

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3868724号

(P3868724)

(45) 発行日 平成19年1月17日(2007. 1. 17)

(24) 登録日 平成18年10月20日(2006. 10. 20)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/12

請求項の数 5 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2000-216862 (P2000-216862)
 (22) 出願日 平成12年7月18日(2000. 7. 18)
 (65) 公開番号 特開2002-28161 (P2002-28161A)
 (43) 公開日 平成14年1月29日(2002. 1. 29)
 審査請求日 平成15年7月24日(2003. 7. 24)

特許法第30条第1項適用 日本学術振興会公開シンポジウム資料「生体の計測と制御」(平成12年1月21日発行)第38-40、68-71、106-107頁

(73) 特許権者 503360115
 独立行政法人科学技術振興機構
 埼玉県川口市本町4丁目1番8号
 (74) 代理人 100089635
 弁理士 清水 守
 (72) 発明者 河田 聡
 大阪府箕面市箕面4丁目1番18号
 (72) 発明者 杉浦 忠男
 大阪府枚方市禁野本町2-11 2726号
 (72) 発明者 大城 理
 奈良県生駒市高山町8916-5 大学宿舎A-105
 (72) 発明者 千原 國宏
 大阪府枚方市香里園町14-20-406
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波血管内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

(a) 体外に設置されるレーザ発生装置と、
 (b) 該レーザ発生装置から照射されるレーザを光ファイバを介して血管内に導入するとともに、該光ファイバの先端部に設けられるレンズと誘電体とを有するプローブと、
 (c) 前記誘電体で生じるレーザブレイクダウンを用いた超音波の発生手段と、
 (d) 前記レーザブレイクダウンにより放射される超音波による血管の狭窄部位からの反射波を受信する前記プローブ先端に配置する複数のハイドロホンと、
 (e) 該複数のハイドロホンからの受信信号から合成開口法により前記狭窄部位の狭窄形状の画像を作成する手段とを具備することを特徴とする超音波血管内視鏡システム。

10

【請求項2】

請求項1記載の超音波内視鏡システムにおいて、前記誘電体は水、重水、エタノールであることを特徴とする超音波血管内視鏡システム。

【請求項3】

請求項2記載の超音波内視鏡システムにおいて、前記水は蒸留水に直径200nmのポリスチレン粒子を分散することを特徴とする超音波血管内視鏡システム。

【請求項4】

請求項1記載の超音波内視鏡システムにおいて、前記レーザは1064nmのNd:YAGレーザであることを特徴とする超音波血管内視鏡システム。

【請求項5】

20

請求項 1 記載の超音波内視鏡システムにおいて、前記複数のハイドロホンは 16 から 64 個のハイドロホンを前記プローブの同心円上に配置することを特徴とする超音波血管内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、レーザを集光させ誘電破壊（レーザブレイクダウン）を生じさせることによって発生した超音波を用いて、狭窄が生じた血管を可視化する超音波血管内視鏡システムに関するものである。

【0002】

10

【従来の技術】

従来、このような分野の技術としては、例えば、

（１）「医用超音波器ハンドブック」、日本電子機械工業界編 コロナ社刊 1997.1.20 発行、

（２）特開平 11 - 128229 号公報に開示されるものがあった。

【0003】

従来の超音波血管内視鏡においては、ビーム超音波を円周方向に走査して血管断面を獲得するようにしている。

【0004】

以下、その点を詳細に説明する。

20

【0005】

血管の狭窄部位の治療は、血管内にガイドワイヤを貫通させ、そこに挿入したバルーンを用いて病変を穿つ方法が採用されており、この時ワイヤを狭窄部位に過不足なく貫通させることが重要である。そのため、小型で、超音波により前方から 3 次元的にかつ実時間で可視化できるシステムが切望されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

現行の超音波血管内視鏡は、プローブ軸に対して 90 度の方向に超音波を発信し、回転させて血管断面の 2 次元像を得ているが、3 次元像取得には時間を要し、また、狭窄部の更に先の情報が得られない。これは現在、無指向性の超音波作成の手法がないことによる。

30

【0007】

さらに、従来の超音波血管内視鏡においては、圧電素子を用いてビーム超音波を発生させて円周方向に走査することにより画像を獲得していたが、血管断面の 2 次元情報しか得られないという問題点があった。

【0008】

本発明は、上記問題点を除去し、超音波を血管の狭窄部の前方に送波して、内視鏡の前方方向を可視化するイメージング手法を用いたレーザブレイクダウンによる超音波血管内視鏡システムを提供することを目的とする。

【0009】

40

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記の目的を達成するに、

〔１〕超音波血管内視鏡システムにおいて、体外に設置されるレーザ発生装置と、このレーザ発生装置から照射されるレーザを光ファイバを介して血管内に導入するとともに、該光ファイバの先端部に設けられるレンズと誘電体とを有するプローブと、前記誘電体で生じるレーザブレイクダウンを用いた超音波の発生手段と、前記レーザブレイクダウンにより放射される超音波による血管の狭窄部位からの反射波を受信する前記プローブ先端に配置する複数のハイドロホンと、この複数のハイドロホンからの受信信号から合成開口法により前記狭窄部位の狭窄形状の画像を作成する手段とを具備することを特徴とする。

【0010】

50

〔２〕上記〔１〕記載の超音波内視鏡システムにおいて、前記誘電体は水、重水、エタノールであることを特徴とする。

【００１１】

〔３〕上記〔２〕記載の超音波内視鏡システムにおいて、前記水は蒸留水に直径２００nmのポリスチレン粒子を分散することを特徴とする。

【００１２】

〔４〕上記〔１〕記載の超音波内視鏡システムにおいて、前記レーザは１０６４nmのNd：YAGレーザであることを特徴とする。

【００１３】

〔５〕上記〔１〕記載の超音波内視鏡システムにおいて、前記複数のハイドロホンは１６から６４個のハイドロホンを前記プローブの同心円上に配置することを特徴とする。

【００１４】

本発明の超音波内視鏡システムにおいては、指向性の低い超音波を送波し、計測対象からの反射波を複数の超音波振動子で受信し、開口合成法を用いて３次元可視化を行うものである。

【００１５】

前方の広い範囲を可視化するためには、送波超音波としては無指向性の波が好ましく、そのためには、圧電素子によって生成される超音波ではなく、集光したレーザが誘電破壊を起こす際に生じる超音波を用いる。

【００１６】

また、受信専用の超音波振動子を用いるため、受波感度の高い高分子材料系のハイドロホンを受波子として用いる。

【００１７】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【００１８】

図１は本発明の実施例を示すレーザブレイクダウンを用いた超音波血管内視鏡システムの模式図である。

【００１９】

この図において、１は血管、２はその血管１の狭窄部位、１１は体外に設置されたレーザ発生装置、１２は光ファイバ、１３はそのレーザ発生装置１１から照射されるレーザであり、体外に設置されたレーザ発生装置１１より発生したレーザ１３は、光ファイバ１２を用いて血管１内を通過して、所望の部位まで導入される。１４はそのレーザ１３を集光するレンズ、１５は集光されたレーザが作用する誘電体としての水槽であり、内視鏡の内部に導入されたレーザ１３は、内視鏡内に設置されたレンズ１４で、同じく内視鏡内の小さな水槽１５にて集光される。集光されたレーザは高いエネルギー密度状態と化し、誘電破壊、つまり、レーザブレイクダウン１６が引き起こされる。この誘電破壊（レーザブレイクダウン）１６により、光と熱と超音波が発生するが、このうちの超音波（前方球面波）を距離計測に用いる。つまり、指向性の低い超音波１７を送波し、計測対象としての血管１の狭窄部位２からの反射波を複数の超音波振動子としての高分子製ハイドロホン１８で受信し、増幅器１９で増幅した後、３次元可視化装置２１〔受波信号のみをチェックする場合には、デジタルオシロスコープ（ＤＳＯ）〕を用いて開口合成法で狭窄部位２の３次元可視化を行う。なお、２０はレンズ１４、水槽１５を有する光ファイバ１２からなるプローブである。

【００２０】

さらに、詳細に説明すると、誘電体としての水槽１５には、ポリスチレン粒子（直径２００nm）を分散させた蒸留水を満たし、レーザ１３としては、Nd：YAGレーザを集光させると、集光点付近の媒質を誘電破壊し、光や超音波を発生させるレーザブレイクダウン１６が起こる。この時の収束点を絞ることによって、無指向性の球面波の超音波を発現した。この波形はリングングが極めて少ない。内視鏡において、体外に設置したレーザ

発生装置 11 からのレーザ 13 を光ファイバ 12 でプローブ 20 に導入し、レンズ 14 で同じくプローブ 20 内の小さな水槽 15 にて集光させる。集光させたレーザは高いエネルギー密度と化し誘電破壊を生じ、無指向性の超音波 17 を生じる。プローブ 20 先端には受信用のハイドロホン 18 を複数個設置し、エコーを受信する。各ポイントでのエコーから合成開口法により前方 3 次元画像を作成する。血管の診断に威力があり、更に CCD 等の光学的手法が使えない場所での画像取得にも有用である。

【0021】

上記したように、レンズ 14 と水槽（誘電体）15 は光ファイバ 12 からなるプローブ 20 内に設置する。誘電体 15 は水、重水、エタノールである。レーザ集光スポットは $10\text{ }\mu\text{m}$ 以内、好ましくは $1\text{ }\mu\text{m}$ 以内であり、スポットが小さいほど無指向性の超音波になる。レーザ 13 は、例えば、 1064 nm の Nd:YAG レーザであり、プローブ 20 先端に超音波受信用の複数のハイドロホン 18 を設置する。好ましくは 16 から 64 個のハイドロホンをプローブ 20 の周囲に同心円上に配置する。そこで、複数のハイドロホン 18 からの受信信号から合成開口法により画像を作成する。従ってハイドロホン 18 の数は多いほど好ましい。

10

【0022】

以下、具体例について説明する。

【0023】

レーザ 13 は Nd:YAG レーザは 1064 nm 、パルス幅 6 ns であり、繰り返し 10 Hz 、パルスエネルギー最大 180 mJ である。

20

【0024】

レンズ 14 は $f = 30\text{ mm}$ が望ましく、 $\lambda/2$ と偏光子はレーザ強度の調整に用いる。水槽 15 は蒸留水に直径 200 nm のポリスチレン粒子を分散する。特に、水は 1064 nm に吸光がないため、熱の発生を抑えられる。

【0025】

ハイドロホン 18 は PZT ニードルハイドロホンを用いる。

【0026】

球面超音波の発生は、この時に発生する超音波を PZT ニードルハイドロホンを用いて受波し、増幅した後に、デジタルオシロスコープにて格納する。受波信号の一例を図 2 に示す。

30

【0027】

入力 of レーザは非常に幅の短いパルスであるので、図 2 に示した波形は、PZT ニードルハイドロホンおよび増幅器を含めた計測系のインパルス応答と見なすことができる。図 2 から分かるように、レーザブレイクダウンによる超音波は、 $0.2\text{ }\mu\text{s}$ の間に拡張、収縮が一回ずつ生じる単一正弦波である。ところで球面波が発生すると、それに伴う反射波も指向性がない。大きなピークの後に続く波は、セラミクス系の振動子で生成した超音波に見られるようなリングングではなく、水面や水槽の底面等からの反射波である。従って、この計測系には大きなリングングは存在しない。

【0028】

さらに、レーザブレイクダウンで生じる超音波を複数の点で計測し、そこから伝播する波面を描画した。その一例を図 3 に示す。この図 3 は、レーザブレイクダウン発生から、約 $35\text{ }\mu\text{s}$ 後の音場分布である。

40

【0029】

中央の点がレーザブレイクダウンが発生した地点で、各格子の頂点が計測点である。また、格子の歪みは、各計測点での受波信号の大きさを表している。これより、波が等方的に伝播している。すなわち、球面波が発生しているのが確認できた。

【0030】

本発明のレーザブレイクダウンで生じた超音波を用いて画像再構成する場合、図 2 に示したようにリングングが極めて少なく、量子化された計測点からのデータはパルス列と見なせる。また、図 3 に示したように無指向性であるため、データの足し合わせの際に、重

50

みを考慮する必要がないという特徴を有する。従って、再構成アルゴリズムによる画像再構成を施した。図4はその画像再構成の手法の説明図である。

【0031】

ここでは、計測対象としては、長さが数cmである6角レンチを選び、水槽の中に配置して、反射波をPZTニードルハイドロホンを用いて複数点で計測した。増幅後の波形の一例を、図5に示す。

【0032】

直接受波した信号と比べると強度的には小さくなっているものの、この反射信号は3次元計測の用途に十分な振幅を持つ。ここで、上述したような単純な同相加算による画像再構成を施した。計測対象を再構成した結果を図6に示す。

10

【0033】

図6(a)は計測対象を上から見た3次元画像であり、細長い部分が再構成できている。また、図6(b)は横から見た画像であり、矢印で示した部分が折れ曲がっている部分である。このように球面波を用いると、単純な画像再構成アルゴリズムでも、高画質の結果を得ることができた。

【0034】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の趣旨に基づいて種々の変形が可能であり、これらを本発明の範囲から排除するものではない。

【0035】

【発明の効果】

20

以上、詳細に説明したように、本発明によれば、以下のような効果を奏することができる。

【0036】

(A) レーザブレイクダウンによる超音波を送波するが、これは指向性がないため、前方の広い範囲を可視化することができ、血管内部の診断に非常に有用となる。

【0037】

(B) レーザブレイクダウンによる超音波は、リングングのないパルス状のものであるため、非常に高い解像度の画像を再構成することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施例を示すレーザブレイクダウンを用いた超音波血管内視鏡システムの模式図である。

30

【図2】 本発明に係る受波信号の一例を示す図である。

【図3】 本発明に係るレーザブレイクダウンによる超音波伝搬の様子を示す図である。

【図4】 本発明に係る画像再構成方法を示す図である。

【図5】 本発明に係る計測対象からの波形を示す図である。

【図6】 本発明に係るレーザブレイクダウンによる画像再構成結果を示す図である。

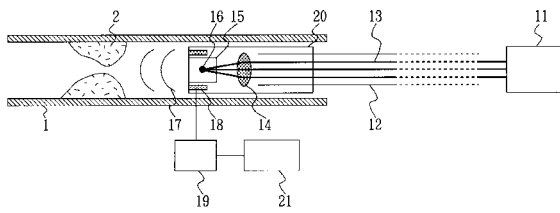
【符号の説明】

- 1 血管
- 2 血管の狭窄部位
- 11 体外に設置されたレーザ発生装置
- 12 光ファイバ
- 13 レーザ
- 14 レンズ
- 15 水槽（誘電体）
- 16 レーザブレイクダウン
- 17 指向性の低い超音波
- 18 高分子製ハイドロホン
- 19 増幅器
- 20 プローブ
- 21 3次元可視化装置

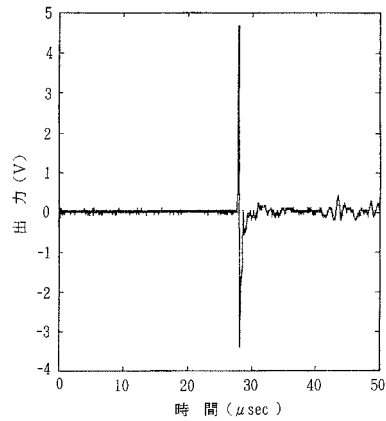
40

50

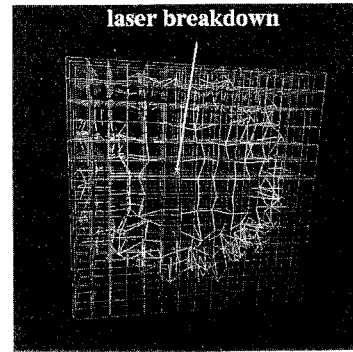
【図 1】



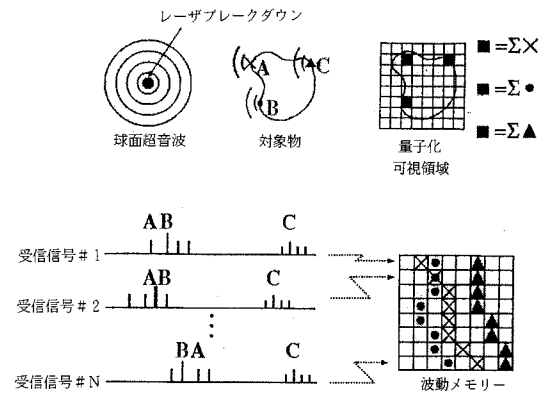
【図 2】



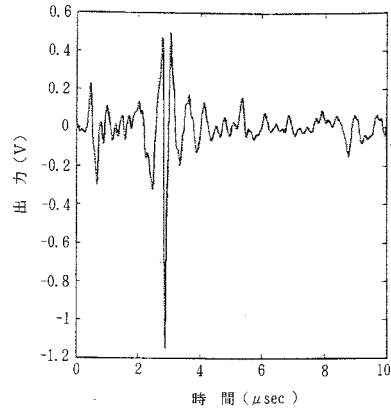
【図 3】



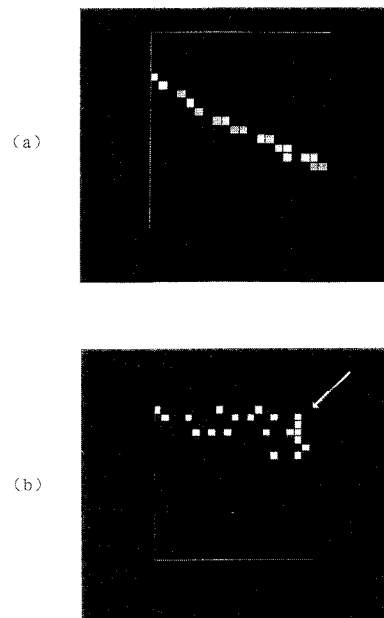
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 土居元紀他，レーザーブレイクダウンによる球面超音波の発生と伝播の可視化，第20回超音波エレクトロニクス基礎と応用に関するシンポジウム，1999年11月19日，第89-90頁
眞溪歩他，超音波マイクロリングアレイプローブを用いた前方3次元可視化，電気学会論文誌E，1997年，第117巻、第7号，第359-363頁
大城理他，レーザーブレイクダウンを用いた瞬時超音波3次元映像法，第17回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム講演概要集，電気学会，2000年 5月31日，第70頁

- (58)調査した分野(Int.Cl.，DB名)

A61B 8/00-8/15

JMEDPlus(JDream2)

JSTPlus(JDream2)

专利名称(译)	超声血管内窥镜系统		
公开(公告)号	JP3868724B2	公开(公告)日	2007-01-17
申请号	JP2000216862	申请日	2000-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	独立行政法人科学技术振兴机构		
申请(专利权)人(译)	科学技术振兴事业团		
当前申请(专利权)人(译)	独立行政法人科学技术振兴机构		
[标]发明人	河田 聡 杉浦 忠男 大城 理 千原 國宏		
发明人	河田 聡 杉浦 忠男 大城 理 千原 國宏		
IPC分类号	A61B8/12 A61B5/026 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B5/0261 A61B5/0263 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/DD30 4C301/EE20 4C301/FF09 4C301/GA20 4C301/JC05 4C601/DD30 4C601/EE30 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/HH38		
代理人(译)	清水 守		
其他公开文献	JP2002028161A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用激光击穿提供超声波血管造影系统，使用成像方法在血管中的构造部件前发送超声波，以在内窥镜前可视化。解决方案：该系统设置有安装在患者体外的激光产生装置11，探头20包括透镜14和作为电介质的水箱15，以通过光纤12引入从激光产生装置11辐射的激光13，超声波波形发生装置利用在水箱15中产生的激光击穿16，多个水听器18位于探头20的尖端，以接收由激光击穿16从容器1中的结构2辐射的超声波的反射波，以及“装置”是指基于来自水听器18的接收信号以合成开口方法形成收缩部分2的收缩形式的图像。

【 図 2 】

