

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-501380

(P2008-501380A)

(43) 公表日 平成20年1月24日(2008.1.24)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/01 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 H	4 C 6 O 1

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 44 頁)

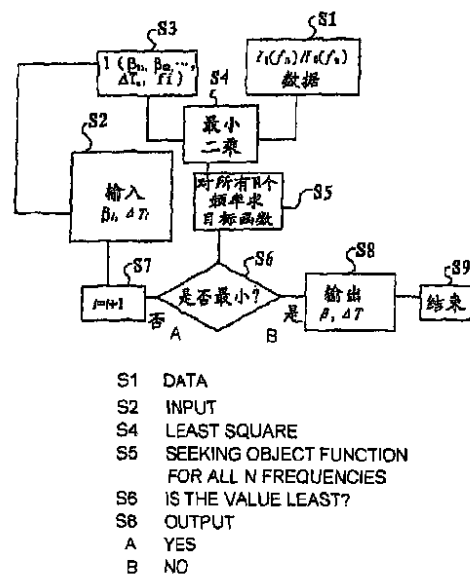
(21) 出願番号	特願2007-513658 (P2007-513658)	(71) 出願人	506402609 北京源德生物医学工程有限公司 中華人民共和国北京市北京經濟技術開發区 永昌北路24号
(86) (22) 出願日	平成16年12月23日 (2004.12.23)	(74) 代理人	100110423 弁理士 曾我 道治
(85) 翻訳文提出日	平成18年12月4日 (2006.12.4)	(74) 代理人	100084010 弁理士 古川 秀利
(86) 国際出願番号	PCT/CN2004/001508	(74) 代理人	100094695 弁理士 鈴木 憲七
(87) 国際公開番号	W02005/118068	(74) 代理人	100111648 弁理士 梶並 順
(87) 国際公開日	平成17年12月15日 (2005.12.15)	(74) 代理人	100122437 弁理士 大宅 一宏
(31) 優先権主張番号	200410046091.9		
(32) 優先日	平成16年6月4日 (2004.6.4)		
(33) 優先権主張国	中国 (CN)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ヒトもしくは動物の体内温度を、超音波逆算法を用いて測定する方法

(57) 【要約】

ヒトもしくは動物の体内の局所温度を測定する方法が、提供される。本方法において、第1の超音波が、M型超音波のガイドの下に、測定領域に伝達され、これが温度Tを持つ。特定反射表面から反射された超音波が受信され、第1のパラメーターを得る。次いで、該測定領域の温度が、 $T + \Delta T$ に修飾される。第2の超音波が、該測定領域に伝達される。特定反射表面により反射された第2の超音波から反射された超音波が受信され、第2のパラメーターを得る。第2のパラメーター測定値の、第1のパラメーター測定値に対する比が、得られる。もう一方で、第2のパラメーターの、第1のパラメーターに対する理論比も、理論計算を通じて、得られる。該理論比と測定比との間の差を含んでいるその目的関数が、最適化法により、最小化され得る。該測定領域局所温度上昇 ΔT が、逆算法を用いて得られることになる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ヒトもしくは動物の体の局所温度を測定する方法であって、以降のステップ：

(1) 第1の超音波を、測定領域に伝達させ、第1の超音波のエコー波を受信し、第1のエコー波パラメーターを得るステップ

(2) 該測定領域の温度を変えるステップ

(3) 第2の超音波を、測定領域に伝達させ、第2の超音波のエコー波を受信し、第2のエコー波パラメーターを得、第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間で測定比較値を算出するステップ

(4) 理論計算を通じて、第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間で理論比較値を得るステップ 10

(5) 該理論比較値と該測定比較値との間の差を最適化し、逆算により、該領域における局所温度を得るステップ
を含んでいることを特徴とする、方法。

【請求項 2】

第1のエコー波パラメーターおよび第2のエコー波パラメーターが、そのエコー波の音圧もしくはそのエコー波の力である、請求項1の方法。

【請求項 3】

更に：

前記超音波の反射平面を、Mモード超音波を使用して決定し、その伝達を、該M線超音波により特定される方向において実施するステップ 20
を含む、請求項1の方法。

【請求項 4】

第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間の前記理論比較値を算出するのに使用される式が：

【数 1】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

であり、式中、以降の経験式：

【数 2】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad (16)$$

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

が使用され、式中：

【数 3】

$$\bar{p}_0$$

が、温度勾配場がない場合のそのエコー波の音圧であり：

【数 4】

$$\bar{p}$$

が、温度勾配場がある場合のそのエコー波の音圧であり、fが、この音波の周波数であり、gが、求められる値であり、LおよびR₀がそれぞれ、その変換機およびその反射平面からその熱源中央までの距離を表し、ΔT_mが、常温に関しての該熱源中央での最高温度上昇であり、第1のエコー波パラメーターと第2のエコー波パラメーターとの間の前記比較値が：

30

40

50

【数 5】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

として定義され、式中、 β_{01} 、 β_{02} 、 $\dots$ が、音響熱カップリングパラメーターである、請求項 1 の方法。

【請求項 5】

前記音響熱カップリングパラメーターが：

【数 6】

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij}(T)(\Delta T)^i \quad (18) \quad 10$$

として表記される、請求項 4 の方法。

【請求項 6】

前記音響熱カップリングパラメーターが更に：

【数 7】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)}(\Delta T_m)[1 + \Delta] \quad (19)$$

として表現され、式中、 Δ が、特定細分散である、請求項 5 の方法。

【請求項 7】

前記最適化ステップが、高速フーリエ変換 (FFT) を実施し、次いで、測定された第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターにスペクトルを滑らかにさせ、前記理論比較値と前記測定比較値との間の最小差を、最小平方法により得、こうして、測定領域局所温度を、逆算により得る、請求項 1～6 のいずれか 1 項の方法。

20

【請求項 8】

前記最適化ステップが、以降の式を用いて表記され得、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターの周波数部位における音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0(f_i)$ および $l_i(f_i)$ であり、 $I_0(f_i)$ が：

【数 8】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13) \quad 30$$

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ 、 N が、選択される周波数であり、目的関数が：

【数 9】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 β_1 、 β_2 、 $\dots$ および ΔT_m を、 Q がその最小値となるよう選択していき、対応している ΔT_m が、前記熱源温度と常温 T_0 との間の差の値である、請求項 7 の方法。

40

【請求項 9】

ヒトもしくは動物の体における局所温度変化を測定する装置であって：

第 1 の超音波を、標的領域に、その温度が変わる前に伝達していき、第 2 の超音波を、該標的領域に、その温度が変わった後に伝達していくのに使用される超音波伝達手段

第 1 および第 2 のエコー波を、標的領域および該標的領域から離れた組織におけるヒトもしくは動物の組織により反射される第 1 および第 2 の超音波からそれぞれ受信し、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターをそれぞれ得るのに使用される超音波受信手段

第 1 および第 2 のエコー波パラメーターからの、標的領域に関する温度分散情報を抽出するのに使用されるシグナル加工分析手段

50

を含んでいることを特徴とし、該シグナル加工分析手段が、第 1 と第 2 のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を算出し、第 1 と第 2 のエコー波パラメーターとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化し、こうして、標的領域局所温度変化に関する情報が、逆算を通じて得られる、装置。

【請求項 10】

第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターが、そのエコー波の音圧もしくはそのエコー波の力である、請求項 9 の装置。

【請求項 11】

前記シグナル加工分析手段に使用される式が、第 2 のエコー波パラメーターと第 1 のエコー波パラメーターとの間の前記理論比較値を算出し：

10

【数 10】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

であり、式中、以降の経験式：

【数 11】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad (16)$$

20

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

が使用され：

【数 12】

$$\bar{p}_0$$

が、温度勾配場がない場合のそのエコー波の音圧であり：

【数 13】

$$\bar{p}$$

30

が、温度勾配場がある場合のそのエコー波の音圧であり、 f が、この音波の周波数であり、 g が、求められる値であり、 L および R_0 がそれぞれ、その変換機およびその反射平面からその熱源中央までの距離を表し、 ΔT_m が、常温に関しての該熱源中央での最高温度上昇であり、第 1 のエコー波パラメーターと第 2 のエコー波パラメーターとの間のその比較値が：

【数 14】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

として定義され、式中、 β_{01} 、 β_{02} 、 $\dots$ が、音響熱カップリングパラメーターである、請求項 9 の装置。

40

【請求項 12】

前記音響熱カップリングパラメーターが：

【数 15】

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij}(T) (\Delta T)^i \quad (18)$$

として表記される、請求項 11 の装置。

【請求項 13】

前記音響熱カップリングパラメーターが更に：

50

【数 1 6】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)} (\Delta T_m) [1 + \Delta] \quad (19)$$

として表現され、式中、 Δ が、特定細分散である、請求項 1 2 の装置。

【請求項 1 4】

前記シグナル加工分析手段が、高速フーリエ変換（FFT）を実施し、測定された第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターにスペクトルを滑らかにさせ、前記理論比較値と前記測定比較値との間の最小差を、最小平方法により得、こうして、標的領域局所温度を、逆算により得る、請求項 9 ～ 1 3 のいずれか 1 項の装置。

【請求項 1 5】

前記シグナル加工分析手段により標的領域局所温度変化を得ることが、以降の式を用いて表記され得、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターの周波数部位における音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0(f_i)$ および $p_1(f_i)$ であり、 $I_0(f_i)$ が：

【数 1 7】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13)$$

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ 、 N が、選択される周波数であり、目的関数が：

【数 1 8】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 β_1 、 β_2 、... および ΔT_m を、 Q がその最小値となるよう選択していき、対応している ΔT_m が、その熱せられた局所の温度と常温 T_0 との間の差の値である、請求項 1 4 の装置。

【請求項 1 6】

前記シグナル加工分析手段が、 β_{01} 、 β_{02} 、... および ΔT_m の複数のデータセットを、ユーザーが入力していくのに使用される入力手段を含む、請求項 1 5 の装置。

【請求項 1 7】

前記シグナル加工分析手段が自動的に、 β_{01} 、 β_{02} 、... および ΔT_m の複数のデータセットを発生させる、請求項 1 5 の装置。

【請求項 1 8】

ヒトもしくは動物の体における局所温度変化を測定する装置であって：

第 1 の超音波を、標的領域に、その温度が変わる前に伝達していき、該標的領域および該標的領域から離れた組織におけるヒトもしくは動物の組織により反射された第 1 の超音波から、第 1 のエコー波を受信し、第 2 の超音波を、該標的領域に、該標的領域の温度が変わった後に伝達していき、該標的領域および該標的領域から離れた組織におけるヒトもしくは動物の組織により反射された第 2 の超音波から、第 2 のエコー波を受信するのに使用され、これにより、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターがそれぞれ得られる超音波伝達受信手段

第 1 および第 2 のエコー波パラメーターからの、該標的領域に関する温度変化情報を抽出するのに使用されるシグナル加工分析手段を含んでいることを特徴とし、該シグナル加工分析手段が、第 1 と第 2 のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を算出し、第 1 と第 2 のエコー波パラメーターとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化し、こうして、標的領域局所温度変化に関する情報が、逆算を通じて得られる、装置。

【請求項 1 9】

第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターが、そのエコー波の音圧もしくはそのエコー波の力である、請求項 1 8 の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 20】

前記伝達受信手段が、M-ライン（線）により指し示される向きに沿って、B型超音波による伝達を実行する、請求項 18 の装置。

【請求項 21】

第 2 のエコー波パラメーターと第 1 のエコー波パラメーターとの間の前記理論比較値を算出するための前記伝達受信手段により使用される式が：

【数 19】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

であり、式中、以降の経験式：

10

【数 20】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad (16)$$

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

が使用され：

【数 21】

20

$$\bar{p}_0$$

が、温度勾配場がない場合のそのエコー波の音圧であり：

【数 22】

$$\bar{p}$$

が、温度勾配場がある場合のそのエコー波の音圧であり、f が、この音波の周波数であり、g が、求められる値であり、L および R_0 がそれぞれ、その変換機およびその反射平面からその熱源中央までの距離を表し、 ΔT_m が、常温に関しての該熱源中央での最高温度上昇であり、第 1 のエコー波パラメーターと第 2 のエコー波パラメーターとの間のその比較値が：

30

【数 23】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

として定義され、式中、 β_{01} 、 β_{02} 、... が、音響熱カップリングパラメーターである、請求項 18 の装置。

【請求項 22】

前記音響熱カップリングパラメーターが：

【数 24】

40

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij}(T)(\Delta T)^i \quad (18)$$

として表記される、請求項 21 の装置。

【請求項 23】

前記音響熱カップリングパラメーターが更に：

【数 25】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)}(\Delta T_m)[1 + \Delta] \quad (19)$$

として表現され、式中、 Δ が、特定細分散である、請求項 22 の装置。

50

【請求項 24】

前記シグナル加工分析手段が、高速フーリエ変換（FFT）を実施し、測定された第1のエコー波パラメーターおよび第2のエコー波パラメーターにスペクトルを滑らかにさせ、前記理論比較値と前記測定比較値との間の最小差を、最小平方法により得、こうして、標的領域局所温度上昇を、逆算により得る、請求項18～23のいずれか1項の装置。

【請求項 25】

前記シグナル加工分析手段による標的領域局所温度上昇を得ることが、以降の式を用いて表記され得、第1のエコー波パラメーターおよび第2のエコー波パラメーターの周波数部位における音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0(f_i)$ および $p_1(f_i)$ であり、 $I_0(f_i)$ が：

10

【数 26】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13)$$

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ 、 N が、選択される周波数であり、目的関数が：

【数 27】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 $\beta_1, \beta_2, \dots$ および ΔT_m を、 Q がその最小値となるよう選択していき、対応している ΔT_m が、その熱源温度と常温 T_0 との間の差の値である、請求項24の装置。

20

【請求項 26】

前記シグナル加工分析手段が、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを、ユーザーが入力していくのに使用される入力手段を含む、請求項25の装置。

【請求項 27】

前記シグナル加工分析手段が自動的に、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを発生させる、請求項25の装置。

【請求項 28】

高エネルギー集中超音波を、ヒトの体の特定領域に対して発生させ、その温度を変化させるのに使用される高エネルギー集中超音波源

30

ヒトの体の該特定領域を、該高エネルギー超音波の焦点に移動させるのに使用され、ヒトの体の該特定領域を画像化するためのポジショニングB型超音波プローブも包含しているポジショニングシステム

を含んでいる、温度を測定できる集中超音波治療装置であって、更に：

該ポジショニングB型超音波プローブの片側もしくは両側においてインストールされ、第1の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わる前に伝達していくのに使用され、次いで、該標的領域および該標的領域から離れた組織におけるヒトの組織により反射された第1の超音波からの第1のエコー波を受信し、第2の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わった後に伝達していくのに使用され、次いで、該標的領域および該標的領域から離れたヒトの組織により反射された第2の超音波からの第2のエコー波を受信し、これにより、第1のエコー波パラメーターおよび第2のエコー波パラメーターがそれぞれ得られる、少なくとも1つの超音波測定変換機

40

第1および第2のエコー波パラメーターからの、該特定領域に関する温度変化情報を抽出するためのシグナル加工分析手段

を含むことを特徴とし、該シグナル加工分析手段が、第1と第2のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を算出し、第1と第2のエコー波パラメーターとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化し、こうして、該特定領域局所温度変化に関する情報が、逆算を通じて得られる、集中超音波治療装置。

【請求項 29】

50

第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターが、そのエコー波の音圧もしくはそのエコー波の力である、請求項 28 の集中超音波治療装置。

【請求項 30】

少なくとも 1 つの前記超音波測定変換機が、該超音波治療装置の籠殻上に位置され、導電媒体を含有する、請求項 28 の集中超音波治療装置。

【請求項 31】

少なくとも 1 つの前記超音波測定変換機が、前記ポジショニング B 型超音波プローブ頭部上に位置され、こうして、少なくとも 1 つの前記超音波測定変換機が、該ポジショニング B 型超音波プローブと一緒に動く、請求項 28 の集中超音波治療装置。

【請求項 32】

第 2 のエコー波パラメーターと第 1 のエコー波パラメーターとの間の前記理論比較値を算出するための前記伝達受信手段により使用される式が：

【数 28】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

であり、式中、以降の経験式：

【数 29】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad (16)$$

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

が使用され：

【数 30】

$$\bar{p}_0$$

が、温度場がない場合のそのエコー波の音圧であり：

【数 31】

$$\bar{p}$$

が、温度場がある場合のそのエコー波の音圧であり、 f が、この音波の周波数であり、 g が、求められる値であり、 L および R_0 がそれぞれ、その変換機およびその反射平面からその熱源中央までの距離を表し、 ΔT_m が、常温に関しての該熱源中央での最高温度上昇であり、第 1 のエコー波パラメーターと第 2 のエコー波パラメーターとの間のその比較値が：

【数 32】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

として定義され、式中、 β_{01} 、 β_{02} 、... が、音響熱カップリングパラメーターである、請求項 28 の集中超音波治療装置。

【請求項 33】

前記音響熱カップリングパラメーターが：

【数 33】

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij}(T)(\Delta T)^i \quad (18)$$

として表記される、請求項 32 の集中超音波治療装置。

【請求項 3 4】

前記音響熱カップリングパラメーターが更に：

【数 3 4】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)} (\Delta T_m) [1 + \Delta] \quad (19)$$

として表現され、式中、 Δ が、特定細分散である、請求項 3 3 の集中超音波治療装置。

【請求項 3 5】

前記シグナル加工分析手段が、高速フーリエ変換 (FFT) を実施し、測定された第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターにスペクトルを滑らかにさせ、前記理論比較値と前記測定比較値との間の最小差を、最小平方法により得、こうして、前記特定領域局所温度上昇を、逆算により得る、請求項 2 8 ～ 3 4 のいずれか 1 項の集中超音波治療装置。

10

【請求項 3 6】

前記伝達受信手段が、前記逆算法により、前記特定領域における温度上昇を得、以降の式を用いて表記され得、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターの周波数部位における音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0 (f_i)$ および $p_1 (f_i)$ であり、 $I_0 (f_i)$ が：

【数 3 5】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13)$$

20

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ 、 N が、選択される周波数であり、目的関数が：

【数 3 6】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 $\beta_1, \beta_2, \dots$ および ΔT_m を、 Q がその最小値となるよう選択していき、対応している ΔT_m が、その熱源温度と常温 T_0 との間の差の値である、請求項 3 5 の集中超音波治療装置。

【請求項 3 7】

30

前記シグナル加工分析手段が、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを、ユーザーが入力していくのに使用される入力手段を含む、請求項 3 6 の集中超音波治療装置。

【請求項 3 8】

前記シグナル加工分析手段が自動的に、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを発生させる、請求項 3 6 の集中超音波治療装置。

【請求項 3 9】

高エネルギー集中超音波を、ヒトの体の特定領域に対して発生させ、その温度を変化させるのに使用される高エネルギー集中超音波源

ヒトの体の該特定領域を、該高エネルギー超音波の焦点に移動させるのに使用され、ヒトの体の該特定領域を画像化するためのポジショニング B 型超音波プローブも包含しているポジショニングシステム

40

を含んでいる、温度を測定できる集中超音波治療装置であって：

該ポジショニング B 型超音波プローブが、B/M モードにあり、第 1 の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わる前に、M 型超音波を用いて指し示される向きに沿って伝達していき、次いで、該標的領域および該標的領域から離れたヒトの組織により反射された第 1 の超音波からの第 1 のエコー波を受信し、第 2 の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わった後に伝達していき、次いで、該標的領域および該標的領域から離れたヒトの組織により反射された第 2 の超音波からの第 2 のエコー波を受信し、こうして、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターをそれぞれ得ること

50

第1のエコー波パラメーターおよび第2のエコー波パラメーターからの、該特定領域に関する温度変化情報を抽出するシグナル加工分析手段
を特徴とし、該シグナル加工分析手段が、第1と第2のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を算出し、第1と第2のエコー波パラメーターとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化し、こうして、該特定領域局所温度変化に関する情報が、逆算を通じて得られる、集中超音波治療装置。

【請求項40】

第1のエコー波パラメーターおよび第2のエコー波パラメーターが、そのエコー波の音圧もしくはそのエコー波の力である、請求項39の集中超音波治療装置。

【請求項41】

第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間の前記理論比較値を算出するための前記シグナル加工分析手段により使用される式が：

【数37】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

であり、式中、以降の経験式：

【数38】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad (16)$$

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

が使用され：

【数39】

$$\bar{p}_0$$

が、温度場がない場合のそのエコー波の音圧であり：

【数40】

$$\bar{p}$$

が、温度場がある場合のそのエコー波の音圧であり、fが、この音波の周波数であり、gが、求められる値であり、LおよびR₀がそれぞれ、その変換機およびその反射平面からその熱源中央までの距離を表し、ΔT_mが、常温に関しての該熱源中央での最高温度上昇であり、第1のエコー波パラメーターと第2のエコー波パラメーターとの間のその比較値が：

【数41】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

として定義され、式中、β₀₁、β₀₂、...が、音響熱カップリングパラメーターである、請求項39の集中超音波治療装置。

【請求項42】

前記音響熱カップリングパラメーターが：

【数42】

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij} (T) (\Delta T)^i \quad (18)$$

として表記される、請求項41の集中超音波治療装置。

【請求項 4 3】

前記音響熱カップリングパラメーターが更に：

【数 4 3】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)} (\Delta T_m) [1 + \Delta] \quad (19)$$

として表現され、式中、 Δ が、特定細分散である、請求項 4 2 の集中超音波治療装置。

【請求項 4 4】

前記シグナル加工分析手段が、高速フーリエ変換（FFT）を実施し、測定された第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターにスペクトルを滑らかにさせ、前記理論比較値と前記測定比較値との間の最小差を、最小平方法により得、こうして、前記特定領域局所温度上昇を、逆算により得る、請求項 3 9 ～ 4 3 のいずれか 1 項の集中超音波治療装置。

10

【請求項 4 5】

前記シグナル加工分析手段が、前記逆算法により、前記測定領域における温度上昇を得、以降の式を用いて表記され得、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターの周波数部位における音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0(f_i)$ および $p_1(f_i)$ であり、 $I_0(f_i)$ が：

【数 4 4】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13)$$

20

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ 、 N が、選択される周波数であり、目的関数が：

【数 4 5】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 β_1 、 β_2 、 $\dots$ および ΔT_m を、 Q がその最小値となるよう選択していき、対応している ΔT_m が、その熱源温度と常温 T_0 との間の差の値である、請求項 4 4 の集中超音波治療装置。

【請求項 4 6】

前記シグナル加工分析手段が、 β_{01} 、 β_{02} 、 $\dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを、ユーザーが入力していくのに使用される入力手段を含む、請求項 4 5 の集中超音波治療装置。

30

【請求項 4 7】

前記シグナル加工分析手段が自動的に、 β_{01} 、 β_{02} 、 $\dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを発生させる、請求項 4 5 の集中超音波治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、2004年6月4日出願の中国特許出願第200410046091.9号からの優先権を請求し、本明細書において援用される。

40

【0002】

本発明は非侵襲的な、ヒトもしくは動物の体内温度を測定する方法に関する。より具体的には、本発明は、高強度集中超音波（HIFU）の適用に関し、ヒト（動物）の体内において高温を有する熱を発生させ、処置領域における病変に反応する。処置領域における温度を測定するために、本発明は非侵襲的な、音響逆算を利用する測定方法を提供し、本方法を使用する装置を提供する。

【背景技術】

【0003】

昨今、集中超音波治療装置が、臨床適用におけるその良好な結果の観点において、医療

50

研究における話題の1つである。H I F Uは、高温を、ヒト（動物）体内において発生させ、その処置領域における病巣を治癒させる。もし、この温度が充分高くなければ、この治癒効果が完璧でなくなり、これは、腫瘍細胞が破壊され得ないからである。もし、この温度が高すぎれば、ヒトの体の火傷を伴って、悪い予後になってしまう。典型的には、温度測定には、2つの方法がある。

侵襲的な方法

非侵襲的な方法

前者は、体温計を、ヒトの体内に挿入し、その温度を測定するものである。これは、実際の処置において利用され難く、その侵襲的な性質および患者に対する痛みのためである。後者の方法は、非侵襲的な測定を、ヒトの体外で実施するものである。これが実現されれば、上の困難を引き起こすことはない。しかし、我々が知る限り尚、処置領域において温度を（臨床的に）測定する有効な方法がない。

10

【0004】

実際、医師は通常、医師自身の臨床経験に従い、処置パラメーターを求める。これゆえ、最良の結果は確約され得ず、該パラメーターに関するランダムさを伴う。ある幾つかの非侵襲的な温度測定方法が提案されているが、例えば、中国特許第C N 1 3 5 8 5 4 9 A号は、H I F U熱治療装置の焦点における温度を求める予測方法を示唆している。これは、理論偏差を、その波の源からの音響場強度分布および温度場分布において作り出す。該焦点における温度予測値は、入力電力、変換機変換効率、組織の特徴、波の源の特徴等のような、処置パラメーター設定を用いて算出され得る。中国特許第C N 1 3 5 8 5 4 9 A号は、異なる条件下での理論焦点温度を算出していくことを通じて、温度一覧表を作り、該一覧表を実際の測定に従って校正し、この校正された値を該一覧表中に載せている。この方法は元より「非侵襲的」であるが、本当の温度測定法というよりもむしろ、温度予測法である。この方法の結果は、リアルタイムの測定値からの結果ではなく単に、既知条件下での推定理論値であり、これゆえ、これは、臨床における温度の証拠として使用されるには、質が良くない。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従って、非侵襲的な、効果的な、本当の、処置領域における温度測定のための測定方法が高度に、本分野において望まれている。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の目的は、非侵襲的な、効果的な、実際的な、ヒト（もしくは動物）の体内における温度測定、特に、高強度集中超音波（H I F U）により発生された、ヒト（もしくは動物）の体内における高温（もしくは低温）測定のための方法を提供することであり、該処置領域における病変を有する組織に反応するよう利用される。

【0007】

勿論、本発明の方法は、ラジオ波（R F）熱源もしくは交流（A C）熱源のような、他の手段もしくは方法を用いて発生された、ヒト（もしくは動物）の体内における高温（もしくは低温）測定のために利用されてもよい。

40

【0008】

本発明のもう1つ別の目的は、非侵襲的な、効果的な、ヒト（もしくは動物）の体内における温度を測定する実際の臨床測定適用のための、特に、高強度集中超音波（H I F U）により発生された、ヒト（もしくは動物）の体内における高温（もしくは低温）測定のための装置を提供することであり、該処置領域における病変を有する組織に反応するよう利用される。

【0009】

本発明の装置は、ラジオ波（R F）熱源もしくは交流（A C）熱源のような、他の手段もしくは方法を用いて発生された、ヒト（もしくは動物）の体内における高温（もしくは

50

低温) 測定のために利用されてもよい。

【0010】

本発明者らは鋭意、音響逆算測定法を示唆し、上の目的を実現させる。

【0011】

本方法において、第1の超音波が、Mモード超音波のガイドの下に、測定領域に伝達され、これが温度Tを持つ。特定反射表面から反射された超音波が受信され、第1のパラメーターを得る。次いで、該測定領域の温度が、 $T + \Delta T$ に変化される。第2の超音波が、該測定領域に伝達される。特定反射表面により反射された第2の超音波から反射された超音波が受信され、第2のパラメーターを得る。第2のパラメーターと、第1のパラメーターとの間の測定比較値が、得られる。もう一方で、第2のパラメーターと、第1のパラメーターとの間の理論比較も、理論計算を通じて、得られる。該理論比較と測定比較との間の差が、最適化法により、加工される。該測定領域局所温度上昇 ΔT が、逆算法を用いて得られることになる。本発明は、対応している装置をも包含し、上の方法および集中超音波治療装置を実現させる。

10

【0012】

本発明の方法を説明するために、我々はまず、本発明の方法の理論を論じ、確立させることにする。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

1. エコー理論

20

超音波の波の方程式は、以降のように表記され得る。

【0014】

【数1】

$$\nabla^2 p + \left[\frac{\omega}{C_0 + \Delta C} \right]^2 p = 0, \quad (1)$$

【0015】

式中、 p が音圧であり、 C_0 が温度 T_0 （常温）での音速であり、 ΔC が温度が ΔT 上昇する場合の音速上昇であり、 ω が超音波の角周波数である。図1のスキーム図において示されるとおりである。球の中心におけるO点が、座標の原点、つまり、熱せられる領域の中心であり、ここで、その温度上昇が最大値 ΔT_m を持つ。これゆえ：

30

【0016】

【数2】

$$T = T_0 + \Delta T_m e^{-bR}$$

$$\frac{\Delta C}{C_0} = \alpha \Delta T_m e^{-bR},$$

$$\alpha = \frac{1}{C_0} \frac{\partial C}{\partial T}$$

(2)

40

【0017】

であり、こうして式(1)はおよそ

【0018】

【数3】

$$\nabla^2 p + k^2 p = 2k^2 \frac{\Delta C}{C_0} p \quad (3)$$

$$k = \omega / C_0$$

として表記され得る。

50

【0019】

空間中の点Bにおける散乱波の圧は、式(3)の遅延解を通じて得られる。

【0020】

【数4】

$$p_s = -\frac{k^2 \alpha \Delta T_m}{2\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^\pi \int_0^\infty e^{-bR} p \frac{e^{ikr}}{r} R^2 \sin \vartheta dR d\vartheta d\varphi \quad (4)$$

【0021】

仮定される入射波は：

【0022】

【数5】

$$p_i = A_0 e^{ikR \cos \vartheta}$$

10

である。

【0023】

発生される近似値は、積分記号の下、pに使用されることになる。フレネル近似値は、rに使用されることになる。このようにして、式(4)がおよそ：

【0024】

【数6】

$$p_s = -A_0 k^2 \alpha \Delta T_m \frac{e^{ikR_0}}{R_0} \int_0^\infty R^2 e^{-bR + i \frac{kR^2}{2R_0}} I(R) dR \quad (5)$$

20

$$I(R) = \int_0^\pi e^{ikR[\cos \vartheta - \cos(\vartheta - \vartheta_0)] - ik \frac{R^2}{R_0} \cos(\vartheta - \vartheta_0)} \sin \vartheta d\vartheta \quad (6)$$

として記述され得る。

【0025】

式中、a、bは一定な値であり、 θ_0 は内角BOCであり、 θ は内角AOCであり、 $OA = R$ 、 $OB = R_0$ 、 $r = AB$ である。I(R)は、フレネル積分に対する割合である。式(5)中のファクター e^{-bR} に関しては、bRが大きい場合、これは非常に小さく、主に、式(6)中の領域 $R \leq 1/b$ 、これゆえ $kR \leq k/b$ 中の積分に寄与する。bは 10^3 cm^{-1} (50Hzでの電気加熱)のオーダー(桁)もしくは 10^4 cm^{-1} (ラジオ波での加熱)のオーダー(桁)なので、その音の周波数fが2MHzのオーダー(桁)にある場合、kが80 (cm^{-1})のオーダー(桁)になる。これゆえ、式(6)中、 $kR \ll 1$ 、 $R/R_0 \ll 1$ である。これらの近似値を用いて、式(6)中の指数の項は、第1次近似値までのシリーズに展開され得、この結果が、式(5)中に代入され、式(5)の積分が、鞍点近似により得られ、最終結果が：

30

【0026】

【数7】

$$p_s = 2\sqrt{\pi} A_0 \alpha b^2 R_0^{1.5} \Delta T_m (1+i) \left[2 - \frac{\pi}{2} b R_0 \sin \vartheta_0 + i \frac{b^2 R_0}{k} \left(\frac{2}{3} - 2 \sin^2 \vartheta_0 \right) \right] \exp \left\{ ik R_0 \left[1 + \frac{b^2}{2k^2} \right] \right\} / \sqrt{k} \quad (7)$$

40

である。

【0027】

これは、散乱力に対応する。

【0028】

【数 8】

$$W_s = 2\pi A_0^2 \alpha^2 b^4 R_0^3 (\Delta T_m)^2 \left[\left(2 - \frac{\pi}{2} b R_0 \sin \vartheta_0 \right)^2 + \left(\frac{b^2 R_0}{k} \right)^2 \left(\frac{2}{3} - 2 \sin \vartheta_0 \right)^2 \right] / k \quad (8)$$

【0 0 2 9】

該散乱力の方向パターンが、図 2 において例示される。これは、 $\theta_0 = \pi / 2$ の方向に沿った該散乱力が、入射波の方向に沿った該散乱力よりも遙かに大きいことを示す。

【0 0 3 0】

10

一方、式 (7) は：

【0 0 3 1】

【数 9】

$$p_s = |p_s| e^{i[kR_0 + \Phi]} \\ |p_s| = \sqrt{2\pi} A_0 \alpha b^2 R_0^{1.5} \left[\left(2 - \frac{\pi}{2} b R_0 \sin \vartheta_0 \right)^2 + \left(\frac{b^2 R_0}{k} \right)^2 \left(\frac{2}{3} - 2 \sin \vartheta_0 \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (9)$$

$$\Phi = \frac{b^2 R_0}{2k} + \arctan \left[\left(\frac{b^2 R_0}{k} \right) \frac{\frac{2}{3} - 2 \sin^2 \vartheta_0}{2 - \frac{\pi}{2} b R_0 \sin \vartheta_0} \right] + \frac{\pi}{4} \quad (10)$$

20

として書き直され得る。

【0 0 3 2】

全シグナルが、その反射表面により、D において反射される。これら反射されたシグナルが再び、高温領域を通過していき、1 回以上散乱され、点 F に到達した後、変換機により受信される（図 3 参照）。このエコーの最終音圧が、式 (7)、(9)、および (10) を用いて得られる。

【0 0 3 3】

【数 1 0】

30

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

【0 0 3 4】

式中、 $S(\beta, X)$ 、 β_j ($j = 1, 2$) は併合された関数であり、周波数 f および ΔT_m を含有している。

【0 0 3 5】

【数 1 1】

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)}$$

は、温度勾配場がない場合の音圧であり、 L および R_0 はそれぞれ、その変換機およびその反射平面から、その熱源中心までの距離を表し、各測定値は、B-スキャン超音波装置により、測定され得る。式 (11) は、そのエコー波の音圧を求めるのに必要とされる表記である。

40

【0 0 3 6】

これは：

【0 0 3 7】

【数 1 2】

$$I_1(\beta_1, \beta_2, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12)$$

50

と定義される。

【0038】

2. エコー波測定およびFFT加工

本発明の測定方法のスキームダイアグラムが、図3において示される。変換機は、Bースキャン超音波プローブもしくは分離変換機であり得、点Fを通過している平面においてインストールされ、伝達機および受信機両方として使用されている。もし、これが分離変換機であれば、HIFU装置の超音波源の球状の殻において、もしくは、Bースキャン超音波プローブの頭部においてインストールされてよい。変換機と反射平面との間の球は、熱せられた領域であり、その中心が最高温度を持つ。これはHIFUの焦点、もしくは、他の熱源（RFもしくはAC熱源のような）により熱せられるべき位置であり得る。Dを通過している平面が、該反射平面である。当業者に知られているように、この平面は常に見出され得、例えば、Mーライン（線）超音波により求められている。第1に、該変換機は点Fにおいて、該領域が熱せられる前に、音波を送り出す。該音波が、該反射平面に到達後に、点Fに（向かって）反射される。該変換機は、エコー波を受信し、つまり、該エコー波の音圧 p_0 は、変化した温度場を通過していかない（今後、＜＜第1のエコー波パラメーター＞＞と言う）。次いで、熱源（示さず）が熱を発生させ、温度場を形成する。ここを通過していく超音波が、散乱される。この散乱波は、この伝達波の上に重なり、これらの両方が、該反射平面に点Dにおいて到達した後に、反射される。この反射波は、熱せられた該領域を再び通過し、点Fに到達する前に、もう1回散乱される。該変換機はこうして、加熱に付されたエコー波の音圧 p_1 を受信する（今後、＜＜第2のエコー波パラメーター＞＞と言う）。これら2つのエコー波は、熱せられた該領域の物理的情報、特に、温度に関する情報を伝搬する。この温度情報は、シグナル加工後に、抽出され得る。

【0039】

これら2つのエコー波は、高速フーリエ変換（FFT）による加工に付される。そのスペクトルを滑らかにした後に、その周波数部位において結果的に得られる音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0(f_i)$ および $p_1(f_i)$ である。 $I_0(f_i)$ は：

【0040】

【数13】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13)$$

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ であり、 N が、選択された周波数の数である。

【0041】

3. 温度に関する最適加工および逆算

目的関数が：

【0042】

【数14】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_1, \beta_2, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 β_1 、 β_2 、... および ΔT_m を選択し、 Q をその最小値にする。次いで、これに対応している ΔT_m は、熱せられた該領域の位置の中心における温度と、常温（ T_0 ）との間の差である。

【0043】

上の逆算誘導加工において、測定されたこれらエコーパラメーター値は、FFT加工を通して、異なる周波数において得られる。次いで、全周波数における Q の最小値が得られ、例えば、最小平方方法による。次いで、 ΔT_m が、逆算を通じて得られる。当業者により、理論値と測定値との間の差に関する最適化加工が実施される限り、他の数学的加工方法も利用されてよく、適切な ΔT_m 値を得ることが、理解される筈である。

【0044】

10

20

30

40

50

4. 経験式

上の演繹中の式(7)～(10)の結果に従うと、該力の一部が高温領域の存在のために散乱されるので、この散乱波が、その入射波と比較して、相シフトを持つ(式(10)において指し示されるとおり)。加えて、該散乱波は、非常に絡み合った振幅のスペクトルをも持ち、これは、指数0.5から、指数1.5に転ずる。これゆえ、実際、我々は、導出された経験式を使用することがあり、該加工および算出を簡単化する。式(11)において：

【0045】

【数15】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

10

S(β、X)が、算出され難い周波数fの、併合された関数である。これはまず、エコー波：

【0046】

【数16】

$$\bar{p}$$

の測定されたスペクトルを滑らかにし、次いで、更なる理論解析により、音響測定から測定された結果が得られ、他の方法により測定された結果に適合し、こうして、以降の経験式が得られ、例えば：

20

【0047】

【数17】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

であり、式中：

【0048】

【数18】

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad \beta_{0j} = (\alpha b^3 C_0)_j \quad (16)$$

30

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

$$\bar{p}_0$$

が、温度勾配場がない場合の該エコー波の音圧であり、gが、求められるべき値であり、LおよびR₀はそれぞれ、その変換機およびその反射平面から、その熱源中心までの距離を表し、B-スキャン超音波装置により、測定され得る。従って、式(12)は：

【0049】

【数19】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

40

として定義され得、その目的関数は従って：

【0050】

【数20】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14')$$

として定義されてもよく、式中、β₀₁、β₀₂、...が音響熱カップリングパラメーターであり、これらは、温度TおよびΔT_mに依存している。実験によれば、これらは

50

、温度上昇と共に小さくなり、こうして一般的に：

【0051】

【数21】

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij}(T)(\Delta T_m)^i \quad (18)$$

として書き直され得る。

【0052】

Mおよび $\alpha_{ij}(T)$ の適切な値が、上のようにして得られる。 α_{ij} の測定データの欠如のために、以降の方法が使用されてもよく、 β_{0j} と α_{ij} との間の関係を樹立させる。例えば、我々は：

【0053】

【数22】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)}(\Delta T_m)[1 + \Delta] \quad (19)$$

を選択する。

【0054】

式(19)は、 ΔT_m に依存していることを指し示す。 Δ は特定の、細かな分散であり、例えば、 $-\Delta_0 \leq \Delta \leq \Delta_0$ と特定し、 $\Delta_0 = 0.2$ としている。 $\beta_{0j}^{(0)}$ および ΔT_m は、相対的に広い範囲中の特定間隔において変化していく。このデータ加工の間、第1に、1組の $\beta_{0j}^{(0)}$ ($j = 1, 2$)が特定されてもよい。次いで、 ΔT_m が、特定範囲中において、 5° 、 10° 、 15° 、...のような特定間隔で変化させられる。次いで、式(14')が算出に利用されてもよい。該算出の間、 Δ が、 $\pm \Delta_0$ の範囲中において、細かくサーチされてもよい。Qの最小値が、該算出後に、与えられる。第2に、もう1セットの $\beta_{0j}^{(0)}$ に関する初期値が特定されてもよく(前回のものとは異なる間隔での特定変化)、 ΔT_m が変化され(5° 、 10° 、 15° 、...)、 Δ を求める細かなサーチを行っていく。このように、もう1つ別の最小のQの値が得られる。こうして、 $\beta_{0j}^{(0)}$ を特定範囲中において変えていき、上の手順を繰り返し、毎回、最小値のQを与えることになる。最小Q値が、これらのQ値から選択されることになる。これに対応している $\beta_{0j}^{(0)}$ および ΔT_m が、求められる値である。

【0055】

上の数学式および経験式が、本発明を限らないことが、理解される筈である。当業者は、速い算出スピードを持っているような、より多くの利点を有する他の式を見付けてもよい。本発明の重要な思想は、前記理論値と前記測定値との間の最適な差を求める逆算アプローチであり、これは、特定の数学の形に限定されない。

【0056】

本発明者は、多量の測定値を、*in vitro*組織および生体上(ブタおよびウサギのような)で得ており、これらの結果を、他の手段および方法(RFもしくはAC加熱測定のような)からのものと比較している。本発明者は、肝臓癌における臨床ラジオ波処置の間にも、比較測定を行った。これらの結果は、本発明の有効さおよび精確さを実証している(詳しくは、下の比較表参照)。

【0057】

超音波治療の間の処置領域における温度のリアルタイム測定制御は常に、本分野において存在している問題である。ある何人かの研究者が尚、このような測定は実現不可能であると思っている。このような条件は、この種類の治療手法の臨床での拡大および適用を、ある程度にまで障害してしまう。本発明は、音響逆算アプローチを用いて、ヒトもしくは動物の体内の焦点温度を測定する方法を初めて示唆するものである。これは、これが本当の測定であるということにおいて、前記理論予測法もしくは一覧表法から区別される。本発明は、超音波エコー波と共に伝搬される温度情報を利用し、エコー波中の該温度情報は、最適な加工および逆算を用いて抽出される。本発明はこうして、処置領域における温度

のリアルタイム測定の懸念を解決する。これは確かに、H I F U治療および関連手法の発展を推し進めることになる。

【0058】

上を纏めると、本発明の第1の態様により、ヒトもしくは動物の体内の局所温度を測定する方法を提供し、これは、以降のステップ：

(1) M型超音波(M線)でのその反射面の決定後に、第1の超音波を、測定領域に、M型超音波により指し示される方向に沿って伝達し、第1の超音波のエコー波を受信し、第1のエコー波パラメーターを得るステップ

(2) 該測定領域の温度を変えていくステップ

(3) 第2の超音波を、該測定領域に、同じ方向に沿って伝達し、第2の超音波のエコー波を受信し、第2のエコー波パラメーターを得、第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間の比較値を算出するステップ 10

(4) 理論計算により、第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を得るステップ

(5) 該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化していき、逆算により、該測定領域における局所温度を得るステップ
を含んでいることを特徴とする。

【0059】

本発明の第2の態様により、ヒトもしくは動物の体内における局所温度変化測定用装置が提供される。本装置は： 20

第1の超音波を、標的領域に、該標的領域の温度が変わる前に伝達していき、第2の超音波を、該標的領域に、該標的領域の温度が変わった後に伝達していくのに使用される超音波伝達手段

第1および第2のエコー波を、該標的領域におけるヒトもしくは動物の組織、ならびに、該標的領域から離れた組織により反射される第1および第2の超音波からそれぞれ受信し、第1のエコー波パラメーターおよび第2のエコー波パラメーターをそれぞれ得るのに使用される超音波受信手段

第1および第2のエコー波パラメーターからの、該標的領域に関する温度分散情報を抽出するのに使用されるシグナル加工分析手段

を含んでいることを特徴とする。ここで、該シグナル加工分析手段が、第1と第2のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を算出し、第1と第2のエコー波パラメーターとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化し、次いで、該標的領域の局所温度変化に関する情報が、逆算により得られる。 30

【0060】

本発明の第3の態様により、ヒトもしくは動物の体内における局所温度変化測定用装置を提供する。本装置は：

B型超音波を有する第1の超音波を、標的領域に、該標的領域の温度が変わる前に、M線により指し示される方向に沿って伝達し、該標的領域および該標的領域から離れた組織における組織により反射された第1の超音波から、第1のエコー波を受信するのに使用される超音波伝達受信手段 40

を含んでいる。これは、該標的領域の温度が変わった後に、B型超音波を有する第2の超音波を、該標的領域に、M線により指し示される方向に沿って伝達し、該標的領域および該標的領域から離れた組織における組織により反射された第2の超音波から、第2のエコー波を受信する。こうして、第1および第2のエコー波パラメーターをそれぞれ得る。本装置は、第1および第2のエコー波パラメーターからの、該標的領域に関する温度変化情報を抽出するシグナル加工分析手段をも包含する。該シグナル加工分析手段が、第1と第2のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を、理論計算を用いて算出し、第1と第2のエコー波パラメーターとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化する。次いで、該標的領域の局所温度変化に関する情報が、逆算法により得られる。

【0061】

本発明の第４の態様により、処置領域の温度を測定できる集中超音波治療装置を提供する。本装置は：

高エネルギー集中超音波を、ヒトの体の特定領域に対して発生させ、該領域の温度を変化させるのに使用される高エネルギー集中超音波源

ヒトの体の該領域を、該高エネルギー超音波の焦点に移動させるのに使用され、ヒトの体の該特定領域を画像化するためのポジショニングＢ型超音波プローブも包含するポジショニングシステム

を包含する。該集中超音波治療装置は、以降：

該ポジショニングＢ型超音波プローブの片側もしくは両側においてインストールされ、第１の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わる前に伝達していくための、次いで、該標的領域および該標的領域から離れた組織において、その組織により反射された第１のエコー波を受信するための、第２の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わった後に伝達していくための、次いで、該標的領域および該標的領域から離れた組織において、その組織により反射された第２のエコー波を受信するための、少なくとも１つの温度測定用超音波変換機
を包含する。こうして、第１および第２のエコー波パラメーターが得られる。本装置は、第１および第２のエコー波パラメーターからの、該特定領域に関する温度変化情報を抽出するシグナル加工分析手段をも包含する。該シグナル加工分析手段が、第１と第２のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を、理論計算を用いて算出し、第１と第２のエコー波パラメーターとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化し、次いで、該標的領域の局所温度変化に関する情報が、逆算により得られる。

【００６２】

本発明の第５の態様により、温度を測定できるもう１つ別の集中超音波治療装置を提供する。本装置は、高エネルギー集中超音波を、ヒトの体の特定領域に対して発生させ、その温度を変化させるのに使用される高エネルギー集中超音波源を包含する。これは、ヒトの体の該領域を、該高エネルギー超音波の焦点に移動させるのに使用されるポジショニングシステムをも包含する。該ポジショニングシステムは、ヒトの体の該特定領域を画像化するためのポジショニングＢ型超音波プローブも包含する。この集中超音波治療装置は、Ｂ／Ｍモード下に、該ポジショニング超音波プローブが、第１の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わる前に、Ｍ線により指し示される向きに沿って伝達し、次いで、該標的領域および該標的領域から離れた組織におけるヒトの組織により反射された第１のエコー波を受信する。該ポジショニング超音波プローブが、第２の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わった後に伝達するのにも使用され、次いで、該標的領域および該標的領域から離れた組織におけるヒトの組織により反射された第２のエコー波を受信する。こうして、第１および第２のエコー波パラメーターが得られる。本装置は、第１および第２のエコー波パラメーターからの、該特定領域に関する温度変化情報を抽出するシグナル加工分析手段をも包含する。これが、第１および第２のエコー波パラメーターの比を、理論計算を用いて算出し、第１と第２のエコー波パラメーターとの間の該理論値とその測定値との間の差の平方の和を含んでいる目的関数を、スペクトル中の全周波数に関して最適化し、次いで、該標的領域の局所温度変化に関する情報が、逆算法により得られる。

【００６３】

本発明の実施形態の装置および測定方法が、添付の図面を参照しながら、記載される。

【００６４】

図４Ａおよび図４Ｂは、本発明の実施形態のＨＩＦＵ加熱および温度測定装置の例示を示しているスキームダイアグラムである。

【００６５】

実際の *in vitro* での集中超音波治療装置は典型的に、以降の部分から構成される。

Ａ．高エネルギー集中超音波源およびその、高エネルギー集中超音波の発生のための駆動回路

B. 患者の処置標的を位置付けし、これを超音波変換機の焦点に移動させるためのポジショニングシステムであって、医療画像システム（殆どが、B型超音波装置）、該患者を搬送する手段（台もしくはベッドのような）、および、該装置と該超音波源との間の相対的な動きのための移動システムも包含している

C. 伝導媒体の、高エネルギー超音波伝導構造および加工システム：高強度集中超音波（H I F U）システムにおいて、かけられる超音波が、該患者体内に、特別な伝導媒体（殆どが、脱気された水を使用している）を通して伝達されなくてはならない。これゆえ、該伝導媒体を順応させるための構造（水タンクもしくは水バッグ等のような）が、該伝導媒体を導入および放出するための構造同様、典型的に、該高エネルギー集中超音波源の伝達終了前に、インストールされる。

10

【0066】

既知のH I F U治療装置に関する詳細な記載は、省略される。その焦点での温度上昇のリアルタイムでのモニタリングのための装置が今後、詳細に論じられる。

【0067】

本発明の、その焦点での温度上昇のリアルタイムでのモニタリングのための装置は主に、以降を包含する。

1. 超音波パルス用の、伝達受信手段

本装置は、超音波変換機および関連伝達受信回路の1つもしくは1セットであってよい。該変換機（1つもしくは複数）は、超音波パルスを、該高エネルギー集中超音波治療装置の焦点に向かう方向に伝達し、該焦点にある組織もしくは該焦点から離れた組織から反射されてきた超音波を受信する。ポジショニング用の医療用B型超音波装置が、M型超音波を用いてガイドされて、当該伝達受信手段として働いてもよい。

20

2. 受信された反射波の加工分析用システム

該反射波シグナル中の適切な部分を選択後、本システムは、スペクトル分析を行うことになる。その結果が、H I F U照射前の当該スペクトルと比較され、こうして、温度変化に関連した情報を得ることになる。その温度の変動（温度差）が算出され、表示される。

【0068】

図4Aに関して、H I F Uの主要部は、水容器2、水表面5の下に浸される温度測定サンプル4（ヒトもしくは動物）を包含する。集中超音波熱源1は、サンプル4の特定部（音響焦点3）を狙い、高エネルギー集中超音波を、加熱もしくは治療のために発生させ、その温度を上昇させる。本ポジショニングシステムの一部として、ポジショニングB型超音波プローブ7が、上昇下降レバー6の制御下にあり、該サンプル標的を位置付けするか、もしくは、これを超音波変換機の焦点に移動させる。H I F Uシステムは更に、その患者を搬送する手段（ベッドもしくは台のような）および該手段と該超音波源との間の相対的な移動用の移動システム（示さず）を包含する。

30

【0069】

図4Aに示されるH I F Uシステムに、超音波温度プローブ8が包含される。これは、関連伝達受信回路を有する超音波変換機の1つもしくは1グループであり得る。該変換機（1つもしくは複数）は、超音波パルスを、該高エネルギー集中超音波の焦点に向かう方向に伝達し、該焦点にある組織からもしくは該焦点から離れた組織から反射された超音波反射波を受信できる。該超音波温度プローブが、詳細に記載される。

40

【0070】

図7は、本発明の該超音波プローブがその上にインストールされる、より詳細な構造を示す。超音波プローブ8は、2つの超音波変換機18を包含する。これらのうちの1つが、超音波パルスを、焦点3に向かう方向に伝達していくのに使用され、もう1つが、該焦点における組織および該焦点から離れた組織により反射された反射波を受信するのに使用される。両方が、H I F U装置の籠殻上にインストールされ、各々はそれぞれ、ポジショニングB型超音波プローブ7の片側にある。こうして、超音波プローブ8へと向かう超音波経路、該ポジショニング超音波プローブ、および、加熱用の該超音波源は互いに分離さ

50

れる。1つだけの超音波変換機18を使用することも可能であり、これは、ポジショニングB型超音波プローブ7の片側においてインストールされ、該超音波パルスを送達していくため、および、焦点3における組織および焦点3から離れた組織から反射された反射波を受信するための両方に使用される。

【0071】

図8は、もう1つ別の種類の構造を示し、これは、超音波温度プローブ8が、本システムにインストールされるためのものである。この図に示される超音波温度プローブ8は、2つの超音波変換機18'を包含する。これらは直接、しかし別々に、該ポジショニングB型超音波プローブの頭部にインストールされる。こうして、温度測定用超音波シグナルが直接、該ポジショニングB型超音波プローブの移動により、該焦点上に位置付けされてもよい。同様に、1つだけの超音波変換機18'を使用することも可能であり、これは、該ポジショニングB型超音波プローブの片側においてインストールされ、該超音波パルスを送達していくため、および、焦点3における組織および焦点3から離れた組織から反射された反射波を受信するための両方に使用される。

10

【0072】

図9は、もう1つ別の種類の構造を示し、これは、超音波温度プローブ8が、本システムにインストールされるためのものである。超音波プローブ7は、本装置において位置付けするためのものであり、直接、B/Mモード下に、該超音波パルスを送達していき、反射された超音波シグナルを受信するためのプローブとして使用される。つまり、B型超音波プローブ7は、超音波を、M型超音波によりガイドされる方向に伝達し、該B型超音波プローブにより受信された反射波シグナルが直接、分析するのに利用される。この構造は更に、その設計（デザイン）を単純化し、本装置にかかる製造コストを抑える。この実施例は、該B型超音波プローブが、B/Mモードにおける超音波温度プローブとして働くよう使用される場合の本発明の更なる利点を実証する。更なるハードウェアは全く必要とされず、既存のHIFU装置が使用され得、本発明の温度測定方法を実現する。

20

【0073】

図4Aに戻って、超音波温度プローブ8が、高電圧パルス発生機および伝達受信切替回路にカップリングされ、これらは、同調パルス回路制御下に、該温度測定パルスを送達していき、受信する。受信されたエコー波シグナルは、受信増幅回路において加工される。この測定値が、加工分析のために、本発明のシグナル加工分析システム（例えば、本装置に接続されたコンピューター）に伝達されることになる。最終結果が、表示記録手段（該コンピューターのモニターのような）上に示される。該シグナル加工分析システムは、本発明の温度逆算法の計算用のソフトウェアを包含してもよい。このシステムが更に、以降において説明される。

30

【0074】

該超音波温度プローブが図9における配置に適合される場合、該システムのデザインは、図4Bに示されるもう1つ別の構造のように修飾されてもよい。そのポジショニング関数および温度測定関数が、B型およびM型の超音波両方に関して、1つのシグナル抽出回路を分け合ってもよい。該ポジショニング関数は直接、該B型超音波シグナルを、（該コンピューターのモニターのような）該表示記録手段上に表示することになる。該温度測定関数は、受信されたシグナルを、（例えば、該コンピューターののような）該シグナル加工分析システムに、加工および分析のために、送信することになる。最終結果が、（該コンピューターのモニターのような）該表示記録手段上に示される。

40

【0075】

本発明の測定手順が、図5に纏められる。第1に、温度は、集中超音波熱源1がまだオフなので、上昇されない。超音波温度プローブ8（もしくは、上記のように、該超音波温度プローブとして直接使用されるポジショニングB型超音波プローブ7）が、超音波を送達するようになる。該超音波が、焦点上の組織もしくは該組織から離れた組織により反射され、超音波温度プローブ8が、エコー波、つまりエコー波I₀を、温度勾配場に付すことなく、受信するようになる（第1のエコー波パラメーターに対応している）。該エコー

50

波の反射平面 D（図 3 中）が、M 型超音波加工回路により、求められ得る。例えば、反射平面は典型的に、該モニターのスクリーン上に示される。そのオペレーター（例えば、臨床医師）はこうして、L および R_0 の測定値を得ることができる。本 B 型超音波装置がその B/M モード下に操作される場合、M 線が点線として、該スクリーン上に典型的に示され、M 線を回転させていって、該焦点を通過するようにし、該反射平面と交差される。こうして、伝達シグナルおよび反射シグナルが両方とも、該焦点上を中心とした熱せられた領域を通過するようになることを、確実化する。このような特定の操作が、当業界においてはよく知られているので、詳細には記載しないことにする。

【0076】

次いで、集中超音波熱源 1 が点火され、熱して、温度勾配場を作り上げる。超音波温度プローブ 8（もしくは、上記のように、該超音波温度プローブとして直接使用されるポジショニング B 型超音波プローブ 7）が、超音波を、再び伝達するようになる。該超音波が、該温度場を通過していく時に、散乱されることになる。散乱された超音波が、この伝達波上に重ねられる。これらは、反射平面 D に到達する際に、反射される。次いで、この反射波が、熱せられた該領域を戻って通過していく時に、もう 1 回散乱される。最後に、超音波温度プローブ 8 が、加熱に付されているエコー波 I_1 を受信することになる（第 2 のエコー波パラメーターに対応する）。 10

【0077】

これら 2 つのエコー波（ I_0 および I_1 ）は、該超音波温度プローブにより受信され、熱せられた該領域の物理情報、特にその温度情報を伝搬する。該情報は、シグナル加工後に、抽出され得る。この加工は、該シグナル加工分析システムにより実施されてもよい。 20

【0078】

A/D 変換後、これら 2 つのエコー波シグナルは、FFT を用いて加工されることになる。任意に、この結果のスペクトルが、滑らかにされる。こうして、音響周波数スペクトルが、選択された周波数において得られ、つまり、熱せられた該領域を通過しない音響波 $I_0(f_i)$ （ $i = 1, \dots, N$ 。N は、選択された周波数の数である）および熱せられた該領域を通過する音響波 $I_1(f_i)$ （ $i = 1, \dots, N$ 。N は、選択された周波数の数である）である。この結果得られる値が、前記式（7）～（14）に基づいた逆算法を用いて加工されることになる。例として、前述の経験式に基づいた逆算加工フローチャート（流れ図）が、図 6 に纏められる。 30

【0079】

該逆算加工の間、そのオペレーター（例えば、臨床医師）は、その経験および当業界における共通な知識に従い、焦点での温度上昇 ΔT_m に関する粗い推定をすることになる。例えば、 $10 \sim 50^\circ\text{C}$ の範囲中においては、その間隔は 1°C と設定されてもよい。細かな研究を実施していく場合、該間隔が、 0.1°C 以下； $\beta_{0j} = 0.50, 0.45, 0.40, \dots$ 等であってもよい（式（18）および（19）以降の記述を参照）。第 1 に、該シグナル加工分析システム用の入力手段（例えば、本装置に接続された該コンピューターのキーボード、図中においては示されず）が使用され、初期 ΔT_m および β_{0j} 値を入力する（図 6 中のステップ S2）。対応している $I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)$ が、式（12）により見出される（ステップ S3）。該加工分析システムは、データ加工後に、これら 2 つのエコー波シグナルと共に、 $I_1(f_i)/I_0(f_i)$ を見出すことになり、つまり、式（13）中の： 40

【0080】

【数 23】

$$\frac{p_1^2(f_i)}{p_0^2(f_i)}$$

【0081】

であり（ステップ S1）、これが次いで、逆算（ステップ S4、S5）のために、式（14）中の目的関数中に代入される。上の入力および加工ステップ（ステップ S6 → S7 → 50

S 2 → S 3、S 1 → S 4 → S 5) を、該目的関数の最小値が得られるまで繰り返す。該目的関数の最小値に対応している ΔT_m は、該焦点での温度上昇である。この温度の値が次いで、ディスプレイへと出力され (S 8)、該加工手順が終了される (S 9)。

【0082】

上のデータ入力手順は、該シグナル加工分析のコンピューターを用いても、自動的に達成され得ることが、特記される。例えば、該コンピューターは自動的に、 ΔT_m および β_{0j} の値の複数のデータのセットを発生させてもよく (例えば、上記ルールに従って)、次いで、 I_0 および I_1 の測定値に基づき、全周波数において該目的関数を得、その最小値を見出し、本逆算法を用いて ΔT_m を得る。

【0083】

図10は、ラジオ波熱源もしくはAC熱源を用いた温度の検定および較正を例示する。参照記号11は、テストサンプル4の焦点温度を測定するのに使用されるラジオ波熱源の加熱電極および温度センサーのことである (非侵襲的な測定)。本発明の超音波温度プローブ9も使用され (ポジショニングプローブとしても、同時に使用され得る)、テストサンプル4の焦点温度を、同時に測定する。図4におけるものと同様な要素に対する記載は、省くことにする。この例示された配置は、本発明の温度センサー11 (熱電対) および音響逆算法両方を用いて、同一温度場を測定できる。前記経験式中のパラメーターは、これら2方法からの結果を最適化していくことにより、較正され得る。これら2方法の間での検定もしくは比較においても、使用され得る。

【実施例】

【0084】

表1および表2はそれぞれ、ブタ生体およびヒト肝癌組織の温度に関するデータ比較を示し、本音響逆算法およびラジオ波測定法 (熱電対) を用いて測定された。

【0085】

10

20

【表 1】

[表 1]
音響逆算法を用いて測定された温度と
ラジオ波測定法（熱電対）を用いて測定された温度との間での
結果の比較

T₀ : ブタ体温

ΔT : 加熱後の温度上昇

T (A I) : 本音響逆算法を用いて測定された温度

T (R F) : ラジオ波測定法（熱電対）を用いて測定された温度

10

サンプル	No.	T ₀ (°C)	ΔT°C	T(AI)°C	T(RF)°C
腎	14/15	39	12.8	51.8	53
	12/13	40	31.2	71.2	76
	16/17	40	37.2	77.2	77
	18/19	39	45	84	87
	20/21	40	58.5	98.5	104
肝	22/23	39	14.1	53.1	53
	24/25	40	25.9	65.9	65
	26/27	40	42.4	82.4	83
	28/29	41	46.7	87.7	93-87
	30/31	41	56	97	96

20

30

40

【 0 0 8 6 】

【表 2】

【表 2】

非侵襲的な測定方法を用いて測定された肝癌患者の温度と
ラジオ波測定法（熱電対）を用いて測定された肝癌患者の温度との間での
結果の比較

T_0 : 患者体温

ΔT : 加熱後の温度上昇

$T(AI)$: 本音響逆算法を用いて測定された温度

$T(RF)$: ラジオ波測定法（熱電対）を用いて測定された温度

No.	$T_0(^{\circ}\text{C})$	$\Delta T(^{\circ}\text{C})$	$T(AI)^{\circ}\text{C}$	$T(RF)^{\circ}\text{C}$
0/1	37.5	12.2	47.2	45-52
0/2	37.5	31.4	68.9	64-74
0/3	37.5	48.9	86.4	79-97
4/5	42-43	11.1	53.1-54.1	48-54
4/6	42-43	21.5	63.5-64.5	62-68
4/7	42-43	49.3	91.3-92.3	71-111
8/9	55	14	69	70-73
8/10	55	27.8	82.8	79-82
8/11	55	36	91	90-95
12/13	60-66	19.4	79.4-85.4	71-85
12/14	60-66	22.2	82.2-88.2	79-98
12/15	60-66	27.5	87.5-93.5	85-107
16/17	60	13.5	73.5	70-72
16/18	60	27.5	87.5	81-83
16/19	60	35	95	88-94
20/21	53.5	28.2	81.7	68-75
20/22	53.5	28	81.5	77-85
20/23	53.5	40.5	94	86-97

本発明が、添付の図面を参照しながら、特定の実施形態と共に記載されてきた。しかしながら、本発明が、上の実施形態の特定の形に限られないことが、理解されるはずである。例えば、本装置自体の構造は、原則的な観点から、種々の修飾を持ってよく、本発明は、常温に関しての局所温度上昇を測定できるだけでなく、局所温度下降も測定できる。

【図面の簡単な説明】

【0088】

【図1】図1はスキームダイアグラムであり、本発明の実施形態の波の理論を示す。

【図2】図2は、該理論を用いて順に計算された超音波散乱力の方角パターンである。

【図3】図3は、本発明の実施形態におけるエコー波測定に関するスキームダイアグラムである。

10

【図4】図4Aは、H I F U熱源を有する実際の測定装置に関するスキームダイアグラムを、本発明の実施例の1つとして示す。図4Bは、H I F U熱源を有する実際の測定装置に関するスキームダイアグラムを、本発明のもう1つの実施例として示す。

【図5】図5は、本発明の実施形態におけるシグナル収集加工に関するスキームダイアグラムを示す。

【図6】図6は、本発明の実施形態の測定手順に関するフローチャート（流れ図）を示す。

【図7】図7は、本発明の温度測定プローブの、もう1つ別の実施例を示す。本治療装置の集中超音波源上においてインストールされた伝達機および受信機を示す。

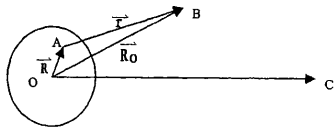
【図8】図8は、本発明の温度測定プローブの、もう1つ別の実施例を示す。本治療装置のポジショニング用のB型超音波プローブの両側においてインストールされた伝達受信手段を示す。

20

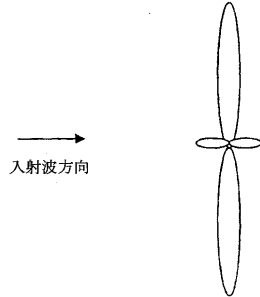
【図9】図9は、本発明の温度測定プローブの、もう1つ別の実施例を示す。本治療装置の集中超音波源、および、該源上のポジショニングB型超音波プローブを示す。該B型超音波装置は修飾されて、これから受信されるシグナルが、温度変動に関する加工分析に付すのに使用されてもよい。

【図10】図10は、ラジオ波熱源もしくはA C熱源を用いた温度の検定および較正を例示する。

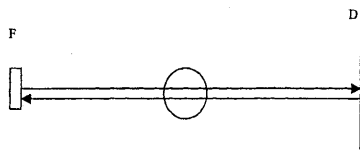
【図 1】



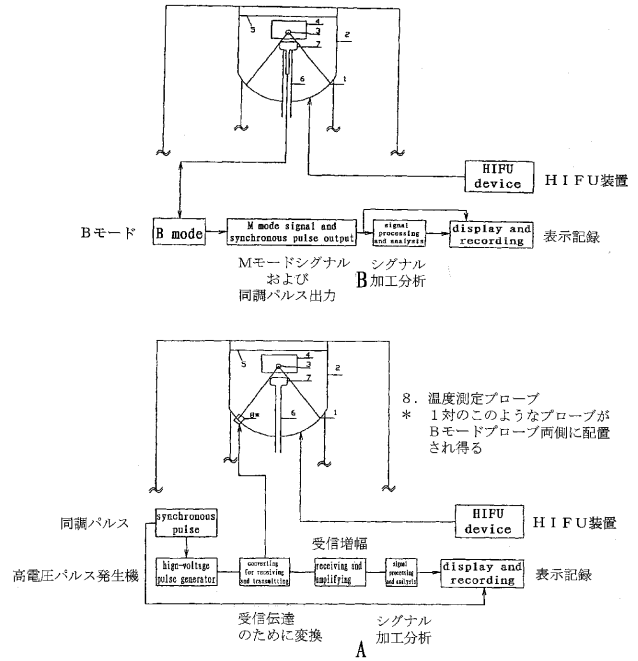
【図 2】



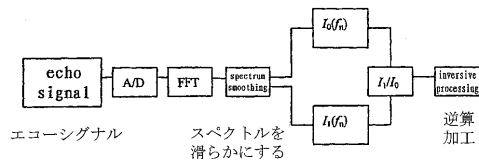
【図 3】



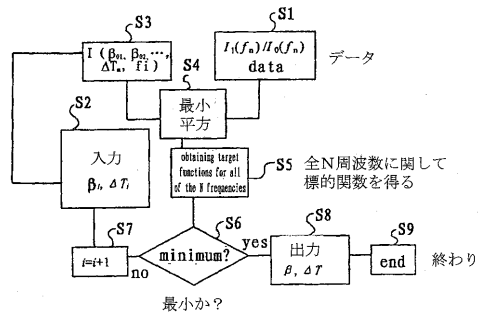
【図 4】



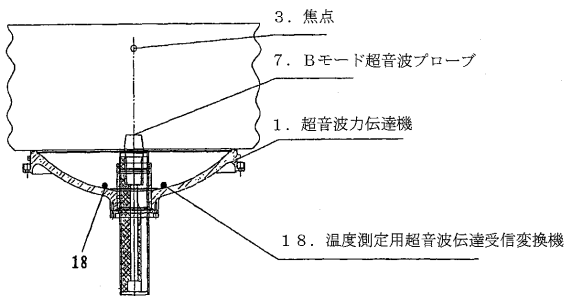
【図 5】



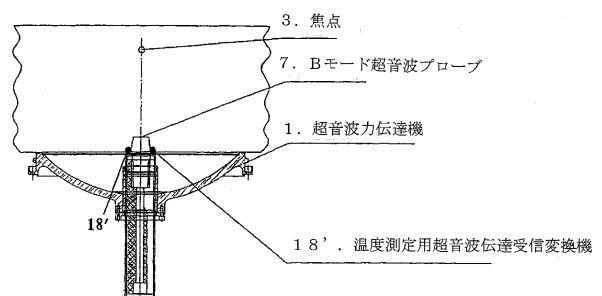
【図 6】



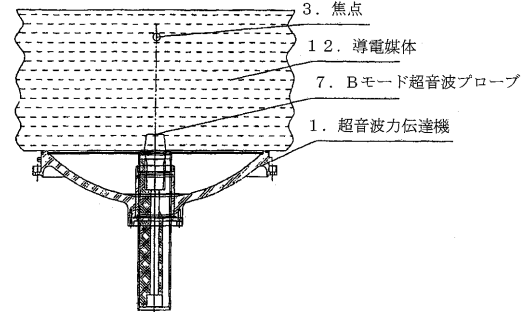
【図 7】



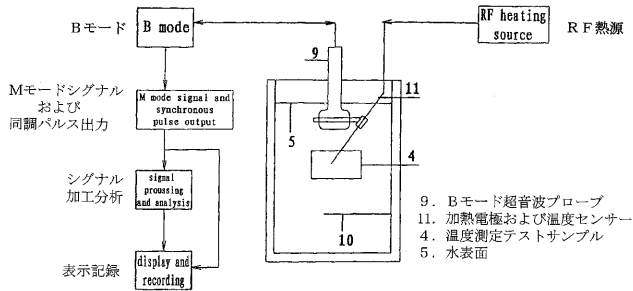
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【手続補正書】

【提出日】平成18年9月22日(2006.9.22)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

ヒトもしくは動物の体の局所温度変化を測定する方法であって、以降のステップ：

(1) 第1の超音波を、測定領域に伝達させ、第1の超音波のエコー波を受信し、第1のエコー波パラメーターを得るステップ

(2) 第2の超音波を、測定領域に伝達させ、第2の超音波のエコー波を受信し、第2のエコー波パラメーターを得、第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間で測定比較値を算出するステップ

(3) 理論計算を通じて、第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間で理論比較値を得るステップ

(4) 該理論比較値と該測定比較値との間の差を最適化し、逆算により、該領域における局所温度変化を得るステップ
を含んでいることを特徴とする、方法。

【請求項2】

第1のエコー波パラメーターおよび第2のエコー波パラメーターが、そのエコー波の音圧もしくはそのエコー波の力である、請求項1の方法。

【請求項3】

更に：

前記超音波の反射平面を、Mモード超音波を使用して決定し、その伝達を、該M線超音波により特定される方向において実施するステップを含む、請求項1の方法。

【請求項4】

第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間の前記理論比較値を算出するのに使用される式が：

【数1】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

であり、式中、以降の経験式：

【数2】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad (16)$$

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

が使用され、式中：

【数3】

$$\bar{p}_0$$

が、温度勾配場がない場合のそのエコー波の音圧であり：

【数4】

$$\bar{p}$$

が、温度勾配場がある場合のそのエコー波の音圧であり、fが、この音波の周波数であり、gが、求められる値であり、LおよびR₀がそれぞれ、その変換機およびその反射平面からその熱源中央までの距離を表し、ΔT_mが、常温に関しての該熱源中央での最高温度上昇であり、第1のエコー波パラメーターと第2のエコー波パラメーターとの間の前記比較値が：

【数5】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

として定義され、式中、β₀₁、β₀₂、...が、音響熱カップリングパラメーターである、請求項1の方法。

【請求項5】

前記音響熱カップリングパラメーターが：

【数6】

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij}(T)(\Delta T)^i \quad (18)$$

として表記される、請求項4の方法。

【請求項6】

前記音響熱カップリングパラメーターが更に：

【数7】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)}(\Delta T_m)[1 + \Delta] \quad (19)$$

として表現され、式中、Δが、特定細分散である、請求項5の方法。

【請求項 7】

前記最適化ステップが、高速フーリエ変換（FFT）を実施し、次いで、測定された第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターにスペクトルを滑らかにさせ、前記理論比較値と前記測定比較値との間の最小差を、最小平方法により得、こうして、測定領域局所温度変化を、逆算により得る、請求項 1～6 のいずれか 1 項の方法。

【請求項 8】

前記最適化ステップが、以降の式を用いて表記され得、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターの周波数部位における音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0(f_i)$ および $l_i(f_i)$ であり、 $I_0(f_i)$ が：

【数 8】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13)$$

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ 、 N が、選択される周波数であり、目的関数が：

【数 9】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 $\beta_1, \beta_2, \dots$ および ΔT_m を、 Q がその最小値となるよう選択していき、対応している ΔT_m が、前記熱源温度と常温 T_0 との間の差の値である、請求項 7 の方法。

【請求項 9】

ヒトもしくは動物の体における局所温度変化を測定する装置であって：

第 1 の超音波を、標的領域に、その温度が変わる前に伝達していき、第 2 の超音波を、該標的領域に、その温度が変わった後に伝達していくのに使用される超音波伝達手段

第 1 および第 2 のエコー波を、標的領域および該標的領域から離れた組織におけるヒトもしくは動物の組織により反射される第 1 および第 2 の超音波からそれぞれ受信し、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターをそれぞれ得るのに使用される超音波受信手段

第 1 および第 2 のエコー波パラメーターからの、標的領域に関する温度分散情報を抽出するのに使用されるシグナル加工分析手段

を含んでいることを特徴とし、該シグナル加工分析手段が、第 1 と第 2 のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を算出し、第 1 と第 2 のエコー波パラメーターとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化し、こうして、標的領域局所温度変化に関する情報が、逆算を通じて得られる、装置。

【請求項 10】

前記超音波伝達手段および前記超音波受信手段が、通常の B 型超音波装置から最適化される、請求項 9 の装置。

【請求項 11】

第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターが、そのエコー波の音圧もしくはそのエコー波の力である、請求項 9 の装置。

【請求項 12】

前記シグナル加工分析手段に使用される式が、第 2 のエコー波パラメーターと第 1 のエコー波パラメーターとの間の前記理論比較値を算出し：

【数 10】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

であり、式中、以降の経験式：

【数 1 1】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad (16)$$

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

が使用され：

【数 1 2】

$$\bar{p}_0$$

が、温度勾配場がない場合のそのエコー波の音圧であり：

【数 1 3】

$$\bar{p}$$

が、温度勾配場がある場合のそのエコー波の音圧であり、 f が、この音波の周波数であり、 g が、求められる値であり、 L および R_0 がそれぞれ、その変換機およびその反射平面からその熱源中央までの距離を表し、 ΔT_m が、常温に関しての該熱源中央での最高温度上昇であり、第 1 のエコー波パラメーターと第 2 のエコー波パラメーターとの間のその比較値が：

【数 1 4】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

として定義され、式中、 β_{01} 、 β_{02} 、 $\dots$ が、音響熱カップリングパラメーターである、請求項 9 の装置。

【請求項 1 3】

前記音響熱カップリングパラメーターが：

【数 1 5】

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij}(T) (\Delta T)^i \quad (18)$$

として表記される、請求項 1 2 の装置。

【請求項 1 4】

前記音響熱カップリングパラメーターが更に：

【数 1 6】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)} (\Delta T_m) [1 + \Delta] \quad (19)$$

として表現され、式中、 Δ が、特定細分散である、請求項 1 3 の装置。

【請求項 1 5】

前記シグナル加工分析手段が、高速フーリエ変換 (FFT) を実施し、測定された第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターにスペクトルを滑らかにさせ、前記理論比較値と前記測定比較値との間の最小差を、最小平方法により得、こうして、標的領域局所温度を、逆算により得る、請求項 9 ～ 1 4 のいずれか 1 項の装置。

【請求項 1 6】

前記シグナル加工分析手段により標的領域局所温度変化を得ることが、以降の式を用いて表記され得、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターの周波数部位における音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0(f_i)$ および $p_1(f_i)$ であり、 $I_0(f_i)$ が：

【数 1 7】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13)$$

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ 、 N が、選択される周波数であり、目的関数が：

【数 1 8】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 $\beta_1, \beta_2, \dots$ および ΔT_m を、 Q がその最小値となるよう選択していき、対応している ΔT_m が、その熱せられた局所の温度と常温 T_0 との間の差の値である、請求項 15 の装置。

【請求項 1 7】

前記シグナル加工分析手段が、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを、ユーザーが入力していくのに使用される入力手段を含む、請求項 16 の装置。

【請求項 1 8】

前記シグナル加工分析手段が自動的に、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを発生させる、請求項 16 の装置。

【請求項 1 9】

ヒトもしくは動物の体における局所温度変化を測定する装置であって：

第 1 の超音波を、標的領域に、その温度が変わる前に伝達していき、該標的領域および該標的領域から離れた組織におけるヒトもしくは動物の組織により反射された第 1 の超音波から、第 1 のエコー波を受信し、第 2 の超音波を、該標的領域に、該標的領域の温度が変わった後に伝達していき、該標的領域および該標的領域から離れた組織におけるヒトもしくは動物の組織により反射された第 2 の超音波から、第 2 のエコー波を受信するのに使用され、これにより、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターがそれぞれ得られる超音波伝達受信手段

第 1 および第 2 のエコー波パラメーターからの、該標的領域に関する温度変化情報を抽出するのに使用されるシグナル加工分析手段
を含んでいることを特徴とし、該シグナル加工分析手段が、第 1 と第 2 のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を算出し、第 1 と第 2 のエコー波パラメーターとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化し、こうして、標的領域局所温度変化に関する情報が、逆算を通じて得られる、装置。

【請求項 2 0】

前記超音波伝達受信手段が、通常の B 型超音波装置から再適合される、請求項 19 の装置。

【請求項 2 1】

第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターが、そのエコー波の音圧もしくはそのエコー波の力である、請求項 19 の装置。

【請求項 2 2】

前記伝達受信手段が、M-ライン（線）により指し示される向きに沿って、B 型超音波による伝達を実行する、請求項 19 の装置。

【請求項 2 3】

第 2 のエコー波パラメーターと第 1 のエコー波パラメーターとの間の前記理論比較値を算出するための前記伝達受信手段により使用される式が：

【数 1 9】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

であり、式中、以降の経験式：

【数 2 0】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad (16)$$

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

が使用され：

【数 2 1】

$$\bar{p}_0$$

が、温度勾配場がない場合のそのエコー波の音圧であり：

【数 2 2】

$$\bar{p}$$

が、温度勾配場がある場合のそのエコー波の音圧であり、 f が、この音波の周波数であり、 g が、求められる値であり、 L および R_0 がそれぞれ、その変換機およびその反射平面からその熱源中央までの距離を表し、 ΔT_m が、常温に関しての該熱源中央での最高温度上昇であり、第 1 のエコー波パラメーターと第 2 のエコー波パラメーターとの間のその比較値が：

【数 2 3】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

として定義され、式中、 β_{01} 、 β_{02} 、 $\dots$ が、音響熱カップリングパラメーターである、請求項 19 の装置。

【請求項 2 4】

前記音響熱カップリングパラメーターが：

【数 2 4】

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij}(T) (\Delta T)^i \quad (18)$$

として表記される、請求項 23 の装置。

【請求項 2 5】

前記音響熱カップリングパラメーターが更に：

【数 2 5】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)} (\Delta T_m) [1 + \Delta] \quad (19)$$

として表現され、式中、 Δ が、特定細分散である、請求項 24 の装置。

【請求項 2 6】

前記シグナル加工分析手段が、高速フーリエ変換 (FFT) を実施し、測定された第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターにスペクトルを滑らかにさせ、前記理論比較値と前記測定比較値との間の最小差を、最小平方法により得、こうして、標的領域局所温度上昇を、逆算により得る、請求項 19～25 のいずれか 1 項の装置。

【請求項 2 7】

前記シグナル加工分析手段による標的領域局所温度上昇を得ることが、以降の式を用いて表記され得、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターの周波数部位における音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0(f_i)$ および $p_1(f_i)$ であり、 $I_0(f_i)$ が：

【数 2 6】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13)$$

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ 、 N が、選択される周波数であり、目的関数が：

【数 2 7】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 $\beta_1, \beta_2, \dots$ および ΔT_m を、 Q がその最小値となるよう選択していき、対応している ΔT_m が、その熱源温度と常温 T_0 との間の差の値である、請求項 2 6 の装置。

【請求項 2 8】

前記シグナル加工分析手段が、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを、ユーザーが入力していくのに使用される入力手段を含む、請求項 2 7 の装置。

【請求項 2 9】

前記シグナル加工分析手段が自動的に、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを発生させる、請求項 2 7 の装置。

【請求項 3 0】

高エネルギー集中超音波を、ヒトの体の特定領域に対して発生させ、その温度を変化させるのに使用される高エネルギー集中超音波源

ヒトの体の該特定領域を、該高エネルギー超音波の焦点に移動させるのに使用され、ヒトの体の該特定領域を画像化するためのポジショニング B 型超音波プローブも包含しているポジショニングシステム

を含んでいる、温度を測定できる集中超音波治療装置であって、更に：

該ポジショニング B 型超音波プローブの片側もしくは両側においてインストールされ、第 1 の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わる前に伝達していくのに使用され、次いで、該標的領域および該標的領域から離れた組織におけるヒトの組織により反射された第 1 の超音波からの第 1 のエコー波を受信し、第 2 の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わった後に伝達していくのに使用され、次いで、該標的領域および該標的領域から離れたヒトの組織により反射された第 2 の超音波からの第 2 のエコー波を受信し、これにより、第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターがそれぞれ得られる、少なくとも 1 つの超音波測定変換機

第 1 および第 2 のエコー波パラメーターからの、該特定領域に関する温度変化情報を抽出するためのシグナル加工分析手段

を含むことを特徴とし、該シグナル加工分析手段が、第 1 と第 2 のエコー波パラメーターとの間の理論比較値を算出し、第 1 と第 2 のエコー波パラメーターとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化し、こうして、該特定領域局所温度変化に関する情報が、逆算を通じて得られる、集中超音波治療装置。

【請求項 3 1】

少なくとも 1 つの前記超音波測定変換機が、B 型超音波変換機である、請求項 3 0 の集中超音波治療装置。

【請求項 3 2】

第 1 のエコー波パラメーターおよび第 2 のエコー波パラメーターが、そのエコー波の音圧もしくはそのエコー波の力である、請求項 3 0 の集中超音波治療装置。

【請求項 3 3】

少なくとも 1 つの前記超音波測定変換機が、該超音波治療装置の籠殻上に位置され、導電媒体を含有する、請求項 3 0 の集中超音波治療装置。

【請求項 3 4】

少なくとも 1 つの前記超音波測定変換機が、前記ポジショニング B 型超音波プローブ頭

部上に位置され、こうして、少なくとも1つの前記超音波測定変換機が、該ポジショニングB型超音波プローブと一緒に動く、請求項30の集中超音波治療装置。

【請求項35】

第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間の前記理論比較値を算出するための前記伝達受信手段により使用される式が：

【数28】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

であり、式中、以降の経験式：

【数29】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad (16)$$

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

が使用され：

【数30】

$$\bar{p}_0$$

が、温度場がない場合のそのエコー波の音圧であり：

【数31】

$$\bar{p}$$

が、温度場がある場合のそのエコー波の音圧であり、fが、この音波の周波数であり、gが、求められる値であり、LおよびR₀がそれぞれ、その変換機およびその反射平面からその熱源中央までの距離を表し、ΔT_mが、常温に関しての該熱源中央での最高温度上昇であり、第1のエコー波パラメーターと第2のエコー波パラメーターとの間のその比較値が：

【数32】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

として定義され、式中、β₀₁、β₀₂、...が、音響熱カップリングパラメーターである、請求項30の集中超音波治療装置。

【請求項36】

前記音響熱カップリングパラメーターが：

【数33】

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij}(T)(\Delta T)^i \quad (18)$$

として表記される、請求項35の集中超音波治療装置。

【請求項37】

前記音響熱カップリングパラメーターが更に：

【数34】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)}(\Delta T_m)[1 + \Delta] \quad (19)$$

として表現され、式中、Δが、特定細分散である、請求項36の集中超音波治療装置。

【請求項38】

前記シグナル加工分析手段が、高速フーリエ変換（FFT）を実施し、測定された第1のエコー波パラメータおよび第2のエコー波パラメータにスペクトルを滑らかにさせ、前記理論比較値と前記測定比較値との間の最小差を、最小平方法により得、こうして、前記特定領域局所温度上昇を、逆算により得る、請求項30～37のいずれか1項の集中超音波治療装置。

【請求項39】

前記伝達受信手段が、前記逆算法により、前記特定領域における温度上昇を得、以降の式を用いて表記され得、第1のエコー波パラメータおよび第2のエコー波パラメータの周波数部位における音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0(f_i)$ および $p_1(f_i)$ であり、 $I_0(f_i)$ が：

【数35】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13)$$

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ 、 N が、選択される周波数であり、目的関数が：

【数36】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 $\beta_1, \beta_2, \dots$ および ΔT_m を、 Q がその最小値となるよう選択していき、対応している ΔT_m が、その熱源温度と常温 T_0 との間の差の値である、請求項38の集中超音波治療装置。

【請求項40】

前記シグナル加工分析手段が、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを、ユーザーが入力していくのに使用される入力手段を含む、請求項39の集中超音波治療装置。

【請求項41】

前記シグナル加工分析手段が自動的に、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを発生させる、請求項39の集中超音波治療装置。

【請求項42】

高エネルギー集中超音波を、ヒトの体の特定領域に対して発生させ、その温度を変化させるのに使用される高エネルギー集中超音波源

ヒトの体の該特定領域を、該高エネルギー超音波の焦点に移動させるのに使用され、ヒトの体の該特定領域を画像化するためのポジショニングB型超音波プローブも包含しているポジショニングシステム

を含んでいる、温度を測定できる集中超音波治療装置であって：

該ポジショニングB型超音波プローブが、B/Mモードにあり、第1の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わる前に、M型超音波を用いて指し示される向きに沿って伝達していき、次いで、該標的領域および該標的領域から離れたヒトの組織により反射された第1の超音波からの第1のエコー波を受信し、第2の超音波を、該特定領域に、該領域の温度が変わった後に伝達していき、次いで、該標的領域および該標的領域から離れたヒトの組織により反射された第2の超音波からの第2のエコー波を受信し、こうして、第1のエコー波パラメータおよび第2のエコー波パラメータをそれぞれ得ること

第1のエコー波パラメータおよび第2のエコー波パラメータからの、該特定領域に関する温度変化情報を抽出するシグナル加工分析手段

を特徴とし、該シグナル加工分析手段が、第1と第2のエコー波パラメータとの間の理論比較値を算出し、第1と第2のエコー波パラメータとの間の該理論比較値とその測定比較値との間の差を最適化し、こうして、該特定領域局所温度変化に関する情報が、逆算を通じて得られる、集中超音波治療装置。

【請求項43】

第1のエコー波パラメーターおよび第2のエコー波パラメーターが、そのエコー波の音圧もしくはそのエコー波の力である、請求項42の集中超音波治療装置。

【請求項44】

第2のエコー波パラメーターと第1のエコー波パラメーターとの間の前記理論比較値を算出するための前記シグナル加工分析手段により使用される式が：

【数37】

$$\bar{p} = \bar{p}_0 S(\beta_1, R_0) S(\beta_2, L) \quad (11)$$

であり、式中、以降の経験式：

【数38】

$$S(\beta, X) = 1 - \frac{\beta X^3}{f} \quad (15)$$

$$\beta_j = \beta_{0j} \Delta T_m g(f, \Delta T_m), \quad (16)$$

$$\bar{p}_0 = V A_0 e^{ik(L+R_0)} \quad (17)$$

が使用され：

【数39】

$$\bar{p}_0$$

が、温度場がない場合のそのエコー波の音圧であり：

【数40】

$$\bar{p}$$

が、温度場がある場合のそのエコー波の音圧であり、fが、この音波の周波数であり、gが、求められる値であり、LおよびR₀がそれぞれ、その変換機およびその反射平面からその熱源中央までの距離を表し、ΔT_mが、常温に関しての該熱源中央での最高温度上昇であり、第1のエコー波パラメーターと第2のエコー波パラメーターとの間のその比較値が：

【数41】

$$I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f) = \left(\frac{\bar{p}}{\bar{p}_0} \right)^2 \quad (12')$$

として定義され、式中、β₀₁、β₀₂、...が、音響熱カップリングパラメーターである、請求項42の集中超音波治療装置。

【請求項45】

前記音響熱カップリングパラメーターが：

【数42】

$$\beta_{0j} = \sum_{i=0}^M \alpha_{ij}(T) (\Delta T)^i \quad (18)$$

として表記される、請求項44の集中超音波治療装置。

【請求項46】

前記音響熱カップリングパラメーターが更に：

【数43】

$$\beta_{0j} = \beta_{0j}^{(0)} (\Delta T_m) [1 + \Delta] \quad (19)$$

として表現され、式中、Δが、特定細分散である、請求項45の集中超音波治療装置。

【請求項47】

前記シグナル加工分析手段が、高速フーリエ変換（FFT）を実施し、測定された第1のエコー波パラメータおよび第2のエコー波パラメータにスペクトルを滑らかにさせ、前記理論比較値と前記測定比較値との間の最小差を、最小平方法により得、こうして、前記特定領域局所温度上昇を、逆算により得る、請求項42～46のいずれか1項の集中超音波治療装置。

【請求項48】

前記シグナル加工分析手段が、前記逆算法により、前記測定領域における温度上昇を得、以降の式を用いて表記され得、第1のエコー波パラメータおよび第2のエコー波パラメータの周波数部位における音圧スペクトルがそれぞれ、 $p_0(f_i)$ および $p_1(f_i)$ であり、 $I_0(f_i)$ が：

【数44】

$$I_0(f_i) = \left[\frac{p_1(f_i)}{p_0(f_i)} \right]^2 \quad (13)$$

として定義され、 $i = 1, \dots, N$ 、 N が、選択される周波数であり、目的関数が：

【数45】

$$Q = \sum_{i=1}^N \{I_0(f_i) - I_1(\beta_{01}, \beta_{02}, \dots, \Delta T_m, f_i)\}^2 \quad (14)$$

として定義され、 $\beta_1, \beta_2, \dots$ および ΔT_m を、 Q がその最小値となるよう選択していき、対応している ΔT_m が、その熱源温度と常温 T_0 との間の差の値である、請求項47の集中超音波治療装置。

【請求項49】

前記シグナル加工分析手段が、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを、ユーザーが入力していくのに使用される入力手段を含む、請求項48の集中超音波治療装置。

【請求項50】

前記シグナル加工分析手段が自動的に、 $\beta_{01}, \beta_{02}, \dots$ および ΔT_m の複数のデータセットを発生させる、請求項48の集中超音波治療装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/CN2004/001508
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC ⁷ A61N7/02 A61B8/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
IPC ⁷ A61N7/+ A61B8/00 A61B18/04 A61B18/18		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
CNPAT (1985~2004)		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
WPI, EPODOC, PAJ: ultrasound ultrasonic temperature inversion HIFU retrieval		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN,A, 1358549 (BEIJING YUANDE BIO-MEDICAL ENGINEERING CO., LTD.) 17.JUL. 2002 (17,07,2002), the whole document	1, 9, 18, 28, 39
A	CN,A, 1251028 (QUADRANT HEALTHCARE UK LTD) 19.APR. 2000 (19, 04, 2000), the whole document	1, 9, 18, 28, 39
A	CN,A, 1342503 (BEIJING YUANDE BIO-MEDICAL ENGINEERING CO., LTD.) 03.APR. 2002 (03, 04, 2002), the whole document	1, 9, 18, 28, 39
P, A	US, A, 20040127791 (T.Douglas Mast) 01.JUL. 2004 (01, 07, 2004), the whole document	1, 9, 18, 28, 39
A	US, A, 20030036706 (Dr. Michael H. Slayton) 20.FEB. 2003 (20, 02, 2003), the whole document	1, 9, 18, 28, 39
A	US, A, 4513749 (Board of Trustees of Leland Stanford University) 30.APR. 1985 (30, 04, 1985), the whole document	1, 9, 18, 28, 396
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim (S) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 11.MAR 2005 (11.03.2005)		Date of mailing of the international search report 31 · MAR 2005 (31 · 03 · 2005)
Name and mailing address of the ISA/ 6 Xitucheng Rd., Jimen Bridge, Haidian District, 100088		Authorized officer ZHANG WEL
Facsimile No. 86-10-62019451		Telephone No. 86-10-62085846

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2004/001508

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family Members	Publication Date
CN,A, 1358549	17, 07, 2002	WO,A,03045498	05.06.2003
CN,A, 1251028	19, 04, 2000	US,B,6322512	27.11.2001
		WO,A,9832378	30.07.1998
		ZA,A,9800520	30.09.1998
		AU,A,5570998	18.08.1998
		EP,A,0963176	15.12.1999
		TW,A,360524	11.06.1999
		JP,T,2001508344	26.06.2001
CN,A, 1342503	03, 04, 2002	WO,A,03039675	15.05.2003
		GB,A,2399505	22.09.2004
		DE,T,10297421	04.11.2004
US, A, 20040127791	01, 07, 2004	None	
US, A, 20030036706	20, 02, 2003	None	
US, A, 4513749	30, 04, 1985	WO,A,8401890	24.05.1984
		EP,A,0125309	21.11.1984
		JP,T,60500122	31.01.1985

国际检索报告		国际申请号 PCT/CN2004/001508
A. 主题的分类		
IPC ⁷ A61N7/02 A61B8/00		
按照国际专利分类表(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类		
B. 检索领域		
检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)		
IPC ⁷ A61N7/+ A61B8/00 A61B18/04 A61B18/18		
包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献		
中国专利文献(1985~2004)		
在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))		
WPI, EPDOC, PAJ; ultrasound ultrasonic temperature inversion HIFU retrieval		
C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	CN,A, 1358549 (北京源德生物医学工程股份有限公司) 17.7 月 2002 (17,07,2002), 全文	1、9、18、28、39
A	CN,A, 1251028 (康德伦特健康护理(英国)有限公司) 19.4 月 2000 (19, 04, 2000), 全文	1、9、18、28、39
A	CN,A, 1342503 (北京源德生物医学工程股份有限公司) 03.4 月 2002 (03, 04, 2002), 全文	1、9、18、28、39
P, A	US, A, 20040127791 (T.Douglas Mast) 01.7 月 2004 (01, 07, 2004), 全文	1、9、18、28、39
A	US, A, 20030036706 (Dr. Michael H. Slayton) 20.2 月 2003 (20, 02, 2003), 全文	1、9、18、28、39
A	US, A, 4513749 (Board of Trustees of Leland Stanford University) 30.4 月 1985 (30, 04, 1985), 全文	1、9、18、28、39
☐ 其余文件在 C 栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: "A" 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 "E" 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 "L" 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 "O" 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 "P" 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 "T" 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 "X" 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 "Y" 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 "&" 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期 11.3 月 2005 (11.03 2005)		国际检索报告邮寄日期 31.3 月 2005 (31.03.2005)
中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路 6 号 100088 传真号: (86-10)62019451		授权官员  电话号码: (86-10)62085846

国际检索报告
关于同族专利的信息

申请号
PCT/CN2004/001508

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN,A, 1358549	17, 07, 2002	WO,A,03045498	05.06.2003
CN,A, 1251028	19, 04, 2000	US,B,6322512	27.11.2001
		WO,A,9832378	30.07.1998
		ZA,A,9800520	30.09.1998
		AU,A,5570998	18.08.1998
		EP,A,0963176	15.12.1999
		TW,A,360524	11.06.1999
		JP,T,2001508344	26.06.2001
CN,A, 1342503	03, 04, 2002	WO,A,03039675	15.05.2003
		GB,A,2399505	22.09.2004
		DE,T,10297421	04.11.2004
US, A, 20040127791	01, 07, 2004	无	
US, A, 20030036706	20, 02, 2003	无	
US, A, 4513749	30, 04, 1985	WO,A,8401890	24.05.1984
		EP,A,0125309	21.11.1984
		JP,T,60500122	31.01.1985

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 錢祖文
中華人民共和国北京市北京經濟技術開發区永昌北路2 4号

(72)発明者 熊六林
中華人民共和国北京市北京經濟技術開發区永昌北路2 4号

(72)発明者 于晋生
中華人民共和国北京市北京經濟技術開發区永昌北路2 4号

(72)発明者 朱厚卿
中華人民共和国北京市北京經濟技術開發区永昌北路2 4号

(72)発明者 邵道遠
中華人民共和国北京市北京經濟技術開發区永昌北路2 4号

(72)発明者 吳曉東
中華人民共和国北京市北京經濟技術開發区永昌北路2 4号

Fターム(参考) 4C117 XA01 XB01 XC26 XD27 XE46 XE48 XG34 XJ05 XJ09 XJ14
4C601 BB01 BB02 DD22 EE09 EE11 EE16 FF11 FF14 FF15 GA03
GB14 JB36 JB49 JB50 KK12 KK13

专利名称(译)	一种用超声波反演法测量人体或动物体温的方法		
公开(公告)号	JP2008501380A	公开(公告)日	2008-01-24
申请号	JP2007513658	申请日	2004-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	北京源德生物医学工程有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京源德生物医学工程有限公司		
[标]发明人	錢祖文 熊六林 于晋生 朱厚卿 邵道遠 吳曉東		
发明人	錢祖文 熊六林 于晋生 朱厚卿 邵道遠 吳曉東		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/01 A61B5/00 A61B8/00 A61B17/00 A61N7/02 G01K11/22		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/7257 A61B8/5223 A61B2017/00084 A61N7/02 G01K11/22 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/00.101.H		
F-TERM分类号	4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC26 4C117/XD27 4C117/XE46 4C117/XE48 4C117/XG34 4C117/XJ05 4C117/XJ09 4C117/XJ14 4C601/BB01 4C601/BB02 4C601/DD22 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF11 4C601/FF14 4C601/FF15 4C601/GA03 4C601/GB14 4C601/JB36 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/KK12 4C601/KK13		
代理人(译)	英年古河 Kajinami秩序		
优先权	200410046091.9 2004-06-04 CN		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于测量人体或动物体内的局部温度的方法。在该方法中，第一超声波在M型超声波的引导下传输到具有温度T的测量区域。接收从特定反射表面反射的超声波以获得第一参数。然后将测量区域的温度修改为 $T + \Delta T$ 。第二超声波被传输到测量区域。从特定反射表面反射的第二超声波反射的超声波被接收以获得第二参数。获得第二参数测量与第一参数测量的比率。另一方面，第二参数与第一参数的理论比率也通过理论计算获得。通过优化方法可以最小化其包括理论比率和测量比率之间的差异的目标函数。通过使用逆计算方法获得测量区域中的局部区域温度上升 ΔT 。

