(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016 年 10 月 27 日(27.10.2016)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2016/170636 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 10/00 (2006.01) *A61B 19/00* (2006.01)
A61B 5/026 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2015/062323

(22) 国際出願日: 2015 年 4 月 23 日(23.04.2015)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人: オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 渡邉 武史(WATANABE, Takeshi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 上田 邦生, 外(UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい２－２－１ 横浜ランドマークタワー３７Ｆ Kanagawa (JP).

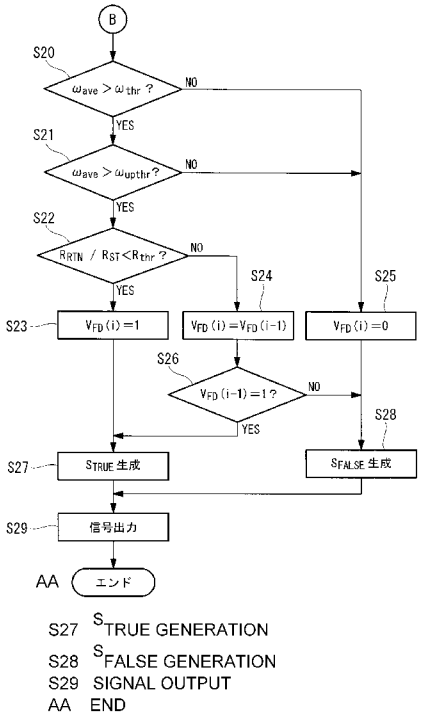
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, 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, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

(54) **Title**: BLOOD VESSEL EXPLORATION METHOD

(54) 発明の名称 : 血管探査方法



(57) **Abstract**: This blood vessel exploration method includes: Fourier transforming a time waveform of scattered light intensity generated by laser light irradiation to calculate a real-time Doppler spectrum; arithmetically processing the value of the real-time Doppler spectrum in a predetermined noise parameter frequency domain to calculate a real-time noise parameter; arithmetically processing, in the noise parameter frequency domain, the value of a spectral null measured by irradiating laser light when there is no blood flow to calculate a static noise parameter (R_{ST}); calculating an average frequency (ω_{ave}) from the real-time Doppler spectrum; comparing the average frequency (ω_{ave}) with a predetermined threshold (ω_{thr}) to determine blood flow velocity; comparing the ratio between the real-time noise parameter (R_{RTN}) and the static noise parameter (R_{ST}) with a predetermined noise parameter threshold (R_{thr}) to determine the magnitude of the noise; and determining that there is a blood vessel when it has been determined that the blood flow velocity is faster than the predetermined threshold (ω_{thr}) and the noise is low.

(57) 要約: 本発明の血管探査方法は、レーザ光の照射により発生する散乱光強度の時間波形をフーリエ変換して実時間ドップラースペクトルを算出し、実時間ドップラースペクトルの値を所定のノイズパラメータ周波数領域において算術処理して実時間ノイズパラメータを算出し、血流が無い状態でレーザ光を照射して測定した零スペクトルの値をノイズパラメータ周波数領域において算術処理して静的ノイズパラメータ（R_{ST}）を算出し、実時間ドップラースペクトルから平均周波数（ω_{ave}）を算出し、平均周波数（ω_{ave}）と所定の閾値（ω_{thr}）とを比較して血流速度の高低を判定し、実時間ノイズパラメータ（R_{RTN}）と静的ノイズパラメータ（R_{ST}）との比と、所定のノイズパラメータ閾値（R_{thr}）とを比較してノイズの大小を判定し、血流速度が所定の閾値（ω_{thr}）より高くかつノイズが小さいと判定された場合に血管が存在すると判定する。

WO 2016/170636 A1

明　細　書

発明の名称 ： 血管探査方法

技術分野

[0001]　本発明は、血管探査方法に関するものである。

背景技術

[0002]　生体組織の外科的処置においては、生体組織の内側に隠れている血管の存在を術者が正確に認識し、血管を避けるように処置することが重要である。そこで、生体組織中に存在する血管を光学的に検出する機能を備えた外科処置装置が提案されている（例えば、特許文献１参照。）。特許文献１では、生体組織中の血液量を測定し、測定された血液量に基づいて、血管が存在するか否かを判定している。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第４４９０８０７号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004]　特許文献１の血液量に基づく血管の検出方法は、血管の検出精度が低いとともに、術者にとって有用性に乏しいという問題がある。すなわち、血管内の血液と、出血によって血管から漏出した漏出血液とが区別無く同様に測定されるので、血管を、漏出血液とは区別して正確に検出することができない。また、術者にとっては、特に太い血管の位置を正確に認識することが重要であるが、特許文献１の方法では、細い血管と太い血管とが区別無く検出され、術者にとって真に重要な血管を特定することができない。

[0005]　本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、生体組織に存在する血管を正確に検出することができ、かつ、所定の太さの血管を選択的に検出することができる血管探査方法を提供する。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明の一態様は、レーザ光を生体に照射することにより発生する散乱光強度の時間波形をフーリエ変換して実時間ドップラースペクトルを算出するステップと、前記実時間ドップラースペクトルの値を所定のノイズパラメータ周波数領域において算術処理することにより実時間ノイズパラメータを算出するステップと、血流が無い状態でレーザ光を照射することにより測定した零スペクトルの値を前記ノイズパラメータ周波数領域において算術処理することにより静的ノイズパラメータを算出するステップと、前記実時間ドップラースペクトルから平均周波数を算出するステップと、前記平均周波数と所定の閾値とを比較して血流速度の高低を判定するステップと、前記実時間ノイズパラメータと前記静的ノイズパラメータとの比と、所定のノイズパラメータ閾値とを比較してノイズの大小を判定するステップと、血流速度が前記所定の閾値より高くかつノイズが小さいと判定された場合に血管が存在すると判定するステップとを含む血管探査方法である。

[0007] 本態様によれば、レーザ光の生体における散乱光強度の時間波形がフーリエ変換されて実時間ドップラースペクトルが取得され、取得された実時間ドップラースペクトルの値が所定のノイズパラメータ周波数領域において算術処理されることにより実時間ノイズパラメータが算出される。一方、血流が無い状態でレーザ光を照射して取得された零スペクトルの値もノイズパラメータ周波数領域において算術処理されることにより静的ノイズパラメータが算出される。

[0008] そして、実時間ドップラースペクトルから平均周波数が算出され、算出された平均周波数と所定の閾値とが比較されることにより血流速度の高低が判定される。一方、実時間ノイズパラメータと静的ノイズパラメータとの比と、所定のノイズパラメータ閾値とが比較されノイズの大小が判定される、そして、血流速度が高くかつノイズが小さいと判定された場合に血管が存在すると判定される。

[0009] すなわち、本態様によれば、平均周波数が所定の閾値より高くなるのは、血管が存在する場合とノイズが高くなる場合とがあり、単に平均周波数によ

って血管の存在を判定するのではなく、平均周波数が高くかつノイズが低い場合に血管が存在すると判定することにより、ノイズによる誤判定を防止することができ、生体内に存在する血管の有無を精度よく判定することができる。

[0010] 上記態様においては、前記ノイズパラメータ周波数領域が、直流成分を含んでいてもよい。

発明者らは、ノイズが大きくなる場合には、実時間ドップラースペクトルの直流成分が大きくなるという知見を得た。ノイズを判定するための実時間ノイズパラメータおよび静的ノイズパラメータを直流成分を含むノイズパラメータ周波数領域において算術処理することにより、ノイズの有無を明確に判定することができる。

[0011] また、上記態様においては、血管の存在の有無の判定結果を記憶するステップを含み、ノイズが大きいと判定された場合に、直前の判定結果によって血管の存在を判定してもよい。

このようにすることで、単発的なノイズの発生により血管の有無の判定が反転することを防止し、血管の有無を精度よく判定することができる。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、生体組織に存在する血管を正確に検出することができ、かつ、所定の太さの血管を選択的に検出することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の一実施形態に係る血管探査方法を適用する外科処置システムを模式的に示す図である。

[図2A]図１の血管探査方法の一部を示すフローチャートである。

[図2B]図２Ａの続きの血管探査方法の一部を示すフローチャートである。

[図2C]図２Ｂの続きの血管探査方法の一部を示すフローチャートである。

[図3]生体組織中の静的成分によるレーザ光の散乱を説明する図である。

[図4]生体組織中の動的成分によるレーザ光の散乱を説明する図である。

[図5]図１の判定部において取得される散乱光の強度の時系列データの一例を示す図である。

[図6A]図１の判定部において取得される血流が存在しない場合の実時間ドップラースペクトルの一例を示す図である。

[図6B]図１の判定部において取得される血流が存在する場合の実時間ドップラースペクトルの一例を示す図である。

[図7A]図６の実時間ドップラースペクトルに含まれる血流による信号スペクトルの一例を示す図である。

[図7B]図６の実時間ドップラースペクトルに含まれる低周波ノイズの一例を示す図である。

[図7C]図６の実時間ドップラースペクトルに含まれるノイズフロアの一例を示す図である。

[図7D]図６の実時間ドップラースペクトルに含まれるスパイクノイズの一例を示す図である。

[図7E]図６の実時間ドップラースペクトルに含まれるランダムノイズの一例を示す図である。

[図8A]図７Ｂの低周波ノイズが走査時に変動する様子を示す図である。

[図8B]図７Ｃのノイズフロアが走査時に変動する様子を示す図である。

[図9]スペクトルの規格化に用いる規格化領域の定義を説明する図である。

[図10]走査ノイズスペクトルの一例を示す図である。

[図11]血流スペクトルの一例を示す図である。

[図12]複数の走査ノイズスペクトルから求めた直流成分の一例を示す図である。

[図13A]走査ノイズスペクトルの相対強度の直流成分の一例を示す図である。

[図13B]走査ノイズスペクトルの相対強度の周波数４００Ｈｚ成分の一例を示す図である。

[図13C]走査ノイズスペクトルの相対強度の周波数８００Ｈｚ成分の一例を示す図である。

[図13D]走査ノイズスペクトルの相対強度の周波数１．２ｋＨｚ成分の一例を示す図である。

[図13E]走査ノイズスペクトルの相対強度の周波数１．６ｋＨｚ成分の一例を示す図である。

[図13F]走査ノイズスペクトルの相対強度の周波数８００ｋから９００ｋＨｚ成分の一例を示す図である。

[図14A]走査ノイズスペクトルの相対強度の直流成分によるノイズ判定を説明する図である。

[図14B]血流スペクトルの相対強度の直流成分を示す図である。

[図15]血流が存在しない場合の規格化実時間ドップラースペクトルから規格化零スペクトルを減算して得られる差分スペクトルの一例を示す図である。

[図16]血流が存在する場合の規格化実時間ドップラースペクトルから規格化零スペクトルを減算して得られる差分スペクトルの一例を示す図である。

[図17]積分領域の定義を説明する図である。

[図18A]血流が存在しない場合の差分スペクトルと領域スペクトルとの関係を示す図である。

[図18B]血流が存在する場合の差分スペクトルと領域スペクトルとの関係を示す図である。

[図19A]血流が存在しない場合の領域スペクトルとＰＳ基準スペクトルとの関係を示す図である。

[図19B]血流が存在する場合の領域スペクトルとＰＳ基準スペクトルとの関係を示す図である。

[図20A]血流が存在しない場合のＰＳ基準スペクトルと計算用スペクトルとの関係を示す図である。

[図20B]血流が存在する場合のＰＳ基準スペクトルと計算用スペクトルとの関係を示す図である。

[図21]走査ノイズスペクトルの相対強度の直流成分、周波数４００Ｈｚ成分および周波数８００ｋから９００ｋＨｚ成分を乗算したノイズパラメータを

示す図である。

[図22]血流スペクトルの相対強度の直流成分、周波数４００Ｈｚ成分および周波数８００ｋから９００ｋＨｚ成分を乗算した結果を示す図である。

発明を実施するための形態

[0014] 本発明の一実施形態に係る血管探査方法について、図面を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る血管探査方法は、図１に示されるように、生体組織Ａを処置するエネルギ処置具１と、生体組織Ａ内の血管Ｂを光学的に検出する血管検出手段２と、該血管検出手段２による検出結果表示する表示部３とを備えるシステム１００の血管検出手段２において、実施される測定方法である。

[0015] エネルギ処置具１は、体内に挿入可能な細長い胴部４と、該胴部４の先端に設けられ、生体組織Ａにエネルギを作用させるエネルギ作用部５と、胴部４の基端に接続され、胴部４の内部を通る配線を介してエネルギ作用部５にエネルギ源を供給するエネルギ供給部６とを備えている。

[0016] エネルギ作用部５は、生体組織Ａを把持可能な一対のジョー７，８を有するエネルギ鉗子（例えば、モノポーラ、バイポーラまたはエネルギ源を供給可能な把持鉗子）である。上ジョー７および下ジョー８は、互いに対向する内面７ａ，８ａを有している。上ジョー７および下ジョー８は、エネルギ供給部６からエネルギ源（例えば、高周波電流）が供給されることによってエネルギ（例えば、高周波電流または超音波）を発生し、発生されたエネルギを内面７ａ，８ａから該内面７ａ，８ａ間の生体組織Ａへ向かって放出するようになっている。

[0017] エネルギ作用部５は、動作モードとして、高エネルギによって生体組織Ａを切開する切開モードと、該切開モードにおける高エネルギよりも低い低エネルギによって生体組織Ａを凝固させる凝固モードとを有する。エネルギ作用部５は、エネルギ供給部６から供給されるエネルギ源の強度に応じて、切開モードと凝固モードとを切り替えるようになっている。

[0018] 血管検出手段２は、レーザ光Ｌを出力するレーザ光源９と、エネルギ作用部５の先端部に設けられ、レーザ光源９から供給されたレーザ光Ｌを射出する発光部１０および生体組織Ａによって散乱されたレーザ光Ｌの散乱光Ｓを受光する受光部１１と、該受光部１１によって受光された散乱光Ｓを検出する光検出部１２と、該光検出部１２によって検出された散乱光Ｓの強度の時系列データを取得して該時系列データを周波数解析する周波数解析部１３と、該周波数解析部１３による周波数解析結果に基づいて所定の範囲の直径を有する検出対象の血管Ｂの有無を判定する判定部１４とを備えている。

[0019] レーザ光源９は、血液による吸収が少ない波長域（例えば、赤外領域）のレーザ光Ｌを出力する。レーザ光源９は、胴部４の内部を通る光ファイバ１５を介して発光部１０と接続されている。レーザ光源９から光ファイバ１５へ入射されたレーザ光Ｌは、光ファイバ１５によって発光部１０まで導光され、発光部１０から前方に向かって射出されるようになっている。

[0020] 受光部１１は、胴部４の内部を通る光ファイバ１６を介して光検出部１２に接続されている。受光部１１によって受光された散乱光Ｓは、光ファイバ１６によって光検出部１２まで導光され、該光検出部１２に入射するようになっている。

光検出部１２は、光ファイバ１６から入射された散乱光Ｓの強度をデジタル値に変換し、該デジタル値を周波数解析部１３へ順次送信する。

[0021] 本実施形態に係る血管探査方法は、図２Ａに示されるように、周波数解析部１３によって、光検出部１２から受信したデジタル値が所定期間にわたって時系列に記録されることにより、散乱光Ｓの強度の時間変化を示す時系列データを取得する（図２ＡのステップＳ１）ところから開始される。周波数解析部１３は、取得された時系列データを高速フーリエ変換することにより、実時間ドップラースペクトル$f_{RT}(\omega)$を算出する（図２Ａのステップ２）。

[0022] ここで、時系列データおよび実時間ドップラースペクトル$f_{RT}(\omega)$について説明する。

生体組織Ａには、図３および図４に示されるように、脂肪や、出血によって血管Ｂから露出した漏出血液のように静止している静的成分と、血管Ｂ内を流動する血液中の赤血球Ｃのように移動している動的成分とが含まれる。静的成分に周波数ｆのレーザ光Ｌが照射されたときには、レーザ光Ｌと同一の周波数ｆを有する散乱光Ｓが発生する。これに対し、動的成分に周波数ｆのレーザ光Ｌが照射されたときには、ドップラーシフトによって、レーザ光Ｌの周波数ｆからシフトした周波数ｆ＋Δｆを有する散乱光Ｓが発生する。このときの周波数のシフト量Δｆは、動的成分の移動の速さに依存する。

[0023] したがって、生体組織Ａ内のレーザ光Ｌの照射領域に血管Ｂが含まれている場合、血管Ｂ内の血液によって散乱されて周波数ｆ＋Δｆを有する散乱光Ｓと、血管Ｂ内の血液以外の静的成分によって散乱されて周波数ｆを有する散乱光Ｓとが同時に受光部１１によって受光される。その結果、時系列データには、図５に示されるように、周波数ｆの散乱光Ｓと周波数ｆ＋Δｆの散乱光Ｓとの干渉に起因して周期的に散乱光Ｓ全体の強度が変化するうなりが現れる。

[0024] 生体組織Ａに照射されたレーザ光Ｌは静的成分および動的成分において多重散乱が起こるため、レーザ光Ｌが赤血球Ｃに入射する際の、光の進行方向と赤血球Ｃの移動方向（血流方向）とが成す入射角は単一ではなく分布が生じる。このため、ドップラーシフトによる周波数シフト量Δｆには分布が生じる。これにより、散乱光Ｓ全体の強度のうなりはΔｆの分布に対応して幾つもの周波数成分が重なり合ったものになっている。また、Δｆの分布は血流速度が速い程高周波数側まで広がる。

このような散乱光Ｓの時系列データを高速フーリエ変換すると、図６Ａおよび図６Ｂに示されるように、血流の速さに応じた周波数ω（以下、周波数シフト量Δｆをωと記す）に強度を有する実時間ドップラースペクトルf_{RT}（ω）が得られる。

[0025] ここで、実時間ドップラースペクトルf_{RT}（ω）には、図７Ａに示されるように、血流による信号スペクトルの他、図７Ｂに示されるように、生体組

織Ａ表面の凹凸や境界で散乱強度が変動する結果、実時間ドップラースペクトル$f_{RT}(\omega)$の変化として表れる低周波ノイズ、図７Ｃに示されるように、レーザ光源９自体の光量変動等によるノイズフロア、図７Ｄに示されるように、電気系等に由来して特定周波数に表れるスパイクノイズ等のノイズが含まれる。また、図７Ｅに示されるランダムノイズも含まれる。

[0026] また、エネルギ処置具１の手動操作時には、図８Ａおよび図８Ｂに破線で示されるように、低周波ノイズおよびノイズフロアが変動するため、図６Ａおよび図６Ｂに示されるように、血流がない状態および血流が存在する状態のいずれの場合においても実時間ドップラースペクトル$f_{RT}(\omega)$には、破線で示されるような変動が生じる。

[0027] そこで、これらのノイズを除去して、血流による信号スペクトルを精度よく抽出する必要がある。

本実施形態においては、まず、実時間ドップラースペクトル$f_{RT}(\omega)$における適当な周波数範囲に規格化領域R_{Nrm}を設定する。規格化領域R_{Nrm}は、図９に示されるように、所望の血流に対応する実時間ドップラースペクトル$f_{RT}(\omega)$の強度がノイズフロア強度と同程度となる周波数よりも高い周波数に設定される任意の周波数領域である。

また、血流が無い状態でレーザ光Ｌを照射して取得された散乱光強度から、ノイズフロアおよびスペクトルのみを含む零スペクトル$f_{ZERO}(\omega)$を算出しておく（図２ＡのステップＳ３）。

[0028] 次に、ノイズパラメータを求めるための周波数領域を別途設定し、$f_{RT}(\omega)$から実時間ノイズパラメータR_{RTN}を取得する（図２ＡのステップＳ４）。また、$f_{ZERO}(\omega)$から静的ノイズパラメータR_{ST}を取得する（図２ＡのステップＳ５）。

[0029] 実測した走査ノイズスペクトルと血流スペクトルを図１０および図１１に示す。

図１０は血流の無い状態での走査ノイズスペクトル（走査ノイズ大小）を示している。また、図１１は血流のある状態での血流スペクトルを示してい

る。

[0030] これらの図１０，図１１によれば、走査ノイズスペクトルおよび血流スペクトルは、同じ周波数領域に観測されることが分かる。これらのスペクトルを切り分ける目的でエネルギ作用部５を走査しながら複数の走査ノイズスペクトルを取得し、その周波数成分が走査時にどのように変化するのかを調べた結果を図１２に示す。図１２によれば、走査ノイズの大きさと直流成分の強度には相関があるという知見が得られた。

[0031] また、その他の周波数成分について、同様に測定毎の変化を調べた結果を図１３Ａから図１３Ｆに示す。図１３Ａは直流成分（ＤＣ）、図１３Ｂは周波数４００Ｈｚ、図１３Ｃは周波数８００Ｈｚ、図１３Ｄは周波数１．２ｋＨｚ、図１３Ｅは周波数１．６ｋＨｚ、図１３Ｆは周波数８００ｋから９００ｋＨｚの場合である。いずれの場合にも走査ノイズとの相関が見られるが、直流成分の変化が最も顕著に現れている。

[0032] そこで、図１４Ａに示されるように、ノイズパラメータ周波数として直流成分を設定し、ノイズパラメータ閾値を設定して、相対強度がノイズパラメータ閾値を超える場合にはノイズが大きいと判定し、ノイズパラメータ閾値以下の場合にのみ血流の有無を判定することとした。図１４Ｂに示されるように、血流スペクトルの直流成分は走査ノイズより小さいので、ノイズと血流とを区別することができる。具体的な処理については後述する。

[0033] 次に、規格化領域R_{Nrm}における実時間ドップラースペクトル$f_{RT}(\omega)$の平均値を用いて実時間ドップラースペクトル$f_{RT}(\omega)$および零スペクトル$f_{ZERO}(\omega)$を規格化する（図２Ａのステップ Ｓ６，Ｓ７）。

そして、規格化された規格化実時間ドップラースペクトル$f_{Nrm}(\omega)$から規格化された規格化零スペクトル$f_{zNrm}(\omega)$を減算することにより、図１５および図１６に示されるように、差分スペクトル$f_{SUB}(\omega)$を算出する（図２Ａのステップ Ｓ８）。これにより、ノイズフロアおよび部分的にスパイクノイズが低減された差分スペクトル$f_{SUB}(\omega)$が算出される。

[0034] 次に、図１７に示されるように血流による信号スペクトル領域を削りすぎ

ず、かつ、低周波ノイズをカットできるような積分領域R_{Int}を設定し、図１８Ａおよび図１８Ｂに示されるように、積分領域R_{Int}より低い周波数領域のスペクトルを差分スペクトル$f_{SUB}(\omega)$から除去して領域スペクトル$f_{rng}(\omega)$を算出する（図２Ａのステップ９）。

これにより低周波ノイズおよび一部のスパイクノイズを除去した領域スペクトル$f_{rng}(\omega)$が生成される。

[0035] また、図１９Ａおよび図１９Ｂに示されるように、最も低周波数のスパイクノイズよりも低いＰＳ基準周波数ω_{PS}を設定し、該ＰＳ基準周波数ω_{PS}より高いＰＳ基準領域R_{PS}における領域スペクトルf_{rng}の最大値max_{PS}を領域スペクトルf_{rng}から減算することにより、ＰＳ基準スペクトル$f_{PS}(\omega)$を算出する（図２Ｂのステップ１０）。そして、ＰＳ基準スペクトル$f_{PS}(\omega)$においては、領域スペクトルf_{rng}の最大値max_{PS}を減算することにより負の強度となる要素が発生するので、図２０Ａおよび図２０Ｂに示されるように、負の強度となった領域については０に置き換えることにより、全ての強度が０以上の計算用スペクトル$f_C(\omega)$を算出する（図２Ｂのステップ１１から１３）。

[0036] そして、算出された計算用スペクトル$f_C(\omega)$、および計算用スペクトル$f_C(\omega)$に周波数ωを乗算したものを積分領域R_{Int}内で周波数ωについて積分し、２つの積分値I_f，$I_{\omega f}$を取得する（図２Ｂのステップ１４）。

ここで、計算用スペクトル$f_C(\omega)$の積分値I_fが０であるか否かが判定され（図２Ｂのステップ１５）、０である場合には便宜上１に置き換えられる（図２Ｂのステップ１６）。これにより、０で除算されることを回避するようになっている。また、計算用スペクトル$f_C(\omega)$の積分値I_fが所定の積分カットオフ値I_{fCUT}より大きいか否かが判定され（図２Ｂのステップ１７）、判定結果に応じて、以下のように平均周波数ω_{ave}が算出される。

[0037] $I_f > I_{fCUT}$の場合、$\omega_{ave} = I_{\omega f} / I_f$

$I_f \leqq I_{fCUT}$の場合、$\omega_{ave} = 0$

[0038] すなわち、積分値I_fがカットオフ値I_{fCUT}以下の場合には、上位ステップにおいて除去しきれなかったランダムノイズによる誤判定が行われる可能性があるため、カットオフ値I_{fCUT}より大きな積分値I_fである場合にのみ、平均周波数ω_{ave}を算出し（図２ＢのステップＳ１８）、カットオフ値I_{fCUT}以下の積分値I_fである場合には、平均周波数ω_{ave}を算出することなく、０に設定することとして（図２ＢのステップＳ１９）、誤判定を防止している。

[0039] そして、図２Ｃに示されるように、算出された平均周波数ω_{ave}の値が、所定の平均周波数閾値（所定の閾値）ω_{thr}と比較して大きいか否かが判定され（図２ＣのステップＳ２０）、大きい場合、すなわち、血流速度が高いと判定された場合には、平均周波数ω_{ave}の値が、所定の平均周波数上限閾値ω_{upthr}と比較して小さいか否かが判定される（図２ＣのステップＳ２１）。平均周波数ω_{ave}の値が、平均周波数上限閾値ω_{upthr}より小さい場合には、ノイズパラメータを用いた判定が行われる（図２ＣのステップＳ２２）。

[0040] ステップＳ２０において、平均周波数ω_{ave}の値が、平均周波数閾値ω_{thr}以下である場合、および、ステップＳ２１において、平均周波数ω_{ave}の値が、平均周波数上限閾値ω_{upthr}以上である場合には、反復変数V_{FD}（ｉ）＝０が記憶される（図２ＣのステップＳ２５）。一方、平均周波数ω_{ave}の値が、平均周波数上限閾値ω_{upthr}より小さい場合には、ノイズパラメータを用いた判定が行われる（図２ＣのステップＳ２２）。

[0041] ノイズパラメータを用いた判定は、実時間ノイズパラメータR_{RTN}と静的ノイズパラメータR_{ST}との比率である相対強度を算出し、当該相対強度が所定の閾値（ノイズパラメータ閾値）R_{thr}より小さいか否かを判定する（図２ＣのステップＳ２２）。判定の結果、相対強度が閾値R_{thr}より小さい、すなわちノイズが小さいと判定された場合には、反復変数V_{FD}（ｉ）＝１が記憶される（図２ＣのステップＳ２３）。

[0042] 一方、実時間ノイズパラメータR_{RTN}と静的ノイズパラメータR_{ST}との比率である相対強度が、閾値R_{thr}以上であると判定された場合には、反復変数Ｖ

$_{FD}$（ｉ）として、１つ前に記憶された反復変数Ｖ$_{FD}$（ｉ－１）が記憶される（図２Ｃのステップ２４）。そして、１つ前に記憶された反復変数Ｖ$_{FD}$（ｉ－１）が１であったか否かが判定され（図２Ｃのステップ２６）、１であった場合には、比較的太い血管Ｂが存在するものとする判定結果Ｓ$_{TRUE}$が生成される（図２Ｃのステップ２７）。

[0043] 一方、ステップ２５において、反復変数Ｖ$_{FD}$（ｉ）＝０が記憶された場合、および、ステップ２６において、１つ前の反復変数Ｖ$_{FD}$（ｉ－１）が０であった場合には、太い血管Ｂは存在しないものとする判定結果Ｓ$_{FALSE}$が生成される（図２Ｃのステップ２８）。そして、いずれかの判定結果を示す信号が、判定部１４から出力され（図２Ｃのステップ２９）、表示部３に表示される。

[0044] このように、本実施形態によれば、血管Ｂ内の血流に起因して生じる散乱光Ｓのドップラーシフトを解析することによって、血管Ｂ内を流動している血液が、出血によって血管Ｂから漏出している血液とは明確に区別して検出される。これにより、生体組織Ａに存在する血管Ｂを正確に検出することができるという利点がある。

[0045] さらに、平均周波数ω$_{ave}$の大きさが、血管Ｂの太さに依存することを利用して、血管Ｂの有無のみならず、血管Ｂの太さも認識することができる。これにより、太い血管Ｂのみを検出し、太い血管Ｂが存在する処置対象部位の切開を確実に回避するようにエネルギ作用部５の動作を適切に制御することができるという利点がある。

[0046] また、本実施形態においては、判定部１４により判定において、実時間ドップラースペクトルｆ$_{RT}$（ω）に含まれる低周波ノイズ、ノイズフロア、スパイクノイズおよびランダムノイズを効果的に除去して、平均周波数ω$_{ave}$を算出しているので、太い血管Ｂの存在を精度よく判定することができる。

[0047] さらに、本実施形態においては、ステップ２２において実時間ノイズパラメータＲ$_{RTN}$と静的ノイズパラメータＲ$_{ST}$との比率である相対強度の大きさを判定し、大きい場合にはノイズが大きいものとして、血管Ｂが無いという

判定結果S_{FALSE}を表示することにより、走査ノイズを血流と誤判定することを防止することができるという利点がある。

[0048] また、本実施形態においては、ステップＳ２２における実時間ノイズパラメータR_{RTN}と静的ノイズパラメータR_{ST}との比率が閾値R_{thr}より小さいか否かの判定結果を反復変数V_{FD}（ｉ）として記憶しておき、ステップＳ２２における実時間ノイズパラメータR_{RTN}と静的ノイズパラメータR_{ST}との比率が閾値R_{thr}以上であるとの判定結果が出た場合に、反復変数V_{FD}（ｉ）を１つ前の反復変数V_{FD}（ｉ－１）に置き換えるので、パルス状のノイズによって単発的にノイズが大きいと判定された場合に、血管Ｂが存在しないと誤判定されてしまう不都合の発生を未然に防止することができる。

[0049] なお、本実施形態においては、直流成分をノイズパラメータ周波数とした実時間ノイズパラメータR_{RTN}と静的ノイズパラメータR_{ST}との比率である相対強度を求めたが、これに代えて、図２１に示されるように、ノイズパラメータ周波数として複数の周波数領域の相対強度を乗算した値をノイズの大きさの判定に用いてもよい。このようにすることで、ダイナミックレンジが拡大するので、ノイズ判定の精度を向上することができる。図２２に血流スペクトルについて同様の処理をした結果を示す。乗算によっても値は大きく変動せず、ノイズと明確に区別することができる。

符号の説明

[0050] Ｂ　血管

Ｌ　レーザ光

$f_{RT}(\omega)$　実時間ドップラースペクトル

R_{RTN}　実時間ノイズパラメータ

$f_{ZERO}(\omega)$　零スペクトル

R_{ST}　静的ノイズパラメータ

ω_{ave}　平均周波数

ω_{thr}　平均周波数閾値（所定の閾値）

R_{thr}　閾値（ノイズパラメータ閾値）

Ｓ２　実時間ドップラースペクトルを算出するステップ

Ｓ４　実時間ノイズパラメータを算出するステップ

Ｓ５　静的ノイズパラメータを算出するステップ

Ｓ１８　平均周波数を算出するステップ

Ｓ２０，Ｓ２１　血流速度の高低を判定するステップ

Ｓ２２　ノイズの大小を判定するステップ

Ｓ２３，Ｓ２４，Ｓ２５　血管の存在の有無の判定結果を記憶するステップ

Ｓ２７　血管が存在すると判定するステップ

請求の範囲

[請求項1] レーザ光を生体に照射することにより発生する散乱光強度の時間波形をフーリエ変換して実時間ドップラースペクトルを算出するステップと、

前記実時間ドップラースペクトルの値を所定のノイズパラメータ周波数領域において算術処理することにより実時間ノイズパラメータを算出するステップと、

血流が無い状態でレーザ光を照射することにより測定した零スペクトルの値を前記ノイズパラメータ周波数領域において算術処理することにより静的ノイズパラメータを算出するステップと、

前記実時間ドップラースペクトルから平均周波数を算出するステップと、

前記平均周波数と所定の閾値とを比較して血流速度の高低を判定するステップと、

前記実時間ノイズパラメータと前記静的ノイズパラメータとの比と、所定のノイズパラメータ閾値とを比較してノイズの大小を判定するステップと、

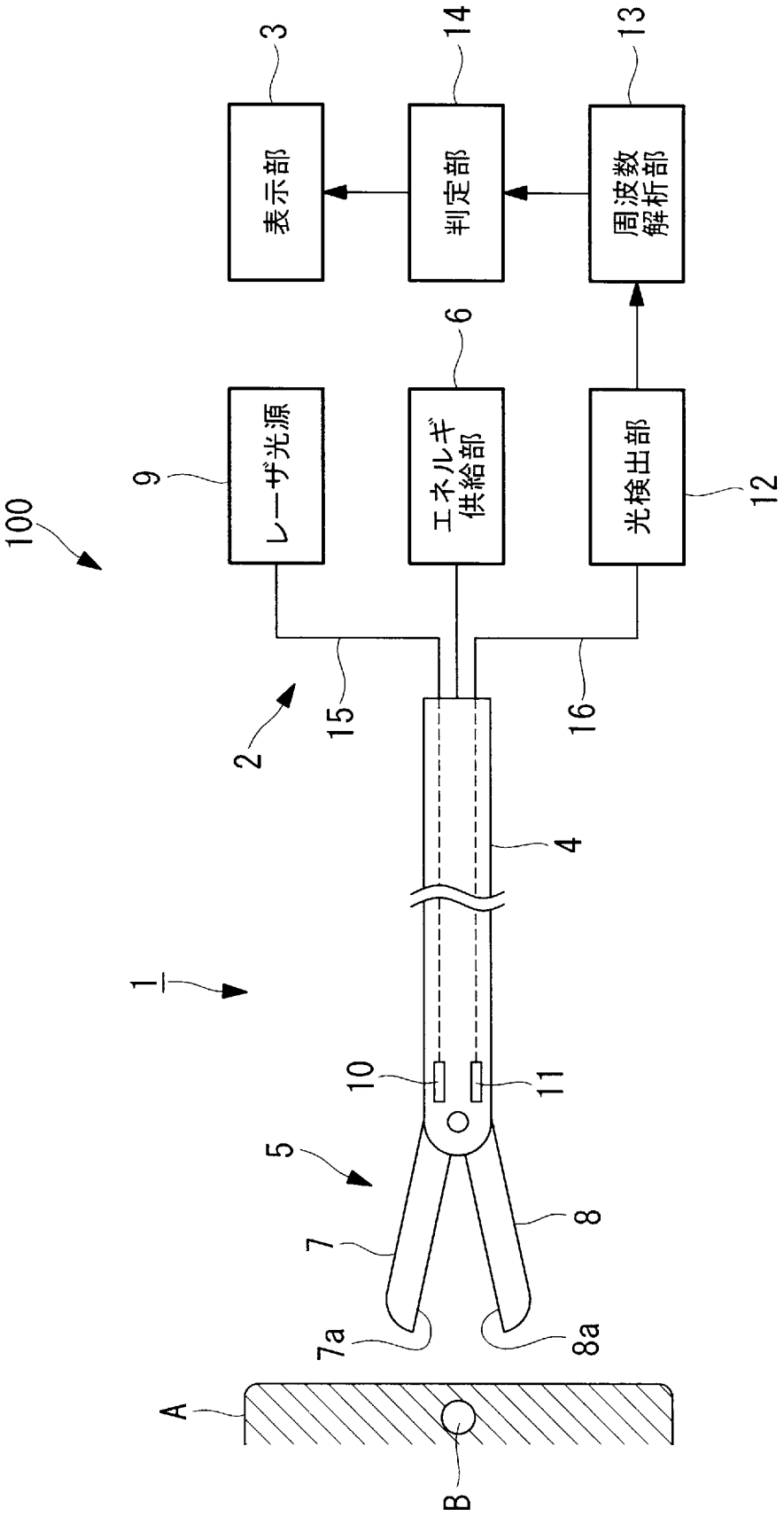
血流速度が前記所定の閾値より高くかつノイズが小さいと判定された場合に血管が存在すると判定するステップとを含む血管探査方法。

[請求項2] 前記ノイズパラメータ周波数領域が、直流成分を含む請求項１に記載の血管探査方法。

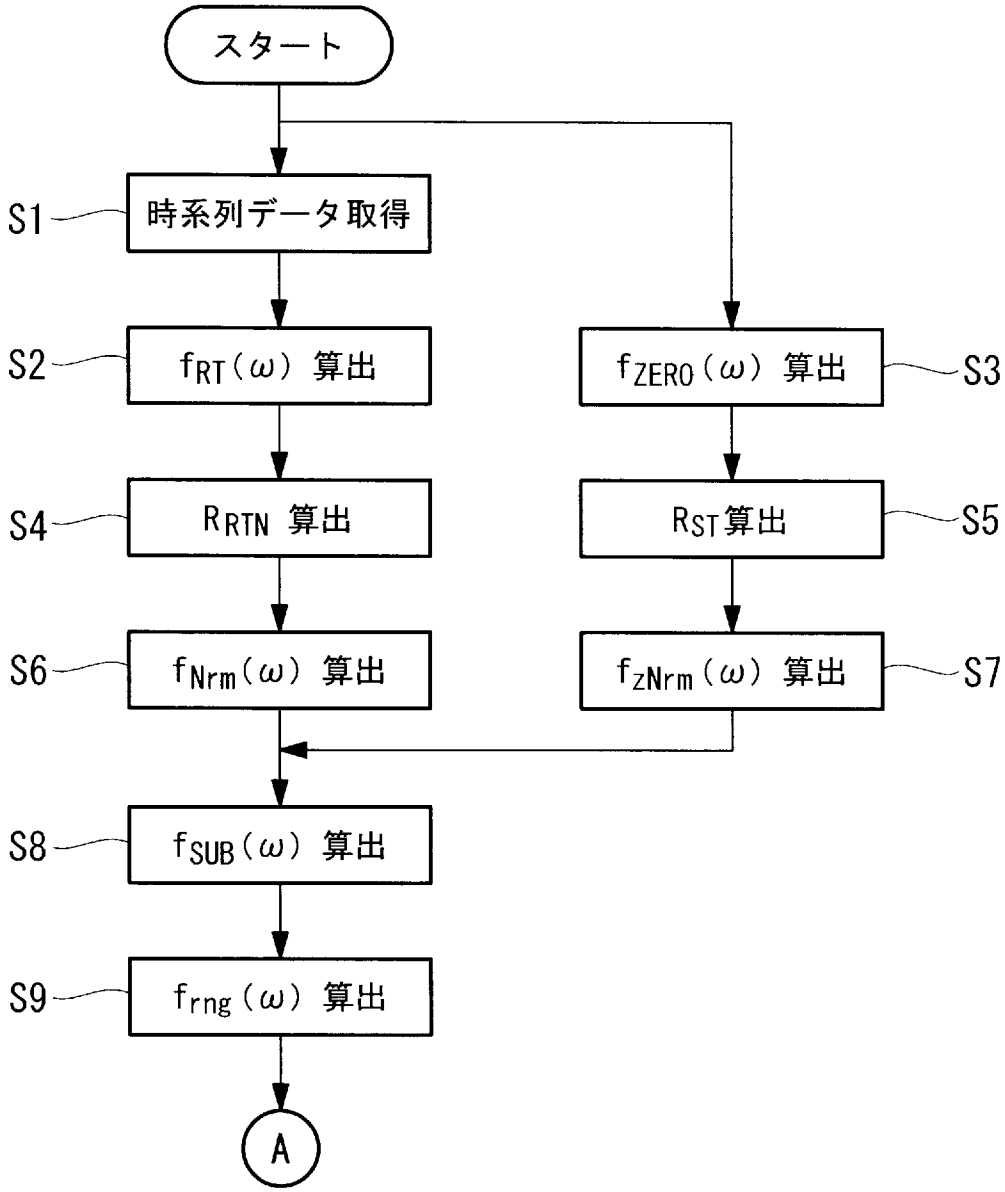
[請求項3] 血管の存在の有無の判定結果を記憶するステップを含み、

ノイズが大きいと判定された場合に、直前の判定結果によって血管の存在を判定する請求項１または請求項２に記載の血管探査方法。

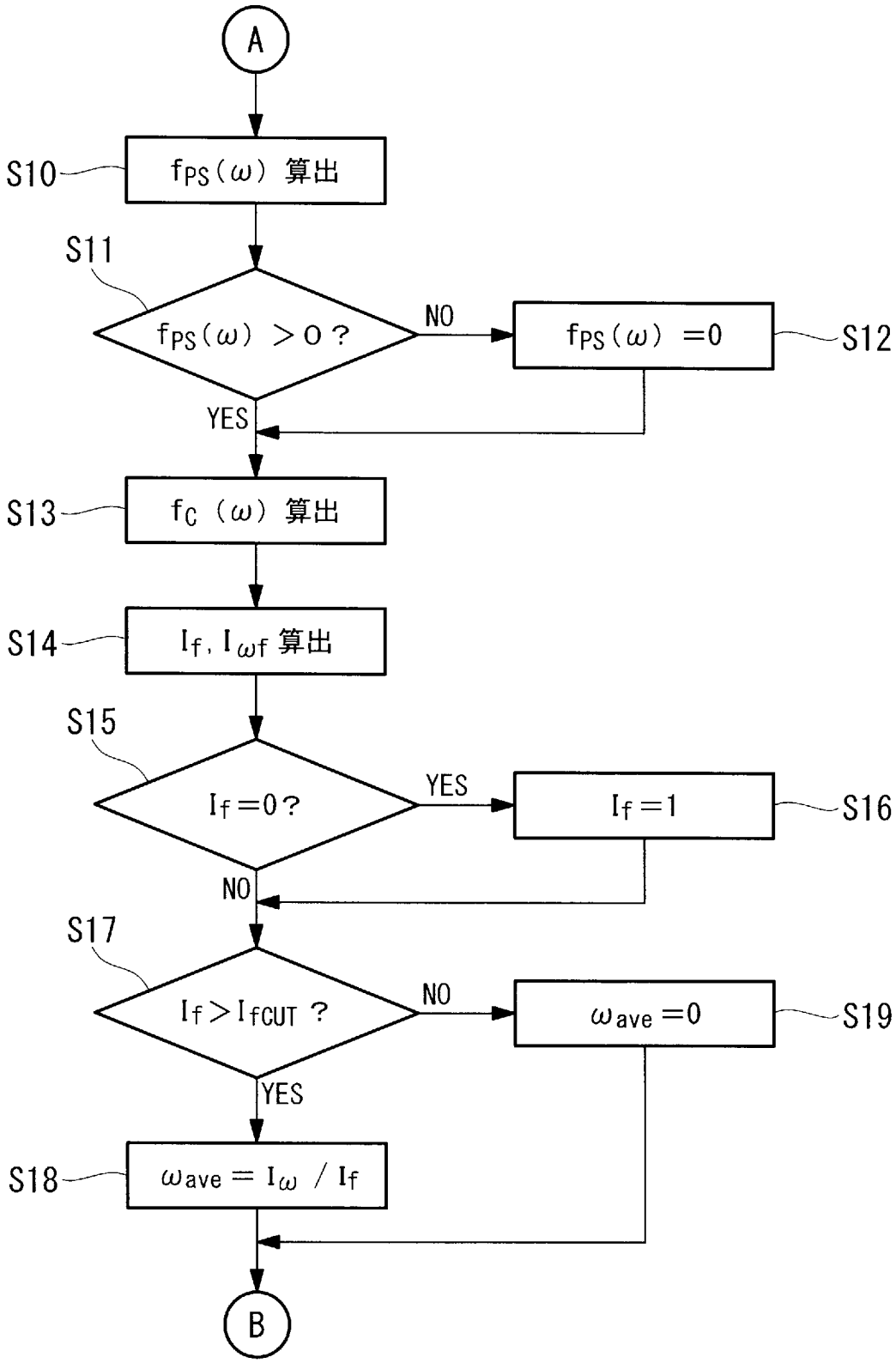
[図1]


100
1
2
3
4
5
6
7
7a
8
8a
9
10
11
12
13
14
15
16
A
B
表示部
判定部
周波数解析部
レーザ光源
エネルギ供給部
光検出部

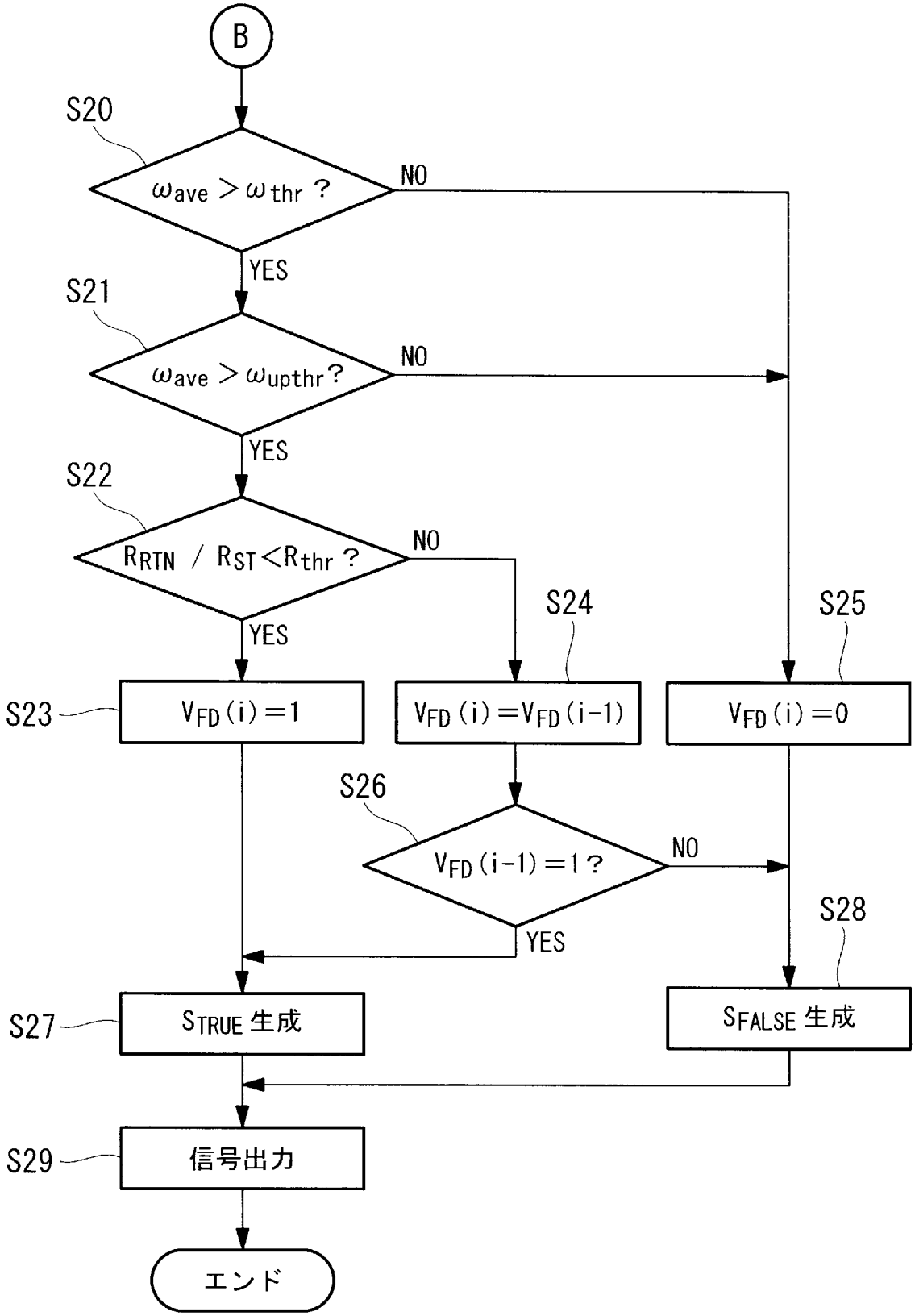
[図2A]


スタート
S1
時系列データ取得
S2
$f_{RT}(\omega)$ 算出
$f_{ZERO}(\omega)$ 算出
S3
S4
R_{RTN} 算出
R_{ST}算出
S5
S6
$f_{Nrm}(\omega)$ 算出
$f_{zNrm}(\omega)$ 算出
S7
S8
$f_{SUB}(\omega)$ 算出
S9
$f_{rng}(\omega)$ 算出
A

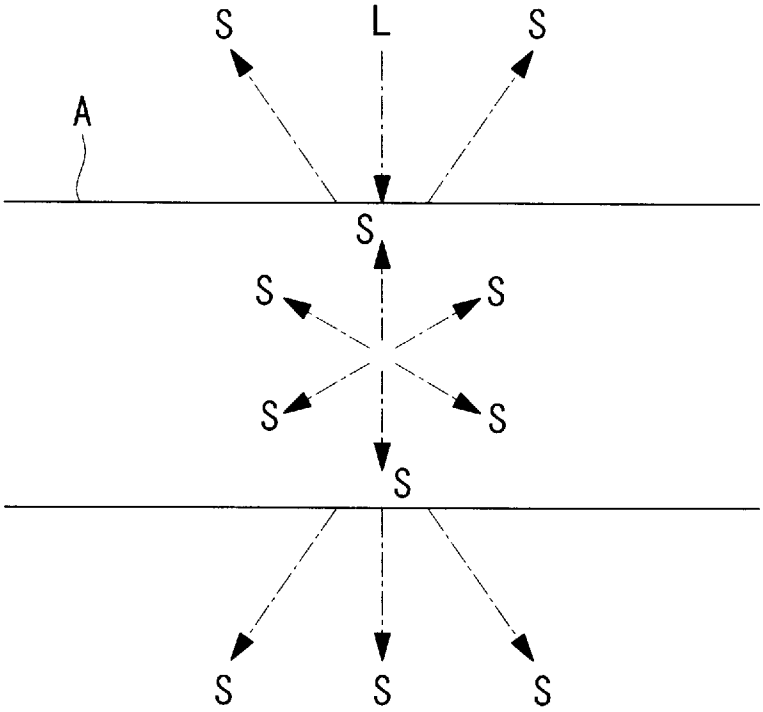
[図2B]


A
S10
fPS(ω) 算出
S11
fPS(ω) >0?
NO
fPS(ω) =0
S12
YES
S13
fC (ω) 算出
S14
If, Iωf 算出
S15
If =0?
YES
If =1
S16
NO
S17
If > IfCUT ?
NO
ωave =0
S19
YES
S18
ωave = Iω / If
B

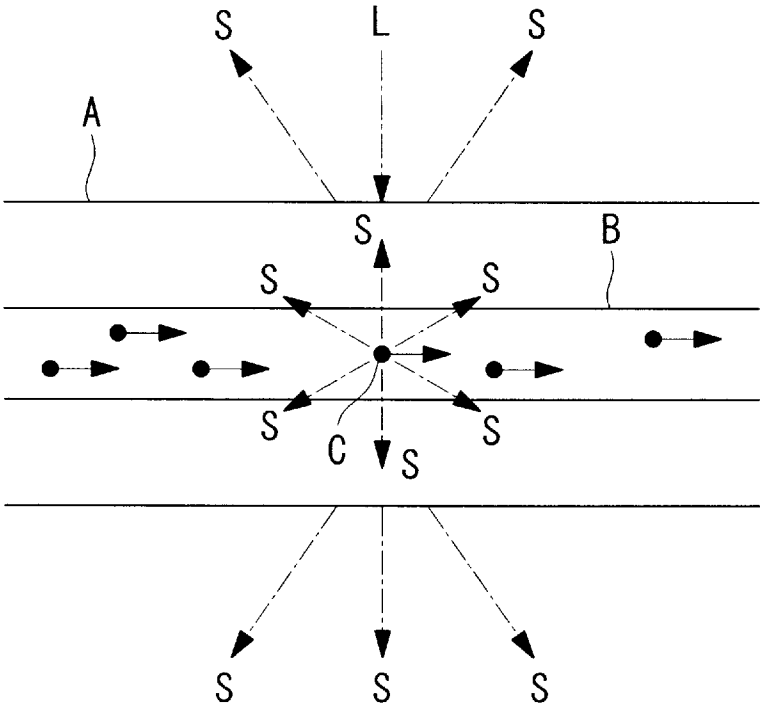
[図2C]


B
S20
ωave > ωthr ?
NO
YES
S21
ωave > ωupthr?
NO
YES
S22
RRTN / RST<Rthr ?
NO
YES
S24
S25
S23
VFD(i)=1
VFD(i)=VFD(i-1)
VFD(i)=0
S26
VFD(i-1)=1?
NO
YES
S28
S27
STRUE 生成
SFALSE 生成
S29
信号出力
エンド

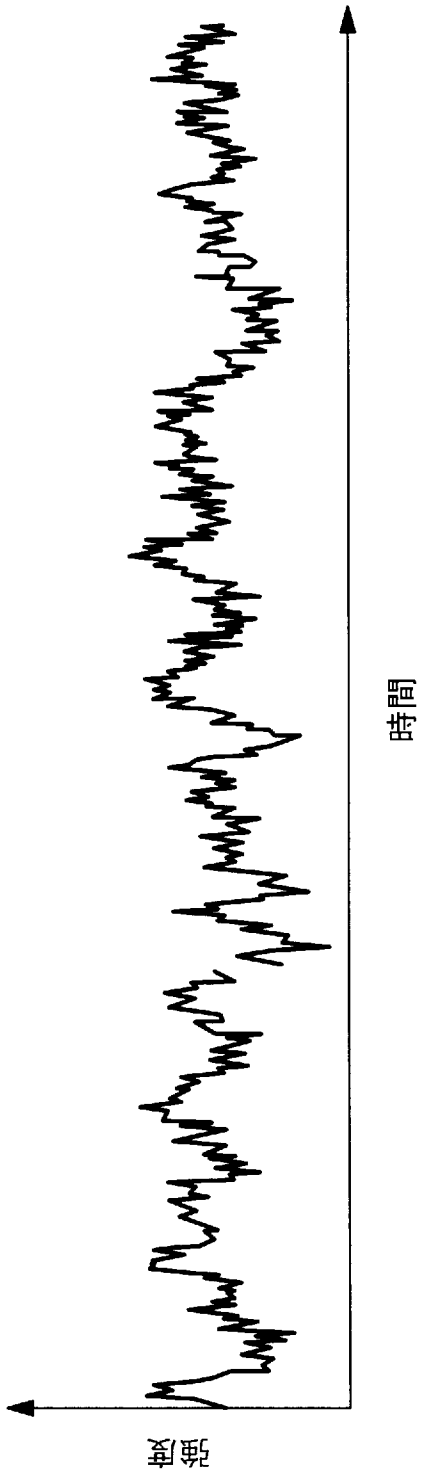
[図3]



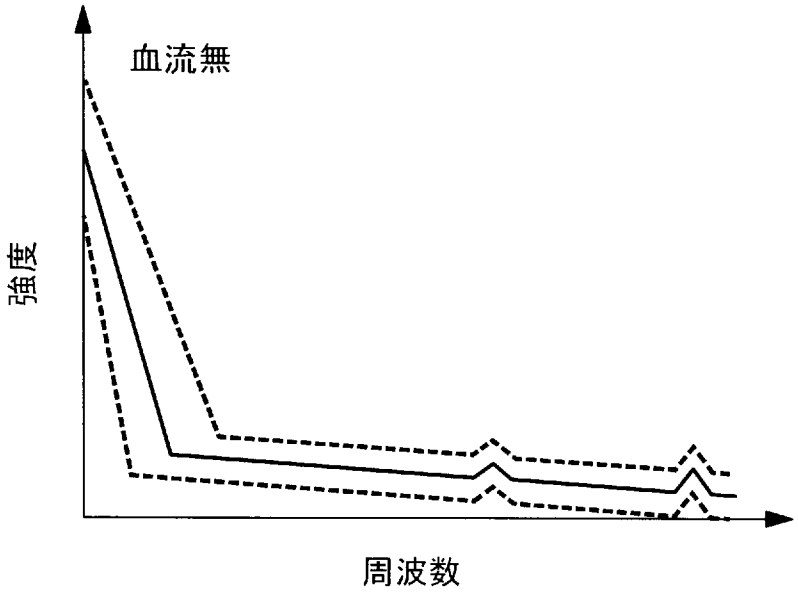
[図4]



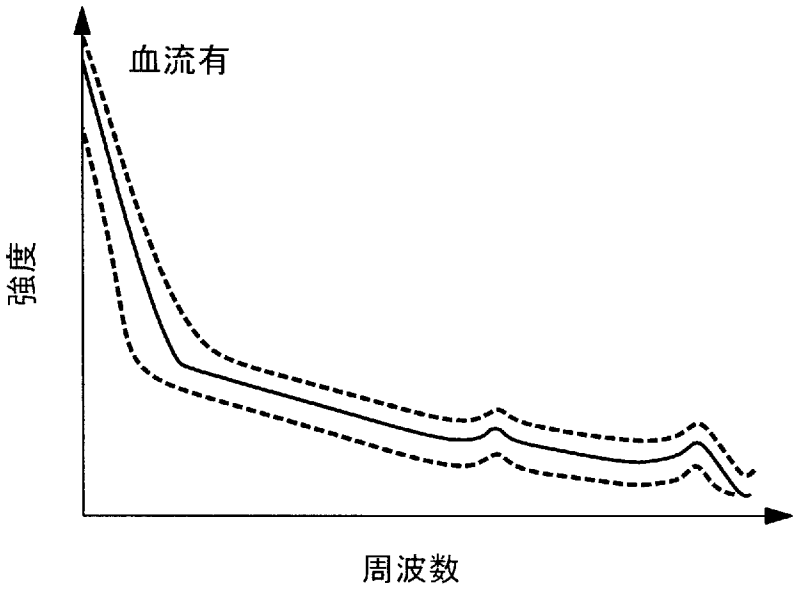
[図5]



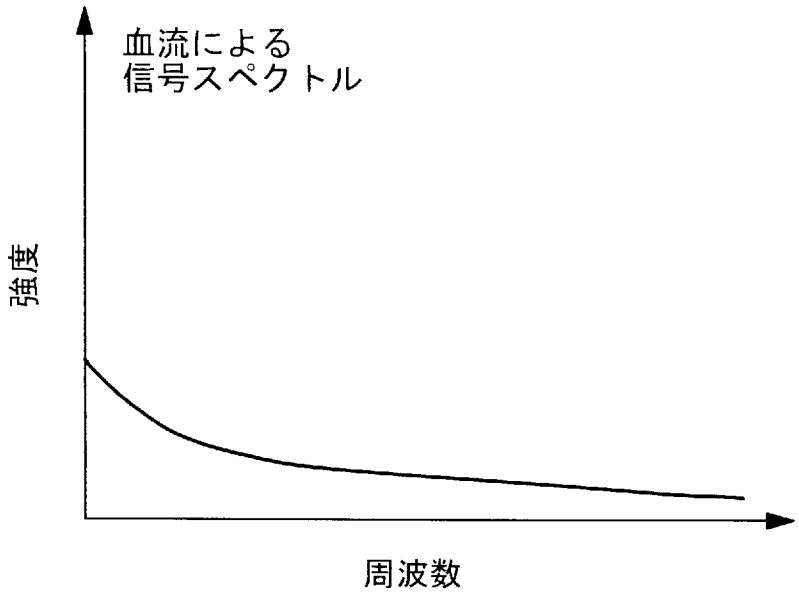
[図6A]



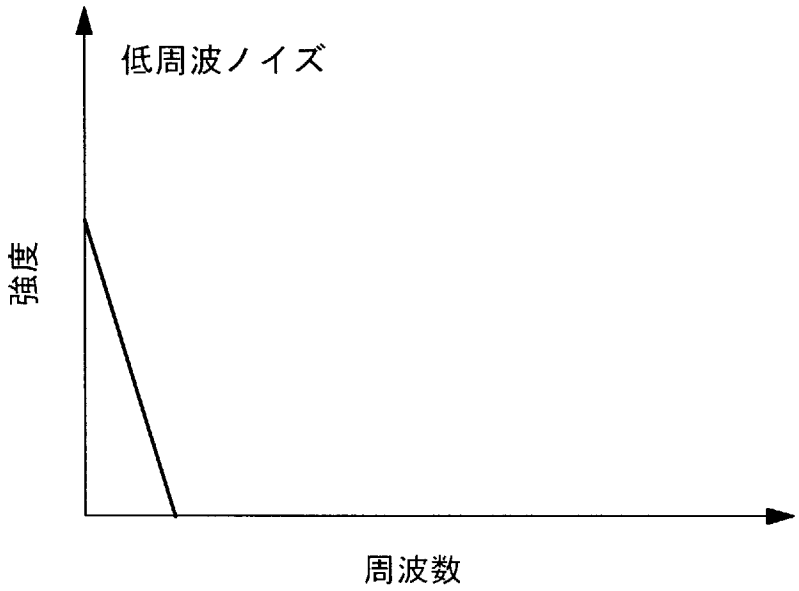
[図6B]



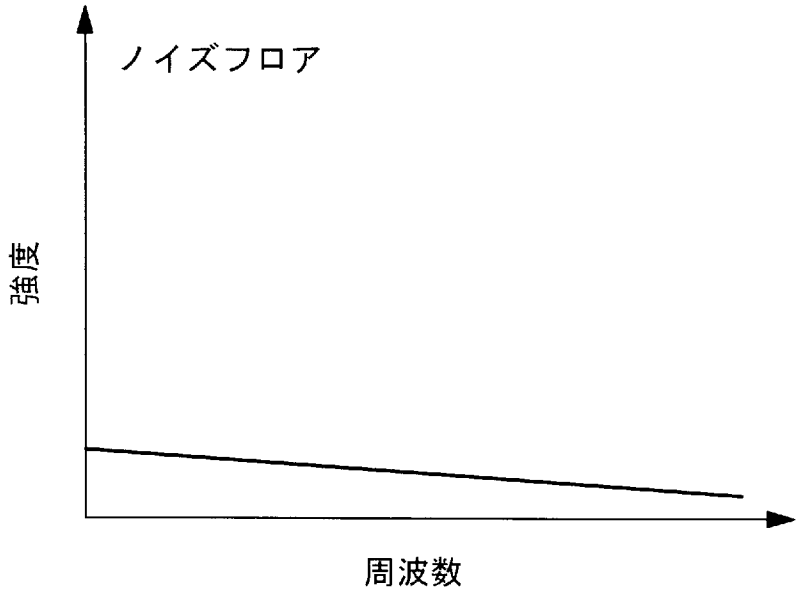
[図7A]



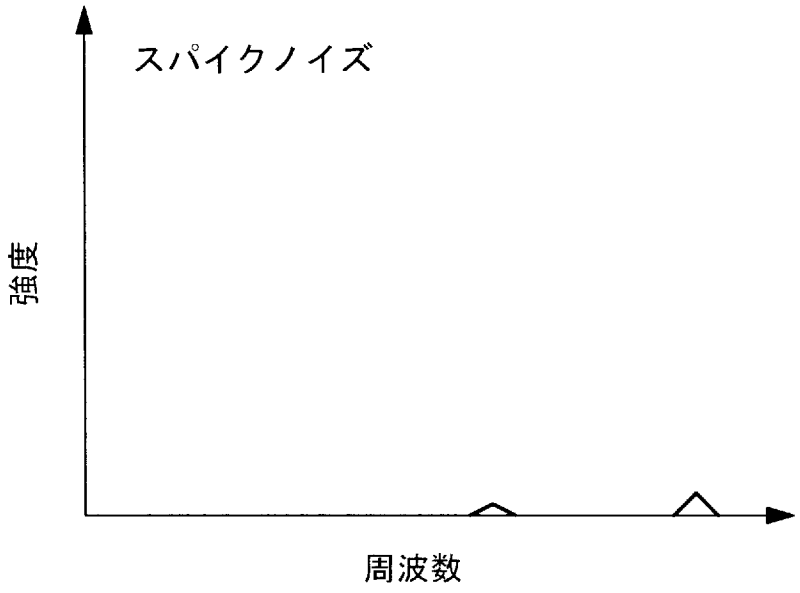
[図7B]



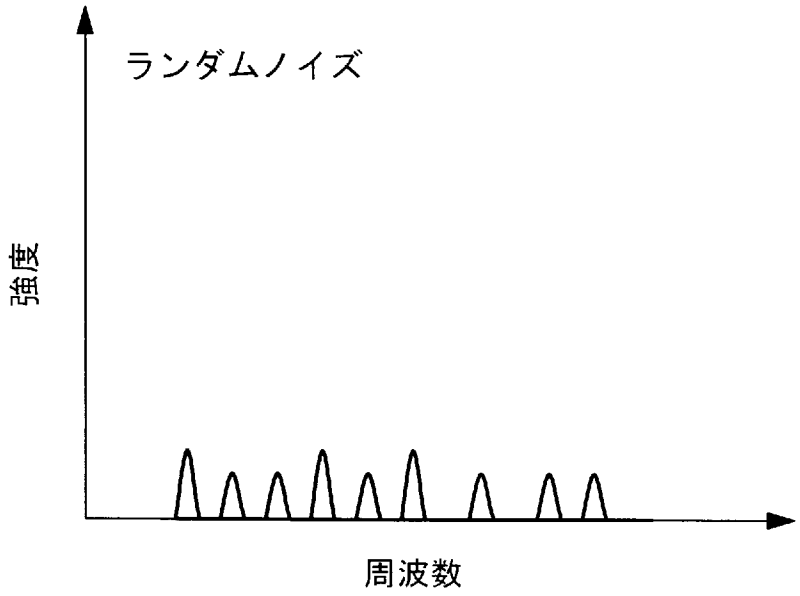
[図7C]



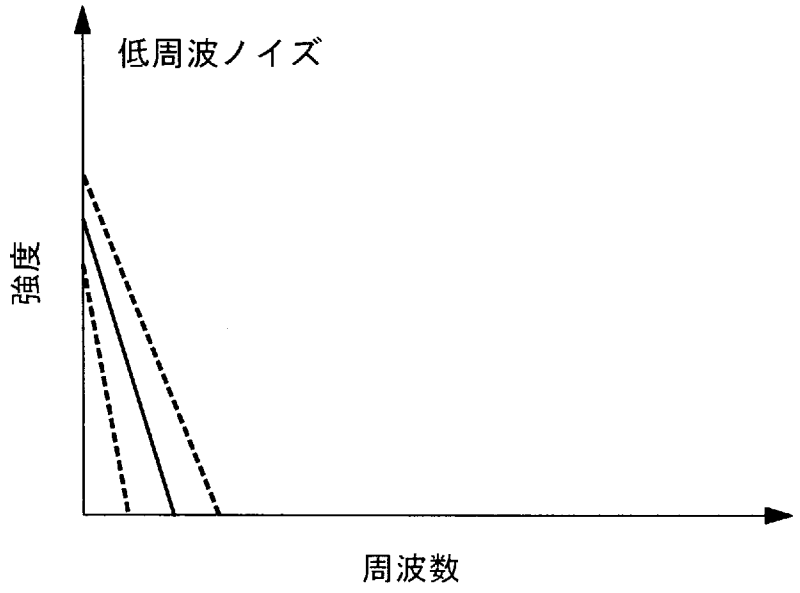
[図7D]



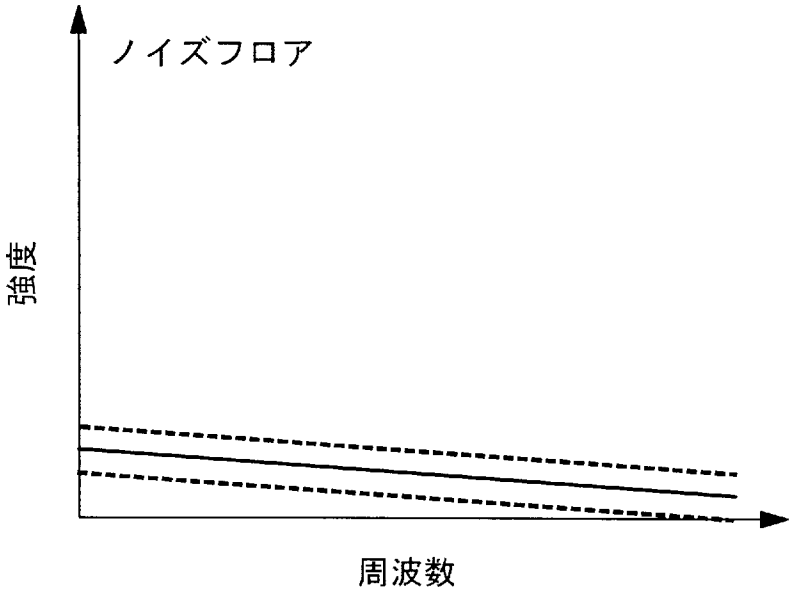
[図7E]



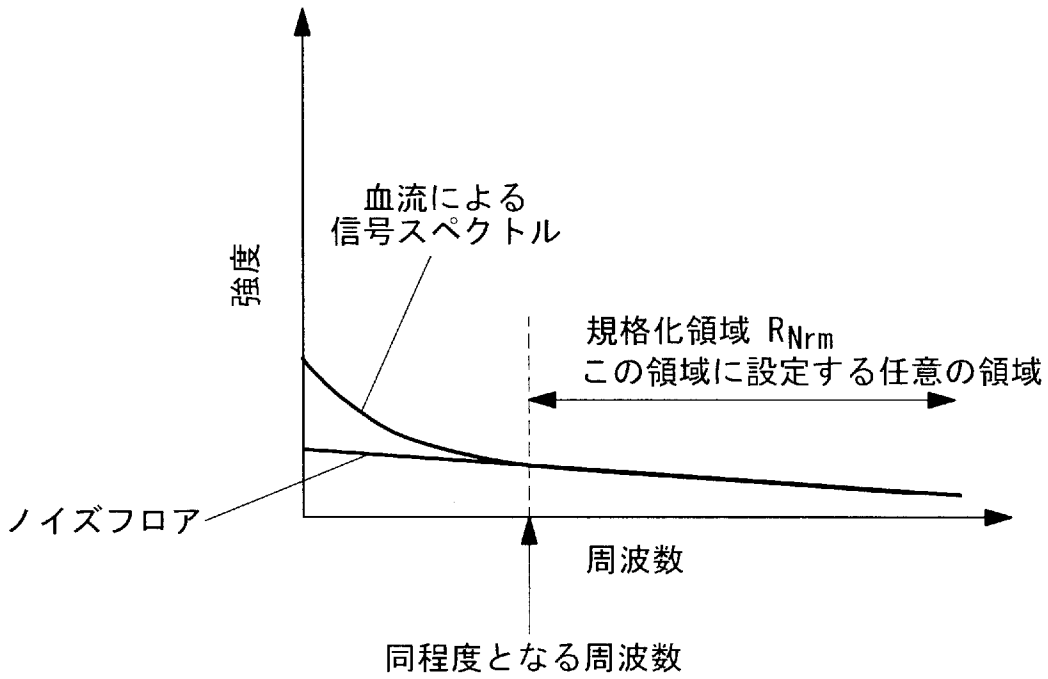
[図8A]



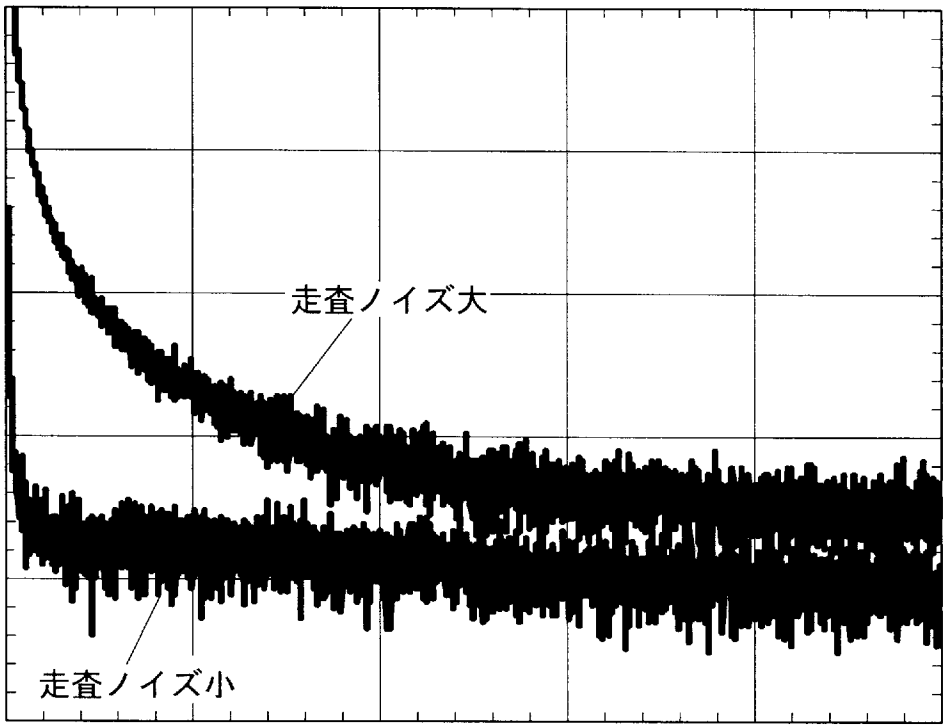
[図8B]


ノイズフロア
強度
周波数

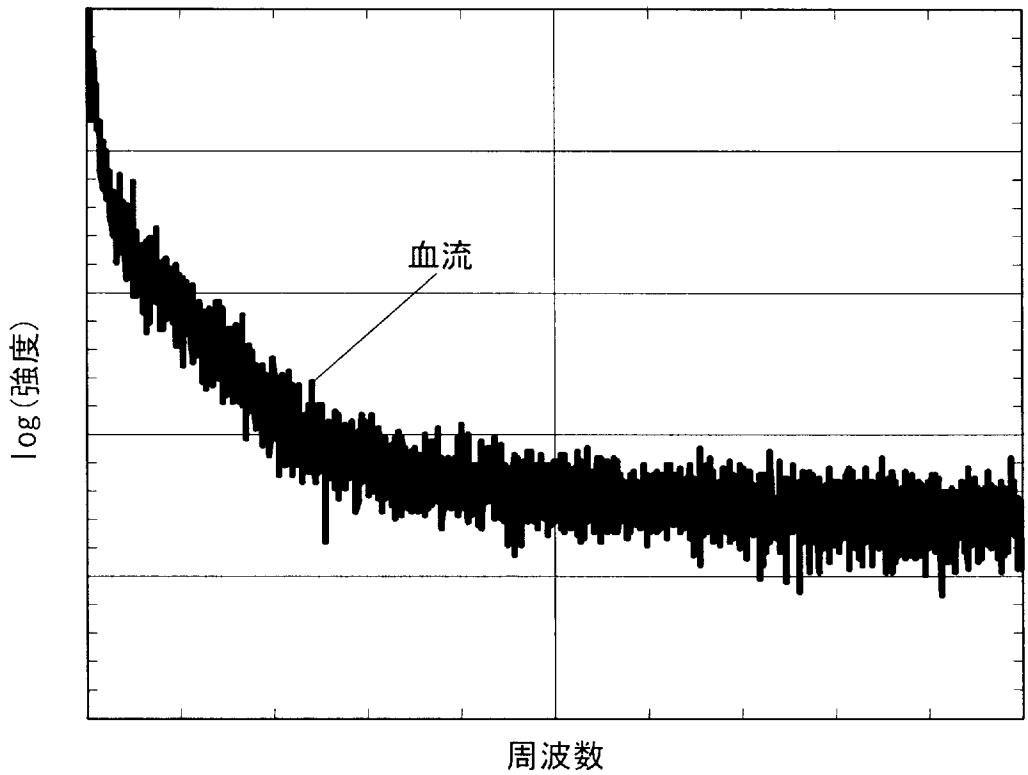
[図9]


血流による
信号スペクトル
強度
規格化領域 R_{Nrm}
この領域に設定する任意の領域
ノイズフロア
周波数
同程度となる周波数

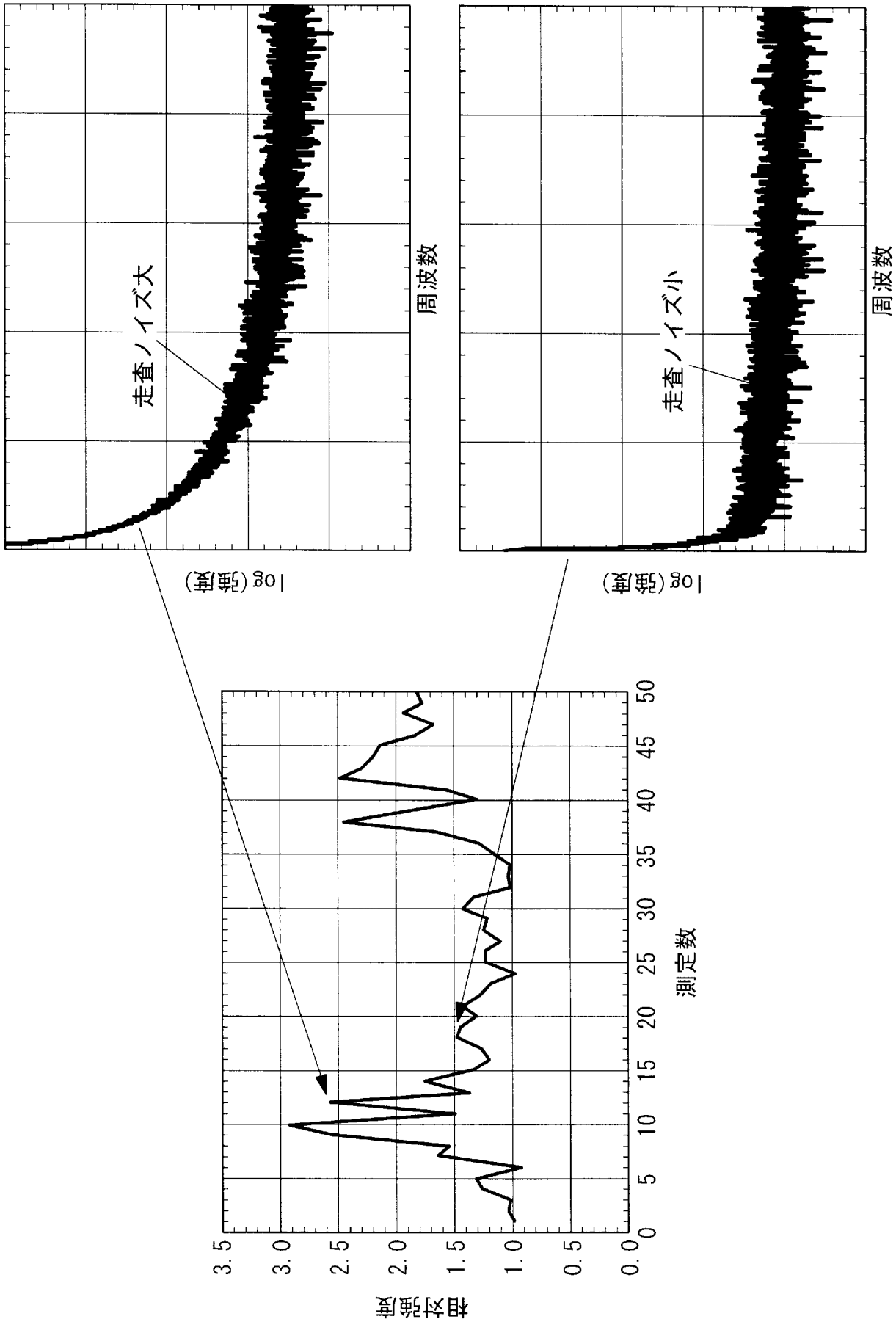
[図10]



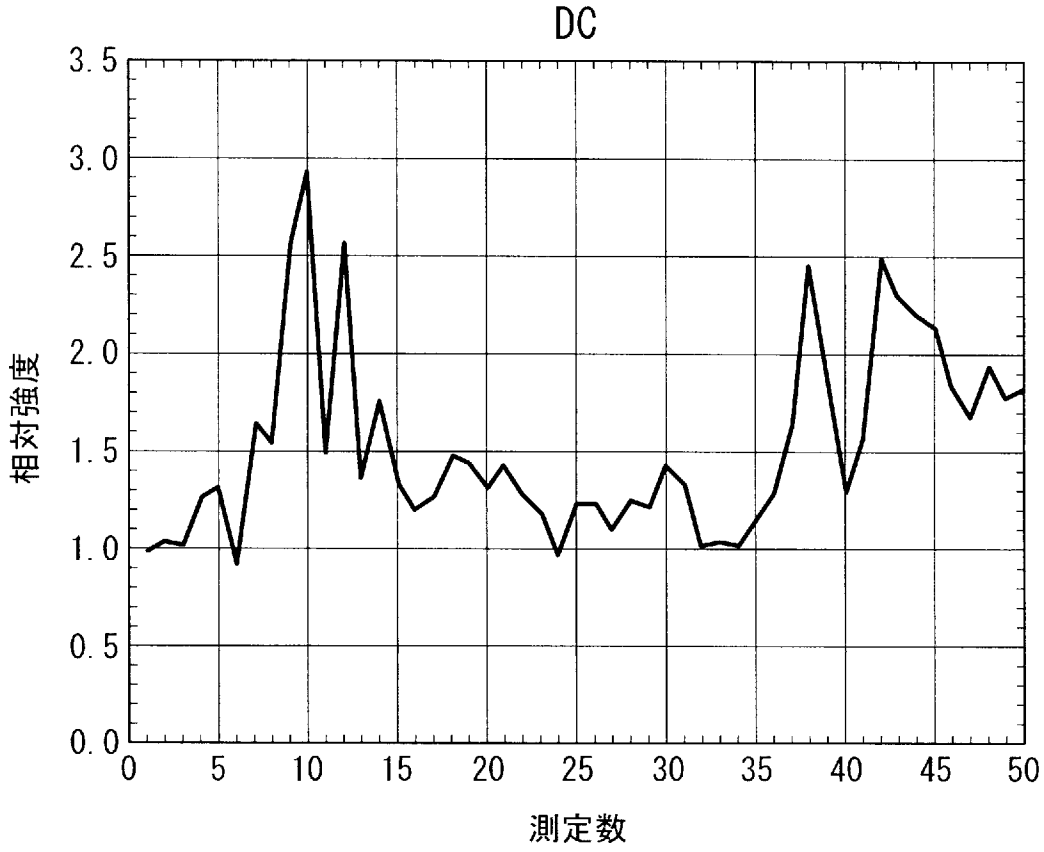
[図11]



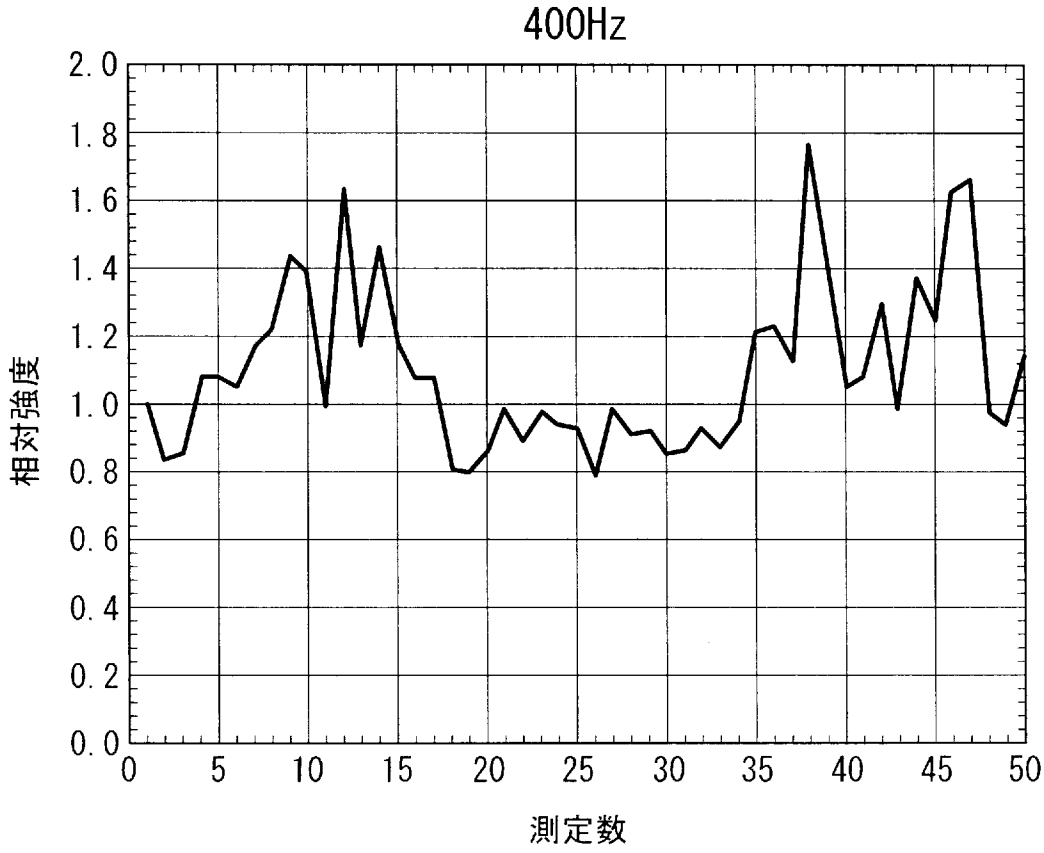
[図12]


走査ノイズ大
周波数
log(強度)
走査ノイズ小
周波数
log(強度)
相対強度
測定数
0.0
0.5
1.0
1.5
2.0
2.5
3.0
3.5
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50

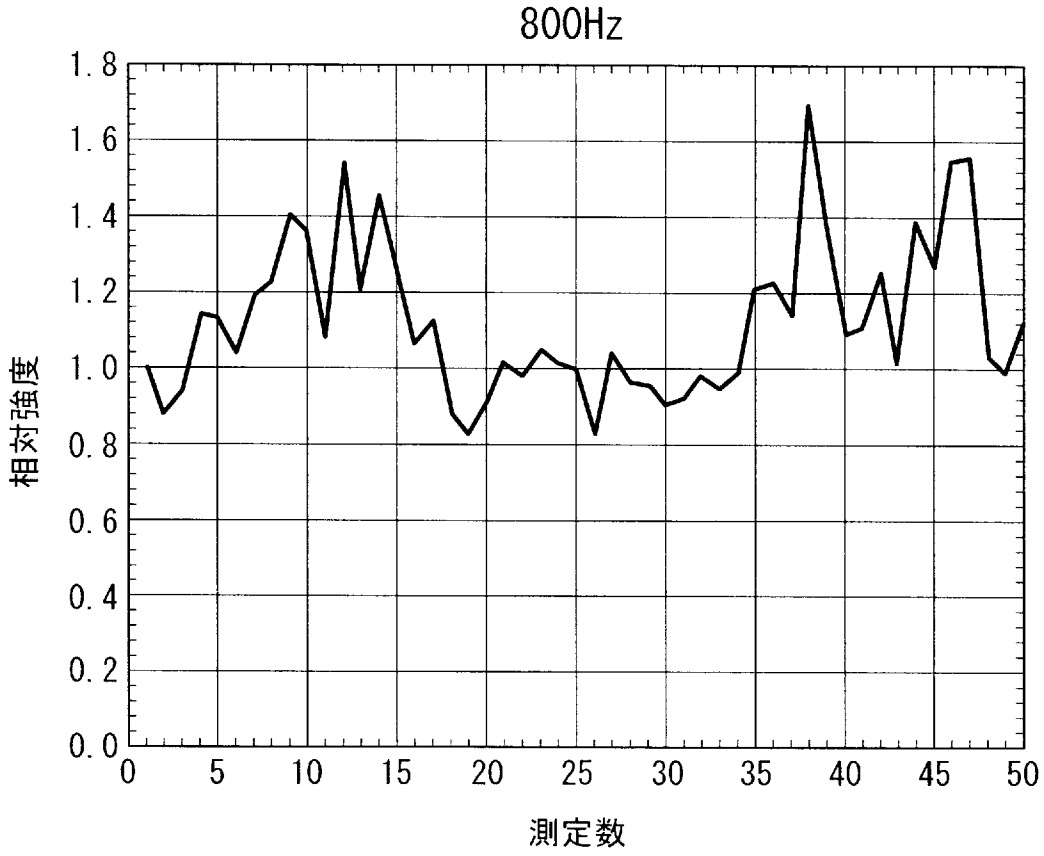
[図13A]


DC
相対強度
3.5
3.0
2.5
2.0
1.5
1.0
0.5
0.0
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
測定数

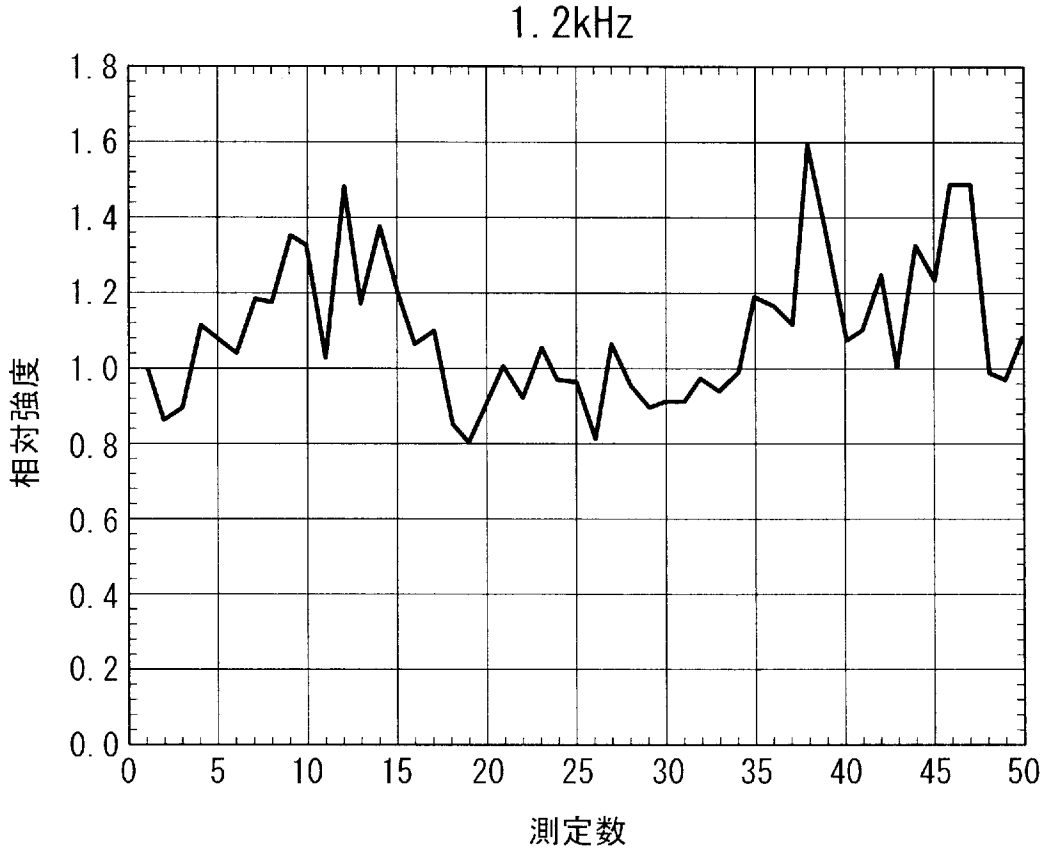
[図13B]


400Hz
相対強度
2.0
1.8
1.6
1.4
1.2
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0.0
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
測定数

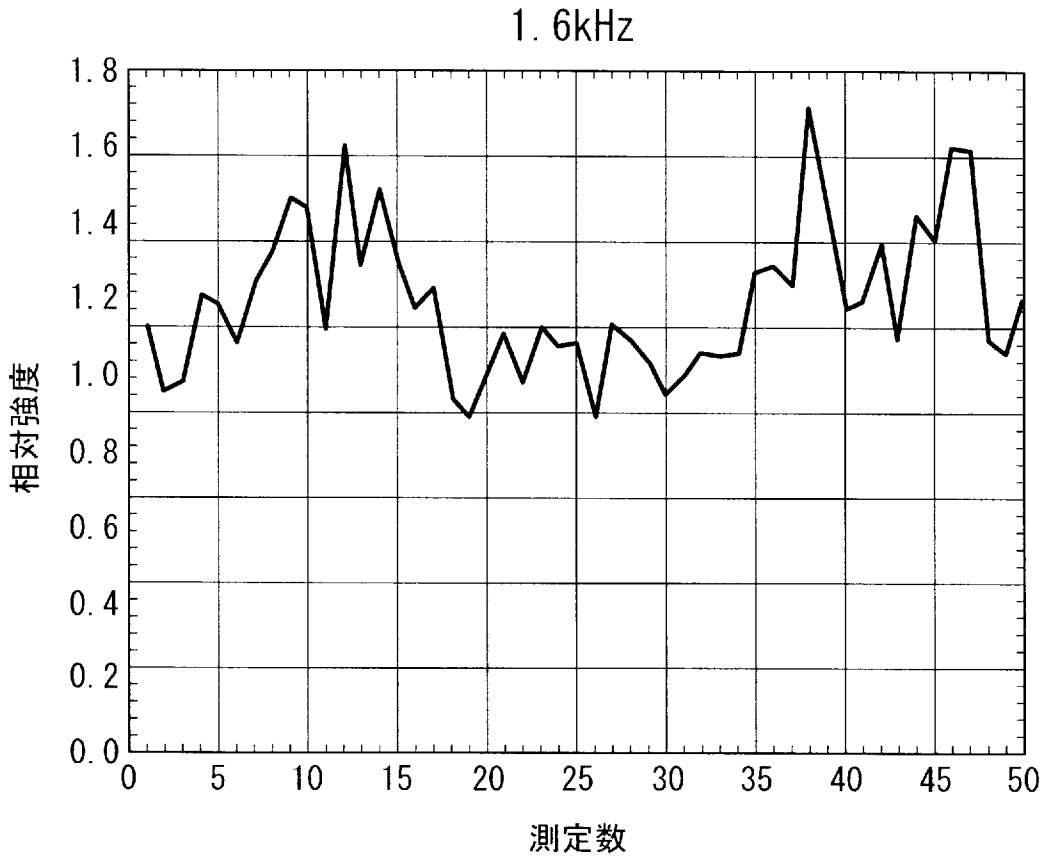
[図13C]


800Hz
相対強度
1.8
1.6
1.4
1.2
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0.0
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
測定数

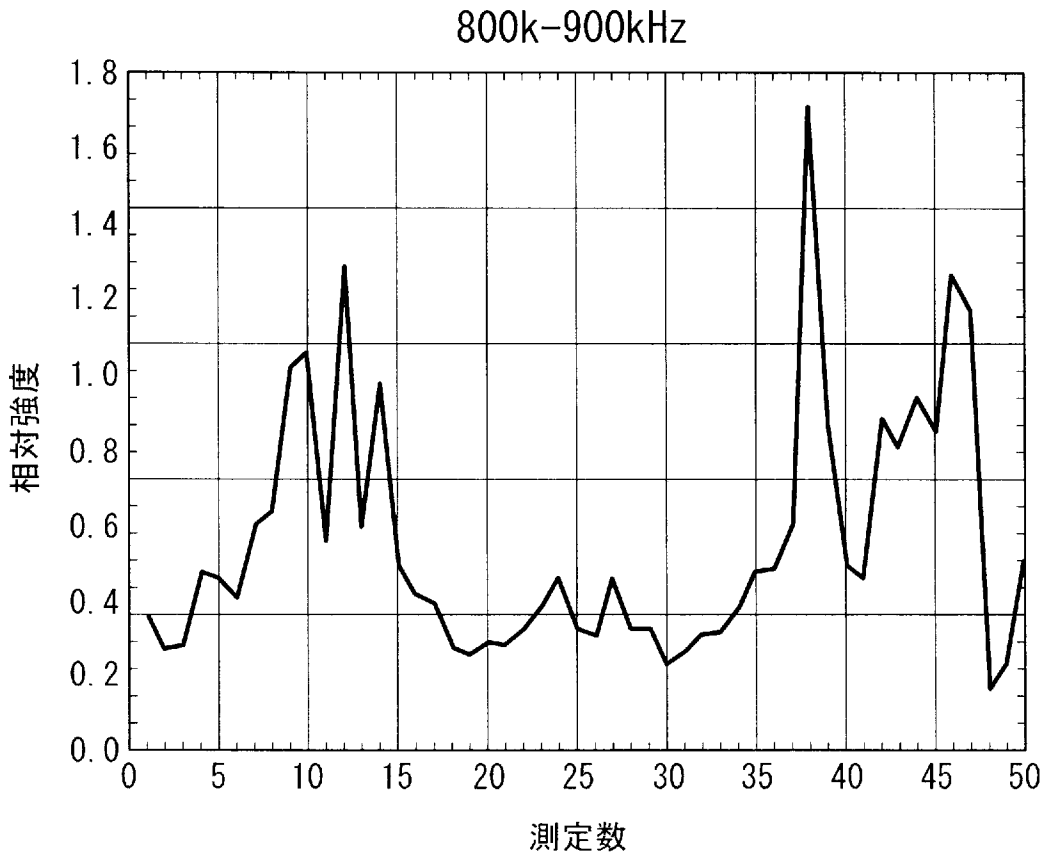
[図13D]


1.2kHz
相対強度
1.8
1.6
1.4
1.2
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0.0
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
測定数

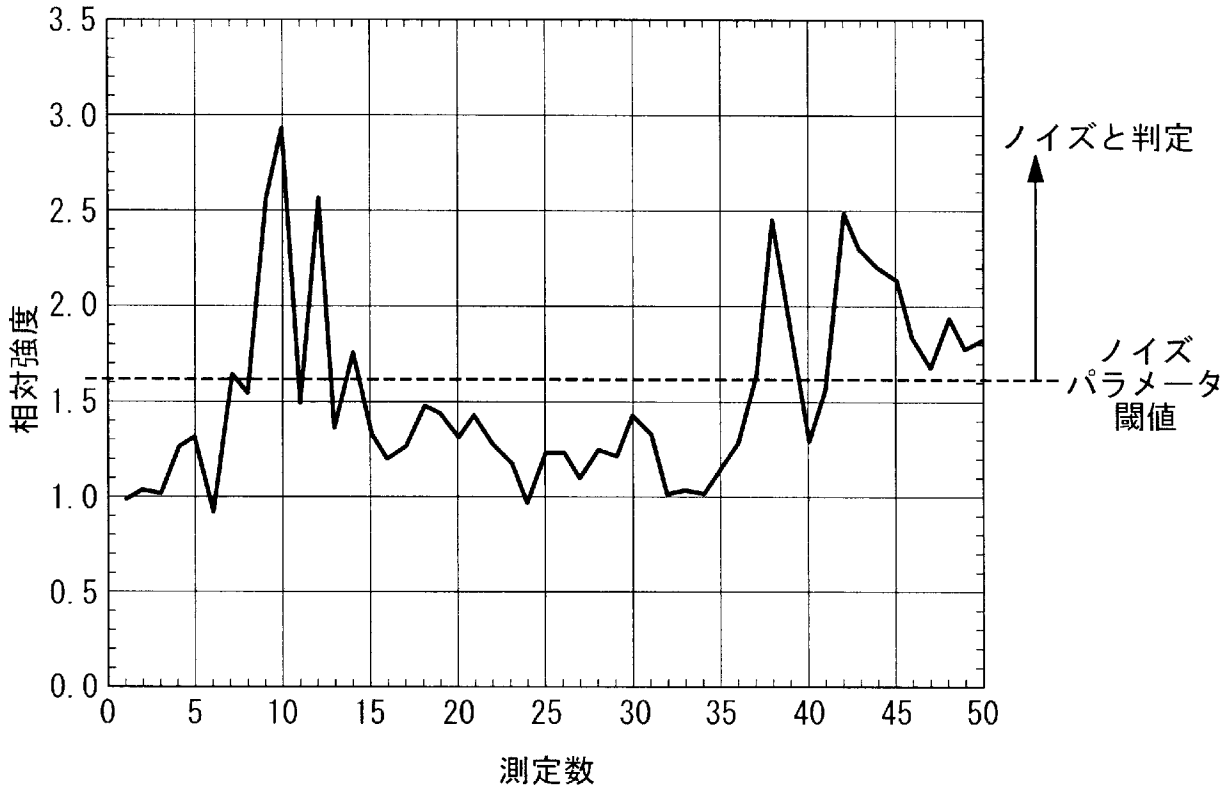
[図13E]


1.6kHz
相対強度
1.8
1.6
1.4
1.2
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0.0
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
測定数

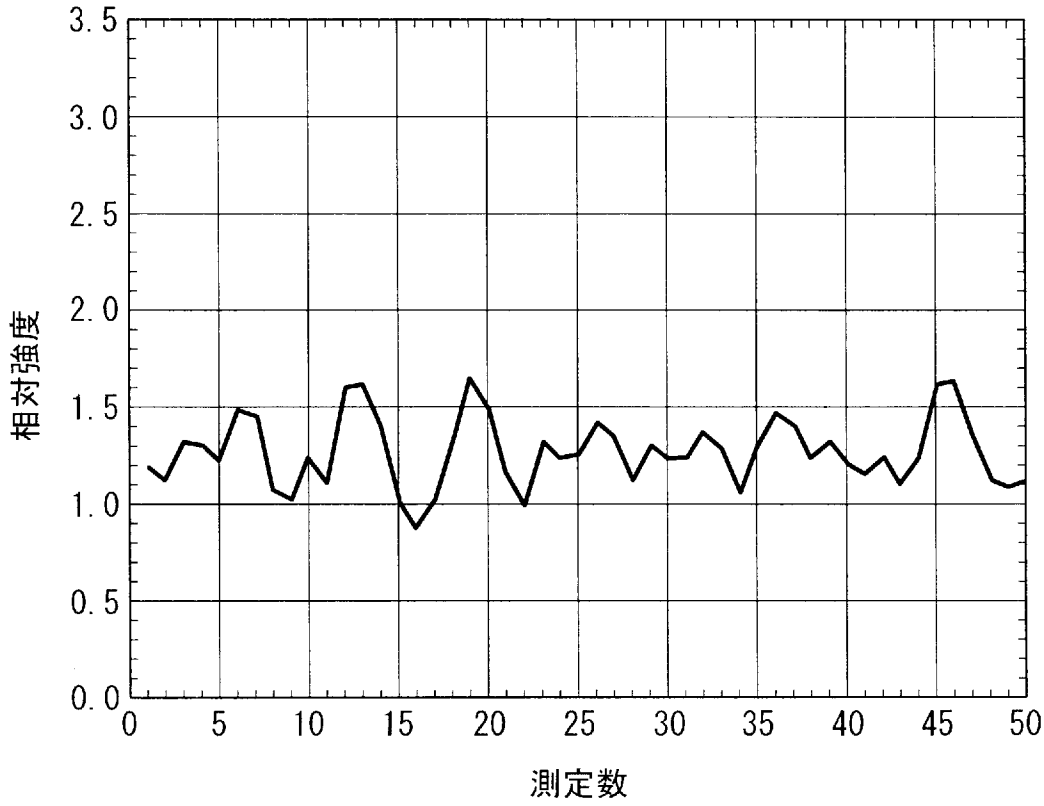
[図13F]


800k-900kHz
相対強度
1.8
1.6
1.4
1.2
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0.0
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
測定数

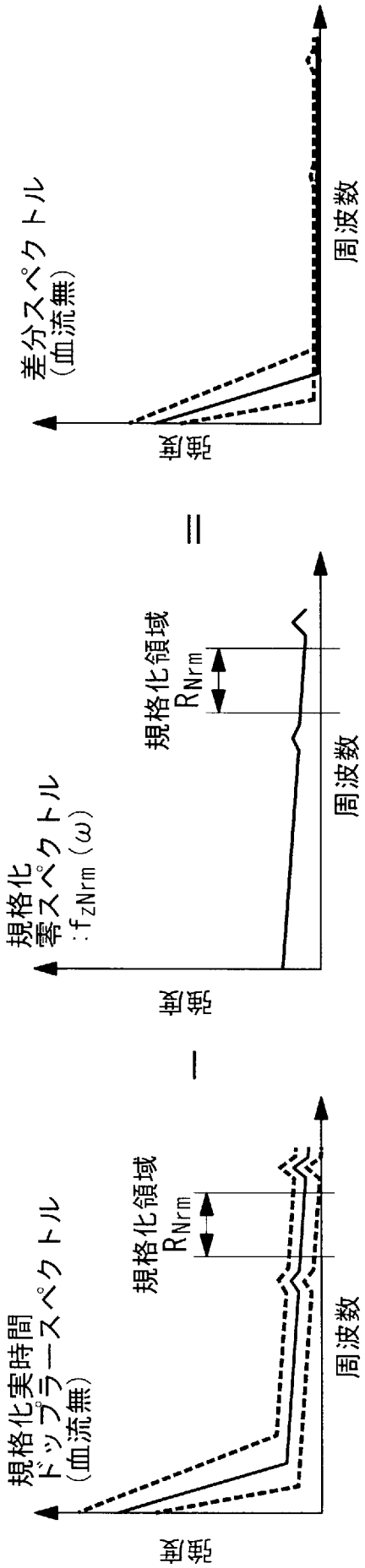
[図14A]


3.5
3.0
2.5
2.0
1.5
1.0
0.5
0.0
相対強度
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
測定数
ノイズと判定
ノイズ
パラメータ
閾値

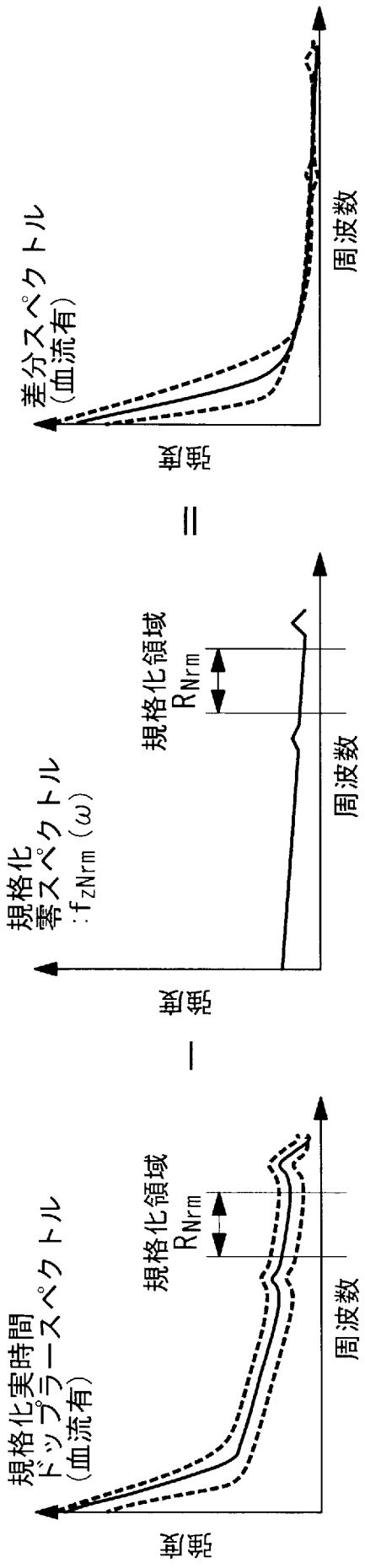
[図14B]


3.5
3.0
2.5
2.0
1.5
1.0
0.5
0.0
相対強度
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
測定数

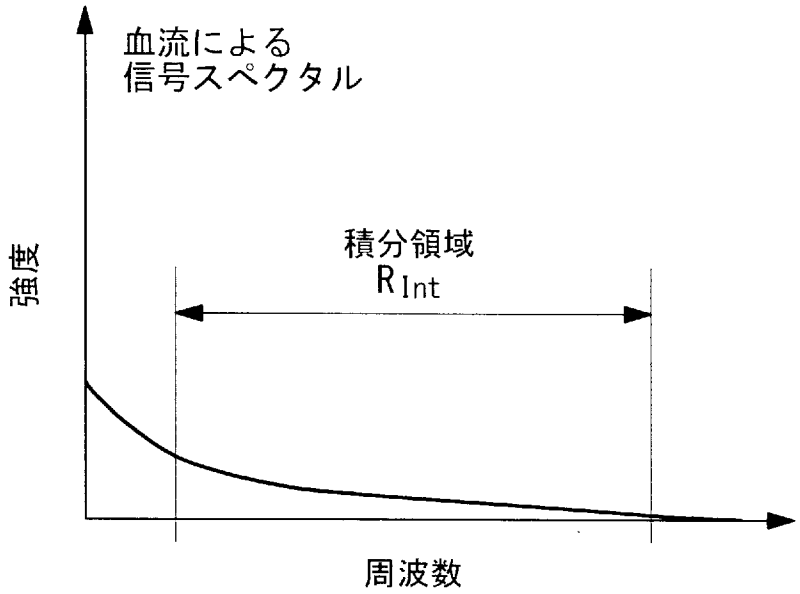
[図15]


規格化実時間
ドップラースペクトル
(血流無)
規格化領域
R_{Nrm}
強度
周波数
−
規格化
零スペクトル
$:f_{zNrm}(\omega)$
規格化領域
R_{Nrm}
強度
周波数
=
差分スペクトル
(血流無)
強度
周波数

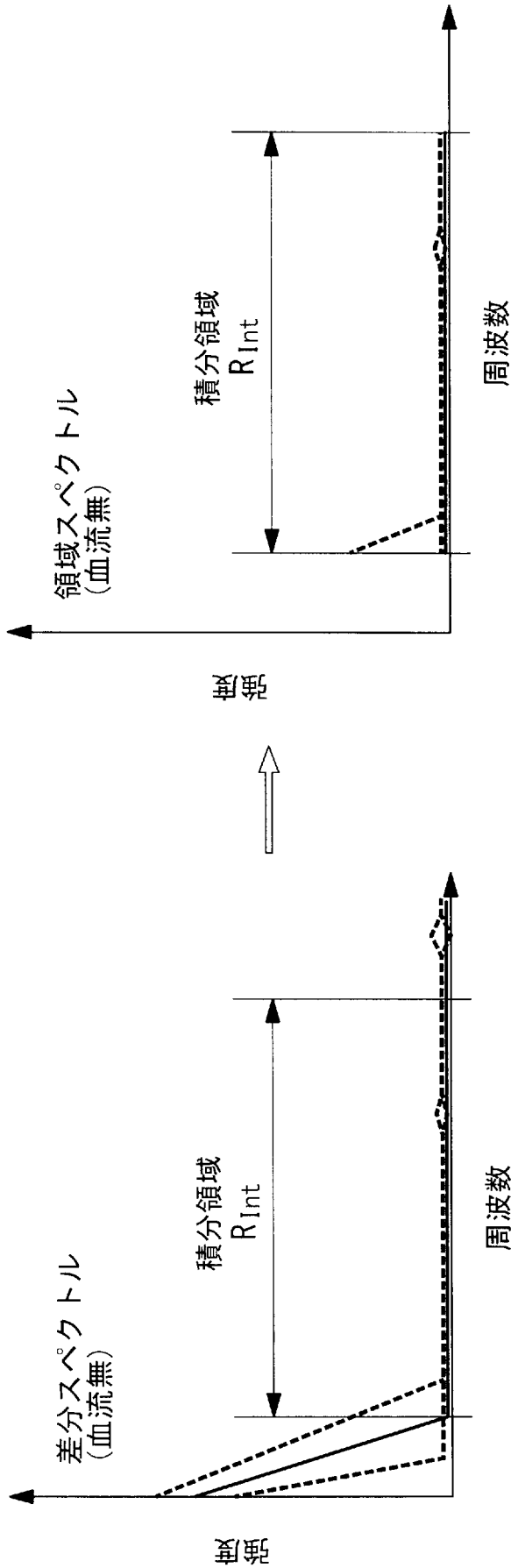
[図16]


差分スペクトル
(血流有)
強度
周波数
=
規格化
零スペクトル
:$f_{zNrm}(\omega)$
規格化領域
R_{Nrm}
強度
周波数
−
規格化実時間
ドップラースペクトル
(血流有)
規格化領域
R_{Nrm}
強度
周波数

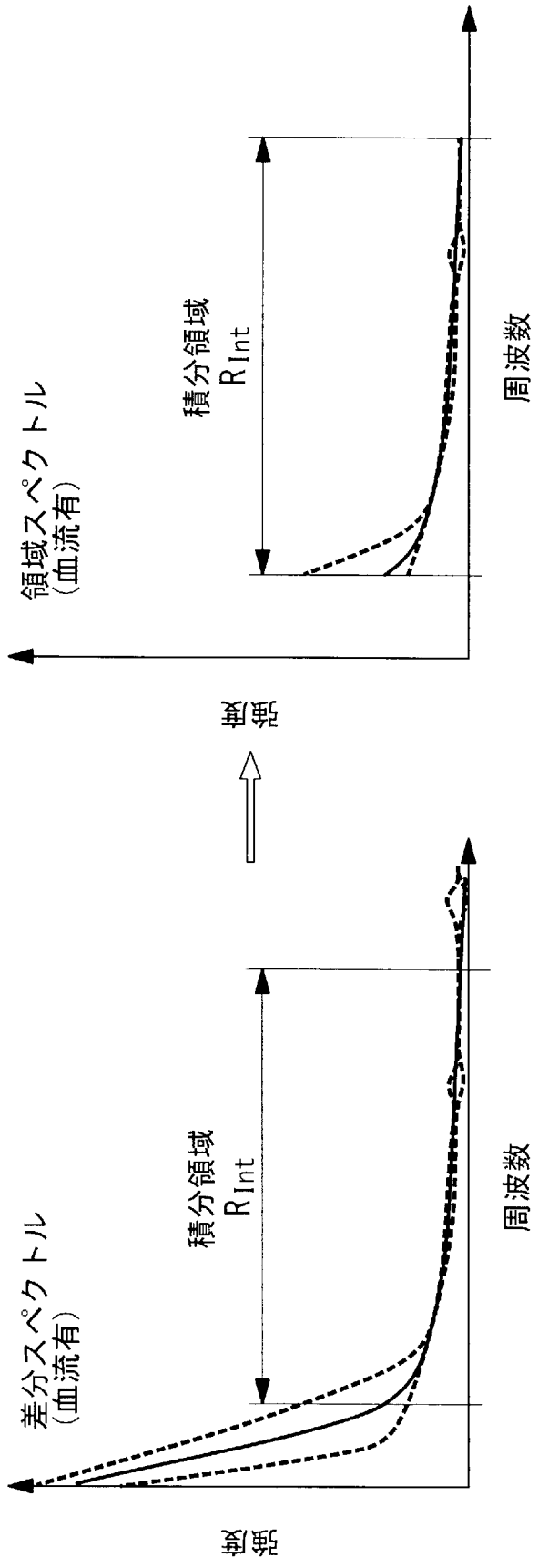
[図17]



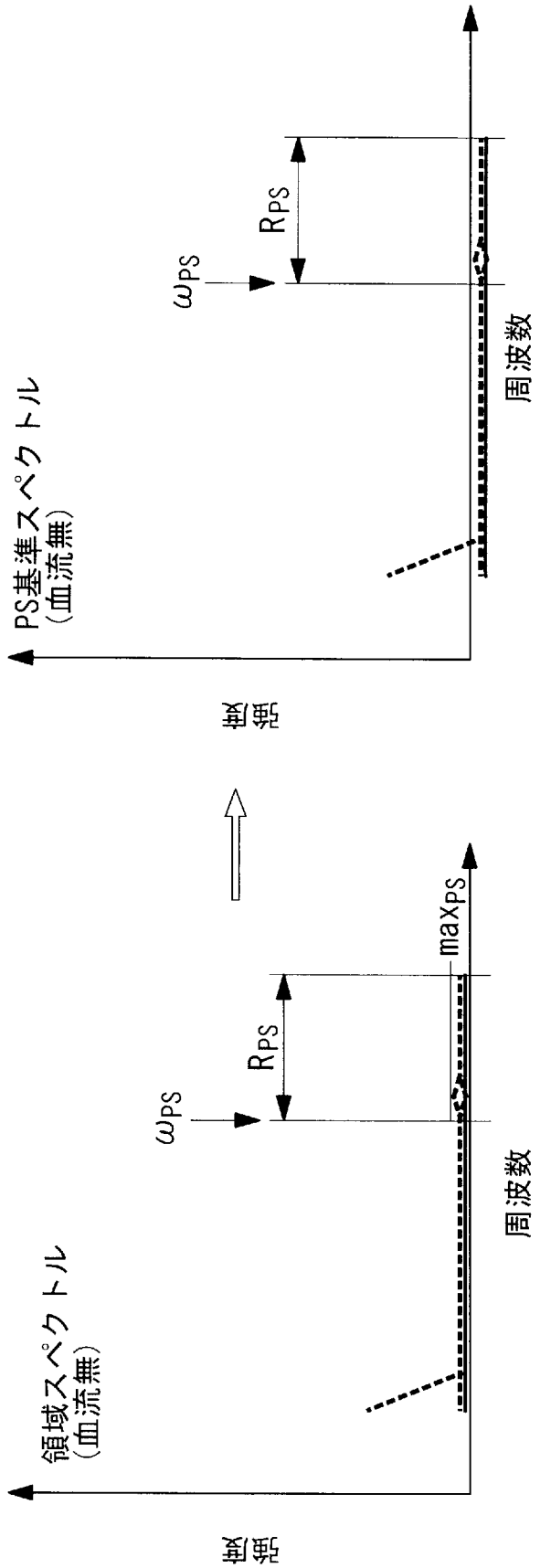
[図18A]



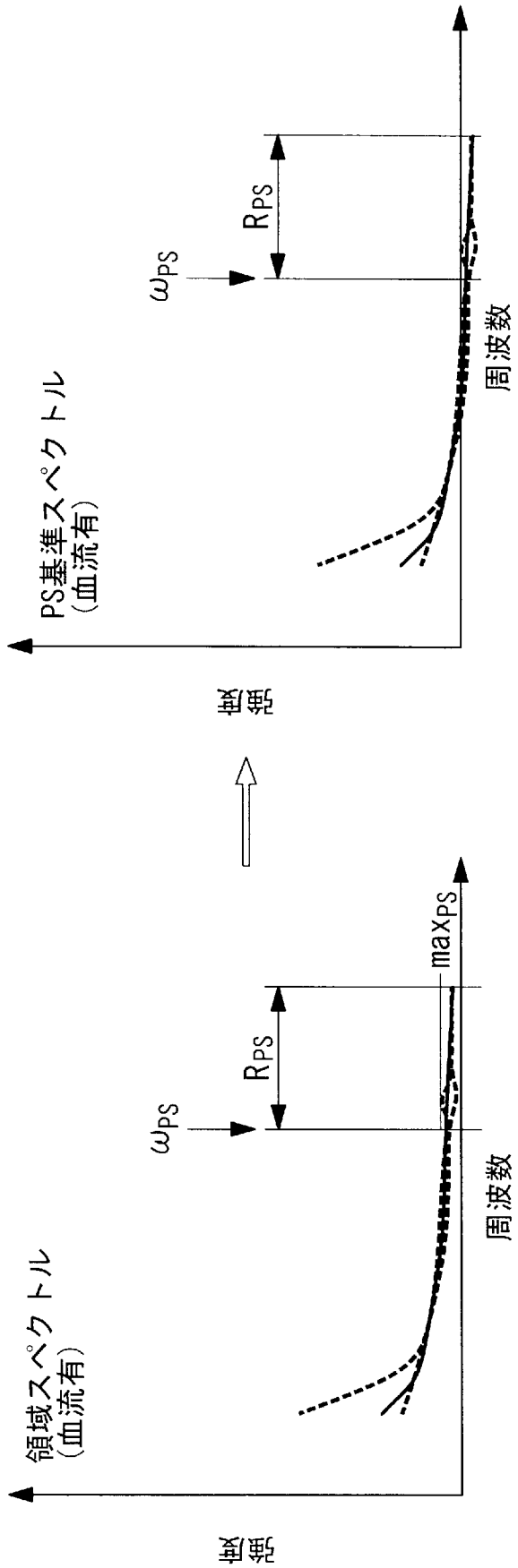
[図18B]



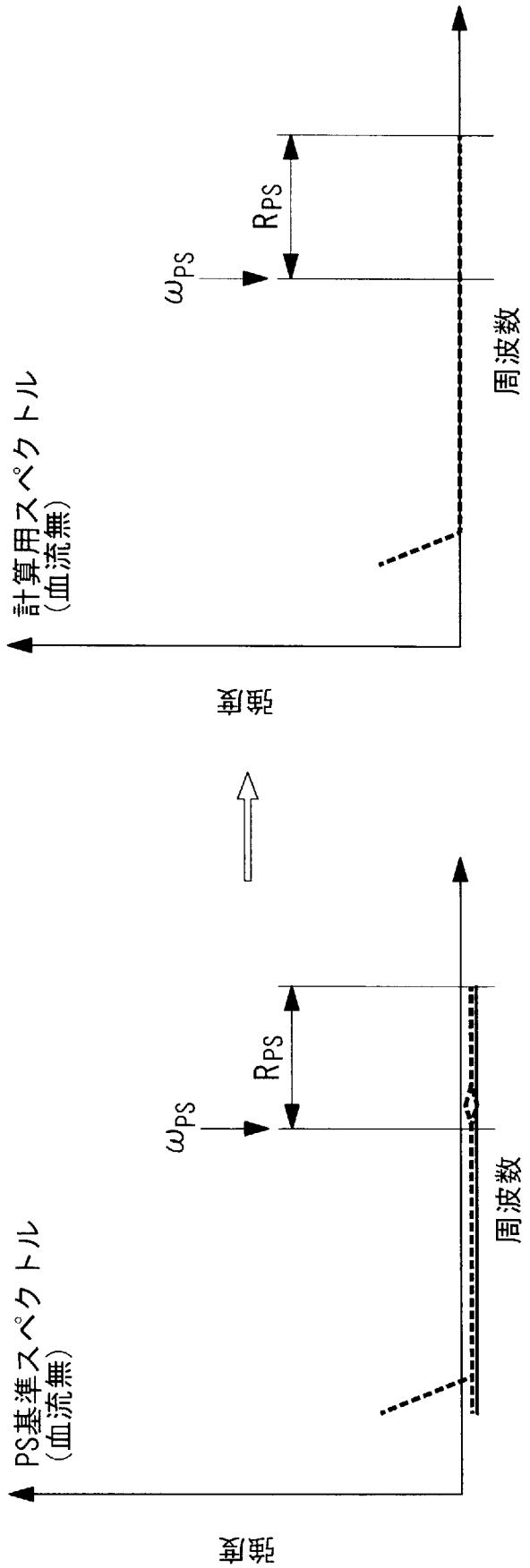
[図19A]



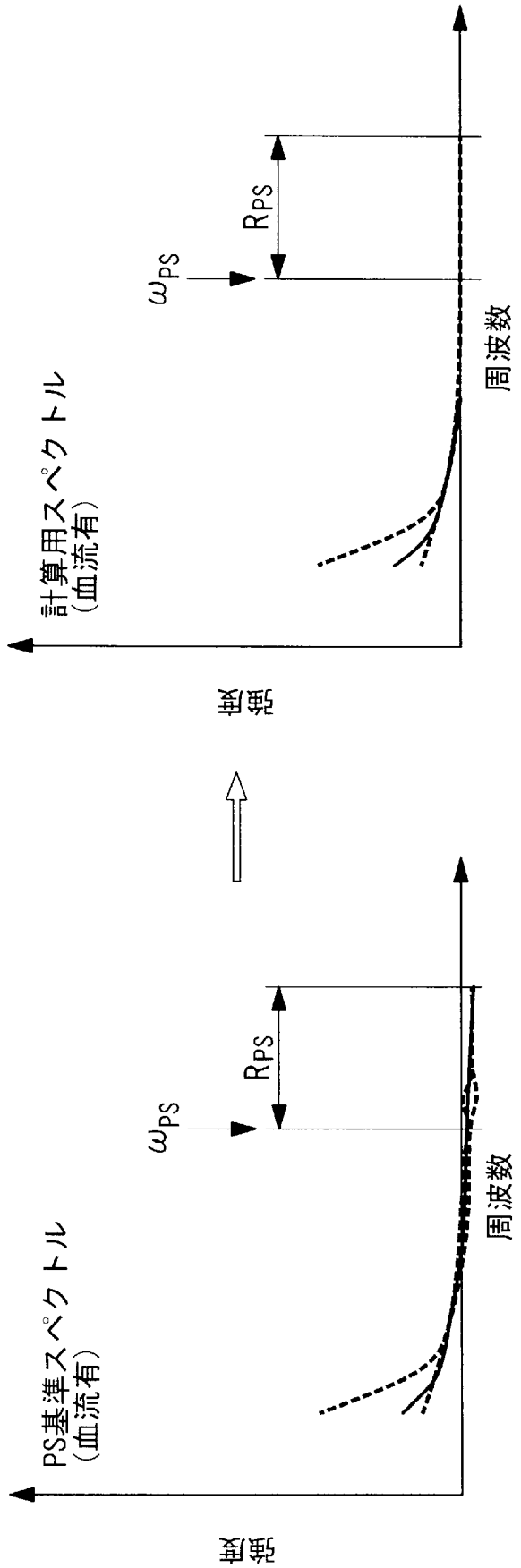
[図19B]


PS基準スペクトル
(血流有)
強度
周波数
ω_{PS}
R_{PS}
領域スペクトル
(血流有)
強度
周波数
ω_{PS}
R_{PS}
max_{PS}

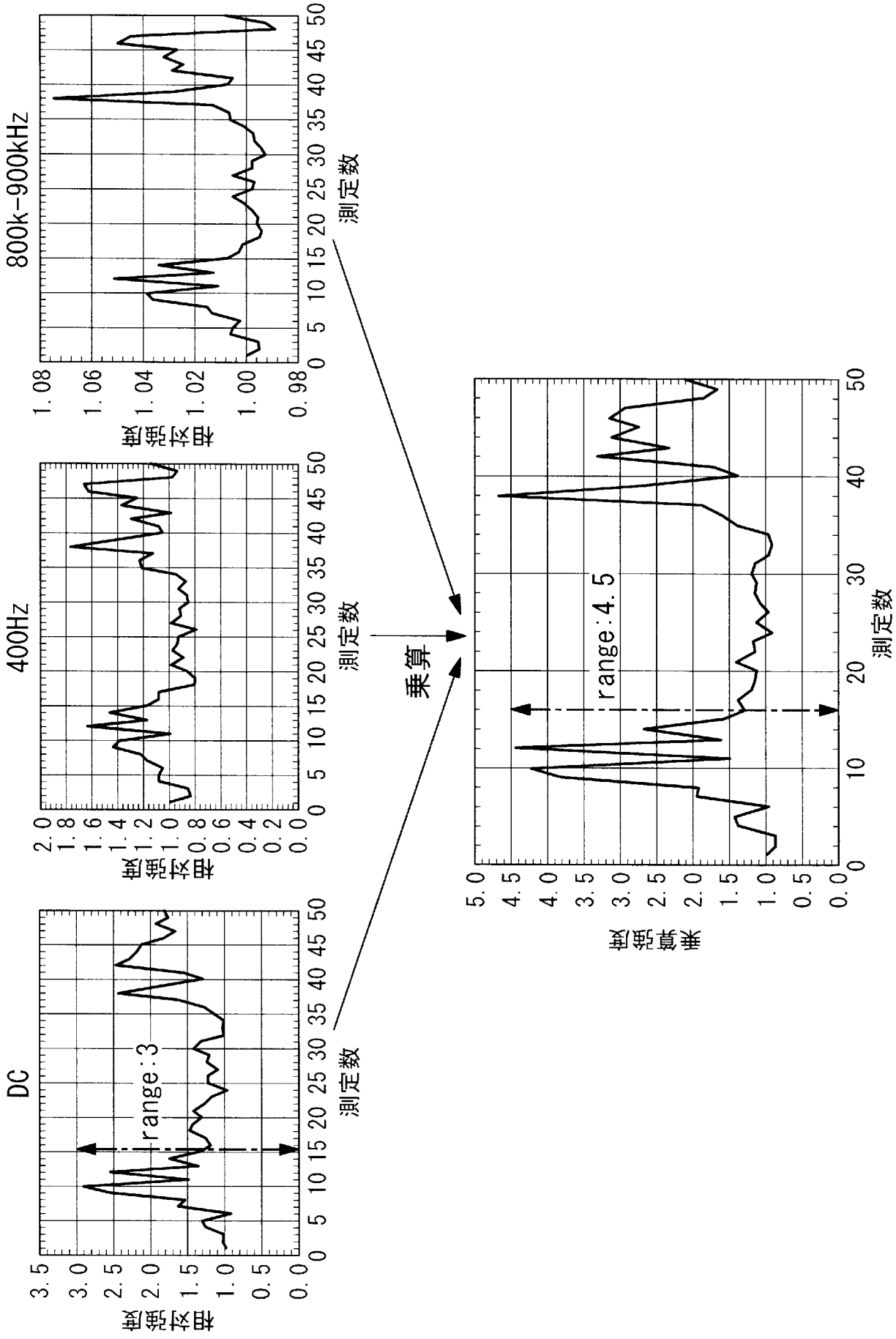
[図20A]


計算用スペクトル
(血流無)
強度
周波数
ω_{PS}
R_{PS}
PS基準スペクトル
(血流無)
強度
周波数
ω_{PS}
R_{PS}

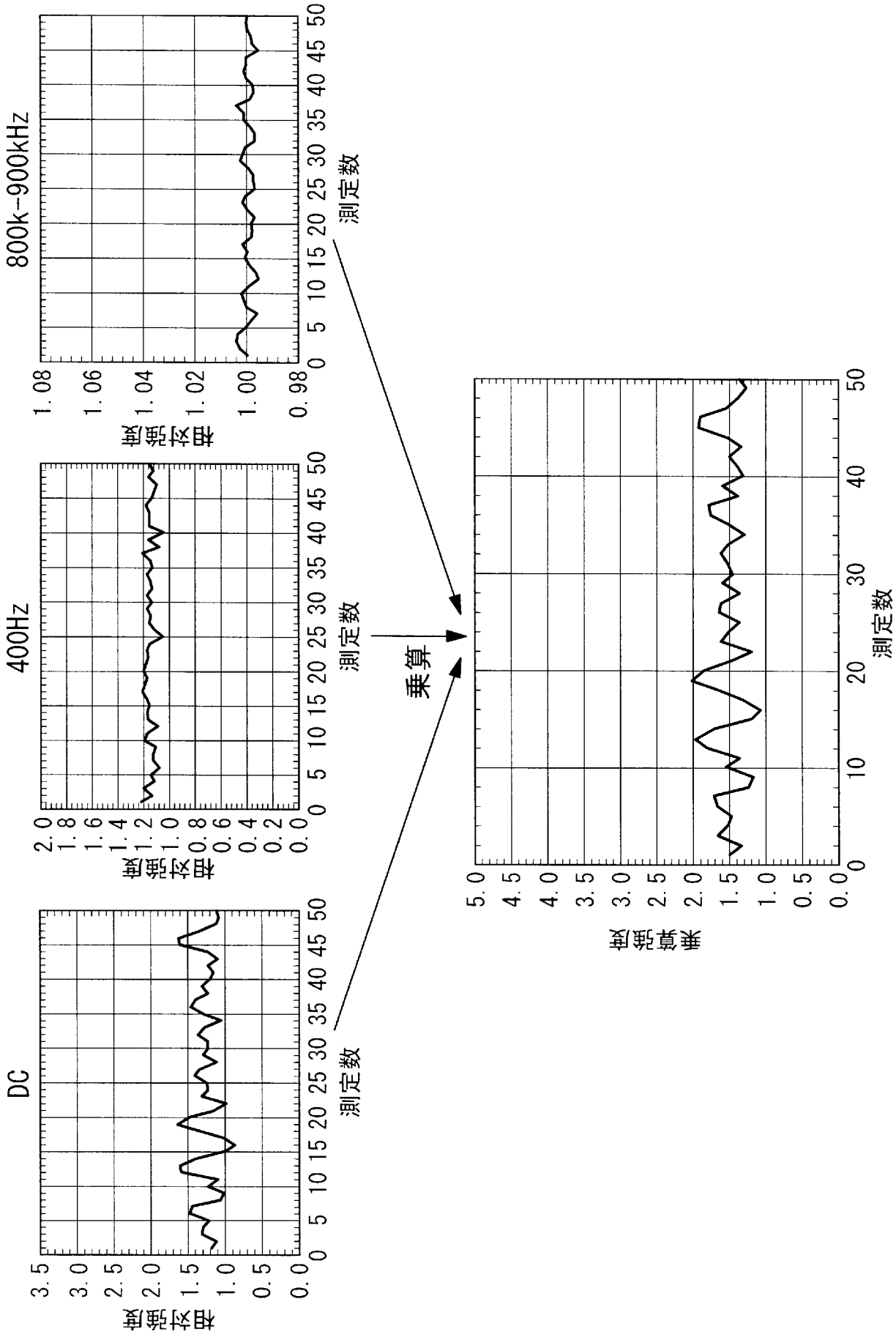
[図20B]


計算用スペクトル
(血流有)
強度
周波数
ω_{PS}
R_{PS}
PS基準スペクトル
(血流有)
強度
周波数
ω_{PS}
R_{PS}

[図21]



[図22]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2015/062323

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B10/00(2006.01)i, *A61B5/026*(2006.01)i, *A61B19/00*(2006.01)i

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)
A61B10/00, A61B5/026, A61B19/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/134411 A1 (BRITESEED, LLC), 12 September 2013 (12.09.2013), entire text; all drawings & US 2015/0066000 A1 & JP 2015-516182 A	1-3

☐ 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
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
23 June 2015 (23.06.15)	07 July 2015 (07.07.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１５／０６２３２３

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B10/00(2006.01)i, A61B5/026(2006.01)i, A61B19/00(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B10/00, A61B5/026, A61B19/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報　　１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報　　１９７１－２０１５年
日本国実用新案登録公報　　１９９６－２０１５年
日本国登録実用新案公報　　１９９４－２０１５年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	WO 2013/134411 A1 (BRITESEED,LLC) 2013.09.12, 全文、全図 & US 2015/0066000 A1 & JP 2015-516182 A	1-3

☐　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
２３．０６．２０１５	０７．０７．２０１５

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　９６０４
伊藤　幸仙
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２