

(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2005-512647

(P2005-512647A)

(43) 公表日 平成17年5月12日(2005.5.12)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/05 3 8 2	4 C 0 6 0
A 6 1 B 18/00	A 6 1 B 5/05 3 9 0	4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/28	G 0 1 N 24/02 Y	4 C 0 9 9
// A 6 1 F 7/00	A 6 1 B 17/36 3 3 0	
	A 6 1 F 7/00 3 2 2	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-553281 (P2003-553281)  
 (86) (22) 出願日 平成14年12月9日 (2002.12.9)  
 (85) 翻訳文提出日 平成16年6月11日 (2004.6.11)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2002/005201  
 (87) 国際公開番号 W02003/052444  
 (87) 国際公開日 平成15年6月26日 (2003.6.26)  
 (31) 優先権主張番号 10/022,758  
 (32) 優先日 平成13年12月14日 (2001.12.14)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

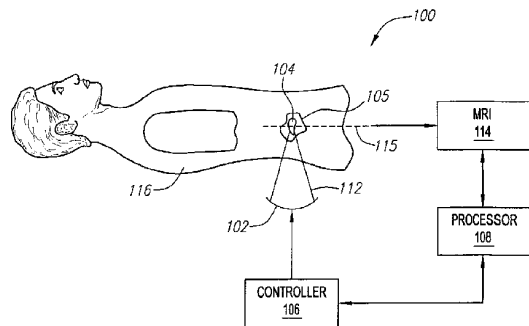
(71) 出願人 503038683  
 インサイテック-テクソニクス リミテッド  
 イスラエル国 3 9 1 2 0 チラット  
 ハカーメル, ピー. オー. ボックス  
 2 0 5 9  
 (74) 代理人 100078282  
 弁理士 山本 秀策  
 (74) 代理人 100062409  
 弁理士 安村 高明  
 (74) 代理人 100113413  
 弁理士 森下 夏樹  
 (72) 発明者 フレウンドリッチ, デービッド  
 イスラエル国 ハイファ, 4 エー, ブ  
 ナイ ブリス ストリート

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 熱処置を受ける組織のMRI誘導温度マッピング

(57) 【要約】

本システムは、一般的に細長く、かつ病巣の軸に関して対称である病巣ゾーンにおけるエネルギー変換により加温される組織塊の温度をモニタリングするために、磁気共鳴画像法を使用する。この組織塊の第1の複数の画像は、この病巣の軸に対して実質的に垂直に整列される第1の像平面において取得される。次いで、第1の像平面における病巣ゾーンの断面は、第1の複数の画像から規定される。第2の複数の画像は、病巣の軸に対して実質的に平行に整列される第2の像平面における組織塊から取得され、この第2の像平面は、規定された病巣ゾーン断面のおよそ中央で第1の像平面を二分する。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

少なくとも組織塊の一部を取り囲む病巣ゾーン内で、エネルギー転換により加温される該細胞塊の温度変化をモニタリングするためのシステムであって、該病巣ゾーンは一般に細長くかつ病巣の軸に関して対称であって、該システムは、以下：

該病巣の軸に対して実質的に垂直に整列された第 1 の像平面において、該組織塊の第 1 の複数の磁気共鳴画像を取得する工程；

該第 1 の複数の画像から、該第 1 の像平面における該病巣ゾーンの断面を規定する工程；および

該病巣の軸に対して実質的に平行に整列された第 2 の像平面における該組織塊の、第 2 の複数の画像を取得する工程であって、該第 2 の像平面は、該規定された病巣ゾーンの断面のおよそ中央で該第 1 の像平面を二分する、工程を実施するように構成される、システム。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載のシステムであって、ここで加温エネルギーが、規定された加温期間の間に適用され、そして、前記第 2 の複数の画像が、該加温期間が終わる直前に取得される、システム。

## 【請求項 3】

請求項 1 に記載のシステムであって、該システムがさらに、以下：

前記第 1 および第 2 の複数の画像に基づいて、前記病巣ゾーンにおける前記組織塊の、3次元熱放出を誘導する工程を実施するように構成される、システム。

20

## 【請求項 4】

請求項 3 に記載のシステムであって、ここで前記熱放出が、以下：

前記第 2 の複数の画像から、前記第 2 の像平面における前記病巣ゾーンの断面を規定する工程であって、該第 2 の像平面における該病巣ゾーンの該断面が距離を有する工程；

前記第 1 の像平面における該病巣ゾーンの該断面を、該第 2 の像平面における該病巣ゾーンの該断面の該距離に沿って外挿する工程；および

該第 2 の複数の画像の連続的な画像において測定される該病巣ゾーンにおける前記組織塊の特性における差異を決定する工程であって、測定される特性における該差異が、それぞれの画像間での該組織塊の温度変化に、少なくとも部分的に対応する、工程によって誘導される、システム。

30

## 【請求項 5】

請求項 1 に記載のシステムであって、該システムがさらに、前記病巣ゾーンにおける前記組織塊の前記温度が、誘導熱放出に基づく閾値温度または熱用量を超えていることを検証する工程を実施するように構成される、システム。

## 【請求項 6】

請求項 4 に記載のシステムであって、該システムがさらに、以下：

前記第 2 の複数の画像の前記画像を取得する間に、前記病巣の軸に対して実質的に垂直に整列される第 3 の像平面において、前記病巣ゾーンの前記組織塊の 1 以上のさらなる画像を取得する工程；

40

該第 3 の像平面における該病巣ゾーンの断面を規定する工程；および

前記第 2 の像平面が、前記第 3 の像平面における該規定された病巣ゾーン断面のおよそ中央で、該第 3 の像平面を二分することを検証する工程を実施するように構成される、システム。

## 【請求項 7】

組織塊の少なくとも一部を取り囲む病巣ゾーンにおけるエネルギー変換によって加温される該組織塊の温度における変化をモニタリングするためのシステムであって、該病巣ゾーンは一般に細長くかつ病巣の軸に関して対称であって、該システムは、以下：

該病巣の軸に対して実質的に垂直に整列された第 1 の像平面において、該組織塊の第 1

50

の複数の磁気共鳴画像を取得する工程であって、前記第 1 の複数の画像が、該組織塊への超音波エネルギーの適用より前に取得された、ベースラインの画像を包含する、工程；

該第 1 の複数の画像から、該第 1 の像平面における該病巣ゾーンの断面を規定する工程；および

該病巣の軸に対して実質的に平行に整列された第 2 の像平面において、該組織塊の第 2 の複数の画像を取得する工程であって、該第 2 の像平面は、該規定された病巣ゾーンの断面のおよそ中央で該第 1 の像平面を二分する、工程

を実施するように構成され、ここで、該システムが、該第 1 および第 2 の複数の画像に基づいて、該病巣ゾーンにおける該組織塊の 3 次元熱放出を誘導する、システム。

【請求項 8】

請求項 7 に記載のシステムであって、ここで前記エネルギーが、規定された加温期間の間に適用され、そして、前記第 2 の複数の画像が、該加温期間が終わる直前に取得される、システム。

【請求項 9】

請求項 7 に記載のシステムであって、ここで前記熱放出が、以下：

前記第 2 の複数の画像から、前記第 2 の像平面における前記病巣ゾーンの断面を規定する工程であって、該第 2 の像平面における該病巣ゾーンの該断面が距離を有する工程；

前記第 1 の像平面における該病巣ゾーンの該断面を、該第 2 の像平面における該病巣ゾーンの該断面の該距離に沿って外挿する工程；および

該第 2 の複数の画像の連続的な画像において測定される該病巣ゾーンにおける前記組織塊の特性における差異を決定し、測定される特性における該差異が、それぞれの画像間での該組織塊の温度変化に、少なくとも部分的に対応する、工程によって誘導される、システム。

【請求項 10】

請求項 7 に記載のシステムであって、該システムがさらに、前記病巣ゾーンにおける前記組織塊の前記温度が、誘導熱放出に基づく閾値温度または熱用量を超えていることを検証する工程を実施するように構成される、システム。

【請求項 11】

請求項 7 に記載のシステムであって、該システムがさらに、以下：

前記第 2 の複数の画像の前記画像を取得する間に、前記病巣の軸に対して実質的に垂直に整列される第 3 の像平面において、前記病巣ゾーンの該前記組織塊の 1 以上のさらなる画像を取得する工程；

該第 3 の像平面における該病巣ゾーンの断面を規定する工程；および

前記第 2 の像平面が、前記第 3 の像平面における該規定された病巣ゾーン断面のおよそ中央で、該第 3 の像平面を二分することを検証する工程を実施するように構成される、システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(背景)

(1. 発明の分野)

本発明は、一般に、磁気共鳴映像法 (MRI) 誘導熱処置システムに関し、より詳細には、MRI を使用して、熱処置を受ける組織塊の熱放出画像を得ることに関する。

【背景技術】

【0002】

(2. 発明の背景)

特定の型の体組織 (例えば、腫瘍) は、熱によって破壊され得る。内部の体組織に熱エネルギーを適用するための 1 つの方法は、例えば、圧電変換器の位相配列を使用して、高強度の超音波音響波を組織内に集中させることである。このような処置は、この組織を取り除くための侵襲性の手術の必要性を減少するかまたは排除さえし得る。この処置プロセ

10

20

30

40

50

スに対する決定的な重要性は、超音波エネルギーの各適用（または「超音波処理」）の間に、加温される標的組織構造の一部を殺傷/切除するために十分な熱用量に到達することを検証することである。特定の処置セッションにおいて必要とされる超音波処理の総回数を最小にするために、組織構造のどの部分が殺傷/切除されたかを正確に追跡し得ることもまた重要である。

【0003】

この目的のために、MRIシステムを使用して、体内の標的組織構造で超音波エネルギーを向け、加温される組織を完全に切除するのに十分な熱用量が達したかを確認するために、熱処置プロセスの間に加温される組織領域の温度変化をモニタリングする。

【0004】

MRI技術を使用して温度変化を測定する1つの方法は、水中のプロトン共鳴周波数（PRF）の温度依存性を利用する。PRFのこの温度依存性は、主として、水中の水素結合の、温度により誘導される破壊、伸縮または屈曲に依存する。純水の温度依存性は、 $0.0107 \text{ ppm/}$  であり、そして他の水ベースの組織の温度依存性は、この値に近い。MRI機における不均一な磁場に起因して、絶対的なPRF測定は不可能である。その代わりに、PRFの変化が、まずMR画像を撮影し、その後熱を送達し、そしてこのベースライン値を引き続く測定値から減算することによって、測定される。次いで、PRFにおける温度により誘導される変化は、MR信号の位相の変化（すなわち、周波数シフト）を、特定のMR画像化シーケンスにおいて測定することによって、確立される。

【0005】

とりわけ、各超音波処理の持続時間は、加温されている標的組織構造体の周りの健全な組織での所望されない（かつ苦痛な）熱の蓄積を回避する目的で、例えば、約10秒間に制限されなければならない。従って、十分な殺傷温度に達したことを確認するために、超音波処理の間に温度上昇をモニタリングするために、時間的なMR画像を取得するための時間が、制限される。単一のMR熱感受性画像を取得するために、少なくとも1秒、そして3秒もの時間がかかり得るので、このことは、複数のスライスのMR画像化技術を使用して、加温される体積全体をカバーする余地はほとんどないことを意味する。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

（発明の要旨）

本発明は、磁気共鳴画像化を使用して、病巣軸に関して対称的な、一般に細長い病巣ゾーンにエネルギーを収束させることによって、温熱処置を受けている組織塊の温度をモニタリングするためのシステムに関する。

【0007】

1つの実施形態において、システムは、組織塊の第1の複数の画像を、病巣の軸に対して実質的に垂直に整列した第1の像平面において取得するように構成される。第1の像平面における病巣ゾーンの断面は、第1の複数の画像から規定される。組織塊の第2の複数の画像が、病巣の軸に対して実質的に平行に整列した第2の像平面においてまた取得され、この第2の像平面は、第1の像平面を、規定された病巣ゾーンの断面のおよそ中央で二分する。

【0008】

1つの実施形態において、第1の複数の画像は、組織塊への超音波エネルギーの適用の前に撮影された、ベースライン画像を含む。

【0009】

1つの実施形態において、第2の複数の画像のうちの1つの画像は、超音波処理の終了直前に取得される。

【0010】

1つの実施形態において、このシステムは、第2の複数の画像の画像を取得する間に、第3の像平面において、病巣ゾーンの組織塊の1つ以上の画像をさらに取得するように、

10

20

30

40

50

さらに構成される。この第3の像平面は、病巣の軸に対して実質的に垂直に整列している。次いで、第3の像平面における病巣の断面が、さらなる画像から規定され、これによって、第2の画像化面が、第3の像平面を、第3の像平面において規定された病巣ゾーンの断面のおよそ中央で二分することを確証し得る。

【0011】

好ましい実施形態において、このシステムは、第1および第2の複数の画像に基づいて、病巣ゾーンにおける組織塊の、3次元の熱放出を誘導するようにさらに構成される。1つの実施形態において、この熱放出は、第2の複数の画像から第2の像平面において、病巣ゾーンの断面を規定することによって誘導され、この第2の像平面における病巣の断面は、長さを有する。第1の像平面における病巣ゾーンの断面は、第2の像平面の病巣ゾーンの断面の長さに沿って外挿される。次いで、熱放出が、第2の複数の画像の連続した画像において測定された、病巣ゾーンにおける組織塊の特徴の差異に基づいて作製され、ここで、この差異は、それぞれの画像の間の組織塊の温度の変化に、少なくとも部分的に対応する。

10

【0012】

1つの実施形態において、測定される特徴は、組織塊から放出される電磁信号の位相であり、ここで、対応する温度変化は、連続的な画像の間での信号の位相シフトから誘導される。

【0013】

1つの実施形態において、熱放出は、病巣ゾーンにおける組織塊の温度が閾値温度を超えたことを確証するために、使用される。

20

【0014】

本発明の他の局面および特徴は、開示および記載される実施形態を考慮して、明らかになる。

【0015】

本発明の好ましい実施形態および実施は、ここで、以下の図面と組み合わせて示され、そして記載される。

【0016】

(発明の好ましい実施形態の詳細な説明)

図1は、例示的なMRI誘導集中超音波温熱処置システム100の、単純化された概略図である。システム100は、患者116内の標的組織塊105内に位置する、病巣ゾーン104に収束する、集中した超音波エネルギー112のビームを放出するための、コントローラ106によって駆動される、位相化アレイ変換機102を備える。標的組織構造体105内の病巣ゾーン104の幾何学的形状は、変換機102の形状および個々の変換機要素の位相化の関数であり、この形状および位相化は、収束する超音波の相互作用を決定する。図示される実施形態において、変換機は、凹状の球状キャップであり、これによって、病巣ゾーン104は、図2および3に示されるように、一般に細長い形状を有し、病巣の軸の周りで対称的である。

30

【0017】

組織塊105における熱伝導および冷却する血流もまた、組織塊105における実際の熱エネルギー分布において役割を果たし得る。また、エネルギービーム112の所定の出力電力および病巣ゾーン104の体積に対して、より長い超音波処理は、病巣ゾーン104におけるより高い組織温度、および病巣ゾーン104に隣接する組織への伝導による、より大きい熱移動を生じる。重要なことには、非標的組織の、場の近くでの加温、および二次的な熱点を回避するために、超音波処理の持続時間と、超音波ビーム112のエネルギーレベルとの両方に対して、実際的な制限が存在する。従って、加温される実際の組織体積は、超音波ビームの病巣ゾーン104の最初の境界からいくらか変動し得る。本明細書中において本発明を記載する際に単純化する目的で、本明細書中では、病巣ゾーン104の境界は、超音波エネルギーから直接であっても熱伝導によって間接的にであっても、大部分の熱エネルギーを受容する組織体積として定義される。

40

50

## 【0018】

MRIシステム114は、病巣ゾーン104の一部を通る二次元像平面（またはスライス）115に沿って撮影される画像を取得するために使用される。取得された画像は、組織塊105のこの部分の温度の変化をモニタリングするために、プロセッサ108によって処理される。1つ以上の画像化面115において取得された画像から測定される、この組織温度変化は、病巣ゾーン104全体の3次元熱放出を誘導するために使用される。この熱放出は、十分な組織「殺傷」熱用量が病巣ゾーン104内に達することを確証するため、および組織105のどの部分が殺傷されたかを追跡するために、使用される。この情報は、次に、組織塊105の連続的な超音波処理のために、超音波エネルギービーム112および病巣ゾーン104を位置決めするために、超音波コントローラ106によって使用される。従って、3次元病巣ゾーン104の熱放出が正確であることが、重要である。

10

## 【0019】

MRI誘導集中超音波システム（例えば、システム100）を操作するための、より特定の局面、特徴、実施形態、ならびに好ましいシステムおよび方法は、米国特許第6,419,648号、ならびに米国特許出願番号09/556,095、09/557,078、09/724,611、09/724,670、09/871,464、および09/884,206に開示されている。

## 【0020】

図2および3は、直交画像化面で撮影された病巣ゾーン104の断面画像を示す。とりわけ、病巣ゾーン104は、実質的に細長い形状であり、そして超音波変換機102の病巣の軸120に沿って対称的である。図2に示される病巣ゾーン104の断面図は、病巣の軸120に対して平行な像平面で撮影され、そしてこの例においては、病巣の軸120を含み、本明細書中で「垂直」像平面と称される。図3に示される病巣ゾーン104の断面図は、病巣の軸120に対して垂直な像平面で撮影され（図2の線B-Bに沿う）、本明細書中で「水平」像平面と称される。とりわけ、水平像平面において撮影される画像は、配置がより容易であり、その結果、これらは、病巣の軸120に沿って加温されるゾーンと交差し、一方で、垂直像平面において撮影される画像は、病巣の軸120に沿った加温されるゾーンと交差しなくてもよい。

20

## 【0021】

図4は、超音波処理の経過にわたって、選択された像平面において撮影された病巣ゾーンにおける、組織の温度変化のグラフである。具体的には、このグラフは、特定の像平面において撮影される連続的なMR画像 $T_1 \sim T_{13}$ において測定された、組織の特徴の差異に対応する、像平面における組織温度の変化を（1ピクセルで）示す。1つの実施形態において、測定される特徴は、組織から放出される電磁信号の位相であり、ここで、対応する温度変化は、連続する画像間での信号の位相シフトに基づいて推定される。

30

## 【0022】

時刻 $T_1$ （これは好ましくは、超音波処理の開始の直前である）において、MRIシステム114は、第1の画像を取得し、この画像は、患者116の体温をおそらく反映する、測定された組織の特徴のベースラインを確立するために使用される。次いで、超音波エネルギーの適用が開始され、そして第2の画像が、時刻 $T_2$ において取得される。この第2の画像から、それぞれの像平面における時刻 $T_1$ から $T_2$ までの熱放出（すなわち、組織温度の変化）が、測定された組織の特徴における変化から推定され得る。連続的な時間的画像が、組織が加温されている状態で撮影される。組織が加温されている間に取得され得る画像の実際の数は、実施形態ごとに変化し、そして例えば、MRIシステムの画像化様式に依存する。

40

## 【0023】

それぞれの像平面において画像を取得するプロセスは、少なくとも、超音波期間の終了まで、すなわち、超音波エネルギーの適用が中止されるまで続く。図4のグラフにおいて、超音波エネルギーの適用は、時刻 $T_7$ まで続き、この時点で、組織に蓄積された熱が、ピーク温度132に達する。プロセッサ108は、時刻 $T_1$ から $T_{13}$ に取得された画像

50

を使用して、病巣ゾーン104における組織105に移動された熱が、予め規定された「殺傷閾値」熱用量を超えることを確実にする。

#### 【0024】

病巣ゾーン104の正確な3次元熱放出を誘導するために、病巣ゾーン全体を網羅するように十分な数の面を含んで、水平像平面と垂直像平面との両方において、温度マップ変化を追跡し得ることが必要であるようである。しかし、このことは不可能である。なぜなら、取得される画像は、組織の薄い「スライス」に沿って撮影され、そして制限された超音波処理時間に対して取得するために比較的長い時間を必要とするからである。このことは、病巣ゾーン104の垂直像平面において撮影される画像に関して、特に問題である。図2および3に見られるように、熱エネルギーは、病巣ゾーンの細長い形状の中心部122において最も集中し、従って、より高い温度が達成される。従って、図2の線C-Cに沿って撮影される垂直画像化面において取得される画像は、病巣ゾーンの真の熱放出マップを正確に表さない。特に、垂直像平面において取得された画像がいずれも、病巣の軸120を含まない限り、真の熱放出マップは得られない。

10

#### 【0025】

上記の点をよりよく説明するために、図5は、図2の垂直像平面C-Cに沿った、画像スライスのある地点の熱放出142（温度変化対時間）を、病巣の軸120を含む線A-Aに沿った垂直像平面において撮影された画像スライスにおけるある地点の熱放出144に対して示す。従って、プロセッサ108が、病巣ゾーン104の熱放出のより正確な推定を生じるために、超音波処理の間にMRIシステム114によって取得される熱画像は、病巣の軸120に可能な限り近くに位置する垂直面で撮影されるべきである。これらの画像が、病巣の軸120から離れすぎている垂直面において撮影される場合、プロセッサ108は、病巣ゾーン104の熱放出の推定が不足しており、これは、図5に示される熱放出142の場合と同じである。上記のように、連続的な画像取得の時間的周期は、1秒間から3秒間の間であり、そして所定の超音波処理における超音波エネルギーの適用は、比較的短い期間（例えば、10秒間）にわたってであるので、超音波処理の間、垂直画像化面の整列を調節する十分な機会がない。

20

#### 【0026】

プロセッサ108は、垂直像平面（すなわち、病巣の軸に対して実質的に垂直に整列する）において組織塊105複数の画像を取得するように構成され、これは、病巣ゾーン104の一般に細長い形状を考慮すると、病巣ゾーンに沿ったどこに位置するかを決定することが、比較的容易である。

30

#### 【0027】

1つの実施形態において、複数の水平画像は、超音波処理の直前に撮影されるベースライン画像、および加温が開始した後に撮影されるさらなる画像を含み、その結果、温度変化が、2つの画像の間に現れる。温度変化から、水平像平面における病巣ゾーン104の断面の境界は、プロセッサ108によって決定され得る。複数の水平画像が取得されると同時に、垂直画像化面における複数の画像もまた取得され（すなわち、インターリーブした様式）、ここで、垂直画像化面は、規定された病巣ゾーン断面の中央に確立される。病巣ゾーン104は、病巣の軸120の周りでほぼ対称的であるので、規定された断面の中点は、病巣の軸120とおおよそ整列し、その結果、垂直面は、病巣の軸120全体を含むかまたはそうでなければ、病巣ゾーン104の熱放出の正確な反映を提供するために十分に、病巣の軸の近くにある。特に、取得された水平熱画像は、垂直熱画像が病巣ゾーンの中線に実際に十分に近いが否かを示す。近くなければ、操作者は、次のエネルギー適用の際に、垂直画像化面を、垂直画像化面が病巣ゾーンの中点にあるように調節し得る。

40

#### 【0028】

本発明によるシステムを使用して、集中したエネルギーによって加温される病巣ゾーンにおける組織の正確な熱放出を生じるために十分な画像を取得するためのプロセス600が、図6に示される。このシステムは、MR画像の取得を制御するため、および取得された画像を分析するために、ソフトウェアまたはファームウェアによって制御されるプロセ

50

ッサ（例えば、システム100におけるプロセッサ108）を使用し得る。

【0029】

最初に、工程602において、複数の温度画像が、水平画像化面において取得され、この複数の画像のうちの最初の温度画像は、好ましくは、超音波処理の開始の前に取得される、ベースライン画像である。1つの実施形態において、水平温度画像は、それらの取得のために必要とされる時間およびシステム資源を最小にするために、2つのみの画像を含む。

【0030】

工程604において、垂直面における病巣の対称軸が、垂直温度画像から誘導された温度変化測定を使用して配置される。工程604は、第1の水平画像化面にある病巣ゾーンの境界（縁部）を決定する工程を包含する。

10

【0031】

工程606において、一旦、病巣ゾーンの境界が水平画像化面に配置されると、この病巣ゾーンのおよそ中心点が、それぞれの面に配置される。病巣ゾーンは、長手方向（垂直）の対称軸の周りでほぼ対称であるので、この様式で決定される中心点は、病巣ゾーンと交差する任意の水平画像化面に関して対称軸上もまた存在する。

【0032】

工程608において、垂直画像化面が、水平画像化面における病巣ゾーンの中心点（すなわち、「中点」）の位置に基づいて、決定される。具体的には、垂直画像化面は、水平画像化面に直交し、かつ中点を含むように選択される。工程610（これは、工程602と同時に着手される。すなわち、インターリーブした様式）において、複数の温度画像が、垂直画像化面において取得される。好ましい実施形態において、垂直温度画像は、加温期間が終了するまで、連続的に取得される。

20

【0033】

工程612において、病巣ゾーンにおける組織塊の部分の3次元熱放出が、水平および垂直温度画像に基づいて誘導される。好ましい実施形態において、熱放出は、垂直温度画像から、垂直像平面において、病巣ゾーンの断面を最初に決定することによって、誘導される。病巣ゾーンの細長い形状に起因して、垂直像平面における病巣ゾーンの断面は、病巣の対称軸と実質的に軸方向に整列した長さを有する。次いで、水平面における病巣ゾーンの断面が、垂直面における病巣ゾーンの断面の長さに沿って外挿され、推定された病巣ゾーンの形状に達する。垂直温度画像の連続した画像において測定された、組織塊の特徴の差異を決定することによって、それぞれの画像の間の組織塊の温度の変化もまた決定され得る。

30

【0034】

3次元病巣ゾーンの形状の熱放出は、水平病巣ゾーンの断面にわたって、垂直面における温度変化を外挿することに基づいて、推定される。1つの実施形態において、測定される組織特徴は、組織塊から放出される電磁信号の位相であり、ここで、対応する温度変化は、連続する画像の間での信号の位相シフトから誘導される。

【0035】

工程614において、誘導された熱放出が、次いで、病巣ゾーンにおける組織塊における熱用量が、閾値組織殺傷温度用量を超えたことを確認するために使用される。工程602および610において取得された、第1および第2の複数の画像を使用して、標的塊104内の正確な位置で、超音波エネルギーが適用されたことを確認し得る。

40

【0036】

病巣ゾーンの断面の形状が、超音波処理の間の境界の任意の変化に関してと、垂直像平面の全長に沿った病巣ゾーン境界の均一性に関してとの両方で、均一なままであることを確認するために、同じかまたは異なる水平画像化面において、連続した画像を取得することが、好ましくあり得る。この目的で、工程616において、このシステムは、垂直面において第2の複数の画像のうちの時間的な画像を取得する間に、組織塊の1つ以上のさらなる画像を、第2の水平像平面（すなわち、垂直画像化面に直交する）における病巣ゾ

50

ンにおいて取得する。次いで、第2の水平画像化面における病巣ゾーンの断面が、工程618において規定される。工程620において、垂直画像化面が、第2の水平像平面を、第2の水平画像化面において規定された病巣ゾーンの断面のおよそ中点において二分することを確証する。

【0037】

垂直画像化面において取得される画像と、1つ以上の水平な画像化面において取得される画像との、実際のパターンおよび比は、実施形態に依存して、広く変動し得る。しかし、好ましくは、この比は、常に、水平面における画像より垂直面における画像をより多く含み、その結果、熱放出の正確な推定を生じるために十分な画像が、病巣ゾーンの長手方向軸に沿って撮影される。システムプロセッサは、例えば、超音波処理が開始された後に垂直画像化面において取得される全ての画像に対して、水平画像化面において1つの画像を取得するようにプログラムされ得る。このことは、病巣ゾーンの形状がわずかに不規則である場合に、特に有用であり得る。

10

【0038】

本発明の実施形態および実施が示され、そして記載されたが、多くのさらなる実施形態および実施が、本発明の範囲内であることが明らかであるはずである。例えば、記載された実施形態は、病巣の軸の周りで対称な、集束する超音波エネルギーの細長病巣ゾーンのMR画像化に関するが、同じ発明の概念はまた、異なる加温様式（例えば、集束する集中光波、または収束する高周波数電磁エネルギー）の温度モニタリングに適用され得る。

【図面の簡単な説明】

20

【0039】

【図1】図1は、患者内に位置する標的組織塊における病巣ゾーンに、収束超音波ビームを放出する、MRI誘導集中超音波温熱処置システムの、単純化した概略図である。

【図2】図2は、超音波ビームの病巣の軸に対して平行な、第1の画像化面において撮影した、病巣ゾーンの断面図である。

【図3】図3は、超音波ビームの画像化軸に対して垂直な、第2の画像化面において撮影した、病巣ゾーンの断面図である。

【図4】図4は、所定の像平面において撮影した、病巣ゾーンの組織の経時的な温度変化を示すグラフである。

【図5】図5は、MR画像化面が整列する場所に依存する、病巣ゾーンのMR画像化によって検出された温度変化の差異を示す図である。

30

【図6】図6は、本発明によるシステムが標的組織構造体の熱放出をモニタリングし、病巣ゾーンとのMR画像化面の正しい整列を確実にする、例示的なプロセスを示すフローチャートである。

【 図 1 】

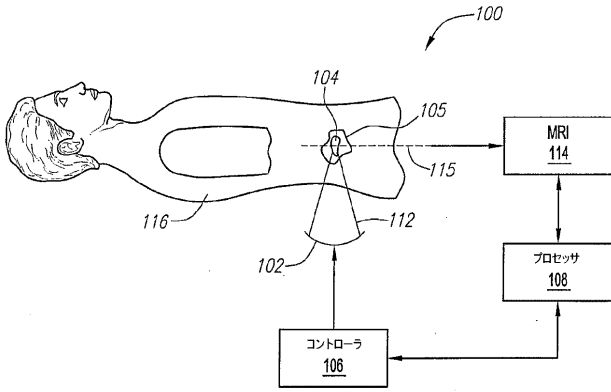


FIG. 1

【 図 2 】

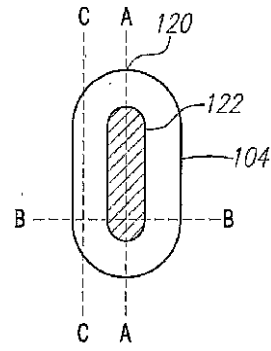


FIG. 2

【 図 3 】

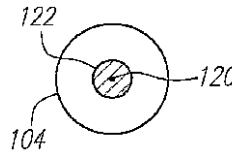


FIG. 3

【 図 4 】

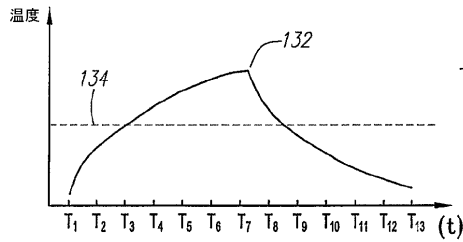


FIG. 4

【 図 5 】

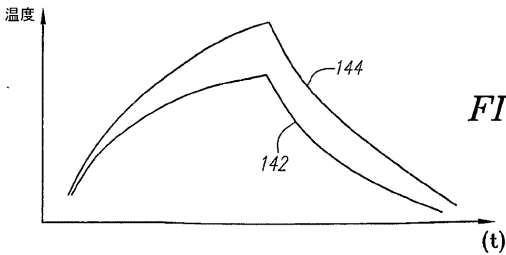


FIG. 5

【 図 6 】

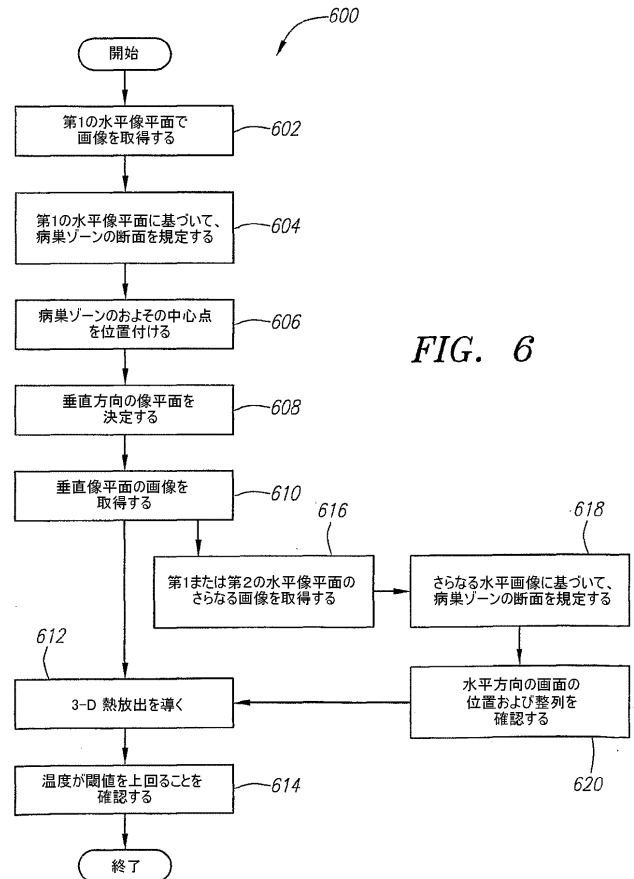


FIG. 6

## 【手続補正書】

【提出日】平成15年10月22日(2003.10.22)

## 【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】

少なくとも組織塊の一部を取り囲む病巣ゾーン(104)内で、エネルギー転換により加温される該細胞塊の温度変化をモニタリングするためのシステムであって、該病巣ゾーンは一般に細長くかつ病巣の軸(120)に関して対称であって、該システムは、以下：

該病巣の軸に対して実質的に垂直に整列された第1の像平面において、該組織塊の第1の磁気共鳴画像を取得する工程；

該第1の画像から、該第1の像平面における該病巣ゾーンの断面を規定する工程；

該病巣ゾーンの該断面のおよその中心点を決定する工程；および

第二の像平面が該第一の像平面と交差し、そして該およその中心点を含むように、該およその中心点に基づいて、第2の像平面における該組織塊の、第2の画像を取得する工程を実施するように構成される、システム。

## 【請求項2】

請求項1に記載のシステムであって、ここで加温エネルギーが、規定された加温期間の間に適用され、そして、前記第2の画像が、該加温期間が終わる直前に取得される、システム。

## 【請求項3】

請求項1に記載のシステムであって、該システムがさらに、以下：

少なくとも前記第1および第2の画像に基づいて、前記病巣ゾーン(104)における前記組織塊の、3次元熱放出を誘導する工程を実施するように構成される、システム。

## 【請求項4】

請求項3に記載のシステムであって、ここで前記熱放出が、以下：

前記第2の画像から、前記第2の像平面における前記病巣ゾーン(104)の断面を規定する工程であって、該第2の像平面における該病巣ゾーンの該断面が距離を有する工程；

前記第1の像平面における該病巣ゾーンの該前記断面を、該第2の像平面における該病巣ゾーンの該断面の該距離に沿って外挿する工程；および

該第2の画像に基づいて、該病巣ゾーンにおける前記組織塊の特性における差異を決定する工程であって、測定される特性における該差異が、該組織塊の温度変化に、少なくとも部分的に対応する、工程

によって誘導される、システム。

## 【請求項5】

請求項1に記載のシステムであって、該システムがさらに、前記病巣ゾーン(104)における前記組織塊の前記温度が、誘導熱放出に基づく閾値温度または熱用量を超えていることを検証する工程を実施するように構成される、システム。

## 【請求項6】

請求項1に記載のシステムであって、該システムがさらに、以下：

前記病巣の軸(120)に対して実質的に垂直に整列される第3の像平面において、前記病巣ゾーン(104)の前記組織塊の1以上のさらなる画像を取得する工程；

該第3の像平面における該病巣ゾーンの断面を規定する工程；および

前記第2の像平面が、前記第3の像平面における該規定された病巣ゾーン断面のおよそ中央で、該第3の像平面を二分することを検証する工程

を実施するように構成される、システム。

【請求項7】

請求項1に記載のシステムであって、前記第一の画像が、前記組織塊への超音波エネルギーの適用の前に撮影されるベースライン画像を含む、システム。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

とりわけ、各超音波処理の持続時間は、加温されている標的組織構造体の周りの健全な組織での所望されない（かつ苦痛な）熱の蓄積を回避する目的で、例えば、約10秒間に制限されなければならない。従って、十分な殺傷温度に達したことを確認するために、超音波処理の間に温度上昇をモニタリングするために、時間的なMR画像を取得するための時間が、制限される。単一のMR熱感受性画像を取得するために、少なくとも1秒、そして3秒もの時間がかかり得るので、このことは、複数のスライスのMR画像化技術を使用して、加温される体積全体をカバーする余地はほとんどないことを意味する。

Chung A.H.ら、「Thermal dosimetry of a focused ultrasound beam in vivo by magnetic resonance imaging」、Med. Phys. 26(9), 1999年9月、2017-2026頁は、超音波治療の間の一連の時間間隔について、温度画像を作成するための、PRFシフト技術を開示する。しかし、Chung A.H.らは、先に記載された問題に取り組まない。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB 02/05201

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 G01R33/48		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G01R A61N A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) WPI Data, PAJ, EPO-Internal, INSPEC, EMBASE, MEDLINE		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CHUNG A H ET AL: "THERMAL DOSIMETRY OF A FOCUSED ULTRASOUND BEAM IN VIVO BY MAGNETIC RESONANCE IMAGING" MEDICAL PHYSICS, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS. NEW YORK, US, vol. 26, no. 9, September 1999 (1999-09), pages 2017-2026, XP000930233 ISSN: 0094-2405 figures 1,7,9 --- -/--	1-11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents:		
*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document 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 3 March 2003		Date of mailing of the international search report 17/03/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P. B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Skalla, J

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB 02/05201

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	HUTCHINSON E B ET AL: "INTRACAVITY ULTRASOUND PHASED ARRAYS FOR PROSTATE THERMAL THERAPIESMRI COMPATIBILITY AND IN VIVO TESTING" MEDICAL PHYSICS, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS. NEW YORK, US, vol. 25, no. 12, December 1998 (1998-12), pages 2392-2399, XP000875117 ISSN: 0094-2405 * see the section "In vivo MRI heating experiments * -----	1-11
A	US 6 128 522 A (ACKER DAVID E ET AL) 3 October 2000 (2000-10-03) column 16, line 1 - line 30 -----	1-11
A	KENDELL K R ET AL: "MR-guided focused-ultrasound ablation system: determination of precision and accuracy in preparation for clinical trials." RADIOLOGY. UNITED STATES DEC 1998, vol. 209, no. 3, December 1998 (1998-12), pages 856-861, XP009006810 ISSN: 0033-8419 * see the whole document * -----	1-11
A	EP 0 558 029 A (TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO) 1 September 1993 (1993-09-01) column 7, line 6 -column 10, line 18 -----	1-11

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

patent family members

PCT/IB 02/05201

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 6128522	A	03-10-2000	US 6516211 B1	04-02-2003
			US 6374132 B1	16-04-2002
			AU 8053598 A	11-12-1998
			CN 1257414 T	21-06-2000
			EP 0998217 A1	10-05-2000
			JP 2002505596 T	19-02-2002
			WO 9852465 A1	26-11-1998
			EP 0558029	A
			JP 5300910 A	16-11-1993
			DE 69332531 D1	16-01-2003
			EP 1110508 A2	27-06-2001
			EP 0558029 A2	01-09-1993
			JP 3322649 B2	09-09-2002
			JP 11313831 A	16-11-1999
			JP 3369504 B2	20-01-2003
			JP 11313832 A	16-11-1999
			JP 3325534 B2	17-09-2002
			JP 11313833 A	16-11-1999
			US 5485839 A	23-01-1996

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,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,IE,IT,LU,MC,NL,PT,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,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE, 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,M Z,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

Fターム(参考) 4C060 JJ25 JJ27 MM24  
4C096 AA18 AA20 AB41 AB46 AD14 AD30 DB08 DB20 DC25 DC28  
DC33 FB10 FC20  
4C099 AA01 CA01 CA19 JA13 PA01

专利名称(译)	进行热处理的组织的MRI感应温度图		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005512647A</a>	公开(公告)日	2005-05-12
申请号	JP2003553281	申请日	2002-12-09
[标]申请(专利权)人(译)	InSightec的TXSONICS		
申请(专利权)人(译)	InSightec的 - Tekusonikusu有限公司		
[标]发明人	フレウンドリッチデービッド		
发明人	フレウンドリッチ, デービッド		
IPC分类号	G01R33/28 A61B5/00 A61B5/055 A61B17/00 A61B18/00 A61B19/00 A61F7/00 A61N7/02 G01R33/48		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/055 A61B2017/00084 A61B2090/374 A61N7/02 G01R33/4804		
FI分类号	A61B5/05.382 A61B5/05.390 G01N24/02.Y A61B17/36.330 A61F7/00.322		
F-TERM分类号	4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C060/MM24 4C096/AA18 4C096/AA20 4C096/AB41 4C096/AB46 4C096/AD14 4C096/AD30 4C096/DB08 4C096/DB20 4C096/DC25 4C096/DC28 4C096/DC33 4C096/FB10 4C096/FC20 4C099/AA01 4C099/CA01 4C099/CA19 4C099/JA13 4C099/PA01		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	10/022758 2001-12-14 US		
其他公开文献	JP4220390B2 JP2005512647A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

该系统使用磁共振成像来监测组织块的温度，该组织块通过聚焦区中的能量转换而变暖，该聚焦区通常是关于病变轴的细长和对称的。在基本垂直于病变轴线对齐的第一图像平面中获取组织块的第一组多个图像。然后，从第一多个图像中定义第一图像平面中的病变区域的横截面。第二多个图像是从基本上平行于病变轴线对齐的第二图像平面中的组织块中获取的，并且该第二图像平面由大致限定的病变区域交叉限定。将第一个图像平面分成两个中心。

