測マーカを前記断層画像内に形成し、前記断層画像内に生じるシャドウ領域内に前記基準マーカが位置合わせされた状態で、前記計測マーカ上において前記皮下脂肪厚が計測される、ことを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

望ましい具体例において、前記超音波診断システムは、前記被検者の臍の位置を基準とする計測位置において、当該被検者の体表に対して非接触で前記腹部全体縦厚を計測する測定器をさらに有する、ことを特徴とする。

10

【 0 0 2 5 】

望ましい具体例において、前記超音波診断システムは、前記被検者に関する個別的な複数のパラメータであって互いに相関関係が弱いことを示す条件を満たした複数のパラメータにより当該被検者の前記指標値を補正する補正部をさらに有する、ことを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

望ましい具体例において、前記条件を満たす複数のパラメータには、前記被検者の性別と年齢と身長が含まれる、ことを特徴とする。

【 0 0 2 7 】

20

また、本発明の具体例として好適な情報処理装置は、超音波を送受することにより得られた被検者の腹部内の超音波画像上において当該被検者の臍近傍の体表面から内臓領域輪郭までの距離を皮下脂肪厚として計測する計測部と、前記被検者の腹部全体の前後方向の厚さである腹部全体縦厚の計測データを得るデータ取得部と、腹部全体の断面を楕円形状で近似して内臓領域内の内臓脂肪の指標値を導出する処理において、前記腹部全体縦厚と前記皮下脂肪厚を当該処理の入力値とし、当該処理の出力値として前記被検者の内臓脂肪の指標値を得る指標値導出部と、を有することを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

上記情報処理装置は、例えばコンピュータ（タブレット型の端末を含む）などにより実現することができる。具体的には、超音波を送受することにより得られた被検者の腹部内の超音波画像上において当該被検者の臍近傍の体表面から内臓領域輪郭までの距離を皮下脂肪厚として計測する機能と、前記被検者の腹部全体の前後方向の厚さである腹部全体縦厚の計測データを得る機能と、腹部全体の断面を楕円形状で近似して内臓領域内の内臓脂肪の指標値を導出する処理において、前記腹部全体縦厚と前記皮下脂肪厚を当該処理の入力値とし、当該処理の出力値として前記被検者の内臓脂肪の指標値を得る機能を、コンピュータに実現させるプログラムにより、コンピュータを上記情報処理装置として機能させることができる。なお、そのプログラムは、例えば、ディスクやメモリなどのコンピュータが読み取り可能な記憶媒体に記憶されて、その記憶媒体を介してコンピュータに提供されてもよいし、インターネットなどの電気通信回線を介してコンピュータに提供されてもよい。

30

40

【 発明の効果 】

【 0 0 2 9 】

本発明により、内臓脂肪の指標となる情報を比較的簡易に且つ比較的高い精度で計測するための改良技術が提供される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 0 】

【 図 1 】 腹部とプローブの位置関係を示す図である。

【 図 2 】 腹部断面と断層画像の関係を示す図である。

【 図 3 】 プローブの当接状態の変形例を示す図である。

【 図 4 】 内臓脂肪の指標値を導出する演算原理を説明するための図である。

50

【図5】本発明の実施において好適な超音波診断システムの全体構成図である。

【図6】指標値の演算を説明するための図である。

【図7】超音波計測の位置を説明するための図である。

【図8】超音波計測のガイドとして表示されるマーカ具体例1を示す図である。

【図9】超音波計測のガイドとして表示されるマーカ具体例2を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

図1は、腹部とプローブの位置関係を示す図であり、図1には、生体における腹部の横断面が模式的に示されている。図1においては、内臓脂肪量を表す指標値を計測する際の状況が表されている。ちなみに、X方向を背骨方向として、Z方向は生体の前後方向であり、Y方向は生体の左右方向である。図1においては、足側から頭部側へ見た場合の断面が示されている。

10

【0032】

図1において、生体10は腹部であり、その下側が背中であり、その上側が腹部表面12である。例えば、生体10はベッド上に仰向けで載せられている。生体10の内部には皮下脂肪層（皮下脂肪領域）14が存在する。この皮下脂肪層14は皮膚を含む層である。その内側には筋肉層16が存在し、さらにその内側には内臓脂肪含有領域（内臓領域）20が存在する。内臓脂肪含有領域20は、本来三次元領域であるが、図1においてはYZ面上に広がる二次元領域として示されており、それは複数の臓器も包含している。内臓脂肪含有領域20内においては、臓器や骨以外の隙間に内臓脂肪が存在している。

20

【0033】

図1において符号18は腰椎を表しており、符号24は臓器を表している。腹部10内には、特に内臓脂肪含有領域20内には、腹部大動脈（下大動脈）22が存在し、それは太い動脈であり、超音波画像上においてその拍動を容易に視認することができる。腹部大動脈22は、腹部10の断面上ほぼ中心に位置している。内臓脂肪含有領域20の外縁は筋肉層16の内面であり、それが符号16Aで示されている。

【0034】

指標値を計測する場合、腹部の体表面（腹部表面）12上にプローブ36が当接される。具体的には、臍の位置38の近傍に、例えば、臍の位置38から被検者の左手側に所定距離（例えば2～3cmよりも短い距離）シフトした位置40にプローブ36が当接される。具体的には、後に詳述するように、空気層を有する臍を避けた位置であって、できる限り臍に近い位置40にプローブ36が垂直姿勢で当接される。

30

【0035】

プローブ36により超音波ビームが走査され、二次元の走査面42が形成される。図1の例では、走査面42がYZ面を構成しており、つまり横断面に相当している。後述するように、走査面が縦断面となるようにプローブ36を当接させることも可能である。なお、プローブ36を押し込み過ぎると、距離計測値が変動してしまうので、プローブ36の送受波面が体表面上に密着する限りにおいて、適度な当接圧をもってプローブ36が体表面上に当接される。

【0036】

図2には腹部10と断層画像44との位置関係が示されている。断層画像44内には走査面上の組織が現れる。走査面の外側に存在している組織は画像化されない。超音波計測、特に1回のプローブ当接による超音波計測において、腹部10の全体を画像化することはおよそ困難である。複数回のプローブ当接を行うとしても同様である。本実施形態では腹部全体の大きさが別途計測され、指標値の演算に当たっては、腹部全体の大きさに関する計測値（計測データ）も利用される。つまり、腹部全体の大きさあるいは広がりを表す情報（超音波診断では得ることが困難な情報）が積極的に利用されている。

40

【0037】

画面表示された断層画像44上において、被検者（生体10）の臍近傍における腹部の体表面から内臓領域輪郭までの距離aが計測される。その計測においては、腹部の体表

50

面に対応した第1マーカと、内臓脂肪含有領域の輪郭（内臓領域輪郭）に対応した第2マーカが表示され、断層画像44上において第1マーカと第2マーカの位置をユーザ（検査者）が指定することにより、距離の計測ポイント（2点）が決定される。図2において、符号48は腹部表面の計測ポイントを示しており、符号50は内臓脂肪含有領域の輪郭（内臓領域輪郭）の計測ポイントを示している。

【0038】

なお、図2の例では、2つの計測ポイントを結ぶ計測経路が走査面中心線に相当しているが、計測経路は走査面中心線に対して傾斜していてもよい。2つの計測ポイント間の距離が的確に計測できる限りにおいて様々な計測手法を適用できる。

【0039】

また、図3に示すように、走査面42が縦断面となるようにプローブ36の位置決めを行って画像を形成するようにしてもよい。この場合にも、画像内において、腹部の体表面に対応した計測ポイント48Aと内臓領域輪郭に対応した計測ポイント50Aを特定することが可能であり、2つの計測ポイントの距離 a を画像上で計測できる。横断面（図2）と縦断面（図3）のいずれの場合にも、空気層を有する臍を避けた位置であって、できる限り臍に近い位置40にプローブ36が当接されることが望ましい。

【0040】

図4は、内臓脂肪の指標値を導出する演算原理を説明するための図である。図4には、腹部全体の断面を楕円形状で近似する楕円近似モデルが図示されている。楕円52は腹部断面の外形を近似した形状である。解剖学的な見地から見て、また経験則上、そのような近似には一定の妥当性が認められる。符号46Bは、楕円52の中心であり、楕円52の短軸直径 A と短軸半径 a （長さ $a = A / 2$ ）、楕円52の長軸直径 B と長軸半径 b （長さ $b = B / 2$ ）が図示されている。

【0041】

楕円52は計測対象となる被検者の腹部全体の形状に合わせて大きさや形状などが設定される。図4に示す楕円近似モデルでは、楕円52の短軸方向が被検者の前後方向（縦方向）とされ、楕円52の長軸方向が被検者の左右方向（横方向）とされる。したがって、楕円52の短軸直径 A が、被検者の腹部全体の縦方向の厚さである腹部全体縦厚となるように設定され、楕円52の長軸直径 B が、被検者の腹部全体の横方向の厚さである腹部全体横厚となるように設定される。

【0042】

本実施形態においては、後に説明する計測器により被検者の腹部全体縦厚と腹部全体横厚が計測され、これらの計測値（計測データ）に応じて、楕円52の短軸直径 A と長軸直径 B の長さが設定される。被検者の腹部全体横厚に代えて、被検者の腹部周囲長が計測され、楕円52の周囲長 c が腹部周囲長となるように楕円52が決定されてもよい。腹部周囲長に比べて腹部全体横厚の方が被検者の呼吸による影響を受け難い利点がある。

【0043】

なお、楕円52が、被検者の実際の腹部外形に完全に一致しない場合でも、後述の修正条件の適用によりあるいは諸パラメータ値を考慮する計算式の適用により、楕円近似における誤差を抑えて計測精度を向上させることが可能になる。

【0044】

ちなみに、被検者の腹部全体の形状に楕円52の形状と大きさを適合させると、楕円52の中心46Bが概ね腹部大動脈22（図1）の位置となる。つまり、腹部表面から腹部大動脈22（例えばその中心）までの距離が、短軸半径 a と概ね合致し、腹部全体縦厚（短軸直径 A ）の半分（ $1 / 2$ ）として近似することができる。この近似についても、解剖学的な見地から見て、また経験則上、一定の妥当性が認められる。

【0045】

短軸半径 a （ $a = A / 2$ ）と短軸半径 b （ $b = B / 2$ ）の楕円の面積 S_0 は以下のように表され、楕円周長 c は以下のように近似的に表現される（他の近似式を利用することも可能である）。

10

20

30

40

50

$$S_0 = a b \quad \dots (1)$$

$$c = x (2 (a^2 + b^2))^{1/2} - (a - b)^2 / 2 \cdot 2 \quad \dots (2)$$

【0046】

腹部は円に近い楕円であるため、(2)式において、右辺の第1項に比べて第2項は無視できるほど小さくなり、長軸半径 b は次のように近似的に表現できる。

$$b = (c^2 / 2^2 - a^2)^{1/2} \quad \dots (3)$$

【0047】

そして、(1)式と(3)式から、全体面積 S_0 は以下のように表される。

$$S_0 = a (c^2 / 2^2 - a^2)^{1/2} \quad \dots (4)$$

【0048】

つまり、(4)式により、腹部全体縦厚の計測値を短軸直径 A とすることにより得られる短軸半径 a と腹部周囲長 c の計測値から腹部の全体面積 S_0 を算出することができる。もちろん、腹部周囲長 c の代わりに、腹部全体横厚の計測値を長軸直径 B とすることにより得られる長軸半径 b を利用して(1)式から全体面積 S_0 が算出されてもよい。

【0049】

次に、腹腔つまり内臓脂肪含有領域(内臓領域)の外形が上記楕円52の相似形としての楕円56であると仮定した場合に(そのような仮定にも、解剖学的な見地から見て、また経験則上、一定の妥当性が認められる)、楕円56の短軸半径を a_1 と定義でき、その長さは $a_1 = a - a$ となる。なお、 a は、腹部表面の計測ポイント48から内臓脂肪含有領域の輪郭(内臓領域輪郭)の計測ポイント50までの距離に相当し、断層画像44 (図2)上において計測される。

【0050】

そして、楕円56の面積 S_1 は、以下のように、全体面積 S_0 から、短軸半径 a と短軸半径 a_1 の比を利用して演算することが可能である。

$$S_1 = (a_1 / a)^2 S_0 \quad \dots (5)$$

【0051】

もっとも、楕円56の中で腹部大動脈の背面側には背骨が存在しており、その部分を除外しておく必要があるため、楕円56の中で背面側120度の範囲(ライン58とライン60で挟まれる扇状範囲)を除外すると、残りの240度の範囲61、つまり全体の2/3が有効領域となる。また、楕円近似した内臓脂肪含有領域内には内臓脂肪以外の臓器その他が存在しているため、それを除外する必要がある。そこで、所定の数値(例えば10であり、それに代えて S_1 に所定係数を乗算した数値でもよい)を除外量とする。この2つの修正条件を踏まえると、内臓脂肪面積 S_2 は以下のように演算される。

【0052】

$$S_2 = (a_1 / a)^2 S_0 \times 2 / 3 \quad \dots (6)$$

【0053】

この計算は、腹部内における内臓脂肪が存在している有効面積を推定したものであり、面積 S_2 を指標値として利用することもできるし、当該面積 S_2 に対して個人パラメータ値に基づく補正を適用した上でその結果値を指標値として利用することができる。後述するように、皮下脂肪厚(a)と腹部全体縦厚(A)と腹部全体横厚(B)というわずかに3つの実測値を用いつつ(腹部全体横厚(B)に代えて腹部周囲長(c)を用いてもよい)、腹部及び内臓脂肪含有領域の楕円近似モデルにそれらの実測値を当て嵌め、更に必要な補正を施すことにより、実用的価値の高いつまり信頼性ある指標値を取得することが可能である。なお、上記の3つの実測値に加えて他の実測値を利用することも可能である。

【0054】

図5は、本発明の実施において好適な超音波診断システムの全体構成図である。図5の超音波診断システムは超音波診断装置により構成されている。ただし、画像処理及び指標値演算をコンピュータ(タブレット型の端末を含む)により実行させることも可能である。

【0055】

10

20

30

40

50

図5に示される超音波診断システムは大別して本体66とプローブ36とにより構成される。本体66は超音波診断装置の本体部であり、それに対してケーブルを介してプローブ36が接続される。プローブ36は被検者の体表面上に当接して用いられるものである。プローブ36は複数の振動素子からなるアレイ振動子を備えている。そのアレイ振動子は1Dアレイ振動子である。アレイ振動子により電子ビームBが形成され、それを電子走査方向へ走査することにより走査面69が構成される。なお、rは深さ方向を示している。電子走査方式としては、電子リニア走査方式、電子コンベックス走査方式、電子セクタ走査方式などが好適である。プローブ36としていわゆる3Dプローブを利用してもよい。

【0056】

次に本体66について説明する。送受信部68は送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマとして機能する。送信時において、送受信部68はプローブ36に対して複数の送信信号を並列的に供給する。これによりプローブ36において送信ビームが形成される。受信時において、被検者(生体内)からの反射波がアレイ振動子により受波され、そこから複数の受信信号が送受信部68へ出力される。送受信部68においては複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、これによって電子的に受信ビームを構成する。これにより得られた整相加算後の受信信号すなわちビームデータが信号処理部70へ出力される。

【0057】

信号処理部70は検波回路、対数変換回路等の公知の回路を有し、ビームデータに対して所定の信号処理を実行する。信号処理後のビームデータが画像形成部72に出力されている。画像形成部72はデジタルスキャンコンバータ(DSC)により構成され、すなわち複数のビームデータに基づいてBモード断層画像を形成する。その画像データは表示処理部74を経由して表示部76へ送られており、表示部76においては断層画像が画面上に表示される。

【0058】

計測部78は、断層画像上において被検者の臍近傍の体表面から内臓領域輪郭までの距離を皮下脂肪厚として計測する。計測部78は、断層画像上においてユーザ指定された座標に基づき距離計測を実行するモジュールである。本実施形態においては、被検者の臍近傍における腹部の体表面から内臓領域輪郭までの距離aが計測される。その計測は、ユーザ(検査者)が断層画面を見ながらプローブ36の当接位置及び当接姿勢を適切に調整した上で実行される。計測部78による計測結果は、必要に応じて表示処理部74に送られる。

【0059】

指標値演算部80は、計測部78によって計測された皮下脂肪厚(距離a)と、制御部84を介して得られる腹部全体縦厚(長さA)と腹部全体横厚(長さB)又は腹部周囲長cの計測データとに基づいて、また、後述する複数の個人パラメータ値に基づいて、被検者の内臓脂肪の指標値を導出するモジュールである。その場合においては、係数テーブル82に格納された係数群が参照され、すなわち複数の係数値を利用しつつ指標値が演算される。演算結果である指標値すなわち内臓脂肪量を表す値は表示処理部74に送られ、表示部76において指標値が数値等として表示される。この場合において、指標値を演算する過程で用いられた各種パラメータ値等が画面上に同時表示されてもよい。指標値の演算及び係数群については後に説明する。

【0060】

制御部84は図5に示される各構成の動作制御を行っている。制御部84には入力部86が接続されている。この入力部86はキーボードやトラックボールなどで構成されるものである。入力部86がネットワークから情報を受け入れるポートであってもよく、また入力部86がカードリーダー等であってもよい。本実施形態においては、入力部86を用いて、計測に利用されるマーカの座標がユーザにより指定される。また入力部86を用いて、腹部全体縦厚と腹部全体横厚(又は腹部周囲長)の計測値が入力される。なお、図示省略した計測器から腹部全体縦厚と腹部全体横厚(又は腹部周囲長)の計測値(計測デー

10

20

30

40

50

タ)が入力されてもよい。更に、被験者情報として複数の個人パラメータ値が入力部 8 6 を利用して入力される。それらの情報が医療機関における基幹ネットワークを介して入力されてもよい。

【 0 0 6 1 】

ちなみに、腹部全体縦厚と腹部全体横厚（又は腹部周囲長）を計測する計測器は、例えば、レーザや超音波センサなどを利用した非接触型の計測器であることが望ましい。非接触型であれば、被検者の体表を押しつぶすことによる計測誤差を回避することができる。また、その計測器による計測は、被検者の臍の位置を基準とする計測位置において行われることが望ましい。例えば、被検者の臍（又はその近傍）が含まれる腹部の横断面に対応した位置において、腹部全体縦厚と腹部全体横厚（又は腹部周囲長）が計測される。

10

【 0 0 6 2 】

図 6 には、指標値演算部 8 0 の作用が概念図として示されている。指標値演算部 8 0 内には指標値を演算するための計算式（関数）が存在しており、その計算式の各項目に対して与える数値が図 6 に表されている。まず、指標値演算部 8 0 に対しては計測結果である計測値として、皮下脂肪厚（距離 a ）、腹部全体縦厚（長さ A ）、腹部全体横厚（長さ B ）又は腹部周囲長 c が入力される。また、指標値演算部 8 0 に対しては、個人パラメータ値である、身長、体重、BMI、年齢などの各種数値が入力される。なお、指標値の演算にあたって、腹部周囲長 c を全体面積の演算の他に補正パラメータ値としても利用してもよい。指標値演算部 8 0 に対しては上述した係数テーブルから複数の係数値 $[k_1, k_2, \dots, k_n]$ 9 2 が与えられる。指標値演算部 8 0 は以上のように与えられた数値

20

セットに基づき、所定の計算式にそれらを代入した上で、その計算結果として内臓脂肪量を表す指標値 9 8 を演算する。

【 0 0 6 3 】

指標値演算部 8 0 において、年齢毎に、あるいは国籍毎に計算式を用意しておくようにしもよい。その場合においては、例えば符号 9 6 で示すように国（地域）や性別等に応じて、符号 9 4 で示すように、適切な計算式を選択し、指標値演算部 8 0 においては、選択された計算式を用いて指標値を演算するように構成するのが望ましい。

【 0 0 6 4 】

次に、個人パラメータ値を考慮した指標値の演算について説明する。内臓脂肪量つまり指標値の推定精度をより高めるため、指標値の演算に際して、上述した計測値（皮下脂肪厚 a 、腹部全体縦厚 A 、腹部全体横厚 B 又は腹部周囲長 c ）以外に、個人パラメータ値を考慮するのが望ましい。その場合に参照する個人パラメータ値は、内臓脂肪量との相関性があるものであって、通常健康診断等で計測されている一般的な個人パラメータ値であることが望ましい。本実施形態では、上記の 3 つの実測値以外に身長、体重、BMI、年齢が考慮されている。具体的には、補正後の内臓脂肪量（面積） S_3 が以下のように演算されている。以下において、身長、体重、BMI、年齢はそれぞれ数値である。

30

【 0 0 6 5 】

$$S_3 = k_1 * \text{身長} + k_2 * \text{体重} + k_3 * \text{BMI} \\ + k_4 * \text{腹囲長 } c + k_5 * \text{年齢} + k_6 * S_2 \quad \dots (7)$$

【 0 0 6 6 】

上記において、 S_2 は上記 (6) 式から求められるものである。また、(7) 式では、腹囲長（腹部周囲長） c が補正パラメータ値として再利用されている。上記において、 k_1 から k_6 は係数（重み係数）であり、ある男性サンプル集団についての重回帰分析の結果から、 $k_1 = 1.04625$ 、 $k_2 = -0.66080$ 、 $k_3 = 6.42130$ 、 $k_4 = 0.09900$ 、 $k_5 = 1.17187$ 、 $k_6 = 0.47235$ が得られている。なお、 k_4 の値は小さく、腹囲長 c の再考慮は必ずしも必要でない可能性を指摘できる。いずれにしても上記計算式及び係数は例示に過ぎない。

40

【 0 0 6 7 】

例えば、BMI は身長と体重から求められるものであるため、結果として身長と体重が補正パラメータ値として二重に利用されている。また、身長が高いほど体重も重くなる傾向にあり、身長と体重にもある程度の相関関係が認められる。

50

【 0 0 6 8 】

重回帰分析（多変量解析）を用いて推定値、例えば内臓脂肪量の推定値を得る場合には、推定値の精度を向上させるために、互いに相関関係が弱い複数の補正パラメータを利用することが望ましい。例えば（ 7 ）式では、BMIと身長と体重を補正パラメータとして利用しているが、BMIと身長と体重には互いに比較的強い相関関係があるため、例えば、BMIと身長と体重のいずれか1つのみを補正パラメータとして利用することが望ましい。なお、相関関係の強弱は、例えば相関値（相関係数）などにより評価することができ、例えば、相関値（相関係数）が閾値以上となる2つの補正パラメータの相関関係が強いと判断され、この場合、これら2つの補正パラメータのうち一方のみが利用される。互いに相関関係が弱い複数の補正パラメータとしては、例えば、身長と年齢と性別などが好適な具体例である。

10

【 0 0 6 9 】

図7は、超音波計測の位置を説明するための図である。本実施形態においては、プローブを利用して得られる断層画像上の計測により、被検者（生体10）の腹部の体表面12から内臓脂肪含有領域20の輪郭（内臓領域輪郭）までの距離（図2～図3に示す a）が計測される。

【 0 0 7 0 】

被検体の断面（横断面）内において、内臓脂肪含有領域（内臓領域）20は、その周囲を全体的に筋肉層16で取り囲まれている。筋肉層16と接している部分において、内臓領域輪郭つまり内臓脂肪含有領域20の外縁は、筋肉層16の内面（符号16A）となる。筋肉層16は、部位ごとに（位置に応じて）厚さに比較的大きな相違がある。そのため、筋肉層16の内面を計測ポイントとして腹部の体表面12からの距離を計測すると、計測位置に応じて計測結果にばらつきが生じる。例えば、図7に示す具体例のように、計測ポイントP1と計測ポイントP2では、筋肉層16の厚さが異なるために、体表面12からの距離にも相違が生じる。

20

【 0 0 7 1 】

そこで、位置に応じた計測結果のばらつきを抑えるために、臍Nの近傍における内臓領域輪郭つまり内臓脂肪含有領域20の外縁に計測ポイントP0が設定され、腹部の体表面12から計測ポイントP0までの距離が計測される。図7に示す具体例のように、一般に生体の構造上、臍Nの近傍では、筋肉層（腹直筋）16が存在しない又は極めて薄い部分がある。その部分においては、筋肉層16の厚さに影響されずに又は影響が極めて小さい状態で、内臓脂肪含有領域20の外縁つまり内臓領域輪郭を特定することができる。また、筋肉層16が存在しない又は極めて薄い部分では、腹部の体表面12から内臓脂肪含有領域20の外縁（内臓領域輪郭）までの距離が皮下脂肪層14の厚さとみなせる。

30

【 0 0 7 2 】

以上の理由から、計測部78（図5）は、断層画像上において、被検者の臍N近傍の体表面12から内臓領域輪郭（内臓脂肪含有領域20の外縁）までの距離を皮下脂肪厚として計測する。

【 0 0 7 3 】

また、発明者らの実測に基づく知見では、皮下脂肪層（皮下脂肪領域）14の面積と皮下脂肪厚と間には比較的強い相関関係がある。そのため、例えば、皮下脂肪厚の計測値から皮下脂肪層（皮下脂肪領域）14の面積を推定することが可能であり、その推定に一定の妥当性が認められる。さらに、発明者らの実測に基づく知見では、腹部全体面積から皮下脂肪面積を差し引いた差分面積と内臓脂肪含有領域（内臓領域）の面積との間に比較的強い相関関係が認められる。そのため、指標値演算部80（図5）は、被検者の腹部全体の形状を楕円モデル（図4の楕円52）で近似し、上述した（1）式または（4）式により腹部全体面積S0を算出し、皮下脂肪厚から推定される皮下脂肪面積を腹部全体面積S0から差し引いた差分面積を得て、その差分面積から内臓領域面積を推定してもよい。こうした推定にも、経験則上または解剖学的な見地からみて、さらに、発明者らの実測においても、十分に妥当性が認められる。

40

50

【 0 0 7 4 】

図 8 は、超音波計測のガイドとして表示されるマーカ具体例 1 を示す図である。図 8 には、コンベックス走査により得られる断層画像 4 4 C の具体例が図示されている。断層画像 4 4 C は、被検者の臍近傍の体表面から超音波を送受して得られる被検者の腹部内の画像である。断層画像 4 4 C 上において、腹部の体表面に対応した計測ポイント 1 2 P と内臓領域輪郭に対応した計測ポイント P 0 が設定され、計測ポイント 1 2 P と計測ポイント P 0 の距離 (a) が皮下脂肪厚として計測される。

【 0 0 7 5 】

臍近傍の体表面にプローブを当接させて超音波画像を形成すると、体表面から窪んだ臍の部分とプローブの送受波面との密着が不完全となり、その不完全な部分において腹部内から超音波の受信信号が得られないために、超音波画像内において暗いシャドウが発生する。コンベックス走査においては、例えば、図 8 に示す具体例のように、被検者の臍に起因して断層画像 4 4 C 内に未広がり状のシャドウ領域 S が現れる。

【 0 0 7 6 】

そこで、表示処理部 7 4 (図 5) は、断層画像 4 4 C 内において、シャドウ領域 S の位置を基準とし、シャドウ領域 S の位置に対して所定の位置関係を有するライン状の計測マーカ M L を形成する。例えば、図 8 に示す具体例のように、断層画像 4 4 C 内に、位置の基準となるライン状の基準マーカ B L が形成され、基準マーカ B L から角度 θ の間隔をおいて計測マーカ M L が形成される。

【 0 0 7 7 】

ユーザ (検査者) は、表示部 7 6 (図 5) に表示される断層画像 4 4 C を見ながら、基準マーカ B L がシャドウ領域 S 内となるように、例えば、基準マーカ B L がシャドウ領域 S の中央を通るように、プローブの位置と姿勢を調整する。この調整によりシャドウ領域 S 内に基準マーカ B L が位置合わせされた状態で、計測マーカ M L 上において、腹部の体表面に対応した計測ポイント 1 2 P と内臓領域輪郭に対応した計測ポイント P 0 が設定され、計測ポイント 1 2 P と計測ポイント P 0 の距離 (a) が皮下脂肪厚として計測される。

【 0 0 7 8 】

これにより、臍に起因するシャドウ領域 S の位置を基準として、例えば、できる限り臍に近い位置で且つ腹部内の画像上に表示される計測マーカ M L 上で、皮下脂肪厚を計測することができる。なお、角度 θ は予め装置に設定された固定値を利用してもよいし、ユーザ (検査者) が角度 θ を調整できるようにしてもよい。

【 0 0 7 9 】

図 9 は、超音波計測のガイドとして表示されるマーカ具体例 2 を示す図である。図 9 には、リニア走査により得られる断層画像 4 4 L の具体例が図示されている。断層画像 4 4 L も、被検者の臍近傍の体表面から超音波を送受して得られる被検者の腹部内の画像である。

【 0 0 8 0 】

リニア走査においては、例えば、図 9 に示す具体例のように、被検者の臍に起因して断層画像 4 4 L 内に帯状のシャドウ領域 S が現れる。表示処理部 7 4 (図 5) は、断層画像 4 4 L 内において、シャドウ領域 S の位置を基準とし、シャドウ領域 S の位置に対して所定の位置関係を有する計測マーカ M L を形成する。例えば、図 9 に示す具体例のように、断層画像 4 4 L 内に、位置の基準となる基準マーカ B L が形成され、基準マーカ B L から距離 D の間隔をおいて計測マーカ M L が形成される。

【 0 0 8 1 】

ユーザ (検査者) は、表示部 7 6 (図 5) に表示される断層画像 4 4 L を見ながら、基準マーカ B L がシャドウ領域 S 内となるように、例えば、基準マーカ B L がシャドウ領域 S の中央を通るように、プローブの位置と姿勢を調整する。この調整によりシャドウ領域 S 内に基準マーカ B L が位置合わせされた状態で、計測マーカ M L 上において、腹部の体表面に対応した計測ポイント 1 2 P と内臓領域輪郭に対応した計測ポイント P 0 が設定さ

10

20

30

40

50

れ、計測ポイント12Pと計測ポイントP0の距離（a）が皮下脂肪厚として計測される。

【0082】

これにより、臍に起因するシャドウ領域Sの位置を基準として、例えば、できる限り臍に近い位置で且つ腹部内の画像上に表示される計測マーカML上で、皮下脂肪厚を計測することができる。なお、距離Dは予め装置に設定された固定値を利用してよいし、ユーザ（検査者）が距離Dを調整できるようにしてもよい。

【0083】

なお、図8と図9において、基準マーカBLは、例えば、シャドウ領域Sの中央を通るように設定されることが望ましいものの、例えばシャドウ領域Sの外縁や断層画像の縁などに設定されてもよい。さらに、例えば、腹直筋と内腹斜筋の境界や骨など、組織画像内の基準となる位置に基準マーカBLが設定されてもよい。

10

【0084】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態によれば、例えば、以下に説明する効果が得られる。

【0085】

一般に、被検体内の深部を超音波診断又は超音波計測する場合には、超音波のプローブが被検体の体表面に比較的強く押し付けられる傾向があり、その押し付け力の加減に応じて計測にばらつきが生じる可能性がある。

【0086】

これに対し、本実施形態では、超音波計測が被検者の体表付近であるため（図2，図3参照）、深部の場合に比べて、プローブが体表面に比較的弱い力で当接された状態による計測が実現でき、押し付けに伴う計測のばらつきが低減される。

20

【0087】

また、被検体内の深部を超音波診断又は超音波計測する場合には、体表面に対するプローブの当接角度の影響を受け易いが、本実施形態では超音波計測が被検者の体表付近であるため、深部の場合に比べて、体表面に対するプローブの当接角度の影響を受け難い。

【0088】

また、深部における計測は、例えば比較的太った被検者では困難な場合があるものの、本実施形態では計測対象が体表付近であるため、被検者が比較的太っている場合にも有意義な計測結果を得ることが可能になる。

30

【0089】

さらに、本実施形態のような体表付近における計測の方が、深部における計測よりも、被検者の呼吸の影響を受け難い。

【0090】

このように、本実施形態には多数の利点があり、その結果として、ユーザ（検査者）の相違に起因する計測誤差や施設（例えば病院）の相違に起因する計測誤差などの軽減または解消も期待される。

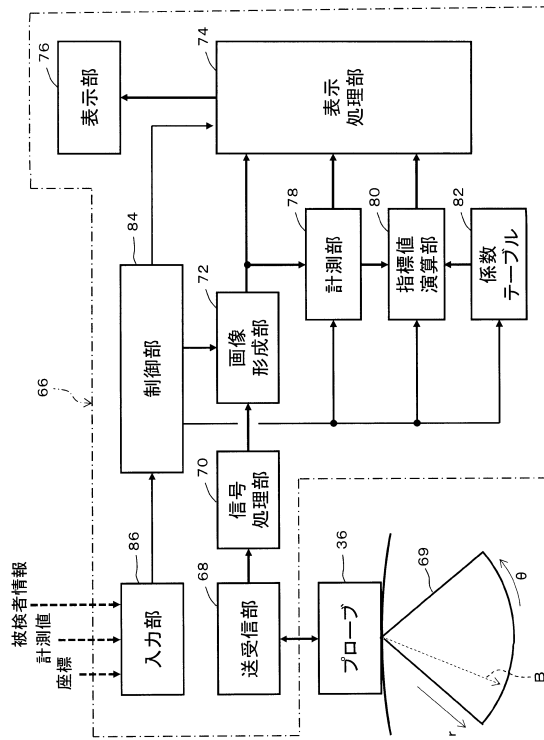
【符号の説明】

【0091】

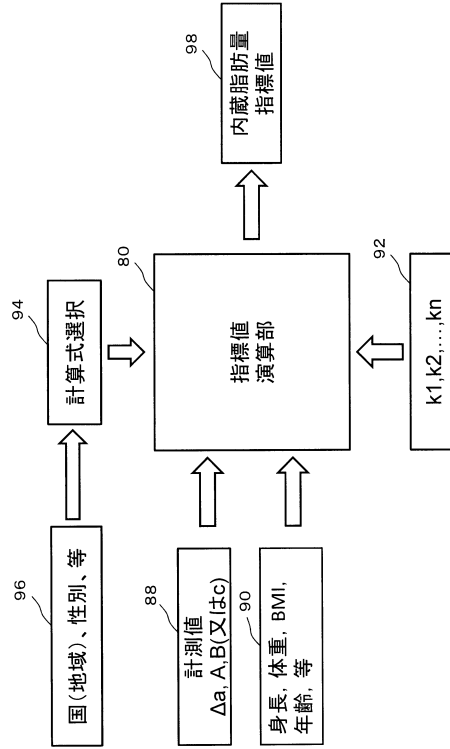
10 腹部、14 皮下脂肪層、16 筋肉層、20 内臓脂肪含有領域、36 プローブ、52 腹部外形を近似した楕円、56 内臓脂肪含有領域の外形を近似した楕円、72 画像形成部、74 表示処理部、78 計測部、80 指標値演算部。

40

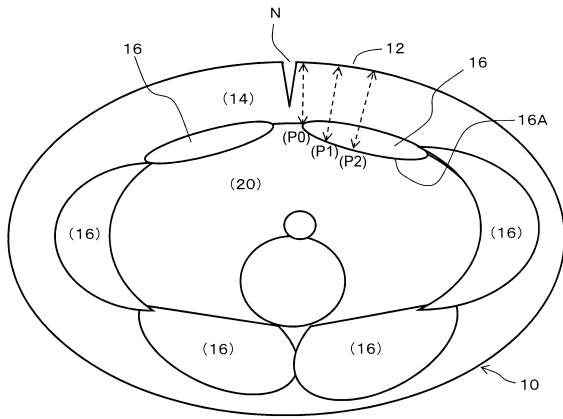
【図5】



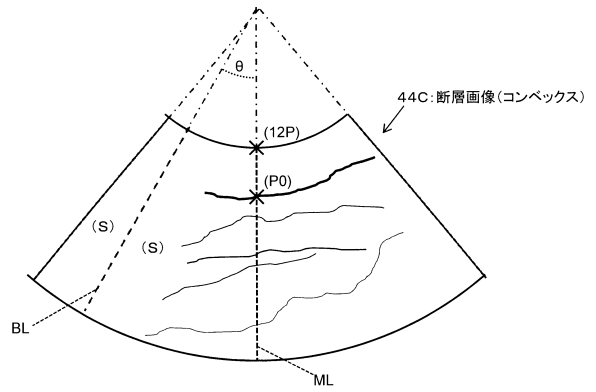
【図6】



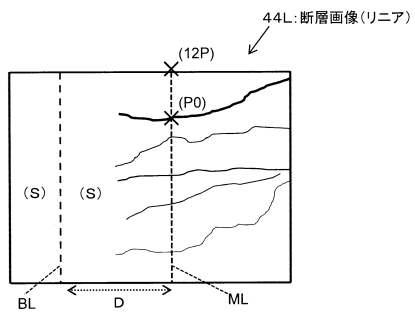
【図7】



【図8】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (72)発明者 浅野 岳晴
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- (72)発明者 湯橋 一仁
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- (72)発明者 月原 弘之
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- (72)発明者 王 君臣
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- (72)発明者 藤原 洋子
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
- (72)発明者 射谷 和徳
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
- (72)発明者 光石 衛
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- (72)発明者 佐久間 一郎
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- (72)発明者 門脇 孝
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 特開2014-033816(JP, A)
特開2001-212111(JP, A)
特開2012-040094(JP, A)
特開2002-219132(JP, A)
米国特許出願公開第2013/0272491(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声系统		
公开(公告)号	JP6518116B2	公开(公告)日	2019-05-22
申请号	JP2015083067	申请日	2015-04-15
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	东京大学 株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	东京大学 株式会社日立制作所		
[标]发明人	窪田直人 小泉憲裕 浅野岳晴 湯橋一仁 月原弘之 王君臣 藤原洋子 射谷和徳 光石衛 佐久間一郎 門脇孝		
发明人	窪田 直人 小泉 憲裕 浅野 岳晴 湯橋 一仁 月原 弘之 王 君臣 藤原 洋子 射谷 和徳 光石 衛 佐久間 一郎 門脇 孝		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD02 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/KK28 4C601/KK31		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2016202208A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种改进的技术，用于相对容易地并且以相对高的精度测量指示内脏脂肪的信息。基于通过发送和接收超声波获得的接收信号形成对象腹部的断层图像。在断层图像上，测量从受试者的肚脐附近的体表到内脏区域的轮廓的距离 Δa 作为皮下脂肪厚

度。除了该超声波测量之外，还测量整个腹部垂直厚度（长度A），其是受试者整个腹部的前后方向上的厚度。然后，在用椭圆近似整个腹部的横截面并得出内脏区域内脏脂肪的指数值的过程中，输入整个腹部垂直厚度和皮下脂肪厚度，并且受试者的内脏脂肪的指数值是它是派生的。 [选图]图4

(45) 発行日 令和1年5月22日 (2019. 5. 22) (24) 登録日 平成31年4月26日 (2019. 4. 26)

(5) Int.Cl. F 1
 A 6 1 B 8/08 (2006. 01) A 6 1 B 8/08
 A 6 1 B 8/14 (2006. 01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2015-83067 (P2015-83067)	(73) 特許権者	504137912 国立大学法人 東京大学
(22) 出願日	平成27年4月15日 (2015. 4. 15)		東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号
(65) 公開番号	特開2016-202208 (P2016-202208A)	(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所
(43) 公開日	平成28年12月8日 (2016. 12. 8)		東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号
審査請求日	平成30年3月20日 (2018. 3. 20)	(74) 代理人	110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	窪田 直人 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大 学法人 東京大学内
		(72) 発明者	小泉 憲裕 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大 学法人 東京大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断システム