

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5520150号
(P5520150)

(45) 発行日 平成26年6月11日 (2014. 6. 11)

(24) 登録日 平成26年4月11日 (2014. 4. 11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)
A 6 1 F 7/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00
A 6 1 F 7/00 3 2 2

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2010-154716 (P2010-154716)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成22年7月7日 (2010. 7. 7)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2012-16430 (P2012-16430A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成24年1月26日 (2012. 1. 26)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成25年6月4日 (2013. 6. 4)		特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	射谷 和徳
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		審査官	杉田 翠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波測定装置および超音波治療システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体に対して超音波を送受する振動子と、
前記振動子を送受信制御することにより生体内から受信信号を得る送受信部と、
前記受信信号内において互いに異なる深さに対応した複数の測定ポイントを特定する測定ポイント特定部と、
前記受信信号内における複数の測定ポイント間の時間的な間隔を測定し、当該時間的な間隔の変化に基づいて生体内の温度変化を検出する温度変化検出部と、
前記温度変化を検出された生体内が、超音波の音速がピークとなる温度に達したか否かを判断する制御部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波測定装置において、
生体に対して強力超音波の照射が複数回に亘って繰り返され、
前記制御部は、前記複数回に亘る照射の各回ごとに、照射前の前記時間的な間隔と照射後の前記時間的な間隔とに基づいて音速が増加傾向にあるか又は減少傾向にあるかを判定し、前記複数回に亘る判定において音速が増加傾向から減少傾向に変わることをもって、音速がピークとなる温度に達したと判定する、

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波測定装置において、

前記制御部は、照射後の前記時間的な間隔が照射前の前記時間的な間隔以下であれば音速が増加傾向にあり、照射後の前記時間的な間隔が照射前の前記時間的な間隔よりも大きければ音速が減少傾向にある、と判定する、

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 4】

生体に対して比較的強い超音波を送波して生体内を加熱する治療用振動子と、

治療用振動子を送信制御して生体内の互いに異なる深さに対応した複数の箇所を焦点として超音波を送波させることにより、当該複数の箇所における組織の性状を変化させて当該複数の箇所を複数の測定ポイントとする治療用送信部と、

生体に対して比較的弱い超音波を送受する測定用振動子と、

測定用振動子を送受信制御して生体内から受信信号を得る測定用送受信部と、

前記受信信号内において前記複数の測定ポイントを特定する測定ポイント特定部と、

前記受信信号内における複数の測定ポイント間の時間的な間隔を測定し、当該時間的な間隔の変化に基づいて、前記加熱に伴う生体内の温度変化を検出する温度変化検出部と、

前記温度変化を検出された生体内が、超音波の音速がピークとなる温度に達したか否かを判断する制御部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波治療システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波治療システムにおいて、

前記測定用振動子の外側に前記治療用振動子を配置した複合振動子を有する、

ことを特徴とする超音波治療システム。

【請求項 6】

請求項 4 または 5 に記載の超音波治療システムにおいて、

前記治療用振動子は、比較的強い超音波を複数回に亘って繰り返し照射し、

前記制御部は、前記複数回に亘る照射の各回ごとに、照射前の前記時間的な間隔と照射後の前記時間的な間隔とに基づいて音速が増加傾向にあるか又は減少傾向にあるかを判定し、前記複数回に亘る判定において音速が増加傾向から減少傾向に変わることをもって、

音速がピークとなる温度に達したと判定する、

ことを特徴とする超音波治療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内の温度変化を検出する超音波測定装置および超音波治療システムに関する。

【背景技術】

【0002】

強力集束超音波（HIFU）やラジオ波を利用し、生体内の悪性腫瘍等を加熱して生体を治療する焼灼治療装置が実用化されている。焼灼治療装置では、悪性腫瘍等を含んだ治療領域を例えばセ氏 65 度程度に加熱する。しかし、必要以上の加熱、例えばセ氏 90 度程度以上の加熱は、細胞組織を沸騰させてしまうことなどが懸念され、生体にとって好ましくない。そのため、焼灼治療装置を利用した治療においては、治療領域の温度を確認しつつ治療領域を加熱することが望ましい。

【0003】

こうした背景において、生体内の温度を確認するために超音波を利用した技術がいくつか提案されている。例えば、特許文献 1、2 には、超音波を利用して組織の温度を確認する旨の装置が提案されている。また、生体内の温度を確認する際の原理として、非特許文献 1 には、組織の温度膨張に注目し、2 点間の距離の変化から確認される組織の膨張に基

10

20

30

40

50

づいて、温度の変化を検出する旨の原理が紹介されている。さらに、非特許文献2には、組織内における音速の温度依存性が紹介されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第2735280号公報

【特許文献2】特開2005-530号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Eunsol Baek and Jongbum Seo, "Temperature Estimation in HIFU with Lateral Speckle Tracking", 2009 IEEE International Ultrasonics Symposium. 10

【非特許文献2】U.Techavipoo et al, "Temperature dependence of ultrasonic propagation speed and attenuation in excised canine liver tissue measured using transmitted and reflected pulses", J.Acoust.Soc.Am.115(6), June 2004, p2859-2865.

【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、超音波を利用して生体内の温度変化を検出する装置について研究開発を重ねてきた。特に、非特許文献2に紹介された組織内における音速の温度依存性に注目した。ちなみに、特許文献1、2に記載された装置は、音速の温度依存性に注目したものではない。 20

【0007】

本発明は、上述した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、音速の温度依存性に基づいて生体内の温度変化を検出する装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的にかなう好適な超音波測定装置は、生体に対して超音波を送受する振動子と、前記振動子を送受信制御することにより生体内から受信信号を得る送受信部と、前記受信信号内において互いに異なる深さに対応した複数の測定ポイントを特定する測定ポイント特定部と、前記受信信号内における複数の測定ポイント間の時間的な間隔を測定し、当該時間的な間隔の変化に基づいて生体内の温度変化を検出する温度変化検出部と、を有することを特徴とする。 30

【0009】

上記超音波測定装置では、互いに異なる深さに対応した複数の測定ポイント間の時間的な間隔が測定される。生体内の温度が変化すると、音速の温度依存性により、生体内における音速が変化する。そして、音速が変化すると、複数の測定ポイント間の時間的な間隔も変化する。こうした原理を利用し、上記超音波測定装置では、複数の測定ポイント間の時間的な間隔の変化に基づいて、生体内の温度変化が検出される。

【0010】

望ましい具体例において、前記超音波測定装置は、生体内の互いに異なる深さで組織の性状を変化させることにより前記複数の測定ポイントを生成する、ことを特徴とする。 40

【0011】

望ましい具体例において、前記超音波測定装置は、生体内の互いに異なる深さに対応した複数の箇所を焦点として超音波を送波することにより、当該複数の箇所における組織の性状を変化させて当該複数の箇所を前記複数の測定ポイントとする、ことを特徴とする。

【0012】

また、上記目的にかなう好適な超音波治療システムは、生体に対して比較的強い超音波を送波して生体内を加熱する治療用振動子と、治療用振動子を送信制御して生体内の互いに異なる深さに対応した複数の箇所を焦点として超音波を送波させることにより、当該複数の箇所における組織の性状を変化させて当該複数の箇所を複数の測定ポイントとする治 50

療用送信部と、生体に対して比較的弱い超音波を送受する測定用振動子と、測定用振動子を送受信制御して生体内から受信信号を得る測定用送受信部と、前記受信信号内において前記複数の測定ポイントを特定する測定ポイント特定部と、前記受信信号内における複数の測定ポイント間の時間的な間隔を測定し、当該時間的な間隔の変化に基づいて、前記加熱に伴う生体内の温度変化を検出する温度変化検出部と、を有することを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記超音波治療システムは、前記測定用振動子の外側に前記治療用振動子を配置した複合振動子を有する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記超音波治療システムは、前記検出された温度変化に基づいて前記加熱の追加時間を制御する加熱時間制御部をさらに有する、ことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0015】

本発明により、音速の温度依存性に基づいて生体内の温度変化を検出する装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明において好適な超音波の送受信制御を説明するための図である。

【図2】測定ポイント間の時間的な間隔の測定を説明するための図である。

【図3】本発明の実施において好適な超音波治療システムを示す図である。

20

【図4】強力超音波の照射制御を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下に本発明の好適な実施形態を説明する。

【0018】

図1は、本発明において好適な超音波の送受信制御を説明するための図である。複合型振動子10は、測定用振動子12と治療用振動子14で構成されている。測定用振動子12は、超音波を送受する複数の振動素子を備えている。そして、これら複数の振動素子が制御され、生体に対して超音波の送信ビームが形成され、受信ビームに沿って受信信号が得られる。なお、測定用振動子12として、例えば、公知の超音波診断装置が備える超音波振動子を利用してもよい。

30

【0019】

一方、治療用振動子14は、比較的強力な超音波を送波する複数の振動素子を備えている。そして、これら複数の振動素子が制御され、生体に対して比較的強力な治療用の送信ビームが形成される。治療用振動子14は、測定用振動子12の外側に配置される。また治療用振動子14を構成する複数の振動素子は、例えば、外側のものほど深さ方向に突出して配置される。なお、治療用振動子14として、例えば、公知の強力集束超音波（HIFU）を送波する焼灼治療装置が備える超音波振動子を利用してもよい。

【0020】

測定用振動子12と治療用振動子14は、1次元的に配列された複数の振動素子で構成されてもよいし、2次元的に配列された複数の振動素子で構成されてもよい。2次元的に配列された複数の振動素子で構成される場合には、例えば、測定用振動子12の振動子面と治療用振動子14の振動子面が同心円状に形成され、同心円の中心に円状の測定用振動子12が配置され、それを取り囲むように環状の治療用振動子14が設けられる。

40

【0021】

治療用振動子14は、生体内の治療領域100を目標として比較的強力な超音波を送波する。例えば、悪性腫瘍等を含んだ治療領域100の中心位置を焦点とするように送信ビームが形成され、比較的強力な超音波により治療領域100を加熱して悪性腫瘍等を焼灼する。治療領域100は、例えば、深さ方向に10mm程度、深さ方向に垂直な横方向に5mm程度の大きさである。この焼灼においては、治療領域100が例えばセ氏65度程

50

度に加熱される。しかし、必要以上の加熱、例えばセ氏90度程度以上の加熱は、細胞組織を沸騰させてしまう等の理由から好ましくない。そこで、本実施形態においては、超音波を利用して治療領域100の温度変化が確認される。その温度変化の確認において、複数の測定ポイントP1、P2が利用される。

【0022】

複数の測定ポイントP1、P2は、治療領域100内あるいは治療領域100の近傍にあり、後に説明するエコートラッキング処理に利用される。そのため、複数の測定ポイントP1、P2の各々は、その周辺の組織に比べて超音波の強い反射スポットであることが望ましい。本実施形態においては、治療用振動子14を利用して、生体内に複数の測定ポイントP1、P2が形成される。

10

【0023】

つまり、治療用振動子14により、測定ポイントP1となる箇所を焦点として、比較的強力な超音波の送信ビームB1が形成され、この送信ビームB1により焦点における組織の性状を変化させ、測定ポイントP1が形成される。治療用振動子14が備える複数の振動素子を制御することにより、送信ビームB1の方向や焦点の位置（深さ）を調整することにより、その制御の範囲内において任意の位置に測定ポイントP1を形成することができる。例えば、測定用振動子12を利用して治療領域100を含むBモード画像を形成して、医師等のユーザがそのBモード画像を確認し、測定ポイントP1の位置を決定するようにしてもよい。

【0024】

20

同様に、治療用振動子14により、測定ポイントP2となる箇所を焦点として、比較的強力な超音波の送信ビームB2が形成され、この送信ビームB2により焦点における組織の性状を変化させ、測定ポイントP2が形成される。測定ポイントP1と測定ポイントP2は、互いに異なる深さに形成される。

【0025】

治療用振動子14を利用して測定ポイントP1と測定ポイントP2が形成されると、測定用振動子12を利用して測定ポイントP1、P2間の時間的な間隔が測定される。この測定においては、公知のエコートラッキング処理が利用される。なお、例えば、治療領域100内あるいは治療領域100の近傍に、エコートラッキング処理に好適な比較的硬い組織等があれば、既に存在するそれらの組織等を複数の測定ポイントP1、P2として利用してもよい。

30

【0026】

図2は、測定ポイント間の時間的な間隔の測定を説明するための図である。この測定においては、測定用振動子12（図1）が利用され、測定ポイントP1と測定ポイントP2に対して、測定用の超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が形成され、その超音波ビームに沿って受信信号が得られる。測定ポイントP1、P2は、超音波の比較的強い反射スポットであるため、受信信号内において、測定ポイントP1、P2に対応した信号部分の振幅が比較的大きい。図2には、測定ポイントP1、P2に対応した信号部分を含んだ受信信号が図示されている。

【0027】

40

図2（I）は、温度変化前の受信信号を示しており、図2（II）は、温度変化後の受信信号を示している。測定ポイントP1を通るように形成された超音波ビームから得られる受信信号内においては、測定ポイントP1に対応した信号部分の振幅が比較的大きい。また、測定ポイントP2を通るように形成された超音波ビームから得られる受信信号内においては、測定ポイントP2に対応した信号部分の振幅が比較的大きい。なお、2つの測定ポイントP1、P2を通る1本の超音波ビームにより、測定ポイントP1に対応した信号部分と測定ポイントP2に対応した信号部分が特定されてもよい。

【0028】

単に振幅の大きな部分として信号部分を捉えた場合、信号部分は時間軸方向（深さ方向）に広がっているため、その広がりの程度に応じた誤差が生じてしまう可能性がある。そ

50

こで、本実施形態においては、例えば、特開 2 0 0 1 - 3 0 9 9 1 8 号公報に詳述されるエコー-tracking処理が利用される。

【0029】

エコー-tracking処理では、信号部分の代表点としてゼロクロス点が検知され、検知されたゼロクロス点をtrackingすることで抽出精度を飛躍的に高めている。ゼロクロス点は、trackingの範囲として設定されたtrackingゲート期間内において、エコー信号（受信信号）の振幅が正から負へ、または、負から正へと極性が反転するタイミングとして検知される。ゼロクロス点が検知されるとその点を中心として、新たにtrackingゲートが設定される。そして、次の送受信タイミングで、同じ部位から取得されるエコー信号においては、新たに設定されたtrackingゲート期間内でゼロクロス点が検知される。

10

【0030】

このようにして、エコー-tracking処理により、図 2 に示すように、測定ポイント P 1 に対応した信号部分のゼロクロス点 Z 1 がtrackingされる。同様に、測定ポイント P 2 に対応した信号部分のゼロクロス点 Z 2 もtrackingされる。そして、ゼロクロス点 Z 1 とゼロクロス点 Z 2 の時間間隔が測定される。この時間間隔は、ゼロクロス点 Z 1 とゼロクロス点 Z 2 の間の超音波の伝播時間に相当する。

【0031】

本実施形態では、生体内における音速の温度依存性に注目する。例えば、測定ポイント P 1, P 2 間の距離に変化がなく、生体内の温度変化により音速が大きくなると、測定ポイント P 1, P 2 間における超音波の伝播時間が短くなる。この場合においては、図 2 (I) に示す温度変化前における時間間隔 T b に比べて、図 2 (I I) に示す温度変化後における時間間隔 T a が小さくなる。したがって、測定ポイント間の時間的な間隔の変化から、温度変化を検出することができる。

20

【0032】

例えば、エコー-tracking処理において受信信号（エコー信号）を 4 0 0 M H z でサンプリングしたとすると、位相に換算して約 3 度の分解能が得られる。また、一般的な組織の音速の温度依存性を温度 1 度あたり 0. 6 m / s の音速変化とし、さらに、超音波の周波数を 6 M H z、経路長さを 1 c m、音速を 1 5 0 0 m / s とすると、エコー-tracking処理による温度検出感度 Δt は、次式のように 0. 2 6 度となる。なお、次式において、 ΔL は温度 1 度あたりの経路長さの変化量であり、D は経路長の検出精度である。

30

【0033】

【数 1】

$$\Delta L = 0.01[m] \times 2 \times 0.6[m/s \cdot ^\circ C] \div 1500[m/s] = 8 \mu m / ^\circ C$$

$$D(6MHz) = 1500[m/s] \div (6 \times 10^6)[1/s] \times 3/360 = 2.08$$

$$\Delta t = D \div \Delta L = 0.26^\circ C$$

【0034】

なお、温度上昇に伴う生体組織の膨張が知られているものの（非特許文献 1 参照）、その膨張は、温度 1 度あたり 0. 3 6 μm 程度であり、音速に換算すると 0. 0 3 m / s となる。これは前述した音速の温度依存性 0. 6 m / s と比較すると極めて小さく、無視できる程度である。もちろん、膨張の影響を考慮した補正処理などを追加してもよい。

40

【0035】

図 3 は、本発明の実施において好適な超音波治療システムを示す図である。治療用振動子 1 4 は、比較的強力な超音波を送波し、治療領域を加熱するとともに、測定ポイントの形成にも利用される（図 1 参照）。治療用振動子 1 4 は、送信部 2 4 により送信制御される。

【0036】

50

測定用振動子 1 2 は、送受信部 2 2 により制御され、生体内の治療領域を含む二次元平面内で又は三次元空間内で超音波ビームを電子走査する。そして、複数の超音波ビームが次々に電子走査され、各超音波ビームごとにエコー信号（受信信号）が取得される。取得された複数のエコー信号は画像形成部 4 2 に出力され、画像形成部 4 2 は複数のエコー信号に基づいて生体内の超音波画像（Bモード画像や三次元画像など）を形成する。形成された超音波画像は表示部 4 4 に表示される。

【0037】

送受信部 2 2 で取得されたエコー信号は、エコートラッキング処理部（E T 処理部）3 2 へも出力される。エコートラッキング処理部 3 2 は、図 2 を利用して説明したエコートラッキング処理を行うものである。なお、エコートラッキング処理に利用されるトラッキング用エコー信号は、超音波画像に利用される複数の超音波ビームの中から選択されてもよいし、超音波画像用の超音波ビームとは別に、トラッキング用の超音波ビームを形成してトラッキング用エコー信号を得るようにしてもよい。

10

【0038】

温度変化検出部 3 4 は、図 2 を利用して説明したエコートラッキング処理により測定される測定ポイント間の時間的な間隔の変化から、加熱に伴う治療領域の温度変化を検出する。つまり、温度変化検出部 3 4 は、図 2 に示した時間間隔（ T_b 、 T_a ）の変化から音速の変化を確認し、温度の変化を検出する。その検出結果は、例えば表示部 4 4 に表示される。

【0039】

20

また、温度変化検出部 3 4 による温度変化の検出結果は、制御部 5 0 に伝えられ、制御部 5 0 は、検出された温度変化に基づいて送信部 2 4 を制御する。制御部 5 0 は、温度変化の検出結果に基づいて、送信部 2 4 による強力超音波の照射時間などを制御する。

【0040】

例えば、犬の肝臓に関する音速の計測結果によれば（非特許文献 2 の Fig. 2）、セ氏 60 度程度が音速のピークになる。つまり、セ氏 20 度程度から 60 度程度までの範囲では、温度の上昇と共に音速も大きくなり、セ氏 60 度程度から 90 度程度までの範囲では、温度の上昇と共に音速が小さくなる。水中における音速にも同様な現象がみられ、セ氏 75 度程度が音速のピークになる。生体組織の主成分が水であり、また、犬の肝臓に関する測定結果も踏まえると、生体組織についても、セ氏 60 度程度からセ氏 75 度程度の範囲において、音速のピークが現れることが十分に期待される。つまり、音速のピークを検出することにより、例えば、生体組織がセ氏 60 度程度からセ氏 75 度程度の温度にあることが確認できる。そこで、制御部 5 0 は、例えば、温度変化の検出結果から音速のピークを判定し、生体組織が例えばセ氏 60 度程度からセ氏 75 度程度にあると判断して、強力超音波の照射を停止させる、または、強力超音波を照射する残り時間を決定する。

30

【0041】

図 4 は、図 3 の超音波治療システムによる強力超音波の照射制御を説明するためのフローチャートである。図 1 から図 3 に示した符号を利用しつつ図 4 のフローチャートに従ってその照射制御について説明する。

【0042】

40

まず、測定用振動子 1 2 が利用されて生体内の超音波画像が形成され、医師等のユーザがその超音波画像を参考にして、治療領域 100 の位置や大きさなどを確認する（S401、図 1 参照）。そして、治療用振動子 1 4 が利用され、複数の測定ポイント P1、P2 が設定される（S402、図 1 参照）。さらに、測定用振動子 1 2 を利用したエコートラッキング処理により測定ポイント P1、P2 間の時間間隔 T_b が計測される（S403、図 2 参照）。

【0043】

次に、治療用振動子 1 4 が利用され、治療領域 100 に対して強力超音波が照射される（S404）。そして、予め設定された例えば数秒間だけ強力超音波が照射されると、強力超音波が停止されて照射時間が積算される（S405）。その後、測定用振動子 1 2 を

50

利用したエコーtracking処理により、測定ポイントP1、P2間の時間間隔Taが計測され(S406、図2参照)、強力超音波が照射される前に計測された時間間隔Tbと強力超音波が照射された後に計測された時間間隔Taが比較される(S407)。

【0044】

S407の比較において、照射後の時間間隔Taが照射前の時間間隔Tb以下であれば音速が増加傾向にあり治療領域100の温度が上昇傾向にあると判断され、再び強力超音波が照射されてS404からS407までの処理が実行される。そして、再び実行されたS407において、照射後の時間間隔Taと前回の時間間隔Taが比較され、照射後の時間間隔Taが前回の時間間隔Ta以下であれば、さらにS404からS407までの処理が実行される。

10

【0045】

S404からS407までの処理が繰り返されると、つまり強力超音波の照射が繰り返し実行されると、治療領域100の温度が上昇し続け、例えばセ氏60度程度からセ氏75度程度において音速がピークとなる。音速がピークを超えて減少傾向になると、S407の比較において、照射後の時間間隔Taが前回の時間間隔Taよりも大きくなる。

【0046】

こうして、S407において音速がピークを超えたことが確認され、治療領域100の温度が例えばセ氏60度程度からセ氏75度程度に達したと判断されると、追加の照射時間が決定される(S408)。例えば、治療領域100の温度がセ氏90度に達しない程度で所望の温度となるように、実験データなどに基づいた追加の照射時間が決定される。そして、その追加の照射時間だけ、治療領域100に対して強力超音波がさらに照射される(S409)。

20

【0047】

図4に示した照射制御によれば、治療領域100の温度が例えばセ氏60度程度からセ氏75度程度に達したことを確認してから、所望の温度となる追加の照射時間を決定しているため、比較的高い精度をもって照射時間を制御でき、例えば過度の加熱を抑えることができる。

【0048】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

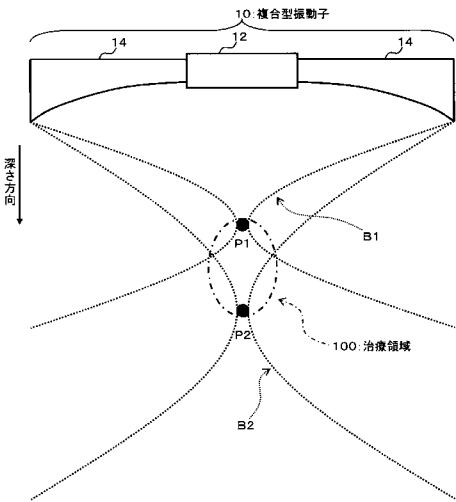
30

【符号の説明】

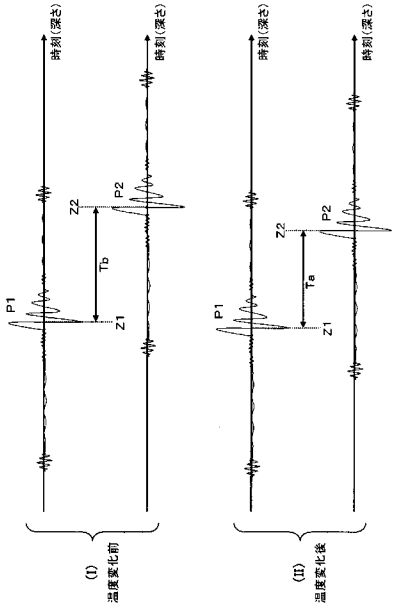
【0049】

10 複合型振動子、12 測定用振動子、14 治療用振動子、32 エコーtracking処理部、34 温度変化検出部、50 制御部。

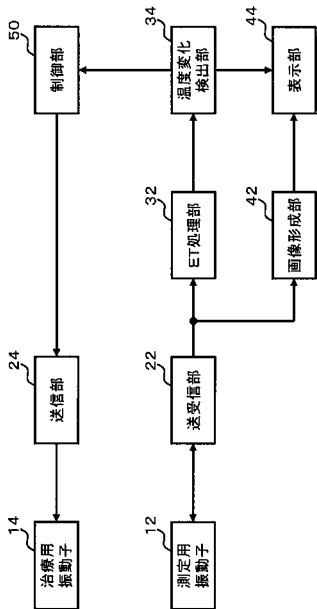
【図 1】



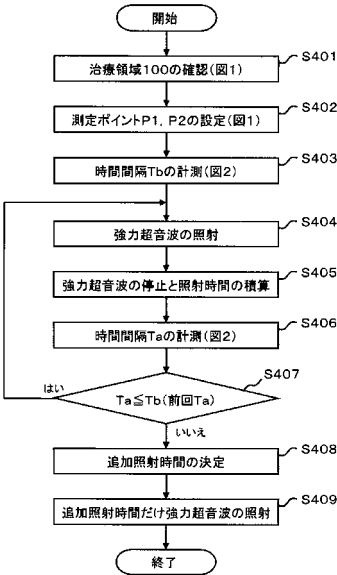
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭60-199429 (JP, A)
特開2002-209905 (JP, A)
特開平07-227395 (JP, A)
特開2001-070334 (JP, A)
特開2001-070333 (JP, A)
特開昭62-16743 (JP, A)
胡健英 他, 摘出したラットの肝臓と腎臓の音速温度特性について, 日本超音波医学会 第60回研究発表会, (社)日本超音波医学会, 1992年, 第19巻, 第309、310頁
U. Techavipoo et al., Temperature dependence of ultrasonic propagation speed and attenuation in excised canine liver tissue measured using transmitted and reflected pulses, Acoustical Society of America, 2004年, Vol.115, pp.2859-2865

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15
13/00-17/02
17/04-17/06
17/064-17/072
17/08-17/12
17/132
17/14
17/16
17/20-17/221
17/24-17/28
17/30-17/3201
17/3211
17/322-17/42
17/44-17/60
17/68
17/72
18/00-18/04
18/12-18/18
A61F2/01
7/00-7/12
G01N29/00-29/02
29/04-29/06
29/09
29/12-29/26
29/28-29/30
29/38
29/44
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

专利名称(译)	超声波测量装置和超声波治疗系统		
公开(公告)号	JP5520150B2	公开(公告)日	2014-06-11
申请号	JP2010154716	申请日	2010-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	射谷和徳		
发明人	射谷 和徳		
IPC分类号	A61B8/00 A61F7/00		
FI分类号	A61B8/00 A61F7/00.322		
F-TERM分类号	4C099/AA01 4C099/CA19 4C099/JA13 4C601/DD20 4C601/DD22 4C601/FF13 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/JC37 4C601/KK30		
其他公开文献	JP2012016430A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种基于声速的温度依赖性来检测活体温度变化的装置。解决方案：相对强大的超声波的透射光束B1聚焦在用作测量点P1的点上。治疗振动器14通过发射光束B1改变焦点处的组织特性，以形成测量点P1。通过治疗振动器14聚焦在用作测量点P2的点上形成相对强大的超声波的透射光束B2，并且通过透射光束B2改变焦点处的组织特性以形成测量点P2。当形成测量点P1，P2时，使用测量振动器12测量测量点P1，P2之间的时间间隔。通过检测温度变化的时间间隔的变化来确认声速的变化。治疗区域100。

