

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5456884号
(P5456884)

(45) 発行日 平成26年4月2日(2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月17日(2014.1.17)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-509440 (P2012-509440)	(73) 特許権者	505127721 公立大学法人大阪府立大学 大阪府堺市中央区学園町1番1号
(86) (22) 出願日	平成23年3月25日(2011.3.25)	(73) 特許権者	506122327 公立大学法人大阪市立大学 大阪府大阪市住吉区杉本3丁目3番138号
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/057395	(73) 特許権者	390005175 株式会社アドバンテスト 東京都練馬区旭町1丁目32番1号
(87) 国際公開番号	W02011/125549	(74) 代理人	100114030 弁理士 鹿島 義雄
(87) 国際公開日	平成23年10月13日(2011.10.13)	(72) 発明者	松中 敏行 東京都昭島市緑町4丁目27番19号
審査請求日	平成24年12月25日(2012.12.25)		
(31) 優先権主張番号	特願2010-80293 (P2010-80293)		
(32) 優先日	平成22年3月31日(2010.3.31)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脂肪組織画像表示装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体内の測定領域を加熱することが可能な加熱ビームを照射する加熱源と、
測定領域に超音波信号を送波するとともに測定領域からの超音波エコー信号を受波する
超音波送受機構と、

加熱ビームを照射していないときの測定領域から受波した光非照射時超音波エコー信号
と光照射後の測定領域から受波した光照射後超音波エコー信号とに基づいて測定領域内の
各点における加熱ビーム照射前後の超音波速度変化を算出する超音波速度変化解析部と、
算出された超音波速度変化の分布を輝度情報または色情報にして表示装置の画面上に断
層画像として表示する超音波速度変化画像表示制御部と、

前記断層画像の一部を関心領域として指定されることを待ち受ける関心領域指定部と、
指定された関心領域内の輝度情報または色情報に基づいて、負の超音波速度変化を示す
脂肪領域と正の超音波速度変化を示す正常領域とのヒストグラムを算出するヒストグラム
算出部と、

算出された脂肪領域および正常領域のヒストグラムから脂肪組織の割合の指標となる脂
肪化指標を算出する脂肪化指標算出部とを備え、

前記超音波速度変化画像表示制御部は、画面上に表示する輝度情報または色情報は多段
階にランク分けして表示し、脂肪化指標算出部は、脂肪化指標を算出する際に、ランク分
けに基づいて重み付けを加味した脂肪化指標を算出することを特徴とする脂肪組織画像表
示装置。

10

20

【請求項 2】

関心領域指定部は、関心領域として指定する領域の面積を一定にして指定する請求項 1 に記載の脂肪組織画像表示装置。

【請求項 3】

脂肪化指標算出部は、脂肪化指標として、脂肪領域と正常領域とのヒストグラムの面積比を算出する請求項 1 または請求項 2 に記載の脂肪組織画像表示装置。

【請求項 4】

さらに、断層画像上で関心のある任意の直線位置を指定する関心ライン指定部と、指定された直線上の各点の超音波速度変化をグラフ表示する関心ライングラフ表示制御部とを備えた請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれかに記載の脂肪組織画像表示装置。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体内へ光、電磁波あるいは超音波等の加熱ビームを照射し、照射前後の超音波速度変化データを利用して生体内における脂肪組織の画像表示を行う脂肪組織画像表示装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

生体内画像を撮影して診断を行う画像診断装置には、X線撮影によるレントゲン装置、X線CT装置、癌細胞の診断に適したPET装置、核磁気共鳴現象を利用することで放射線被爆問題の生じないCT画像診断を行えるMRI装置、放射線被爆問題が生じないコンパクトな超音波診断装置などがあり、それぞれ、装置設備費用、診断可能部位、検査時間、放射線被爆問題、薬液注入の有無などの観点で長所、短所を有しており、検査目的に応じて使い分けられている。

20

【0003】

これらの画像診断装置のなかで、超音波診断装置およびMRI装置は、放射線被爆の問題がないため、安全面の点で優れている。そして超音波診断装置は、同じく放射線を使用しないMRI装置に比べると、撮影画像の画質（精度）の点ではMRI装置に比べると少し劣るものの、装置コストが低価格である点、装置がコンパクトであって可搬型にすることもできる点で優れている。

30

【0004】

ところで、心筋梗塞、脳梗塞、糖尿病、脂肪肝等の生活習慣病の危険因子のひとつに内臓脂肪型肥満が挙げられており、肥満により生活習慣病になる危険度の高い人をメタボリック症候群と診断して、予防医療の観点から病気を防ぐための取り組みがなされている。メタボリック症候群であるかを診断するためには、内臓脂肪を測定する内臓脂肪検査が必要になる。

【0005】

また、乳癌検診において、しこりが発見されたとき、そのしこりが単に脂肪のかたまりであって良性のものであるか、そうではなく、悪性腫瘍であるかを検査する必要がある。その場合に、しこりが脂肪組織か否かが簡単に検出できれば、良性、悪性の判定に参考になる。

40

【0006】

このように、生体内の関心領域（ROI）の組織が脂肪組織であるかを検査することが必要になる場合がある。その場合にX線CT装置を用いた画像診断により、脂肪組織を検出することができる。しかしながらX線CT装置を用いた場合に被検体に対する放射線被爆の問題がある。

そこで、放射線被爆の問題が発生しない安全な画像診断方法として、超音波を利用して断層画像を得る超音波トモグラフィによる脂肪検査が提案されている（非特許文献1参照）。

【0007】

50

一般に、水中を伝播する音速は、温度が37 °C のとき、水分が多く含まれる筋肉や内臓（腸、腎臓）を伝播する超音波の音速は1500 m / 秒以上である。これに対し、脂肪組織内を伝播する超音波の音速は1500 m / 秒以下であることから、被検体の測定部位（例えば腹部）を構成する組織の音速を計測して、音速が一定値（1500 m / 秒）以下であるかを判定することができれば、音速データから腹部脂肪分布を検出することができることになる。

上記文献に開示された超音波トモグラフィによれば、この物質ごとの音速の差を利用して、透過測定により内臓脂肪を測定するようにしている。

【0008】

一方、通常の反射型超音波診断装置を利用するとともに、測定領域を光で照射する機構を設け、光を照射していないときと光照射後の超音波エコー信号の速度変化を算出して、光照射による測定領域の超音波速度変化分布の断層画像（光吸収分布の断層画像）を得ることが提案されている（特許文献1参照）。

10

【0009】

この超音波速度変化の断層画像（光吸収分布の断層画像）は、照射された光の吸収による測定領域の温度変化の断層画像を表している。つまり、生体内に光を照射したときに、それぞれの部位の光吸収特性に応じて生体内に温度分布が生じる。生体内を伝播する超音波の音速は、温度に依存して変化することから、光照射前と光照射後の超音波エコー信号の音速変化を各部位ごとに求めて断層画像化することにより、超音波速度変化分布、あるいは温度変化分布、光吸収分布の断層画像が表示されることになる。

20

【0010】

そこで、脂肪組織と筋肉・内臓組織とを通過する超音波の音速の温度変化特性を利用し、反射型の超音波診断装置を用いて、被検体の脂肪組織を検出することができる脂肪組織検出装置が提案されている（特許文献2参照）。

一般に、温度変化に対する超音波速度変化を比較すると、以下のとおりである。

水： + 2 m / 秒・
脂肪： - 4 m / 秒・

【0011】

すなわち、水分が多く含まれる筋肉や内臓（腸、腎臓）は温度が上がると超音波速度が速くなるのに対し、脂肪部分では超音波速度が減少することになり、超音波速度変化の極性が反転する。そこで、近赤外光を照射していないときに被検体の測定領域から受波した光非照射時超音波エコー信号、および、近赤外光照射後に測定領域から受波した光照射後超音波エコー信号を超音波探触子で受波する。続いて、光非照射時超音波エコー信号と光照射後超音波エコー信号とに基づいて、測定領域における光照射前後の超音波速度変化データを算出する。そして、算出された超音波速度変化データから、光照射後に超音波速度が負の変化を示す領域を脂肪領域として検出するようにしている。

30

【0012】

図13は、特許文献2に記載されている脂肪組織の断層画像の例を示した図であり、図13(a)は測定対象であるダミーサンプルを説明する図、図13(b)はそのBモード画像、図13(c)は超音波速度変化画像である。

40

ダミーサンプルは、光散乱物質であるイントラリピッド入り寒天を母体とし、その一部に、脂肪領域となるカーボン粉末入りの牛脂片を埋め込んである。カーボン粉末は光照射時に、牛脂片が効率的に加熱されるようにするためであり、造影剤として機能する。比較のための参照用に、カーボン粉末入り寒天を、牛脂片と同程度の大きさにして埋め込んである。

【0013】

このサンプルに対し、809 nmのレーザ光を15秒程度照射（0.1 W / cm²）することにより超音波速度変化のデータを採取した。光照射後に超音波速度が負の変化を示す領域を青で表示し、それ以外の領域を赤で表示する。

その結果、図13(b)のBモード画像では、ほとんど区別がつかないが、図13(c)

50

)の超音波速度変化画像では、脂肪領域が含まれる領域を青色で表示させることで位置を明確にすることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0014】

【特許文献1】特開2001-145628号公報

【特許文献2】特開2010-005271号公報

【非特許文献】

【0015】

【非特許文献1】Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics, Vol.28,(2007 10
) ,pp.339-340 14-16 November. 2007

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

特許文献2に開示された脂肪組織検出装置によれば、超音波速度変化画像上で、脂肪組織が含まれる領域を、脂肪が含まれない領域と明確に区別させて表示することができる。

【0017】

しかも、上述した脂肪組織検出装置自体は、従来の超音波診断装置の骨格構造を基本にしており、簡単な加熱源と、超音波速度変化の解析機能を追加するだけでよいので、従来の超音波診断装置に、後から追加することができるオプション機構として提供することも 20
できる。

【0018】

しかしながら、生体での実際の診断においては、脂肪組織が含まれる領域の位置を特定するだけでは必ずしも十分ではなく、その領域内での脂肪組織の割合がどの程度であるかを客観的に評価・診断できることが望まれている。

【0019】

例えば、肝臓を撮影した画像を用いて脂肪肝の有無を診断する際に、超音波速度変化画像を用いることで、肝臓内での脂肪組織が存在する領域を特定できるが、特定された領域に含まれる脂肪組織の割合(脂肪肝細胞と正常肝細胞の割合)までは測定できないため、脂肪肝の進行度合いを客観的に判断することは困難である。 30

【0020】

一般に、脂肪肝の場合、正常肝細胞と脂肪肝細胞とが混在する状態(霜降り状態)になっており、脂肪部分だけが偏在しているのではない。そのため、超音波速度変化画像では、脂肪が含まれる領域を画面上で、輝度差で表示(すなわちグレースケール)すると、白と黒との領域が混在した状態が表示されることになる。また、正常肝細胞を赤く、脂肪肝細胞を青く色分けして表示すると脂肪が存在する部分は青と赤とが混在した状態になる。このように、輝度表示や色分けによって脂肪肝の位置は画像上で特定できるが、進行した脂肪肝(脂肪の割合が多い)と、進行していない脂肪肝(脂肪の割合が少ない)とを画像で比較したとき、いずれも白(青)と黒(赤)とが混在しているように見えるので、脂肪肝の進行度合いを画像だけから客観的に把握することは困難であった。 40

【0021】

すなわち、超音波速度変化画像の目視による観察では、脂肪含有量の大小を定性的、主観的、感覚的に把握するため、診断する者の熟練度に左右されてしまうことになっていた。そのため、診断する者の熟練度に左右されず、定量的、客観的、合理的に安定して診断結果が得られることが望まれていた。例えば、被検体の脂肪含有量の定期的に計測し、その経時変化を確認する際に、数値的に把握できることが望まれていた。

【0022】

そこで、本発明は、超音波速度変化画像を用いて脂肪肝のような脂肪組織を画像表示する際に、脂肪化の進行度合いとなる指標を数値化して表示することができるようにした脂肪組織画像表示装置を提供することを目的とする。 50

【課題を解決するための手段】

【0023】

上記課題を解決するために本発明の脂肪組織画像表示装置は、体内の測定領域を加熱することが可能な加熱ビームを照射する加熱源と、測定領域に超音波信号を送波するとともに測定領域からの超音波エコー信号を受波する超音波送受機構と、加熱ビームを照射していないときの測定領域から受波した光非照射時超音波エコー信号と光照射後の測定領域から受波した光照射後超音波エコー信号とに基づいて測定領域内の各点における加熱ビーム照射前後の超音波速度変化を算出する超音波速度変化解析部と、算出された超音波速度変化の分布を輝度情報または色情報にして表示装置の画面上に断層画像として表示する超音波速度変化画像表示制御部と、前記断層画像の一部を関心領域として指定されることを待ち受ける関心領域指定部と、指定された関心領域内の輝度情報または色情報に基づいて負の超音波速度変化を示す脂肪領域と正の超音波速度変化を示す正常領域とのヒストグラムを算出するヒストグラム算出部と、算出された脂肪領域および正常領域のヒストグラムから脂肪組織の割合の指標となる脂肪化指標を算出する脂肪化指標算出部とを備えるようにしている。

10

【発明の効果】

【0024】

本発明では、超音波速度変化の分布を輝度情報または色情報にした超音波速度変化分布の断層画像を画面上に表示して、診断者によって関心領域（ROI）が指定されるのを待ち受ける。関心領域が指定されると、関心領域内の各点の超音波速度変化データから正の超音波速度変化データと負の超音波速度変化データとのヒストグラムを分けて算出する。そして正の超音波速度変化データは正常領域、負の超音波速度変化データは脂肪領域として扱い、これらを用いて脂肪組織の割合の指標となる脂肪化指標を算出する。

20

これにより、算出された脂肪化指標を表示することで、関心領域における脂肪化の進行度合いを数値的に定量表示することができるので、脂肪領域の客観的な評価を行うことができる。

これまで、画像上で脂肪組織を着色表示したりして脂肪含有量を把握しやすくしていたが、霜降り状態になっている脂肪組織では、脂肪の存在は確認できるものの、定量化が困難であった。本発明により、霜降り状態であっても脂肪含有量を数値的に出力できるので、客観的な診断を容易に実現できる。特に被検体を定期的に繰り返し計測することで、脂肪含有量の経時変化を数値変化として把握できるようになり、メタボリック症候群の診断に威力を発揮することができる。

30

【0025】

（その他の課題を解決するための手段および効果）

上記発明において、関心領域指定部は、関心領域として指定する領域の面積を一定にして指定するようにしてもよい。

これにより、測定する位置あるいは測定する時期が異なる複数の関心領域どうしを比較するときに、同じ面積で関心領域どうしを比較することができるので、脂肪化の進行度合いの比較を正確に行うことができる。

【0026】

上記発明において、脂肪化指標算出部は、脂肪化指標として、脂肪領域と正常領域とのヒストグラムの面積比を算出するようにしてもよい。

40

すなわち、正の速度変化を示すヒストグラムの面積を S_1 、負の速度変化を示すヒストグラムの面積を S_2 として、脂肪化指標を $F = S_2 / S_1$ として定義すると、脂肪の割合が増大するとともに指標 F が大きくなる指標を得ることができ、簡単に進行度合いを数値表現することができるようになる。

【0027】

上記発明において、超音波速度変化画像表示制御部は、画面上に表示する輝度情報または色情報は多段階にランク分けして表示し、脂肪化指標算出部は、脂肪化指標を算出する際に、ランク分けに基づいて重み付けした脂肪化指標を算出するようにしてもよい。

50

輝度情報や色情報の違いは各点の脂肪化の部分的な進行度合いを示すと考えられるので、輝度情報や色情報を脂肪化の進行度合いを表す係数として面積比の計算に加味させることで脂肪化の度合いをより正確に知ることができる。

【0028】

上記発明において、さらに、断層画像上で関心のある任意の直線位置を指定する関心ライン指定部と、指定された直線上の各点の超音波速度変化をグラフ表示する関心ライングラフ表示制御部とを備えるようにしてもよい。

指定した直線に沿って超音波速度変化をグラフ表示することができるので、関心領域として指定する位置を定める前に中心位置を探索したりするときに参考にすることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の一実施形態である脂肪組織画像表示装置の構成を示すブロック図である。

【図2】Bモード画像の一例を示す図である。

【図3】図2のBモード画像に対応する超音波速度変化画像を示した図である。

【図4】関心領域（ROI）を指定するときの画面を示す図である。

【図5】ダミーサンプルを測定した場合のヒストグラムの一例を示す図である。

【図6】ダミーサンプルを測定した場合のヒストグラムの一例を示す図である。

【図7】ダミーサンプルを測定した場合のヒストグラムの一例を示す図である。

20

【図8】ダミーサンプルを測定した場合のヒストグラムの一例を示す図である。

【図9】ダミーサンプルを測定した場合のヒストグラムの一例を示す図である。

【図10】ダミーサンプルを測定した場合のヒストグラムの一例を示す図である。

【図11】関心ラインを指定するときの画面を示す図である。

【図12】関心ラインが指定されたときの直線上の各点の超音波速度をグラフ表示した図である。

【図13】脂肪組織の断層画像の例を示した図である。

【図14】光非照射時超音波エコー信号と光照射後超音波エコー信号とを示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

30

【0030】

以下、本発明の脂肪組織画像表示装置の一実施形態について図面に基づいて説明する。ここでは、加熱手段として赤外線レーザーによる近赤外光を照射することにより、測定部位を加熱するものとする。

【0031】

（超音波速度変化の測定原理）

最初に脂肪組織画像表示装置で表示する超音波速度変化画像の測定原理について説明する。

この超音波速度変化のデータは以下の関係から求められる。

図14は、光非照射時超音波エコー信号と光照射後超音波エコー信号とを示す模式図である。

40

光非照射時の超音波速度を V 、光照射後の超音波速度を V' とする。また、光非照射時にある境界間を超音波信号が伝播するときの時間を t とし、同じ境界間（距離一定）を光照射後に超音波信号の伝播時間を t' とする。すなわち、温度変化により t だけパルス間隔が短くなるようにシフトしたとする。

このとき、

$$V \cdot t = V' \cdot (t - \Delta t) \quad \dots (1)$$

の関係が成立し、

したがって、2つのエコー信号におけるパルス間隔の時間変化から超音波速度変化は次式で算出することができる。

50

$$V' / V = \dots / (\dots) \dots (2)$$

【0032】

実際の超音波速度変化データの計算方法についての具体的な説明は省略するが、測定した超音波エコー信号を細かく区分し、各区分に対し、相互相関法により照射前後の波形シフト量を算出することにより、各区分の超音波速度変化データを取得することで各点の超音波速度変化データを算出するようにしている。

【0033】

既述のように、温度変化に対する超音波速度変化を比較すると、水は+2 m / 秒・ $\text{ }^\circ\text{C}$ であり、脂肪は-4 m / 秒・ $\text{ }^\circ\text{C}$ であるので、水分が多く含まれる筋肉や内臓(腸、腎臓)は温度が上がると超音波速度が速くなるのに対し、脂肪部分では超音波速度が減少することになり、超音波速度変化の極性が反転する。

10

算出された超音波速度変化データから、光照射後に超音波速度が負の変化を示す領域を脂肪領域として検出し、正の変化を示す領域を正常領域として検出する。

すなわち、式(2)で求められた超音波速度比が1より大きいか小さいかを判断することにより、1より小さければ、その領域は温度変化に対する超音波速度変化が負になる脂肪領域として検出する。

【0034】

(脂肪組織画像表示装置の構成)

次に、脂肪組織画像表示装置の構成について説明する。図1は、本発明の一実施形態である脂肪組織画像表示装置の構成を示すブロック図である。

20

脂肪組織画像表示装置1は、主に、アレイ型探触子2および赤外線レーザー光源3からなるプローブ4と、アレイ型探触子2を駆動する送受信部5と、制御系10と、DSC11(デジタルスキャンコンバータ)と、表示装置(液晶パネル)12と、入力装置13(キーボード13aおよびマウス13b)とを備えている。

【0035】

制御系10は、CPU、メモリを有するコンピュータ装置からなり、メモリに蓄積されたソフトウェアプログラムをロードすることにより制御動作が作動し、脂肪組織画像表示装置1の各部を制御するとともに、得られた測定データの演算を行うようになる。これらの制御、演算を機能ブロックごとに分けて説明すると、照射制御部21、走査制御部22、Bモード信号処理部23、超音波速度変化解析部24、超音波速度変化画像表示制御部25、関心領域指定部26、ヒストグラム算出部27、脂肪化指標算出部28、関心ライン指定部29、関心ライングラフ表示制御部30からなる。

30

【0036】

プローブ4はアレイ型探触子2と赤外線レーザー光源3とが一体に固定してあり、被検体100の測定部位110に向けて超音波とレーザーとを照射することができるようにしてある。

アレイ型探触子2は、一方向に配列された複数の振動子を有しており、各振動子は、送受信部5からの駆動信号により励振されて超音波信号を発生し、この超音波信号に対する被検体内からの超音波エコー信号を送受信部5に返す。

【0037】

赤外線レーザー光源3は、加熱源として700 nm ~ 1000 nmの近赤外光を照射する。なお、照射光の波長を変更したり、光源の種類を変更したりすることにより、加熱する測定部位の表皮からの深さを調整することができる。

40

【0038】

照射制御部21は、予め設定したレーザー出力、設定した時間幅で、レーザー光源3から被検体にレーザー照射を行う制御を行う。レーザー出力および時間幅で測定部位の温度変化幅を調整することができる。

走査制御部22は、送受信部5の振動子の駆動時期を制御して、アレイ型探触子2から複数(例えば345本)の走査線となる超音波信号を送受する制御を行う。

【0039】

50

照射制御部 2 1 と走査制御部 2 2 とは、超音波速度変化画像を得るとき、互いに連動して制御する。すなわち、まず、走査制御部 2 2 がレーザ照射を行う前の測定部位の超音波エコー信号を取得する制御を行い、続いて照射制御部 2 2 が測定部位にレーザを照射して加熱し、続いて再び走査制御部 2 2 がレーザ照射後の測定部位の超音波エコー信号を取得する制御を行う。

被検体 1 0 0 からの受信信号は、送受信部 5 を介して取り込まれてメモリに蓄積され、Bモード信号処理部 2 3、超音波速度解析部 2 4 に送られ、超音波によるBモード画像や超音波速度変化画像の形成に利用される。

【 0 0 4 0 】

Bモード信号処理部 2 3 は、受信信号に対して周知のBモード断層画像形成処理を行って輝度情報に変換してビーム走査範囲の断層画像を形成し、D S C 1 1 に書き込む。図 2 は多数（例えば 3 4 5 本）の超音波ビームの受信信号（超音波エコー信号）から形成された鶏肉のBモード画像の一例を示す図であり、表示装置 1 2 に表示される。この画像からは隣接する組織の境界が明暗で示されるが、脂肪か正常かの差異の判断はつけにくい。

【 0 0 4 1 】

超音波速度変化解析部 2 4 は、レーザ照射前と照射後の受信信号（超音波エコー信号）に基づいて超音波ビームを走査した範囲の超音波速度変化の分布の画像を形成する処理を行う。すなわち、式（ 2 ）の演算処理を行い、走査範囲の各点の超音波速度変化データを算出する。算出された超音波速度変化データは、超音波速度変化画像標示制御部 2 5 に送られる。

【 0 0 4 2 】

超音波速度変化画像標示制御部 2 5 は、各点について速度変化データの変化幅の大きさによりランク分けし（例えば正負の速度変化をそれぞれ 5 つの諧調にランク分けする）、ランクごとに対応する色情報（輝度情報でもよい）に変換する。このようにして色情報で正の速度変化を呈する部分と、負の速度変化を呈する部分とを分ける。

そして、走査範囲の各点における超音波速度変化を色情報（輝度情報）として表した分布を、断層画像にして D S C 1 1 に書き込む。D S C 1 1 は表示装置 1 2 に超音波速度変化の断層画像を表示する。

例えば図 3 は、図 2 に B モード画像を示した鶏肉についての超音波速度変化画像を示した図であり、青が濃いほど超音波速度が負側に大きく変化していることを示し、赤が濃いほど超音波速度が正側に大きく変化していることを示している。

【 0 0 4 3 】

関心領域指定部 2 6 は、表示装置 1 2 上に表示された断層画像の一部領域を、操作者が入力装置 1 3 を用いて関心領域（R O I）として指定する入力となされるのを待ち受け、入力を受け付けると、その指定された領域に対応する色情報（輝度情報）を、ヒストグラム算出部 2 7 に送る制御を行う。具体的には超音波速度変化の断層画像を表示した画面の端に、関心領域を指定するための入力を促す表示（例えば「関心領域を指定してください」との表示を行う）を行い、操作者がマウス 1 3 b 等を用いて画面上の一部領域をカーソルで指定するように促す。音声で指定を促してもよい。指定するカーソルは正方形、円、長方形のいずれかが好ましい。

【 0 0 4 4 】

なお、このときカーソルで指定する関心領域の面積（基準面積）を、メモリに記憶させておき、指定が常に同じ基準カーソル 2 6 a になるようにしてもよい。指定される面積が一定になるようにすることにより、常に同じ面積での関心領域の指定が行われるようになり、異なる測定部位、あるいは、異なる測定時期の関心領域どうしを比較することが容易になる。他の測定データと比較する必要がないときは、関心領域として指定するカーソルの面積を、操作者が自由に設定できるようにしてもよい。

【 0 0 4 5 】

ヒストグラム算出部 2 7 は、指定された関心領域（R O I）内の色情報または輝度情報に基づいて負の超音波速度変化を示す脂肪領域と正の超音波速度変化を示す正常領域との

10

20

30

40

50

ヒストグラムを算出する演算を行う。具体的には、超音波速度変化が負に変化した画素と、正に変化した画素とを分離してヒストグラムを算出する。ここでは正の速度変化を5階調、負の速度変化を5階調に分離してヒストグラムを作成する。

【0046】

脂肪化指標算出部28は、正の速度変化をする5つの階調の画素の総数と、負の速度変化をする5つの階調の画素の総数との比を算出する。この場合は正常領域と脂肪領域との面積比28aを、脂肪化指標 $F (= S_2 / S_1)$ として算出することになる。

【0047】

あるいは、正と負の各階調のランクに応じて重み付けを行い、速度変化が大きいランクの重みを大きくするようにして算出した重み付け面積比28bを算出する。

この場合は、正と負との各階調の各ランクの重みを $L_i, M_i (i = 1 \sim 5)$ とすると脂肪化指標 $F = (L_i \cdot S_2) / (M_i \cdot S_1)$ を算出することになる。

そして脂肪化指標 F の算出結果を、表示装置12に脂肪化指標値 F として表示することもできる。

【0048】

また、関心ライン指定部29は、操作者が表示装置12上に表示された断層画像上で、特に関心のある任意の直線位置(関心ライン)を指定する入力がないのを待ち受け、入力を受け付けると、指定された直線上の各点について超音波速度変化の大きさを抽出し、関心ライングラフ表示制御部30に送る制御を行う。

具体的には、上述した関心領域指定部26が超音波変化の断層画像を表示して関心領域を指定する入力を促す表示を行うときに、オプションとして、関心ラインを指定することもできる表示を行うことで、操作者がマウス13b等を用いて画面上の一部分を直線で指定するように促す。

関心ライングラフ表示制御部30は、指定された関心ライン上の各点の超音波速度変化データを $DS C 1 1$ に書き込み、表示装置12にグラフ表示する制御を行う。

【0049】

(画面表示例)

次に脂肪組織画像表示装置1によって表示される画面の表示例について説明する。図4は関心領域(ROI)を指定するときの画面を示す図である。超音波速度変化画像が表示された画面上で基準カーソル26aが表示されるので、所望の位置に移動して関心領域(ROI)を指定する。これにより、指定された領域内の各画素の色情報が抽出され、ヒストグラムが算出されることになる。

生体における実際の脂肪組織は、正常領域と脂肪領域とが混在する霜降り状態になっているが、説明の便宜上、以下に示す種々の極端なダミーサンプルを測定したときに表示されるヒストグラムと算出される脂肪化指標 F について説明する。

【0050】

(1) 正常領域のみの場合

図5は、基準カーソルで指定した関心領域(ROI)内の全体が、脂肪の含まれていない正常領域のみからなるダミーサンプルについて測定した場合のヒストグラムである。

この場合は面積 S_1 で正の速度変化のみが現れるヒストグラムになる。脂肪化指標 $F (= S_2 / S_1)$ は、 S_2 が0なので、0となる。

【0051】

(2) 脂肪領域のみの場合

図6は、基準カーソルで指定した関心領域(ROI)内の全体が、脂肪領域のみからなるダミーサンプルについて測定した場合のヒストグラムである。

この場合は面積 S_2 で負の速度変化のみが現れるヒストグラムになる。脂肪化指標 $F (= S_2 / S_1)$ は、 S_1 が0なので、無限大()となる。

【0052】

(3) 正常領域と脂肪領域とが半分ずつ細かく均等分散する場合

図7は 基準カーソルで指定した関心領域(ROI)内に、脂肪領域と正常領域とが細

10

20

30

40

50

かく混在するダミーサンプルについて測定した場合のヒストグラムである。

この場合は、速度変化0近傍で、面積 S_1 で正の速度変化と、面積 S_2 で負の速度変化とがほぼ半々のヒストグラムになる。脂肪化指標 $F (= S_2 / S_1)$ は1近傍の値になる。

【0053】

(4) 正常領域と脂肪領域とが半分ずつ細かく均等分散し、さらに脂肪が混在する場合

図8は、基準カーソルで指定した関心領域(ROI)内に、脂肪領域と正常領域とが細かく混在し、さらに脂肪が増えて点在するようになったダミーサンプルについて測定した場合のヒストグラムである。

この場合は面積 S_1 で正の速度変化と、面積 S_2 (ただし $S_1 < S_2$)で負の速度変化とが表れるヒストグラムになる。脂肪化指標 $F (= S_2 / S_1)$ は1よりも少し大きな値になる。

【0054】

(5) 正常領域と脂肪領域とが二分されている場合

図9は、基準カーソルで指定した関心領域(ROI)内に、脂肪領域と正常領域とが2つに分かれて存在する場合のヒストグラムである。粗い霜降り状態が見られるときがこの状態に近いと考えられる。

この場合は面積 S_1 で正の速度変化と、面積 S_2 で負の速度変化とが分離して表れるヒストグラムになる。脂肪化指標 $F (= S_2 / S_1)$ は1近傍の値になる。

【0055】

(6) ほとんど正常領域とほとんど脂肪領域とが二分されている場合

図10は、基準カーソルで指定した関心領域(ROI)内に、ほとんどが脂肪である領域とほとんどが正常である領域とが、2つに分かれて存在する場合のヒストグラムである。粗い霜降り状態から少し霜降りが細くなった状態に近いと考えられる。

この場合は面積 S_1 で正の速度変化と、面積 S_2 (ただし $S_1 < S_2$)で負の速度変化とが分離して表れるヒストグラムになる。上述した(5)の場合よりもヒストグラムの形状がブロードになる。脂肪化指標 $F (= S_2 / S_1)$ は1近傍の値になる。

【0056】

これらのダミーサンプルで類推されるように、正常領域だけの極端な場合から脂肪だけの極端な場合までを脂肪化指標 F で数値化して表現することができる。

【0057】

なお、上述した実施形態では脂肪化指標 F に面積比 $(= S_2 / S_1)$ を用いたが、これに代えて階調ごとの重み付けを加味させた脂肪化指標 $F = (Li \cdot S_2) / (Mi \cdot S_1)$ を採用してもよい。

【0058】

(関心ラインの表示例)

次に、関心ラインによる超音波速度変化のグラフ表示について説明する。図11は、関心ラインを指定するときの画面を示す図である。超音波速度変化画像が表示された画面上で関心のあるラインの始点と終点とを指定すると、関心ライン L が画面上に表示される。

そして、図12に示すように、指定された直線上の各点の超音波速度がグラフ G として表示される。このグラフ表示を参照して、超音波速度変化のライン状での大小を見やすくすることで、基準カーソルの位置を定めるときに、参考にすることができる。

【0059】

なお、図11では、関心ラインは1本のみ表示しているが、複数本表示させてもよいし、水平方向だけでなく垂直方向(あるいは斜め方向)に関心ラインを表示させてもよい。

【0060】

さらに、関心ラインの他の応用方法として、定期的に、同じ位置の関心ラインに沿った超音波速度変化のグラフ表示を取得しておき、比較するようにしてもよい。これにより、関心ラインに沿って脂肪含有量の経時的な変化を容易に把握することができるようになる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

以上、本発明の一実施形態について説明したが、本発明は必ずしも上記の実施形態に限定されるものでなく、その目的を達成し、請求の範囲を逸脱しない範囲内で適宜修正、変更することが可能である。

例えば、上記実施形態では測定部位を加熱するための加熱源として赤外線レーザー光源を用いたが、これに代えて、超音波送波器を用いた超音波加熱やマイクロ波などの電磁波による加熱を行うようにしてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 2 】

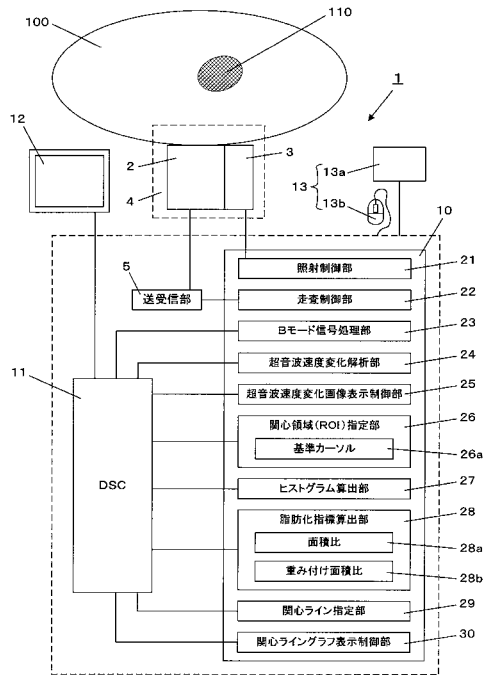
本発明は、脂肪領域を画像診断する際の脂肪組織画像表示装置として利用することができる。 10

【 符号の説明 】

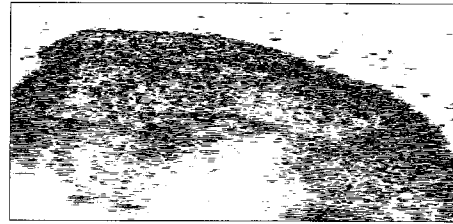
【 0 0 6 3 】

- 1 : 脂肪組織画像表示装置
- 2 : アレイ型探触子
- 3 : 赤外線レーザー光源（加熱源）
- 4 : プローブ
- 5 : 送受信部
- 10 : 制御系
- 11 : D S C（画像表示制御部） 20
- 12 : 表示装置（液晶パネル）
- 13 : 入力装置
- 13 a : キーボード
- 13 b : マウス
- 21 : 照射制御部
- 22 : 走査制御部
- 23 : Bモード信号処理
- 24 : 超音波速度変化解析部
- 25 : 超音波速度変化画像表示制御部
- 26 : 関心領域指定部 30
- 26 a : 基準カーソル
- 27 : ヒストグラム算出部
- 28 : 脂肪化指標算出部
- 28 a : 面積比
- 28 b : 重み付け面積比
- 29 : 関心ライン指定部
- 30 : 関心ライングラフ表示制御部
- 100 : 被検体
- 110 : 測定部位

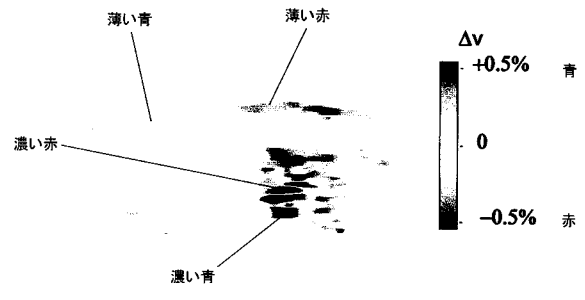
【図1】



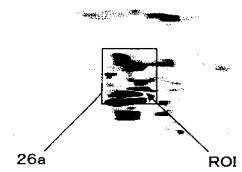
【図2】



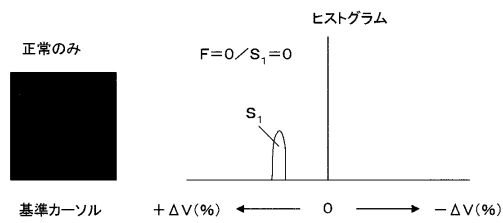
【図3】



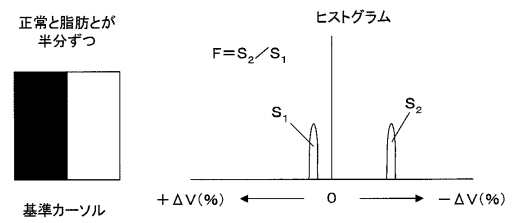
【図4】



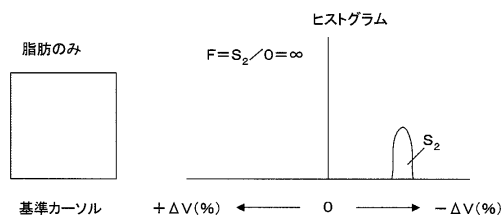
【図5】



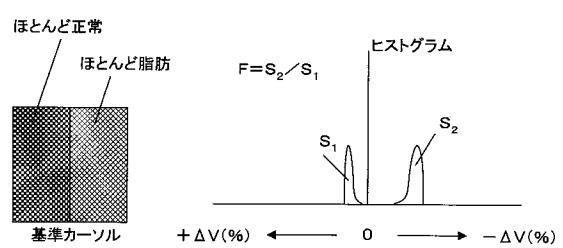
【図9】



【図6】



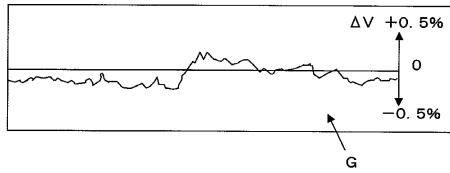
【図10】



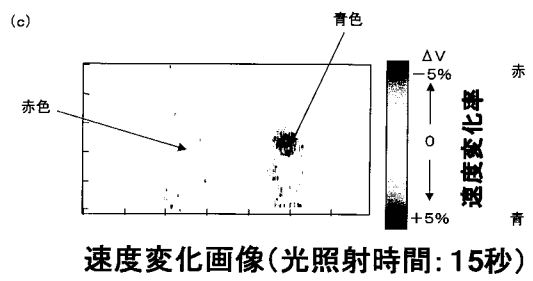
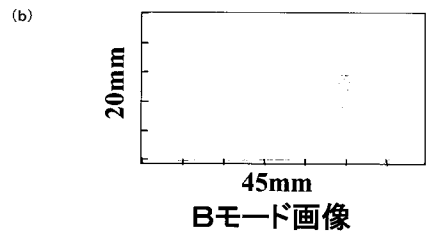
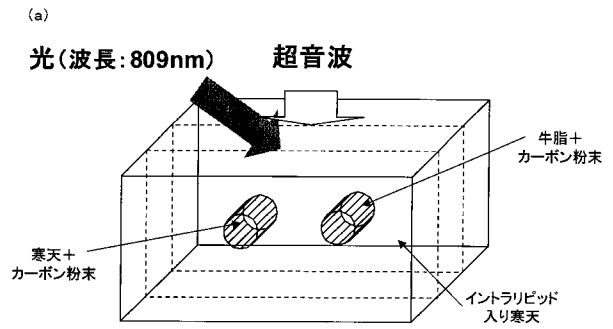
【図11】



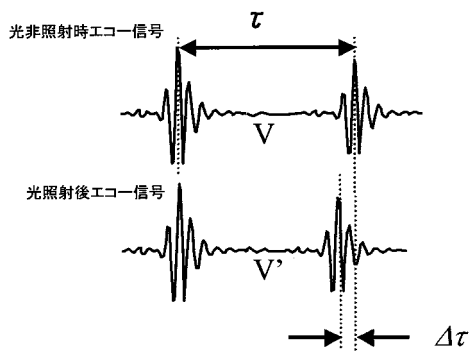
【図12】



【図13】

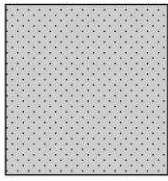


【図14】

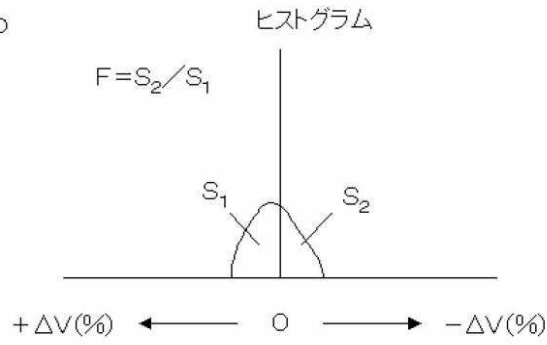


【 図 7 】

正常と脂肪とが半分ずつ
細かく均等分散

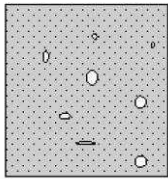


基準カーソル

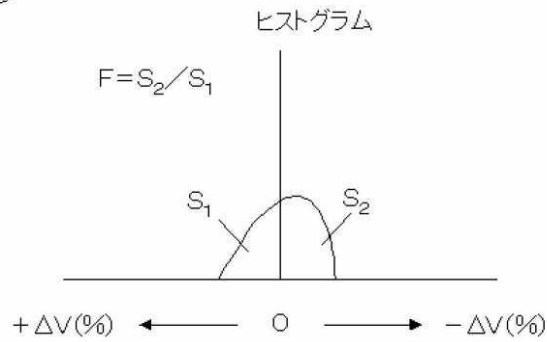


【 図 8 】

正常と脂肪とが半分ずつ
細かく均等分散し
さらに脂肪が点在



基準カーソル



フロントページの続き

- (72)発明者 堀中 博道
大阪府堺市中区学園町1番1号 公立大学法人大阪府立大学内
- (72)発明者 森川 浩安
大阪府大阪市阿倍野区旭町一丁目4番3号 公立大学法人大阪市立大学医学研究科内
- (72)発明者 小川 智弘
大阪府大阪市阿倍野区旭町一丁目4番3号 公立大学法人大阪市立大学医学研究科内

審査官 泉 卓也

- (56)参考文献 特開2010-5271(JP, A)
特開2010-82053(JP, A)
特開平7-57073(JP, A)
石橋賢, 光・超音波速度変化イメージング法による脂肪分布の測定, Optics & Photonics Japan
2008 講演予稿集, 日本, 日本光学会, 2008年11月 4日, 350-351
Horinaka, H. et al., Tissue characterization using optically assisted ultrasonic velocity-change imaging method, 2009 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings,
2009年 9月20日, 2288-2291
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/14
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)
IEEE Xplore

专利名称(译)	脂肪组织画像表示装置		
公开(公告)号	JP5456884B2	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	JP2012509440	申请日	2011-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	公立大学法人大阪府立大学 公立大学法人大阪市立大学 爱德万测试股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	公立大学法人大阪府立大学 公立大学法人大阪市立大学 Advantest公司		
当前申请(专利权)人(译)	公立大学法人大阪府立大学 公立大学法人大阪市立大学 Advantest公司		
[标]发明人	松中敏行 堀中博道 森川浩安 小川智弘		
发明人	松中 敏行 堀中 博道 森川 浩安 小川 智弘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/4872 A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/5223 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	鹿岛雄		
优先权	2010080293 2010-03-31 JP		
其他公开文献	JPWO2011125549A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

脂肪组织图像显示装置包括：光源；超声波收发机构；分析单元，其计算加热束照射后与光照射前相比的超声波速度变化；显示控制单元，其显示计算的超声波速度变化的分布，等待指定感兴趣区域的指定单元，直方图计算单元，该直方图计算单元根据指定的感兴趣区域内的亮度信息或颜色信息计算直方图的直方图 示出了超声波的负速度变化的脂肪区域和示出了超声波的正速度变化的正常区域，以及指数计算单元，该指数计算单元根据所计算的脂肪和正常区域的直方图来计算脂肪变化指数，是脂肪组织比例的指数。

【 图 1 】

