

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6088653号
(P6088653)

(45) 発行日 平成29年3月1日(2017.3.1)

(24) 登録日 平成29年2月10日(2017.2.10)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 14 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2015-529152 (P2015-529152)
 (86) (22) 出願日 平成25年8月12日 (2013.8.12)
 (65) 公表番号 特表2015-528342 (P2015-528342A)
 (43) 公表日 平成27年9月28日 (2015.9.28)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/056585
 (87) 国際公開番号 WO2014/033577
 (87) 国際公開日 平成26年3月6日 (2014.3.6)
 審査請求日 平成28年5月12日 (2016.5.12)
 (31) 優先権主張番号 61/696,156
 (32) 優先日 平成24年9月1日 (2012.9.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

早期審査対象出願

(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 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 アブレーション治療のための超音波体積流量測定

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

病変部位のアブレーション治療に超音波情報を使用する医療装置の作動方法であって、
 前記医療装置のプロセッサが、

アブレーションによって治療される病変部位と、病変部位に近接する1つ以上の血管との
 治療計画画像を入力するステップと、

超音波画像において、アブレーションによって治療される病変部位を特定するステップ
 と、

前記超音波画像内の関心領域に面形状部を配置することによって、病変部位にごく近接
 する1つ以上の血管を特定するステップと、

前記1つ以上の血管の血流と前記面形状部との交差部分における超音波ドップラーデー
 タを取得することによって、特定された血管の血流から3次元超音波ドップラーデータを
 取得するステップと、

前記超音波ドップラーデータを使用して、特定された血管内を流れる血液の量を計算す
 るステップと、

特定された血管内を流れる血液の量の熱輸送特性を考慮するアブレーション治療計画を
 生成するステップと、
 を実行することを含み、

前記面形状部の前記配置は、前記超音波画像と前記治療計画画像との位置合わせによっ
 て得られる血管の位置の知識を使用して、自動的に行われる、作動方法。

10

20

【請求項 2】

3次元超音波ドップラーデータを取得する前記ステップは、前記プロセッサが、特定された血管の血流から3次元超音波ドップラー速度データを取得するステップを更に含む、請求項1に記載の作動方法。

【請求項 3】

特定された血管内を流れる血液の量を計算する前記ステップは、前記プロセッサが、血管の血流を通る面を輪郭抽出し、前記面の面積全体に亘って流速データを積分するステップを更に含む、請求項2に記載の作動方法。

【請求項 4】

1つ以上の血管を特定する前記ステップは、前記プロセッサが、3次元超音波画像において1つ以上の血管を特定するステップを更に含む、請求項1に記載の作動方法。

10

【請求項 5】

1つ以上の血管を特定する前記ステップは、前記プロセッサが、2次元バイプレーン超音波画像において1つ以上の血管を特定するステップを更に含む、請求項1に記載の作動方法。

【請求項 6】

治療計画画像を入力する前記ステップは、前記プロセッサが、病変部位と病変部位に近接する1つ以上の血管の構造体とのCT画像を取得するステップを更に含む、

前記面形状部の前記配置は、前記プロセッサが、超音波基準画像を前記CT画像と自動的に位置合わせすることを更に含む、請求項1に記載の作動方法。

20

【請求項 7】

前記面形状部の前記配置は、1つ以上の血管を3次元形状と交差させることを更に含む、請求項1に記載の作動方法。

【請求項 8】

前記面形状部の前記配置は、1つ以上の血管を2次元形状と交差させることを更に含む、請求項1に記載の作動方法。

【請求項 9】

アブレーション治療計画を生成する前記ステップは、前記プロセッサが、血管の体積血流量と、特定された病変部位までの血管の近接性を考慮するアブレーション治療計画を生成するステップを更に含む、請求項1に記載の作動方法。

30

【請求項 10】

前記プロセッサが、治療部位のグラフィックディスプレイを修正するために、特定された血管内を流れる血液の量の前記熱輸送特性を使用するステップを更に含む、請求項1に記載の作動方法。

【請求項 11】

熱輸送特性を使用する前記ステップは、前記プロセッサが、アブレーションデバイスとの関連で、治療部位の前記グラフィックディスプレイを修正するために、特定された血管内を流れる血液の量の前記熱輸送特性を使用するステップを更に含む、請求項10に記載の作動方法。

【請求項 12】

グラフィックディスプレイを修正する前記ステップは、前記プロセッサが、前記熱輸送特性との関連で、治療部位のサイズのグラフィックディスプレイを修正するステップを更に含む、請求項11に記載の作動方法。

40

【請求項 13】

前記プロセッサが、非超音波診断画像において、アブレーションによって治療される病変部位を特定するステップと、

前記プロセッサが、前記非超音波診断画像を前記超音波画像と解剖学的に位置合わせするステップと、

を更に含む、請求項10に記載の作動方法。

【請求項 14】

50

アブレーション治療は、ＲＦアブレーション治療、マイクロ波アブレーション治療、高密度焦点式超音波治療又は冷凍アブレーション治療を更に含む、請求項１０に記載の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、医用診断用超音波システムに関し、より具体的には、アブレーション治療のために血液体積流量の尺度を提供する診断用超音波システムに関する。

【背景技術】

【０００２】

外科的処置に代わるものとして、局所的かつ低侵襲の治療の使用が、特にがんである多くの病変部位の、また、人体の多くの部分における治療において急増している。この低侵襲治療の利点としては、副作用が少ないこと、回復が速いこと、また、場合によっては、より進行した疾患を治療する可能性が挙げられる。低侵襲治療のうち最も重要な治療の１つは、組織アブレーションである。組織アブレーションでは、病変した組織が、局所的な組織加熱、冷却又は他の手段が施されることによって、破壊される。最も一般的に使用されるアブレーション方法の幾つかの例としては、高周波（ＲＦ）アブレーション、マイクロ波アブレーション、ＨＩＦＵ（高密度焦点式超音波）及び冷凍アブレーションが挙げられる。

【０００３】

組織アブレーションを成功させるための重要なステップの１つは、処置を行う前に、病変部位内のアブレーションプローブの適切な配置と治療の継続時間とを決定することである。各アブレーションプローブは、治療領域を有し、その周りでは、細胞死を引き起こすのに十分であるように温度が変化される。この領域は、通常、「焼灼ゾーン」と呼ばれる。がん性病変部位を、焼灼ゾーンで完全に覆うことによって、がんの再発を引き起こしうる残留細胞が確実にないようにされる。この治療計画には、通常はＣＴ画像を使用してターゲット病変部位のサイズ及び形状を評価することと、アブレーションデバイスの利用可能な強度レベルに関する既知の情報をを使用して、選択された治療回数及び／又は病変部位全体を治療するために必要なアブレーション回数に基づいて予想される治療ボリュームを計算することが含まれる。所与のアブレーション方法、ニードルのサイズ、治療強度及び時間等に関連付けられるアブレーション領域用の仕様は、アブレーションデバイスの製造業者によって提供され、通常、活発に循環している血管がない制御された静的環境において各製造業者によって行われたこれらのデバイスの特性測定に基づいている。

【０００４】

治療計画の１つの問題点は、ターゲット病変部位が１本以上の血管に近い場合である。これは、例えば肝臓アブレーションにおいて頻繁に生じる。治療法を計画する際に、病変部位の治療を行うときに、隣接する血管が損傷されないように、当該血管の位置を特定することが一般的である。健康な臓器及び組織へ血液を供給する血管を損傷すること又は血管に障害を与えることは、回避されるべきである。これまでに十分には取り組まれてきていない１つの問題は、隣接する血管内を流れる血液が、組織に有意な冷却又は加温効果（即ち、治療部位から熱治療エネルギーを除去するヒートシンクとして）を有するという点であり、この効果は、実際の治療ボリュームを、デバイス製造業者によって指定されかつ治療計画に使用されるボリュームとは異ならせ、結果的に、病変部位の不完全なアブレーションと、疾患の再発のリスクとにつながる。例えばパターソン（Patterson）他（１９９８年）は、豚の肝臓の *in-vivo* 実験において、血管の存在によって、最大で２０％までＲＦアブレーション治療ボリュームの直径を変えてしまうことを示した。血管の冷却効果を補う試みとして、幾つかの撮像装置会社は、例えばコントラストＣＴ画像からの画像データにおいて大血管が特定されることを可能にし、これにより、治療計画が調節される治療計画アプリケーションを提供している。しかし、コントラストＣＴ画像は、血管がある場所を示すだけで、その血管の中を流れる血液の量は示さないもので、冷却効果を

10

20

30

40

50

正確に予測することができず、したがって、治療計画は依然として不正確である。

【0005】

がん性及び他の良性の病変部位は、体内におけるその激しい成長、その病状の急速な進展、並びに、健康な臓器及び組織への悪影響及び密集によって、特に危険である。この激しい成長を促すように、病変部位は、人体の栄養価の高い血液の流れを病変部位へと転換する独自の血管系を成長させる。がん性部位に出入りする血流も、アブレーションエネルギー供給の熱効果を抑制する一因である。

【0006】

どのように隣接する血管における血流がアブレーション部位に影響を及ぼすかを予測するためには、この効果の特性を示すモデルを作成しなければならない。このモデルは、動物モデルを *in-vivo* 又は *ex-vivo* で使用して実験によって開発されても、理論的原理から開発されてもよい。例えば血管及び流れを組み込む生体熱方程式への変更が開発されているが、これに対する解は、通常、有限要素法を必要とする。既存の方法の問題は、これらのモデルが妥当に正確であるためには、血管を流れる血液量（例えば $\text{ml}/\text{分}$ ）の知識が必要である点であり、この情報は、現在では、どの非侵襲技術を使用しても容易に入手することができない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

したがって、非侵襲的に血液流量を測定し、局所的な血流の熱効果を定量化し、この情報を、アブレーション処置を計画する際に考慮できることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の原理によれば、診断撮像が、アブレーション処置を行う前に、アブレーション治療で治療される病変部位にごく近接する血管を特定するために行われる。診断撮像モダリティは、CT、MR、超音波、又は、血管を視覚化できる任意の他のモダリティであってよい。次に、診断用超音波システムが、処置の際に、特定された血管から3D超音波ドップラーデータを得るために使用される。特定された血管を流れる血液の量は、血管腔の面積全体に亘って流速を積分するといったように、ドップラーデータから計算される。このように測定された血流量は、この血流の熱効果を考慮に入れるアブレーション治療計画を立てる又は修正するために使用される。血流情報は、例えば手動計画のために予測されたRFアブレーション治療ボリュームを修正するために使用されても、治効を最大にしようとする自動治療計画アルゴリズムへの入力として含まれてもよい。

【0009】

本発明の別の実施態様によれば、超音波トランスデューサは、例えばフィリップス社の *PercuNav*（登録商標）システムによって提供されるように、電磁（EM）追跡を使用する追跡機能を有する。超音波システムの基準フレームは、関心の血管を特定するために使用された撮像モダリティの対応する画像と（例えばプレーンマッチング又は *PercuNav* システムの画像融合機能によって提供される自動化法によって）位置合わせされ、また、トランスデューサの位置も知られているので、ドップラー関心領域は、関心の血管上に自動的に置かれ、これにより、精度、効率及び使い易さが向上される。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】図1は、本発明の原理に従って動作する超音波診断撮像システムを示す。

【図2】図2は、図1に示される超音波プローブを使用して、除去される病変部位とその血管系との超音波撮像を示す。

【図3】図3は、図2の病変部位とその血管系との拡大図である。

【図4a】図4aは、本発明の原理に係る血液体積流量測定のための病変部位とその供給血管系との体積測定部位のセグメンテーションを示す。

【図4b】図4bは、本発明の原理に係る血液体積流量測定のための病変部位とその供給

10

20

30

40

50

血管系との体積測定部位のセグメンテーションを示す。

【図 5 a】図 5 a は、本発明の原理に従ってアブレーションによって治療される病変部位の近くの血管の血液体積流量の測定を示す。

【図 5 b】図 5 b は、本発明の原理に従ってアブレーションによって治療される病変部位の近くの血管の血液体積流量の測定を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

最初に図 1 を参照すると、本発明の原理に従って構成された超音波診断撮像システムがブロック図形式で示されている。3次元撮像が可能な超音波プローブ 10 は、電子的に操作され集束されたビームを体積測定部位全体に送信し、各送信ビームに反応して単一又は複数の受信ビームを受信する 2 次元アレイトランスデューサ 12 を含む。「パッチ」又は「サブアレイ」と呼ばれる隣接するトランスデューサ素子のグループは、超音波プローブ 10 内のマイクロビームフォーマ (μBF) によって一体に操作される。マイクロビームフォーマは、受信したエコー信号の部分的なビーム形成を行い、これにより、超音波プローブとメインシステムとの間のケーブル内の導体の数を削減する。適切な 2 次元アレイは、米国特許第 6, 419, 633 号 (ロビンソン (Robinson) 他) 及び米国特許第 6, 368, 281 号 (ソロモン (Solomon) 他) に説明されている。マイクロビームフォーマは、米国特許第 5, 997, 479 号 (サヴォード (Savord) 他) 及び米国特許第 6, 013, 032 号 (サヴォード) に説明されている。アレイの送信ビーム特性は、ビーム送信器 16 によって制御される。ビーム送信器 16 は、アレイのアポダイズされたアパーチャ素子に、人体の体積測定部位を通る所望の方向に所望の幅の集束ビームを放射させる。送信パルスが、ビーム送信器 16 から、送信 / 受信スイッチ 14 によって、アレイの素子に結合される。送信ビームに反応してアレイ素子及びマイクロビームフォーマによって受信されるエコー信号は、システムビームフォーマ 18 に結合され、マイクロビームフォーマからの部分的にビーム形成されたエコー信号が、送信ビームに対応する完全にビーム形成された単一又は複数の受信ビームを形成するように処理される。この目的に適したビームフォーマは、上記のサヴォードによる米国特許第 6, 013, 032 号特許に説明されている。

【 0 0 1 2 】

システムビームフォーマ 18 によって形成された受信ビームは、フィルタリング及び直交復調といった機能を行う信号プロセッサ 26 に結合される。処理された受信ビームのエコー信号は、ドップラプロセッサ 30 及び B モードプロセッサ 24 に結合される。ドップラプロセッサ 30 は、エコー情報を、空間分解されたドップラパワー又は速度情報に処理する。B モード撮像のために、受信ビームエコーの包絡線が検出され、B モードプロセッサ 24 によって、信号は、適切なダイナミックレンジに対数的に圧縮される。体積測定部位からのエコー信号は、3D 画像データセット 32 の形でバッファリングされる。3D 画像データは、幾つかの方法で表示のために処理される。1つの方法は、ボリウムの 1 つ以上の 2D 平面を生成することである。この方法は、米国特許第 6, 443, 896 号 (デトマー (Detmer)) に説明されている。このような平面像は、空間的に離散的な像平面に、3D 画像データセットのデータをアドレス指定することによって形成され、マルチプレーナリフォーマッティングとして知られている。3次元画像データは更に、ボリウムレンダラ 36 によって、全体像ディスプレイ (perspective display) 又は運動視差 (kinetic parallax) 3D ディスプレイを形成するようにレンダリングされてもよい。また、第 3 の方法は、3D ボリウムの繰り返し走査された平面の画像データから、i S l i c e 走査コンバータ 34 によって形成される「i S l i c e」画像を生成することである。ボリウムにおける 1 つの又は幾つかの像平面のみを走査することによって、走査は、1 つ以上のライブ 2D の i S l i c e 画像を生成するのに十分に速く行われる。i S l i c e 撮像の効果的使用は、いわゆるバイプレーン撮像において行われている。バイプレーン撮像では、米国特許第 6, 709, 394 号 (フリーサ (Frisa) 他) に説明されているように、2 枚以上の i S l i c e 画像が同時に表示され、互いに対して空間的に操作され

る。1つの好適なバイプレーンモードは回転モードであり、このモードでは、1枚のi S l i c e 画像が、プローブ10に対して固定の位置付けを有し、第2のi S l i c e 画像が、共通の中心走査線において、上記第1のi S l i c e 画像と交差し、当該走査線の周りを回転される。第1の画像は、ユーザに、空間的な基準を提供し、第2の画像は、ボリュームにおける交差する平面を見るために回転される。バイプレーン撮像は、以下に説明されるように、本発明の実践において有用である。米国特許第5,720,291号(シュワルツ(Schwartz))に説明されているように、Bモードであっても、ドップラーであっても又は両方であってもよい結果として得られる2D又は3D画像は、ディスプレイプロセッサ38に結合される。そこから、画像は画像ディスプレイ40に表示される。本発明に従って、体積流量計算器60が、3D画像データセット32から選択されたドップラー流量データを受信するように結合されている。体積流量計算器は、ml/秒の単位で血液の体積流量を、好適には、米国特許第6,780,155号(リー(Li)他)又は米国特許第6,663,568号(ギル(Gil))に説明されているように、血管と交差する面の流量データの積分によって計算する。体積流量計算結果は、ディスプレイ40での表示のためにディスプレイプロセッサ38に結合される。ビームフォーマコントローラ22及び超音波システムの他の機能のユーザ制御は、ユーザインターフェース又は制御パネル20を介して提供される。

10

【0013】

図2は、肝臓といった人体の部位のi S l i c e 像平面84を撮像している超音波プローブ10を示す。この例では、超音波プローブ10は、ケーブル及びストレーンリリーフ37によって、超音波システムに接続されている。i S l i c e 画像は、アブレーションによって治療される病変部位、ここでは、HCC病変部位といった肝臓内の病変部位70を表示する。病変部位70は、周囲の血管系72のネットワークから血液が供給されているのが見て取れる。図3は、病変部位70とその血管系との拡大図であり、この図は、隣接する大血管80があることを示す。この例では、血管80は、血管系72の血管の一部の血液供給源であることが見て取れるが、これは、所与の患者において必ずそうであるわけではない。大血管80は、病変部位70付近の組織を単に通過している場合もある。血管80は、病変部位から距離「d」である点において、病変部位70に対する最も近いその近接性を有することが見て取れる。

20

【0014】

図4a及び図4bは、病変部位70へ及び病変部位70からの血流の熱伝達効果が決定される本発明の1つの実施態様を示す。病変部位に栄養を与える血管系が、図3の血管72によって示されるような幾つかの明確に定義される主要血管を含む場合、これらの血管の体積流量が特定され計算される。図4aは、ユーザがその周りに囲み形状74を配置している病変部位及びその血管系の超音波画像を示す。この例では、囲み形状74は、血液供給血管72の主要血管と交差することが見て取れる長円形である。ユーザは、制御パネル20を使用して、ROI(関心領域)セクタ50から、所望のサイズ及び形状の囲み形状を選択することができる。囲み形状は、図4aに示されるように、主要血管と交差するように適切に配置されるまで、制御パネルから、スクリーン上で操作される。この例における囲み形状74は、2次元では長円形であり、3次元では楕円体である。バイプレーン撮像モードは、病変部位70の周りの囲み形状74を操作するのによく適している。これは、ユーザが、図4aに示されるように1つの平面における囲み形状74の最初の配置を見て、次に、もう一方のバイプレーン画像が第1の画像の中心の周りを回転されるのにつれて、囲み形状が病変部位を完全に取り囲み、その供給血管と交差することを観察しながら当該囲み形状を見ることができるからである。本例は、長円形及び楕円体を示すが、円形、球体、正方形若しくは矩形箱、又は、正方形の立方体若しくは矩形の立方体といった他の形状を使用してもよい。

30

40

【0015】

或いは、囲み形状又はROIを指定するグラフィックは、超音波画像が、事前手順計画モダリティの基準フレームと(例えばマルチモダリティ画像レジストレーションによって

50

）位置合わせされている場合には、システムによって超音波画像内に自動的に配置される。アブレーション処置の計画における標準的な作業は、まず、ＣＴ又はＭＲ撮像によって、病変部位を撮像することである。このモダリティにおける画像は、次に、病変部位及びその供給又は近隣の血管を特定するために、血管セグメンテーションアルゴリズムによって解析される。この解析を行うシステムは、マサチューセッツ州アンドーバーにあるフィリップス・ヘルスケア社から入手可能であるエクステンデッド・プリリアンスＣＴワークステーションである。このワークステーションは、ＣＴ画像上で定量化される血管を自動的にマークするＣＴ血管セグメンテーションアルゴリズムを有する。当該ＣＴ画像は、後に、処置のためのＣＴ基準画像フレームとなる。その後、患者が３Ｄ超音波で走査されると、Per cu Nav（登録商標）画像融合オブション５４を備えた超音波システムといったマルチモダリティ画像レジストレーションシステムが、ＣＴ基準画像を、超音波３Ｄデータセットからの解剖学的にマッチする超音波画像と位置合わせすることができる。位置合わせされると、ＣＴ画像上にマークされた血管の輪郭が、超音波画像に変換され、超音波画像における超音波によって定量化されるＲＯＩ及び／又は血管が自動的に特定される。

10

【 0 0 1 6 】

囲み形状７４の面は、図４ｂに示されるように、囲み形状を通過する血管と交差する。血管の断面７６は、囲み形状７４によって描かれる。血管のドップラー血流は、その周囲のＢモード組織画像とは別個に提示されると、血管内の血流を、米国特許第５，４７４，０７３号（シュワルツ他）に説明されるように、セグメント化する。各血管７２の体積流量は、周囲の面７４と交差する血流面７６のドップラー血流値の積分によって計算される。血流の方向は、ドップラー信号の相対的な極性によって積分され、病変部位７０への新鮮な（除去されていない）血液の流れと、病変部位から離れる熱処理された血液の流れとが特定される。様々な流量を合計することによって、病変部位への及び病変部位からの総体積流量が計算され、熱伝達への正味の影響が推定される。この熱伝達の効果は、アブレーション治療を計画するために使用される。

20

【 0 0 1 7 】

隣接する大血管８０における血流の熱伝達効果を追加的に考慮することが望ましい場合もあれば、隣接する大血管は、熱伝達の主要な要因として見なされ、大血管の体積流量だけが計算され、アブレーション治療計画において考慮される場合もある。図３の血管８０のような大血管では、血管の血流を描くために使用される面形状部７４は、図５ａに示されるように、単一面であってもよい。形状７４は、リー他の特許及びギルの特許に説明されているように、直交角度又は他の角度において、血管８０の血流８２と交差するように位置付けられる。この交差部分は、血管８０のドップラー血流８２を、図５ｂに示されるように、形状７４の平面上に効果的に投影される。この例では、オブションのテンプレート９４が、血管８０の血流領域８２と内腔の内皮壁８６との周りに配置されている。血流面８２のドップラーデータ値の血流速度は、血管８０を通る体積流速を $m l / 分$ で計算するように血流領域全体に亘って積分される。血管８０の体積流量は、ディスプレイ４０のスクリーン上に示され、当該体積流量は、治療部位への血管の近接性（図３における距離「 d 」）及び介在する組織の熱輸送特性と併せてアクセスされ、かつ、使用されて、病変部位７０のアブレーション治療が計画される。

30

40

【 0 0 1 8 】

代表的なアブレーション計画プロセスは、次の通りに進む。計画は、肝臓ＲＦアブレーション処置について行われる。この処置において、ＨＣＣ病変部位が、コントラストＣＴ走査で、事前に特定されている。臨床医は、まず、予備治療計画（例えばアブレーションニードル先端の位置、公称ＲＦ強度及び継続時間の決定）を立てるために、上記ＣＴ調査を確認する。臨床医は、ＣＴ画像解析ワークステーション上で商業的に利用可能なアルゴリズムといった、肝臓内の血管をハイライトするＣＴセグメンテーションアルゴリズムを実行してもよい。ターゲット病変部位に近い大血管が特定されると、臨床医は、この血管が、治療計画に大きな影響を及ぼす可能性があることを理解する。処置の始まりにおいて

50

、臨床医は、その座標がC T座標系と既に位置合わせされている超音波システムを用いて走査を開始する。医用診断画像を位置合わせするために、外部基準に基づいた方法、及び、手動による組織ランドマークに基づいた方法を含む様々な方法が存在する。マサチューセッツ州アンドーバーにあるフィリップス・ヘルスケア社からのi U 2 2超音波システム上で利用可能なP e r c u N a v（登録商標）画像融合オプションは、C T画像と超音波画像とを解剖学的に位置合わせすることができる。C Tデータからの血管のセグメンテーションを含むC T画像上に重ねられた超音波画像を見ることによって、臨床医は、ターゲット病変部位に近い血管を介して、3 Dドップラー超音波ボリューム取得を目的とすることができる。位置合わせされた画像における3 Dドップラー超音波ボリュームの特定は、上記されたように、治療計画に基づいて自動化されてもよい。この場合、アルゴリズムが、当該血管を流れる血液量を計算し、この情報は、治療計画を修正するために、したがって、ニードル配置、R F強度及び/又は継続時間を調節するために使用される。事前に取得されているC T、M R又は3 D超音波ボリューム又は3 Dコントラスト超音波ボリュームは、治療計画への基準画像入力として、また、ターゲット病変部位の近くの血管を特定するために使用される。

10

【0019】

他のアプローチを行ってもよい。例えば、血流自体が治療に反応して変化することもあるので、治療を複数の治療フェーズに分割することが有益である。臨床医は、病変部位への供給血管の熱伝達効果と、隣接する大血管の熱伝達効果とを考慮に入れて、計画された治療の初期フェーズを行ってもよい。治療の初期フェーズは、供給血管の血流の大部分がなくなるように、病変部位を衰弱させる。次に、隣接する大血管の血流が再度測定され、また、その熱輸送効果が再評価されて、アブレーション処置を完了するために必要な残りの治療が再計算される。

20

【0020】

本発明の他の変形態様を採用してもよい。例えば米国特許第6,491,436号(チェナル(Chenal)他)に説明されているように、超音波自動境界検出を使用して、血管腔のサイズを特定し描いてもよい。トレースされた血管腔の体積流量が、そのサイズ及びドップラー流量データから計算される。本発明の特定の実施態様では、血流を描く形状(flow-delineating shape)及び面は、システムデザイナーの選択によって、表示されても表示されなくてもよい。

30

【0021】

本発明のシステムは、事前処置治療計画が使用されない場合であっても、処置に使用することができる。例えば病変部位と病変部位の近くの血管は、ライブ超音波によって特定される。アブレーションプローブは、体内に入れられ、病変部位へと導かれる。P e r c u N a v（登録商標）E M追跡システムがプローブの位置を追跡することによって、治療部位(又は焼灼ゾーン)を、アブレーションプローブの先端の周りのグラフィックオーバーレイとして表示する能力が提供される。アブレーションデバイスの製造業者によって指定される焼灼ゾーンは、焼灼ゾーンの初期定義として使用され、プローブの先端の周りの焼灼ゾーングラフィックの開始形状及びサイズが提供される。本発明に従い、ドップラー超音波によって、隣接する血管から血流データが測定されると、血流の熱効果は、プローブの周りの焼灼ゾーンオーバーレイを調節するために使用される。システムは、最初は、例えばプローブ先端の周りに比較的大きな焼灼ゾーンを示すが、隣接する血流の熱効果が評価されると、より小さい焼灼ゾーンを示すように修正される。これにより、ユーザは、ターゲット病変部位を完全に除去するための治療時間又は他の処置パラメータを調節することができる。

40

【図 2】

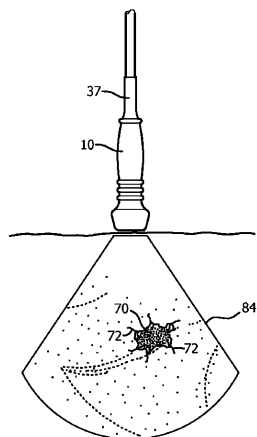


FIG. 2

【図 3】

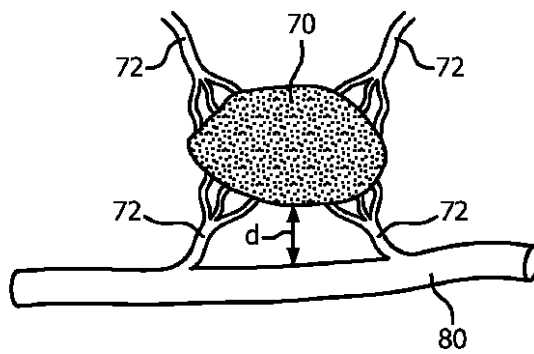


FIG. 3

【図 4 a】

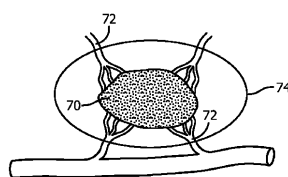


FIG. 4a

【図 4 b】

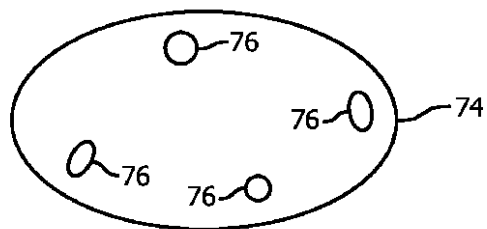


FIG. 4b

【図 5 b】

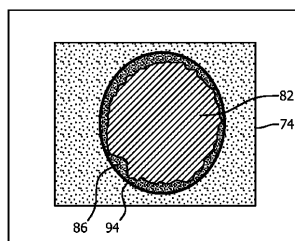


FIG. 5b

【図 5 a】

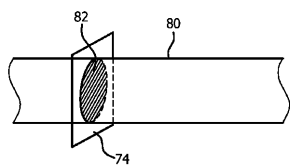
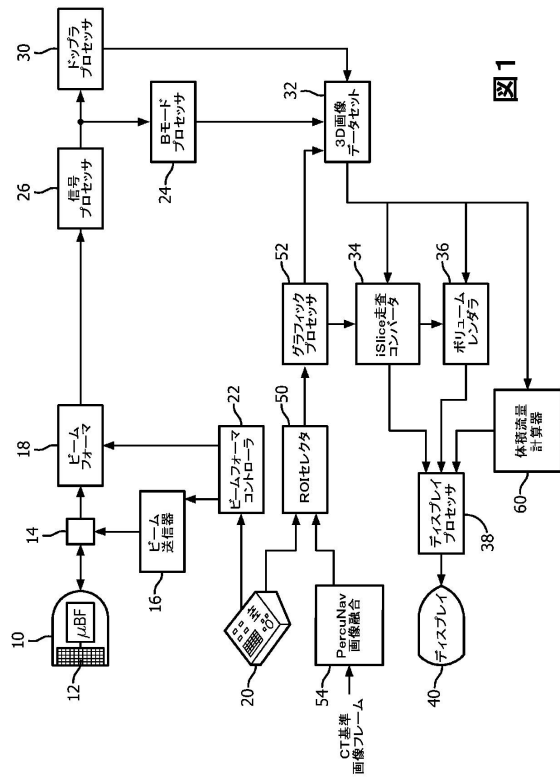


FIG. 5a

【図 1】



フロントページの続き

- (72)発明者 ジャゴ ジェームズ ロバートソン
オランダ国 5656 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 シン ギャリー チェン - ハウ
オランダ国 5656 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 国際公開第2011/145020(WO, A1)
国際公開第2014/033600(WO, A1)
米国特許出願公開第2012/0010479(US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	消融治疗的超声波体积流量测量		
公开(公告)号	JP6088653B2	公开(公告)日	2017-03-01
申请号	JP2015529152	申请日	2013-08-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ジャゴジェームズロバートソン ンギャリーチェンハウ		
发明人	ジャゴ ジェームズ ロバートソン ン ギャリー チェン-ハウ		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/469 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5261 A61B18/00 A61B2018/00529 A61B2018/00577 A61B2034/105 A61B2090/364		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
审查员(译)	門田弘		
优先权	61/696156 2012-09-01 US		
其他公开文献	JP2015528342A JP2015528342A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用超声数据的消融治疗的方法开始于在医学诊断图像中识别待治疗的病理学和接近治疗部位的一个或多个血管。在超声图像中自动指示所识别的ROI和血管。从血管内的血流获取超声多普勒速度数据，并且多普勒数据用于计算通过血管的血流量。在消融治疗的计划或实施中考虑由该血流输送的热量的热效应，如通过改变消融探针尖端周围的燃烧区图形的大小。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6088653号 (P6088653)
(45) 発行日 平成29年3月1日 (2017. 3. 1)	(24) 登録日 平成29年2月10日 (2017. 2. 10)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 06 (2006. 01) A 6 1 B 8 / 14 (2006. 01)		
F 1 A 6 1 B 8 / 06 A 6 1 B 8 / 14		
請求項の数 14 (全 11 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-529152 (P2015-529152)	(73) 特許権者 590000248	
(86) (22) 出願日 平成25年8月12日 (2013. 8. 12)	コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ	
(65) 公表番号 特表2015-528342 (P2015-528342A)	KONINKLIJKE PHILIPS N. V.	
(43) 公表日 平成27年9月28日 (2015. 9. 28)	オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5	
(86) 国際出願番号 PCT/IB2013/056585	High Tech Campus 5, NL-5 6 5 6 AE Eindhoven	
(87) 国際公開番号 WO2014/033577	n	
(87) 国際公開日 平成26年3月6日 (2014. 3. 6)	(74) 代理人 110001690	
審査請求日 平成28年5月12日 (2016. 5. 12)	特許業務法人M&Sパートナーズ	
(31) 優先権主張番号 61/696, 156		
(32) 優先日 平成24年9月1日 (2012. 9. 1)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)		
早期審査対象出願		
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 アブレーション治療のための超音波体積流量測定