

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-80972

(P2020-80972A)

(43) 公開日 令和2年6月4日(2020.6.4)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F1
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2018-215353 (P2018-215353)
(22) 出願日 平成30年11月16日 (2018.11.16)(71) 出願人 504150461
国立大学法人鳥取大学
鳥取県鳥取市湖山町南4丁目101番地
(74) 代理人 110002789
特許業務法人 I P X
(74) 代理人 100200872
弁理士 押谷 昌宗
(74) 代理人 100210103
弁理士 奥村 光平
(72) 発明者 福原 隆宏
鳥取県米子市西町86番地 国立大学法人
鳥取大学医学部内
(72) 発明者 森崎 剛史
鳥取県米子市西町36番地の1 国立大学
法人鳥取大学医学部附属病院内
最終頁に続く

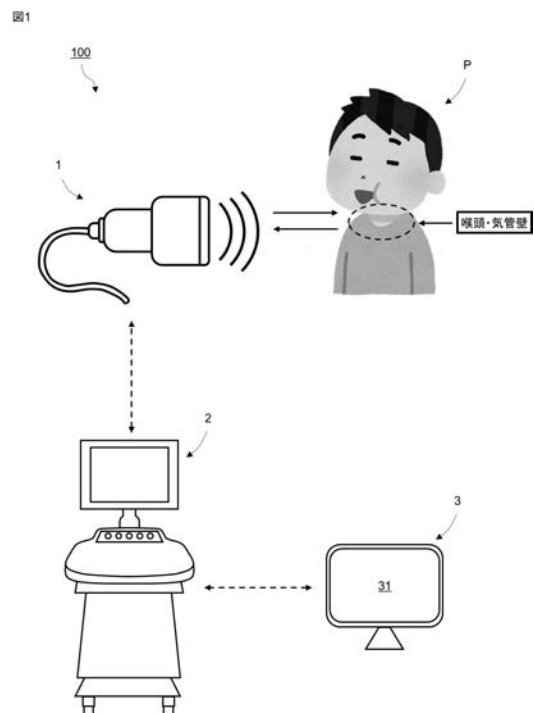
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、情報処理装置及び超音波診断プログラム

(57) 【要約】

【課題】音響分析を専門とする耳鼻咽喉科以外の医師でも非侵襲的に音声分析を実行可能な超音波診断装置、情報処理装置及び超音波診断プログラムを提供すること。

【解決手段】本発明によれば、発生部、受信部及び速度計算部を備え、前記発生部は、超音波を発生可能に構成され、前記受信部は、被検者の喉頭・気管壁に反射した前記超音波を受信可能に構成され、前記速度計算部は、前記受信した前記超音波をドプラモードに基づいて解析し、前記喉頭・気管壁が振動する速度を計算可能に構成され、前記喉頭・気管壁は、(前記被検者の喉頭・気管壁の平面視における面積 S_1) / (前記被検者の喉頭隆起の平面視における面積 S_2)の値が1~5.0となるように定められた皮膚直下の領域である、超音波診断装置が提供される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

発生部、受信部及び速度計算部を備え、
前記発生部は、超音波を発生可能に構成され、
前記受信部は、被検者の喉頭・気管壁に反射した前記超音波を受信可能に構成され、
前記速度計算部は、前記受信した前記超音波をドプラモードに基づいて解析し、前記喉頭・気管壁が振動する速度を計算可能に構成され、
前記喉頭・気管壁は、(前記被検者の喉頭・気管壁の平面視における面積 S_1) / (前記被検者の喉頭隆起の平面視における面積 S_2) の値が 1 ~ 50 となるように定められた皮膚直下の領域である、
超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記喉頭・気管壁は、前記被検者の喉頭の下方の一部と、前記被検者の気管の上方の一部と、を含む領域である、
請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記喉頭・気管壁は、前記被検者の喉頭の平面視における面積 S_3 のうち、10 ~ 50 % を含む領域である、
請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記喉頭・気管壁は、前記被検者の気管の平面視における面積 S_4 のうち、10 ~ 50 % を含む領域である、
請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記速度計算部は、前記喉頭・気管壁に反射した前記超音波のドプラ偏移周波数に基づいて、前記喉頭・気管壁が振動する速度を計算可能に構成される、
請求項 1 ~ 請求項 4 の何れか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

画像生成部を備え、
前記画像生成部は、前記喉頭・気管壁が振動する速度と時間に対応付けた画像を生成可能に構成される、
請求項 1 ~ 請求項 5 の何れか 1 つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

比較部を備え、
前記比較部は、前記生成された画像と、予め記憶された複数の症例画像と、を比較可能に構成され、
前記症例画像は、前記喉頭・気管壁に生じる症例毎に記憶された画像である、
請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像生成部は、前記比較結果に基づいて、前記生成された画像に対応する前記症例を表す画像を生成可能に構成される、
請求項 7 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

がん評価部を備え、
前記がん評価部は、前記受信した前記超音波に基づいて、前記被検者の声帯病変についての評価を実行可能に構成される、
請求項 1 ~ 請求項 8 の何れか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

記憶部及び速度計算部を備え、
前記記憶部は、被検者の喉頭・気管壁に反射した超音波を表すデータを記憶し、

50

前記速度計算部は、前記データをドブラモードに基づいて解析し、前記喉頭・気管壁が振動する速度を計算可能に構成され、

前記喉頭・気管壁は、(前記被検者の喉頭・気管壁の平面視における面積 S_1)/(前記被検者の喉頭隆起の平面視における面積 S_2)の値が1~50となるように定められた皮膚直下の領域である、

情報処理装置。

【請求項11】

コンピュータを、記憶部及び速度計算部として機能させ、

前記記憶部は、被検者の喉頭・気管壁に反射した超音波を表すデータを記憶し、

前記速度計算部は、前記データをドブラモードに基づいて解析し、前記喉頭・気管壁が振動する速度を計算可能に構成され、

前記喉頭・気管壁は、(前記被検者の喉頭・気管壁の平面視における面積 S_1)/(前記被検者の喉頭隆起の平面視における面積 S_2)の値が1~50となるように定められた皮膚直下の領域である、

超音波診断プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、情報処理装置及び超音波診断プログラムに関する。

【0002】

ヒトの声帯の疾患には、様々なタイプの疾患が存在する。例えば、声帯結節、声帯ポリープ、声帯嚢胞、声帯肉芽腫、喉頭がん等が挙げられる。また、甲状腺の手術により生じた反回神経麻痺により、声帯麻痺が引き起こされる場合がある。さらに、甲状腺の手術後により生じた上喉頭神経麻痺により、高い声が出なくなる場合がある。

【0003】

これらの声帯疾患の観察及び診断は、一般的に喉頭ファイバースコープによる直接観察により行われる。特許文献1には、迅速にファイバースコープを挿入して声帯を診察するための補助具が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2002-191552号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、被検者の鼻から挿入する喉頭ファイバースコープは侵襲的であり、被検者は痛みを感じるとともに咽頭反射を引き起こす。また、甲状腺を診断する内分泌内科及び内分泌外科は通常喉頭ファイバースコープ検査を行わず、耳鼻咽喉科でないと検査を行うことができない。さらに、特に診断が困難な変声疾患、声帯不全麻痺、術後の合併症による音程調整障害等については、耳鼻咽喉科の中でも、特に音声を専門とする医師の診断が必要である。このとき、防音室の中で集音した声を専門の音響分析ソフトで解析する場合があるが、防音室を設置した耳鼻咽喉科は少なく、さらに、複雑な音響分析ソフトを使いこなすためには多くの訓練を要する。

【0006】

本発明は、かかる事情を鑑みてなされたものであり、音響分析を専門とする耳鼻咽喉科以外の医師でも非侵襲的に音声分析を実行可能な超音波診断装置、情報処理装置及び超音波診断プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明によれば、発生部、受信部及び速度計算部を備え、前記発生部は、超音波を発生

10

20

30

40

50

可能に構成され、前記受信部は、被検者の喉頭・気管壁に反射した前記超音波を受信可能に構成され、前記速度計算部は、前記受信した前記超音波をドプラモードに基づいて解析し、前記喉頭・気管壁が振動する速度を計算可能に構成され、前記喉頭・気管壁は、(前記被検者の喉頭・気管壁の平面視における面積 S_1)/(前記被検者の喉頭隆起の平面視における面積 S_2)の値が1~50となるように定められた皮膚直下の領域である、超音波診断装置が提供される。

【0008】

本発明では、ドプラモードで発生させた超音波を喉頭・気管壁に照射し、反射した超音波を解析することにより、喉頭・気管壁の振動速度を計算することで音声分析を実行可能になる。このように、喉頭・気管壁に超音波を照射するだけで音声分析を実行できるので、被検者への負担を大きく低減することが可能になる。

10

【0009】

以下、本発明の種々の実施形態を例示する。以下に示す実施形態は互いに組み合わせ可能である。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置100の概略を示す図である。

【図2】互いに通信可能な超音波発生器1と情報処理装置2の機能ブロック図である。

【図3】喉頭・気管壁の場所を説明するための図である。

【図4】超音波診断装置100による診断処理のフローチャートの一例である。

20

【図5】超音波ドプラによる喉頭・気管壁の振動評価の結果の一例である。

【図6】音響分析ソフトのサウンドスペクトラムの一例である。

【図7】図7Aは、第2記憶部27に記憶された基準波形を表す概念図である。図7Bは、異常波形1の概念図である。図7Cは、異常波形2の概念図である。

【図8】超音波発生器1を喉にあて、「あ」を発声した際のPWD(Pulsed Wave Doppler)モードの波形を表す図である。

【図9】シグナル発生機により発生させた超音波をイヤホンから出力し、超音波発生器1で受信した後、情報処理装置2により周波数を可視化した結果である。

【図10】音響分析ソフトによる定量値確認の様子を表す写真である。

【図11】超音波診断装置100を用いた次のステップの研究について説明するための図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、図面を用いて本発明の実施形態について説明する。以下に示す実施形態中で示した各種特徴事項は、互いに組み合わせ可能である。

【0012】

1. 超音波診断装置100の構成

図1及び図2に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置100は、発生部11、受信部12及び速度計算部21を備える。本実施形態では、超音波診断装置100は、超音波発生器1及び情報処理装置2により構成される。そして、超音波発生器1から発生された超音波を被検者Pの喉頭・気管壁に照射し、喉頭・気管壁から反射された超音波を情報処理装置2により解析することにより、被検者Pの音声分析を実行するものである。さらに、情報処理装置2に表示装置3を通信可能に接続してもよい。表示装置3は第1表示部31を備え、種々の画像又は動画を表示可能に構成される。

40

【0013】

図2に示すように、超音波診断装置100は、有線により互いに通信可能な超音波発生器1及び情報処理装置2により構成される。超音波発生器1は、例えば超音波プローブにより構成される。また、情報処理装置2は、例えばコンピュータにより構成される。

【0014】

また、本実施形態では、超音波診断装置100には、主な検査モードとしてBモード及

50

びドブラモードが搭載されている。Bモードは、生体の解剖（形態）を描出するモードである。

【0015】

< 超音波発生器 1 >

超音波発生器 1 は、発生部 1 1、受信部 1 2、第 1 制御部 1 3、第 1 記憶部 1 4 及び第 1 通信部 1 5 を備える。発生部 1 1 は、超音波を発生可能に構成される。発生部 1 1 は任意の構成とすることができ、例えば圧電素子の両側に電極を貼り付けた構成とすることができる。そして、電極に電圧を加えることにより圧電素子が伸縮と膨張を繰り返して振動し、超音波が発生する。

【0016】

受信部 1 2 は、被検者 P の喉頭・気管壁に反射した超音波を受信可能に構成される。第 1 制御部 1 3 は、第 1 記憶部 1 4 に記憶された種々のプログラムに基づいて、超音波発生器 1 を構成する種々の要素を制御するものである。第 1 記憶部 1 4 は、種々のプログラムを記憶するものであり、例えばメモリ、ハードディスク、SSD 等により構成される。第 1 通信部 1 5 は、情報処理装置 2 の第 2 通信部 2 8、超音波発生器 1 を構成する他の構成要素、又は他の情報処理装置と有線又は無線によりデータ通信可能に構成される。

【0017】

< 情報処理装置 2 >

情報処理装置 2 は、速度計算部 2 1、画像生成部 2 2、比較部 2 3、がん評価部 2 4、第 2 表示部 2 5、第 2 制御部 2 6、第 2 記憶部 2 7 及び第 2 通信部 2 8 を備える。

【0018】

速度計算部 2 1 は、受信部 1 2 が受信した超音波をドブラモードに基づいて解析し、喉頭・気管壁が振動する速度を計算可能に構成される。ここで、図 3 に示すように、喉頭・気管壁は、（被検者 P の喉頭・気管壁の平面視における面積 S_1 ） / （被検者 P の喉頭隆起の平面視における面積 S_2 ）の値が 1 ~ 50 となるように定められた皮膚直下の領域である。（被検者 P の喉頭・気管壁の平面視における面積 S_1 ） / （被検者 P の喉頭隆起の平面視における面積 S_2 ）の値は、好ましくは、3 ~ 45 であり、さらに好ましくは、5 ~ 40 であり、さらに好ましくは、7 ~ 35 である。具体的には、（被検者 P の喉頭・気管壁の平面視における面積 S_1 ） / （被検者 P の喉頭隆起の平面視における面積 S_2 ）の値は、1、3、5、7、9、11、13、15、17、19、21、23、25、27、29、31、33、35、37、39、41、43、45、47、49、50 であり、ここで例示した数値の何れか 2 つの間の範囲内であってもよい。

【0019】

また、喉頭・気管壁は、被検者 P の喉頭の下方向の一部と、被検者 P の気管の上方向の一部と、を含む領域である。本実施形態では、喉頭・気管壁は、被検者 P の喉頭の平面視における面積 S_3 のうち、10 ~ 50 % を含む領域である。好ましくは、喉頭・気管壁は、被検者 P の喉頭の平面視における面積 S_3 のうち、15 ~ 45 %、さらに好ましくは、20 ~ 40 %、さらに好ましくは、25 ~ 35 % を含む。具体的には、喉頭・気管壁は、被検者 P の喉頭の平面視における面積 S_3 のうち、10、15、20、25、30、35、40、45、50 % を含む領域であり、ここで例示した数値の何れか 2 つの間の範囲内であってもよい。

【0020】

また、本実施形態では、喉頭・気管壁は、被検者 P の気管の平面視における面積 S_4 のうち、10 ~ 50 % を含む領域である。好ましくは、喉頭・気管壁は、被検者 P の気管の平面視における面積 S_4 のうち、15 ~ 45 %、さらに好ましくは、20 ~ 40 %、さらに好ましくは、25 ~ 35 % を含む。具体的には、喉頭・気管壁は、被検者 P の気管の平面視における面積 S_4 のうち、10、15、20、25、30、35、40、45、50 % を含む領域であり、ここで例示した数値の何れか 2 つの間の範囲内であってもよい。

【0021】

このように規定された喉頭・気管壁により、超音波の位置合わせが容易になる。ここで

10

20

30

40

50

、喉頭・気管壁は、被検者 P の皮膚直下の領域であり、皮膚を含む概念である。

【 0 0 2 2 】

本実施形態では、速度計算部 2 1 は、喉頭・気管壁に反射した超音波のドブラ偏移周波数に基づいて、喉頭・気管壁が振動する速度を計算可能に構成される。具体的には、速度計算部 2 1 は、以下の数式に基づいて、喉頭・気管壁の振動速度を計算する。

【 0 0 2 3 】

(数 1)

$$f = (2 V f_c \times \cos \theta) / C$$

f_c : 音源の周波数 [M H z]

f : ドブラ偏移周波数 [M H z]

V : 喉頭・気管壁の振動速度 [m / s e c]

θ : 超音波の喉頭・気管壁に対する入射角

C : 生体中の超音波の速度 (1 , 5 3 0 m / s e c の固定値とする)

【 0 0 2 4 】

本実施形態では、 V 以外の値が取得可能であり、 f を計測することにより、 V の値を求めることができる。

【 0 0 2 5 】

ここで、音源とは、被検者 P の声帯のことである。また、ドブラ偏移周波数は、喉頭・気管壁が超音波発生器 1 に向かって移動するときに正の値となり、喉頭・気管壁が超音波発生器 1 から遠ざかる方向に移動するときに負の値となる。このとき、超音波の周波数について、以下の関係が成立する。

(数 2)

(受信部 1 2 で受信する超音波の周波数) = (発生部 1 1 で発生させた超音波の周波数) + f

【 0 0 2 6 】

画像生成部 2 2 は、喉頭・気管壁が振動する速度と時間に対応付けた画像を生成可能に構成される。具体的には、画像生成部 2 2 は、横軸を時間に、縦軸を振動速度としたグラフを表す画像を生成する。そして、画像生成部 2 2 により生成された画像が、第 2 表示部 2 5 又は第 1 表示部 3 1 に表示される。

【 0 0 2 7 】

比較部 2 3 は、画像生成部 2 2 により生成された画像と、予め記憶された複数の症例画像と、を比較可能に構成される。ここで、症例画像は、喉頭・気管壁に生じる症例毎に記憶された画像である。好ましくは、症例画像は、第 2 記憶部 2 7 に記憶される。

【 0 0 2 8 】

ここで、画像生成部 2 2 は、比較部 2 3 による比較結果に基づいて、生成された画像に対応する症例を表す画像を生成可能に構成される。具体的には、画像生成部 2 2 により生成された画像と、症例画像を比較し、画像生成部 2 2 により生成された画像がいずれの症例に対応するかを特定した後、かかる症例についての情報を画像として生成する。例えば、画像生成部 2 2 により生成された画像が症例 1 を表す場合、症例 1 を表す文字、図形、エフェクト等が症例を表す画像となる。そして、第 2 表示部 2 5 又は第 1 表示部 3 1 は、症例を表す画像をもとの画像とともに表示させる。

【 0 0 2 9 】

がん評価部 2 4 は、受信部 1 2 が受信した超音波に基づいて、被検者 P の声帯病変についての評価を実行可能に構成される。例えば、がん評価部 2 4 は、被検者 P の喉頭・気管壁に当てた超音波 (ドップラーモード) に基づいて、声帯病変の有無を評価する。本実施形態では、がん評価部 2 4 は、速度計算部 2 1 等で求めた喉頭・気管壁の振動速度に基づいてがん等の異常部位の有無を評価する。

【 0 0 3 0 】

第 2 表示部 2 5 は、画像生成部 2 2 により生成された画像や、症例を表す画像を表示す

10

20

30

40

50

るものである。

【0031】

第2制御部26は、第1制御部13と同様に、第2記憶部27に記憶された種々のプログラムに基づいて、情報処理装置2を構成する種々の要素を制御するものである。第2記憶部27は、種々のプログラム及び症例画像を記憶するものであり、例えばメモリ、ハードディスク、SSD等により構成される。症例画像については、図7A～図7Cを用いて後述する。また、本実施形態では、第2記憶部27は、被検者Pの喉頭・気管壁に反射した超音波を表すデータを記憶する。このとき、速度計算部21は、第2記憶部27に記憶されたデータをドプラモードに基づいて解析し、喉頭・気管壁が振動する速度を計算することができる。

10

【0032】

第2通信部28は、第1通信部15、情報処理装置2を構成する他の構成要素、表示装置3又は他の情報処理装置と有線又は無線によりデータ通信可能に構成される。また、第2通信部28は、情報処理装置2に搭載された電力生成部（不図示）により生成された電力を、第1通信部15を介して発生部11に印加可能に構成される。これにより、発生部11が振動し、超音波を発生する。このとき、第2制御部26により、発生部11により発生される超音波の周波数及び振幅を制御するパラメータが、第2通信部28から第1通信部15に送信される。

【0033】

上記の各構成要素は、ソフトウェアによって実現してもよく、ハードウェアによって実現してもよい。ソフトウェアによって実現する場合、CPUがプログラムを実行することによって各種機能を実現することができる。プログラムは、内蔵の記憶部に格納してもよく、コンピュータ読み取り可能な非一時的な記録媒体に格納してもよい。また、外部の記憶部に格納されたプログラムを読み出し、いわゆるクラウドコンピューティングにより実現してもよい。ハードウェアによって実現する場合、ASIC、FPGA、又はDRP等の種々の回路によって実現することができる。本実施形態においては、様々な情報やこれを包含する概念を取り扱うが、これらは、0又は1で構成される2進数のビット集合体として信号値の高低によって表され、上記のソフトウェア又はハードウェアの態様によって通信や演算が実行され得るものである。

20

【0034】

また、超音波発生器1及び情報処理装置2の各構成要素を部分的に交換又は追加することも可能である。例えば、第1記憶部14及び第2記憶部27を一つのストレージとして構成してもよい。また、第1制御部13及び第2制御部26を一つの制御部として構成してもよい。

30

【0035】

<表示装置3>

本実施形態では、表示装置3は、上述の情報処理装置2に通信可能に接続される。そして、表示装置3は、情報処理装置2が生成した画像を受信し、第1表示部31に表示する。これにより、情報処理装置2と離れた場所に勤務する医師が遠隔で画像を確認することができる。

40

【0036】

2. 超音波診断装置100による診断処理

次に、図4～図9を用いて、超音波診断装置100を利用した音声分析について説明する。

【0037】

まず、S1において、発生部11により超音波を発生させる。ここで、超音波の周波数及び振幅については、被検者Pの年齢や健康状態を考慮し、医師が適切に決定することが好ましい。そして、超音波発生器1を被検者Pの喉頭・気管壁に向け、超音波を被検者Pの喉頭・気管壁に当てる。

【0038】

50

次に、S 2において、受信部 1 2により、被検者 P の喉頭・気管壁に反射した超音波を受信する。その後、受信した超音波を表すデータが、第 1 通信部 1 5 から第 2 通信部 2 8 に送信される。そして、かかるデータが第 2 記憶部 2 7 に記憶される。

【0039】

次に、S 3において、速度計算部 2 1により、(数式 1) に基づいて、被検者 P の喉頭・気管壁の振動速度が計算される。

【0040】

次に、S 4において、画像生成部 2 2により、喉頭・気管壁の振動速度と時間を対応付けた画像が生成される。そして、生成された画像が第 2 表示部 2 5 又は第 1 表示部 3 1 に表示される。

【0041】

ここで、図 5 は、画像生成部 2 2により生成される画像の一例である。図 5 は、低い声、普通の声、高い声毎に、横軸に時間を、縦軸に喉頭・気管壁の振動速度をとったグラフである。

【0042】

ところで、図 6 に示すように、喉頭・気管壁のドブラ波形と、防音室の中で集音した声を専門の音響分析ソフトで解析したサウンドスペクトグラムは類似している。本発明者らは、かかる事実を発見したことにより、特別な検査環境や分析ソフトウェアを用いることなく、超音波を利用することにより、音声解析可能なシステムのアイデアを想起した次第である。

【0043】

次に、S 5において、比較部 2 3により、画像生成部 2 2により生成された画像と症例画像を比較する。図 7 A ~ 図 7 C に、症例画像の一例を示す。図 7 A に示すように、普通の声(正常な音声) に対応する波形を基準波形として第 2 記憶部 2 7 に記憶している。そして、図 7 B に示すように、声帯麻痺に対応する波形を異常波形 1 として第 2 記憶部 2 7 に記憶している。また、図 7 C に示すように、声帯病変(喉頭がん等) に対応する波形を異常波形 2 として第 2 記憶部 2 7 に記憶している。

【0044】

これらの波形は、事前に専門医の指導のもと、どのような波形を基準波形又は異常波形とするかについて決定される。例えば、声帯麻痺(異常波形 1) の場合には、傾きが正負の値をとる変化点が観察され、それらの間においては、時間の経過とともに波形が右肩下がりになっている。また、途中でグラフの一部が途切れることが観察されることがある。一方、声帯病変(喉頭がん等) の場合には、波形の乱れが観察される度合いが高い。これらを参酌し、専門医の知見に基づいて、基準波形及び異常波形が適宜決定される。

【0045】

本実施形態では、図 5 に示される波形(白丸で囲まれた箇所) の形状が、基準波形及び異常波形のいずれに対応するかについての比較がなされる。

【0046】

次に、S 6において、S 4において生成された画像が、複数の症例画像のいずれかに該当する否かが判定される。具体的には、波形の特徴量(波形の変曲点、極値、振幅等) と、症例画像の特徴量と、を比較し、画像と症例画像の一致度を判定することにより、かかる判定がなされる。そして、この判定結果が「YES」の場合、S 7に進み、画像生成部 2 2により症例を表す画像が生成される。具体的には、S 4において生成された画像が声帯麻痺を表す波形と類似する場合には、「声帯麻痺」を表す文字、文字、図形、エフェクト等を、症例を表す画像として生成する。

【0047】

そして、S 8において、S 4で生成された画像と合わせ、症例を表す画像を第 2 表示部 2 5 又は第 1 表示部 3 1 に表示する。一方、S 6における判定結果が「NO」の場合、S 7, S 8をスキップし、処理を終了する。

【0048】

10

20

30

40

50

なお、ドプラモードで実行される図4に示されるフローの前に、Bモードにより通常の超音波検査が実施される場合もある。Bモードとドプラモードを適宜切り替えれば、通常の超音波検査に加えて音声分析も実行できるため、検査効率を大幅に高めることができる。

【0049】

3. 効果

上述の超音波診断装置100は、以下のような有利な効果を奏する。

- ・超音波診断装置100を用いることにより、非侵襲的な音声分析を行うことができる。
- ・超音波診断装置100を用いた音声分析は汎用性が高く、耳鼻咽喉科以外の医師でも簡単にすることができる。
- ・防音室を必要とする音響分析ソフトを利用することなく、簡単に音声分析を行うことができる。
- ・Bモードによる超音波検査で直接声帯を可視化する従来の手法では、生体内の空気により超音波の進行が阻害され、声帯の観察が困難であったところ、超音波診断装置100では、空気の介在による超音波の阻害がなく、喉頭・気管壁の振動速度が直接計算できるため、正確な音声分析ができる。
- ・従来のBモードによる超音波検査は形態観察を主な目的とし、喉頭隆起を含む甲状軟骨に超音波を当てるため、甲状軟骨の凹凸により超音波を正確に声帯に届けることが困難な場合があったところ、超音波診断装置100では、凹凸の少ない喉頭・気管壁に超音波を当てるため、超音波発生器1の位置合わせが容易になる。
- ・加齢による甲状軟骨及び喉頭隆起の硬化により、従来のBモードによる超音波検査では超音波が十分に声帯に届かず、声帯診断に耐え得る画像を取得できない場合が多かったところ、超音波診断装置100では、喉頭・気管壁の振動速度を直接計算することにより音声分析を行うことで、甲状軟骨及び喉頭隆起が硬化している場合であっても問題なく音声分析を行うことができる。
- ・従来のBモードによる超音波検査では、可視化された画像により声帯異常を診断するので、画像の読み方の訓練を積んだ医師以外では声帯診断が困難であるところ、超音波診断装置100では、喉頭・気管壁の振動のみから音声分析を行うことができるので、より多くの医療従事者にとって音声分析が行いやすくなった。

【0050】

4. 検証実験

以下、超音波診断装置100の妥当性について、図8～図10を用いて説明する。図8は、超音波発生器1を被検者Pの喉頭・気管壁にあて、「あ」を発声した際のPWD(Pulsed Wave Doppler)モードの波形を表す図である。超音波発生器1は、喉頭・気管壁のどこに当ててもほとんど同じ波形を得ることができた。以下、超音波診断装置100により取得したドプラ波形についての定量評価について説明する。

【0051】

(1) 検証実験1

図9は、シグナル発生機により発生させた超音波をイヤホンから出力し、超音波発生器1で受信した後、情報処理装置2により周波数を可視化した結果である。ここで、本検証では、シグナル発生機から0.5[kHz]の超音波を発生させ、超音波発生器1として高周波リニアプローブを利用した。また、高周波リニアプローブの超音波発信周波数は、7.27[MHz]にセットした。

【0052】

そして、(数式1)に種々の値を代入し、 f を以下のように計算した。

$$f = (2Vf_c \times \cos \theta) / C = (2 \times 0.053) \times 7.27 / 1530 = 0.503 \text{ [kHz]}$$

【0053】

このように、超音波診断装置100により計算した f は、シグナル発生機により発生

させた超音波の周波数（ 0.5 [kHz] ）とほぼ一致した。つまり、かかる検証実験において、超音波診断装置 100 の妥当性が証明された。

【0054】

(2) 検証実験 2

図 10 は、音響分析ソフトによる定量値確認の様子を表す写真である。ここで、検証実験 1 における結果が、特定の装置に依存している可能性があるので、検証実験 2 では、別の機種、具体的には、超音波診断装置 100 を構成する種々の装置のメーカーを変更している。

【0055】

検証実験 2 では、音響分析ソフトにより算出した周波数が 110 [Hz] となった。

10

【0056】

一方、超音波診断装置 100 については、（数式 1）に種々の値を代入し、 f を以下のように計算した。ここで、検証実験 2 では、高周波リニアプローブの超音波発信周波数は、 5.21 [MHz] にセットした。

$$f = (2Vf_c \times \cos \theta) / C = (2 \times 0.016) \times 5.21 / 1530 = 109.0 \text{ [kHz]}$$

【0057】

このように、超音波診断装置 100 により計算した f は、音響分析ソフトにより算出された周波数（ 110 [kHz] ）とほぼ一致した。つまり、かかる検証実験において、超音波診断装置 100 の妥当性が証明された。

20

【0058】

5. 今後の研究について

図 11 に示すように、従来の音声分析ソフトウェア（防音室の中で集音した声を専門の音響分析ソフトで解析する態様）と、超音波診断装置 100 を用いた音声分析により、被検者 P の音声診断を非侵襲的に実施することが可能になる。そして、次のステップの研究として、これらの手法を組み合わせ、又は状況に応じてこれらの手法を使い分けることにより、被検者 P の声帯に病変があるかどうかを高精度に発見可能な声帯診断の実現を目指す所存である。

【0059】

30

<その他>

本発明に係る超音波診断装置 100 は、以下の態様でも実施可能である。

【0060】

記憶部及び速度計算部を備え、

前記記憶部は、被検者の喉頭・気管壁に反射した超音波を表すデータを記憶し、

前記速度計算部は、前記データをドプラモードに基づいて解析し、前記喉頭・気管壁が振動する速度を計算可能に構成され、

前面記喉頭・気管壁は、（前記被検者の喉頭・気管壁の平面視における面積 S_1 ） / （前記被検者の喉頭隆起の平視における面積 S_2 ）の値が $1 \sim 50$ となるように定められた皮膚直下の領域である、

40

情報処理装置。

【0061】

これにより、被検者の喉頭・気管壁に反射した超音波を表すデータを記憶部（例：第 2 記憶部 27）に記憶しておき、情報処理装置（例：情報処理装置 2）がオフラインの場合でも、声帯疾患を診察することができる。

【0062】

また、上記の情報処理装置を、情報処理装置 2 とデータ通信可能に構成しておくこと、情報処理装置 2 から遠隔に設置された情報処理装置により、遠隔診断を実施することもできる。この場合、被検者の喉頭・気管壁に反射した超音波を表すデータが情報処理装置 2 から一旦サーバに格納され、サーバから当該情報処理装置にデータを送信する構成にしても

50

よい。

【 0 0 6 3 】

また、超音波診断装置 1 0 0 は、以下の態様でも実施可能である。

【 0 0 6 4 】

コンピュータを、記憶部及び速度計算部として機能させ、

前記記憶部は、被検者の喉頭・気管壁に反射した超音波を表すデータを記憶し、

前記速度計算部は、前記データをドプラモードに基づいて解析し、前記喉頭・気管壁が振動する速度を計算可能に構成され、

前記喉頭・気管壁は、(前記被検者の喉頭・気管壁の平面視における面積 S_1) / (前記被検者の喉頭隆起の平面視における面積 S_2) の値が 1 ~ 5 0 となるように定められた皮膚直下の領域である、

10

超音波診断プログラム。

【 0 0 6 5 】

また、上述のプログラムを格納する、コンピュータ読み取り可能な非一時的な記録媒体として提供してもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 6 】

1 : 超音波発生器

2 : 情報処理装置

3 : 表示装置

20

1 1 : 発生部

1 2 : 受信部

1 3 : 第 1 制御部

1 4 : 第 1 記憶部

1 5 : 第 1 通信部

2 1 : 速度計算部

2 2 : 画像生成部

2 3 : 比較部

2 4 : 評価部

2 5 : 第 2 表示部

30

2 6 : 第 2 制御部

2 7 : 第 2 記憶部

2 8 : 第 2 通信部

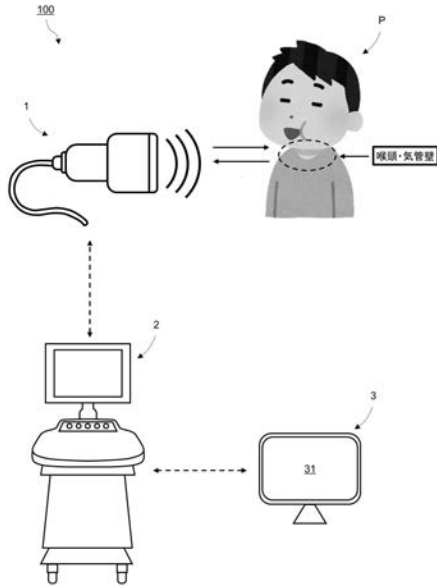
3 1 : 第 1 表示部

1 0 0 : 超音波診断装置

P : 被検者

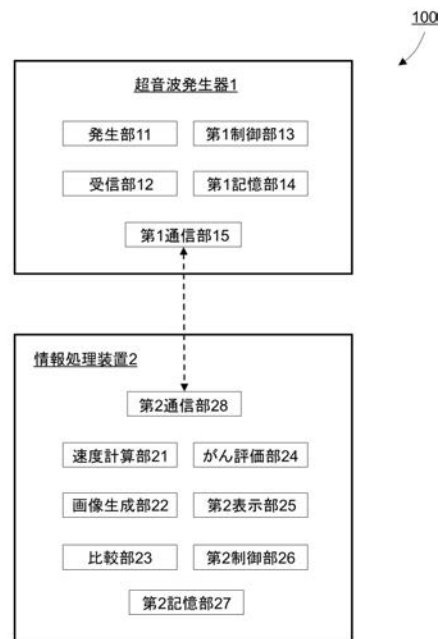
【図 1】

図1



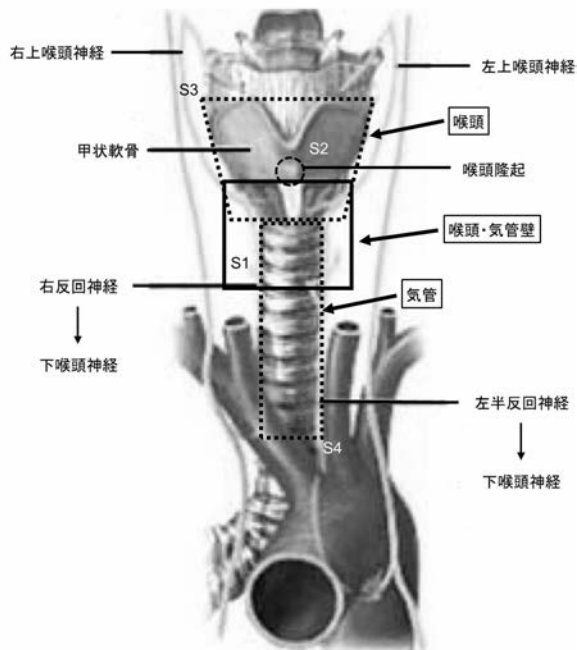
【図 2】

図2



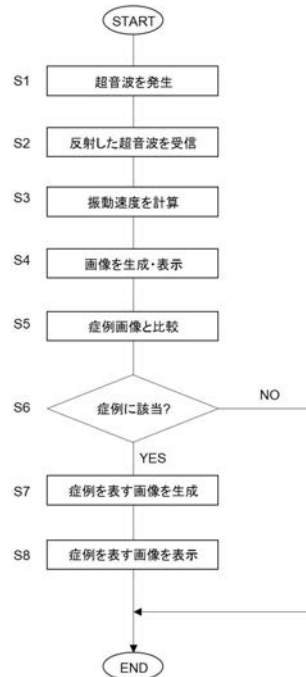
【図 3】

図3



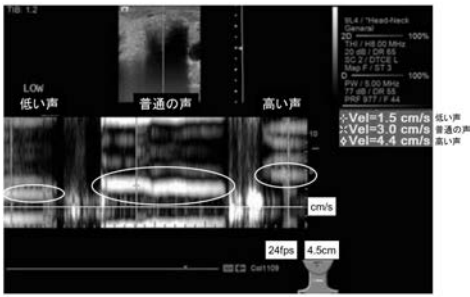
【図 4】

図4



【図 5】

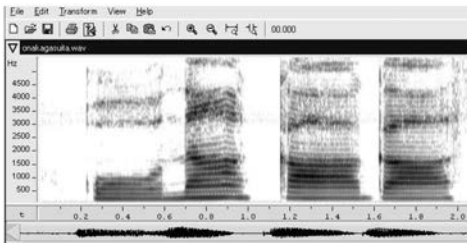
図5



超音波ドプラによる喉頭・気管壁の振動評価

【図 6】

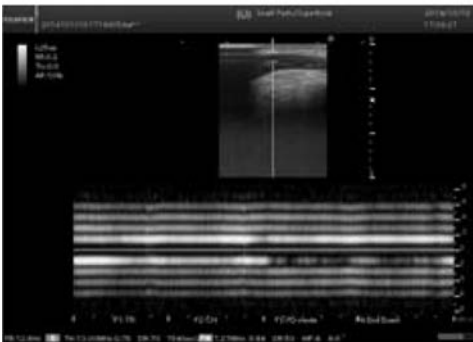
図6



防音室の中で録音した声を専門の音響分析ソフトで解析したサウンドスペクトラム

【図 8】

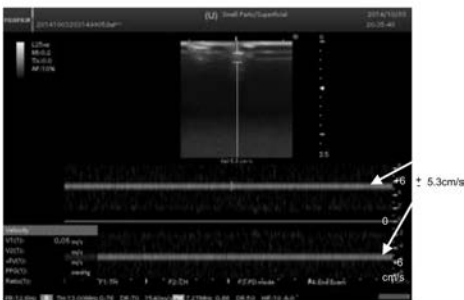
図8



検証実験

【図 9】

図9

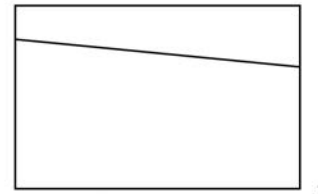


シグナル発生機による定量値確認

【図 7】

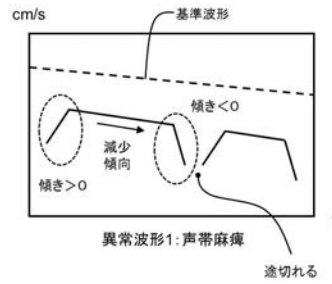
cm/s

図7A



基準波形: 普通の声

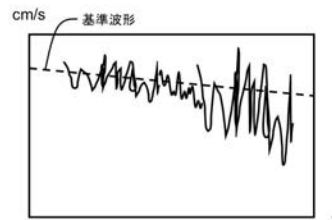
図7B



異常波形1: 声帯麻痺

途切れる

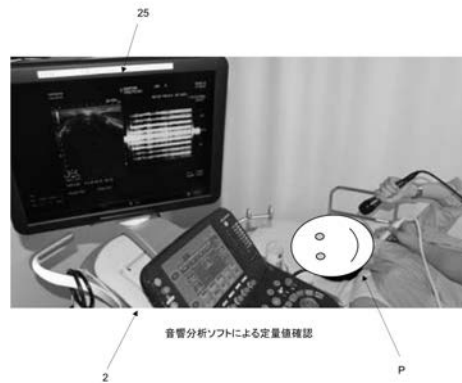
図7C



異常波形2: 声帯病変(喉頭がんなど)

【図 10】

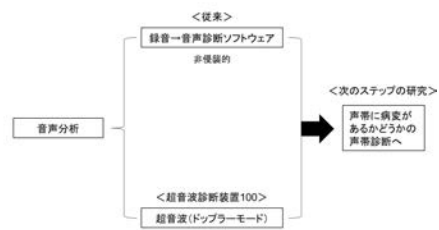
図10



音声分析ソフトによる定量値確認

【図 11】

図11



フロントページの続き

- (72)発明者 松田 枝里子
鳥取県米子市西町 3 6 番地の 1 国立大学法人鳥取大学医学部附属病院内
- (72)発明者 植木 賢
鳥取県米子市西町 3 6 番地の 1 国立大学法人鳥取大学医学部附属病院内
- (72)発明者 上原 一剛
鳥取県米子市西町 3 6 番地の 1 国立大学法人鳥取大学医学部附属病院内
- F ターム(参考) 4C601 DE01 EE11 EE20 JC06 JC15 KK25 KK31 LL23

专利名称(译)	超声波诊断装置，信息处理装置以及超声波诊断程序		
公开(公告)号	JP2020080972A	公开(公告)日	2020-06-04
申请号	JP2018215353	申请日	2018-11-16
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人鸟取大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人鸟取大学		
[标]发明人	福原隆宏 植木賢 上原一剛		
发明人	福原 隆宏 森崎 剛史 松田 枝里子 植木 賢 上原 一剛		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE01 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/JC06 4C601/JC15 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL23		
代理人(译)	押谷AkiraTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，信息处理设备和超声诊断程序，即使由专门从事声学分析的耳鼻喉科医生之外的医生也能够无创地进行语音分析。根据本发明，提供了一种发生器，接收器和速度计算器，该发生器被配置为产生超声波，并且该接收器是对象的喉/气管壁。速度计算单元被配置为能够接收由超声波反射的超声波，并且速度计算单元被配置为基于多普勒模式分析接收到的超声波，并计算喉/气管壁振动的速度。喉气管壁（对象的喉管壁平面图上的区域S1）/（对象的喉脊的平面图上区域S2）的值为1至50，并且提供了一种超声诊断设备，该超声诊断设备是正好在要被定义为皮肤的下方的区域。[选择图]图1

