

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5126894号
(P5126894)

(45) 発行日 平成25年1月23日 (2013. 1. 23)

(24) 登録日 平成24年11月9日 (2012. 11. 9)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 18/00 (2006. 01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0
A 6 1 B 5/055 (2006. 01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0
A 6 1 F 7/12 (2006. 01)	A 6 1 B 5/05 3 8 2
	A 6 1 F 7/12

請求項の数 41 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2008-532699 (P2008-532699)	(73) 特許権者	505351201
(86) (22) 出願日	平成18年8月30日 (2006. 8. 30)		セントレ ナショナル デ ラ ルシエル
(65) 公表番号	特表2009-509600 (P2009-509600A)		シェ シエンティフィーク セエヌエール
(43) 公表日	平成21年3月12日 (2009. 3. 12)		エス
(86) 国際出願番号	PCT/EP2006/065832		フランス国 パリ セデックス リュ ミ
(87) 国際公開番号	W02007/036409		シェルーアンジュ 3
(87) 国際公開日	平成19年4月5日 (2007. 4. 5)	(74) 代理人	100116872
審査請求日	平成21年7月8日 (2009. 7. 8)		弁理士 藤田 和子
(31) 優先権主張番号	0509885	(74) 代理人	100131705
(32) 優先日	平成17年9月28日 (2005. 9. 28)		弁理士 新山 雄一
(33) 優先権主張国	フランス (FR)	(73) 特許権者	508214455
			イメージ ガイディッド セラピー
			フランス国 ベサック アレ デュ ドワ
			イエシ ジー プルス パルク 2 サイ
			エンティフィーク ユニテック 1
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 運動している生物組織を熱処理する装置およびその関連方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

標的領域の測定信号を用いて前記標的領域の位置を推定する計算手段（6）を含む、生物組織の運動している標的領域を熱処理する熱処理装置であって、

前記計算手段（6）によって推定された前記標的領域の位置と、前記測定信号の測定と処理中心点の位置決定との間の位置決定タイムラグと、に基づいて前記標的領域の内部にある処理中心点（P）の位置を決定する制御手段（7）をさらに含むことを特徴とする熱処理装置。

【請求項 2】

前記位置決定タイムラグは、前記計算手段（6）を用いて標的領域の位置を推定するための待ち時間を含み、前記制御手段（7）が、前記待ち時間中の前記標的領域の運動を補正するために適していることを特徴とする、請求項 1 に記載の熱処理装置。

【請求項 3】

前記位置決定タイムラグは、前記標的領域の運動の予測時間を含み、前記制御手段（7）が、前記予測時間中の前記標的領域の運動を予測および補正するために適していることを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の熱処理装置。

【請求項 4】

前記制御手段（7）を伝達する待ち時間を測定する待ち時間測定手段（10）をさらに含むことを特徴とする、請求項 2 または 3 に記載の熱処理装置。

【請求項 5】

10

20

前記標的領域の一連の測定信号に基づき前記標的領域の運動をモデリングするモデリング手段をさらに含むことを特徴とする、請求項 1～4 のいずれか 1 項に記載の熱処理装置。

【請求項 6】

前記運動のモデリングが周期的であることを特徴とする、請求項 5 に記載の熱処理装置。

【請求項 7】

前記モデリング手段は、時間位置に基づき前記標的領域の空間位置を求める手段を含み、前記空間位置および前記時間位置が前記標的領域の位置を規定することを特徴とする、請求項 5 または 6 に記載の熱処理装置。

10

【請求項 8】

前記計算手段（6）は、前記標的領域の測定信号を処理するアルゴリズムを用いて前記標的領域の推定空間位置を測定する手段を含むことを特徴とする、請求項 7 に記載の熱処理装置。

【請求項 9】

前記計算手段（6）は、前記標的領域の運動のモデリングにしたがって、前記推定空間位置に対応する前記標的領域の推定時間位置を測定する手段を含むことを特徴とする、請求項 8 に記載の熱処理装置。

【請求項 10】

前記制御手段（7）は、前記標的領域の実時間位置にしたがって処理中心点（P）の位置決定をする手段を含み、前記実空間位置は、前記標的領域の運動のモデリングによる前記実時間位置に基づいており、前記推定時間位置に対応する前記実時間位置は、前記待ち時間によって増大されることを特徴とする、請求項 9 に記載の熱処理装置。

20

【請求項 11】

前記制御手段（7）は、前記標的領域の運動を予測するために前記標的領域の第 1 および第 2 の測定信号からそれぞれ推定される第 1 および第 2 の時間位置を計算する計算手段（6）によって、連続して推定する間の処理中心点（P）の位置決定をする手段をさらに含むことを特徴とする、請求項 10 に記載の熱処理装置。

【請求項 12】

前記制御手段（7）は、予測空間位置にしたがって処理中心点（P）の位置決定をする手段を含み、前記予測空間位置は、前記標的領域の運動のモデリングによる予測時間位置の要素であり、前記推定時間位置に対応する前記予測時間位置は、前記待ち時間によって増大されることを特徴とする、請求項 11 に記載の熱処理装置。

30

【請求項 13】

前記計算手段（6）は、前記標的領域の測定信号を処理するアルゴリズムを用いて前記標的領域の変位ベクトル場を測定する手段を含むことを特徴とする、請求項 1～12 のいずれか 1 項に記載の熱処理装置。

【請求項 14】

前記制御手段（7）は、前記推定変位ベクトル場の要素として、前記標的領域内の前記処理中心点（P）の位置を決定する手段を含むことを特徴とする、請求項 13 に記載の熱処理装置。

40

【請求項 15】

前記標的領域の測定信号を測定する手段と、前記標的領域の測定信号を用いて前記標的領域の解剖学的画像を提供する手段とを含むイメージング手段（2）を含むことを特徴とする、請求項 1～14 のいずれか 1 項に記載の熱処理装置。

【請求項 16】

前記イメージング手段（2）は、参照位相画像を用いて前記標的領域の温度変化をモニタリングするために、前記標的領域の測定信号を用いて前記標的領域の位相画像を提供する手段をさらに含むことを特徴とする、請求項 15 に記載の熱処理装置。

【請求項 17】

50

前記計算手段（６）は、前記標的領域の運動による温度の誤差を補正するために前記参照位相画像を修正する手段をさらに含むことを特徴とする、請求項１６に記載の熱処理装置。

【請求項１８】

前記計算手段（６）は、保存されている位相画像を用いて前記参照位相画像を修正する手段を含むことを特徴とする、請求項１７に記載の熱処理装置。

【請求項１９】

前記標的領域の温度の空間分布が、温度の空間分布の設定と一致するように、前記標的領域内の処理中心点（Ｐ）に照射される放射線を調節する調節手段をさらに含むことを特徴とする、請求項１５～１８のいずれか１項に記載の熱処理装置。

10

【請求項２０】

前記調節手段は、前記標的領域の温度の空間分布の要素および比例項・積分項・微分項を含む調節式にしたがって温度の空間分布のための設定として照射される放射線を調節する手段を含むことを特徴とする、請求項１９に記載の熱処理装置。

【請求項２１】

前記標的領域の熱処理が非侵襲的であることを特徴とする、請求項１～２０のいずれか１項に記載の熱処理装置。

【請求項２２】

生物組織の運動している標的領域を熱処理する熱処理装置を作動する方法であって、
標的領域測定手段が、前記標的領域の測定信号を得るために前記標的領域を測定するステップと、

20

計算手段（６）が、前記標的領域の測定に基づき前記標的領域の位置を推定するステップと、

制御手段（７）が、前記計算手段（６）によって推定された前記標的領域の位置と、前記測定信号の測定と処理中心点の位置決定との間の位置決定タイムラグと、に基づいて前記標的領域の内部にある処理中心点（Ｐ）の位置を決定するステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項２３】

前記位置決定タイムラグは、待ち時間時の前記標的領域の運動を補正するために、前記計算手段（６）を用いた前記標的領域の位置の推定による待ち時間を含むことを特徴とする、請求項２２に記載の方法。

30

【請求項２４】

前記位置決定タイムラグは、予測時間中の前記標的領域の運動を予測および補正するために、前記標的領域の運動の予測時間を含むことを特徴とする、請求項２２または２３に記載の方法。

【請求項２５】

待ち時間測定手段（１０）が、リアルタイムで待ち時間を測定するステップを含むことを特徴とする、請求項２３または２４に記載の方法。

【請求項２６】

モデリング手段が、前記標的領域の一連の測定信号に基づき、前記標的領域の運動をモデリングするステップを含むことを特徴とする、請求項２２～２５のいずれか１項に記載の方法。

40

【請求項２７】

前記モデリング手段により前記標的領域の運動をモデリングする期間が決定されることを特徴とする、請求項２６に記載の方法。

【請求項２８】

前記標的領域の位置は、時間位置の要素として空間位置を用いて前記モデリング手段によってモデリングされることを特徴とする、請求項２６または２７に記載の方法。

【請求項２９】

前記標的領域の位置の推定は、

50

前記計算手段（６）が、前記標的領域の測定信号を処理するアルゴリズムを用いて前記標的領域の推定空間位置を決定するステップと、

前記計算手段（６）が、前記標的領域の運動のモデリングにしたがって、推定空間位置に対応する推定時間位置を決定するステップとを含むことを特徴とする、請求項２８に記載の方法。

【請求項３０】

前記処理中心点（Ｐ）の位置決定は、

前記制御手段（７）が、前記標的領域の実時間位置を決定するステップであって、前記推定時間位置に対応する実時間位置は待ち時間によって増大するステップと、

前記制御手段（７）が、前記標的領域の運動のモデリングにしたがって、実時間位置に基づいて標的領域の実時間位置を決定するステップと、

前記制御手段（７）が、実空間位置にしたがって前記処理中心点（Ｐ）の位置を決定するステップとを含むことを特徴とする、請求項２９に記載の方法。

【請求項３１】

前記処理中心点（Ｐ）の位置決定は、

前記制御手段（７）が、前記標的領域の予測時間位置を決定するステップであって、前記推定時間位置に対応する予測時間位置は待ち時間および予測時間によって増大するステップと、

前記制御手段（７）が、前記標的領域の運動のモデリングにしたがって、予測時間位置に基づいて前記標的領域の予測時間位置を決定するステップと、

前記制御手段（７）が、実空間位置にしたがって前記処理中心点（Ｐ）の位置を決定するステップとを含むことを特徴とする、請求項３０に記載の方法。

【請求項３２】

前記処理中心点（Ｐ）の位置を決定する他のステップは、新たな推定時間位置が決定されるまで繰り返されることを特徴とする、請求項３１に記載の方法。

【請求項３３】

前記標的領域の測定信号を処理するアルゴリズムを用いて計算手段が標的領域の推定変位ベクトル場を決定するステップをさらに含むことを特徴とする、請求項２４～３２のいずれか１項に記載の方法。

【請求項３４】

前記処理中心点が前記推定変位ベクトル場に基づいて前記計算手段によって前記標的領域内に配置されることを特徴とする、請求項３３に記載の方法。

【請求項３５】

イメージング手段（２）は、前記標的領域の測定信号を用いて、前記処理中心点の位置を決定するための前記標的領域の解剖学的画像を提供することを特徴とする、請求項２４～３４のいずれか１項に記載の方法。

【請求項３６】

前記イメージング手段（２）は、前記標的領域の測定信号を用いて標的領域の位相画像をさらに提供することを特徴とする、請求項３５に記載の方法。

【請求項３７】

参照位相画像決定手段が参照位相画像を決定するステップと、

比較手段が、前記標的領域の温度変化を監視するために前記イメージング手段（２）が提供した前記位相画像と前記参照位相画像とを比較するステップとを含むことを特徴とする、請求項３６に記載の方法。

【請求項３８】

前記参照位相画像は、保存されている位相画像から前記参照位相画像決定手段によって決定されることを特徴とする、請求項３７に記載の方法。

【請求項３９】

前記標的領域の温度の空間分布が温度の空間分布の設定と一致するように、調節手段が前記標的領域内の前記処理中心点（Ｐ）に照射される放射線を調節するステップを含むこ

10

20

30

40

50

とを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 40】

前記照射される放射線は、比例項・積分項・微分項を含む調節式にしたがって、前記標的領域内の温度の空間分布および温度の空間分布の設定に基づいて前記調節手段によって調節されることを特徴とする、請求項 39 に記載の方法。

【請求項 41】

非侵襲的に実行されることを特徴とする、請求項 22 ～ 40 のいずれか 1 項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は生物組織の温熱処理の分野に関する。

【背景技術】

【0002】

温熱処理は生物組織の局所治療のために現在使用されている技術である。温熱処理は、エネルギー源（レーザー、マイクロ波、電波、超音波）を用いて、生物組織の標的領域を加温するステップからなる。

【0003】

一般的に、局所温熱処理を用いる治療により、侵襲性が最小限である医学的手順が可能となる。使用される様々なタイプのエネルギーの中で、標的領域を非侵襲的かつ組織中深く加温することから、集束超音波（FUS）が特に興味深い。

20

【0004】

処置中、標的領域およびその周囲環境の温度は、正確かつ連続的な制御を受ける必要がある。処理装置が完全に非侵襲的であるためには、温度分布並びに詳細な解剖学的データを示すマップを得るために、例えば、核磁気共鳴映像法（MRI）を用いることが可能である。

【0005】

それでもやはり、この非侵襲的システムは位置が固定されたシステムであり、その一方で、生物組織および処理される標的領域は、あらゆる異なるタイプの運動を示す。

【0006】

30

米国特許第 5,938,600 号は、運動している生物組織の処理方法および関連する方法を示している。本方法によれば、運動している標的領域の運動を、MRI システムを使用して自動的に測定し、次に、そのようにして測定される運動を表す信号を発生させることが可能である。この信号は、超音波装置が、運動している標的領域により決定される中心領域へと超音波を発することを可能にする。しかしながら、このタイプの処理方法は、標的領域の運動の部分的な補正を可能にするにすぎず、生物組織のある領域は不要な放射を受ける可能性がある。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

40

したがって、本発明の目的の 1 つは、上記制約の少なくとも 1 つを解決し得る装置によって、運動している生物組織を処理する改善された装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

この目的のために、生物組織の運動している標的領域を処理する熱処理装置が提供される。この装置は、標的領域からの測定信号を用いて標的領域の位置を推定する計算手段を含み、位置決定タイムラグ時における標的領域の運動を補正するために、推定位置および測定信号の測定と処理中心点の位置決定の間の位置決定タイムラグに基づいて標的領域内の処理中心点の位置を決定する制御手段をさらに含むことを特徴とする。

【0009】

50

いくつかの好ましいが非限定的な熱処理装置の態様は以下の通りである。

計算手段を使用する標的領域の位置の推定のために、位置決定タイムラグは待ち時間を含み、その結果、制御手段は、待ち時間中の標的領域の運動を補正するために適している。

位置決定タイムラグは標的領域の運動の予測時間を含み、その結果、制御手段は、予測時間中の標的領域の運動を予測および補正するために適している。

この処理装置は、制御手段を伝達する待ち時間の測定手段をさらに含む。

処理装置は、標的領域の一連の測定信号に基づき標的領域の運動をモデリングするモデリング手段をさらに含む、運動のモデリングは周期的であり得る。

モデリング手段は、時間位置に基づき標的領域の空間位置を提供する手段を含み、空間位置および時間位置が標的領域の位置を規定している。

計算手段は、標的領域の測定信号に対する処理用アルゴリズムを用いて標的領域の推定空間位置を測定する手段を含む。

計算手段は、標的領域の運動のモデリングにしたがって、推定空間位置の対応する標的領域の推定時間位置を測定する手段を含む。

制御手段は、標的領域の実時間位置にしたがって処理中心点の位置決定をする手段を含み、実空間位置は、標的領域の運動のモデリングにしたがって、実時間位置に基づいており、推定時間位置に対応する実時間位置は待ち時間によって増大される。

制御手段はさらに、標的領域の運動を予測するために標的領域の第1および第2の測定信号からそれぞれ第1および第2の推定時間位置に対する計算手段による連続した推定の間の処理中心点の位置決定をする手段を含む。

制御手段は、予測空間位置にしたがって処理中心点の位置決定をする手段を含み、予測空間位置は、標的領域の運動のモデリングによる予測時間位置の要素であり、推定時間位置に対応する、予測時間位置は、待ち時間によって増大される。

計算手段は、標的領域の測定信号に対する処理用アルゴリズムを用いて標的領域の推定変位ベクトル場を測定する手段を含む。

制御手段は、推定変位ベクトル場の要素として、標的領域内の処理中心点の位置を決定する手段を含む。

標的領域の測定信号は、標的領域の解剖学的画像を提供するためにイメージング手段によって測定される。

イメージング手段はさらに、参照位相画像を用いて標的領域の温度変化をモニタリングするために、標的領域の測定信号を用いて標的領域の位相画像を提供する手段を含んでもよい。

計算手段はさらに、標的領域の運動による温度の誤差を補正するための参照位相画像を修正する手段を含んでもよい。

計算手段はさらに、例えば、保存されている位相画像を用いて参照位相画像を修正する手段を含んでもよい。

処理装置はさらに、標的領域の温度の空間分布が温度の空間分布における設定にしたがって、標的領域内の処理中心点に照射される放射線の調節手段を含み、この調節手段は、標的領域における温度の空間分布の要素および比例項・積分項・微分項を含む調節式にしたがう、温度の空間分布の設定として照射される放射を調節する手段を含む。

標的領域に対する熱処理は非侵襲的である。

【0010】

以下のステップを含むことを特徴とする生物組織の運動している標的領域に対する熱処理装置がIにはさらに提供される。

標的領域の測定信号を得るために標的領域を測定するステップ

計算手段を用いて、標的領域の測定信号に基づき標的領域の位置を推定するステップ

位置決定タイムラグ時における標的領域の運動を補正するために、推定位置および標的領域の測定信号の測定と処理中心点の位置決定の間の位置決定タイムラグとに基づき、制御手段を用いて標的領域内の処理中心点の位置決定をするステップ

【0011】

いくつかの好ましいが非限定的な熱処理装置の態様は以下の通りである。位置決定タイムラグは、待ち時間時における標的領域の運動を補正するために、計算手段（6）を用いて標的領域の位置を推定することによる待ち時間を含む。

位置決定タイムラグは、予測時間時における標的領域の運動を予測および補正するために、標的領域の運動の予測時間を含む。

この方法はさらに、測定手段（10）を用いてリアルタイムで待ち時間を測定するステップを含む。

この方法はさらに、標的領域の運動をモデリングする期間を測定し得る間に、標的領域の一連の測定信号に基づき、標的領域の運動をモデリングするステップを含む。

10

標的領域の位置は、時間位置の要素として空間位置を用いてモデリングされる。

標的領域の位置の推定は以下のステップを含む。

標的領域の測定信号を処理するアルゴリズムを用いて、標的領域の推定空間位置を決定するステップ

標的領域の運動のモデリングにしたがって、推定空間位置に対応する推定時間位置を決定するステップ

処理中心点の位置決定は以下のステップを含む。

標的領域の実時間位置を決定するステップ（推定時間位置に対応する実時間位置は待ち時間によって増大される、

標的領域の運動のモデリングにしたがって、実時間位置に基づき、標的領域の実時間位置を決定するステップ

20

実空間位置にしたがって、処理中心点の位置を決定するステップ

処理中心点の位置決定は以下のさらなるステップを含む。

標的領域の予測時間位置を決定するステップ（推定時間位置に対応する予測時間位置は待ち時間および予測時間によって増大される）

標的領域の運動のモデリングにしたがって、予測時間位置に基づき、標的領域の予測時間位置を決定するステップ

予測空間位置に基づき、処理中心点の位置を決定するステップ

処理中心点（P）の位置を決定するさらなるステップは、新たな推定時間位置が決定されるまで繰り返される。

30

この方法はさらに、標的領域の測定信号を処理するアルゴリズムを用いて、標的領域の推定変位ベクトル場を決定するステップを含み、処理中心点は推定変位ベクトル場に基づき標的領域内に位置される。

標的領域の測定信号は、処理中心点の位置を決定するための標的領域の解剖学的画像を提供し、さらに、標的領域の位相画像をも提供し得る。

この方法はさらに以下のステップを含む。参照位相画像を決定するステップ

標的領域における温度変化をモニタリングするために、得られた位相画像と参照位相画像を比較するステップ

参照位相画像は、保存されている位相画像から決定される。

この方法はさらに、標的領域における温度の空間分布が、温度の空間分布の設定と一致するように、標的領域内の処理中心点（P）に照射される放射線を調節するステップを含む。

40

照射される放射線は、比例項・積分項・微分項を含む調節式にしたがって、標的領域における温度の空間分布および温度の空間分布の設定に基づき調節される。

処理方法は非侵襲的に行われる。

【0012】

その他の特徴および利点は、以下の本明細書中の記載において明らかとなるが、それは純粋に説明のためのものであって、非限定的であり、別紙に含まれる図に対するものとしてのみ、読みとられるべきである。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【0013】

本発明による運動している生物組織を処理する装置およびその機能に関する説明

図1は、標的領域の特徴付け（例えば、その運動）に使用される標的領域の測定信号を提供するために、処理される生物組織の標的領域に対する測定手段を含む、生物組織のための処理装置を表す。非侵襲的処理のために、例えば、測定手段としてMRI 2イメージング手段を用いて、処理される生物組織の標的領域の画像を提供することができる。このMRI 2イメージング装置は、例えば、1.5テスラの磁石を含むことができ、処理される組織の標的領域の、二次元的または三次元的である、モジュール画像（または解剖学的画像）および位相画像（または熱画像）を提供することができる。好ましくは、MRIイメージング装置は、ミリメートル単位の空間分解能、1℃単位の正確性および二次的時間分解能で選択され得る。

10

【0014】

本発明の処理装置1はさらに、マトリックス変換器3およびそのマトリックス変換器3に供給するマルチチャンネルジェネレーター4の形態でエネルギー発生手段を含む。変換器3は、MRIイメージング装置2の磁石ベッド中に一体化されており、標的領域の処理中心点Pの方向に超音波を集中させる機能を果たす。我々は、例えば、約1mmの波長の大きさの点で1.5MHzの超音波を集中させる機能を果たす256エレメントのマトリックス変換器を選択し得る。処理中心点Pにおける音圧およびその位置は、マルチチャンネルジェネレーター4によって発生される信号に関して調整可能な振幅および遅延時間を有する。同様に、処理中心点Pの位置は、100ミリ秒毎に $15 \times 15 \times 30 \text{ mm}^3$ の体積に対して調整することができる。

20

【0015】

マトリックス変換器3は単純な変換器と交換してもよい。そのような場合、処理中心点の移動は、例えば、油圧移動システムにより機械的に行わねばならないので、マトリックス変換器の場合よりも遅い反応を示すことになる。

【0016】

熱処理装置1はさらに、マトリックス変換器3を介して処理中心点Pの位置を変更するようにマルチチャンネルジェネレーター4を制御するために、これらのデータの要素としてMRIイメージング装置2から得られるデータを、その入力部において受け取ることができるマネージングユニット5を含む。

30

【0017】

実際、MRIイメージング装置2の磁石内部に取得される測定値は、マネージングユニット5の計算手段6に伝達される。これらの計算手段6は、MRIイメージング装置2から得られるデータを処理し、それらをマネージングユニットの制御手段7に伝達することを目的としている。制御手段7は計算手段6から得られるデータを使用し、例えば光ファイバーの仲介によって、次なる標的ポイントの座標および出力をマルチチャンネルジェネレーター4に伝達する。マルチチャンネルジェネレーター4は、マトリックス変換器3が選択されたポイントにおいて集束超音波を照射するように、位相超音波電気信号を発生して増幅する。処理中心点Pの内部で誘発される温度の上昇は、例えば、壊死を得るのに必要な、所望の熱量を得ることを可能にする。

40

【0018】

計算手段6はしたがって、MRIイメージング装置2によって出されるデータを処理するために、特に、標的領域の位置を評価するために、使用される。

【0019】

第1の計算ステップは、MRI 2イメージング装置の磁石内部に取得される測定値を変換することにある。この目的のために、画像再構築装置8が、例えば、標的領域の画像を再構築するために、MRIイメージング手段2から得られる様々なデータに対するフーリエ変換およびフィルタリングのために使用される。

【0020】

調べられている標的領域の可視化を可能にするこれらの画像は、次に、標的領域の位置

50

を評価するために、処理手段9を用いて移送される。実際、運動していると考えられる生物組織、および処理される標的領域も動いており、したがって、標的領域の運動の要素として、一定時間に亘り標的領域の処理中心点Pの位置を補正し得るように、標的領域の移動の正確な推定が必要である。このタイプの補正は、組織へのより正確な照射、およびその結果として、より効率的な処置を可能にする。

【0021】

MRI画像を用いて生物組織の運動を評価する、様々なイメージング技術が存在し、例えば、MRIイメージング2データから再構築された解剖学的画像を用いてこれらの組織の移動を推定することが可能である。いくつかの画像再設定アルゴリズムが、参照画像上の対応する座標によって再設定される各画像ポイントの座標と対応している。

10

【0022】

リアルタイム処理による制約の一部として、三次元画像の現実的入手は、必要となる連続的取得の技術的制限により、非常に難しい。代替的方法是、三次元空間において運動している対象によって生じる二次元的画像における移動を推定するステップにある。断面の位置および方向性は、画像の一部として運動の軸を有するように選択されるべきである。本明細書において記載される標的領域の移動推定が二次元画像に基づく場合、本発明は二次元的移動領域の推定に限定されることがないので、三次元的移動領域の推定に容易に適用することができる。

【0023】

画像を再設定するアルゴリズムの中で、いくつかの手法が顕著になっている。いくつかのアルゴリズムは、実際に、画像の全体的変換における推定に基づいている一方、その他のものは、画像の局所的変換に対する情報を使用する。最も効率的な再設定方法は、参照画像と再設定画像の間で最大の類似性を提供するものではなく、むしろ、器官の実際の運動に最も近似する移動領域の推定を提供する。使用されるプロセスはしたがって、最初に、画像中に存在する主要な運動全体を使用し、次に、器官の移動を局所的に規定する中にその本質がある。全体アプローチにより得られる結果に基づく局所アプローチを用いて運動を評価することが目的である。

20

【0024】

全体アプローチにより得られる結果に基づく局所アプローチを用いて運動を評価することが目的である。次に、Horn & Schunkの階層的アプローチによって、その規則的条件から、組織の実際の運動と一致する隣接する画素と同様の移動ベクトルを与え、組織の局所移動の優れた予測を行うことができる。

30

【0025】

図2aおよび2eはこの画像再設定プロセスを表す。図2aおよび2bは、それぞれ息を吐くときの始めと終わりに得られる、自由に呼吸しているヒトの腹部の解剖学的画像である。図2cは、画像再設定アルゴリズムを用いて評価された二次元ベクトル場を表す。図2dは、再設定画像（図2bの画像、息を吐くときの終わりの時点）から参照画像（図2aの画像、息を吐くときの始めの時点）を取り去ることにより得られる。図2eは、再設定画像から参照画像を取り去ることにより得られる画像を表しており、これは、画像の再設定が正しく行われていることを示す。

40

【0026】

これらの異なる処理技術はしたがって、MRIイメージング2手段によって伝達されるデータから得られる画像を用いて、処理される標的領域の運動に関する多数のデータ並びに標的領域の位置の評価を決定することを可能にし得る。

【0027】

生物組織が医学的状況において扱われる場合、様々な移動を受ける可能性があり、処理中心点Pの位置は、最初に規定された標的領域の内部に常に位置するように、再び調整されなければならない。本発明による処理装置1のマネージングユニット5はしたがって、処理が行われている生物組織に起こり得る異なる運動を補正するために使用される。生物組織の運動、したがって、標的領域の運動は、それらの時間的発現に応じて、主として2

50

つのカテゴリーに分類することができる。実際、例えば、筋肉が収縮する場合に生じるような偶発的運動が存在し、又、例えば、肝臓および腎臓と関する事例のような、例えば、呼吸サイクルまたは心臓サイクルと関連付けられるいわゆる周期的運動も存在する。それらが実際にはより複雑な弾性的な運動であったとしても、それらの各運動は堅固な運動（並進運動および／または回転運動の両方を含む）として見られ得ることに我々は気付くことができる。

【0028】

これらの2つのタイプの運動（偶発的または周期的）のそれぞれに対して、使用される補正ストラテジーを適合させる必要がある。

【0029】

実際、例えば、偶発的運動を補正するためには、利用可能な最終的解剖学的画像の時点で、計算手段を用いて、例えば、推定変位ベクトル場を使用するのが適当である。変位ベクトル場のこの推定のおかげで、処理中心点Pの位置は、その位置に関連する推定変位に従うことにより補正される。

【0030】

周期的運動の特徴的な反復は、処理中心点Pの位置決定がより正確なものであるように、偶発的な運動に関して用いられる補正的な方法を適合させることを可能にする。実際、先のストラテジーは、標的領域の実際の運動が、最後に得られた画像上の推定される運動と同等であることを必要とする。この仮定により、時間間隔は、MRIイメージング手段2から生じるデータの移送とこの画像中に存在する情報の利用可能性の間で無視してよいと考えられる。MRIイメージング手段2から生じるデータの送達と処理中心点Pの位置決定における補正の間のこの待ち時間は、典型的には、取得時間、画像再構築時間、移送時間、および、標的領域の位置を調べる計算時間からなる。このタイムラグ典型的には2秒間であり、呼吸運動の周期は5秒間であり、偶発的な運動を補正するために採用されるストラテジーが、標的領域の実際の運動に対して位相的にほぼ逆である、推定される運動を生じる。結果として、この補正ストラテジーは、周期的運動を補正するために使用される場合には、処理中心点Pの位置決定エラーを倍加させる可能性がある。

【0031】

これらの理由により、補正を必要とする待ち時間を定量することにより周期的運動を補正することが必須である。補正ストラテジーは、例えば、画像中に存在する全体の優勢な運動のバリエーションの分析に基づく。

【0032】

周期的運動の補正には、後述するいくつかのステップを必要とする。

【0033】

処理される標的領域の優勢な運動のモデル分析をまず行うことは重要である。このモデリングステップは、標的領域の生物組織の運動が分析される間の前処理段階の間に起動されるモデリング手段を用いて行われる。呼吸サイクルにより、特に、標的領域は、特定の周期性により特徴付けられる運動に従う。呼吸サイクルは完全に規則的なものではないため、平均的周期を確立するために、前処理ステップの間に得られる平均的な数の周期が測定される。これらの周期の各々は、呼吸サイクルにおける正確なサンプリングを行うために、確立された平均的周期へと調整され得る。

【0034】

次いで、標的領域の優勢な運動を、以下の数式によりN桁のフーリエ級数に分解される周期的運動へと変換することができる。

【0035】

【数1】

$$M(t) = \sum_{n=0}^N a_n \cdot \cos(n\omega t) + b_n \cdot \sin(n\omega t)$$

【0036】

この数式中、 a_n および b_n は、各調和の要素である。実際に、 $N=3$ は、平均的周期に関する効率的なモデリングのための良い値である。これより高い調和は、実際に、0.1ミリメートルを下回る幅を有する。

【0037】

係数 a_n および b_n の決定は、前処理ステップの間に得られる、異なる点 K を用いた最小二乗法に基づいて行われる。

【0038】

【数2】

$$a_n = \frac{\sum_{i=1}^K M(t_i) \cos(n \omega t_i)}{\sum_{i=1}^K \cos(n \omega t_i)^2} \quad \text{及び} \quad b_n = \frac{\sum_{i=1}^K M(t_i) \sin(n \omega t_i)}{\sum_{i=1}^K \sin(n \omega t_i)^2} \quad 10$$

【0039】

本発明の実施形態の1つによれば、モデリング手段はさらに、処理ステップの間の標的領域の運動をモデリングすることができる。

【0040】

さらに、我々は、非周期的運動をモデリングすることができるモデリング手段を使用することができ、これらの運動は、偶発的な運動と比較して比較的長周期の時間に亘り特徴付けられる。

20

【0041】

モデリングされる標的領域の運動は、処理中心点 P の位置に関する我々の補正において、我々はより厳密であり得る。

【0042】

処理中心点 P の再配置に関する第1のステップは、例えば、標的領域の位置における情報を得るために、前述の方法でイメージング手段2の測定信号を分析することにある。

【0043】

MRI イメージング手段2から生成された解剖学的画像に基づいて、標的領域の空間位置をまず決定することが重要である。空間位置は、画像とおおよび参照画像の間の標的領域の変位 D を分析することから生じる。

30

【0044】

第2のステップは、標的領域の画像に相当する時間位置を決定することにある。最後の画像のこの時間位置 t_i は、先に決定された空間位置の因数として決定され、結果として、平均的周期に相当するドミナント D の変位の因子である数式 $D = M(t_i)$ の解を決定することにより、決定される。

【0045】

しかし、標的領域の運動における三角法の多項式 $M(t)$ モデリングはいくつかの根を有し、すなわち、適切な判断がなされないことは、周期期間が長くなるまたは短くなることに関する原因である。この判断の欠如が起こらないようにするために、すなわち、標的領域に関し保存されている変位データを参照することが必要である。L個（例えばLを5に設定する）の最新の動態における優勢な変位と正確かつ安定した方法で得られた画像上の標的領域の位置を時間的に配置するため三角法の多項式の間のユークリッド距離を計算することができる。

40

【0046】

ひとたび時間位置が決定されると、運動の可動化に関する標的領域位置が正確に規定される。それにもかかわらず、この評価された位置は、MRI イメージング手段2が画像を得ており、その標的領域の実際の位置は得ていない時点での標的領域の位置に相当する。実際、MRI イメージング手段2から生じたデータを移送し処理するためにかかる待ち時

50

間中に、標的領域の運動は停止しない。位置情報が入手できた時点での標的領域の実際の位置は、調べた位置とは異なる。したがって、この待ち時間の間に起こる運動を補正することが不可欠である。

【0047】

したがって、処理中心点Pを位置決定するために、マネージングユニット5の制御手段7は、標的領域の実際の位置を決定することができ、処理中心点Pをこの実際の位置の因数として位置決定することができる。

【0048】

第一に、制御手段は、位置を計算するために不可欠な待ち時間がそこに付加される評価された時間位置に相当する、実時間位置を決定する。

10

【0049】

ひとたび実時間位置が決定されると、相当する実空間位置を決定し、この実空間位置の因数として処理中心点Pを位置決定するために、標的領域の運動に関するモデリングが用いられる。

【0050】

実時間位置を決定するために、例えば、待ち時間を、前処理ステップの間に測定される待ち時間の平均的値に等しくすることにより、待ち時間が一定であると考えることができる。

【0051】

本発明の別の実施形態によれば、処理装置1は、MRIイメージング手段2のデータを用いて標的領域の位置を調べるために不可欠な、各動態における待ち時間の値を正確に測定するために、測定手段10と共に提供される。処理装置1は、例えば、MRIイメージング手段2のデータが計算手段6により受け取られた時と評価された時間位置が決定される時の間の時間を測定するマイクロコントローラ10を含む。後述するように、かかる測定手段10の使用は、後者が、計算手段に関して必要とされる異なる計算時間に非常に依存することを前提として、待ち時間の正確な補正を可能にし、動態が変わるごとに作業能力が異なることを考慮すると、これらの計算時間は、場合により変化する。

20

【0052】

待ち時間の間の標的領域の運動の補正以外に、制御手段7は標的領域の運動を予測することができる。

30

【0053】

MRIイメージング手段2による2つの連続したデータ取得の間には、実際に特定のタイムラグが存在し、したがって、標的領域の実空間位置を2連続で決定する間には、タイムラグが存在する。それにもかかわらず、例えば、マイクロコントローラ10により測定される標的領域の評価された時間位置および待ち時間に関する知見は、標的領域の優勢な運動を多項式モデリングすることで、次のMRIデータを処理するまでの間の優勢な変位を予測することを可能にする。

【0054】

標的領域の実空間位置を最後に決定してから、「予測時間」と称される一定の時間が経過しているという事実にも関わらず、標的領域内の処理中心点Pを再配置しようと試みる場合には、予測時間位置における標的領域の運動のモデリングに相当する、予測空間位置を決定することで十分であり、この予測時間位置は、待ち時間および予測時間により強化された、最後に評価された時間位置に等しい。

40

【0055】

可能な限り、処理中心点を再配置するために、いくつかの予測を選択することが好ましい。好ましくは、制御手段は、新たに評価された時間位置が計算手段6に関し決定されるまでの予測を用いて処理中心点Pを再配置するものとする。

【0056】

全ての場面で、計算手段6の性能によって待ち時間がわずかである場合には、例えばそれを無視することができるということが留意されねばならない。この場合、制御手段7は

50

、ラグのみの予測を考慮に入れて（待ち時間はゼロと考えられる）、処理中心点 P を位置決定することにより、標的領域の運動を補正するものとする。

【0057】

剛性であって弾性がないと考えられている組織の運動に関しては、全体的な優勢な運動に関する知見は、全体的な対象の変位場を決定するために十分であり、その優勢な運動のモデリングも同様に十分である。

【0058】

一方、伸縮運動等のより複雑な組織の運動に関しては、運動マップを作成するものとする。このマップは、医療処置の前に行われた前処理ステップの間に評価された変位場（図 2 c 中に存在する）で保存された記憶を含む。その処理の間に、そのマップは、その局所的に関連する変位場を推定するために最も近い、全体的な優勢な運動を探索する。それは、位置の調査が行われる変位場に基づく。

10

【0059】

さらに、システムの安定性を増加させるためには、待ち時間を最大限に低減することが重要である。これを行うため、標的領域の優勢な運動を規定するために、標的領域のリアルタイムの測定信号を送達する別の測定手段（例えば、ナビゲータ・エコーまたは超音波エコー等）を用いてもよい。この優勢な運動は、変位場が R M I 画像から作成されるマップから得られる場合に、剛性の運動を補正し、または選択を可能にするために直接的に用いることができる。

【0060】

20

標的領域のリアルタイムの測定信号により、優れた時間解像度を有する運動の評価が獲得され、R M I 測定信号は運動の正確な空間評価を提供し、標的領域の異なる測定信号を組み合わせ、各運動測定ツールの空間的および時間的な優位点を利用したアプローチを提供する。

【0061】

本発明の別の実施形態によれば、処理装置の M R I イメージング手段 2 は、標的領域の解剖学的画像データを提供することができるだけでなく、標的領域の熱画像データを提供するように設計することもできる。かかる熱画像は、標的領域の温度の空間分布を示すことを可能にする。

【0062】

30

核磁気共鳴イメージングは、実際、体内の水分子中に含まれるプロトンの磁気的な特性を検出することに基づく。核磁気共鳴により画像を構築するシステムは、調べられる領域の各容積単位 (v o x e l) は複素数 $M e^{i f}$ と関係し、M は分子であり、f は巨視的磁性におけるベクトルの位相である。要素 M は、解剖学に関する情報を提供し、いわゆる解剖学的画像の構築を可能にする。M R I に導かれる温度測定の原理は、温度マッピングを計算するためのコントラスト変化を分析することにより動力的画像取得を行うことに基づく。動力的温度測定を、特に、より値の高いところで (1.5 テスラ) 行うために最も通常的な方法は、様々な時間において得た位相画像のコントラストを比較することである。(運動のアーチファクトまたはその余地がない) 特定の十分に規定された条件下では、2 つの連続的な画像間の位相における差異は、温度差に直接的に比例する。

40

【0063】

【数 3】

$$\Delta \varphi = \gamma \alpha B_0 \Delta T T_E$$

【0064】

式中、 ΔT は温度差、 γ は磁気回転比 ($\gamma = 42, 58.2 \pi \text{ MHz/T}$)、 α 温度係数 ($= 0.01 \text{ ppm/K}$)、 T_E エコー遅延、 B_0 磁石の磁気誘導である。この計算は、温度マップを得るために、各画像の画素に関して行われる。

【0065】

標的領域の温度測定に関するこのモニタリングにより、次いで、処理される生物組織の

50

壊死の程度を調べるために、熱量を決定することが可能になる。

【0066】

それにもかかわらず、温度測定のためのモニタリング方法は、生物組織の標的領域における可能性ある運動に対し感受性である。したがって、温度変化を正確にモニタリングするためには、偶発的なものであるか、または周期的なものである、標的領域の様々な運動によって生じる温度測定のアーチファクトを補正することが不可欠である

【0067】

実際、運動が t_{n-1} と t_n の間で偶発的に生じる場合、この偶発的な運動に続いて計算された温度マップは正確ではない。単純な方法は、 $t_n (f_n)$ の時点で得られた位相画像を新たな参照位相画像とすることにある。 $i > n$ である時間 t_i における温度マップは、以下の数式により計算される。

【0068】

【数4】

$$\Delta T_i = \Delta T' + (\varphi_i - \varphi_n)k$$

【0069】

式中、 $\Delta T'$ は、運動に対する補正後の温度の $n-1$ マップである。

【0070】

周期的運動により生じた温度アーチファクトを補正するために、医療処置の前に行われる前処理ステップにおける運動の因数としての温度画像の妨害を分析することが可能である。運動マップは、医療処置として同様の順序を含むが、その間に発熱療法が用いられない前処理ステップの間に得られた画像から構築される。例えば、50 画像の取得により、正確な呼吸サイクルのサンプリングが可能になる。選択される参照位相画像は、時間的に連続したもののうち最初のものである。前処理ステップの間、解剖学的画像は、相当する位相画像と共にマップ中に保存される。医療処置の間、現在の解剖学的画像は、マップ中に保存されている解剖学的画像と比較される。最も類似するマップ中の画像が選択され、相当する位相画像が温度計算の参照として選択される。次いで、解剖学的画像並びに温度画像中の療法で補正を行うために、臓器における変位が解剖学的画像上で推定される。

【0071】

さらに、温度変化のモニタリングおよびすなわち標的領域に対する熱量モニタリングが正確に行われる場合、すなわち、標的領域の様々な運動により引き起こされる温度アーチファクトに対する補正によって、処理装置 1 の中核をなす、標的領域の処理中心点 P に対し照射される放射の調節手段を予測することができる。

【0072】

MRI イメージング手段 2 から生じる熱画像は、標的領域にかかる熱量にしたがって生じ、標的領域内の温度の空間分布が、温度の空間分布に関する制御信号に関連するように、処理中心点 P での標的領域の放射を調節することは価値があり得る。

【0073】

温度画像から生じる温度測定値情報は、標的領域の温度の正確な制御を可能にし、生物組織の標的領域に関して所望の温度を確保することを可能にするために、調節手段を用いて調節することができる。

【0074】

標的領域がスポット的な手順で処理され得る場合、温度は、比例・積分・微分自動制御 (PID) を用いて、MRI 温度画像から調整することができる。この技術は、温度 ξ の誤差要因を最小化する PID 項を含む微分方程式 (数 5) に基づく。

【0075】

【数 5】

$$\frac{\partial \xi}{\partial t} + a\xi + \frac{a^2}{4} \int_0^t \xi = 0 \quad \text{但し} \quad \xi = \theta - T$$

【0076】

ξ パラメーターは、標的領域の温度 θ と測定される温度 T の間の差を表す。

【0077】

比例的な項は、測定された温度と標的領域温度の瞬間的な誤差と等しい。積分的な項は、誤差の合計および過去の温度により規定される。派生する項は、所望の温度を得るために温度において存在するバリエーションにより決定される。

【0078】

パラメーターは、操作者により定義され、PID制御での3つの項の相対的な重要性に影響を及ぼす。この自動制御は、標的領域の温度に対する安定的な収束を確実にする。

【0079】

PID制御はさらに、生物組織の反応を予測するために、温度移送の数式（数6）と組み合わせられる。この数式は、温度の核酸および組織による超音波の吸収を考慮する。

【0080】

【数 6】

$$\frac{\partial T}{\partial t} = D \cdot \nabla^2 T + \alpha \cdot P$$

【0081】

PIDの微分方程式は、その指数が式（数7）により規定される値ごとに選択されるとき、温度に由来する項を正しく調整するために、尊重される。

【0082】

【数 7】

$$P = \frac{1}{\alpha} \left[\frac{\partial T_c}{\partial t} - D \cdot \nabla^2 T + a(\theta - T) + \frac{a^2}{4} \int_t (\theta - T) \right]$$

【0083】

可動性の組織の決定された点での温度を制御するために、中央の参照位置を再設定する補正された温度マップを用いて、PIDフィードバック制御アルゴリズムが計算される。この温度マップを用いて、温度制御に必要とされる指数に関する計算の全てが、静止した生物組織について同様になされる。測定処理点または予測処理点のそれぞれの位置決定に関して、放射指数が次いで調整され得る。

【0084】

わずか1ミリメートルの小さな中心点の処理を伴う、数ミリメートルを含む大容量を処理するために、ひとつの方法は、処理中心点を進路に沿って移動させることにある。温度の空間制御に関し、音響出力量は、標的領域容積における全ての点に関し、数式（数7）により規定される。しかし、処理中心点Pを移動させるために（電子的なまたは機械的な）いかなる技術が用いられても、この出力を各点で発生させ、かつ同時に規定することは技術的に困難である。この問題を回避するために、点 r において時間 t F のフィードバック制御サイクルの間に移送されるエネルギー量 E が、数式（数8）により定義される。

【0085】

10

20

30

40

【数 8】

$$E_{(\vec{r})} = \frac{t_F}{\alpha} \left[\frac{\partial \theta_{(\vec{r})}}{\partial t} - D \cdot \nabla^2 T_{(\vec{r})} + a(\theta_{(\vec{r})} - T_{(\vec{r})}) + \frac{a^2}{4} \int (\theta_{(\vec{r})} - T_{(\vec{r})}) \right]$$

【0086】

このエネルギーは各点へと連続的に、それぞれの遅延と共に送達され、出力値は適当に選択される。セキュリティ因子を向上させるために、高レベルのエネルギーを必要とする点は、高レベルの出力を用いるよりも、長い中心周期にわたり加熱される。そのように、かかるフィードバックサイクルの遅延は、出される最大出力を制限するために必要とされるエネルギーに相当する、重み付けされた値を伴う、いくつかの長さへと分割される。温度制御の量を最適化するために、フィードバックサイクル、すなわち、動態を得る際の遅延は、可能な限り短くなるよう選択される。

10

【0087】

制御手段は、計算または予測のいずれかにより、処理中心点 P が標的領域の運動を追跡するようにさせ、したがって、処理中心点 P が処理容量に関し追跡する経路を可能な限り大きくさせる経路もまた改変される。この経路を規定する各点は、制御手段を用いて本明細書中に記載されるのと同様の方法で補正される。この方法において、放射は正しく調節されてサンプリングされ、効率的な容積測定処理を有することを可能にする。

20

【0088】

本発明の装置を用いた運動中の生物組織の処理の評価

図 3 に示すように、本発明の処理装置は、人工的に可動性に作られ、MRI イメージング装置 11 中に置かれた、変換器 12 を用いた集束超音波を用いて処理して、*ex vivo* のブタ筋肉に関し評価された。標的領域 13 は、伝達ドライブ 14 により遠隔移動される。シミュレートされた運動は、ドライブが手動で移動される場合は偶発的であり、モーター 15 により移動される場合には周期的である。モーター 15 の電圧を変えることにより、運動の周期性を次いで選択することが可能である。さらに、標的領域 13 の運動は、それが停止の前に置かれたスライドするまたは弾性を有するガイド上に置かれる場合、剛性であり得る。

30

【0089】

剛性運動である、標的領域 13 の平行移動を調査する場合、ドライブの位置は、ミリメートル測定ストリップ 16 を用いて測定される。2 つの発光する光ダイオード 17 および 2 つの光受容体が、0.5 mm の正確さでストリップの位置を特定する。標的領域の変位時間をマイクロ秒まで測定する 20 MHz の PIC マイクロコントローラー 18 により、計測ストリップの計測がなされる。計測ストリップの位置がそれぞれ変化した後、標的領域の時間および位置が、例えば、RS232 接続を用いて、数マイクロ秒のうちにモニタリングパネルへと伝達される。リアルタイムでの標的領域 13 の位置におけるこれらの時間測定は、MRI から生じる画像を用いて、推定変位および予測変位の質を調べるための参照としての役割を果たす。

40

【0090】

処理点の補正標的領域の運動の補正に関して、処理装置の性能をまず調べるのが不可欠である。MRI 画像上の推定される運動（待ち時間に関する補正を行わないことを意味する）と、伝達ドライブに対し取り付けられた計測ストリップ上のマイクロコントローラーによって測定される実際の運動を伴って予測される運動（すなわち、予測される運動および待ち時間を考慮に入れて補正された運動の両方）とを比較することは、価値がある。

【0091】

第一の技術は、運動の周期性が手順を通じて完全に一定であることを支持することにある。前処理ステップの優勢な予測変位における 3 次からなる多項式が、運動を補正するために用いられる。この多項式は、初期動態における実際の運動とよく一致する。それでも

50

なお、下方のモーターの角速度における1%の偏差にもかかわらず、再更新されない多項式関数に対してモデリングされた予測される運動は、実際の運動から直ちに異なるものとなる。図4 aおよび4 bは、計測ストリップ上で測定される実変位（曲線19）、解剖学的画像における推定変位（曲線20）並びに一定の多項式関数に関してモデリングされた予測変位（曲線21）を示す。

【0092】

実際の運動および予測される運動の間の標準偏差は、実験開始時には非常に小さく（0.33 mm）、2分後には4.5 mmまで迅速に増大する。この技術は、運動の予測を可能な限り頻繁に再更新することが不可欠であることを示す。

【0093】

補正における別の測定によれば、待ち時間は一定であると考えられる。ex vivoの筋肉が、本発明の実験において、振幅14 mm、周期約5.6秒の周期的平行移動運動に供された。用いた試験用の台において、平均的待ち時間補正は約1.9秒である。図5 aおよび5 bにおいて、この測定は、計測ストリップ上で測定される実変位を表す曲線22、および、解剖学的画像上で推定変位を示す曲線23、および、一定の待ち時間の値を用いて各動態に関して再更新される、予測変位を示す曲線24を用いて説明される。

【0094】

測定される運動および予測される運動の間で測定される標準偏差は、実験開始時点の1 mmと終了時点の2 mmの間で揺れ動くため、この方法は先の方法よりも効率的である。

【0095】

補正されるべきタイムラグは、主として、動態に関する取得の遅れ（1秒間）、および移送時間、および0.3秒間～1.1秒間（平均0.9秒間）の間で変化する計算時間からなる。情報処理時間におけるこのぶれは、部分的には、実際の時間システムではない操作システムの使用に関連している。移送時間におけるこのぶれは、予測される運動に影響を及ぼす、推定される運動の時間的な配置における妨害を誘導する。そのようなものとして、予測される運動は、連続的で継ぎ目のない三角法曲線からなる。

【0096】

補正における別の測定によれば、待ち時間は、マイクロコントローラーを用いて、最後に時間測定された動態の開始時間と、処理の終わりの時間を比較することにより得られる。上記に類似して、ex vivoの筋肉が、振幅14 mm、周期約5.6秒の周期的平行移動運動に供された。この測定を説明する図6 aおよび6 bにおいて、曲線25は計測ストリップ上で測定される実変位を表し、一方、曲線26は、および、解剖学的画像上で推定変位を示し、および、曲線27は、測定された待ち時間の値を用いて各動態に関して再更新される、予測変位を示す。

【0097】

測定される運動と予測される運動の間で測定される標準偏差は0.33 mmであるため、この方法は非常に効率的である。予測される運動は、運動の周期性を調節する、微小な切れ目を除けば、連続的である。

【0098】

上記に示されるように、弾性運動を補正するためには、優勢な変位はもはや十分ではない。それでもなお、それは、マップから適当なベクトル場を選択する基準として用いられるものとする。図7 aおよび7 bは、各動態に関し測定される待ち時間を用いて、先に評価された平行移動運動に関するマップを参照する技術を用いて得られる、予測される運動を示す。曲線28は、計測ストリップ上で測定される実変位を表す。曲線29は、解剖学的画像上で推定変位を示し、曲線30は予測変位を示す。

【0099】

予測変位は、マップ中の50のベクトル場に相当する50の値に分解される。この予測される運動の分解は、運動における判断の予測を1分おきにのみ減少させる。実際の運動と予測される運動の間の標準偏差は、優勢な運動を用いた0.33 mmに代わり、0.41 mmである。

10

20

30

40

50

【0100】

これらの各種の調査により、補正が行われない場合に、試験後に生じ、測定される平均的な処理中心点の位置決定エラーは4.76mmであることがわかる。

【0101】

このエラーの理論的評価は、実際の運動をその最初の調和を用いて近似し、時間起点をシフトさせることによりなされ得る。すなわち数式は(数9)となる。

【0102】

【数9】

$$M(t) \approx c_1 \cdot \cos(\omega t) \quad \text{但し} \quad c_1 = \sqrt{a_1^2 + b_1^2} = 6.5 \text{ mm} \text{ および } T = \frac{2\pi}{\omega} = 5.6 \text{ s} \quad 10$$

【0103】

したがって、この運動により引き起こされる理論的エラーは数式(数10)となる。

【0104】

【数10】

$$\sigma_{\text{補正なし}} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T (c_1 \cdot \cos(\omega t))^2 dt} = \frac{c_1}{\sqrt{2}} = 4.6 \text{ mm} \quad 20$$

【0105】

中心点が、最後に入手できる画像の推定される運動にしたがって位置付けされる場合、実験的なエラー読み取りは平均して7.54mmである。

【0106】

このエラーの理論的な評価は、待ち時間の補正を一定である(1.9秒間)として行うことができる。誘導される位相の差異は、数式11となる。

【0107】

【数11】

$$\varphi_c = 2\pi \frac{d_c}{T'} = 2.1 \text{ rad} = 120^\circ \quad 30$$

【0108】

この位相の差異により引き起こされる理論的なエラーは、数式(数12)となる。

【0109】

【数12】

$$\sigma_{\text{予測なし}} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T (c_1 \cdot \cos(\omega t) - c_1 \cdot \cos(\omega t + \varphi_c))^2 dt} = c_1 \cdot \sqrt{2} \cdot \left| \sin \frac{\varphi}{2} \right| = 8 \text{ mm} \quad 40$$

【0110】

補正された待ち時間が正しく測定される場合、測定される試験エラーは0.33mmである。理論的には、予測される運動と実際の運動の間には、もはや位相の差異は存在しない。

【0111】

【数13】

$$\sigma_{\text{予測あり}} = 0$$

【0112】

以下の表は、理論的な、および、得られる実験的な標準偏差を比較する。

【0113】

【表1】

標準偏差	補正なし	補正有り 予測なし	補正有り 予測有り
実測値	4.76 mm	7.54 mm	0.33 mm
理論値	4.6 mm	8 mm	0 mm

10

【0114】

予測される運動は、運動補正を行わない位置決定よりも少なくとも14倍正確に、処理中心点の位置決定予測を可能にする。

【0115】

最終的に、周期的運動の補正は動態の取得の遅延よりも大きい周期を伴う運動の補正のみを目的とするということが特筆され得る。実際、Shannon-Nyquist定理により、完全な周期を再構築し得るためには、周期ごとに2つの最小の動態のサンプリングが不可欠である。示される実験において、作られる運動の周期は約5.6秒間であり、したがって、1秒あたり1動態の取得は、運動の良好な再構築を可能にした。

20

【0116】

次いで、処理点の補正に加えた温度測定アーチファクトの補正にしたがって、処理装置が、標的領域の運動による温度測定アーチファクトを補正することができる場合、その処理装置の性能を調べるのが不可欠である。したがって、ex-vivoの筋肉を、加温ステップの間に、それを各種のタイプの運動に連続的に供しながら、集束超音波装置を用いて加温した。

【0117】

ex-vivoの筋肉は最初に、14mmの偶発的な平行移動運動に供された。その筋肉を、電力75Wを発生する超音波変換器を用いて50秒間加温した。偶発的な運動は、熱量（実験終了時点）が半分となる点で行われた。図8a～8cは、温度測定または処理点の位置補正を行わない、温度測定補正を行うが処理点の位置補正は行わない、および、最終的に、温度測定および処理点の位置補正を行ったマップにおける温度を表す。同様に、図8d～8fは、それぞれ、温度測定および処理点の位置補正を行わない、温度測定補正は行うが処理点の位置補正は行わない、および、最終的に、温度測定および処理点の位置補正を行った熱測定のマップを表す。

30

【0118】

図9は、処理点の位置補正を行った場合（曲線32）、および行わない場合（曲線31）の、温度マップ上に表された中心点を通過する垂直軸に沿った温度の空間分布を示す。

【0119】

図10は、処理点の位置補正を行った場合（曲線35）、および行わない場合（運動前の曲線33、運動後の曲線34）の、加温された領域内の温度の時間変化を示す。

40

【0120】

温度測定の補正を行わずに生じる温度エラーは、40℃に到達し得る。このアーチファクトは、完全に加温プロセスを覆い隠す。同様に、計算された熱量を使用することはできない。

【0121】

処理中心点の補正がなされない場合、先に加温され冷却されつつある領域および新たな標的加温領域の2つの加熱領域は同時に現れる。これらの2つの領域は、行われた運動により14mm離れて存在する。これらのいずれも、組織の壊死をもたらさない、なぜなら、局所的なエネルギーの蓄積が十分ではなかったためである。

50

【0122】

処理中心点の変位が標的領域の運動を補正するとき、加温された領域のスポットが観察される。連続的な対数的な様式の温度上昇は、加温が運動により影響を受けないことを示す。同様に、円形の形態は、運動が適切に補正されたことを示す。同じ組織領域上にエネルギーが依然として潜在し、壊死が引き起こされた。

【0123】

ex-vivo の筋肉を、次いで、周期が約 5.6 秒間に等しい振幅 14 mm の周期的な平行移動運動に供した。筋肉を、電力 100 W を発生する超音波変換器により 1 分間加温した。図 11 a ~ 11 f は、温度マップ（図 11 a ~ 11 c）および熱量（図 11 d ~ 11 f）を、温度測定および処理中心点の位置補正を行わないもの（図 11 a および 11 d）、温度測定を行うが処理中心点の位置補正を行わないもの（図 11 b および 11 e）、並びに、最終的に温度測定および処理中心点の位置補正を行ったもの（図 11 c および 11 f）で比較する。

10

【0124】

図 12 は、処理点の位置補正を行ったもの（曲線 37）および行わないもの（曲線 36）の、温度マップ上に存在する加温された領域を通過する垂直軸（筋肉運動の軸に相当する）に沿った温度の空間分布を示す。

【0125】

図 13 は、処理点の位置補正を行ったもの（曲線 39）および行わないもの（曲線 38）の、試験の間に加温された領域の温度における時間変化を示す。

20

【0126】

上記のように、温度測定の補正を行わずに生じる温度エラーは 40 °C に到達し得る。このアーチファクトは、行われた加温を完全に覆い隠す。同様に、計算された同じ熱量を使用することはできない。

【0127】

中心点の補正がなされない場合、加温された領域は 14 mm 離れて広がる。引き起こされた加温は、組織壊死をもたらさない、なぜなら、温度の上昇が不十分だからである。

【0128】

中心点の変位が標的の運動を補正するとき、円形の加温領域は、運動が適正に補正されていることを示す。連続的な対数的な様式の温度上昇は、加温が運動により影響を受けないことを示す。組織により到達される温度は、上記の 2 倍高かった。同じ組織領域上にエネルギーが依然として潜在し、壊死が引き起こされた。

30

【0129】

最もよく多く起こる場合であり、かつ最も補正が困難である場合は、弾性周期運動の場合である。かかる変位を調べるために、*vivo* の筋肉を、約 5.6 秒間の周期性を有する周期的な押しつぶし運動に供した。筋肉を、電力 100 W を発生する超音波変換器により 1 分間加温した。

【0130】

図 14 a および 14 b はそれぞれ、主要な参照画像により推定されるベクトル場の変位を伴う異なる運動位置において得られる解剖学的画像を示す。

40

【0131】

図 15 a ~ 15 f は、温度マップ（図 15 a ~ 15 c）および熱量（図 15 d ~ 15 f）を、温度測定および処理中心点の位置補正を行わないもの（図 15 a および 15 d）、温度測定を行うが処理中心点の位置補正を行わないもの（図 15 b および 15 e）、並びに、最終的に温度測定および処理中心点の位置補正を行ったもの（図 15 c および 15 f）で比較する。

【0132】

図 16 は、処理点の位置補正を行ったもの（曲線 41）および行わないもの（曲線 40）の、温度マップ上に存在する加温領域を通過する垂直軸に沿った温度における空間分布を示す。

50

【0133】

図17は、処理点の位置補正を行ったもの（曲線42）および行わないもの（曲線43）の、試験の間に加温された領域の温度における時間変化を示す。

【0134】

温度測定の前補正を行わないで生じる温度エラーは、1分間で300℃に到達し得る。2 π を上回る位相の変化は、2つの連続的な動態の間で見られ、経時的に蓄積する温度エラーを引き起こす。このアーチファクトは、加温を完全に覆い隠す。同様に、計算された同じ熱量を使用することはできない。

【0135】

中心点の補正がなされない場合、加温された領域は12mm離れて広がる。引き起こされた加温は、組織壊死をもたらさない、なぜなら、温度の上昇がそうするためには不十分だからである。

【0136】

中心点の変位が標的の運動を補正するとき、円形の加温領域は、運動が正確に補正されていることを示す。

【0137】

連続的な対数的な様式の温度上昇は、加温が運動により影響を受けないことを示す。組織により到達される温度は、先のものよりも高い。同じ組織領域上にエネルギーが依然として潜在し、壊死が引き起こされた。

【0138】

処理点の位置の補正を伴う温度の制御フィードバックここで上記に示される、変位のモニタリングを伴う熱処理装置は、組織の位置に関わらず所望の点に常に集中される一定の力を用いた収束を可能にする。さらに、温度測定の前補正は、運動を行わずに得られるものと同様に良好な質の温度マップを提供する。これらの補正された温度マップは、本明細書中で上述される温度における制御フィードバックを行うことを助けることができる。このように、場所温度および空間温度の制御技術が、剛性周期運動へと供される *ex-vivo* の筋肉へと適用された。

【0139】

可動性の組織における固定化された点での温度を制御するために、運動の主要な位置で再設定され補正された温度マップを用いて、上述のスポット温度フィードバック制御アルゴリズムPIDが実行される。そのようなものとして、組織が可動性ではない場合に、温度フィードバック制御を提供するために不可欠な指数に関する全ての計算がなされる。ひとたび必要とされる指数が決定されると、中心点の位置は、上述の周期的運動の予測されるアルゴリズムを用いて、100msごとに調整される。

【0140】

図18aおよび18bは、可動性ではない *ex-vivo* の筋肉（図18a）、および剛性周期運動に供したもの（図18b）の温度の制御を比較する。6秒間の運動周期および14mmの振幅は、50の動態における前処理ステップ上で再構築される。上記のように、各動態は、 $1.5 \times 1.5 \times 4.5 \text{ mm}^3$ のボクセルを有する *in vivo* を保有する。

【0141】

制御フィードバックを行うために選択される応答時間は8秒間である。フーリエ変換を用いて組織の挙動を予測するために用いられる組織パラメーターは、拡散係数に関して $0.1 \text{ mm}^2/\text{s}$ であり、吸収係数に関して 0.006 K/J である。

【0142】

組織の運動を伴うおよび伴わない両方で、160秒間～300秒間の12℃の設定温度が、 $0.45 \text{ }^\circ\text{C}$ の範囲内で達成される。使用される配列の本質的なノイズが $0.3 \text{ }^\circ\text{C}$ であるという事実を考慮して、温度測定および温度におけるフィードバック制御計算の前補正は、得られる上昇温度においてノイズをほとんど引き起こさない。

【0143】

図19a～19dは、運動を伴って（図19aおよび19c）および運動を伴わずに（図19bおよび19d）行われる2つのスポット制御フィードバックにおける、114秒の動態（図19aおよび19b）および183秒の動態（図19cおよび19d）に相当する温度マップを表す。

【0144】

画像の再設定および温度測定アーチファクト補正のための技術により、運動している組織において得られた動態は、可動性でない組織上で得られたものから識別することが困難である。さらに、中心点周辺の円形の形状により示されるように、両方の場合は、等価の温度を有する。このことは、中心点が、変位に関わらず組織内部に正しく位置していることを示す。逆の場合では、加温は運動方向へ伸張する（図11b参照）。 10

【0145】

これら2つの試験の間での温度の空間分布を、よりよい予測と共に定量するために、図20a～20dは、103秒（曲線46）、124秒（曲線45）および178秒（曲線44）の動態に関する、可動性でない *ex vivo* の筋肉上の2つの軸XおよびZに沿った（図20aのXおよび図20cのZ）温度を表し、あるいは剛性周期運動へと供される（図20bのXおよび図20dのZ）。 10

【0146】

これらのグラフの各々において、設定温度（103秒における曲線49、124秒における曲線48、および178秒における曲線47）が予測によって尊重されることが特筆され得る。さらに、加温の幅が軸XおよびZに沿って同様であり、14mmの運動がZ軸に沿うことがわかる場合であっても、処理中心点は正しく再設定された。 20

【0147】

一方、運動を伴わない加温を、運動へと供された加温と比較することにより、軸XおよびZに対する温度の空間分布が約10%上昇する。この広がりとは両軸上で同時に見られ、処理中心点の位置決定予測を欠いては説明できず、むしろ、処理点の電子的変位に関する二次的極大を付加することにより説明することができる。これらの二次的極大以外に、運動モニタリングを伴う温度制御は、可動性でない組織上での場合同様に、可動性の組織上でもよく機能する。

【0148】

温度におけるスポットフィードバック制御の場合と同様に、可動性の組織での温度における空間フィードバック制御を行うことができる。上述のように、補正され再設定された温度マップを用いる。次いで、再設定された画像から選択されるものと中心点を一致させるために、温度空間フィードバック制御のアルゴリズムにより提供される経路が修正される。これにより、経路のそれぞれの点が、その遅延が100ミリ秒に近くなる一連の点へと、さらに分割される。これらの点のそれぞれが、次いで、その他の加温プロセスによるものと同様に、計算された運動の予測値によって変換される。この方法で、温度制御アルゴリズムにより規定される点のそれぞれにおいて降下されたエネルギーおよび中心点の位置は、良好な時間サンプリングを伴う運動にしたがって調整される。 30

【0149】

図21aおよび21bは、可動性でない組織あるいは周期的平行移動を伴う運動の両者における、温度の空間フィードバック制御により行われる、2つの加温プロセスを比較する。中心点が垂直方向にX軸に沿って9mmの範囲で偏位し得るように、運動の振幅はZ軸に沿って8mmに低減される。この方法においては、組織が運動において極端な位置に配置している場合であっても、中心点はその中央の位置から6mmを超えて偏位することがない。ボクセルの幅は1.5mmであり、温度制御はZ軸の7つの中央のボクセル上、すなわち9mmの幅の部分で行われる。曲線52、51および50はそれぞれ、設定された温度に関するこれら7ボクセル上の温度の最低、平均、および最高の値を表す。 40

【0150】

温度上昇は、0.5℃の正確性を伴って、全体の制御領域を通じて設定されたレベルに従う。7つのフィードバック制御ボクセルにおける最高温度と最低温度の間の差異は、可 50

動性でない組織に関し 1. 2℃であり、可動性の組織に関し 1. 3℃である。運動モニタリング技術を用いての、組織の変位は、温度測定に、または加温制御の正確性に、ほとんどいかなるノイズをも持ち込まない。

【0151】

図 2 2 a ~ 2 2 d は、運動を伴って（図 2 2 a および 2 2 c）および運動を伴わずに（図 2 2 b および 2 2 d）行われるこれら 2 つのスポット温度フィードバック制御における、1 4 1 秒（図 2 2 a および 2 2 b）および 2 1 5 秒（図 2 2 c および 2 2 d）の動態に相当する温度マップを表す。X 軸に沿った 9 mm の延長された部分は、組織が垂直方向の 8 mm の周期的運動に供された場合であっても、非常にはっきりと識別されるように見える。加温された部分が変形されないため、中心点は運動を良好に追跡する。

10

【0152】

温度の空間制御に関するより詳細な観察のために、図 2 3 a ~ 2 3 d は、1 4 5 秒（曲線 5 5）、1 7 2 秒（曲線 5 4）および 2 1 9 秒（曲線 5 3）の動態に関する、可動性でない *ex vivo* の筋肉における（図 2 3 a の X および図 2 3 c の Z）、あるいはまた、剛性周期運動に供した（図 2 3 b の X および図 2 3 d の Z）、2 つの軸 X および Z に沿った温度を表す。

【0153】

すなわち、熱拡散効果がその影響を弱める場合、または、組織が軸 Z に対し垂直方向に沿って移動する場合であっても、軸 X に沿った各動態に関し、設定された温度プラトーに相当して得られる温度上昇（1 4 5 秒での曲線 5 8、1 7 2 秒での曲線 5 7、および 2 1 9 秒での曲線 5 6）が得られる。上記の通り、運動している組織に対する加温の空間分布は、非可動性の組織に対する加温と比較して、軸 X および Z に沿ってわずかに大きい。このことは、中心点がその中央の位置からさらに離れている時により大きいものである極大部分の存在によって説明することもできる。

20

【0154】

さらに、非可動性の組織に対して行う加温のためには、中心点は Z 軸にそって 2 分の 1 ボクセル移動する。この重大な結果を伴わないわずかな移動は、使用される MRI 画像の空間解像は処理ポイントの大きさと可能な限り近い明確な大きさとなる。

【0155】

読者は、説明されている主題およびその利点に関して、本発明と関連する重要な事実から逸脱することなく、多くの改変がなされることを認識し得る。結果として、この種類の改変の全てが、本発明および熱処理方法に付随する関連の処理方法にしたがう、運動している生物組織のための熱処理装置の範囲に組み入れられることが意図される。

30

【図面の簡単な説明】

【0156】

【図 1】本発明による処理装置の概略図である。

【図 2 a】画像をリセットする方法を示す図である。

【図 2 b】画像をリセットする方法を示す図である。

【図 2 c】画像をリセットする方法を示す図である。

【図 2 d】画像をリセットする方法を示す図である。

40

【図 2 e】画像をリセットする方法を示す図である。

【図 3】本発明による処理装置の評価用の台の概略図である。

【図 4 a】本発明による処理中心点の位置の補正で第 1 の評価による標的領域の運動を示す図である。

【図 4 b】本発明による処理中心点の位置の補正で第 1 の評価による標的領域の運動を示す図である。

【図 5 a】本発明による処理中心点の位置の補正で第 2 の評価による標的領域の運動を示す図である。

【図 5 b】本発明による処理中心点の位置の補正で第 2 の評価による標的領域の運動を示す図である。

50

【図 6 a】本発明による処理中心点の位置の補正で第 3 の評価による標的領域の運動を示す図である。

【図 6 b】本発明による処理中心点の位置の補正で第 3 の評価による標的領域の運動を示す図である。

【図 7 a】本発明による処理中心点の位置の補正で第 4 の評価による標的領域の運動を示す図である。

【図 7 b】本発明による処理中心点の位置の補正で第 4 の評価による標的領域の運動を示す図である。

【図 8 a】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 1 の評価を示す図である。

10

【図 8 b】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 1 の評価を示す図である。

【図 8 c】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 1 の評価を示す図である。

【図 8 d】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 1 の評価を示す図である。

【図 8 e】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 1 の評価を示す図である。

【図 8 f】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 1 の評価を示す図である。

20

【図 9】図 8 a ～ 8 f に示す第 1 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 10】図 8 a ～ 8 f に示す第 1 の評価による温度の経時変化を示す図である。

【図 11 a】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

【図 11 b】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

【図 11 c】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

【図 11 d】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

30

【図 11 e】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

【図 11 f】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

【図 12】図 11 a ～ 11 f に示す第 2 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 13】図 11 a ～ 11 f に示す第 2 の評価による温度の経時変化を示す図である。

【図 14 a】弾性周期運動の間、画像をリセットするために必要な画像を示す。

【図 14 b】弾性周期運動の間、画像をリセットするために必要な画像を示す。

【図 15 a】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

40

【図 15 b】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

【図 15 c】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

【図 15 d】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

【図 15 e】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

【図 15 f】本発明の処理装置による温度測定の前補正および処理中心点の位置の第 2 の評価を示す図である。

50

【図 1 6】図 1 5 a～1 5 f に示す第 2 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 1 7】図 1 5 a～1 5 f に示す第 2 の評価による温度の経時変化を示す図である。

【図 1 8 a】処理中心点の位置を補正する本発明の処理装置による温度制御の第 1 の評価を示すグラフである。

【図 1 8 b】処理中心点の位置を補正する本発明の処理装置による温度制御の第 1 の評価を示すグラフである。

【図 1 9 a】温度制御の第 1 の評価を示す M R I 画像である。

【図 1 9 b】温度制御の第 1 の評価を示す M R I 画像である。

【図 1 9 c】温度制御の第 1 の評価を示す M R I 画像である。

【図 1 9 d】温度制御の第 1 の評価を示す M R I 画像である。

10

【図 2 0 a】温度制御で第 1 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 2 0 b】温度制御で第 1 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 2 0 c】温度制御で第 1 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 2 0 d】温度制御で第 1 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 2 1 a】処理中心点の位置を補正する本発明の処理装置による温度制御の第 2 の評価を示すグラフである。

【図 2 1 b】処理中心点の位置を補正する本発明の処理装置による温度制御の第 2 の評価を示すグラフである。

【図 2 2 a】温度制御の第 2 の評価を示す M R I 画像である。

【図 2 2 b】温度制御の第 2 の評価を示す M R I 画像である。

20

【図 2 2 c】温度制御の第 2 の評価を示す M R I 画像である。

【図 2 2 d】温度制御の第 2 の評価を示す M R I 画像である。

【図 2 3 a】温度制御の第 2 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 2 3 b】温度制御の第 2 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 2 3 c】温度制御の第 2 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 2 3 d】温度制御の第 2 の評価による空間温度分布を示す図である。

【図 1】

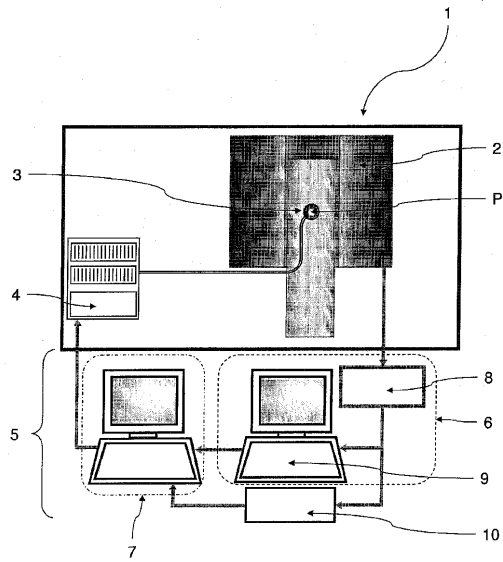


Fig. 1

【図 2 a】

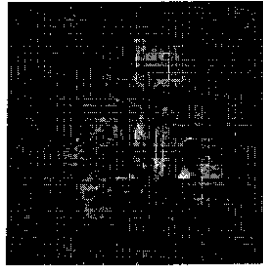


Fig. 2a

【図 2 b】

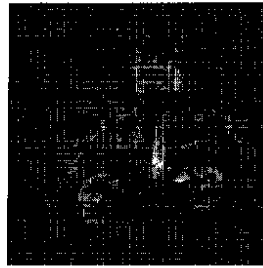


Fig. 2b

【図 2 c】

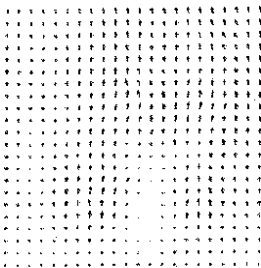


Fig. 2c

【図 2 d】

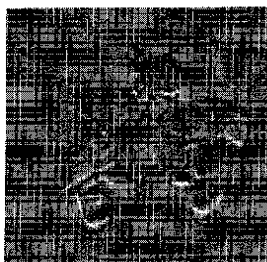


Fig. 2d

【図 2 e】

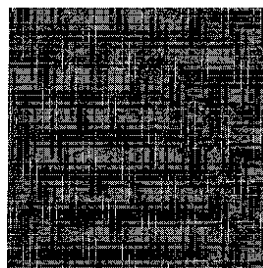


Fig. 2e

【図 3】

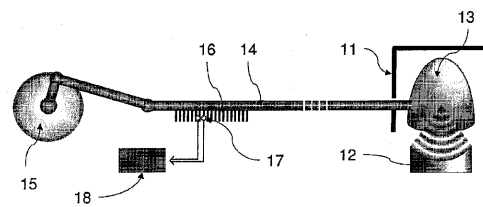


Fig. 3

【図 4 a】

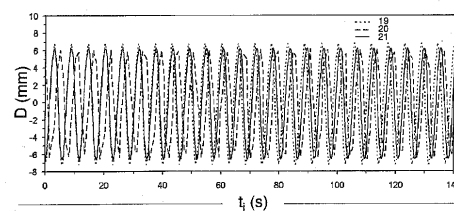


Fig. 4a

【図 4 b】

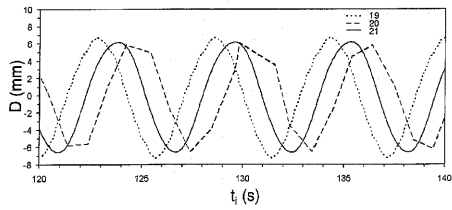


Fig. 4b

【図 5 a】

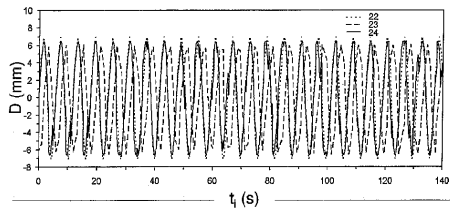


Fig. 5a

【図 5 b】

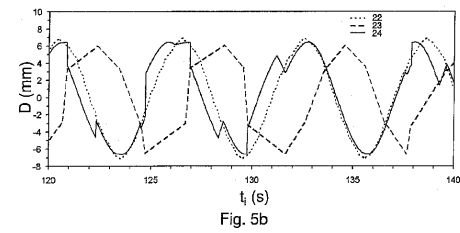


Fig. 5b

【図 7 b】

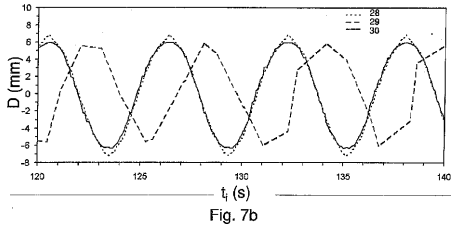


Fig. 7b

【図 8】

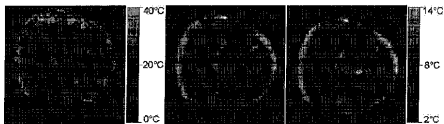


Fig. 8a

Fig. 8b

Fig. 8c



Fig. 8d

Fig. 8e

Fig. 8f

【図 6 a】

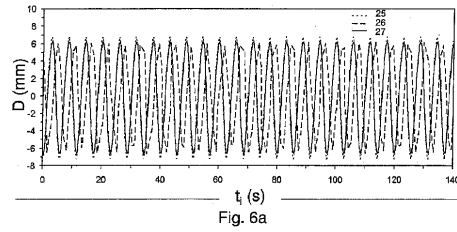


Fig. 6a

【図 6 b】

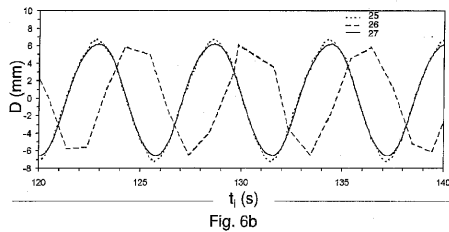


Fig. 6b

【図 7 a】

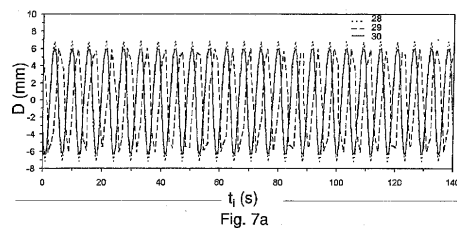


Fig. 7a

【図 9】

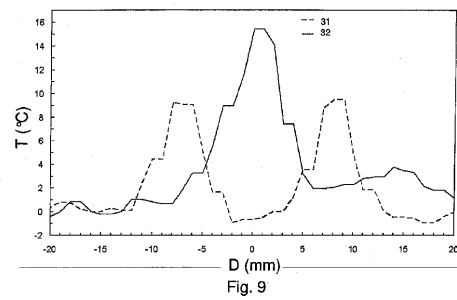


Fig. 9

【図 10】

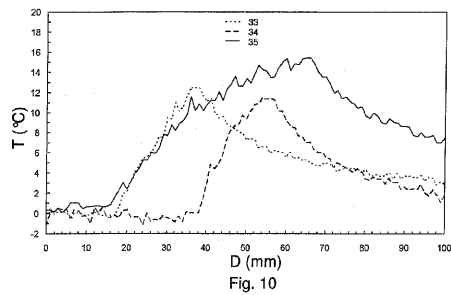


Fig. 10

【図 1 1】

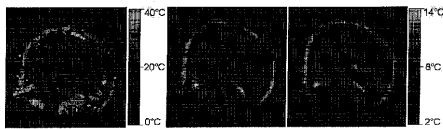


Fig. 11a

Fig. 11b

Fig. 11c



Fig. 11d

Fig. 11e

Fig. 11f

【図 1 2】

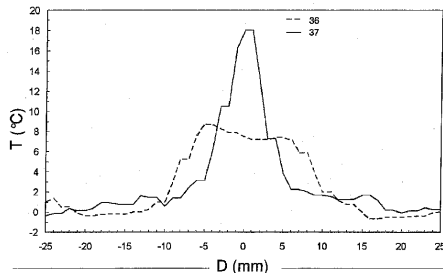


Fig. 12

【図 1 4 b】

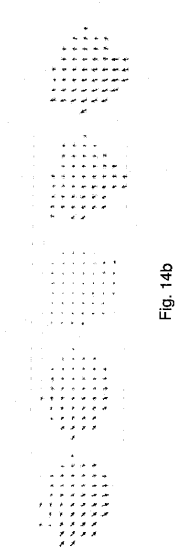


Fig. 14b

【図 1 3】

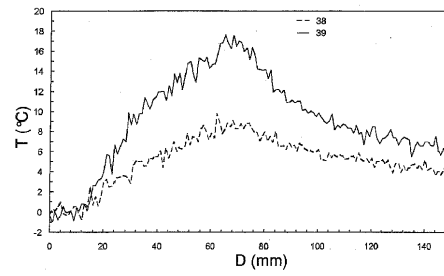


Fig. 13

【図 1 4 a】

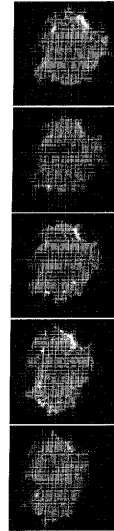


Fig. 14a

【図 1 5】

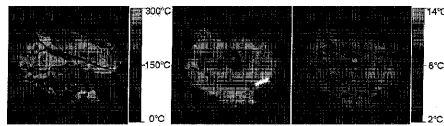


Fig. 15a

Fig. 15b

Fig. 15c



Fig. 15d

Fig. 15e

Fig. 15f

【図 1 6】

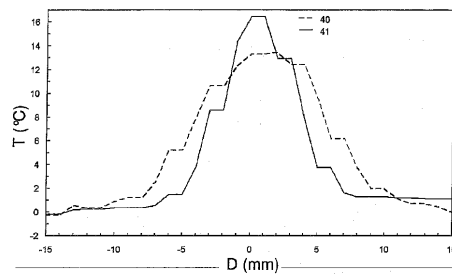
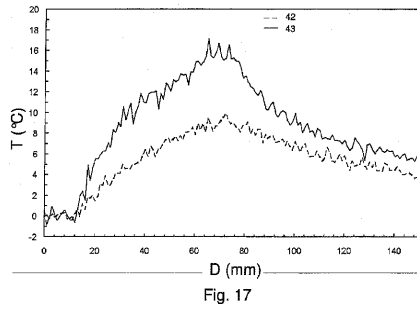
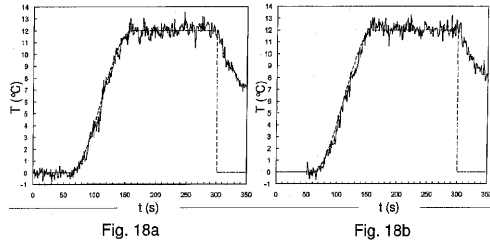


Fig. 16

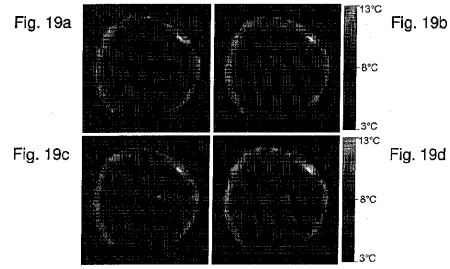
【図 17】



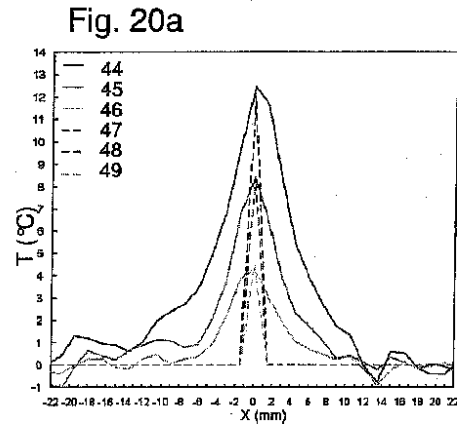
【図 18】



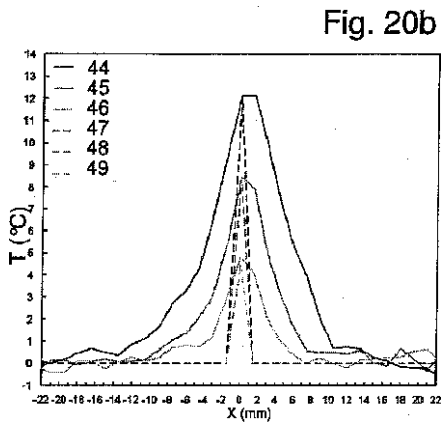
【図 19】



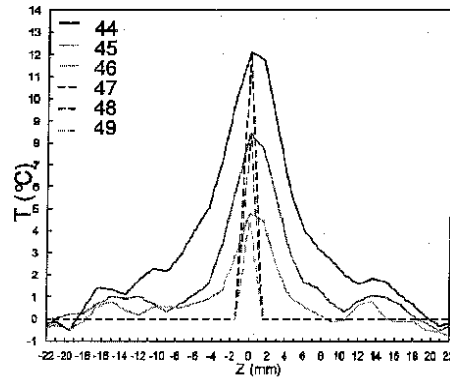
【図 20 a】



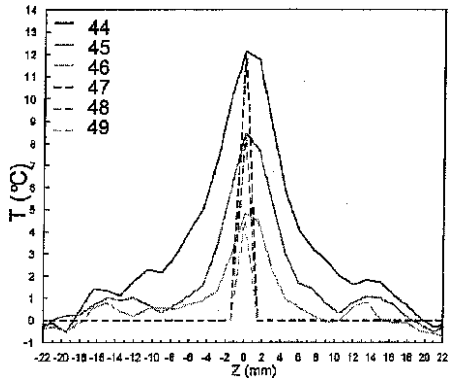
【図 20 b】



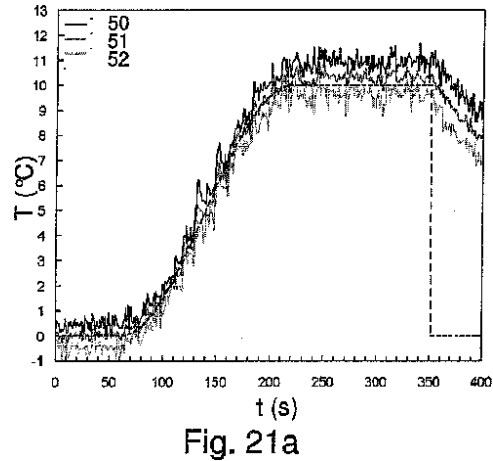
【図 20 d】



【図 20 c】



【図 21 a】



【図 2 1 b】

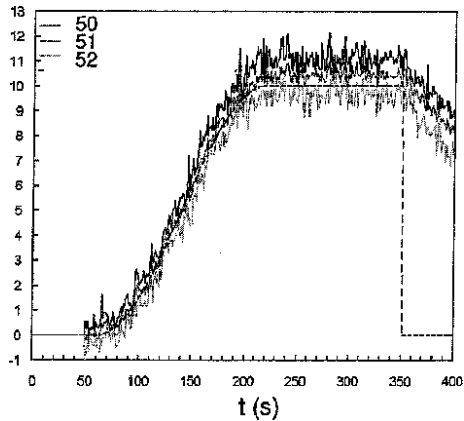
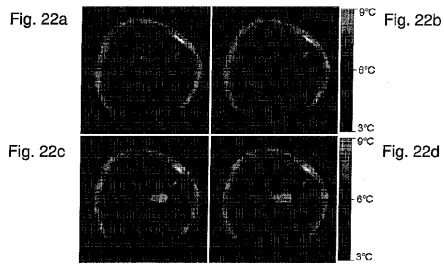


Fig. 21b

【図 2 2】



【図 2 3 c】

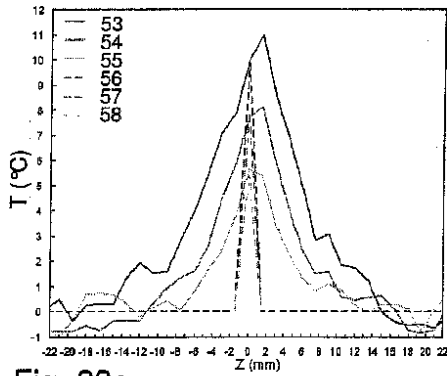


Fig. 23c

【図 2 3 d】

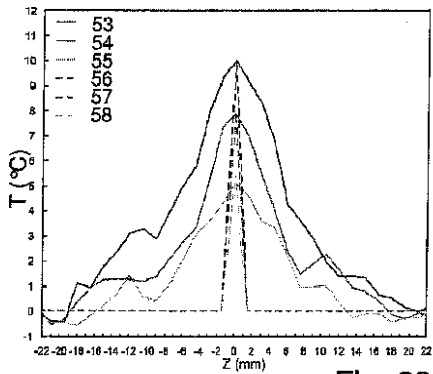
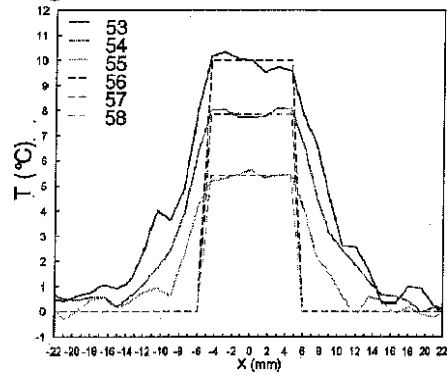


Fig. 23d

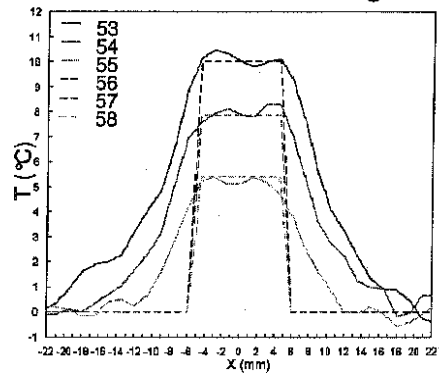
【図 2 3 a】

Fig. 23a



【図 2 3 b】

Fig. 23b



フロントページの続き

(74)代理人 100116872

弁理士 藤田 和子

(72)発明者 モーネン クレティエン

フランス国 グラディナン リュ ド ソレイユ ルヴォン 24

(72)発明者 モウグノー シャルル

フランス国 ボルドー リュ ド メニユ 23

(72)発明者 デニス デ ゼネヴィル ボドワン

フランス国 ボルドー リュ ヴェルテ 47

審査官 村上 聡

(56)参考文献 特開平05-300910 (JP, A)

特表平11-500948 (JP, A)

国際公開第2005/030330 (WO, A1)

国際公開第2004/006795 (WO, A1)

欧州特許出願公開第01110508 (EP, A1)

特開昭63-260546 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/00

A61B 5/055

A61F 7/12