

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6914842号
(P6914842)

(45) 発行日 令和3年8月4日(2021.8.4)

(24) 登録日 令和3年7月16日(2021.7.16)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 18/12
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 5 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2017-544961 (P2017-544961) (86) (22) 出願日 平成28年2月16日 (2016.2.16) (65) 公表番号 特表2018-511367 (P2018-511367A) (43) 公表日 平成30年4月26日 (2018.4.26) (86) 国際出願番号 PCT/IB2016/050806 (87) 国際公開番号 W02016/135584 (87) 国際公開日 平成28年9月1日 (2016.9.1) 審査請求日 平成31年1月17日 (2019.1.17) (31) 優先権主張番号 62/121,520 (32) 優先日 平成27年2月27日 (2015.2.27) (33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 2 (74) 代理人 100122769 弁理士 笛田 秀仙 (74) 代理人 100163809 弁理士 五十嵐 貴裕</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 エラストグラフィ監視に基づく適応的なアブレーション及び治療のシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

アブレーションを実施するシステムであって、
制御信号に従って組織をアブレーションするアブレーション装置と、
エラストグラフィ測定を行うイメージング装置と、
前記イメージング装置からのエラストグラフィ測定情報及び/又は前記アブレーション
装置からの測定情報を、フィードバックとして受け取り、アブレーションプロセス中の個
々の異なる時間に、前記フィードバックに応じて、前記イメージング装置のイメージング
パラメータを調整するとともに、治療目標を達成するよう前記アブレーション装置を制御
するために前記制御信号を調整する、パラメータ評価及び監視モジュールと、
を有し、
前記パラメータ評価及び監視モジュールは、処置エンドポイントを決定するために前記
エラストグラフィ測定情報を計画ボリュームと比較する、
システム。

【請求項 2】

前記制御信号は、前記アブレーション装置のパワー設定の 1 又は複数、及び/又は前記
アブレーション装置の動作モードを調整するよう構成される、請求項 1 に記載のシステム
。

【請求項 3】

前記エラストグラフィ測定情報は、せん断弾性係数、タイムツーピーク評価又はせん断

速度の1又は複数を有する、請求項1に記載のシステム。

【請求項4】

前記イメージング装置からの前記フィードバックが、空間的又は時間的な測定マップ上の1又は複数のポイントからのスチフネス測定を有する、請求項1に記載のシステム。

【請求項5】

前記制御信号の調整は、前記空間的又は時間的な測定マップ上の1又は複数のポイントからのエラストグラフィ測定を用いる、請求項4に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、アブレーションシステム、方法及び機器に関し、特に、医療アプリケーションにおいてアブレーションを最適化する弾性グラフィック測定に関する。

【背景技術】

【0002】

サーマルアブレーション技法は、大手術に代わる優れた選択肢を提供するが、最も経験豊かな外科医にさえリスクを与えうる。これらの技法は、最小侵襲性であり、ニードル（例えば無線周波数（RF）、凍結療法及びマイクロ波アブレーション）のみ、又は例えば高密度焦点式超音波（HIFU）を使用するような非侵襲熱源のみを必要とする。大部分のプロシージャにおいて、がん組織は、60 を超えるまで加熱され、凝固される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

無線周波数アブレーション（RFA）は、今日、米国においてFDA承認された唯一の最小侵襲加熱療法である。それは、460 - 500 kHzの交流が導通される能動電極チップを有するプローブを使用する。電流は、身体を通して、患者の背中又は大腿部に配置されるグランド接続パッドに伝播する。電流は、イオン性攪拌（ionic agitation）及び摩擦加熱を生じさせる。熱は、その後、熱伝導によって放散され、腫瘍をアブレートする。

【0004】

RFAは、肝癌を処置するために頻繁に使用される。今日の処置プロトコルは、デバイス製造業者の仕様から予測される単純な球面アブレーションボリュームを使用する。実際の処置ボリュームは、この予測から大幅に逸脱しており、その結果、大きい再発率（ほぼ35%）をもたらしている。

【0005】

RFAは、一般に、超音波、コンピュータトモグラフィ（CT）又は磁気共鳴イメージング（MRI）ガイダンス下で行われる。高い再発率の1つの一般的な理由は、腫瘍細胞を適切に殺すためにアブレーションサイズを監視し制御することができないことである。臨床医へのリアルタイムのフィードバックは、今日、磁気共鳴（MR）ベースの温度イメージングにより合理的な正確さを伴って達成されることができる。しかしながら、磁気共鳴イメージング（MRI）は高価であり、容易に利用できないことがある。超音波は、ニードルの配置の最中に画像ガイダンスのために一般に使用される他のモダリティである。しかしながら、処置を監視するために超音波が今日使用される唯一のやり方は、Bモード画像上に高エコー損傷（hyperechoic lesions）を視覚化することによる。多くの場合、高エコー輝度は、RFAの最中の微小気泡の形成によるものであり、一時的な効果であって損傷境界と不十分に相関付けられる。従って、このような可視化は近似的なものであり、処置の有効性の良好なインジケータではない。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本原理により、アブレーションを実施するシステムは、アブレーションプロセス中に、制御パラメータに従って組織をアブレーションするとともに、測定を行うように構成され

10

20

30

40

50

るアブレーション装置を有する。イメージングシステムは、アブレーション進行を監視するために、エラストグラフィ関連のパラメータを測定するよう構成される。パラメータ評価及び監視モジュールは、フィードバックを提供するために、アブレーションプロセス中の個々の異なる時間に、アブレーション装置からの測定及び/又はエラストグラフィ関連のパラメータを受け取り、イメージング装置のイメージングパラメータを最適に調整するように構成される。

【0007】

アブレーションを実施する他のシステムは、制御信号に従って組織をアブレートするように構成されるアブレーション装置を有する。イメージングシステムは、エラストグラフィ測定を行うように構成される。パラメータ評価及び監視モジュールは、イメージング装置からのフィードバックとしてエラストグラフィ測定情報を受け取り、エラストグラフィ測定情報に基づいて治療の目標 (goals、ゴール) を達成するようアブレーション装置を制御するために制御信号を調整する。

10

【0008】

アブレーション方法は、アブレーションを開始するために、アブレーション装置及び超音波プローブを被検体内に位置付けるステップと、アブレーションプロセス中、アブレーション装置及び超音波スキャナの少なくとも一方からの情報を含む測定情報を、エラストグラフィ関連のパラメータを含むフィードバックとして生成するステップと、フィードバックに従って、超音波スキャナのイメージングパラメータ及び/又はアブレーション装置の制御信号の少なくとも一方を適応的に更新するステップと、処置目標が達成されると、アブレーションプロセスを完了するステップと、を含む。

20

【0009】

本開示のこれら及び他の目的、特徴及び利点は、添付の図面を参照して理解されることができその例示の実施形態の以下の詳細な説明から明らかになる。

【0010】

本開示は、添付の図面を参照して好適な実施形態の以下の説明を詳しく示す。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】有用な実施形態に従ってアブレーションを実施するシステムを示すブロック/フロー図。

30

【図2】ウシ肝臓の2つの損傷形成に関して、正規化された変位対処置時間 (sec) をプロットするグラフであって、アブレートされた組織の軟化及び硬化特性を示すグラフ。

【図3】ウシ肝臓の3つの損傷に関して、タイムツーピーク (TTP) (ms) 対処置時間 (sec) をプロットするグラフであって、アブレートされた組織の軟化及び硬化特性を示すグラフ。

【図4】一実施形態に従って、損傷形成の4つの処置時間 (それぞれ10分、14分、18分及び22分) に関する深さ (mm) 対追跡位置 (mm) のプロットであり、アブレートされた組織の軟化及び硬化特性を示す図。

【図5】有用な実施形態に従って、イメージングパラメータを変更するためにアブレーション装置からのフィードバックを使用してアブレーションを実施するシステム/方法を示すブロック/フロー図。

40

【図6】有用な実施形態に従って、イメージングアブレーション装置のパラメータを変更するために、イメージング装置からのフィードバック (エラストグラフィ情報) を使用してアブレーションを実施するシステム/方法を示すブロック/フロー図。

【図7】有用な実施形態に従って、処置のためにイメージングアブレーション装置パラメータを変更するために、イメージング装置からのフィードバック (エラストグラフィ情報) を使用してアブレーションを実施する方法を示すフロー図。

【図8】有用な実施形態に従ってアブレーションを実施する方法を示すフロー図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

50

本原理に従って、アブレーションプロシージャ中にリアルタイムのフィードバックを臨床医又は他のオペレータに提供するシステム、方法及び機器が記述される。特に有用な実施形態において、システム、方法及び機器は、無線周波数アブレーション（RFA）プロシージャを監視するモダリティとして、せん断波エラストグラフィ（SWE）を使用する。RFAの間、組織の弾性特性は変化し、アブレートされた領域はまず軟化し、その後次第に硬化する。SWEは、基礎をなすスチフネスに対するせん断波速度の依存のため、損傷形成中にせん断弾性係数（shear modulus、せん断モジュラス）の変化を決定することによって、RFAの最中に損傷形成の範囲を分析することができる。損傷形成プロセスのさまざまな段階において、せん断弾性係数又は他のせん断波又は弾性パラメータのプッシュ及び追跡のためのさまざまなパラメータ組が、提供されることができる。

10

【0013】

本原理に従って、システム、方法及び機器は、速度及びせん断弾性係数のより正確な評価を可能にすることによってRFAプロシージャの一層正確且つ信頼できる監視を可能にするために、プッシュパルス及び追跡パルスパラメータのリアルタイムの最適化を提供する。RFA処置は、評価されたせん断弾性係数に基づいて完全な腫瘍の滅失を達成するように制御されることができる。

【0014】

本原理は、RFAシステムからの入力に基づいて、プッシュパルス及び追跡パルスのパラメータを自動的に変化させる。こうして、RFAのすべての段階において、信頼性が高い速度評価（及びそれゆえせん断弾性係数評価）が得られることができる。本システムは、RFAシステムと超音波（US）システムとの間の通信リンク（又はフィードバックループ）を有する。リアルタイムに最適化されるパラメータは、パルス繰返し周波数（PRF）、追跡ロケーションの数、追跡ビーム間の間隔を含むが、これらに限定されるものではない。例えば、RFAプロシージャの開始時に、パラメータベクトル「X」が利用されることができる。RFA経過時間（及び/又は出力パワー/電圧又は他の入力）から、パラメータベクトルが呼応的に変更される（まず「Y」の変更、その後「Z」に変更、等）。「X」、「Y」、「Z」等の値は経験的に決定されることができる。RFAシステムと超音波システムとの間のリンクの例は、イーサネットケーブル、インタフェースコンピュータ/回路基板などでありうる。

20

【0015】

せん断弾性係数は、組織に固有の特性であり、多くの腫瘍との直接的な関係があり、組織損傷（壊死）の程度が存在する。処置に関連する判定は、このパラメータに基づいてすることができる。従来のRFAシステムは、いかなるフィードバックもなしに、又は、RFAプローブの先端部の温度又は閉回路の電気インピーダンスの形の限定されたフィードバックを用いて、作動する。これらのフィードバック方法は共に間接的であり、それゆえ、処置の有効性を追跡するには最適以下となりやすい。例えば、プローブ先端部の温度は、全体の腫瘍が特に腫瘍マージンにおいて完全に破壊されたかどうかを十分に示すことができず、これは、局所的再発の最も一般的な臨床原因である。RFA処置を制御するためのより信頼できる基準は、自動化された適応的な処置ソリューションのために、組織において観察される実際の変化（例えばスチフネス又はせん断弾性係数の変化）に判定の基礎をおくことである。

30

40

【0016】

一実施形態において、自動化されたソリューションは、アブレーション中に評価される組織パラメータ（例えばせん断弾性係数）に基づいて、RFA処置をリアルタイムに適応させる。例えば、アブレーションされた（完全に壊死した）肝臓組織は、約5 kPaの正常肝臓と比較して、20 kPaより大きいせん断弾性係数を有する。せん断弾性係数は、組織の任意の所望のポイントにおいて評価されることができる。損傷境界におけるせん断弾性係数を評価することによって、RFA処置を適切に適応させる（例えば、アブレーション時間を増やす、アブレーションを停止する、RFAプローブを再配置する）ための判定がなされることができる。例えば、意図された損傷境界における評価されたせん断弾性係

50

数が10kPaである場合、当該ロケーションにおける組織は、完全に壊死しておらず、評価されたせん断弾性係数が20kPaになるまで、RFA処置が延長されることができると結論付けることができる。この実施形態は、超音波システムからRFAシステムへの通信リンクによって実現可能にされる。超音波システムによって評価されるせん断弾性係数（及び任意には他の関連するパラメータ）は、処置プロトコルを適応させるために、このリンクを通じてRFAシステムに伝達される。

【0017】

本発明は、医療機器に関して記述されるが、本発明の教示は、非常により広いものであり、任意のアブレーションシステム又は機器に適用できる。ある実施形態において、本原理は、生物学的組織を追跡し、処置し又は解析する際に用いられる。特に、本原理は、例えば肺、消化管、排出器官、肝臓、腎臓、血管などの身体のすべての領域の生物学的組織を処置し又は変更するためのプロシージャに適用できる。図面に示される構成要素は、ハードウェア及びソフトウェアのさまざまな組み合わせにおいて実現されることができ、単一の構成要素又は複数の構成要素に組み合わせられることができる機能を提供することができる。

10

【0018】

図面に示されるさまざまな構成要素の機能は、適当なソフトウェアに関連してソフトウェアを実行することができるハードウェア及び専用のハードウェアの使用を通じて提供されることができ、プロセッサによって提供される場合、機能は、単一の専用プロセッサによって、単一の共用プロセッサによって、又は複数の個別のプロセッサによって提供されることができ、これらの幾つかは共用されることができ、更に、「プロセッサ」又は「コントローラ」という語の明示的な使用は、ソフトウェアを実行することができるハードウェアのみをさすと解釈されるべきでなく、暗示的に及び非制限的に、デジタル信号プロセッサ（「DSP」）ハードウェア、ソフトウェアを記憶するためのリードオンリメモリ（「ROM」）、ランダムアクセスメモリ（「RAM」）、不揮発性記憶装置、等を含む。

20

【0019】

更に、本発明の原理、見地及び実施形態並びにその特定の例を列挙しているすべての記述は、その構造的及び機能的な等価物を含むことが意図される。更に、このような等価物は、現在知られている等価物及び将来開発される等価物（すなわち、構造に関わらず、同じ機能を実施する、開発される構成要素）の両方を含むことが意図される。こうして、例えば、ここに示されるブロック図は、例示のシステムコンポーネントの概念図及び/又は本発明の原理を具体化する回路を表現することが、当業者によって理解される。同様に、任意のフローチャート、フロー図等は、コンピュータ又はプロセッサが明示的に示されているか否かにかかわらず、コンピュータ可読の記憶媒体において実質的に表現されることができ、ゆえにコンピュータ又はプロセッサによって実行されることができ、さまざまなプロセスを表現することが理解される。

30

【0020】

更に、本発明の実施形態は、コンピュータ又は任意の命令実行システムにより又はそれに関連して使用されるプログラムコードを提供するコンピュータ使用可能な又はコンピュータ可読の記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラムの形をとることができる。この記述の目的で、コンピュータ使用可能な又はコンピュータ可読の記憶媒体は、命令実行システム、装置又はデバイス用により又はそれに関連して使用されるプログラムを含み、記憶し、伝達し、伝播し、搬送することができる任意の装置でありうる。媒体は、電子、磁気、光学で、電磁、赤外線、又は半導体システム（又は装置又はデバイス）又は伝播媒体でありうる。コンピュータ可読媒体の例は、半導体又は固体メモリ、磁気テープ、取り外し可能なコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、リードオンリメモリ（ROM）、剛体磁気ディスク及び光学ディスクを有する。光学ディスクの今日の例は、リードオンリメモリ（CD-ROM）のようなコンパクトディスクを有し、リード/ライト（CD-R/W）、ブルーレイ及びDVDのようなコンパクトディスクを

40

50

有する。

【 0 0 2 1 】

本原理の「一実施形態」、「ある実施形態」、及びそれらの他の表現例への明細書における言及は、その実施形態と関連して記述される特定の特徴、構造、特性、その他が、本原理のうちの少なくとも1つの実施形態に含まれることを意味する。こうして、明細書を通じてさまざまな個所に示される「一実施形態において」、「ある実施形態において」、又はそれらの他の表現例は必ずしもすべて同じ実施形態に言及しているわけではない。

【 0 0 2 2 】

「A / B」、「A 及び / 又は B」、及び「A 及び B の少なくとも1つ」の場合の「/」、「及び / 又は」、「少なくとも1つ」は、列挙された第1の選択肢 (A) のみの選択、又は列挙された第2の選択肢 (B) のみの選択、又は両方の選択肢 (A 及び B) の選択を含むことを意図することが理解されるべきである。他の例として、「A、B 及び / 又は C」及び「A、B 及び C の少なくとも1つ」の場合、このような表現は、列挙された第1の選択肢 (A) のみの選択、又は列挙された第2の選択肢 (B) のみの選択、又は列挙された第3の選択肢 (C) のみの選択、又は列挙された第1及び第2の選択肢 (A 及び B) のみの選択、又は列挙された第1及び第3の選択肢 (A 及び C) のみの選択、又は列挙された第2及び第3の選択肢 (B 及び C) のみの選択、又はすべての3つの選択肢 (A 及び B 及び C) の選択を含むことが意図される。これは、本技術及び関連技術分野の当業者によって直ちに明らかなように、列挙した多くの項目に関して拡張されることができる。

【 0 0 2 3 】

同様の数字は同じ又は同様の構成要素を表す図面を参照し、最初に図1を参照して、アプリケーションを実施するシステム100が、一実施形態に従って一実施形態に従って示される。システム100は、ワークステーション又はコンソール112を有し、ワークステーション又はコンソール112から、プロシージャが監督され及び / 又は管理される。ワークステーション112は、好適には、プログラム及びアプリケーションを記憶する1又は複数のプロセッサ114及びメモリ116を有する。メモリ116は、パラメータ評価の少なくとも一部を記憶することができ、監視モジュール115は、イメージングシステム104のイメージングパラメータ (例えば、プッシュパラメータ及び追跡パラメータ) を評価し / 最適化するように、及び / 又はアプリケーション機器102のアプリケーションパラメータ (例えば、アプリケーション機器102を起動させ又は停止させるパラメータ) を評価し / 最適化するように、構成される。超音波 (US) 装置又はシステム104からのフィードバック信号は、イメージングされた又は処置されたロケーションにおけるせん断弾性係数、せん断波速度、組織弾性又は他の特性を測定して、プロシージャの最中に進行及び処置エリアに関するリアルタイム情報を提供するために、使用される。パラメータ評価及び監視モジュール115は、ソフトウェア (例えば、パラメータを更新するためのプログラム) 及び / 又はハードウェア (例えば、イメージング装置104とアプリケーション装置102の間のイーサネットリンク) を有することができる。

【 0 0 2 4 】

計画モジュール122は、メモリ116に記憶されることができ、プロシージャを実施するための目的、目標及びタスクシーケンスを提供することができる。計画モジュール122は、閾値を記憶するとともに、測定され監視されたパラメータと閾値 / 基準との間の比較についての他の基準を記憶することができる。機器又はアプリケーション装置102は、カテーテル、ガイドワイヤ、プローブ、内視鏡、ロボット、電極、フィルタ装置、バルーン装置、又はアプリケーションを実行するための他の医療コンポーネントを有することができる、又はそれらの一部でありうる。アプリケーションは、RFアプリケーション、クライオアプリケーション、高密度焦点式超音波 (HIFU)、レーザアプリケーション、マイクロ波、等を含むことができる。アプリケーション装置102はアプリケーションコントローラ126に接続され、アプリケーションコントローラ126によって制御されることができるが、コントローラの機能は、ワークステーション112を使用して扱われることができる。アプリケーション装置102及びコントローラ126 (センサ又は同類のものを含むことがで

10

20

30

40

50

きる)は、集合的にアブレーションシステム124と呼ばれる。本原理は、アブレーション治療のために使用される任意の商業的な装置にも適用可能であるアブレーション治療の適応制御を提供する。

【0025】

アブレーションシステム124は、アブレーション機器102及びアブレーションコントローラ126を有する。アブレーションシステム124は、ワークステーション112の一部でありえ、又はワークステーション112によって生成されるフィードバックを使用して制御される独立したユニットであってもよい。アブレーションシステム124と超音波システム104との間の通信リンク128は、プロシージャの最中にアブレーション及び他のパラメータの進行をより正確に評価するために、アブレーションシステム124及び/又はイメージングシステム104へのフィードバックを実現するよう提供されることができ

10

【0026】

一実施形態において、ワークステーション112は、超音波システム104を使用するプロシージャの最中に収集されるリアルタイム画像上で又はそれに対して測定されたパラメータを表示する画像生成モジュール148を有する。

【0027】

エラストグラフィ情報(例えば、せん断弾性係数、せん断速度、弾性、等)は、超音波イメージングを使用して測定され/監視されるが、他のイメージングモダリティが、超音波に加えて又はその代わりに使用されるとともに、これら又は他のパラメータを測定してアブレーションプロセスに関するフィードバックを提供するよう適応されることができることが留意されるべきである。画像134は、弾性又はせん断パラメータを含み及びディスプレイ装置118に表示されるオーバーレイにより変更され又はかかるオーバーレイを提供されることができ、それにより、ユーザにリアルタイムのフィードバックを提供し、アブレーションプロセスの進行を示すことができる。他のオーバーレイ又は変更は、計画モジュール122に記憶された計画に従う目標又は基準を示すために、ディスプレイ118に表示されることができ。例えば、組織が処置されるにつれて、弾性の比較又は変更が測定され、表示されることができ、リアルタイムの視覚化の比較が、計画モジュール122に記憶される計画に従って表示されるように、処置されたエリアに対して行われることができる。こうして、処置されるべき残りのエリア及び処置されたカバレッジエリアの即時の理解は、患者内の空間又はボリューム(被検体)131内で同時に知られる。

20

30

【0028】

ワークステーション112は、被検体(患者)又はボリューム131の1又は複数の内部画像134をビューするためのディスプレイ118を有する。ディスプレイ118は更に、ユーザが、ワークステーション112及びそのコンポーネント及び機能、又はシステム100内の他の任意の構成要素、とインタラクトすることを可能にすることができる。これは更に、ワークステーション112からのユーザフィードバック及びワークステーション112とのインタラクションを可能にするためにキーボード、マウス、ジョイスティック、ハプティック装置又は他の任意の周辺機器又は制御装置を有することができるインタフェース120によって容易にされる。

40

【0029】

一実施形態において、アブレーションプロセスは、手動の態様を有することができる。このような例において、現在選択されたイメージングパラメータ及びせん断速度及びせん断弾性係数の結果的な評価は、オペレータをガイドするのを助けるためにディスプレイ118に表示されることができ。オペレータは、自動的に選ばれたイメージングパラメータ値をオーバーライドし、アブレーションシステム124及び/又は超音波システム104からのフィードバックによる手動操作を可能にするための機構(例えばソフト/仮想ボタン)(インタフェース120)を提供されることができ

【0030】

本原理により、せん断波エラストグラフィ(SWE)は、アブレーション及び特に無線

50

周波数アブレーション（RFA）を監視するために使用されることができる。RFAの最中、組織の弾性特性が変化し、例えばアブレートされている領域は最初に柔らかくなり、それから次第により固くなる。SWEは、RFAの最中、基礎となるスチフネスに対するせん断波速度の依存により、損傷形成の範囲を分析する。局所スチフネスの変化の定量的尺度は、例えばせん断波から測定される放射力により誘導される変位及びタイムツーピーク（TTP）のようなパラメータから得られることができる。

【0031】

パラメータ評価及び監視モジュール115は、RFAシステム124からの入力に基づいて、超音波システム104のプッシュパルス及び追跡パルスのパラメータを（例えば放射力により誘導される変位に関して）自動的に変化させる。このように、RFAのすべてのステージにおいて、信頼性が高い速度評価（及びゆえにせん断弾性係数評価）が得られることができる。RFAシステム124及び超音波システム104が別々のユニットである場合、リンク128は、RFAシステム124を超音波システム104（例えばスキャナコンソール）に接続することができる。代替として、RFAシステム124及び超音波システム104の両方が、ワークステーション112に接続されることができ、又はワークステーション112の一部でありえ、ワークステーション112は、両方のシステムからデータを収集する。このような場合、評価されたイメージングパラメータ（すなわち、プッシュパラメータ及び追跡パラメータ、アブレーション制御パラメータ、等）は、パラメータを調整するために、それぞれのシステム（例えば超音波システム104及び/又はアブレーションシステム124）に戻される。

【0032】

RFAシステム124から抽出されることができる関連するパラメータは、例えば経過したRFA時間、累積的な堆積パワー、RFプローブ先端部の現在温度、各タイン（アブレーション機器102の電極）の、当該タインのロケーションにおける現在温度、を含むことができる。適当なイメージングパラメータ（すなわち、プッシュパラメータ及び追跡パラメータ）は、（例えば、予め規定されたルックアップテーブル、プログラム又は他のデータ構造又はモデル130を使用して）RFAシステム124からの入力に基づいて、それぞれ異なる時間に変化するよう、パラメータ評価及び監視モジュール115によって選択されることができる、加えて、現在イメージングされている腫瘍又は組織のロケーションが更に、イメージングパラメータの選択の決定要因でありうる。例えば、損傷境界のより近くをイメージングすることは、RF損傷の中央をイメージングすることと比較して、異なるイメージング設定を必要としうる。

【0033】

図2を参照して、ウシ肝臓組織に関する正規化された変位対処置時間（秒）のプロット202、204は、治療が進行するときの、損傷形成中のパラメータの変化を示す。を示す正規化された変位プロット202、204は、生体外ウシ肝臓において引き起こされる独立した損傷について最初の軟化及びその後の硬化を示す。はめ込み画像201、203は、肉眼的所見において視覚化される損傷を表現する。ウシ肝臓のRFアブレーションの最中、測定が、加熱ゾーンコアの近くの単一のロケーションにおいて実施された。2つのサンプルが、プロット202及び204に対応するように示されている。軟化による変位の最初の増加206、208の傾向の後に、硬化による正規化変位210、212の減少210、212が続く。ピーク値が常に1であるように、変位210、212は正規化されている。

【0034】

図3を参照して、例示として示されるプロット302、304及び306は、アブレーション電極から3mmのところにおける該電極に平行な面内における処置時間の関数としてのタイムツーピークの変化を示す。プロット302、304及び306は、プッシュフォーカスからの横方向追跡位置（距離を表す）を示す。アブレーションが進行し、損傷が形成されるにつれて、傾向は、予想されたものと一致する。タイムツーピーク変化は、せん断波がロケーションに到達するためにより長い時間がかかるので、初期の増加を示し、

10

20

30

40

50

その後、硬化による増大される速度のため減少を示す。

【 0 0 3 5 】

有限要素シミュレーションは、せん断波変位曲線対伝搬時間の時間プロファイルが、軟組織（例えばスチフネスが約 1 . 3 3 k P a である）と硬組織（例えばスチフネスが約 8 k P a である）の間でどのように大きく異なるかを示す。正常組織のせん断弾性係数は、~ 2 k P a であり、アプレートされた組織の場合は 4 0 - 5 0 k P a に近く、ゆえに、差が重要である。正常組織に相当である固定サンプリングレート（又はパルス繰返し周波数（ P R F ））がアプレートされた組織についても使用される場合、アプレートされた組織のための変位曲線は、アンダーサンプリングされ、これは、誤ったタイムツーピーク（ T T P ）測定及びゆえにせん断弾性係数の不正確な評価につながる。

10

【 0 0 3 6 】

アブレーションの間、温度上昇組織が最初に軟化し、その後最終的に硬化すると、本原理は、この知識を使用して、タイムツーピークプロファイルの完全な完全性が処置の過程全体において維持されるようにパラメータを最適化する。タイムツーピークプロファイルの予想される変化についての知識に基づいて、処置のフェーズの関数として、例えばサンプリングレート（パルス繰返し周波数（ P R F ）としても知られる）及び追跡ロケーションの間隔のような、一連のパラメータを最適化することが有用である。これらの特徴は、処置中にオンザフライで実現され / 選択されることができる。

【 0 0 3 7 】

組織のスチフネスは、温度上昇に応じた組織軟化により、加熱の開始時に低下する。組織の壊死閾値温度に達するにつれて、組織は硬化し始め、増大される熱曝露によって硬化し続ける。この変化を追跡することによって、治療の進行が評価されることができ、終了ポイントが決定されることができる。組織スチフネスは、せん断波イメージング（又はフィリップスのイメージングシステム上のフィリップ E l a s t P Q ）を使用して測定されることができる。これらの技法は、音響放射力を使用して、スチフネス情報を得るために追跡される変位及びせん断波を生成する。

20

【 0 0 3 8 】

本願明細書に記述されるリアルタイム治療監視及びアセスメント技法は、治療デリバリパラメータの変更をオンザフライで実現して治療結果を最適化するために用いられる。現在の原理は、超音波スキャナからリアルタイムに取得されるせん断波 / 弾性係数及び / 又はエラストグラフィ測定に基づいて、治療パラメータを調整する。これらのエラストグラフィ測定値は、処置ボリューム全体にわたって、複数の向きにおいて測定されることができ、通常システムと比較して処置の有効性のより完全な状態を提供することができる。

30

【 0 0 3 9 】

図 4 を参照して、2 2 分のアブレーションの最中の異なる時点におけるタイムツーピークベースの（ T T P ）弾性マップを示すグラフが例として示されている。第 1 のマップ 4 0 2 は、1 0 分のアブレーション後の弾性を示す。第 2 のマップ 4 0 4 は、1 4 分のアブレーション後の弾性を示す。第 3 のマップ 4 0 6 は、1 8 分のアブレーション後の弾性を示す。第 4 のマップ 4 0 8 は、2 2 分のアブレーション後の弾性を示す。マップ 4 0 2 - 4 0 8 を通じて左へ移動する暗領域 4 1 0 は軟化を表し、右の暗領域 4 1 2 は、生体外ウシ肝臓の損傷の硬化を表す。破線 4 1 4 は、病理学的評価から算出される最終的な熱損傷境界を表す。

40

【 0 0 4 0 】

本原理により、 R F A の間、損傷形成と同時のエラストグラフィ測定の有用性を示す実験が、本発明の発明者によって実施された。これらの実験において、追跡シーケンスは、プッシュビームから 1 . 5 m m 離れたところに配される 7 つのロケーションを有した。アブレーションニードルが超音波画像上の断面内にあるように、超音波プローブは、アブレーションニードルに対して横断方向に向けられる。 E l a s t P Q ウィンドウは、左端がアブレーションラインから 1 0 m m のところにあるように、スクリーン上で慎重に配置された。各プッシュ - 追跡シーケンスに応じた生の超音波データは、処置の全過程の間、 1

50

5 秒毎に取得された。データは、アブレーションの全過程の間、タイムツーピーク (T T P) 評価を取得するように処理された。 T T P 値は、 3 m m の軸方向間隔の各追跡ラインごとに取得された。このように、熱アブレーション治療を受けている領域全体にわたる T T P の変化を示す空間マップが取得された。

【 0 0 4 1 】

瞬時の T T P マップ 4 0 2、 4 0 4、 4 0 6、 4 0 8 から、 T T P 差分マップは、加熱前に取得された第 1 の T T P フレームと比較することによって取得される。それぞれ異なる時点の T T P マップ 4 0 2、 4 0 4、 4 0 6、 4 0 8 が図示されている。アブレーションタインは、深さ 4 5 m m 及び画像の右端から約 2 m m のところにあった。マップ上の正の値は、組織が硬化していることを示し (T T P が、現在のマップにおいて低下している)、負の値は、軟化していることを示す (T T P が、現在のマップにおいて増加している)。この取り決めによって、最初、組織は、アブレーションタインの近くで軟化し (1 0 分)、この軟化は、右端 (タインの近く) から左端 (損傷の境界の近く) へ向けて徐々に (1 4、 1 8 及び 2 2 分) に移動することが分かる。同時に、右端は、それがタインの近くにあるので、硬化し始める。加熱の間、硬化効果は更に、右から左へ、すなわち、タインにより近い組織から、形成している損傷の境界に一層近い領域へと、徐々に移動し始める。

【 0 0 4 2 】

損傷形成中のせん断弾性係数の大きい変化により、損傷形成プロセスのさまざまなステージにおいて、プッシュ及び追跡のためのそれぞれ異なるパラメータセットが最適である。最適化されることができるパラメータは、パルス繰返し周波数 (P R F)、追跡ロケーションの数、追跡ビーム間の間隔等を含むことができる。しかしながら、これらのパラメータの変化は、経過した R F アブレーション時間に基づいて、オペレータによって手動で行われる必要がある。これらのパラメータを変更するための判断がユーザの裁量で主観的に行われうるので、これは不都合であり、最適でもない。これらのパラメータの最適値は、ラボでの生体外実験から、 R F A プロセスの個々の異なるステージについて、経験的に導出される。これらの経験的に取得されたパラメータ値は、 R F A プロセスの異なる特徴 (例えば経過した R F A 時間、累積的な出力パワー、 R F プローブ先端部での温度、等) に関連することができる。自動化された態様でのこのようなメトリックの使用は、せん断速度及びせん断弾性係数の最適且つ正確な評価のために、イメージング (プッシュ及び追跡) パラメータをリアルタイムに最適化するために、本原理に従って使用されることができる。

【 0 0 4 3 】

図 5 を参照して、ブロック / フロー図はシステム / 方法 5 0 0 を示し、システム / 方法 5 0 0 は、 R F A システム 5 1 2 と超音波システム 5 1 6 の間の (モジュール 1 1 5 を通じた) 通信リンク (フィードバック) 5 2 0 / 5 2 2 を提供する。通信リンク又は接続 5 2 0 / 5 2 2 は、 R F A システム 5 1 2 からパラメータを超音波システム 5 1 6 のパラメータに伝送し、それらのパラメータを調整するために、ハードウェア及びソフトウェアの組み合わせを有することができる。パラメータは、リンク 5 2 0 / 5 2 2 に沿って最適化部 5 0 6 を有するパラメータ評価及び監視モジュール 1 1 5 によって、リアルタイムに最適化される。最適化部 5 0 6 は、例えばパルス繰返し周波数 (P R F)、追跡ロケーションの数、追跡ビームの間隔、又は他の任意の適切なパラメータのような、パラメータを最適化する。例えば、 R F A プロシージャの開始時に、パラメータベクトル「 X 」が、接続 5 2 0 に沿ってモジュール 5 0 6 に伝送される。 R F A 経過時間 (及び / 又は出力パワー / 電圧又は他の入力) から、パラメータベクトルが、それに応じて変更される (最初、「 Y 」に対する変更、その後、「 Z 」に対する変更、その他)。「 X 」、「 Y 」、「 Z 」の値は、モデル、ルックアップテーブル、公式又は他の評価技法を使用して、経験的に決定されることができる。一実施形態において、音響場測定 (例えば、せん断波パラメータ、せん断計数、等) が実施されることができ、システム 5 0 0 が、パラメータ値を測定するために R F A システム 5 1 2 と協働して使用される。例えば、ベクトル X は、経過

10

20

30

40

50

した R F A 時間、累積的な堆積パワー、R F プローブ先端部の現在温度、各タインの当該タインのロケーションにおける現在温度、等を有しうる。これらの特徴は、超音波システム 5 1 6 への接続 5 2 2 にベクトル Y を出力するために、モジュール 5 0 6 によって更新されることができる。接続 5 2 0 / 5 2 2 は、イーサネットケーブル、インタフェースするコンピュータ / 回路基板、ワイヤレス通信リンク、その他を含むことができる。

【 0 0 4 4 】

一実施形態において、R F A プローブ (1 0 2 、 図 1) は、ブロック 5 0 4 においてアブレーションを開始するために、ブロック 5 0 2 において組織に挿入される。ブロック 5 1 4 において、超音波プローブ又は関心領域 (R O I) が、S W E のために位置付けられ、設定される。適当な R F A パラメータが、R F A システム 5 1 2 から連続的に読み込まれる。最適化部 5 0 6 は、R F A 設定及び現在プローブロケーションの組み合わせに基づいて、その時点で使用すべき最適イメージング設定 (例えばプッシュ及び追跡パラメータ設定) を提案する。これは、記憶された計画によって、又はオペレータ経験、その他に基づいて、決定されることができる。モジュール 5 0 6 は、新しいプッシュ及び追跡パラメータを計算する際に、せん断波イメージング出力を考慮する。パラメータ評価及び監視モジュール 1 1 5 は更に、所与のロケーションにおいて評価されたせん断弾性係数を、(例えば超音波システム 5 1 6 のスクリーン上、スタンドアロンのコンピュータスクリーン上、又はディスプレイ 1 1 8 上のいずれかに) 表示するように構成される画像処理モジュール 5 0 8 (モジュール 1 4 8 、 図 1) を有する。更に、当該時点 (モジュール 5 0 6 によって) に選ばれたイメージングパラメータが表示されることもできる。ユーザは更に、インタフェース 1 2 0 (図 1) を使用して、任意の時点にパラメータの自己の選択を入力することによって、イメージングパラメータの自動選択をオーバーライドすることができる。

【 0 0 4 5 】

いつでも、オペレータは、超音波プローブ (又は S W E 用の R O I) を異なる別のロケーションへ移動させることができる (ブロック 5 1 4) 。アブレーション電極に関する新しいロケーションの空間座標についての知識に従って、イメージングパラメータが更新される。アブレーションプローブは更に、ブロック 5 0 2 において、新しいロケーションに位置付けし直されることができる。ブロック 5 1 0 において、アブレーションが停止され、プロセスは、プロシージャの 1 又は複数の目標が達成されるか又は他の基準は満たされるときに終了する。システム 5 0 0 は、自動化された態様で速度及びせん断弾性係数の正確な評価を可能にすることによって、R F A プロシージャのより正確且つ信頼性のある監視を可能にする。本原理は、超音波プラットフォーム上の S W E モジュール (例えば P h i l l i p s の E l a s t P Q 及び / 又はせん断波イメージング (S W I)) に組み込まれることができる。

【 0 0 4 6 】

図 6 を参照して、別のブロック / フロー図は、超音波システム 6 1 6 からのフィードバック (画像及び / 又はデータ) に基づいて R F A システム 6 1 2 を制御するために通信リンク又は接続 6 0 6 を提供するシステム / 方法 6 0 0 を示す。通信リンク又は接続 6 0 6 は、R F A システム 6 1 2 のパラメータを伝送し、超音波システム 6 1 6 のパラメータからそれらを調整するためのハードウェア及びソフトウェアの組み合わせを有することができる。

【 0 0 4 7 】

今日のアブレーション治療処方、デバイスの温度 (又は製造業者のデバイス上のインピーダンス) 測定値を使用することに依存する。温度測定値は、アブレーション電極の先端部に位置するまばらな熱電対の組から得られる。熱電対は、損傷の中心コアにおける温度上昇に関する局所情報を提供するが、境界における治療の有効性に関する価値ある情報に欠ける。

【 0 0 4 8 】

本原理によれば、超音波システム 6 1 6 によるエラストグラフィイメージングは、損傷

10

20

30

40

50

の範囲全体を囲む可能性として複数の空間次元において、治療により引き起こされる変化の直接的な効果を測定するやり方を提供する。超音波スキャナから導き出されるこの包括的な情報は、マルチ電極加熱構造において使用されるさまざまなアブレーション電極に出力される電力デリバリーを最適化するために用いられることができる。

【 0 0 4 9 】

このリアルタイム情報は、損傷のコアのみでなく、損傷の境界においても実施される包括的な測定に基づいて、パワーを選択的に増大させ又は低下させることによって、又はアブレーション電極のいくつかをオフにすることなどにより、治療デリバリーパラメータを適応させるために使用される。

【 0 0 5 0 】

超音波システム 6 1 6 は、エラストグラフィイメージング / 測定モジュール 6 0 4 を具備する超音波スキャナを有し、モジュール 6 0 4 は、アブレーション中にリアルタイムに局所スチフネス特性の評価を取得することができる。パラメータ評価及び監視モジュール 1 1 5 は更に、独立したソースからの入力（例えば超音波システム 6 1 6 及び / 又は S W E モジュール 6 0 4 からの画像又はデータ）に基づいてパワー設定を動的に変更することができるアブレーション制御治療デバイス 6 0 2 を有することができる。アブレーション制御治療デバイス 6 0 2 は、制御論理又はプロセッサ（例えばワークステーション 1 1 2、図 1）を有することができ、制御論理又はプロセッサは、超音波システム 6 1 6 から、超音波を利用した測定（例えばせん断弾性係数又はエラストグラフィ評価）を受け取り、空間的及び / 又は時間的（経時的）な測定マップ上の 1 又は複数ポイントにおいて満たされる予め決められた閾値に基づいて、アブレーション生成器モジュールのパワー設定又は動作モードを変更する。

【 0 0 5 1 】

データリンク又は接続 6 0 6 は、（モジュール 1 1 5 を通じて）超音波システム 6 1 6 からの測定値がアブレーション装置 6 1 2 へ伝送されることを可能にする。

【 0 0 5 2 】

システム 6 0 0 は、例えば、R F アブレーション加熱中に得られたエラストグラフィ測定を用いる。一実施形態において、E l a s t P Q (Elastography Point Quantification) モードの変更されたバージョンが用いられ、それは、例えば、C 5 - 1 プローブを具備する i U - 2 2 超音波スキャナ上にありうる。本願明細書における実施形態は、超音波から導かれる特定のタイプの測定に言及しているが、本原理は、治療中に損傷の輪郭を提供することにまで拡張されることができる。損傷の中心及び損傷境界の近くの両方である個々の異なるロケーションで行われるエラストグラフィ測定（例えば E l a s t P Q (point quantification) 技法）は、損傷形成の進行を示す。治療の現在の状態を反映するこれらのリアルタイムのエラストグラフィに基づく測定が与えられるので、アブレーションゾーンの中心の及び周辺部の近くの幾つかの代表的な空間ポイントの選択が実施されることができ、T T P 評価の展開（変化）が監視されることができる。

【 0 0 5 3 】

一実施形態において、実際のせん断弾性係数値（又はヤングモジュラス）は、プロセッサ / 制御モジュール 6 0 2 への入力として使用されることができる。別の実施形態において、T T P 評価の変化が用いられることができる。せん断速度等の他の制御パラメータが更に企図される。エラストグラフィパラメータは、処置される領域（ピクセル / ボクセル）を更新し、計画された処置ボリューム（P T V）と比較され、アブレーション装置 6 1 2 と関連するプロセッサに供給されるために、利用されることができる。プロセッサ又は制御モジュール 6 0 2 は、測定値をプリセット閾値と比較することによって、リアルタイムに、電力デリバリーを停止するため又はパワー堆積プロファイルを変更するための判定を行うことができる。パワーを変更するためのアルゴリズム又はプログラム（1 3 0、図 1）は、比例積分微分（P I D）コントローラタイプのアルゴリズムに基づくことができる。複数の空間的又は時間的な測定値は、コントローラの意思決定論理において用いられることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

別の実施形態において、システム 6 0 0 は、完全な損傷形成を確実にするために、アブレーションタイムの（複数の）付加のロケーションを示唆することができる。例えば、エラストグラフィ測定は、所望の空間ロケーションにおいて行われることができる。測定値が、当該ロケーションの組織が、壊死しておらず、現在の電極位置に関するアブレーションパラメータの任意の変化によって壊死する見込みがないことを示す場合、システム 6 0 0 は、当該組織領域により近いタイムの新しいロケーションを示すことができる。この情報は、インタフェース（例えばディスプレイ 1 1 8、図 1）を通じてユーザに提供されることができる。

【 0 0 5 5 】

図 7 を参照して、アブレーションプロシージャのエラストグラフィフィードバックを用いる方法が、例示の実施形態により例示的に示される。ブロック 7 0 2 において、アブレーションプローブ又は（複数の）タイム及び超音波プローブが位置付けられ、アブレーションが開始される。ブロック 7 0 4 において、超音波弾性ベースの測定は、アブレーションされた領域について、1 又は複数のロケーションにおいて行われる。ブロック 7 0 6 において、（複数の）弾性測定値がエンドポイントと比較される。エンドポイントは、処置エンドポイント、又は進行を評価するために事前の測定値を含むことができる。ブロック 7 0 8 において、処置エンドポイントが到達されたかどうか判定が行われる。処置エンドポイントが到達された場合、治療は、ブロック 7 1 2 において停止される。処置エンドポイントが到達されていない場合、ブロック 7 1 0 において、治療パラメータが必要に応じて更新され、プロセスはブロック 7 0 4 に戻る。更新されるパラメータは、例えば、パワー、持続時間、使用される加熱素子の数、タイム/加熱素子の位置付け、などを含みうる。

【 0 0 5 6 】

図 8 を参照して、エラストグラフィフィードバックを使用してアブレーションを実施する方法が例示的に示される。エラストグラフィフィードバックは、アブレーション装置パラメータ、イメージングパラメータ又はそれらの両方を調整するために用いられることができることが理解されるべきである。本原理は、プロシージャ、測定された閾値又は他の基準に依存して、断続的に適用されることができる。例えば、イメージングからのフィードバックは、アブレーションパラメータを変更するために用いられることができ、アブレーションパラメータは、イメージングパラメータを変更するために用いられることができ、必要に応じて、両方の変更が、同じプロシージャの最中に用いられることができる。

【 0 0 5 7 】

ブロック 8 0 2 において、アブレーションを開始するために、アブレーション装置及び超音波プローブ（又はその複数）が、被検体内の処置されるべき領域に又はその近くに位置付けられる。別のイメージングモダリティが用いられる場合、超音波プローブは位置付けられる必要はない。ブロック 8 0 4 において、測定情報が、アブレーションプロセス中、エラストグラフィパラメータ（例えば、せん断波、せん断弾性係数、弾性/スチフネス、その他）又は関連するパラメータを含むフィードバックとして生成される。測定情報は、アブレーション装置（アブレーションパラメータ）、超音波スキャナ（イメージングパラメータ）、又はそれら両方からの情報を含む。フィードバック情報は、他のソース又は機器によっても供給されることができる。超音波スキャナの測定情報は、せん断弾性係数、タイムツーピーク評価、せん断速度などの 1 又は複数を含むことができる。アブレーション装置からの測定情報は、経過したアブレーション時間、累積的な堆積パワー、アブレーションプローブ先端温度、及び/又はアブレーションタイムの現在温度のパラメータのうち 1 又は複数を含むことができる。

【 0 0 5 8 】

ブロック 8 0 6 において、超音波スキャナのイメージングパラメータ及び/又はアブレーション装置の制御信号の少なくとも 1 つが、フィードバックに従って適応的に更新される。イメージングパラメータは、プッシュ及び追跡パラメータを含むことができ、プッシ

10

20

30

40

50

ユ及び追跡パラメータは、パルス繰返し周波数、追跡ロケーションの数及び/又は追跡ビームの間隔の1又は複数を含むことができる。超音波スキャナからのフィードバックは、空間的又は時間的な測定マップ上の1又は複数のポイントからのスチフネス測定を含むことができ、この場合、制御信号の調整は、空間的又は時間的な測定マップ上の1又は複数のポイントからのスチフネス測定を用いる。制御信号は、アブレーション装置のパワー設定の1又は複数及び/又はアブレーション装置の動作モードを調整するように構成されることができる。アブレーション装置の位置付け、処置持続時間、及び構成(素子の数、等)が更に制御されることができる。

【0059】

ブロック808において、エラストグラフィな(せん断波又は関連する)パラメータが、ディスプレイ上に、イメージングされたロケーションに対して表示される。アブレーションパラメータ、イメージングパラメータ又は他の情報もまた表示されることができる。ブロック810において、アブレーション及び/又はイメージングパラメータは、インタフェースを通じて手動変更によって手動でオーバーライドされることができる。

10

【0060】

ブロック812において、処置の目標が達成されると、アブレーションプロセスが完了される。ターゲット目標は、術前計画又は他の基準からの目標を含むことができる。

【0061】

添付の請求項を解釈する際に、以下が理解されるべきである：

- a) 「含む、有する(comprising)」という語は、所与の請求項に列挙される以外の構成要素又は工程の存在を除外しない；
- b) 構成要素に先行する「a」又は「an」の語は、このような構成要素の複数の存在を除外しない；
- c) 請求項における参照符号は、それら請求項の範囲を制限しない；
- d) いくつかの「手段」は、同じアイテムによって、又はハードウェア若しくはソフトウェア実現される構造又は機能によって、表されることができる；及び、
- e) 特に示されない限り、特定の工程シーケンスが必要とされることが意図されるものではない。

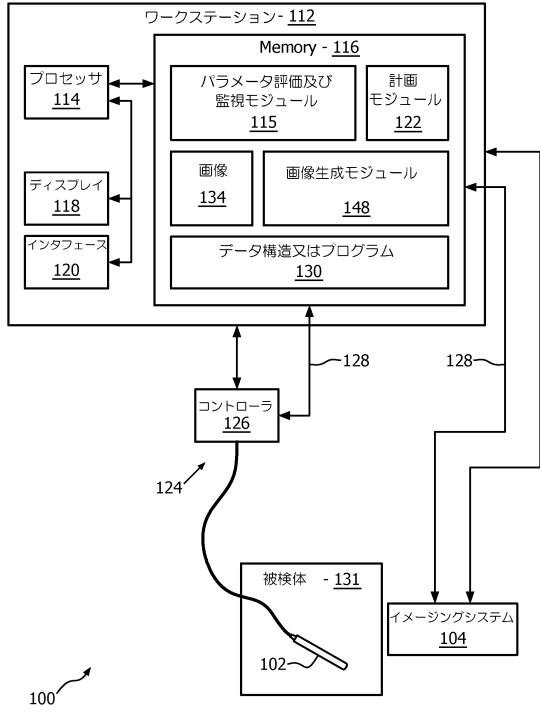
20

【0062】

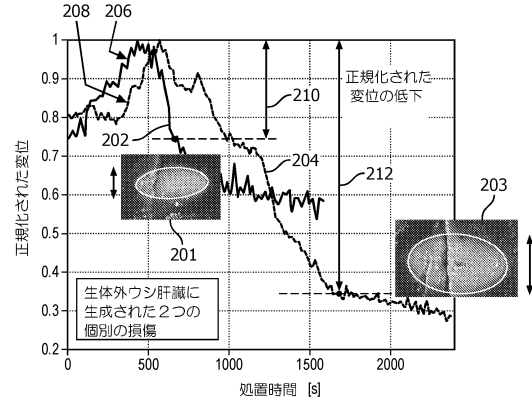
エラストグラフィ監視に基づく適応的なアブレーション及び治療ためのシステム及び方法の好適な実施形態(制限的ではなく説明的であることが意図される)が記述されているが、変更及び変形が、上述の教示を考慮して当業者によって行われることができることに注意されたい。従って、変更が、開示される開示の特定の実施形態において行われることができ、かかる変更は、添付の請求項によって示されるようにここに開示される実施形態の範囲内にある理解されるべきである。こうして特許法によって要求される詳細及び特殊性を記述したが、特許証によって保護されることが望まれ主張されることは、添付の請求項に記載される。

30

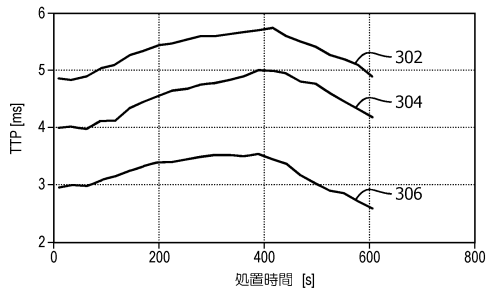
【図 1】



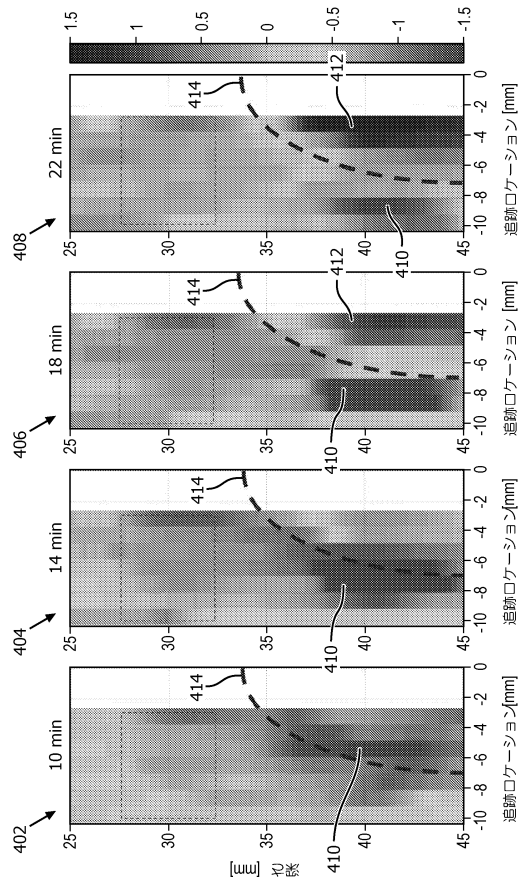
【図 2】



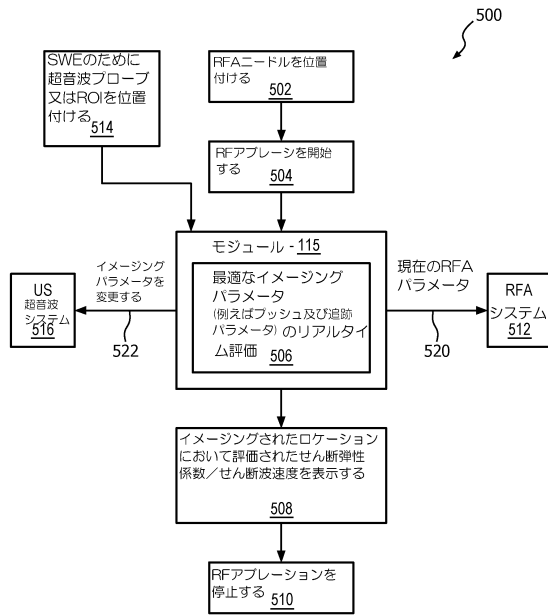
【図 3】



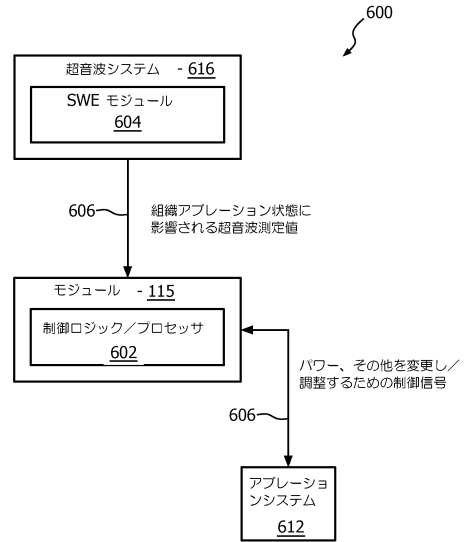
【図 4】



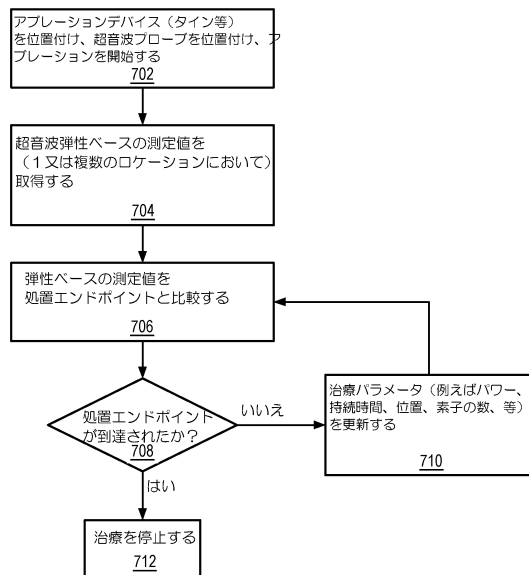
【図5】



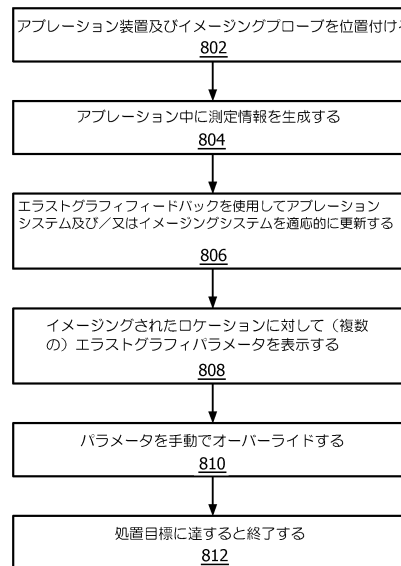
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

- (72)発明者 バラト シアム
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 アナンド アジャイ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 セスラマン シュリラム
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 ホワーン シェンウエイ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 シ ウィリアム タオ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 山口 賢一

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2010/0256530(US, A1)
国際公開第2003/075771(WO, A1)
特表2010-507437(JP, A)
特開2012-066069(JP, A)
特開2014-239918(JP, A)
特開2014-166598(JP, A)
特開2000-175933(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 1 8 / 1 2
A 6 1 B 8 / 0 8