

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-512971

(P2006-512971A)

(43) 公表日 平成18年4月20日(2006.4.20)

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)	
A 6 1 B	8/00		A 6 1 B	8/00	4 C 1 1 7
A 6 1 B	5/01		A 6 1 B	5/00	1 O 1 H
					4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2004-566571 (P2004-566571)
 (86) (22) 出願日 平成15年12月19日 (2003.12.19)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年8月30日 (2005.8.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/040521
 (87) 国際公開番号 W02004/062504
 (87) 国際公開日 平成16年7月29日 (2004.7.29)
 (31) 優先権主張番号 10/339,164
 (32) 優先日 平成15年1月7日 (2003.1.7)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

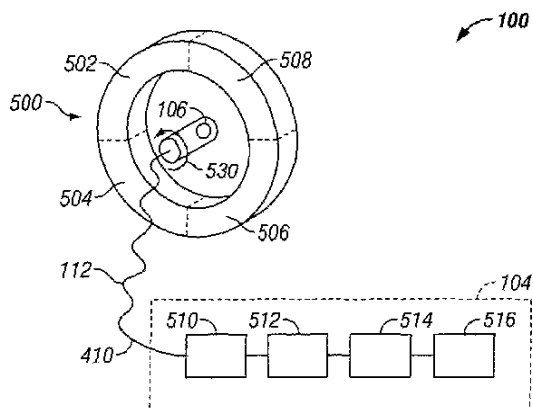
(71) 出願人 500238446
 ボストン サイエンティフィック リミテッド
 Boston Scientific Limited
 バルバドス、クライスト・チャーチ、ヘイスティングズ、シーストン・ハウス、ポスト・オフィス・ボックス1317
 (74) 代理人 100086405
 弁理士 河宮 治
 (74) 代理人 100098280
 弁理士 石野 正弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 熱型音響撮像の装置と方法

(57) 【要約】

熱型音響装置は、生体の管腔の部分の温度を測定するように適合させた、カテーテル等の医用撮像装置である。一実施の形態において、カテーテルは、管腔内に配置されている時に熱的発生音響波を受けると共に受けた熱的発生音響波の強度に対応する第1信号を出力するように構成された変換器を含む。一実施の形態において、熱型音響装置は、又、管腔の局所解剖の画像上にマッピングされた管腔の温度測定値又は相対温度を表示する。カテーテルは、更に、変換器が中を移動できるように構成された細長い管状部材と、変換器が管腔の温度を半径方向及び軸方向に走査できるように、変換器を移動させるように構成された制御装置とを含むことができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の管腔に挿入されるように適合された細長部材と、細長部材内に配置された変換器とを備え、又、変換器が、生体の管腔から熱的発生音響波を受けると共に、受けた熱的発生音響波の強度に対応する第 1 出力信号を出力するように適合された医用撮像装置。

【請求項 2】

変換器が、更に、第 1 期間内は熱的発生音響波を受け、又、第 2 期間内は音響パルスを発生し、発生された音響パルスのエコーを受けると共に第 2 出力信号を出力するように構成された請求項 1 に記載の医用撮像装置。

【請求項 3】

細長部材が、遠位端、近位端と中心軸心を有する管状本体を備え、又、変換器が、細長部材内を中心軸心に沿って遠位端から近位端まで移動するように構成された請求項 1 に記載の医用撮像装置。

【請求項 4】

細長部材内に駆動軸を更に備え、又、駆動軸が、変換器に連結されていると共に、細長部材の中心軸心に沿って変換器から近位方向に延在する請求項 3 に記載の医用撮像装置。

【請求項 5】

駆動軸が制御装置に連結され、又、制御装置が、変換器が管腔の少なくとも 1 個の半径方向位置から熱的発生音響波を受けることができるよう、変換器を中心軸心の回りを半径方向に回転させるように構成された請求項 4 に記載の医用撮像装置。

【請求項 6】

駆動軸が制御装置に連結され、又、制御装置が、変換器が管腔の少なくとも 1 個の軸方向位置で熱的発生音響波を受けることができるよう、変換器を中心軸心に沿って軸方向に移動させるように構成された請求項 4 に記載の医用撮像装置。

【請求項 7】

駆動軸が制御装置に連結され、又、制御装置が、変換器が管腔の 1 個以上の軸方向位置から熱的発生音響波を受けることができるよう、変換器を中心軸心に沿って軸方向に移動させるように構成された請求項 5 に記載の医用撮像装置。

【請求項 8】

変換器が撮像装置に連結され、又、撮像装置が、各々が管腔の異なる部分に関連する複数の第 1 出力信号に基づいて、管腔の複数の個所の相対温度を決定するように構成された請求項 1 に記載の医用撮像装置。

【請求項 9】

変換器が撮像装置に連結され、又、撮像装置が、第 1 出力信号に基づいて管腔の一個所の温度を計算するように構成された請求項 8 に記載の医用撮像装置。

【請求項 10】

撮像装置が、変換器に連結された増幅器を備え、又、増幅器が第 1 出力信号を増幅するように構成された請求項 8 に記載の医用撮像装置。

【請求項 11】

撮像装置が、増幅器に連結された積分器を備え、又、積分器が、増幅された信号を積分するように構成された請求項 10 に記載の医用撮像装置。

【請求項 12】

撮像装置が、管腔の個所の相対温度を決定するように構成されたプロセッサを備える請求項 8 に記載の医用撮像装置。

【請求項 13】

撮像装置が、管腔の温度を計算するように構成されたプロセッサを備える請求項 9 に記載の医用撮像装置。

【請求項 14】

撮像装置が、管腔の個所の相対温度を表示するように構成された表示装置を備える請求項 8 に記載の医用撮像装置。

10

20

30

40

50

【請求項 15】

撮像装置が、管腔の温度を表示するように構成された表示装置を備える請求項 9 に記載の医用撮像装置。

【請求項 16】

変換器が撮像装置に連結され、又、撮像装置が、第 1 出力信号に基づいて管腔の一個所の相対温度を決定するように構成されていると共に、更に、管腔の局所解剖を音響的に測定するように構成された請求項 2 に記載の医用撮像装置。

【請求項 17】

撮像装置が、第 1 出力信号に基づいて管腔の温度を計算するように構成されていると共に、更に、管腔の局所解剖を音響的に測定するように構成された請求項 16 に記載の医用撮像装置。 10

【請求項 18】

温度が管腔の局所解剖測定の画像上にマッピングされる請求項 16 に記載の医用撮像装置。

【請求項 19】

画像が多次元である請求項 18 に記載の医用撮像装置。

【請求項 20】

画像がカラーコード化されている請求項 18 に記載の医用撮像装置。

【請求項 21】

カテーテルを含む請求項 1 に記載の医用撮像装置。 20

【請求項 22】

カテーテルが、管腔の一個所を治療するように適合された治療装置を含む請求項 21 に記載の医用撮像装置。

【請求項 23】

治療装置が、膨張式バルーンを含む請求項 22 に記載の医用撮像装置。

【請求項 24】

治療装置が、熱を管腔に印加する請求項 22 に記載の医用撮像装置。

【請求項 25】

生体の管腔の第 1 個所と第 2 個所の相対温度を決定する方法において、

生体の管腔の第 1 個所から第 1 熱的発生音響波を受けるステップと、第 1 熱的発生音響波に基づいて、第 1 熱的発生音響波の強度に対応する第 1 出力信号を発生するステップと、生体の管腔の第 2 個所から第 2 熱的発生音響波を受けるステップと、第 2 熱的発生音響波に基づいて、第 2 熱的発生音響波の強度に対応する第 2 出力信号を発生するステップと、第 1 出力信号と第 2 出力信号に基づいて、管腔の第 1 個所と第 2 個所の相対温度を決定するステップとを備える方法。 30

【請求項 26】

変換器が管腔の第 1 個所から第 1 熱的発生音響波を受けることができるように、変換器を管腔内で半径方向に回転させるステップを更に備える請求項 25 に記載の方法。

【請求項 27】

変換器が管腔の第 1 個所から第 1 熱的発生音響波を受けることができるように、変換器を管腔内で軸方向に移動させるステップを更に備える請求項 25 に記載の方法。 40

【請求項 28】

第 1 出力信号を増幅するステップと、増幅された第 1 出力信号を積分するステップと、積分された第 1 出力信号に基づいて管腔の温度を計算するステップとを更に備える請求項 25 に記載の方法。

【請求項 29】

管腔の第 1 個所の温度を表示装置に表示するステップを更に備える請求項 26 に記載の方法。

【請求項 30】

管腔の第 1 個所の温度を表示装置にカラーコード化フォーマットで表示するステップを 50

更に備える請求項 29 に記載の方法。

【請求項 31】

管腔の第 1 個所の温度を表示装置に多次元フォーマットで表示するステップを更に備える請求項 29 に記載の方法。

【請求項 32】

管腔の第 1 個所の温度を表示装置に近似的リアルタイムで表示するステップを更に備える請求項 29 に記載の方法。

【請求項 33】

変換器をして音響パルスの送出をさせる励起パルスを変換器に送信するステップと、管腔によってエコーされた音響パルスの受信に応じて変換器によって発生された第 3 出力信号を受信するステップと、管腔の局所解剖を決定するステップとを更に備える請求項 25 に記載の方法。 10

【請求項 34】

管腔の局所解剖の画像を表示するステップを更に備える請求項 33 に記載の方法。

【請求項 35】

管腔の温度が管腔の局所解剖の画像上にマッピングされる請求項 34 に記載の方法。

【請求項 36】

相対温度に基づいて管腔の一個所を治療するステップを更に備える請求項 25 に記載の方法。

【請求項 37】 20

カテーテルを製作する方法において、

遠位端と近位端を有する管状の細長部材を設けるステップと、変換器を細長部材の遠位端に挿入するステップとを備え、又、変換器は、生体の管腔内に配置されている時、管腔の一個所から熱的発生音響波を受けると共に熱的発生音響波の強度に基づいて信号を出力するように適合された方法。

【請求項 38】

変換器を細長部材に挿入する前に変換器を駆動軸と信号線に連結するステップを更に供え、又、駆動軸と信号線は、細長部材の中心軸心に沿って変換器から近位方向に延在する請求項 37 に記載の方法。

【請求項 39】 30

変換器を回転するように構成された制御装置に駆動軸を連結するステップと、変換器によって発生された出力信号に基づいて管腔の一個所の温度を決定するように構成された撮像装置に信号線を連結するステップとを更に備える請求項 38 に記載の方法。

【請求項 40】

腔内画像を生成する方法において、

音響変換器を生体の管腔内に配置するステップと、変換器内からのエネルギー源に基づいて管腔の画像を生成するステップと、温度マップを生成すると共に画像と共に表示して、管腔の形態学的及び検温的特性が表示されるステップとを備える方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】 40

【0001】

本発明は、一般に、熱型撮像に関し、特に、生体の管腔の熱型音響撮像に関する。

【背景技術】

【0002】

カテーテルは、体内の離れた及びそうでなく到達不可能な位置へのアクセスを許容することにより、医療状態を診断及び治療するのを助けるのに一般に用いられる器具である。撮像、血管形成術、体内への薬物の注入等の広い範囲の医療処置をカテーテルで行うことができる。カテーテルは、血管又は動脈等の身体管腔へのアクセスを得るのに使用される時に、特別の利点をもたらす。

【0003】 50

アテローム性動脈硬化症は、世界中で最も一般的な変性の冠状動脈と血管の疾患である。それは、管壁への脂質沈着の増大による血管の収縮と硬化を特徴とし、血小板促進、石灰化と線維化に帰着する。脂質沈着は、更に、閉塞性硬化巣と受攻硬化巣という2個の形式に特徴付けられる。閉塞性硬化巣に起因するアテローム性動脈硬化症は、典型的にカテーテルの助けで治療される。

【0004】

アテローム性動脈硬化症を診断及び/又は治療する時、管壁の画像を得るために、撮像カテーテルを使用することが望ましい。例えば、血管の内面の画像は、超音波又は光撮像手法に基づく撮像カテーテルを使用して作製することができる。超音波カテーテルは、超音波変換器を収容すると共に、制御撮像装置に接続される。制御装置は、変換器を振動させる励起信号を変換器に送る。この振動は、管腔の内面に達するまで変換器から発する音響波を発生する。音響波は、内面でエコーして変換器に戻る。波が変換器に到達する時、波は、変換器を振動させて、信号を制御装置に送り返す。次に、制御装置は、発光組織内の各種の深さで管腔の局所解剖を決定することができる。撮像装置は、医療専門家又は他のユーザーによって観察されるこの局所解剖を表示することができる。この手法は、血管の内部をマッピングすると共に、閉塞性硬化巣に起因する閉鎖の場所を定めることによってアテローム性動脈硬化症を治療するのを助ける努力において貴重である。一旦場所が定まると、これらの閉鎖は、手術又は血管形成術等の適当な医療処置によって除去することができる。

10

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、カテーテル基準撮像又は血管造影法や透視検査法等の他の医療手法によって診断できない医療状態がある。これらの状態の一つが、受攻硬化巣の形成に起因するアテローム性動脈硬化症である。受攻硬化巣は、薄膜又は線維性キャップによって被覆された管壁内の膿瘍のようにある。それは、無症状であって、動脈を収縮させないけれども、受攻硬化巣は、炎症を極めて受けやすい。炎症、びらんと潰瘍は、受攻硬化巣を破裂させ得る。管壁の破裂は、致死の心筋梗塞の推定60 - 70%に帰着する。関連炎症組織と共に脂質核の存在は、硬化巣で誘発される潜在的な破裂の強力な徴候である。

【0006】

30

よって、管腔と管壁を撮像する改良された装置と方法への必要性がある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

カテーテル等の改良された医療装置は好ましくは変換器を含み、又、変換器は、生体の管腔内に配置されている時に熱的発生音響波を受けると共に、受けた熱的発生音響波の強度に対応する第1信号を出力する。

【0008】

次に記載されるのは、改良されたカテーテルの例示の実施の形態である。改良されたカテーテルは、中心軸心、遠位端と近位端を有する管状の細長部材を含み、変換器が細長部材内を移動するように構成されている。カテーテルは、又、変換器に連結されていると共に細長部材の中心軸心に沿って変換器から近位方向に延在する駆動軸を含む。一実施の形態において、駆動軸を制御装置に連結することができ、又、制御装置は、変換器が管腔内の少なくとも1個の半径方向位置から熱的発生音響波を受けることができるように、変換器を中心軸心の回りを半径方向に回転させるように構成されている。別の実施の形態において、制御装置は、変換器が管腔の少なくとも1個の軸方向位置で熱的発生音響波を受けることができるように、変換器を中心軸心に沿って軸方向に移動させるように構成されることができる。

40

【0009】

例示の実施の形態において、変換器が、第1出力信号に基づいて管腔の温度を計算するように構成された撮像装置に連結される。変換器は、第1出力信号を増幅するように構成

50

された増幅器に連結される。増幅器は、次に、増幅された信号を積分すると共に信号をプロセッサに出力するように構成された積分器に連結され、更に、プロセッサは、管腔の温度を計算するように構成される。ある実施の形態では、管腔の温度を、管腔の局所解剖の画像上にマッピングすることができる。その画像は、多次元、カラーコード化であり得ると共に、近似的リアルタイムで表示され得る。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

本明細書に記載される装置と方法は、生体の管腔によって発生される熱雑音の量に基づく管腔の温度測定を行う。好ましい実施の形態において、カテーテル等の医療装置は、生体の管腔に挿入され、カテーテル内に収容される音響変換器は、管腔の壁に沿う位置における温度を測定する。簡便のために、カテーテルの実施の形態を参照するが、このようなカテーテルの実施の形態は、カテーテル以外の実施の形態に適合できる。カテーテルは、温度測定値を表示すると共に医療診断及び治療に使用できる撮像装置に接続される。温度測定値は、管腔の3次元局所解剖的、形態学的又は位置的な画像上にマッピングされると共に、管腔内の温度勾配を示すようにカラーコード化され得る。大きな温度勾配は炎症組織を示し得る。

【0011】

熱が系統に導入されると、系統内の分子は励起されてランダムで無秩序な運動で振動する。この運動は、一般に熱雑音と呼ばれる弱い音響波を作る。これらの波は広い範囲の周波数で発せられ、これらの波の強度は、系統の温度に対して2次関係を有する。従って、相対的に小さい温度変化が、波強度の大きな変化に対応し得る。これらの波の強度を、測定して、系統の温度を計算するのに使用できる。音響変換器は、これらの波の強度を測定するように構成されると共に、系統の温度を計算するのに使用され得る。炎症状態は、一般に、患部組織内に高温を生じるので、組織の温度変動の測定は、受攻硬化巣、感染、悪性と他の病的又は損傷組織に起因するような潜在的炎症状態を証明し得る。

【0012】

図1Aは、熱型音響装置100の一実施の形態を描写し、図1Bは、図1Aの個所1Bの拡大図を図示する。熱型音響装置100は、生体の管腔内の温度を音響的に測定するように構成されると共に、カテーテル102を含む。カテーテル102は、変換器106、細長部材108、駆動軸110と信号線112を含む。細長部材108は、可撓性材料から成ることが好ましいと共に、変換器106が中を半径方向及び軸方向に移動できるように、中心を中空にした管状に形成される。変換器106は、いかなる型式の公知の変換器でもよく、又、例えば、前向き又は横向きの変換器でもよい。変換器106は、カテーテル102の遠位端で又は遠位端近傍で細長部材108内に配置されることが好ましい。変換器106に接続される駆動軸110と信号線112は、駆動軸110と信号線112が撮像装置104に連結される、カテーテル102の近位端に向けて延在する。勿論、本明細書に記載する全ての実施の形態において、超音波透過窓（不図示）と、医用撮像及び/又はカテーテル設計の分野の当業者には公知の例えば、膨張式バルーンと熱印加装置を含む他の特徴とを含んでもよい。カテーテル102の適用と実施は変動するけれども、典型的な実施の形態において、細長部材108は、食塩水等のカテーテル流体109で満たされると共に、血管又は冠状動脈等の身体の管腔に挿入される。

【0013】

図2Aは、熱型音響装置100内のカテーテル102の一実施の形態の斜視図であり、図2Bは、図2Aの個所2Bの拡大図である。本実施の形態において、変換器106は、方向矢印220で示すように、熱雑音を単一方向に又は一方向から受容したり検知するように構成される。他の実施の形態において、変換器106は、多方向又は全方向構成において熱雑音を受容するように適合させることができる。撮像装置104は制御装置114を含む。制御装置114は、駆動軸110と変換器106を細長部材108の中心軸心116の回りを半径方向に回転させるように動作する。この半径方向運動は方向矢印230によって描写される。制御装置114は、受容方向220の方位を含む変換器106の半

10

20

30

40

50

径方向位置を追跡することにより、各温度測定値が管腔内の半径方向位置と相関させられる。このように、駆動軸 110 の回転は、変換器 106 が管腔内の異なる半径方向位置で熱雑音を受容することを許容する。これは、一般に、管腔の半径方向走査と呼ばれる。

【0014】

半径方向走査に加えて、変換器 106 は、図 3 に描写するように、細長部材 108 の中心軸心 116 に沿って軸方向に走査するように構成できる。これをするために、制御装置 114 は、駆動軸 110 と変換器 106 を方向 320 に引き戻す（又は前に押す）ように動作する。これは、典型的に、固定速度で又は一段ずつになされる。制御装置 114 は、再び、変換器 106 の位置を追跡して、各測定をその軸方向位置に相関させる。もし変換器 106 が、軸方向に加えて半径方向に走査するように構成されていると、引き戻しが一段ずつに起こる時、変換器 106 は、一軸方向位置で半径方向に管腔の温度を測定し、次に、第 2 軸方向位置において半径方向に測定するように引き戻される（又は、前に押される）。その引き戻しが固定速度で起こる時、変換器 106 が半径方向及び軸方向に移動している間に温度測定が行われて、螺旋状経路に沿って測定がなされる。制御装置 114 が、半径方向及び軸方向走査中に変換器 106、駆動軸 110 と信号線 112 を移動させる間、細長部材 108 は、所定位置にとどまることが好ましい。

10

【0015】

熱型音響装置 100 の別の実施の形態が、カテーテル 102 が管腔 400 に近接している図 4 に描写される。炎症部 402 は、管腔 400 内で非炎症部 404 よりも高温を有する領域である。従って、その高温のため、炎症部 402 によって発生される熱雑音 406 は、非炎症部 404 によって発生される熱雑音 406 より高い強度を有する。変換器 106 の帯域幅内で振動して方向 220 に伝播する熱雑音 406 は、変換器 106 を振動させる。この振動の結果として、変換器 106 は出力信号 410（不図示）を発生し、出力信号 410 の強度は、受容した熱雑音 406 の強度又は強さに対応する。出力信号 410 は、次に、信号線 112（不図示）に沿って撮像装置 104 に伝播され、撮像装置 104 において、出力信号 410 は温度測定値を計算するのに使用される。

20

【0016】

本実施の形態において、カテーテル流体 109 と、典型的に血液である体液 408 とは、各々が音響波の伝播を容易にする媒体であるので、熱雑音 406 と実質的に干渉しない。別の実施の形態では、カテーテル 102 は、管腔 400 と直接接触して体液 408 を変位させるのに十分な程大きい。これは、熱雑音 406 を体液 408 中に伝播させる必要を無くし、更に、十分なレベルの血流を維持するために、体液 408 を細長部材 108 の内部に送ることができる。細長部材 108 は、音響波の伝播と実質的に干渉しないように選択された材料から成ることが好ましい。実質的な干渉は、熱雑音 406 の受容に基づく温度測定が不可能な程度まで音響波の通過を反射又は封鎖することによって特徴付けられる。

30

【0017】

熱型音響装置 100 によって取られる測定の精度は、温度分解能（ ΔT ）と呼ばれる。熱型音響装置 100 の温度分解能は、炎症部 402 と非炎症部 404 の間の温度変動を測定するのに十分であることが好ましい。熱型音響装置 100 が必要とする温度分解能の程度は、各々の個々の用途の必要条件に応じて変動するが、より高い分解能が一般に都合のいい。熱型音響装置 100 の温度分解能は、時間の関数であり、より詳しくは、熱型音響装置 100 の温度分解能は、次式で与えられる。

40

【0018】

$$\Delta T = \frac{T_0 \cdot K_N}{\eta} \cdot \sqrt{\frac{1}{\Delta F \cdot \tau} + \left(\frac{\Delta G}{G}\right)^2} \quad (1)$$

【0019】

ここで、 T_0 は、身体温度（ケルビン（K））であり、 K_N は雑音係数（dB）であり

50

、 η は、変換器 106 の効率係数であり、 τ は、熱雑音の受容期間 (秒)、 ΔF は、変換器 106 の帯域幅 (ヘルツ) であり、 G は、図 5 の増幅器 510 の増幅 (dB) であり、 ΔG は、増幅器 510 の増幅の変動 (dB) である。

【0020】

図 5 に図示される一実施の形態において、増幅器 510 は、殆ど又は全く変動せず、この場合、式 (1) の温度分解能は次式で与えられる。

【0021】

$$\Delta T = \frac{T_0 \cdot K_n}{\eta} \cdot \sqrt{\frac{1}{\Delta F \cdot \tau}} \quad (2)$$

10

【0022】

従って、高度の温度分解能、即ち、より小さい ΔT を得るために、効率係数 (η)、帯域幅 (ΔF) と期間 (τ) のより高い値が望ましい一方、 K_n のより低い値が望ましい。

【0023】

変換器 106 は、低強度の熱雑音 406 を受容するのに十分な程高感度であることが好ましい。一実施の形態において、変換器 106 は、 $3\text{ F} - 40\text{ Mhz} \pm 8\text{ Mhz}$ の変換器であると共に、0.5 未満の所望温度分解能で温度を測定するために使用される。所望温度分解能は、各々の個々の用途の必要に基づいて選択される。変換器 106 の寸法は、管腔 400 の寸法に基づいて選択される。本実施の形態において、3 F (フレンチ) の寸法の典型的な変換器 106 が選択され、変換器 106 は、40 Mhz の共振周波数と、16 Mhz 又は 40% である $\pm 8\text{ Mhz}$ の帯域幅とを有する。変換器 106 の共振周波数は、熱雑音 406 の広い帯域幅により変動し得て、他の実施の形態において、共振周波数は、1 - 2 Mhz の範囲に選択され得る。

20

【0024】

上記式 (2) を実例に適用すると、 T_0 は、ケルビンでの典型的な人体温度である 310°K であり、 K_n は、実験的に 1 dB と決定され、変換器 106 の帯域幅は 16 Mhz である。熱型音響装置は、人体での使用に制限されず、獣医の又は他の人間外用途に使用できることを注目すべきである。一実施の形態において、変換器 106 の効率は 20% であり、0.41 の分解能を約 0.898 秒の期間で得ることができる。別の実施の形態において、変換器 106 の効率は、30% であると共に、0.37 の分解能を約 0.449 秒だけの期間で得ることを許容する。従って、変換器 106 の効率は、所望温度分解能を得るのに必要な受容期間に大きな効果を有し得る。

30

【0025】

図 5 は、変換器 106 が管腔 400 の断面 500 を半径方向に走査するように構成された熱型音響装置 100 の別の実施の形態を描写する。本実施の形態において、変換器 106 は、断面 500 内を方向 530 に回転すると共に、管腔 400 によって発生される熱雑音 406 を受容する。上述したように、温度分解能は、変換器効率及び受容期間を含むいくつかの要因に依存する。受容期間は、回転速度と、変換器 106 が熱雑音 406 を受容している間の時間とによって決定される。従って、回転速度、回転数、受容時間と変換器 106 の効率は、所望レベルの熱分解能を得るように、調整され得る。この例示の実施の形態では、熱型音響装置 100 は、断面 500 の 1 回転において 4 回の温度測定をするように構成される。それゆえに、断面 500 は、各々が分離された温度測定に対応する 4 個の温度測定区域 502、504、506 と 508 に分割される。1 回転になされる温度測定の回数は、用途の必要に応じて変動する。

40

【0026】

本実施の形態において、熱型音響装置 100 は、又、各々が撮像装置 104 内に配置された増幅器 510、積分器 512、プロセッサ 514 と表示装置 516 を含む。含まれるが図示されないものは、細長部材 108、駆動軸 110 と制御装置 114 である。変換器 106 が回転するにつれて、変換器 106 は、熱雑音 406 を受容して、受容した熱雑音

50

406の強度に対応する出力信号410を発生する。出力信号410は、変換器106内に配置されたエネルギー源（不図示）によって発生される。出力信号410は、信号線112に沿って増幅器510に伝播される。増幅器510は、撮像装置104内での積分と処理を容易にするために、受けた出力信号410をより高いレベルに増幅する。一実施の形態において、増幅器510は、不必要な雑音を減衰しつつ、出力信号410を増幅するように構成されている。増幅器510は、又、もし望ましければ、整流器を付設することができる。変換器106が、撮像装置104による処理のための十分なレベルで出力信号410を出力する実施の形態では、増幅器510を消去できる。

【0027】

積分器512は、温度測定中に増幅された出力信号410を積分又は合計し、一旦測定が完了すると、積分された出力信号410を出力するように構成できる。一実施の形態において、積分器512は、不必要な雑音を無視しつつ、出力信号410を積分するように構成される。図6は、積分器512で積分された電圧と時間の関係のグラフを描写する。変換器106が回転するにつれて、積分器512は、積分器512が積分された出力信号410をプロセッサ514に出力する時点で測定用の受容期間が終了するまで、増幅された出力信号410を積分する。

【0028】

本実施の形態において、温度測定区域502は、時間 T_0 で開始し時間 T_1 で終了する。同様に、他の3個の温度測定区域は次のように開始及び終了する。温度測定区域504は、時間 T_1 で開始し時間 T_2 で終了し、温度測定区域506は、時間 T_2 で開始し時間 T_3 で終了し、温度測定区域508は、時間 T_3 で開始し、断面500の1回転が完了する時間 T_4 で終了する。変換器106が、時間 T_0 で断面500内の回転を始める時、積分器512に存在する電圧は無い。変換器106が温度測定区域502を通過回転するにつれて、積分器512は、出力信号410を積分し、従って、積分器512上の電圧は、 T_0 と T_1 の間で上昇する。 T_1 において、変換器106は温度測定区域502の端に到達し、温度測定は完了する。プロセッサ514は、積分された電圧を積分器512から読み出し、従って、図6の電圧は零に低減される。

【0029】

積分器512の挙動は、残りの温度測定区域504 - 508に対して同様に進行する。変換器106が回転するにつれて、温度測定区域504に対する温度測定が行われて、積分器512内の電圧が T_1 から T_2 に上昇する。温度測定区域504に対する測定は T_2 で完了し、電圧は、プロセッサ514が積分器512から電圧を読み出すにつれて、再び零に低減される。断面500の全体が測定されるまで、この工程が温度測定区域506と508に対して繰返される。図6の図示を容易にするために、電圧変化は一定速度で起こるように描写されている。温度測定区域502、504、506と508の間に温度差がある時、図6に示されていないけれども、積分結果は異なる。当業者は、電圧変化が、変換器106が受容する熱雑音406の量の変動や熱型音響装置100の内外の雑音等の多くの要因により一定速度であることは殆どあり得ないことを容易に理解するだろう。それに加えて、積分器512が読み出される時の電圧変化は、一般的に瞬間的ではないが、読み出し時間を見捨て得る十分に高い速度で起こることが好ましい。下記のように、複数の積分器を組込んだ他の実施の形態は、無視し得ない読み出し時間を補償することができる。

【0030】

積分された出力信号410に基づいて、プロセッサ514は、対応する温度測定区域502 - 508の温度測定値を計算する。温度測定値は、出力信号410の強度に基づいて計算される。より高い温度は、より強い音響波を発生し、その音響波は、次に、より強い出力信号410を変換器106に発生させる。次に、出力信号410の強度は、管腔400の温度測定値を計算するために、プロセッサ514によって使用され得る。プロセッサ514は、例えば、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、中央演算処理装置（CPU）、算術論理演算装置（ALU）、マス・コプロセッサ、浮動小数点コプロセッサ、グラフィックスコプロセッサ、ハードウェアコントローラ、コントローラとして使用する

ためにプログラムされるプログラマブルロジックデバイス又は他の制御論理である。プロセッサ 514 は、無機材料、有機材料又はその組合せで形成されると共に、本明細書に開示されているか回路設計の当業者には公知の処理装置のいずれかを含んでもよい。プロセッサ 514 は、個々の用途の必要を満たすのに必要な速度と精度で温度を計算し得る任意の個数のプロセッサ又はコントローラであり得る。プロセッサ 514 は、計算の容易化、表示のためのデータのフォーマット化及びマッピングと制御装置 114 とのインターフェース化等のその用途に必要な追加のハードウェア又はソフトウェアを含み得る。好ましい実施の形態において、プロセッサ 514 は、処理のために出力信号 410 をデジタル化するアナログ・デジタル変換器 (ADC) を含む。プロセッサ 514 は、温度測定値を表示装置 516 に出力し、表示装置 516 は、見るユーザーと互換性のあるフォーマットで温度測定値を表示する。 10

【0031】

図 7 は、変換器 106 が半径方向及び軸方向に走査するように構成された熱型音響装置 100 の別の実施の形態を描写する。変換器 106 は、断面 700 の回りを方向 730 に回転すると共に、断面 700 内を軸方向に方向 732 に移動するように構成される。半径方向及び軸方向移動は、一段ずつ又は固定速度で又は用途の必要に適したいかなる組合せでもよい。本実施の形態において、半径方向及び軸方向移動の各々は、固定速度で起こる。熱型音響装置 100 は、区域 702、704、706 と 708 として描写されるように、断面 700 の 4 回の温度測定を行うように構成される。

【0032】

本実施の形態において、変換器 106 は、所望の温度分解能を得るために、各区域 702 - 708 を半径方向に複数回走査する。従って、熱型音響装置 100 は、4 個の区域 702、704、706 と 708 に夫々対応する 4 個の積分器 712、714、716 と 718 を含む。スイッチ装置 710 は、各区域 702 - 708 の温度測定の走査中に各積分器 712 - 718 を増幅器 510 に接続する。スイッチ装置 710 は、電気式スイッチ、機械式スイッチ又はマイクロ・エレクトロ・メカニカル・システム (MEMS) スイッチ等の組合せ電気機械式スイッチ等用途の必要を満たすのに適さないかなる型式のスイッチでもよいと共に、ソフトウェアを含んでもよい。例えば、変換器 106 が区域 702 を走査する時、積分器 712 が、スイッチ装置 710 によって増幅器 510 に接続される。一旦変換器 106 が区域 704 に到達すると、スイッチ装置 710 は、積分器 712 との接続を開放して、代わりに、増幅器 510 を積分器 714 に接続する。変換器 106 が区域 704 の走査を完了するまで、積分器 714 は接続されたままである。同様に、変換器 106 が区域 706 を走査する時、積分器 716 が、増幅器 510 と接続される唯一の積分器である。 30

【0033】

図 8 A 乃至図 8 D は、図 7 に描写される実施の形態における積分器 712 - 718 に、夫々、対する電圧と時間の関係のグラフを描写する。時間 T_0 において、変換器 106 は区域 702 の走査を始めて、積分器 712 の電圧が増加する。 T_1 において、変換器 106 は区域 702 の走査を完了すると共に、区域 704 の走査を始める。スイッチ装置 710 は、積分器 712 を切断して、積分器 714 を増幅器 510 に接続する。それゆえに、積分器 712 の電圧は一定のままであり、積分器 714 の電圧は、区域 704 の走査に応じて上昇する。 T_2 において、区域 704 の走査は完了して、区域 706 の走査が始まる。積分器 716 の電圧は T_3 まで上昇し、時点 T_3 において、区域 708 の走査が始まり、積分器 718 の電圧が上昇する。 T_4 において、区域 708 の走査は完了し、変換器 106 は区域 702 の第 2 の走査を始めて、再び、積分器 712 の電圧が上昇する。この工程は、各区域 702 - 708 が所望回数走査されるまで繰返される。前述したように、当業者は、図 8 A 乃至図 8 D に描写された電圧の変化速度が、受容された熱雑音並びに熱音響装置 100 の内外の雑音の量により必ずしも一定ではないことを容易に理解するだろう。 40

【0034】

一旦各地域 702 - 708 が所望回数走査されると、各積分器 712 - 718 の電圧はプロセッサ 514 によってスイッチ装置 720 を介して読出される。例えば、区域 702 の温度測定が完了した時、区域 702 の温度を計算するために積分器 712 の電圧をプロセッサ 514 によって読出することができるように、スイッチ装置 720 は、積分器 712 をプロセッサ 514 に接続する。本実施の形態において、スイッチ装置 720 は、好ましくは、一度に 1 個の積分器 712 - 718 をプロセッサ 514 に接続するだけで、区域 702 - 708 の走査がまだ進行中である間は全ての積分器 712 - 718 を分離したままである。スイッチ装置 720 は、分離状態において接地されるか又は開放されたままである。当業者は、温度を半径方向、軸方向又はその組合せで測定するように複数の増幅器 510 とプロセッサ 514 を組込んだ他の実施の形態を実施できることを容易に理解するだろう。それに加えて、積分器 712 - 718 の平行配置により、本実施の形態における読出し時間は、1 個だけの積分器を組込んだ実施の形態よりも大きい。

10

【0035】

図 9 は、管腔 400 の温度を測定すると共に管腔 400 の局所解剖を音響的に走査するように構成された熱型音響装置 100 の別の実施の形態を描写する。本実施の形態において、変換器 106 は、断面 900 の回りの方向 930 の回転中に、熱雑音 406 を受容すると共に断面 900 の局所解剖を音響的に測定するように構成される。局所解剖を音響的に測定するために、熱型音響装置 100 は、パルスエコー法を使用する。パルスエコー法の一実施の形態において、パルスエコー装置 910 が、励起信号を変換器 106 に送る。励起信号は、音響パルスを管腔 400 の壁に外方へ変換器 106 に送らせる。音響パルスが管腔 400 に衝突する時、音響パルスは、エコーして変換器 106 に戻る。次に、変換器 106 は、エコーしたパルスを受けると同時に、出力信号を発生する。パルスエコー装置 910 は、音響パルスの送信と受信の間の時間に基づいて、管腔 400 までの距離を測定するように構成されている。パルスエコー装置 910 は、変換器 106 によって送信される音響パルスの周波数を調整することによって、管腔 400 内の各種の表面深さにおける局所解剖を測定するように構成される。典型的に、低周波数は、高周波数よりも深く侵入する。

20

【0036】

本実施の形態において、断面 900 は、256 個の別個の区域 906 に分割されている。各区域 906 は、2 個の区域 902 と 904 を含む。変換器 106 は、区域 902 では管腔 400 の局所解剖のパルスエコー測定を行うと共に、区域 904 では音響熱雑音 406 を受容する。本実施の形態では、区域 902 内の各パルスエコー測定は、断面 900 の各回転に対する 256 個の局所解剖的測定に対応する別個の局所解剖的測定として使用できる。しかしながら、所望の温度分解能を与えるのに十分に長い受容期間を得るには、各温度測定に複数の区域 904 が必要である。本実施の形態では、上述した実施の形態に類似して、断面 900 に対して 4 個の温度測定区域 922、924、926 と 928 がある。各温度測定区域 922 - 928 は、64 個の区域 904 を含むことが好ましい。

30

【0037】

以下の例は、本実施の形態を更に説明する。本例では、変換器 106 は、26 回転 / 秒の速度で回転する。断面 900 は、256 個の区域 906 に分割されている。この速度では、変換器 106 が各区域 902 内にあるのは約 15 マイクロ秒である一方、変換器 106 が各区域 904 内にあるのは約 135 マイクロ秒である。本実施の形態で、変換器 106 の効率は 30 % であり、所望温度分解能は 0.3 - 0.4 の範囲内である。これらの値は、例示目的だけであって、熱型音響装置 100 を全く制限するものではない。上記例の記載と式 (2) によれば、0.37 の分解能を約 0.449 秒の期間で得ることができる。変換器 106 は、合計で約 8.64 ミリ秒間各区域 922 - 928 内にある。従って、0.37 の温度分解能を得るには、52 回転 (2 秒間) を要する。

40

【0038】

もし変換器 106 が、又、軸方向に走査するように構成されていると共に、0.5 mm / 秒の速度で引き戻される (又は前に押される) ならば、各区域 922 - 928 は、1 m

50

mの軸方向長さ940を有する。軸方向長さ940は、所定分解能で温度測定するように、変換器106が管腔400の中心軸心に沿って走行する距離である。軸方向長さ940は、管腔400に沿ったより多くの軸方向測定を許容するように小さいことが好ましい。しかしながら、もし他の要因が不変であれば、軸方向長さの減少は、通常、断面における温度測定区域の数の減少を必要とする。例えば、別の実施の形態では、断面900内に2個の温度測定区域があるだけである。2個の温度測定区域に対しては、同じ温度分解能を得るのに26回転しか必要としないので、各区域は、0.5mmの軸方向長さを有する。

【0039】

本実施の形態において、熱型音響装置100は、増幅器510、積分器512、プロセッサ514と表示装置516に加えて、スイッチ装置908とパルスエコー撮像装置910を含む。変換器106が区域902内にある時、スイッチ装置908はパルスエコー装置910に接続され、逆に、変換器106が区域904内にある時、スイッチ装置908は増幅器510に接続される。既述のように、スイッチ装置908は、電気式スイッチ、機械式スイッチ又はマイクロ・エレクトロ・メカニカル・システム(MEMS)スイッチ等の組合せ電気機械式スイッチ等用途の必要を満たすのに適当ないかなる型式のスイッチでもよいと共に、ソフトウェアを含んでもよい。

10

【0040】

本実施の形態において、熱型音響装置100は、積分器512が各区域904の端で読出されるように構成され、且つ、積分器512の値を合計すると共に各区域922-928の温度測定値を計算するように構成される。しかしながら、用途の必要を満たすように任意の数の積分器512を使用することができ、確かに、異なる温度測定領域922-928の各々に対して複数の積分器512を使用することができる。更に別の実施の形態において、もし所望の分解能を得るために複数回転が必要であれば、別個の積分器が使用される。所望数の回転の完了の後、各積分器が読出される。

20

【0041】

本実施の形態において、局所解剖測定と温度測定値が表示装置516に表示される。断面900に対する局所解剖測定は、対応する局所解剖部の温度測定値と共にテクスチャ又はグラフィックフォーマットで表示され得る。例えば、一実施の形態において、局所解剖測定と温度測定値は、スプレッドシート等のロー(raw)フォーマットで提供される。別の実施の形態において、管腔の形態学的及び検温的特性の表示と共に、温度マップが管腔の画像に関して表示された増感腔内画像が生成される。

30

【0042】

本実施の形態において、断面900の多次元局所解剖画像が生成され、又、各区域922-928からの温度測定値が、画像内の対応する位置上にマッピングされる。表示される温度測定値は、2次元又は3次元(2D、3D)フォーマットを含む多次元フォーマットであると共に、リアルタイム又は近似的リアルタイムで生成される。表示される温度測定値は、カラーコード化され得ると共に、局所解剖測定にかぶさる。カラーコード化は管腔400内の温度勾配に対応し、大きな勾配は炎症組織の可能性を示す。局所解剖画像は、ユーザーによるデータの効率的な理解を容易にするどんなフォーマットで熱型音響装置100によって測定された情報でも提供することができる。

40

【0043】

図10は、管腔400の温度を表示する方法の一実施の形態を描写する。1000において、変換器106が管腔400内に配置されている時、変換器106によって発生される出力信号410が受けられる。出力信号410は、変換器106によって受けられる熱的発生音響波の強度に対応する。次に、1002において、出力信号410が増幅され、1004において、増幅された出力信号410が積分される。次に、1006において、管腔400の温度が、積分された出力信号410に基づいて計算される。最後に、1008において、管腔400の温度が表示される。

【0044】

図11は、カテーテル102を製作する方法の一実施の形態を描写する。1100にお

50

いて、細長い管状部材 108 が設けられる。細長部材 108 は、遠位端と近位端を有する。次に、1102 において、変換器 106 が、駆動軸 110 と信号線 112 に連結され、駆動軸 110 と信号線 112 は、細長部材 108 の中心軸心に沿って変換器 106 から近位方向に延在する。次に、1104 において、変換器 106 が、細長部材 108 の遠位端に挿入される。変換器 106 は、遠位端が管腔 400 内に配置される時に熱的発生音響波を受けると構成される。1106 において、駆動軸 110 は、変換器 106 を回転及び / 又は軸方向に並進するように構成された制御装置 114 に連結される。最後に、1108 において、信号線 112 は、変換器 106 によって発生される出力信号 410 に基づいて管腔 400 の温度を計算又は管腔 400 の相対温度差を決定するように構成された撮像装置 104 に連結される。

10

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図 1 A】熱型音響装置の一実施の形態の斜視図である。

【図 1 B】熱型音響装置の一実施の形態の斜視図である。

【図 2 A】その熱型音響装置内のカテーテルの一実施の形態の斜視図である。

【図 2 B】その熱型音響装置内のカテーテルの一実施の形態の斜視図である。

【図 3】その熱型音響装置内のカテーテルの別の実施の形態の斜視図である。

【図 4】その熱型音響装置内のカテーテルの別の実施の形態の断面図である。

【図 5】その熱型音響装置内のカテーテルの別の実施の形態の斜視図である。

【図 6】その熱型音響装置内の積分器の一実施の形態における電圧と時間の関係を示すグラフである。

20

【図 7】その熱型音響装置内のカテーテルの別の実施の形態の斜視図である。

【図 8 A】その熱型音響装置内の積分器の一実施の形態における電圧と時間の関係を示すグラフである。

【図 8 B】その熱型音響装置内の積分器の一実施の形態における電圧と時間の関係を示すグラフである。

【図 8 C】その熱型音響装置内の積分器の一実施の形態における電圧と時間の関係を示すグラフである。

【図 8 D】その熱型音響装置内の積分器の一実施の形態における電圧と時間の関係を示すグラフである。

30

【図 9】その熱型音響装置内のカテーテルの別の実施の形態の斜視図である。

【図 10】管腔の温度を描写する方法の一実施の形態を示すブロック図である。

【図 11】カテーテルを製作する方法の一実施の形態を描写するブロック図である。

【符号の説明】

【0046】

100 熱型音響装置

102 カテーテル

104 撮像装置

106 変換器

108 細長部材

40

110 駆動軸

112 信号線

114 制御装置

400 管腔

500 断面

510 増幅器

512 積分器

514 プロセッサ

516 表示装置

700 断面

50

7 1 0 スイッチ装置
 7 1 2 積分器
 7 1 4 積分器
 7 1 6 積分器
 7 1 8 積分器
 7 2 0 スイッチ装置
 9 0 0 断面
 9 0 8 スイッチ装置
 9 1 0 パルスエコー装置

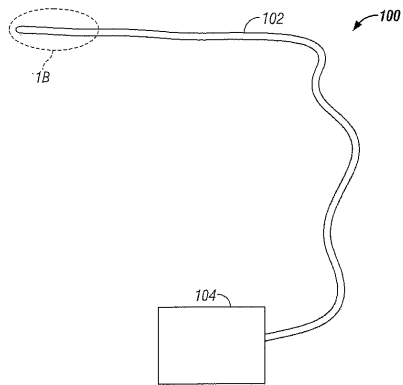


FIG. 1A

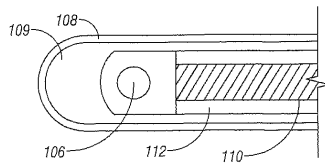


FIG. 1B

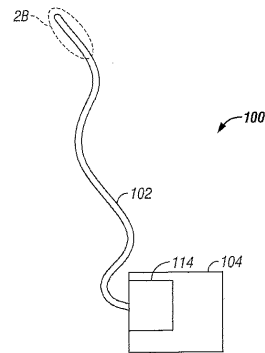


FIG. 2A

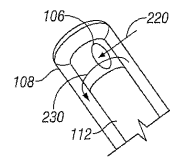


FIG. 2B

【図 3】

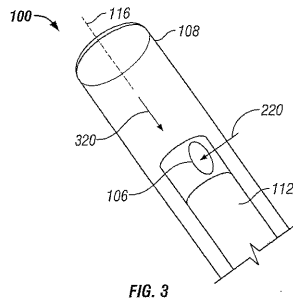


FIG. 3

【図 4】

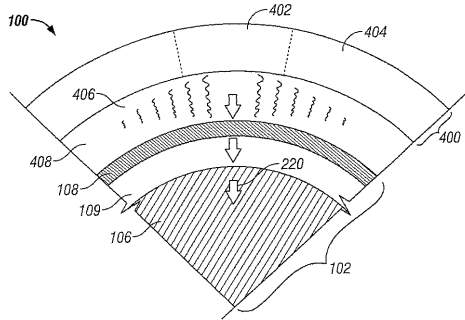


FIG. 4

【図 5】

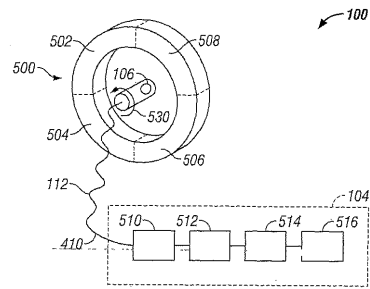


FIG. 5

【図 6】

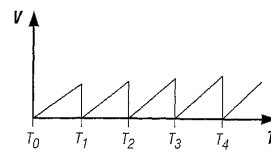


FIG. 6

【図 7】

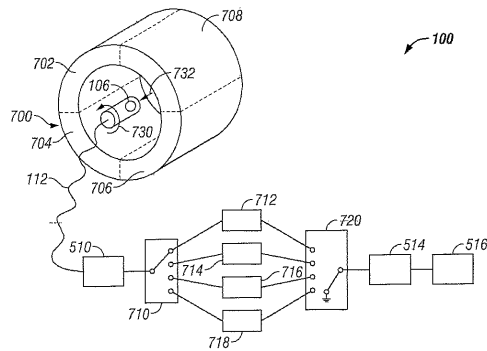
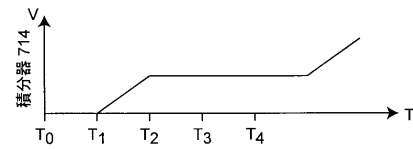
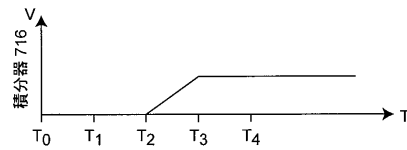


FIG. 7

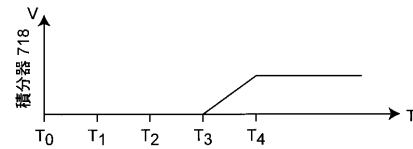
【図 8 B】



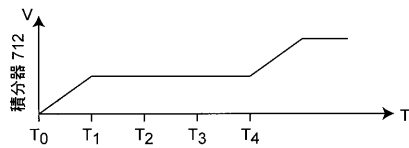
【図 8 C】



【図 8 D】



【図 8 A】



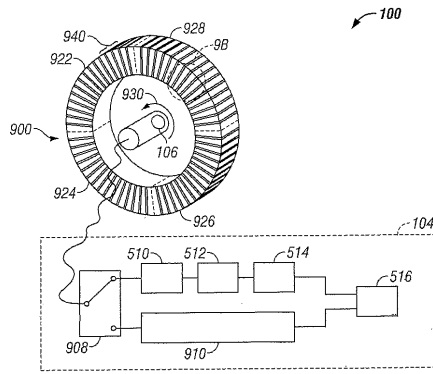


FIG. 9A

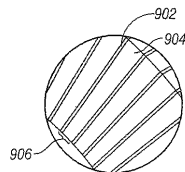
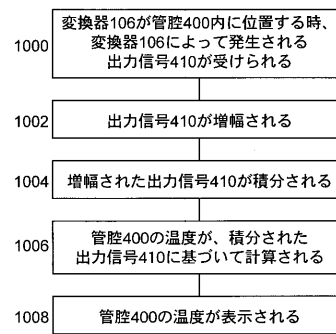
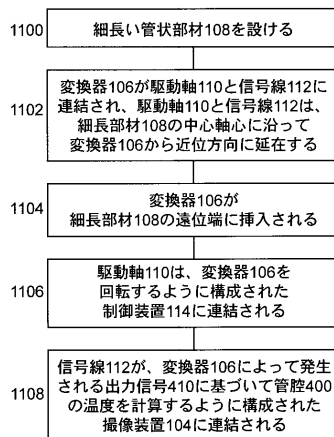


FIG. 9B

【図 10】



【図 11】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/00 A61B8/12		International Application No PCT/US 03/40521
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) IPC 7 A61B G01K		
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 practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 4 246 784 A (BOWEN THEODORE) 27 January 1981 (1981-01-27) column 1, line 10 - line 61 column 3, line 25 - column 5, line 28 column 7, line 7 - column 8, line 3 column 9, line 1 - line 39 figures 1-3 -----	1,2, 8-18,20 3-7,19, 37-39
Y	US 5 125 410 A (MISONO KAZUHIRO ET AL) 30 June 1992 (1992-06-30) column 2, line 9 - line 12 column 6, line 64 - column 7, line 27 column 11, line 56 - line 68 figures 1,2,7,9-11 ----- -/--	3-7,19, 37-39
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in 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 document 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. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 18 May 2004		Date of mailing of the international search report 26 AUG 2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Visser, R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/US 03/40521

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 01/05304 A (DOBI MEDICAL SYSTEMS LLC) 25 January 2001 (2001-01-25) page 3, line 36 - page 4, line 3 page 7, line 23 page 10, line 1 - line 6 page 14, line 6 - page 15, line 3 page 16, line 35 - line 36 page 17, line 20 - line 23 -----	1,20
A	US 6 500 121 B1 (SLAYTON MICHAEL H ET AL) 31 December 2002 (2002-12-31) column 3, line 51 - line 57 column 9, line 9 - line 21 column 14, line 31 - line 63 -----	1-20, 37-39

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

national application No.
PCT/US 03/40521**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 25-36, 40
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-20, 37-39

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ US 03/40521

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box I.1

Claims Nos.: 25-36, 40

Claims 25-36 and 40. The method claim 25 involves reception from the lumen of the living being, and method claim 40 involves positioning of a transducer within a lumen of a living being, which in view of the invention relating to imaging catheters in relation to atherosclerosis (page 1, lines 17-18) is to be understood as involving introduction of a catheter into a blood vessel.

Therefore, claims 25, 40 and their dependent claims define a method for treatment of the human or animal body by surgery or therapy and/or a diagnostic method practised on the human or animal body (PCT Rule 67.1(iv)).

International Application No. PCT/ US 03/40521

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-20, 37-39

Axial scanning mechanism

2. claims: 21-24

Treatment device

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US 03/40521

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4246784 A	27-01-1981	CA 1129063 A1 DE 3070610 D1 EP 0029451 A1 JP 56500543 T WO 8002745 A1	03-08-1982 13-06-1985 03-06-1981 23-04-1981 11-12-1980
US 5125410 A	30-06-1992	JP 3058406 U JP 4017843 A JP 3205041 A JP 3140148 A	06-06-1991 22-01-1992 06-09-1991 14-06-1991
WO 0105304 A	25-01-2001	US 6192262 B1 AU 6214400 A WO 0105304 A1	20-02-2001 05-02-2001 25-01-2001
US 6500121 B1	31-12-2002	US 6050943 A US 2003036706 A1 US 6623430 B1	18-04-2000 20-02-2003 23-09-2003

フロントページの続き

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

(72)発明者 ロバート・ジェイ・クローリー

アメリカ合衆国 0 1 7 7 6 マサチューセッツ州サドベリー、ピューリタン・レイン 6 4 番

(72)発明者 アイザック・オストロフスキー

アメリカ合衆国 0 2 4 8 1 マサチューセッツ州ウェルズリー、ウィロー・ストリート 5 番

Fターム(参考) 4C117 XA04 XB01 XD40 XE46 XE48 XK03

4C601 BB03 DD14 DE20 EE30 FE04

专利名称(译)	用于热声成像的设备和方法		
公开(公告)号	JP2006512971A	公开(公告)日	2006-04-20
申请号	JP2004566571	申请日	2003-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	ロバートジェイクローリー アイザックオストロフスキー		
发明人	ロバート・ジェイ・クローリー アイザック・オストロフスキー		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/01 A61B5/00 A61B5/026 A61B7/04 G01K11/22		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/015 A61B5/026 A61B7/04 A61B8/4245 G01K11/22		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/00.101.H		
F-TERM分类号	4C117/XA04 4C117/XB01 4C117/XD40 4C117/XE46 4C117/XE48 4C117/XK03 4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/DE20 4C601/EE30 4C601/FE04		
优先权	10/339164 2003-01-07 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

热声装置是诸如适于测量活体的一部分腔的温度的导管的医学成像装置。在一个实施例中，所述导管包括换能器，所述换能器被配置成当被布置在内腔内时接收热生成的声波并且输出对应于所接收的热生成声波强度的第一信号包括设备。在一个实施例中，热声装置还显示温度测量或映射到腔的局部解剖结构的图像上的腔的相对温度。导管还包括细长管状构件和导管，细长管状构件构造成允许换能器在其中移动，导管构造成移动换能器，使得换能器可径向和轴向扫描管腔温度和一个控制设备。

