

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4220390号
(P4220390)

(45) 発行日 平成21年2月4日(2009.2.4)

(24) 登録日 平成20年11月21日(2008.11.21)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 2
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0
	A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-553281 (P2003-553281)	(73) 特許権者	503038683
(86) (22) 出願日	平成14年12月9日 (2002.12.9)		インサイテック-テクノニクス リミテッド
(65) 公表番号	特表2005-512647 (P2005-512647A)		イスラエル国 39 120 チラット
(43) 公表日	平成17年5月12日 (2005.5.12)		ハカーメル, ピー. オー. ボックス
(86) 国際出願番号	PCT/IB2002/005201		2059
(87) 国際公開番号	W02003/052444	(74) 代理人	100078282
(87) 国際公開日	平成15年6月26日 (2003.6.26)		弁理士 山本 秀策
審査請求日	平成17年12月1日 (2005.12.1)	(74) 代理人	100062409
(31) 優先権主張番号	10/022,758		弁理士 安村 高明
(32) 優先日	平成13年12月14日 (2001.12.14)	(74) 代理人	100113413
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 森下 夏樹
		(72) 発明者	フレンドリッチ, 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) 【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焦点ゾーン(104)内で、エネルギー転換により加温される該組織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、該焦点ゾーンは一般に細長くかつ焦点軸(120)に関して対称であって、該システムは、以下：

該焦点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焦点ゾーンの断面を規定する工程；

該焦点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垂直に交差し、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、

ここで、該システムが、該焦点軸(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、該焦点ゾーン(104)の該組織塊の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焦点ゾーンの断面を規定する工程、および該第2の像平面が、該第3の像平面における該規定された焦点ゾーン断面のほぼ中央で、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、前記焦点ゾーン (1 0 4) における前記組織塊の熱発生を推論する工程

を実施するように構成され、

ここで該熱発生が、以下：

該第 2 の画像から、該第 2 の像平面における該焦点ゾーン (1 0 4) 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焦点ゾーンの該断面が距離を有する工程；

該第 1 の像平面における該焦点ゾーンの前記断面を、該第 2 の像平面における該焦点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、該焦点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推論される、システム。

10

【請求項 4】

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、前記焦点ゾーン (1 0 4) における前記組織塊の前記温度が、推論された熱発生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 5】

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。

20

【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 (M R I) 誘導熱処置システムに関し、より詳細には、M R I を使用して、熱処置を受ける組織塊の熱発生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。この処置プロセスで決定的に重要なのは、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部分を殺傷 / 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合計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。

30

40

【0003】

この目的のために、M R I システムを使用して、体内の標的組織構造をねらって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ために十分な熱用量が達したことを確認するために、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ことを支援する。

【0004】

M R I 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 (P R F) の温度依存性を利用する。P R F 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 . 0 1 0 7 p p m / であり、そして他の水を基礎にした組織の温度依存性は、この値に

50

近い。MRI機械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が、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常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の経時的な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、超音波加熱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、上記に記載された問題を取り扱っていない。

【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、焦点軸に関して対称的な、ほぼ細長い焦点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、焦点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の像平面における焦点ゾーンの断面は、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、焦点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、規定された焦点ゾーンの断面のほぼ中央で二分する。

【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、焦点ゾーンの組織塊の1つ以上の画像をさらに取得するように構成される。この第3の像平面は、焦点軸に対して実質的に垂直に整列している。次いで、第3の像平面における焦点ゾーンの断面が、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焦点ゾーンの断面のほぼ中央で二分することを確認し得る。

【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、焦点ゾーンにおける組織塊の、3次元の熱発生を推論するようにさらに構成される。1つの実施形態において、この熱発生は、第2の複数の画像から第2の像平面における焦

10

20

30

40

50

点ゾーンの断面を規定することによって推論され、この第2の像平面における焦点ゾーンの断面は所定の長さを有する。第1の像平面における焦点ゾーンの断面は、第2の像平面の焦点ゾーンの断面の長さに沿って外挿される。次いで、熱発生が、第2の複数の画像の連続した画像において測定された焦点ゾーンにおける組織塊の特徴の差異に基づいて生成され、ここで、この差異は、個々の画像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。

【0012】

1つの実施形態において、測定される特徴は、組織塊から発せら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推論される。

10

【0013】

1つの実施形態において、熱発生は、焦点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認するために使用される。

【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】

20

(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内に位置する焦点ゾーン104に収束する、集中した超音波エネルギー112のビームを発するための、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内の焦点ゾーン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、焦点ゾーン104は、図2および3に示されるようにほぼ細長い形状を有し、焦点軸の周りで対称的である。

30

【0017】

組織塊105および冷却する血流における熱伝導もまた、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焦点ゾーン104の体積に対して、より長い超音波処理は、焦点ゾーン104におけるより高い組織温度、および焦点ゾーン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、および二次的な熱スポットを回避するために、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、超音波ビームの焦点ゾーン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、焦点ゾーン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

【0018】

MRIシステム114は、焦点ゾーン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、焦点ゾーン104全体の3次元熱発生を推論するために使用される。この熱発生は、十分な組織「殺傷」熱用量が焦点ゾーン104内に達することを確認するため、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

50

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 および焦点ゾーン 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次元焦点ゾーン 104 の熱発生が正確であることが、重要である。

【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、直交する画像化面で撮影された焦点ゾーン 104 の断面画像を示す。とりわけ、焦点ゾーン 104 は、実質的に細長い形状であり、そして超音波変換機 102 の焦点軸 120 に沿って対称的である。図 2 に示される焦点ゾーン 104 の断面図は、焦点軸 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、焦点軸 120 を含み、本明細書中で「垂直」像平面と称される。図 3 に示される焦点ゾーン 104 の断面図は、焦点軸 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、焦点軸 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、焦点軸 120 に沿った加温されるゾーンと交差するかも知れないし交差しないかも知れない。

【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焦点ゾーンにおける、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、組織から発生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。

【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 までの熱発生（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。

【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} に取得された画像を使用して、焦点ゾーン 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】

焦点ゾーン 104 の正確な 3次元温度発生を推論するために、焦点ゾーン全体を網羅する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、

10

20

30

40

50

焦点ゾーン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、焦点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、焦点ゾーンの真の熱発生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、焦点軸120を含まない限り、真の熱発生マップは得られない。

【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発生142（温度変化対時間）を、焦点軸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発生144に対して示す。従って、プロセッサ108が、焦点ゾーン104の熱発生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、焦点軸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、焦点軸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、焦点ゾーン104の熱発生の推定が不足しており、これは、図5に示される熱発生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。

【0026】

プロセッサ108は、水平像平面（すなわち、焦点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、焦点ゾーン104のほぼ細長い形状を考慮すると、焦点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。

【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焦点ゾーン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、規定された焦点ゾーン断面の中央に確立される。焦点ゾーン104は、焦点軸120の周りではほぼ対称的であるので、規定された断面の中点は、焦点軸120とおおよそ整列し、その結果、垂直面は、焦点軸120を含むかまたはそうでなければ、焦点ゾーン104の熱発生の正確な反映を提供するために十分に、焦点軸の近くにある。特に、取得された水平熱画像は、垂直熱画像が焦点ゾーンの中線に実際に十分に近いか否かを示す。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、垂直画像化面が焦点ゾーンの中点にあるように調節し得る。

【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焦点ゾーンにおける組織の正確な熱発生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】

10

20

30

40

50

工程 6 0 4 において、垂直面における対称の焦点軸が、水平温度画像から推論された温度変化測定を使用して配置される。工程 6 0 4 は、第 1 の水平画像化面にある焦点ゾーンの境界（縁部）を決定する工程を包含する。

【 0 0 3 1 】

工程 6 0 6 において、一旦、焦点ゾーンの境界が水平画像化面に配置されると、個々の面にある焦点ゾーンのほぼ中心点が配置される。焦点ゾーンは、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また、焦点ゾーンと交差する任意の水平画像化面について対称軸の上にある。

【 0 0 3 2 】

工程 6 0 8 において、垂直画像化面が、水平画像化面における焦点ゾーンの中心点（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 6 1 0（これは、工程 6 0 2 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。

10

【 0 0 3 3 】

工程 6 1 2 において、焦点ゾーンにおける組織塊の部分の 3 次元の熱発生が、水平および垂直温度画像に基づいて推論される。好ましい実施形態において、熱発生は、垂直温度画像から、垂直像平面において、焦点ゾーンの断面を最初に決定することによって、推論される。焦点ゾーンの細長い形状に起因して、垂直像平面における焦点ゾーンの断面は、対称の焦点軸と実質的に軸方向に整列した長さを有する。次いで、水平面における焦点ゾーンの断面が、垂直面における焦点ゾーンの断面の長さに沿って外挿され、推定された焦点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。

20

【 0 0 3 4 】

3 次元焦点ゾーンの形状の熱発生は、水平焦点ゾーンの断面を横切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、組織塊から発せら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推論される。

30

【 0 0 3 5 】

工程 6 1 4 において、推論された熱発生が、次いで、焦点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 6 0 2 および 6 1 0 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 1 0 4 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。

【 0 0 3 6 】

焦点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焦点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 6 1 6 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）における焦点ゾー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焦点ゾーンの断面が、工程 6 1 8 において規定される。工程 6 2 0 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焦点ゾーンの断面のほぼ中点において二分することを確認する。

40

【 0 0 3 7 】

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

50

含み、その結果、熱発生の正確な推定を生じるために十分な画像が、焦点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、焦点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。

【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、焦点軸の周りで対称な、集束する超音波エネルギーの細長焦点ゾーンの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。

10

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】図1は、患者内に位置する標的組織塊における焦点ゾーンに、収束超音波ビームを発する、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、超音波ビームの焦点軸に対して平行な、第1の画像化面において撮影した、焦点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、焦点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、焦点ゾーンの組織の経時的な温度変化を示すグラフである。

20

【図5】図5は、MR画像化面が整列する場所に依存する、焦点ゾーンの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。

【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発生をモニタリングし、焦点ゾーンとの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】

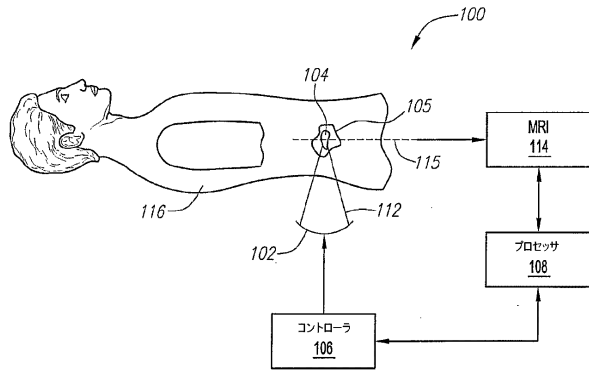


FIG. 1

【図2】

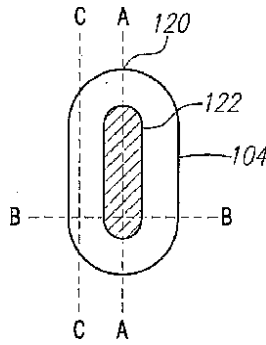


FIG. 2

【図3】

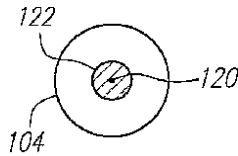


FIG. 3

【図4】

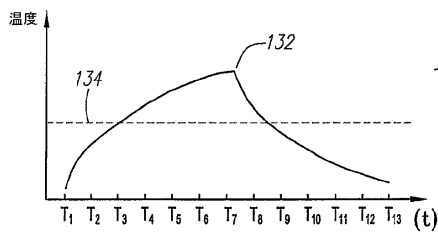


FIG. 4

【図5】

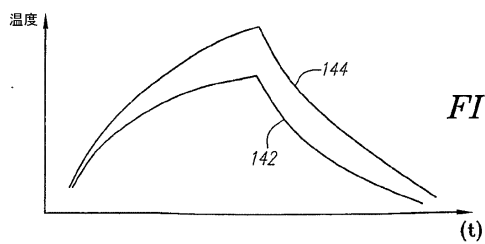


FIG. 5

【図6】

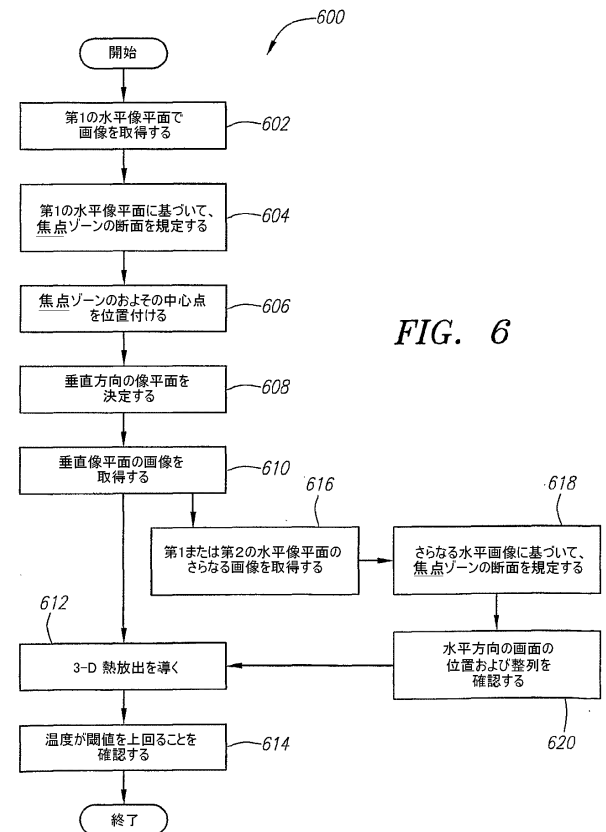


FIG. 6

フロントページの続き

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開平06-315541(JP,A)
特開2000-268204(JP,A)
特開2000-300591(JP,A)
Andrew H. Chung, "Thermal dosimetry of a focused ultrasound beam in vivo by magnetic resonance imaging", Med. Phys., 米国, Am. Assoc. Phys. Med., 1999年 9月, Vol.26, No.9, pp2017-2026

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

A61B 18/00

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	JP4220390B2	公开(公告)日	2009-02-04
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		
当前申请(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	A61B5/055 A61B18/00 G01R33/28 A61B5/00 A61B17/00 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 A61B17/36.330		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	10/022758 2001-12-14 US		
其他公开文献	JP2005512647A5 JP2005512647A		
外部链接	Espacenet		

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，该聚焦区通常是细长的并且关于焦点轴对称。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对应于大致限定的病变区域交叉。将第一个图像平面对准中心。

【图 4】

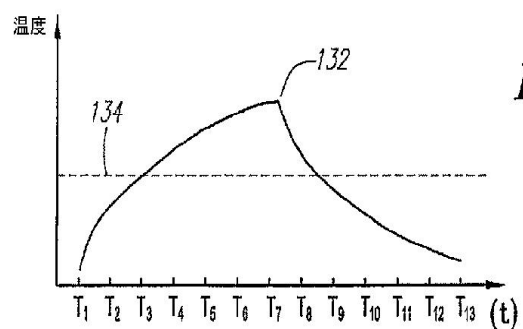


FIG.

【图 5】