

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 180683

(P2003 - 180683A)

(43)公開日 平成15年7月2日(2003.7.2)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 2 O L (全 4 数)

(21)出願番号 特願2001 - 390033(P2001 - 390033)

(22)出願日 平成13年12月21日(2001.12.21)

(71)出願人 501314363

有限会社エイ・アイ・テクノロジー

神奈川県藤沢市片瀬海岸3丁目13番19号

(72)発明者 秋山 いわき

神奈川県藤沢市片瀬海岸3丁目13番19号

(74)代理人 100085028

弁理士 西森 浩司

Fターム(参考) 4C301 AA02 CC02 EE04 EE11 FF26
HH01

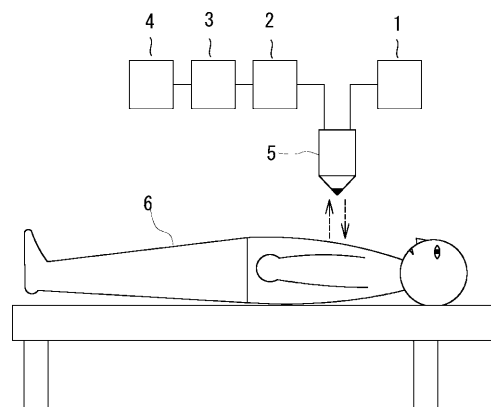
4C601 EE02 EE09 FF11 FF16 HH04
KK12

(54)【発明の名称】 超音波による診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波による診断装置を提供する

【解決手段】 規則的構造物の規則的間隔をD、超音波の周波数をf、波長をλとした時に、 $\lambda / 2 = D$ となる周波数f1を求め、生体内の診断の際、超音波の送信周波数をf1の1.0~1.2倍又は、1.6~2.6倍として、モニタに当該を写し出すステップと、超音波のパルス長を可変するステップとを含み構成される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】ステントなどの生体内に設置される規則的構造物の位置をモニタに映し出して目視検出する超音波診断装置であって、規則的構造物の規則的間隔を D 、超音波の周波数を f 、波長を λ とした時に、 $\lambda / 2 = D$ となる周波数 f を求め、生体内の診断の際、超音波の周波数を f の $1.0 \sim 1.2$ 倍又は、 $1.6 \sim 2.6$ 倍として、モニタに当該規則的構造物を写し出すことを特徴とする超音波による診断装置。

【請求項 2】請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、超音波のパルス長を可変することを特徴とする超音波による規則的構造物診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に関し、更に詳しくは、体内の超音波による規則的構造物の診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来から、冠動脈狭窄治療ではステンレスもしくはプラスチック製のステントが用いられていた。ステントは生体内部に挿入した場合、超音波で観察することは難しいと考えられ、X 線の照射下で位置を確認しつつ体内に埋め込んでいた。しかし、X 線照射によるステントの確認法では、プラスチックなど X 線を透過する材質のステントを使用した場合や、患者が妊娠中であつた場合に使用できないといった問題があつた。また、超音波診断装置では、高い周波数の超音波を利用することが、分解能や画質の面で有利であると考えられていた。しかし、超音波像は、大まかに言って用いる超音波の波形と散乱体分布で近似した対象物体との畳み込みで得られる。映像化対象物体である散乱体分布のもつ空間周波数帯域は超音波パルス波形の帯域より広いため、超音波像では実際の散乱体分布における、ある周波数範囲の領域を映像化していることになる。そのためスペックル等が発生し、超音波像の画質があまりよくないと思われるひとつの原因と考えられている。このように一般に画像化するには、低い周波数から高い周波数まで広く取ることが重要である。いたずらに高い周波数成分だけをとりだしても一見良い画像として観察されるときもあるが、実際は忠実に対象物体を映像化しているとはいえない。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】そこで、本発明は超音波を用いてステント等の規則的構造物を観察することで、X 線撮像による被爆から人体を保護することができ、また超音波を低い周波数で使用することで、対象物体に忠実な画像を得ることを目的とする。

【0004】本発明は、かかる問題点に鑑みなされたもので、特定の周波数に限定して使用することで、超音波によってステント等の規則的構造物の位置を確認する超

音波診断装置を提供することを目的とし、それにより従来 X 線によって体内のステントを撮影していた医療現場に、回数を限定せずに画像を確認できることでより安全な医療行為を提供できるようにする。

【0005】

【課題を解決するための手段】生体内の規則的構造物において、被対象物の規則的間隔を D 、超音波の周波数を f 、波長を λ とし $\lambda / 2 = D$ となる周波数 f を求める、生体内の規則的構造物の診断において、超音波の周波数を f の $1.0 \sim 1.2$ 倍又は、 $1.6 \sim 2.6$ 倍とする。

【0006】上記課題を解決するために請求項 2 記載の発明は、超音波のパルス長を可変することを特徴とする。

【0007】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波診断装置の一実施形態について図面を参照して説明する。初めに、図 1 は本発明に係る超音波診断装置の従来の実施形態を示すブロック図である。パルス発生器 1 で発生されたパルス波は超音波トランスジューサ 10 で超音波パルスに変換され、被験体すなわち生体 3 にむけて発射される。次に、被験体内部で反射、散乱した超音波反射エコーは、再び超音波トランスジューサ 10 において電気信号に変換され、受信増幅器 4 で検波、増幅された後、信号処理回路 5 において、生体中の減衰を補正する為のいわゆるタイムゲインコントロールなどを受けモニタ等の表示装置 6 に表示される。

【0008】次に、図 2 では本発明においてパルス発生器で発生させる超音波の波形を表す。図 2 [a] は、通常の波形を示し、正弦波を、奥行きが 4 mm で間隔が 0.3 mm で 100 本の格子上の Hanning 窓で切り取ったものであり、各周波数とも波の数は同一であり、周波数比帯域は同一である。図 2 [b] は、請求項 2 に記載の超音波パルスを調整した一例として倍の長さにした際の波形を示す。

【0009】図 3 は、体内で広がった状態のステントの形状をあらわす模式図で、高さが 1.45 (mm)、長さが 14.75 (mm) である。ステントとは、ステンレスでできた医療用器具で、血管が狭窄した場合に、初期は小さく折りたたまれていて、血管の細くなっている幹部で広がり固定され血流を回復するもので、ステントの網の大きさから送信周波数を求める。本発明では、超音波の干渉によってエコー強度が増大することを利用してステントを映像化するが、図 3 の場合、網の大きさはおよそ 1.5 mm であるので、体内で伝達される超音波の速度を 1540 m/s とすると、500 KHz の時、波長は 3.0 mm になり、半波長がおよそ 1.5 mm であるために最適となる。

【0010】図 4 は、定数倍の周波数でも干渉がおきる現象を利用し、図 1 の装置を用いて図 2 の波形の超音波

を用いて生体内の図 3 のステントを撮影した際の画像を、シミュレーションしたもので、1 MHz から 9 MHz まで変化させその時の画像を計算し、軟部組織を模擬した点散乱体がランダムに分布するシミュレーションファントムと加算したものである。シミュレーションのアルゴリズムにおいて、アレイを構成する要素振動子のインパルス応答は、その形状と 1 つの点散乱体の位置を与えることによって決まり、送信ビームの偏向とフォーカスは、各要素振動子に与える遅延時間で制御する。受信フォーカスは行わず、送信のみ行った。送信のインパルス応答を畳み込みすることによって、送受信でのインパルス応答を計算し、最後に送信波形を畳み込みして受信波形を得る。その結果、図 4 の左上隅に示したように 1 MHz の超音波画像が最もステントを高い輝度として観察することができた。

【0011】図 5 は、さらに 0.5 MHz から 1.0 MHz までを 0.1 MHz ステップで形成した画像である。左欄最上部及び右欄最下部に示した様に、半波長である 0.5 MHz 周辺及び 1 MHz 周辺ではステントの姿がはっきりと捉えられるが、それ以外の周波数で形成した画像はぼやけている。

【0012】図 6 では、1 MHz から 1.9 MHz まで 0.1 MHz ステップで前述の方法でシミュレーションしたものである。図示されているように、1.0 ~ 1.3 MHz の周波数ではステントをはっきりと確認できるが、それより高い周波数の画像からはステントを認識することが困難である。このことから、規則的構造物の間隔 D を半波長とする周波数及びその 2 倍の周辺、具体的には、半波長を f_1 として、 $f_1 \sim f_1 \times 1.2$ 又は、 $f_1 \times 1.6 \sim f_1 \times 2.6$ で超音波診断装置を使用することで、被爆の危険なく、体内の規則的構造物を確認

*できる。

【0013】図 7 では、パルス長を長くすることで、作成した超音波画像である。図 2 [b] に示した波形を使用したもので、図 6 と比較して識別しやすくなる場合もあるので、パルス長を可変にすることが有効であると考えられる。

【発明の効果】以上のように、本発明に係る超音波診断装置によれば、従来超音波によって識別することが困難であった体内のステント等の規則的な構造物を、超音波によって識別できるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】超音波診断装置の構成図

【図 2】ステントの形状をあらわす模式図

【図 3】モデル化したステントの形状

【図 4】1 MHz から 9 MHz まで 1 MHz ステップで作成したシミュレーション画像。

【図 5】0.5 MHz から 1.0 MHz まで 0.1 MHz ステップで作成したシミュレーション画像。

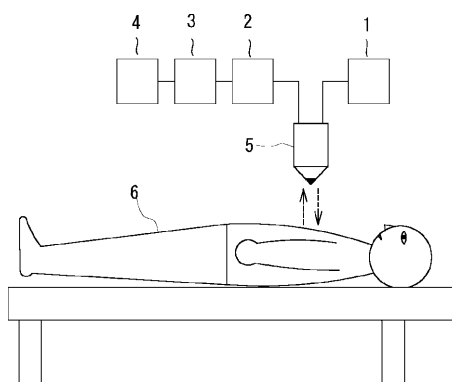
【図 6】1.1 MHz から 1.9 MHz まで 0.1 MHz ステップで作成したシミュレーション画像。

【図 7】超音波のパルス長を長くして 1.1 MHz から 1.9 MHz まで 0.1 MHz ステップで作成したシミュレーション画像。

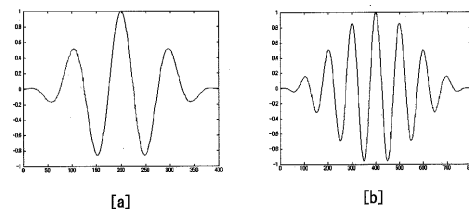
【符号の説明】

- 1 パルス発生器
- 2 受信増幅器
- 3 信号処理回路
- 4 表示装置
- 5 トランスジューサ
- 6 生体

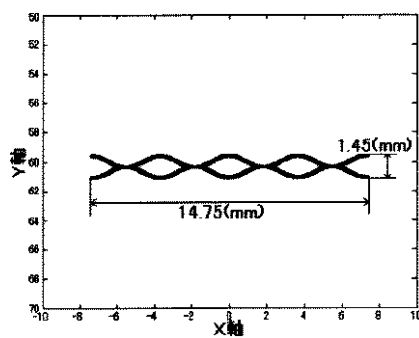
【図 1】



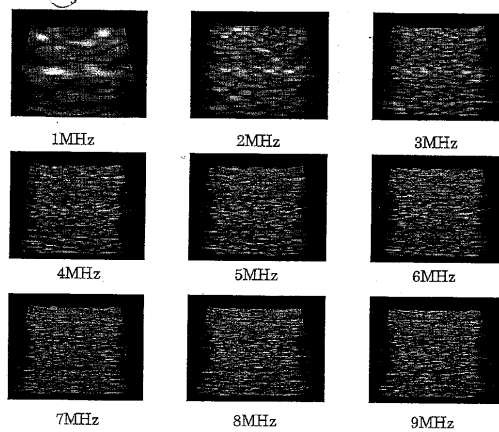
【図 2】



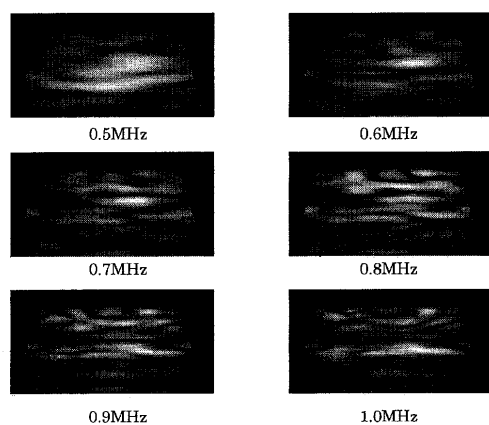
【図3】



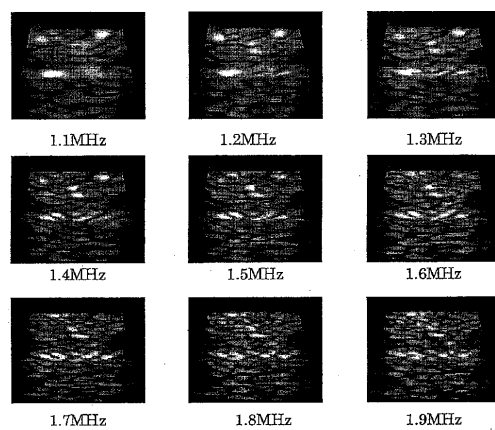
【図4】



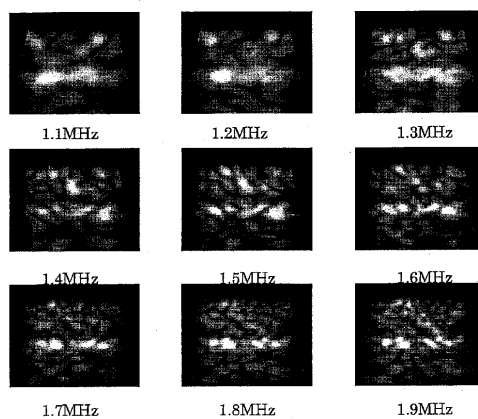
【図5】



【図6】



【図7】



专利名称(译)	超声波诊断设备		
公开(公告)号	JP2003180683A	公开(公告)日	2003-07-02
申请号	JP2001390033	申请日	2001-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	EI AI TEKUNOROJII		
申请(专利权)人(译)	有限公司埃护眼技术		
[标]发明人	秋山いわき		
发明人	秋山 いわき		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/EE04 4C301/EE11 4C301/FF26 4C301/HH01 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/FF11 4C601/FF16 4C601/HH04 4C601/KK12 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/GA20 4C601/HH06		
代理人(译)	巧儿西森		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种使用超声波的诊断装置，当规则结构的规则间隔为D时，超声波的频率为f，波长为 λ ，则获得的频率f1为 $\lambda/2 = D$ 。得到的结果是，在体内诊断时，将超声波的发送频率设定为f1的1.0~1.2倍或f1的1.6~2.6倍，并配置将其投射到监视器上的步骤和改变超声波的脉冲长度的步骤。有待完成。

