

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-101680

(P2011-101680A)

(43) 公開日 平成23年5月26日(2011.5.26)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-256887 (P2009-256887)  
(22) 出願日 平成21年11月10日(2009.11.10)

(71) 出願人 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  
(71) 出願人 390029791  
アロカ株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号  
(74) 代理人 110001210  
特許業務法人YK 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

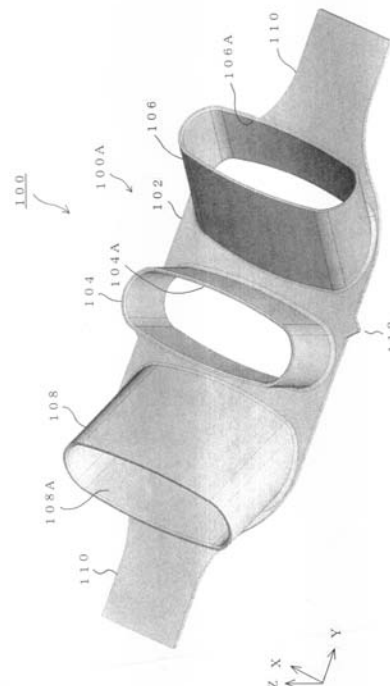
(54) 【発明の名称】 超音波診断システム用プローブ保持器具

(57) 【要約】

【課題】メタボリックシンドロームの検診において、超音波を用いて内蔵脂肪量を計測する場合にプローブの位置決めを簡便に行えることが望まれる。

【解決手段】本体部100Aは腹部表面上に設置される。本体部分は3つの保持部104, 106, 108を備える。各保持部104, 106, 108は中空構造を有し、プローブを選択的に保持する。中央の保持部104に対して左右の保持部106, 108は傾斜している。これにより、体内深部の基準部位において3つのビーム走査面をクロスさせることが容易となる。

【選択図】図10



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

腹部に当接されるプローブを収容する複数の保持部と、  
前記複数の保持部を前記腹部に固定する固定手段と、  
を含み、  
前記複数の保持部は、使用時において、前記腹部の左右方向に並び、且つ、それぞれ腹部内の基準部位の方へプローブの送受波面を向けさせる角度をもって設けられた、  
ことを特徴とする超音波診断システム用プローブ保持器具。

## 【請求項 2】

請求項 1 記載のプローブ保持器具において、  
前記各保持部はそこに収容されたプローブの煽り運動を許容する変形性を有する、  
ことを特徴とする超音波診断システム用プローブ保持器具。

10

## 【請求項 3】

請求項 2 記載のプローブ保持器具において、  
前記プローブは 1 D アレイ振動子であり、  
前記各保持部は前記 1 D アレイ振動子の素子配列方向が生体の体軸方向と平行になるように前記プローブを保持する、  
ことを特徴とする超音波診断システム用プローブ保持器具。

## 【請求項 4】

請求項 3 記載のプローブ保持器具プローブ位置決め具において、  
前記各保持部は、前記プローブの送受波面を生体側へ露出させる開口部と、前記プローブを取り囲んで保持する空洞構造と、を有する、  
ことを特徴とする超音波診断システム用プローブ保持器具。

20

## 【請求項 5】

請求項 4 記載のプローブ保持器具において、  
前記複数の保持部は、中央保持部、右側保持具及び左側保持具を含み、  
前記中央保持部に対して前記右側保持部及び前記左側保持部が傾斜してそれら全体が扇状に広がり、  
使用時における前記中央保持部に対する前記右側保持部及び左側保持部の傾斜角度が 30 度 ~ 50 度の間に設定された、  
ことを特徴とする超音波診断システム用プローブ保持器具。

30

## 【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 記載のプローブ保持器具において、  
前記固定手段は、前記胸部に巻かれるベルト状の部材である、  
ことを特徴とする超音波診断システム用プローブ保持器具。

## 【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 記載のプローブ保持器具において、  
臍に対して位置合わせされるマーカが備けられた、  
ことを特徴とする超音波診断システム用プローブ保持器具。

## 【発明の詳細な説明】

40

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は超音波診断システム用プローブ保持器具に関し、特に、内臓脂肪を計測するための超音波診断システムで用いられるプローブ位置決め支援のための器具に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

医療の分野において超音波診断システムが利用されている。超音波診断システムは、一般に、超音波診断装置により構成され、あるいは、超音波診断装置とコンピュータとを組み合わせたものとして構成される。超音波診断装置は、生体に対して超音波を送波し生体内からの反射波を受波する超音波探触子と、超音波探触子からの受信信号に基づいて画像

50

形成や各種の計測を行う装置本体と、により構成される。超音波診断によれば、X線診断において生じる被ばくという問題を回避でき、またX線診断のような大掛かりな機構が不要である。そのような利便性から、メタボリックシンドローム（内臓脂肪型肥満）の健診に超音波診断を利用することが望まれている。

#### 【0003】

現在、メタボリックシンドロームの健診では、一般に、腹囲長の計測が行われる。腹囲長と内臓脂肪量との間には一定の相関が認められるためである。しかし、腹囲長は皮下脂肪（筋肉を含む）を含んだ長さ情報でしかなく、腹腔内における内臓脂肪の量あるいはそれが存在する可能性がある範囲の大きさを表すものではない。腹部に微弱電流を流し、その電気抵抗から内臓脂肪量を推定する手法も提案されているが、そのような手法の実現には大掛かりな装置が必要となるし、腹部内の構造を十分考慮できるものではないので、その意味で計測値の信頼性を高められない。X線CT装置を利用して内臓脂肪量を計測する手法によれば、高精度での計測を実現できるが、そのためには非常に大掛かりなシステムを構築する必要があり、規模やコストの面で問題があり、特に、被ばくという面での問題を指摘できる。そこで、非侵襲で体内構造を観測できる超音波診断をメタボリックシンドロームの健診、つまり内臓脂肪計測に適用することが研究されている。

10

#### 【0004】

非特許文献1は、内臓脂肪と心臓血管危険因子との関係を記述した論文である。内臓脂肪量は、詳細不明なるものの、超音波画像を利用して計測演算されているものと推認される。具体的には、同文献の図1に示す腹部の横断面（腰椎を垂直に横切る断面）上において、腰椎から腹部前面側へ放射状に広がる3つの経路が設定され、各経路上において腰椎から皮下脂肪までの距離a,b,cが求められ、更にその平均値 $((a+b+c)/3)$ が内臓脂肪量に相当する情報VFD(Visceral fat distance)として演算されているようである。3つの異なる経路上で3つの距離を計測するものの、それらは結局平均値演算に供されている。つまり、それら相互間の角度までは考慮されていない。この手法では、一次元の距離情報しか利用されておらず、二次元情報あるいは構造情報は利用されていないと解される。この論文には3つの経路を再現性良く設定するための機構上の工夫も開示されていない。

20

#### 【0005】

特許文献1には超音波画像上の画像処理により皮下脂肪の断面面積と腹膜前脂肪の断面面積との比を演算する内臓脂肪肥満検査装置が開示されている。しかし、この装置は、腹部内の広い範囲を計測対象とするものではないし、再現性を良好にするための計測条件や計測を支援する治具を備えるものでもない。

30

#### 【0006】

特許文献2には、超音波画像上で、肝臓近傍での腹膜前脂肪厚と、臍近傍での腹膜前脂肪厚とを特定し、それらの情報に基づいて内臓脂肪量に依存した内臓脂肪係数を求める内臓脂肪測定装置が開示されている。これは背骨の伸長方向に離れた2点で内臓脂肪を観測するものであり、背骨に直交する断面内の形状や構造を考慮するものではない。

#### 【0007】

特許文献3には超音波プローブ用アタッチメントが開示されている。これは超音波プローブの当接時に脂肪厚が変化してしまうことを防止するものである。但し、1つのプローブ保持部しか備えていないものである。なお、特許文献4には、帯状の紐を備えた近赤外光型の体脂肪測定装置が開示されている。紐には臍位置あわせ部が設けられている。

40

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0008】

【特許文献1】特開2007-135980号公報

【特許文献2】特開2008-194240号公報

【特許文献3】特開2008-284136号公報

【特許文献4】特開2006-296770号公報

#### 【非特許文献】

50

## 【 0 0 0 9 】

【非特許文献1】Yu CHIBA et al., "Relationship between Visceral Fat and Cardiovascular Disease Risk Factors: The Tanno and Sobetsu Study", Hypertens Res Vol.30, No. 3, 2007, pp. 229-236.

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 1 0 】

メタボリックシンドロームの検査においては、特に、その集団検診においては、簡易かつ速やかに、しかも信頼性良く内臓脂肪量に相当する情報を計測することが要請されているが、従来の技術では必ずしもそのような要請を十分に満たすことができない。特に、プローブを体表面上の複数の位置に順番に当接して検査を行う場合に、プローブの位置決め精度を向上し、またプローブの位置決め時の操作性を良好にすることが要望されている。

10

## 【 0 0 1 1 】

本発明の目的は、超音波計測に際して、生体表面上におけるプローブの位置決め精度及び位置決め再現性を向上することにある。

## 【 0 0 1 2 】

本発明の他の目的は、超音波計測に際して、生体表面上におけるプローブの位置決め時の操作性を向上することにある。

## 【 0 0 1 3 】

本発明の他の目的は、超音波計測に際して、体軸方向に伸長する基準組織の探索を簡便に行えらると共に、良好な計測状況を構築できるプローブ位置決め支援器具を提供することにある。

20

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 1 4 】

本発明に係るプローブ保持器具は、腹部に当接されるプローブを収容する複数の保持部と、前記複数の保持部を前記腹部に固定する固定手段と、を含み、前記複数の保持部は、使用時において、前記腹部の左右方向に並び、且つ、それぞれ腹部内の基準部位の方へプローブの送受波面を向けさせる角度をもって設けられた、ことを特徴とするものである。

## 【 0 0 1 5 】

上記構成によれば、複数の保持部が所定の位置関係をもって設けられており、使用者は、それらに対して順番にプローブをセットして、各位置において超音波診断を遂行できる。プローブを迅速かつ正確に位置決めできるから、使用者の負担を軽減でき、また計測の再現性を良好にできる。基準部位は、例えば体内深部に位置する血管であり、そこに走査面が通過するようにプローブの姿勢が調整される。特に、傾斜角度が調整される。複数の保持部にそれぞれプローブが差し込まれた状態では、一般に、電子走査方向が互いに平行となり、走査面の煽り角度だけが調整される。電子走査方向と基準部位としての血管の走行方向とが平行な関係にあれば、複数の走査面を血管中心軸上で交差させることが可能となる。保持部の個数は、計測目的に応じて定められ、内臓脂肪の計測に際しては例えば3つの保持部が設置される。勿論、2つあるいは4つ以上の保持部を設けるようにしてもよい。固定手段は、腹部の全部を取り囲むものであるのが望ましいが、他のものを利用することも勿論可能である。

30

40

## 【 0 0 1 6 】

望ましくは、前記各保持部はそこに収容されたプローブの煽り運動を許容する変形性を有する。保持部自身が弾性変形材料で構成されるのが望ましい。保持部内に隙間を設けてプローブの運動を許容するようにしてもよい。使用者が手でプローブを保持していなくてもプローブが脱落しないように構成するのが望ましい。望ましくは走査面の位置決めは超音波画像を見ながら使用者によって行われる。

## 【 0 0 1 7 】

望ましくは、前記プローブは1Dアレイ振動子であり、前記各保持部は前記1Dアレイ振動子の素子配列方向が生体の体軸方向と平行になるように前記プローブを保持する。望

50

ましくは、前記各保持部は、前記プローブの送受波面を生体側へ露出させる開口部と、前記プローブを取り囲んで保持する空洞構造と、を有する。

【0018】

望ましくは、前記複数の保持部は、中央保持部、右側保持具及び左側保持具を含み、前記中央保持部に対して前記右側保持部及び前記左側保持部が傾斜してそれら全体が扇状に広がり、使用時における前記中央保持部に対する前記右側保持部及び左側保持部の傾斜角度が30度～50度の間に設定される。望ましくは、前記固定手段は、前記胴部に巻かれるベルト状の部材である。望ましくは、臍に対して位置合わせされるマーカーが設けられる。

【発明の効果】

10

【0019】

本発明によれば、超音波計測に際して、生体表面上におけるプローブの位置決め精度及び位置決め再現性を向上できる。あるいは、超音波計測に際して、生体表面上におけるプローブの位置決め時の操作性を向上できる。あるいは、超音波計測に際して、体軸方向に伸長する基準組織の探索を簡便を行えると共に、良好な計測状況を構築できるプローブ位置決め支援器具を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】指標値を演算するための3つの計測経路を説明するための図である。

【図2】3つの計測経路に対応した3つの断層画像上における距離計測を説明するための図である。

20

【図3】3つの距離に基づく面積演算を説明するための図である。

【図4】面積演算における具体的な演算例を示す概念図である。

【図5】右側の部分面積と左側の部分面積の演算例を説明するための図である。

【図6】テーブルを利用した面積演算方法を説明するための図である。

【図7】計測経路上における自動的な距離演算を説明するための図である。

【図8】内臓脂肪量に相関がある指標値を演算する機能を備えた超音波診断システムを示す図である。

【図9】図8に示した装置の動作例を示すフローチャートである。

【図10】体表面上における複数の位置にプローブを固定する際に用いられる器具を説明するための斜視図である。

30

【図11】図10に示した器具の断面図である。

【図12】図10に示した器具の全体構成を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0022】

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、特に、内臓脂肪量に相関がある指標値を計測及び演算する際の状況を表している。ちなみに、X方向を背骨方向として、Z方向は生体の厚み方向であり、Y方向は左右方向である。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。

40

【0023】

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14が存在する。この皮下脂肪層14は皮膚及び筋肉を含む層である。その内側には筋肉16が存在し、さらにその内側には内臓脂肪エリア20が存在する。内臓脂肪エリア20は図1においてYZ面に広がる隙間領域であり、臓器の周囲に存在している。もちろん、人によってその存在割合は異なるが、以下に説明する本手法によれば内臓脂肪量にかなり相関性が認められる指標値を演算することが可能である。

【0024】

50

図 1 において符号 1 8 は腰椎を表しており、符号 2 4 は臓器等の他の組織を表している。ここで注目すべき組織は下大動脈 2 2 であり、それは太い動脈であり、超音波画像上において拍動を容易に視認することができるものである。下大動脈は腹部のほぼ中心に位置し、それが基準組織或いは基準部位として利用される。

#### 【 0 0 2 5 】

指標値の計測に際しては、本実施形態において、3つの計測経路 3 6 A , 3 6 B , 3 6 C が設定される。図 1 においてはそれらが3つのラインとして表されており、それらのラインは下大動脈 2 2 の中心においてクロスしている。ちなみに中央の計測経路 3 6 A に対して他の2つの計測経路 3 6 B , 3 6 C は互いに同じ角度だけ傾斜している。その角度は例えば 4 0 度であるが、もちろんそれが 3 0 度 ~ 5 0 度の範囲内あるいはそれ以外の値に設定されてもよい。3つの計測経路 3 6 A , 3 6 B , 3 6 C を放射状に設定するために、3つの当接位置 A , B , C が定められている。

10

#### 【 0 0 2 6 】

具体的には、腹部表面 1 2 上には保持器具 2 6 が設けられ、その保持器具 2 6 により3つの当接位置 A , B , C においてプローブ 3 2 が順次保持される。保持器具 2 6 は、3つの保持部 3 0 A , 3 0 B , 3 0 C を有しており、プローブ 3 2 を選択的にいずれかの保持部 3 0 A , 3 0 B , 3 0 C に差し込んでそれを保持させることが可能である。例えば、図 1 において、当接位置 A にプローブ 3 2 が設けられ、具体的には、プローブ 3 2 が保持部 3 0 A 内に差し込まれている。その送受波面は腹部表面 1 2 上に密着しており、その状態で超音波の送受波、具体的には超音波ビームの電子走査が実行される。その位置での計測が完了すると、次に、プローブ 3 2 が当接位置 B に移動され、そこにおいて同様の超音波計測が実行される。その後、さらに当接位置 C において上記同様の超音波計測が実行される。ちなみに、符号 2 8 は保持器具 2 6 のベース部分を表しており、符号 3 2 - 2 , 符号 3 2 - 3 はそれぞれ差し替え後のプローブを示している。なお、プローブ 3 2 の電子走査方向は X 方向であり、すなわち図 1 に示される横断面に直交する方向に電子走査が実行され、当該方向に走査面が形成される。中央の当接位置 A は、へそ位置を若干避けた位置に設定されており、これによって常に良好な音響伝搬が確保されている。そのような位置は下大動脈 2 2 の直上に位置している。

20

#### 【 0 0 2 7 】

本実施形態においては、図 1 に示した内臓脂肪エリア 2 0 の面積に相当する値を測定するために、上述したように3つの計測経路 3 6 A , 3 6 B , 3 6 C が設定され、各計測経路 3 6 A , 3 6 B , 3 6 C 上において、下大動脈の中心から生体前面側に存在する境界面 1 6 A までの距離がマニュアルであるいは自動的に計測される。マニュアルでの計測を行う場合の例が図 2 に示されている。境界面 1 6 A は、筋肉層の内面である。皮下脂肪層 1 4 の内面を利用することもできる。

30

#### 【 0 0 2 8 】

図 2 において、上述した3つの当接位置 A , B , C に対応して3つの断層画像 F a , F b , F c が示されている。それらの断層画像 F a , F b , F c は3つの走査面上のエコーデータに基づいて形成されたものである。ここで各走査面は超音波ビームの電子走査によって形成される。なお、図 2 においては、各当接位置に設置されたプローブ 3 2 が概念的に示されている。

40

#### 【 0 0 2 9 】

ここで、例えば中央の断層画像 F a に着目すると、そこにおいて計測経路が符号 L a で示されている。距離計測を行う場合、下大動脈の中心 O がユーザーにより指定され、また境界面 R a の深さ位置に相当する点 4 0 A がユーザーにより指定される。それらの2つの点 O , 4 0 A は、中心ラインに相当する計測経路 L a 上において指定される。もちろんそのような経路を傾斜、偏向させるようにしてもよい。境界面 R a は一般に容易に視覚的に特定可能なものであり、また下大動脈の特定も画像上において極めて容易である。したがって距離を高精度で特定できる。これと同様に、当接位置 B においても、計測経路 L b 上において下大動脈の中心 O と境界面 R b 上の点 4 0 B とがユーザーにより指定され、その

50

結果として距離  $b$  が自動的に特定される。同じく、当接位置  $C$  においても、計測経路  $L_c$  上において、中心点  $O$  と境界面  $R_c$  上における点  $40C$  とがユーザーにより特定され、これによって自動的に距離  $c$  が演算される。以上のようなプロセスを経ることにより、3つの距離  $a, b, c$  が認識されることになる。

#### 【0030】

図3には、再び生体の横断面が示されている。計測経路  $36A, 36B, 36C$  上において、符号  $38A, 38B, 38C$  はそれぞれ送受波面上の中心点を表しており、 $O$  は上述したように下大動脈の中心点を表している。符号  $40A, 40B, 40C$  は上述したプロセスによって指定された境界面上の点である。ここで中央の計測経路  $36A$  は本実施形態において垂直に設定されており、それに対する他の2つの計測経路  $36B, 36C$  の傾斜角度  $b, c$  は既知であり、例えばそれはいずれも  $40$  度である。これによって2つの三角形を特定する4点が定められたことになる。すなわち、中心点  $O$ 、境界点  $40B$ 、境界点  $40A$ 、境界点  $40C$  の4つの点によって囲まれる四角形あるいは2つの三角形の二次元形状を特定することが可能となる。そのような二次元形状は腹腔内における内臓脂肪量に強く相関していることが経験則上明らかになっており、そのような情報を用いて内臓脂肪量の大小を示す指標値を演算することが可能となる。

10

#### 【0031】

そのような指標値を得る手法として、関数演算法とテーブル法があり、以下においてはまず関数演算法を説明する。それは幾何学的な見地から面積を求めるものである。

#### 【0032】

具体的に説明すると、まず2つの三角形の面積  $S_b, S_c$  はすでに求められている距離  $a, b, c$  と2つの角度  $b, c$  から容易に求められる。本実施形態においては、このような手法を拡張してさらに4つの三角形の面積が演算されている。すなわち、部分面積  $S_{b1}, S_{b2}, S_{c1}, S_{c2}$  が演算されている。

20

#### 【0033】

具体的に説明すると、面積  $S_{b1}$  は点  $O, 40B, R1$  で囲まれる三角形の面積であり、それは角度  $b_1$  と2つの辺の長さ  $b, b_1$  から演算できる。角度  $b_1$  は既知の値であり、辺の長さ  $b_1$  は本実施形態において辺  $b$  の長さと同じかそれに所定の係数を掛けたものとして定義される。また、面積  $S_{b2}$  は3点  $O, R1, R2$  で囲まれる三角形の面積であり、それは辺の長さ  $b_1, b_2$  および角度  $b_2$  から求められる。  $b_2$  は既知の値であり、長さ  $b_2$  は例えば  $b$  および  $c$  から所定の係数を用いて求めることが可能である。これと同様の手法により、部分面積  $S_{c1}$  および部分面積  $S_{c2}$  が求められる。前者は  $c$  と  $c_1$  と  $c_1$  から演算され、後者は  $c_1$  と  $c_2$  と  $c_2$  から求められる。  $c_1$  と  $c_2$  も既知であることから、  $c_1$  および  $c_2$  を  $c$  あるいは  $c$  と  $b$  から推定するようにすればよい。結局それらの部分面積  $S_b, S_c, S_{b1}, S_{b2}, S_{c1}, S_{c2}$  をあわせた面積  $S$  が求められ、それがそのまま内臓脂肪量を表す指標値として出力され、あるいは、その面積値を換算あるいは補正することにより指標値が求められる。いずれにしても内臓脂肪工リア  $20$  の大小を二次元的な観点から計測することにより、腹囲長の計測よりも、より信頼性の高い指標値を得ることが可能となる。

30

#### 【0034】

図4には、以上説明した手法が概念図として表されている。符号  $52$  は演算モジュールを表している。そこでの演算は例えばソフトウェアの機能により実現される。モジュール  $52$  に対しては符号  $42 \sim 50$  で示される各数値  $a, b, c, b, c$  が入力される。また必要に応じて符号  $54 \sim 60$  で示される  $b_1, b_2, c_1, c_2$  が与えられる。そのような値に基づき、符号  $62 \sim 72$  で示されるように、6つの部分面積  $S_b \sim S_c$  が図示のような関数をもって演算される。もちろん図示の例は一例であり、いずれにしても計測された3つの距離  $a, b, c$  と2つの角度  $b, c$  を用いるのが望ましい。符号  $74$  は6つの部分面積の加算を表している。その加算結果である面積値  $S$  をそのまま指標値として出力するようにしてもよいし、あるいは体積値として出力することも可能である。また体型や年齢あるいは性別等を考慮する演算を実行するようにしてもよい。そ

40

50

れが符号76で示されている。すなわち、加算結果であるSに対して諸条件に応じた補正を行い、最終的な指標値S'を求めるようにしてもよい。それが体積値V'であってもよい。体積値を求める場合には、生体における複数の位置において面積値を求め、それらに基づいて体積値を求めるのが望ましい。もちろん、経験則上、面積値から体積値が換算できるのであれば、そのような換算演算を実行するようにしてもよい。

【0035】

図5には基本的な2つの部分面積の演算式が例示されている。(A)においては符号78により部分面積S<sub>b</sub>の計算方法が示されている。ここでは $1/2 \cdot a b \sin b$ が演算されている。同様に(B)には符号80によって部分面積S<sub>c</sub>の演算式の例が示されている。それは $1/2 \cdot a c \sin c$ により求められている。

10

【0036】

また図6で示されるように、入力値としてa, b, c, b, cを与え、出力値としてSを求めるテーブル82を容易しておいてもよい。例えば多数の被検者からデータを取得し、それを蓄積することによりそのようなテーブルを構築することが可能である。

【0037】

図7には、距離の自動演算方法が示されている。フレームF上には中央ラインとしての計測ラインLが設定されている。Wは探索範囲を表している。例えば探索範囲Wの原点からエッジ検出処理を行うことにより境界面R上にエッジ点40を特定することが可能である。探索方向は上方であってもよい。また超音波ドブラ法を利用すれば血流部Dを抽出することが可能であり、そのような画像処理を基礎として2つのエッジ点84, 86を特定し、その中間点として中心点Oを特定することも可能である。ドブラ情報を利用することなく二値化処理等によって血流部を特定することも可能である。このような自動化によればユーザーの負担を大幅に軽減できるので、特に集団検診等において実効性がある。

20

【0038】

図8には、上述した指標値を演算する機能を備えた超音波診断装置がブロック図として示されている。

【0039】

プローブ80は本体に対してケーブルを介して接続されるものであり、プローブ80は本実施形態において1Dアレイ振動子を有している。1Dアレイ振動子は複数の振動素子を直線状あるいは円弧状に配列してなるものであり、それらによって超音波ビームが形成される。超音波ビームは電子的に走査される。そのような走査方式として電子リニア走査、電子セクタ走査が知られている。本実施形態においては円弧状のアレイ振動子が用いられており、いわゆるコンベックス走査が実行されている。ちなみにプローブ80は単一のものが利用されており、複数の当接位置に対しては段階的に同じプローブが当接されることになる。

30

【0040】

送受信部82は送信ビームフォーマおよび受信ビームフォーマとして機能するものである。送信時において、送受信部82はアレイ振動子に対して複数の送信信号を並列的に供給する。これによってプローブ80において送信ビームが形成される。生体内からの反射波はプローブ80において受波され、これによって複数の受信信号が送受信部82へ出力される。送受信部82はそのような受信時において複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、これによって整相加算後の受信信号としてビームデータを出力する。そのビームデータは信号処理部84へ与えられる。信号処理部84は対数変換器、検波器等を備えている。

40

【0041】

信号処理後のビームデータは画像形成部86へ送られる。画像形成部86はデジタルスキャンコンバータにより構成されている。それは座標変換機能、補間処理機能を備えるものである。複数のビームデータによりBモード白黒断層画像が形成される。画像データは表示処理部88へ送られる。表示部92には断層画像が表示される。

【0042】

50

計測部 90 は自動的な距離計測を行うモジュールであり、あるいは手動によって入力された位置に基づく距離演算を行うモジュールである。制御部 94 は図 1 に示される各構成の動作制御を行っている。制御部 94 は CPU と動作プログラムによって構成されるものである。入力部 96 は操作パネルにより構成され、それは具体的にはキーボードやトラックボールなどを有している。ユーザーは、入力部 96 を利用して位置の指定を行える。

【0043】

図 9 には図 8 に示した装置の動作が示され、特に、指標値を演算する際の動作が示されている。

【0044】

生体がベッド上に仰向けで寝た状態において、腹部に対して保持器具が設置される。そして、S101 において A ポジションにプローブがセットされる。ここで A ポジションは例えば中央位置である。S102 では、そのように設置されたプローブによる断層画像上において血管中心点および境界点がユーザーにより入力される。それに先だて、プローブの姿勢をユーザーにより調整し、所望の断面が描かれるようにする。それは中央計測ラインの設定に相当するものである。そのような傾斜運動すなわち煽り運動が許容されるように保持器具が柔らかい材料によって構成されている。

10

【0045】

中央位置において距離計測が完了すると、S103 において、プローブが B ポジションにセットされ、S104 においてプローブの姿勢および位置の調整が行われた上で、B モード断層画像上において血管中心および境界点がユーザーにより指定される。こうやって 2 番目の距離が観測される。これと同様に、S105 においては、C ポジションにプローブがセットされ、S106 においてはプローブの位置および姿勢が調整された上で、超音波画像上においてユーザーにより血管中心点および境界点が指定される。これによって 3 つ目の距離が認識されることになる。

20

【0046】

S107 においては、3 つの距離および予め定められている 2 つの角度に基づいて内臓脂肪量に高い相関が認められる指標値が演算されることになる。それは内臓脂肪量の推定に相当する。S108 においてはそのような指標値が表示される。集団検診において単に腹囲長を計測するのではなく、以上のように超音波診断を用いてしかも二次元形状として腹腔内の内臓脂肪存在エリアを求めることにより、メタボリックシンドロームの診断あるいは評価に当たって、より有益な指標値を得ることが可能となる。指標値と内臓脂肪量との相関性をより高めるために、診断に当たっては、性別、体格、その他の情報に基づく補正值を作用させるようにするのが望ましい。そのような補正值は経験則あるいは実験則により求められるものである。

30

【0047】

次に図 10 乃至図 12 を用いて以上のような指標値の計測に用いられる保持器具について詳述する。ただし、このような保持器具は上述した計測以外の用途においても用いることが可能なものである。

【0048】

図 10 には保持器具 100 の要部構成が示されている。符号 100A は本体部を表している。その本体部 100A はベース 102 を有し、そのベース 102 上には 3 つの保持部 104, 106, 108 が設けられている。各保持部 104, 106, 108 はそれぞれ中空の部分 104A, 106A, 108A を有しており、それらにはプローブが差し込まれ、それが緩やかに保持される。中空の部分 104A, 106A, 108A の水平断面形状は、上下方向に不変であるが、プローブの形状に合った形状を採用するようにしてもよい。

40

【0049】

本体部分 100A は例えばゴムなどの柔らかい材料により構成されており、また本体部 100A に連なるベルト部分 110 もゴムなどによって構成される。ただしベルト部 110 を用いて腹囲長を計測するような場合には、伸縮性のない材料によってそれを構成する

50

のが望ましい。ベルト部 110 を設けることにより腹部周囲を取り囲んだ状態で本体部 100A を固定することが可能であり、プローブの保持状態を安定化することが容易となる。被検者を基準とした直交座標系も定義しやすい。またこのような保持器具 100 を用いれば呼吸があったような場合においても生体の表面運動と共にプローブを追従運動させることができ、計測上の位置ずれといった問題を軽減でき、さらに計測の再現性を向上することが可能となる。

#### 【0050】

上述した指標値の計測にあたっては、3つのプローブポジションが定められているため、図10に示す本体部 100A は3つの保持部 104A, 106A, 108A を備えている。中央の保持部 104A は垂直に起立しており、すなわちZ方向に伸長した垂直姿勢を有している。それに対して所定角度、具体的には40度の傾斜角度を持って2つの他の保持部 106, 108 が設けられている。それらはYZ平面上において傾斜している。本体部 100A それ自体が柔らかい材料で構成されているので、各保持部に挿入されたプローブを傾斜運動をさせることができる。ただし、運動可能な方向はYZ面内の運動であり、それ以外の方向にプローブを運動させることは制限される。これにより下大動脈のサーチを容易に行うことが可能になるとともに、3つの走査面を下大動脈上において正確にクロスさせることが容易となる。ちなみに、符号 112 はヘソマーカ―を表しており、その突起部分がヘソの位置に合わせられる。これにより計測の再現性および超音波伝搬の良好性を確保することができる。

10

#### 【0051】

図11には本体部分 100A の断面が示されている。上述したように3つの保持部 104, 106, 108 がそれぞれ中空体として放射状に配列されており、角度 1 は例えば40度であり、角度 2 も例えば40度である。但し、装着時にそのような角度が実現されるようにこの段階ではより小さな角度となってもよい。中央の保持部 104 は垂直に起立している。中空内部 104A, 106A, 108A はプローブの外側をちょうど包み込む形状を有しており、それが保持された状態においては、中空内部における運動自由度及び本体の弾性により、プローブを傾斜させることが可能であるが、プローブが保持部から容易に脱落してしまうことはない。ちなみに符号 114A は上部開口を表しており、符号 114B は下部開口を表しており、同じく符号 116A は上部開口を表しており、符号 116B は下部開口を表している。また符号 118A は上部開口を表しており、符号 118B は下部開口を表している。プローブがセットされた状態においてはその送受波面、具体的には音響レンズ表面が体表面上に密着しているのが望ましく、送受波面と生体表面との間における空気層を排除するために例えばゼリー状の音響カップリング材が用いられる。本体部 100A は視認性を確保するため透明な材料で構成されてもよい。

20

30

#### 【0052】

図12には保持器具 100 の全体が概念的に示されている。上述したように保持器具 100 は本体部分 100A とその両端に連なるベルト部 110 とを含んでおり、ベルト部 110 は生体の胸部周囲に巻き付けられるものである。ベルト部 110 それ自身が伸縮可能であってもよいし、例えば符号 120 で示されるようにその長さを調整可能な機構を備えていてもよい。また長さ調整に際して腹囲長を計測できるようにベルト部 110 上に目盛りを設けるようにしてもよい。本体部分 110A にはその一方側および他方側の両部側に突起状のマーカ― 112 が設けられており、いずれの向きに本体部分 100A を設置してもヘソの位置にそのようなマーカ― 112 を合わせることができ、設置のやり直しといった問題を未然に防止することができる。ヘソマーカ― 112 の採用によりプローブ当接位置を常に所定距離だけ生体中心から一方側へシフトさせることができ、良好な伝搬経路の形成と計測の再現性を両立させることが可能である。そのような位置は下大動脈の上部に相当し、垂直の位置決めも同時に行えるようになっている。

40

#### 【0053】

図10乃至図12に示した保持器具は、生体内における深部のある基準部位に複数の走査面を交差する状態でセットすることが容易となるため、上述した指標値の演算以外にお

50

いて同じような計測が求められる場合一般に用いることが可能なものである。用途に応じてその弾性や保持作用の程度を調整するようにしてもよい。このような保持器具を用いれば、集団検診において、医師は順番に保持部にプローブを差し込むだけで容易にプローブの位置決めを完了させることができるので、その負担を大幅に軽減することが可能であり、また計測の再現性を極めて良好にできるので、集団検診の効率を高められる。

【0054】

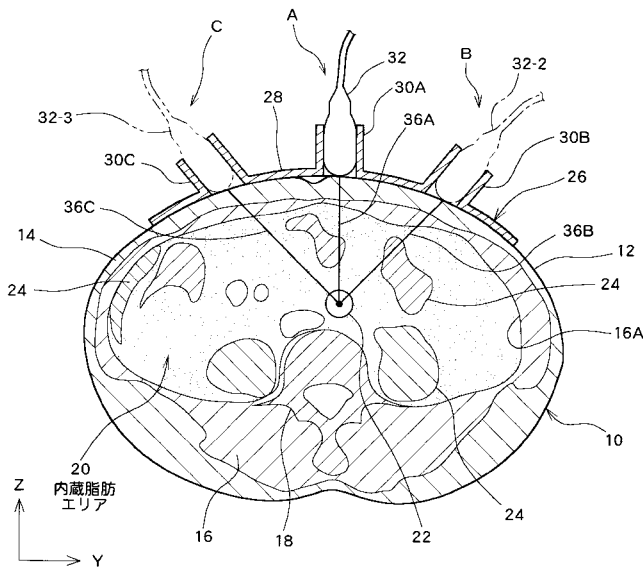
本実施形態においては生体が横向きの状態において指標値の計測が行われたが、立位の状態において同じような保持器具を使って指標値を計測するようにしてもよい。

【符号の説明】

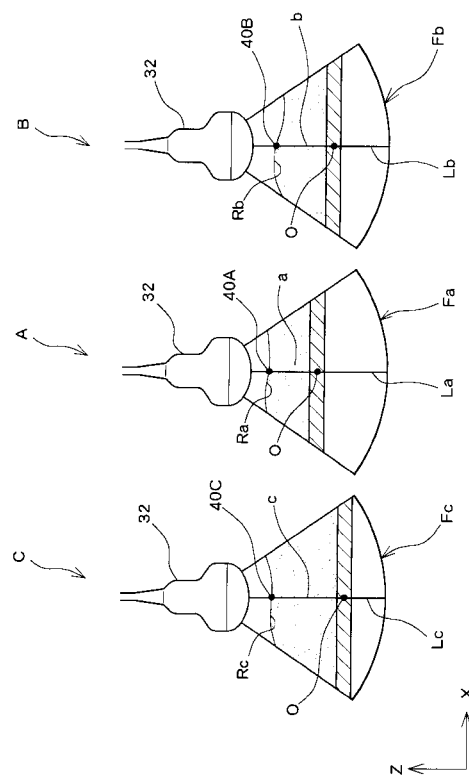
【0055】

10 生体、20 内臓脂肪エリア、22 下大動脈、26 保持器具、a, b, c 距離。

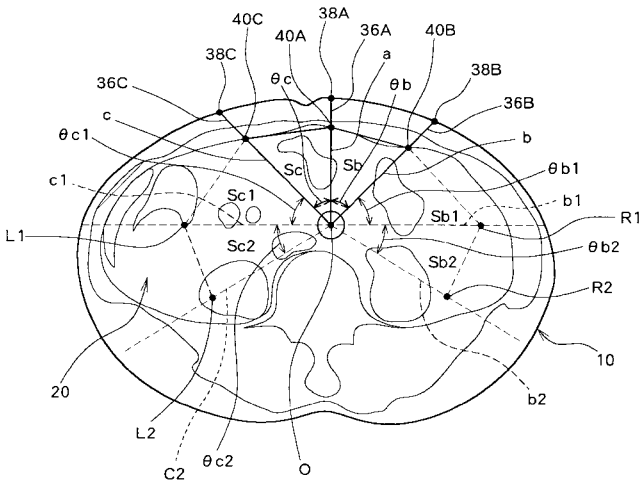
【図1】



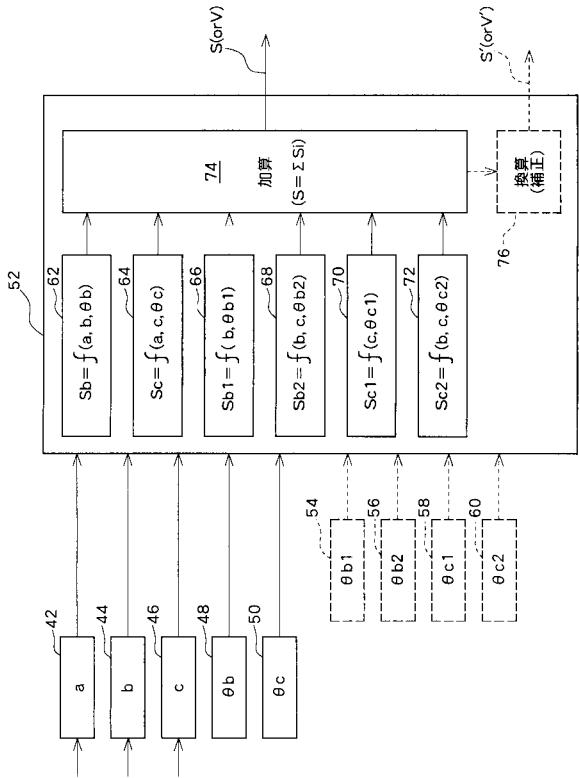
【図2】



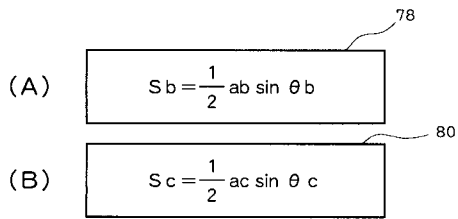
【 図 3 】



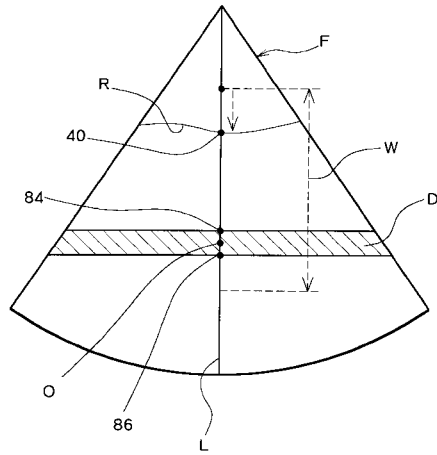
【 図 4 】



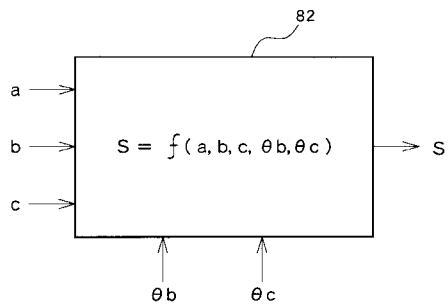
【 図 5 】



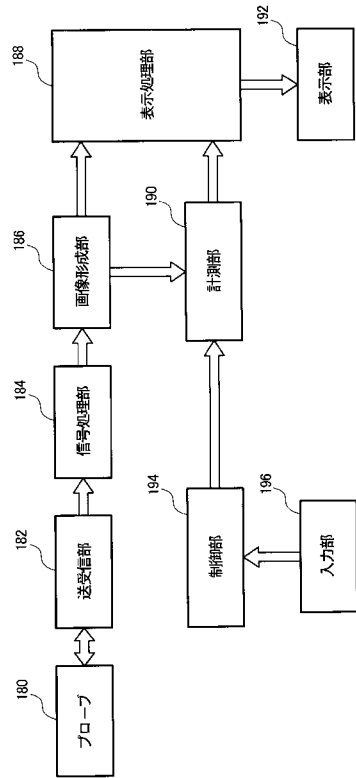
【 図 7 】



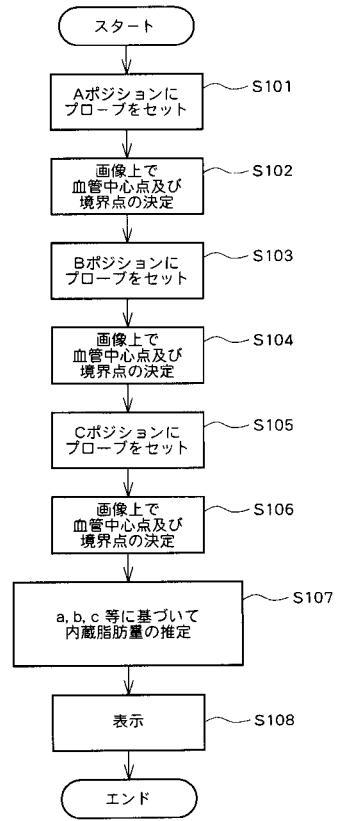
【 図 6 】



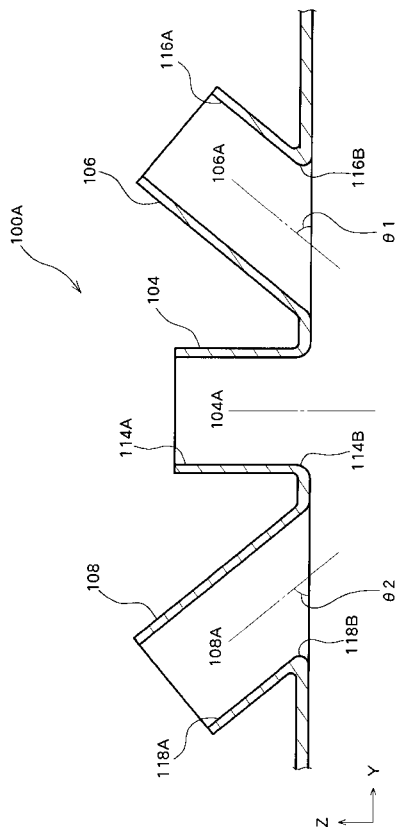
【 図 8 】



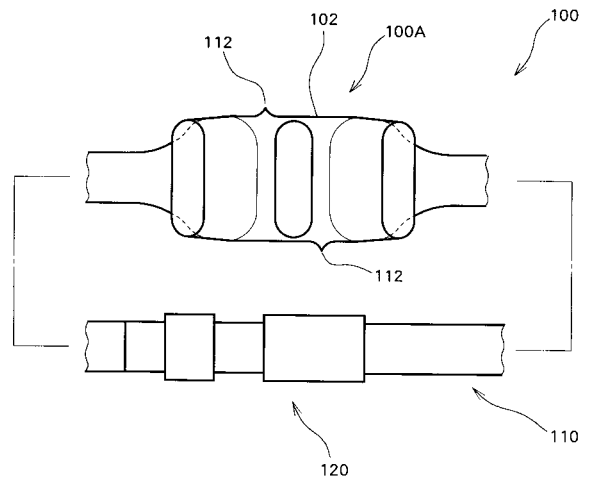
【 図 9 】



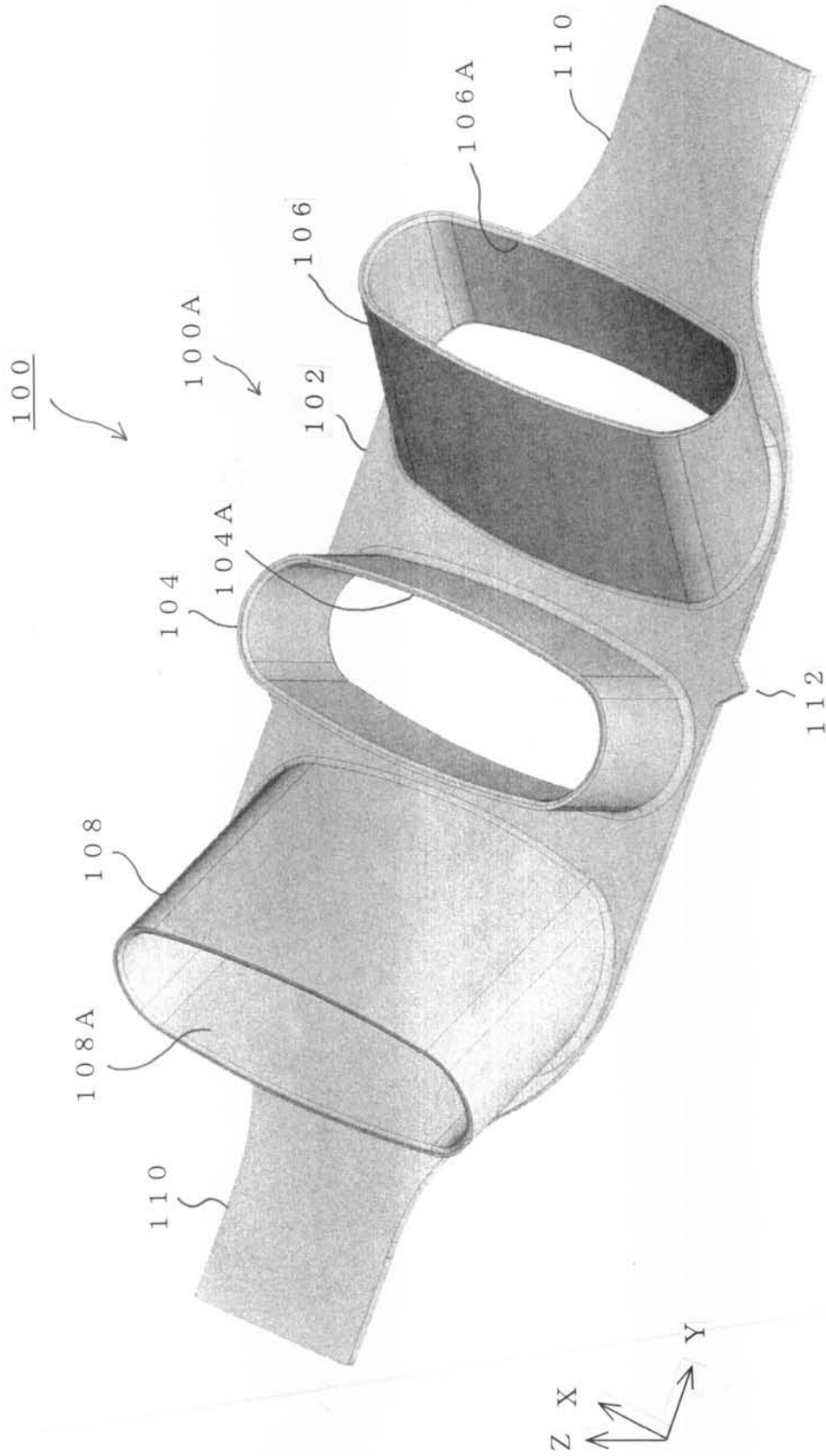
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【図 10】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 廖 洪恩  
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 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 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 大西 真  
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 望月 剛  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
- (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
- Fターム(参考) 4C601 DD02 EE11 JB34

专利名称(译)	用于超声诊断系统的探针保持装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011101680A</a>	公开(公告)日	2011-05-26
申请号	JP2009256887	申请日	2009-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	东京大学 阿洛卡有限公司		
[标]发明人	窪田直人 小泉憲裕 廖洪恩 浅野岳晴 湯橋一仁 光石衛 大西真 望月剛 佐久間一郎 門脇孝		
发明人	窪田 直人 小泉 憲裕 廖 洪恩 浅野 岳晴 湯橋 一仁 光石 衛 大西 真 望月 剛 佐久間 一郎 門脇 孝		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD02 4C601/EE11 4C601/JB34		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：在代谢综合征检查中使用超声波测量内置脂肪的量时，可以轻松放置探头。主体100A安装在腹部表面上。主体部分包括三个保持部分104、106和108。每个保持部分104、106、108具有中空结构并选择性地保持探针。左右保持部106和108相对于中央保持部104倾斜。结果，变得容易在体内深处的参考区域处穿过三个光束扫描平面。[选择图]图10

