

(11) 特許出願公表番号

特表2015-529518

(P2015-529518A)

(43) 公表日 平成27年10月8日(2015.10.8)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00	5 O 2
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 O 1

審查請求 未請求 予備審查請求 未請求 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2015-529162 (P2015-529162)
(86) (22) 出願日	平成25年8月22日 (2013. 8. 22)
(85) 翻訳文提出日	平成27年2月27日 (2015. 2. 27)
(86) 国際出願番号	PCT/IB2013/056815
(87) 国際公開番号	W02014/033600
(87) 国際公開日	平成26年3月6日 (2014. 3. 6)
(31) 優先権主張番号	61/696, 154
(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)

(71) 出願人 590000248
コーニンクレッカ フィリップス エヌ
ヴェ
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

(74) 代理人 100087789
弁理士 津軽 進

(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙

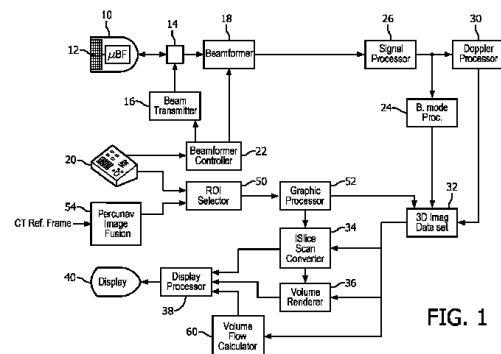
(72) 発明者 ヤゴ ジェイムス ロバートソン
オランダ国 5656 アーエー アイン
ドーフエン ハイ テック キャンパス
5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 アブレーション計画のための超音波ボリュームフロー測定

(57) 【要約】

超音波データを使用してアブレーション処置を計画する方法は、医療診断画像において、処置されるべき病変及び処置部位の近傍の1又は複数の血管を識別することによって始まる。超音波ドップラー速度データが、血管内のフローから取得され、ドップラーデータが、血管を通るボリューム血流量を計算するために使用される。この血流量によって伝播される熱の熱効果が、アブレーション処置の計画において考慮される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

病変のアブレーション処置を計画するために超音波情報を使用する方法であって、
超音波画像において、アブレーションによって処置されるべき病変を識別するステップと、

病変の近傍の 1 又は複数の血管を識別するステップと、

前記識別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、前記識別された血管を流れる血液量を計算するステップと、

前記識別された血管を流れる血液量の熱伝達特性を考慮するアブレーション処置計画を作成するステップと、
を含む方法。

【請求項 2】

前記 3 次元超音波ドップラーデータを取得するステップが、識別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ことを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記識別された血管を流れる血液量を計算するステップが、血管の血流の表面を輪郭描出し、前記領域の面積にわたってフロー速度データを積分することを含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記 1 又は複数の血管を識別するステップが、3 次元超音波画像において 1 又は複数の血管を識別することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記 1 又は複数の血管を識別するステップが、2 次元の *islice* 超音波画像において 1 又は複数の血管を識別することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記 1 又は複数の血管を識別するステップが、2 次元のパイプレーン超音波画像において 1 又は複数の血管を識別することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記 1 又は複数の血管を識別するステップが、超音波画像において 1 又は複数の血管を表面形状と交差させることを含み、前記取得するステップが、前記表面形状と前記 1 又は複数の血管のフローとの交差部分において超音波ドップラーデータを取得することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記 1 又は複数の血管を前記表面形状と交差させることが、前記 1 又は複数の血管を 3 次元形状と交差させることを含む、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記 1 又は複数の血管を前記 3 次元形状と交差させることが、前記 1 又は複数の血管を球、楕円、立方体又は直方体の表面形状と交差させることを含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記 1 又は複数の血管を前記表面形状と交差させることが、前記 1 又は複数の血管を 2 次元形状と交差させることを含む、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 11】

前記 1 又は複数の血管を前記 2 次元形状と交差させることが、前記 1 又は複数の血管を楕円、円、正方形又は矩形の表面形状と交差させることを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記病変を識別するステップが、肝臓における病変を識別することを含む、請求項 1 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 13】

前記アブレーション処置計画を作成するステップが、血管のボリューム血流と血管から識別された病変までの近さと考慮するアブレーション処置計画を作成することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 14】

前記アブレーション処置計画を作成するステップが、r . f アブレーション、マイクロ波アブレーション、H I F U 又はクリオアブレーション治療のための計画を作成することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 15】

前記 1 又は複数の血管を識別するステップが、C T 画像において 1 又は複数の血管を識別することを含み、前記方法が更に、超音波画像を C T 画像と位置合わせするステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療超音波診断システムに関し、特に、アブレーション治療計画のための血液ボリュームフローの測定を提供する超音波診断システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

外科手術に代わるものとして、局所的及び最小侵襲性の治療の使用が、多くの病変（特に癌）の処置のために及び身体多くの部分において、急速に増大している。これらの最小侵襲性の処置の利点は、より少ない副作用、より速い回復、及び場合によってはより進行した疾患を処置するための可能性を含む。これらの最小侵襲性の治療で最も重要なものの 1 つは、組織アブレーションであり、これにより、病変組織は、局所的な組織加熱、冷却又は他の手段の適用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例は、r . f アブレーション、マイクロ波アブレーション、H I F U（高強度焦点超音波）及びクライオアブレーションである。

20

【0003】

成功する組織アブレーションのための重要なステップの 1 つは、プロシーダを実施する前に、病変内におけるアブレーションプローブの適切な配置を決定することである。各々のアブレーションプローブは、温度が細胞死をもたらすに十分に換えられる処置領域を有する。この領域は、「バーン（burn）ゾーン」と一般に呼ばれる。癌性病変をバーンゾーンで十分にカバーすることは、癌の再発をもたらさう残留細胞がなくなることを確実にする。この処置計画は、一般には C T 画像を用いて、目標病変のサイズ及び形状を評価し、アブレーション装置の利用可能な強度レベルに関する知られている情報を使用して、病変全体を処置するために要求される複数の別個のアブレーション及び / 又は選択された処置時間に基づいて予測される処置ボリュームを計算することを含む。所与のアブレーション方法に関連付けられるアブレーション領域の指定、ニードルサイズ、処置強度及び時間等は、アブレーション装置の製造業者によって提供され、能動的に循環する血管の存在なく制御された静的環境においてそれらの個々の製造業者によって実施されるそれらの装置の特徴付けに基づく。

30

40

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

処置計画の 1 つの課題は、目標病変が 1 又は複数の血管の近くにある状況におけるものであり、これは、例えば肝臓アブレーションにおいて頻繁に起こりうる。処置プロシーダを計画する際、病変の処置の実施の際に血管が損傷されないように、近くの血管の位置を識別することが一般的である。健康な器官及び組織に血液を供給する血管に損傷を与える又は使用不可にすることは、回避されるべきである。これまで十分に対処されていなかった 1 つの問題は、近くの血管を通して流れる血液が、組織に対して大きな冷却効果又は

50

加温効果を有しうる（すなわち、処置部位から離れたところに熱処置エネルギーを伝達するヒートシンクのように）ことであり、これは、実際の処置ボリュームが、装置製造業者によって特定された処置計画において使用されるボリュームと異なることになり、最終的に、病変の不完全なアブレーション及び疾患の再発のリスクにつながりうる。例えば、Patterson他（1998）は、豚の肝臓において、血管の存在が、r . f . アブレーション処置ボリュームの直径を最高200%まで変えうることをインビボで実験的に示した。血管の冷却効果を補償する試みにおいて、あるイメージング会社は、例えばコントラストCT画像から、画像データにおいて相対的に大きい血管が識別されることを可能にし、その後処置計画が調整されることが可能である処置計画アプリケーションを提供している。しかしながら、コントラストCT画像は、血管がどこに位置するかを示すのみであり、どれ

10

【0005】

癌性及び他の良性病変は、身体内でのそれらの劇的な増殖のため危険であり、それらの疾患状態を急速に広げ、健康な器官及び組織に悪影響を及ぼし、入り込む。この劇的な増殖を促進するために、これらの病変は、栄養のある身体血液フローを迂回させこれらの病変に送るそれらの自身の血管系を展開する。癌性領域に入る及びそこから出る血液のフローは更に、アブレーションエネルギー供給の熱効果を減ずることの一因でありうる。

【0006】

近傍の血管における血流がどのようにアブレーション領域に影響を及ぼすかについて予測するために、この効果を特徴付けるモデルが生成されなければならない。このモデルは、例えば生体内で又は生体外で動物モデルを使用して実験的に生成されることができ、又はそれは、理論的な原理から生成されることができ。例えば、血管及びフローを組み込む生体熱方程式に対する変更が開発されているが、これらに対するソリューションは一般に有限要素法を必要とする。既存の方法の問題は、これらのモデルが適度に正確であるために、血管を流れる血液ボリューム量（例えばml / 分）の知識が必要とされ、この情報は、今日では任意の非侵襲的技法を用いて容易に利用できるようにならないことである。従って、非侵襲的で血流ボリュームを測定し、局所血流の熱効果を定量化し、アブレーションプロシージャを計画するときこの情報を考慮することが可能であることが好ましい。

20

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の原理によれば、アブレーション治療により処置されるべき病変の近傍の血管を識別するために、画像診断が、アブレーションプロシージャの前に実施される。画像診断モダリティは、CT、MR、超音波又は血管を視覚化することができる任意の他のモダリティでありうる。超音波診断システムは、識別された血管から3D超音波ドップラータを取得するために、プロシージャ時に使用される。識別された血管を流れる血液量は、血管ルーメンの領域におけるフロー速度を積分することによって、例えばドップラータから計算される。こうして測定された血流量は、この血流の熱効果を考慮するアブレーション処置計画を生成し又は変更するために使用される。血流情報は、例えば、手

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の原理に従って動作するように構成された超音波診断イメージングシステムを示す図。

【図2】図1に示される超音波プローブを使用してアブレーションされるべき病変及びその血管系の超音波イメージングを示す図。

【図3】図2の病変及びその血管系の拡大図。

50

【図 4 a】本発明の原理による血液ボリュームフロー測定のための病変のボリュームメトリック領域及びその供給血管系のセグメント化を示す図。

【図 4 b】本発明の原理による血液ボリュームフロー測定のための病変のボリュームメトリック領域及びその供給血管系のセグメント化を示す図。

【図 5 a】本発明の原理による、アブレーションによって処置されるべき病変の近傍の血管の血液ボリュームフローの測定を示す図。

【図 5 b】本発明の原理による、アブレーションによって処置されるべき病変の近傍の血管の血液ボリュームフローの測定を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

10

図 1 を最初に参照して、本発明の原理により構成される超音波診断イメージングシステムが、ブロック図で示されている。3次元イメージングの能力をもつ超音波プローブ 10 は、2次元アレイトランスデューサ 12 を含み、2次元アレイトランスデューサ 12 は、ボリュームメトリック領域にわたって、電子的にステアリングされ集束されるビームを送信し、各々の送信ビームに応じて単一の又は複数のビームを受け取る。「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が、プローブ 12 のマイクロビームフォーマ (μBF) によって一体的に動作させられ、ビームフォーマは、受け取られたエコー信号の部分的なビームフォーミングを実施し、それによってプローブとメインシステムとの間のケーブルの導体数を低減する。適切な 2次元アレイは、米国特許第 6,419,633 号明細書 (Robinson 他) 及び米国特許第 6,368,281 号明細書 (Solomon 他) に記述されている。マイクロビームフォーマは、米国特許第 5,997,479 号明細書 (Savord 他) 及び米国特許第 6,013,032 号明細書 (Savord) に記述されている。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、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、身体のボリュームメトリック領域を通して所望の方向に所望の幅の集束ビームを放出させる。送信パルスは、送信/受信スイッチ 14 によって、ビーム送信器 16 からアレイの素子に結合される。送信ビームに応じ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、そこで、マイクロビームフォーマからの部分的にビーム成形されたエコー信号は、送信ビームに応じて十分にビーム成形された単一の又は複数の受信ビームを形成するように処理される。この目的のために適切なビームフォーマは、上述の米国特許第 6,013,032 号明細書 (Savord) に記述されている。

20

30

【0010】

ビームフォーマ 18 によって形成される受信ビームは、例えばフィルタリング及びクワドラチャ復調のような機能を実施する信号プロセッサ 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、エコー情報を処理して、空間的に分解されたドップラパワー又は速度情報を与える。B モードイメージングの場合、受信ビームエコーは、B モードプロセッサ 24 によって、包絡線を検出され、それらの信号は、適切な動的レンジに対数的に圧縮される。ボリュームメトリック領域からのエコー信号は、3D 画像データセット 32 の形でバッファされる。3D 画像データは、いくつかのやり方で表示のために処理されることができる。1つのやり方は、ボリュームの 1 又は複数の 2D 平面を生成することである。これは、米国特許第 6,443,896 号明細書 (Detmer) に記述されている。このようなプレーナ画像は、空間的に離散した画像平面における 3D 画像データセットのデータをアドレスすることによって形成され、これは、マルチプレーナリフォーマット化として知られている。3次元画像データは、ボリュームレンダリング器 36 によって、パースペクティブ又は動力学的視差 3D 表示を形成するために、レンダリングされることができる。第 3 のやり方は、i S l i c e スキャンコンバータ 34 によって、3D ボリュームの反復的にスキャンされた平面の画像データから形成される「i S l i c e」画像を生成することである。ボリューム内の 1 又は幾つかの画像平面のみをスキャンすることによって、スキャンングは、1 又は複数のライブの 2D i S l i c e 画像を生成するために十分速

40

50

く行われることができる。i S l i c e イメージングの効果的な使用は、バイプレーンイメージングとして知られるものにおいて実施され、その場合、2又はそれ以上のi S l i c e 画像が同時に表示され、米国特許第6,709,394号明細書(Frisa他)に記述されるように互いに対し空間的に操作されることができる。

【0011】

1つの好適なバイプレーンモードは、回転モードであり、この場合、1つのi S l i c e 画像は、プローブ10に対して固定の方向を有し、第2のi S l i c e 画像は、共通の中央スキャンラインにおいて第1の画像と交差し、スキャンラインを中心に回転されることができる。第1の画像は、空間基準をユーザに提供し、第2の画像は、ポリウム内の交差する面をビューするように回転されることができる。バイプレーンイメージングは、後述するように本発明の実施において有用である。結果として得られる2D又は3D画像(米国特許第5,720,291号明細書(Schwartz)に記述されるようなBモード、ドップラー又はそれら両方でありうる)は、表示プロセッサ38に結合され、表示プロセッサ38から画像ディスプレイ40に表示される。本発明によれば、ポリウムフロー計算器60が、3D画像データセット32から選択されたドップラーフローデータを受け取るために結合される。ポリウムフロー計算器は、米国特許第6,780,155号明細書(Li他)又は米国特許第6,663,568号(Gil)に説明されるように、好適には血管と交差する表面のフローデータの積分によって、血液のポリウムフローをml/秒で計算する。ポリウムフロー計算は、ディスプレイ40上への表示のために表示プロセッサ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部は、ユーザインタフェース又は制御パネル20を通じて提供される。

10

20

【0012】

図2は、本体の領域(例えば肝臓)のi S l i c e 画像平面84をイメージングする超音波プローブ10を示す。この例において、プローブ10は、ケーブル及びひずみ軽減部37によって超音波システムに接続される。i S l i c e 画像は、アブレーションによって処置されるべき病理、この場合HCC病変のような肝臓内の病変70を表示する。病変70は、血管系72の周辺ネットワークから血液を供給されることが分かる。図3は、病変70及びその血管系の拡大図であり、この図では、近くにある大きい血管80の存在を明らかにする。この例において、これが必ずしも所与の患者の状況でないが、血管80は、血管系72の血管の幾つかに血液を供給するソースであることが分かる；大きい血管80は、単に病変70の近くの組織を通るものでありうる。血管80は、それが病変から距離「d」のポイントで病変70に最も近付いていることが分かる。

30

【0013】

図4a及び図4bは、病変70への及び病変70からの血流の熱伝達効果が決定される本発明の1つの実現例を示す。病変に栄養を供給する血管系が、図3の血管72によって示されるような良好に規定される主要な血管を含む場合、これらの血管のポリウムフローは、識別され計算されることができる。図4aは、ユーザが囲み形状74を周りに置いた病変及びその血管系の超音波画像を示す。この例において、形状74は、血液供給血管72の主要な血管と交差するように見える楕円形の形状である。ユーザは、ROI(関心領域)選択器50から所望のサイズ及び形状を選択するために、制御パネル20を使用することができる。形状は、スクリーン上でそれが図4aに示されるように主要な血管と交差するように適切に配置されるまで、制御パネルから操作される。形状74は、この例では、2次元の楕円形及び3次元の楕円体である。ユーザは、図4aに示されるように1つの面において形状74の初期配置を観察することができ、次いで、他のバイプレーン画像が第1の画像の中心を軸に回転されるときに形状を見て、形状が病変を完全に囲んでおり、その供給血管と交差することを観察することができるので、バイプレーンイメージングモードは、病変70の周囲で形状70を操作するのに良く適している。本例は、卵形又は楕円形を示しているが、円、球、正方形又は四角形のボックス、又は立方体又は直方体のような他の形状が使用されることもできる。

40

【0014】

50

囲み形状 7 4 の表面は、図 4 b に示されるように、それを通る血管と交差する。血管の断面表面 7 6 が、形状 7 4 によって輪郭を描かれている。血管のドップラーフローは、米国特許第 5,474,073 号明細書 (Schwartz 他) に示されるように、その周囲の B モード組織画像から別に示されるとき、血管の血液フローをセグメント化する。

【 0 0 1 5 】

各血管 7 2 のボリュームフローは、周囲の表面 7 4 と交差するフロー表面 7 6 のドップラーフロー値の積分によって計算されることができる。血流の方向は、病変 7 0 に入る新しい (アブレーションされていない) 血液のフロー及び病変から離れたところの熱的に処置された血液のフローを識別しながら、ドップラー信号の相対的な極性によって組み込まれる。異なるフローボリュームを合計することによって、病変に入る及び病変から出る全体のボリュームフローが計算されることができ、熱伝達に対する正味の効果が算定される。この熱伝達の効果は、アブレーション処置を計画するために使用されることができる。

【 0 0 1 6 】

場合によって、近傍の大きい血管 8 0 における血流の熱伝達効果を考えることが望ましいことがある。他の場合、近傍の大きい血管が、熱伝達の優勢なファクタ (要因) とみなされることができ、大きい血管のボリュームフローのみが、アブレーション処置計画において計算され考えられる。図 3 の血管 8 0 のような大きい血管の場合、血管フローの輪郭を描くために使用される表面形状 7 4 は、図 5 a に示されるように単一平面でありうる。形状 7 4 は、Li 他及び Gil 1 に記述されるように、直交する又は他の角度で血管 8 0 のフロー 8 2 と交差するように位置付けられる。この交差は、図 5 b に示されるように、形状 7 4 の平面上に、血管 8 0 のドップラーフロー 8 2 を効果的に投影する。この例において、任意のテンプレート 9 4 が、フロー領域 8 2 及び血管 8 0 のルーメンの内皮壁 8 6 周辺に配置された。フロー表面 8 2 のドップラーデータ値の血流速度は、血管 8 0 を通るボリュームフローレート (ml / 分) を計算するために、フロー領域にわたって積分される。血管 8 0 のボリュームフローは、ディスプレイ 4 0 のスクリーンに表示され、それは、病変 7 0 のアブレーション治療を計画するために、処置部位までの血管の近さ (図 3 の距離「d」) 及び介在する組織の熱伝達特性に関連して読み出され使用されることができる。

【 0 0 1 7 】

典型的なアブレーション計画プロセスは、以下のように進むことができる。計画は、肝臓 r . f . アブレーションプロシージャに関して行われることができ、ここで、HCC 病変が、コントラスト CT スキャンにおいて以前に識別されている。臨床医は、予備的な処置計画 (例えば、アブレーションニードル先端位置及び公称 r . f . 強度及び持続時間の決定を含む) を作成するために、この CT スタディを最初にレビューする。臨床医は更に、CT 画像解析ワークステーションにおいて商業的に利用可能であるような、肝臓内の血管を強調表示する CT セグメント化アルゴリズムを実行することができる。目標病変の近くにある大きい血管を識別するとき、臨床医は、この血管が処置計画に深刻な効果 (影響) を及ぼしうることがわかる。プロシージャの初めに、臨床医は、超音波システムによるスキニングを開始し、その座標は、CT 座標系とすでに位置合わせされている。外部基準を利用する方法及び手作業による組織ランドマークを利用する方法を含む医療診断画像を位置合わせするためのさまざまな方法が存在する。i U 2 2 超音波システム (Philips Healthcare of Andover, Massachusetts) で利用可能な P e r c u n a の画像フュージョンオプション 5 4 は、CT 及び超音波画像を解剖学的に位置合わせすることができる。CT データからの血管のセグメント化を含む、CT 画像上に重ね合せられた超音波画像を観察することによって、臨床医は、目標病変の近くにある血管について 3 D ドップラー超音波ボリュームを取得することを目標とすることが容易に可能である。アライン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配置は、処置計画に基づいて上述したように更に自動化されることができる。アルゴリズムは、この血管を通して流れる血液ボリュームを計算し、この情報は、処置計画を変更し、ゆえにニードル配置、r . f . 強度及び / 又は持続時間を調整するために使用される。以前に取得された MR 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、処置計画への基準画像入力として使用さ

10

20

30

40

50

れるとともに、目標病変の近くの血管を識別するために使用されることができる。

【0018】

他のアプローチが利用されることもできる。例えば、血流自体が処置に応答して変化するので、処置を、処置の複数フェーズに分割することが有益でありうる。臨床医は、病変に入る供給血管及び近傍の大きい血管の両方の熱伝達の効果を考慮して、計画された処置の初期フェーズを実施することができる。処置の初期フェーズは、供給血管の血流がほとんど排除されるように、病変を弱体化させることができる。近傍の大きい血管の血流が、再び測定され、その熱伝達効果が、アブレーションプロシーダを完了するために必要とされる残りの処置を再計算するために再評価される。

【0019】

本発明の他の変更例が用いられてもよい。例えば、超音波自動境界検出が、米国特許第6,491,436号明細書（Chenal他）に記述されるように血管ルーメンのサイズを識別し輪郭描出するために使用されることができる。

【0020】

追跡された血管ルーメンのボリュームフローは、それらのサイズ及びドップラーフローデータから計算される。本発明の特定の実現例において、フロー輪郭描出された形状及び表面は、システム設計者の選択により表示されることができ又は表示されなくてもよい。

【0021】

本発明のシステムは、事前プロシーダ処置計画が使用されない場合であっても、プロシーダにおいて使用されることができる。例えば、病変及び病変近傍の血管が、ライブ超音波によって識別される。アブレーションプローブが、本体に導入され、病変へガイドされる。Percutaneous追跡システムは、プローブの位置を追跡することによって、アブレーションプローブの先端周辺のグラフィックオーバーレイとして処置領域（又はバーンゾーン）を表示する能力を提供する。アブレーション装置の製造業者によって特定されるバーンゾーンが、プローブ先端周辺のバーンゾーングラフィックの開始形状及びサイズを提供するバーンゾーンの初期規定として使用される。本発明により、近傍の血管からのフローデータがドップラー超音波によって測定されると、フローの熱効果が、プローブ周辺のバーンゾーンオーバーレイを調整するために使用される。システムは、例えばプローブ先端周辺の相対的に大きいバーンゾーンを最初に表示することができ、これは、近傍の血流の熱効果が加重されると、より小さいバーンゾーンを表示するように変更される。ユーザは、目標病変を十分にアブレーションするように処置時間又は他のプロシーダパラメータが調整することができる。

10

20

30

【 図 2 】

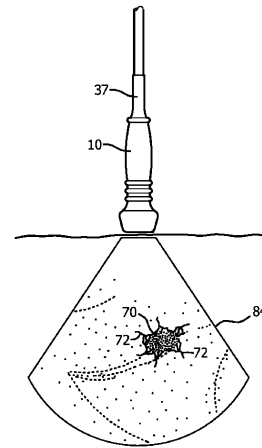


FIG. 2

【 図 4 a 】

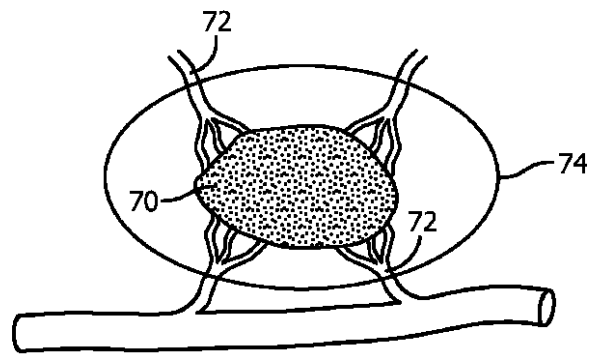


FIG. 4a

【図 4 b】

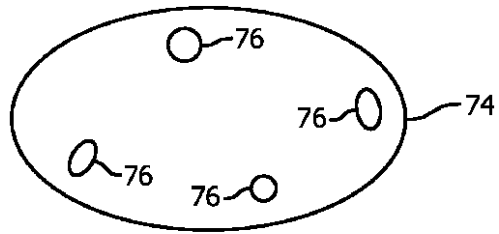


FIG. 4b

【図 5 b】

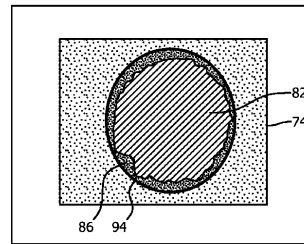


FIG. 5b

【図 5 a】

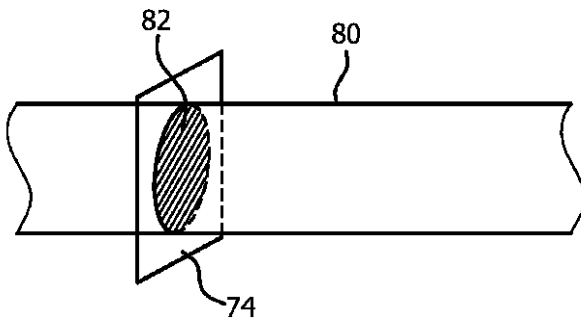


FIG. 5a

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2013/056815

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/06 A61B19/00
ADD. A61B18/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A A A	US 2012/010479 A1 (EUSEMANN CHRISTIAN [US] ET AL) 12 January 2012 (2012-01-12) paragraphs [0010] - [0018], [0038], [0039] figure 2 ----- US 2011/015628 A1 (DALAL SANDEEP [US] ET AL) 20 January 2011 (2011-01-20) paragraphs [0152] - [0158] claim 17 figure 22 ----- US 2007/161897 A1 (SASAKI KAZUAKI [JP] ET AL) 12 July 2007 (2007-07-12) paragraphs [0003], [0004], [0057], [0076] ----- -/--	1-6, 12-15 7-11 1-15 1-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

23 January 2014

Date of mailing of the international search report

31/01/2014

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Lohmann, Stefan

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2013/056815

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2012/065492 A1 (GERTNER MICHAEL [US] ET AL) 15 March 2012 (2012-03-15) paragraphs [0362], [0363] -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2013/056815

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2012010479 A1	12-01-2012	CN 102309316 A DE 102010041175 A1 US 2012010479 A1	11-01-2012 12-01-2012 12-01-2012
US 2011015628 A1	20-01-2011	NONE	
US 2007161897 A1	12-07-2007	JP 4401354 B2 US 2007161897 A1 WO 2004100811 A1	20-01-2010 12-07-2007 25-11-2004
US 2012065492 A1	15-03-2012	US 2012065492 A1 US 2013253381 A1	15-03-2012 26-09-2013

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ

(72)発明者 エヌジー ゲイリー チェンハウ

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 5

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD04 DE03 EE16 EE30 FF16 JB46 JC37 KK23

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2015529518A5	公开(公告)日	2016-06-30
申请号	JP2015529162	申请日	2013-08-22
[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		
[标]发明人	ヤゴジェイムスロバートソン エヌジーゲイリーチェンハウ		
发明人	ヤゴ ジェイムス ロバートソン エヌジー ゲイリー チェンハウ		
IPC分类号	A61B90/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5223 A61B2018/00529 A61B2018/00577 A61B2034/107 A61B34/10 G16H50/30 A61B5/026 A61B8/08 A61B6/03 A61B6/504 A61B8/5292		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD04 4C601/DE03 4C601/EE16 4C601/EE30 4C601/FF16 4C601/JB46 4C601/JC37 4C601/KK23		
优先权	61/696154 2012-09-01 US		
其他公开文献	JP6099748B2 JP2015529518A		

摘要(译)

使用超声数据规划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。从血管内的血流中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。在消融治疗的计划中考虑由该血流输送的热量的热效应。