

(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
2006年2月9日 (09.02.2006)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/013647 A1

(51) 国際特許分類⁷:

A61B 7/04

山一丁目20番1号 Shizuoka (JP). 株式会社コー・プランニング (KOU PLANNING CO., LTD.).

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2004/019817

(72) 発明者; および

(22) 国際出願日:

2004年12月27日 (27.12.2004)

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 三条 芳光 (SANJO, Yoshimitsu). 佐藤 重仁 (SATO, Shigehito). 牧野 洋 (MAKINO, Hiroshi). 中井 孝芳 (NAKAI, Takayoshi). 望月 圭太 (MOCHIZUKI, Keita). 竹内 宏幸 (TAKEUCHI, Hiroyuki).

(25) 国際出願の言語:

日本語

(26) 国際公開の言語:

日本語

(74) 代理人: 波多野 久, 外 (HATANO, Hisashi et al.); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目17番16号 宮田ビル2階 東京国際特許事務所 Tokyo (JP).

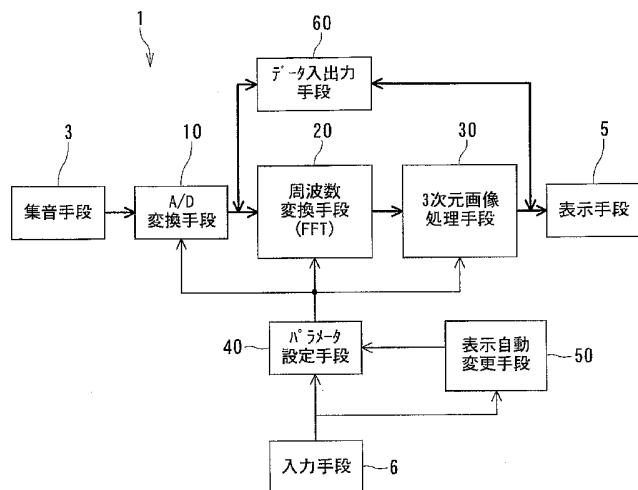
(30) 優先権データ:
特願2004-229195 2004年8月5日 (05.08.2004) JP

(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, 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,

[続葉有]

(54) Title: VISUAL STETHOSCOPE, IMAGE DISPLAY METHOD THEREOF, AND IMAGE DISPLAY PROGRAM THEREOF

(54) 発明の名称: ビジュアル聴診器、その画像表示方法およびその画像表示プログラム



- 3.. SOUND COLLECTING MEANS
- 10.. A/D CONVERTING MEANS
- 60.. DATA INPUT/OUTPUT MEANS
- 20.. FREQUENCY CONVERTING MEANS (FFT)
- 30.. THREE-DIMENSIONAL IMAGE PROCESSING MEANS
- 5.. DISPLAY MEANS
- 40.. PARAMETER SETTING MEANS
- 50.. AUTOMATIC DISPLAY CHANGING MEANS
- 6.. ENTERING MEANS

(57) Abstract: A visual stethoscope (1) comprising frequency converting means (20) that receives audible sound digital data obtained by converting audible sounds including breathing sounds and heart sounds and generated from a human body to digital data and that converts the audible sound digital data to amplitude data for each of a plurality of frequencies; three-dimensional image processing means (30) that performs an image processing for displaying, based on the amplitude, frequency and time, the audible sound digital data, as converted to the amplitude data for each of the plurality of frequencies, as a three-dimensional image in real time; parameter setting means (40) for setting various parameters for the frequency converting means (20) and three-dimensional image processing means (30); and automatic display changing means (50) that automatically changes the three-dimensional images, as image processed by the three-dimensional image processing means (30), according to a predetermined procedure. According to the structure described above, the audible sounds, such as breathing sounds, heart sounds and so on, generated from the human body can be three-dimensionally displayed in real time with a high visibility and a high operability, whereby diagnoses and treatments can be objectively performed without delay.

(57) 要約: ビジュアル聴診器 (1) は、呼吸音および心音を含む人体から発生する可聴音がデジタルデータに変換された可聴音デジタルデータを入力し複数の周波数毎の

[続葉有]

WO 2006/013647 A1



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, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, 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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU,

IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイドスノート」を参照。

振幅データに変換する周波数変換手段(20)と、複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを振幅、周波数および時間に基づいて3次元画像として実時間で表示させるための画像処理を行う3次元画像処理手段(30)と、周波数変換手段(20)および3次元画像処理手段(30)に対する各種パラメータを設定するパラメータ設定手段(40)と、3次元画像処理手段(30)によって画像処理される3次元画像を予め定めた手順に従って自動的に変更する表示自動変更手段(50)とを備える。上記構成によれば、人体から発生される呼吸音、心音等の可聴音を、視認性が高くかつ操作性の高い形態でリアルタイムに3次元表示することができ、客観的でかつ迅速な診察・処置が可能となる。

明 細 書

ビジュアル聴診器、その画像表示方法およびその画像表示プログラム

5 技術分野

本発明は、ビジュアル聴診器、その画像表示方法およびその画像表示プログラムに係り、特に呼吸音、心音等の可聴信号を表示器に3次元表示するビジュアル聴診器、その画像表示方法およびその画像表示プログラムに関する。

10 背景技術

従来から、医師が麻酔中の患者の呼吸・循環・消化器などの体内状態を監視するために、或いは患者の呼吸器・循環器・消化器系の疾患を診断するため等に聴診器が広く用いられている。また特に麻酔下での手術中の患者の呼吸状態を確実に監視するために、マイクを患者の喉頭部に取りつけて気管呼吸音をスピーカで拡声する手法等も採られている。

しかしながら、聴診器を用いた場合、患者の呼吸・循環・消化器などの体内状態を監視できるのは聴診器をつけた医師のみであり、周囲の他の医師や看護師は監視できない。

前記のうち、麻酔下での手術中の患者の呼吸状態をマイクとスピーカでモニタしようとしても、手術中の他の音声等に紛れて必ずしも正確な監視ができない場合もあり得る。

そこで、係る問題を解決するために、リアルタイムで呼吸の様子を確認することができ、客観的でかつ迅速な診断が可能で、呼吸音を聞き取ると同様な感覚で、呼吸音を目視しつつ呼吸音の全体像を容易に把握することができる呼吸音監視モニタ装置に関する技術が特許文献1（特開2004-33254号公報）に開示されている。

特許文献1が開示する呼吸音監視モニタ装置は、呼吸音を集音しアナログ電気信号に変換する集音器と、アナログ電気信号をデジタルデータである呼吸音データに変換するA/D変換手段と、周波数成分、時間及び波高値を基に表示呼吸音データを3次元表示する表示手段を備え、少なくとも一フレーム時間長の呼吸の呼吸音を実時間で時系列的に3次元表示することを特徴とするものである。

特許文献1が開示する呼吸音監視モニタ装置によれば、呼吸音を振幅（波高値）

軸、時間軸および周波数軸の3軸で3次元的に可視化することが可能となり、かつ3次元表示をリアルタイムで動的に表示することができる。この結果多くの医師や看護師が同時にかつリアルタイムで患者の呼吸状態を監視することができ、客観的でかつ迅速な診察・処置が可能となる。

5 しかしながら、特許文献1が開示する呼吸音監視モニタ装置には、視認性、操作性および監視対象の範囲において改善の余地がある。

(1) 視認性の改善

特許文献1が開示する呼吸音監視モニタ装置は、呼吸音を3次元画像で表示することが可能である。

10 一方、医療現場においては、呼吸音の3次元画像を時間軸方向から監視したり、周波数軸方向から監視することが必要となることがしばしばある。また呼吸音をより詳細に監視するために3次元画像の特定方向からの拡大が必要となることもある。このため、呼吸音の3次元画像に対する視線方向の変更や、3次元画像の移動、拡大、縮小等による視認性の改善が強く望まれている。

15 特許文献1には3次元画像に対する視認性向上に関する技術が十分開示されておらず、改善の余地がある。

(2) 操作性の改善

呼吸音を3次元画像で適切に監視するためには、3軸（振幅軸、時間軸、周波数軸）の表示範囲やスケーリング等の表示に関する各種パラメータを監視する呼吸音に応じて設定する必要がある。またFFT・最大エントロピー法・ウェーブレット変換法を含む方法等によって周波数解析を行うためのサンプリング周波数やフレーム時間長等の周波数解析に関する各種パラメータも呼吸音に応じて適切に設定する必要がある。

一方、医療現場で呼吸音を監視する場合、呼吸音の大きさや呼吸の周期、或いは呼吸音の周波数成分は、個々の患者の状態や患者の疾患の内容に応じて大きく異なる。また、麻酔下で手術を行っている患者の呼吸状態がある時点から急激に変化する場合も十分考えられる。

このため、表示に関する各種パラメータや、周波数解析に関する各種パラメータの設定や変更は医療現場において医師が容易にできるような操作性の高いものが要求される。

特許文献1には操作性に関する技術が十分に開示されておらず、改善の余地がある。

(3) 監視対象の範囲

特許文献1が監視の対象としているのは呼吸音である。これに対して、医師が聴診器を用いて監視や診断の対象とするものは呼吸音だけに限らず、人体から発生する可聴音でありこの中には心音も含まれる。従って、3次元表示による監視が可能な範囲を呼吸音だけでなく心音も含む広い範囲に拡大することが望まれている。
5

一方、心音は呼吸音に比べて各パルスの持続時間が短い。このため、心音も監視対象の範囲とするためには特許文献1が開示する技術に対して周波数解析周期の短縮化を含めたさらなる改善が必要となる。

また、監視対象を呼吸音に限定した場合においても、例えば捻髪音（fine crackle）と呼ばれる異常呼吸音は呼気の終末時に短い持続時間で観測される。この捻髪音のような持続時間の短い呼吸音も監視対象としようとする、心音と同様にさらなる改善が必要となってくる。
10
15

発明の開示

本発明は上述した事情に鑑みてなされたもので、人体から発生される呼吸音、心音等の可聴音をリアルタイムで3次元表示することができ、かつ視認性、操作性の高いビジュアル聴診器、その画像処理方法およびその画像処理プログラムを提供することを目的とする。
15

上記課題を解決するために本発明に係るビジュアル聴診器は、請求の範囲第1項に記載したように、呼吸音および心音を含む人体から発生する可聴音がデジタルデータに変換された可聴音デジタルデータを入力し、複数の周波数毎の振幅データに変換する周波数変換手段と、複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを、振幅、周波数および時間に基づいて3次元画像として実時間で表示させるための画像処理を行う3次元画像処理手段と、周波数変換手段および前記3次元画像処理手段に対する各種パラメータを設定するパラメータ設定手段と、前記3次元画像処理手段によって画像処理される3次元画像を予め定めた手順に従って自動的に変更する表示自動変更手段とを備えたことを特徴とする。
20
25

また、上記課題を解決するために本発明に係るビジュアル聴診器の画像表示方法は、請求の範囲第17項に記載したように、呼吸音および心音を含む人体から発生する可聴音がデジタルデータに変換された可聴音デジタルデータを入力し、周波数変換手段によって複数の周波数毎の振幅データに変換し、複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを、3次元画像処理手段によって振幅、周
30

波数および時間に基づいて3次元画像として実時間で表示するビジュアル聴診器の
画像表示方法において、周波数変換手段および3次元画像処理手段に対するパラメ
ータを手動で設定可能に構成するとともに、3次元画像処理手段によって画像処理さ
れる3次元画像を予め定めた手順に従って自動的に変更可能に構成したことを特徴
とする。

また、上記課題を解決するために本発明に係るビジュアル聴診器の画像表示プロ
グラムは、請求の範囲第31項に記載したように、呼吸音および心音を含む人体か
ら発生する可聴音がデジタルデータに変換された可聴音デジタルデータを周波数変
換手段によって複数の周波数毎の振幅データに変換するステップと、複数の周波数
毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを、3次元画像処理手段によっ
て振幅、周波数および時間に基づいて3次元画像として実時間で表示させるステッ
プと、をコンピュータに実行させるビジュアル聴診器の画像表示プログラムにおい
て、周波数変換手段および3次元画像処理手段に対するパラメータを手動で設定可
能に構成するとともに、3次元画像処理手段によって画像処理される3次元画像を
予め定めた手順に従って自動的に変更可能に構成したことを特徴とする。

本発明に係るビジュアル聴診器、その画像表示方法およびその画像表示プログラ
ムによれば、人体から発生される呼吸音、心音等の可聴音をリアルタイムで3次元
表示することができ、かつ視認性、操作性の高いビジュアル聴診器、その画像表示
方法およびその画像表示プログラムを提供することができる。この結果多くの医師
や看護師が同時にかつリアルタイムで患者の呼吸状態や心拍状態を監視するこ
とができる、客観的かつ迅速な診察・処置が可能となる。

図面の簡単な説明

第1図は、本発明に係るビジュアル聴診器の外観の一例を示す図である。

第2図は、本発明に係るビジュアル聴診器の実施形態のシステム構成例を示す図
である。

第3図は、本発明に係るビジュアル聴診器の実施形態の3次元画像表示例を示す
図である。

第4図は、本発明に係るビジュアル聴診器の実施形態における標準画面ウィンド
ウの表示例を示す図である。

第5図は、本発明に係るビジュアル聴診器の実施形態における表示設定ウィンド
ウの表示例を示す図である。

第6図は、本発明に係るビジュアル聴診器の実施形態におけるA/D変換手段の細部構成例を示す図である。

第7図は、本発明に係るビジュアル聴診器の実施形態における周波数変換手段の細部構成例を示す図である。

5 第8図は、FFTフレーム長とFFT出力の時間波形の再現性との関係を説明する図である。

第9図は、本発明に係るビジュアル聴診器の実施形態における3次元画像処理手段の細部構成例を示す図である。

10 第10図は、本発明に係るビジュアル聴診器の実施形態における圧縮調節ウィンドウの表示例を示す図である。

第11図は、音圧レベルとラウドネス特性の関係を示す図である。

第12図は、FFT繰り返し周期と画像更新周期の関係を説明する第1の図である。

15 第13図は、FFT繰り返し周期と画像更新周期の関係を説明する第2の図である。

第14図は、回転等を行ったときの3次元画像の表示例を示す図である。

第15図は、本発明に係るビジュアル聴診器の実施形態におけるパラメータ設定手段および表示自動更新手段の細部構成例を示す図である。

第16図は、視線ベクトルと視線方向および視点距離の関係を示す図である。

20 第17図は、本発明に係るビジュアル聴診器の表示自動更新手段で用いるシナリオの一例を示す図である。

第18図は、本発明に係るビジュアル聴診器のシナリオ簡易作成機能の一例を説明する図である。

25 第19図は、本発明に係るビジュアル聴診器のソフトウェア処理の一例を示すフローチャートである。

発明を実施するための最良の形態

本発明に係るビジュアル聴診器、その画像処理方法およびその画像処理プログラムの実施形態について添付図面を参照して説明する。

30 (1) ビジュアル聴診器のシステム構成

第1図は、本発明に係るビジュアル聴診器1の実施形態の外観の一例を示す図である。第1図に示すように、ビジュアル聴診器1は、ビジュアル聴診器本体2と集

音手段 3 としてのマイク 3 を有する。

ビジュアル聴診器本体 2 は、薄型の箱形状をなす本体ケース 4 に主要な構成品を収納している。本体ケース 4 の前面には、例えば液晶表示器からなる表示手段 5 が設けられている。

5 また、表示手段 5 の第 1 図において右方には、入力手段 6 としての各種キーが配設されている。入力手段 6 には、例えば表示手段 5 に表示されるポインタを上下左右に移動させる方向キー 6 a 、ポインタで指定された内容を設定する等に用いられる確定キー 6 b 、表示手段 5 の画面に各種の機能を表示させるファンクションキー 6 c 等を備えている。

10 この他、表示手段 5 の第 1 図において左方には、電源スイッチ 7 の他、本体ケース 4 に内蔵されたスピーカの音声を外部でモニタするための多数の連通孔 8 が設けられている。

15 集音手段 3 は、呼吸音、心音等の人体から発せられる可聴音を集音するために人体に装着されるものである。集音手段 3 とビジュアル聴診器本体 2 との間はケーブルによって接続される。

本発明に係るビジュアル聴診器 1 は、第 1 図に示した形態に限定されるものではなく、本発明の範囲において種々の形態をとりうる。

20 例えば、第 1 図に示した形態では表示手段 5 は本体ケース 4 と一体的に形成された形態となっているが、表示手段 5 を本体ケース 4 と分離させた形態であってよい。

表示手段 5 を、薄型で大画面のディスプレーとすれば、多数の医師や看護師が同時にモニタすることができる。また、表示手段 5 を単眼用の HMD (Head Mounted Display) や透過型の HMD とすれば、医師は患者の状態を肉眼で監視すると同時に表示手段 5 に表示される 3 次元画像をモニタすることが可能となる。

また、入力手段 6 も第 1 図に示した形態の他、使用場所のスペース的な余裕がある場合は例えばキーボードやマウス等の形態であってもよい。

30 また、入力手段 6 は、医師が足を用いて操作を行うことができるフットコントローラであってもよい。入力手段 6 がフットコントローラの場合には、医師は両手で患者に対する所用の医療行為を継続させながらビジュアル聴診器 1 の表示内容を足の動作によって容易に変更することが可能となる。

さらに、医療現場においては、患者の体面に装着した集音手段 3 (マイク等) と

ビジュアル聴診器本体2とを接続するケーブルが診療の妨げになる場合も考えられる。このような場合には、集音手段3とビジュアル聴診器本体2とを無線によって接続する形態とすればよい。

この他、例えばDVD (Digital Versatile Disk) 等の記憶媒体に記憶された可聴音デジタルデータを読み出したり、新たに取得した可聴音デジタルデータを書き込むことができるDVDドライブ等のデータ入出力手段60(第2図参照)をビジュアル聴診器1の外部或いは内部に設けた形態としても良い。

第2図は、ビジュアル聴診器1のシステム構成例を示す図である。

ビジュアル聴診器1は、患者の体面に装着され、人体から発生する可聴音を集音し電気信号に変換する集音手段3と、集音手段3から出力される電気信号を可聴音デジタルデータに変換するA/D変換手段10と、A/D変換手段10から時系列として出力される可聴音デジタルデータを複数の周波数帯成分に変換する周波数変換手段20と、周波数変換手段20から出力される複数の周波数帯成分からなる可聴音デジタルデータを振幅、周波数および時間の3次元によって3次元画像化するための3次元画像処理手段30と、3次元画像処理手段30によって画像化されたデータを表示する表示手段50とが順次直列的に接続されて構成される。

また、ビジュアル聴診器1は、A/D変換手段10、周波数変換手段20および3次元画像処理手段30に対して各種パラメータを設定するパラメータ設定手段40、パラメータ設定手段40に対してユーザが外部から各種パラメータを入力する入力手段60、各種パラメータを自動的に設定しつつ予め定めた手順に従って変更することができる表示自動変更手段50を備える。

さらに、ビジュアル聴診器1は、既に記憶されている可聴音デジタルデータや3次元画像処理された画像データ等を出力し、A/D変換手段から出力される可聴音デジタルデータや3次元画像処理手段から出力される画像データ等を入力することができるデータ入出力手段60を備える。データ入出力手段60は、例えばDVD等の記憶媒体の読み出し・書き込みに基づいてデータを入力および出力する形態であっても良いし、例えばインターネットやLAN等の電気通信回線を介してデータを入力および出力する形態であっても良い。

なお、第2図に示した本実施形態のビジュアル聴診器1のシステム構成例は、本発明の要旨を逸脱しない範囲で変形可能である。また、本実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。

例えば、データ入出力手段 60 を構成要素としない形態であっても良い。また逆にデータ入力手段 60 を備え、集音手段 3 および A/D 変換手段 10 を構成要素としない形態でもよい。或いはまた、表示手段 5 を構成要素としない形態であっても良い。

5 (2) ビジュアル聴診器 1 の動作概要

集音手段 3 は、例えばマイク等に代表される可聴音を電気信号に変換するトランスデューサである。呼吸音をモニタするような場合には集音手段 3 は例えば患者の喉頭部近傍に装着される。また心音をモニタするような場合には心臓近傍の体表面等に装着される。

10 集音手段 3 から出力される電気信号は、接続ケーブル等を介して A/D 変換手段 10 に接続される。この際、集音手段 3 と A/D 変換手段 10 との間に、不要な高周波成分を除去するためのフィルタ（図示していない）を設ける構成としてもよい。

15 また、集音手段 3 を複数設け、A/D 変換手段 10 の前段にマルチプレクサ（図示していない）を設けた構成としても良い。係る構成によれば、人体の異なる場所に装着した複数の集音手段 3 からの可聴音をマルチプレクサを切り換えることによって 1 つの表示手段 5 でモニタすることが可能となる。

20 A/D 変換手段 10 に入力された電気信号は、A/D 変換器を主構成とする A/D 変換手段 10 でサンプリングされて離散的なデジタル信号に変換される。このデジタル信号を可聴音デジタルデータという。可聴音デジタルデータは、集音手段 3 で集音された可聴音の振幅が時間方向に変化する時系列データである。

可聴音デジタルデータは、周波数変換手段 20 に入力される。周波数変換手段 20 は可聴音デジタルデータを複数の周波数帯成分に変換する。

25 周波数変換手段 20 は、例えば高速フーリエ変換（以下、FFT（Fast Fourier Transform）という。）に代表される DFT（Discrete Fourier Transform）や複数のデジタルフィルタバンク等によって実現される。

30 本実施形態では、周波数変換手段 20 は FFT によって実現しており、ソフトウェアによって FFT 演算を実行している。FFT 演算はハードウェアによる FFT 演算回路で構成してもよい。

周波数変換手段 20 が FFT の場合、一般的には 2^n 乗のサンプル数の時系列データが一括して FFT に入力され、周波数成分に分解された振幅値が出力される

。FFTの出力は振幅値を2乗した電力値であっても良い。

なお、FFTに入力される時系列データのサンプル数をN ($N = 2^n$) と表記するものとし (NはFFTポイント数と呼ばれることがある) 、A/D変換のサンプリング周期 Δt とサンプル数Nの積をFFTのフレーム時間長Tと表記する ($T = \Delta t \cdot N$) ものとする。また、FFTから出力される周波数成分の数をMと表記するものとする。

FFTによる周波数変換手段20は、サンプル数Nの一群の時系列データを逐次入力してFFT繰り返し周期 T' で繰り返し演算を行うが、FFT繰り返し周期 T' とFFTフレーム時間長Tとは本来異なった物理量である。しかしながら、リアルタイム処理システムでは両者は同じ値をとることが多い。この場合、 $T' = T$ となり、FFT繰り返し周期はフレーム時間長Tと同じ値となる。本実施形態においても $T' = T$ としている。

周波数変換手段20からは、FFT繰り返し周期 T' ($T' = T$) 毎にM個の周波数成分に分解された可聴音デジタルデータの振幅値が出力され、3次元画像処理手段30に入力される。

3次元画像処理手段30は、入力された可聴音デジタルデータを、振幅、周波数及び時間の3軸に対応させて3次元画像を生成する。

第3図は、3次元画像処理手段30で生成された3次元画像の一例を示すものである。第3図に示した例では、可聴音デジタルデータの振幅は後述するsonne値表示となっており振幅の表示範囲は「0.0」sonneから「3.0」sonneの範囲となっている。表示周波数範囲は、最小値が「0」、最大値が「1000」Hzの設定となっている。

また、表示時間範囲は「2.0」secの設定となっている。表示時間範囲を「2.0」secと設定した場合、過去2秒間の可聴音デジタルデータが3次元表示されることになる。即ち、時間軸上の「2.0」secの位置には2.0秒前の可聴音デジタルデータが周波数成分に分解されて表示され、時間軸上の「0.0」secの位置には0.0秒前の、即ち最新の入力の可聴音デジタルデータが周波数成分に分解されて表示されることになる。

最新の入力は、時間軸上の「0.0」secの位置に逐次入力され、その後時間軸に沿ってスイープされて（流れて）行く。このように、3次元画像処理手段30は、周波数成分に分解された可聴音デジタルデータを実時間で動画として表示することが可能である。

また、可聴音デジタルデータは、振幅の大きさに対応したカラー化が施されて表示される。例えば振幅の大きさを可視光の波長に対応させて、振幅の最大値を例えれば赤色に、また振幅の最小値を例えれば紫色に着色してカラー表示させている。このようなカラー化によって、3次元表示された可聴音デジタルデータの振幅の大きさをユーザは瞬時に判断することが可能となる。

第4図は、ビジュアル聴診器1の表示手段5に表示される標準画面ウィンドウ301の一例を示したものである。

標準画面ウィンドウ301の中央部には、3次元画像表示領域Aが設けられており、第3図に例示した3次元画像が表示される。

標準画面ウィンドウ301の上部の領域には、入力波形表示領域Bが設けられており、周波数変換手段20によって周波数成分に分解される前の可聴音デジタルデータの時間波形が表示される。

標準画面ウィンドウ301の右部および下部の帯状の領域には、操作ボタン領域Cが設けられている。操作ボタン領域Cには、スタートボタン302、ストップボタン303等、ビジュアル聴診器1に対する各種の操作を行うためのボタンや、負荷窓311、表示間隔窓312等のビジュアル聴診器1の内部状態を示すための窓が表示されている。

操作ボタン領域Cの特定のボタンをクリックすることにより、さらに詳細な操作や表示をさせることができる。例えば、設定ボタン304をクリックすると、第5図に例示した表示設定ウィンドウ330が標準画面ウィンドウ301の一部に重ねて表示される。

第5図に例示した表示設定ウィンドウ330によってさらに詳細にビジュアル聴診器1のパラメータを設定することが可能となる。

操作ボタン領域Cに設けられている各種ボタンや標準画面ウィンドウ301への各種パラメータの設定は、ビジュアル聴診器1の入力手段6を用いて行うことができる。

第2図に示した入力手段6は、例えば第1図に示した方向キー6aや確定キー6bによって実現できる。この他、入力手段6としてマウスやジョイスティック等のポインティングデバイスを用いた実施形態としても良いし、キーボードを用いた実施形態としてもよい。またフットコントローラを用いた実施形態としても良い。

第2図のパラメータ設定手段は、入力手段6を用いて指定された各種パラメータをビジュアル聴診器1に登録し、登録された各種パラメータを、A/D変換手段1

0、周波数変換手段 20 および 3 次元画像処理手段 30 に設定する。

各種パラメータの設定は、入力手段 6 と第 5 図に示した表示設定ウィンドウ 330 等とを用いてユーザが手動で設定できる他、表示自動変更手段 50 を用いて自動的に設定、変更をすることもできる。表示自動変更手段 50 による自動設定、変更機能によって、医療現場における医師の操作負担が大幅に低減されることになり、ビジュアル聴診器 1 の操作性が大きく向上する。

(3) A/D 変換手段の構成と動作

第 6 図は、A/D 変換手段 10 の細部構成を示した図である。A/D 変換手段 10 は、マイク等ならなる集音手段 3 の出力（アナログ信号である電気信号）が接続される利得可変増幅器 101、アナログ信号をデジタル信号に変換し、可聴音デジタルデータとして出力する A/D 変換器 102、A/D 変換器 102 の出力に対して所定の係数を乗じることによって可聴音デジタルデータの利得をデジタル領域で変更可能とする利得制御部 103 が順次直列的に接続されて構成される。

利得可変増幅器 101 および利得制御部 103 に対する利得は、パラメータ設定手段 40 から入力される。利得可変増幅器 101 および利得制御部 103 において利得を設定する或いは変更する理由は、A/D 変換手段 10 の出力、即ち周波数変換手段 20 の入力が適切な振幅範囲に入るようとするためである。

A/D 変換手段 10 から出力される可聴音デジタルデータの時間波形は、第 4 図に示した標準画面ウィンドウ 301 の上部の入力波形表示領域 B に表示される。

一方、利得可変増幅器 101 および利得制御部 103 に対する利得は、第 4 図に示した標準画面ウィンドウ 301 の右下部に設けられた「W a v e」バー 318 によって変更できる。ユーザは、「W a v e」バー 318 のスライドつまみ 319 をドラッグして上下させることによって利得可変増幅器 101 および利得制御部 103 に対する利得を変更させることができる。

入力波形表示領域 B に表示される可聴音デジタルデータの時間波形は、設定される利得に応じて実時間でその振幅が変化する。従って、入力波形表示領域 B の時間波形を目視しながら振幅に対する利得を適切な値に設定することができる。

なお、利得可変増幅器 101 或いは利得制御部 103 のいずれか一方を省略した実施形態としても良い。例えば A/D 変換器 102 のダイナミックレンジが十分広く、診断の対象とする可聴音によって A/D 変換器 102 が飽和することが考えられないような場合にあっては利得可変増幅器 101 を省略することも可能である。

A/D 変換器 102 のサンプリング周期 Δt （或いはその逆数のサンプリング周

波数 f_s でもよい。 $f_s = 1 / \Delta t$) はパラメータ設定手段 40 から設定される。

サンプリング周期 Δt (或いはサンプリング周波数 f_s) は、ユーザが直接設定する形態としてもよいし、ユーザが設定する他のパラメータから間接的に設定しても良い。例えば、ユーザが設定した FFT のフレーム時間長 T と FFT ポイント数 N からサンプリング周期 Δt を算出する形態としても良い ($\Delta t = T / N$)。

或いは、モニタする可聴音の周波数帯域が限定されている（極端に高い周波数成分は含まれない）という前提の基で、サンプリング周期 Δt (或いはサンプリング周波数 f_s) を予め固定値として設定してもよい。例えばサンプリング周期 Δt を 62.5 μ s (或いはサンプリング周波数 f_s を 16 kHz) と固定して設定しても良い。

(4) 周波数変換手段の構成と動作

第 7 図は、周波数変換手段 20 の細部構成を示したものである。周波数変換手段 20 は、A/D 変換手段 10 から出力される時系列の可聴音デジタルデータに対して適宜の窓関数を乗じるウェイティング演算部 201、FFT 演算および振幅値演算を行う FFT 演算部 202、周波数軸の表示をリニア表示、対数表示或いは Bark 値表示等で表示させるための周波数軸変換部 203 等から構成される。

ウェイティング演算部 201 で用いられる窓関数はパラメータとして選択することができる。窓関数の選択は、第 5 図に示した表示設定ウィンドウ 330 の窓関数欄 337 をクリックすることによって表示される複数の窓関数の中から、例えば「ハミング」窓を選択することができる。

周波数軸変換部 203 では、FFT 演算部 202 から出力される周波数成分（リニアな周波数成分）を対数表示、或いは Bark 値表示させるために、例えば変換用テーブル等を用いて変換を行うものである。リニア表示、対数表示、或いは Bark 値表示等はパラメータとして選択可能である。第 5 図に示した表示設定ウィンドウ 330 の周波数軸欄 332 をクリックすることによって表示される複数の表示種類の中から、例えば「Bark」値表示を選択することができる。

なお、Bark 値については、例えば特許文献 1 の第 3 図の説明において詳述されているためここでは説明を省略する。

FFT 演算部 202 に対しては、FFT フレーム長 T 、FFT ポイント数 N 等のパラメータがパラメータ設定手段 40 から設定される。FFT フレーム長 T 、FFT ポイント数 N およびサンプリング周期 Δt (或いはサンプリング周波数 f_s) の 3 つのパラメータの間には、 $T = N \cdot \Delta t$ (或いは $T = N / f_s$) の関係がある。

従って、2つのパラメータを決めれば残りの1つのパラメータは自動的に決まってしまう。さらに、サンプリング周期 Δt を固定とした場合には、FFTフレーム長Tの値を設定すればFFTポイント数は自動的に決まる。

例えばサンプリング周期 Δt を62.5 μs（或いはサンプリング周波数f_sを516 kHz）と固定している場合において、FFTフレーム長Tの値を例えば100msと設定した場合、 $T/\Delta t = 1600$ となるが、Nは一般に2のn乗数であるため、Nは2048となる。なお、ここに示した3つのパラメータの決定方法は一例を示したものであり、他の決定方法であってもよい。

FFTフレーム長Tは、第5図に示した表示設定ウィンドウ330のFFT間隔欄335をクリックすることによって表示される複数の時間の中から例えば「100」msを選択することができる。

なお、FFTフレーム長TとFFT繰り返し周期T'（或いはFFT間隔T'）とは、本来異なる物理量であるが、両者を同じ値としても支障はなく、本実施形態においてもFFTフレーム長とFFT繰り返し周期とは同じ値に設定するものとしている。従ってFFT間隔欄335にひとつの値Tを設定することによってFFTフレーム長TとFFT繰り返し周期Tが同時に設定される。

ところで、一般にFFTフレーム長Tと時間分解能との間には密接な関係が存在する。ここで、時間分解能とは、時間軸上に2以上のピーク波形が各々ある時間間隔をもって隣接している場合において、各ピーク波形の存在を識別することができる最小時間間隔のことをいう。

FFTフレーム長Tが大きくなると時間分解能は低下する。逆にFFTフレーム長Tが小さいと時間分解能は高くなる。

また、FFTフレーム長Tは、時間軸上の波形の位置精度にも影響を与える。例えば、FFTの入力が持続時間の短い单一のパルス状の波形であった場合において、FFTフレーム時間Tがパルスの持続時間に比べて例えば10倍程度大きいとすると、FFT出力におけるパルス状波形の持続時間は約10ないし20倍程度に広がった波形となってしまう。即ち、FFTの入力と出力との間において、時間軸上の波形の再現性が損なわれたものとなってしまう。

なお、FFTの出力における時間軸上の波形とは、実時間で繰り返し出力されるFFTの周波数成分のうち、特定の周波数成分の振幅値をFFTの周期毎に並べた波形のことをいう。

このように、FFTフレーム長Tが入力波形振幅の変動周期（或いは入力パルス

波形の持続時間)に比べて大きくなると、時間分解能が低下するとともに、FFT出力における時間波形の再現性が確保できなくなる。

特許文献1に開示する呼吸音可視化モニタ装置は、測定対象が呼吸音に限定されおり、医師の聴診器による診断対象である心音は測定対象に含まれていない。この理由は、心音がもつパルス状の可聴音の持続時間が呼吸音に比べてはるかに短いためである。

心音がもつ短いパルス状の波形をFFT出力において正確に再現するためには、FFTフレーム長を心音のパルスの持続時間と同程度か或いはそれ以下に短縮化する必要がある。またFFTフレーム長の短縮化にともなって、FFT演算のFFT繰り返し周期も併せて短縮化される。

FFTフレーム長の短縮化およびFFT繰り返し周期の短縮化を実時間で実現するためにはいずれもFFTの演算処理速度を向上させる必要がある。またFFT出力を実時間で3次元表示するためには画像処理速度も合わせて向上させる必要がある。特許文献1が開示する呼吸音可視化モニタ装置では係る処理速度の向上は実現困難であった。

本発明にかかるビジュアル聴診器1は、上記問題を解決するためにFFT演算速度および画像処理速度の高速化を図り、FFTフレーム長の短縮化およびFFT繰り返し周期の短縮化を可能としている。

一般にパルス状の心音の時間的な音響変化を描写するためには約5m s程度毎の解析と表示を高速にくりかえしていく必要である。このため、FFTフレーム長およびFFT繰り返し周期の下限値を約5m s以下でも処理可能となるように高速化を図り、対応するパラメータの設定も約5m s以下に設定可能となるようにしている。

この結果、ビジュアル聴診器1による監視、診断対象は、呼吸音だけでなく、心音を含めた人体から生じる可聴音全般に拡張することが可能となっている。

さらに、呼吸音に限定した場合においても、監視、診断可能な呼吸音の範囲は拡張させることができる。

異常呼吸音と呼ばれる呼吸音の中には正常な呼吸音に比べて持続時間がはるかに短いものが含まれることが知られている。例えば、間質性肺炎等の患者の呼吸音に含まれることが多いといわれている捻髪音(fine crackle)は、その持続時間が正常な呼吸音に比べて短く(例えば数m s程度)、特許文献1が開示する呼吸音可視化モニタ装置では測定困難であった。

ビジュアル聴診器 1 によれば、FFT フレーム長および FFT 繰り返し周期の下限値を約 5 ms とすることが可能であるため、捻髪音 (fine crackle) のような持続時間の短い異常呼吸音であっても監視、診断することができる。

5 第 8 図は、FFT フレーム長 T と FFT の出力における時間軸上の波形の再現性と関係を模式的に示したものである。

第 8 (a) 図は、FFT の入力波形 D を示したものであり、横軸に時間を縦軸に振幅をとってプロットしたものである。入力波形 D は、比較的持続時間の長い波形 D 1 と持続時間が短い (約 5 ms 程度) パルス状の波形 D 2 とからなる。入力波形 10 D 上のドットの間隔は 2.5 ms としている。なお、パルス状の波形 D 2 は、異常呼吸音である捻髪音 (fine crackle) の時間波形を模擬したものである。

第 8 (b) 図は、FFT の出力における時間軸上の波形を示したものである。出力波形 E は、FFT フレーム長 T を 25 ms としたときの出力波形を示している。 15 また出力波形 F は、FFT フレーム長 T を 5 ms としたときの出力波形を示している。

第 8 (b) 図からわかるように、FFT フレーム長 T がパルス状の波形 D 2 の持続時間に比べて長い場合は (出力波形 E の場合) パルス状の波形 D 2 の再現性は悪く、パルス状の波形 D 2 のピークは識別困難である。これに対して FFT フレーム長 T とパルス状の波形 D 2 の持続時間とが同程度の場合 (出力波形 F の場合) 、パルス状の波形 D 2 の再現性は高く、パルス状の波形 D 2 のピークが識別できる。

(5) 3 次元画像処理手段の構成と動作

第 9 図は、3 次元画像処理手段 30 の細部構成を示したものである。3 次元画像処理手段 30 は、振幅圧縮／拡大処理部 351、振幅軸変換処理部 352、上限リミット／下限カットオフ処理部 353、原 3D 画像作成処理部 354、表示更新用 25 3D 画像作成処理部 355、回転等処理部 356 が順次直列的に接続されて構成される。

振幅圧縮／拡大処理部 351 は、周波数変換手段 20 から出力される周波数毎の振幅値に対して、所定の振幅値 (圧縮閾値という) 以上の振幅値に対しては利得を下げて振幅を圧縮し、圧縮閾値未満の振幅値に対しては利得を上げて振幅を拡大する処理を行うものである。

ビジュアル聴診器 1 に入力される可聴音は、微弱な音と比較的大きな音が混在し

時間的に変動している。微弱な可聴音に対してはその振幅を拡大してより見やすい状態で表示したいという要望がある。しかしながら、入力される可聴音に対して一律に利得を上げて振幅を拡大させると、大きな振幅入力に対しても拡大され飽和状態となるおそれがある。

そこで、圧縮閾値以上の振幅値に対しては利得を下げて振幅を圧縮し、圧縮閾値未満の振幅値に対しては利得を上げて振幅を拡大する処理を行うことにより、大きな入力に対しても飽和させることなく微弱な信号を拡大することが可能となる。

振幅圧縮／拡大処理部 351 に対して設定するパラメータには、圧縮閾値と圧縮比がある。ビジュアル聴診器 1 は、圧縮閾値と圧縮比の入力方法をグラフ化したイ
ンタフェースを備えることによって簡素化を図り操作性を向上させている。
10

第 10 図は、圧縮調節ウィンドウ 340 を示している。圧縮調節ウィンドウ 340 は、第 4 図に示した標準画面ウィンドウ 301 の調節ウィンドウ表示ボタン 320 をクリックすると標準画面ウィンドウ 301 に重ねて表示される。

圧縮調節ウィンドウ 340 のうち、大きな正方形をなす圧縮調節領域 341 は、
15 入力振幅と出力振幅の関係を可視化している。横軸が入力振幅に対応し、縦軸が出力振幅に対応する。折れ線内にある調節ボタン 342 はポインタをドラッグすることによって移動する。第 10 図に示した折れ線の状態は、調節ボタン 342 より上の領域にある折れ線の傾斜は「1」より小さく、この領域（領域 343）の振幅は圧縮される。一方、調節ボタン 342 より下の領域にある折れ線の傾斜は「1」より大きく、この領域（領域 344）の振幅は拡大される。
20

圧縮調節ウィンドウ 340 のうち右部にある帯状の領域には振幅値の大きさに割り振られている色表示がバー状に表示される。

圧縮調節ウィンドウ 340 によれば、ユーザが調節ボタン 342 をドラッグさせ
るだけで圧縮閾値と圧縮比を同時にかつ極めて簡易に設定することができる。また
25 設定した圧縮閾値と圧縮比は圧縮調節ウィンドウ 340 の右下の圧縮閾値欄 345 (Threshold) と圧縮比欄 346 (ratio) に数値として表示されるため、正確な数値設定が可能となる。

振幅軸変換処理部 352 は、3 次元画像表示における振幅値の単位を変更・設定するための処理を行う。音の大きさを表す単位としては、リニア表示としての音圧
30 、音圧を対数に変換して対数表示（或いは dB 表示）で表す音圧レベルが一般的である。

この他、人間の耳の感音特性を含めた特性（これをラウドネス特性という。）を

表す単位として phone 値或いは sone 値も音の大きさを表す単位としてしばしば用いられる。

第 11 図は、音圧レベル（音圧の対数表示）とラウドネス特性の関係を示す図である。第 11 図に示した曲線群はラウドネス等感曲線とも呼ばれる。 phone 値は、周波数 1 kHz の点において音圧レベルと phone 値の数値を一致させ、周波数 1 kHz 以外の領域では人間の耳の感音特性を考慮して補正したものである。

人間の耳の感音特性には周波数依存性があり、低い周波数に対しては感度が鈍くなる傾向がある。 phone 値はこの傾向を反映させたもので周波数依存性をもっている。これに対して、音圧レベルは絶対的な物理量であり、周波数依存性はない。

例えれば、第 11 図において、音圧レベル 30 (dB) は、1 kHz (点 α) においても 100 Hz (点 β) においても音圧レベル 30 (dB) である。これに対して、 phone 値は、1 kHz (点 α) においては音圧レベルと同じ数値の 30 phone であるが、100 Hz (点 β) においては 10 phone となり、音圧レベルに対して数値が 20 低い値となる。これは、人間の耳の感音特性が低い周波数に対しては感度が鈍くなる傾向を反映させたものである。

sone 値は、 phone 値を別の尺度で表現したものであり、 phone 値と同じ曲線群で表される。 sone 値の定義は、 40 phone を 1 sone とし、 phone 値の数値が 10 上がると sone 値を 2 倍とし、 phone 値の数値が 10 下がると sone 値を 1/2 倍とするものである。例えば 30 phone の曲線は 1/2 sone の曲線と一致し、 20 phone の曲線は 1/4 sone の曲線と一致する。

ビジュアル聴診器 1 では、周波数依存性の無い物理量である音圧表示（リニア表示）およびその対数表示である音圧レベルに加えて、人間の耳の感音特性を反映した phone 値および sone 値によって表示可能とし、これらをパラメータとして選択可能な形態としている。

経験を積んだ医師は、従来の聴診器による診断によって自らの耳に聞こえる人体の可聴音の大きさを判断している。ビジュアル聴診器 1 においても、マイク等の集音手段 3 から出力される物理量に対して人間の耳の感音特性を反映した phone 値および sone 値に変換して振幅値を表示可能とすることによって、医師の経験を活かした適切な監視、診断が可能となる。

振幅軸変換処理部 352 では、音圧表示、対数表示、 phone 値表示および sone 値表示の 4 種の表示に加えて、さらに $1/X$ sone 補正法を用いた振幅値

の補正表示を可能としている。

1/X s o n e 補正法とは、1/X s o n e 特性を表す曲線の1 kHz を基準とした周波数特性（1 kHz を基準とした変化量）を他の曲線の1 kHz 以外の領域にも適用して振幅値を補正するものである。

5 例えは1/X s o n e 補正法において、Xとして「8」を選択した場合、基準となる曲線は1/8 s o n e 曲線（第11図において、曲線G）となる。この1/8 s o n e 曲線の1 kHz を基準とした変化量を他の曲線の1 kHz 以外の領域に適用して補正する。例えは2 s o n e の曲線（50 p h o n e の曲線と同じ）に適用して補正した場合、補正後の2 s o n e の曲線（或いは50 p h o n e の曲線）は
10 、曲線Hに変更される。

この結果、周波数が200 Hzで音圧レベルが約58 dBの振幅値（点γ）は、補正前は4 s o n e （或いは60 p h o n e ）であったものが1/X s o n e 補正法を適用した場合2 s o n e （或いは50 p h o n e ）として表される。

15 1/X s o n e 補正法は、1 kHz 以下の周波数において、同じ音圧レベルであっても s o n e 値或いは p h o n e 値の値をより低く補正するものである。

一般に人体からの可聴音を監視、診断しようとする場合に、ある周波数以下の成分は重要性が低い場合がしばしばある。例えは呼吸音の監視、診断においては100 Hz以下の周波数成分は重要性が低いとされる場合において、100 Hz以下の表示を完全にカットするのではなく、表示感度を下げて表示したいという要望がある。
20 1/X s o n e 補正法はかかる要望に答えるものである。

なお、音圧表示、対数表示、p h o n e 値表示、s o n e 値表示および1/X s o n e 補正法の選択は、第5図に示した表示設定ウィンドウ330のレベル軸欄333をクリックして容易に選択することができる。

次に、第9図に示す上限リミット／下限カットオフ処理部353は、設定される振幅の上限値および下限値に基づいて、上限リミット処理および下限カットオフ処理をおこなうものである。

上限リミット処理は、設定されている上限値以上の振幅の信号に対しては、上限値をその振幅として表示させる。

一方、下限カットオフ処理は、設定されている下限値以下の振幅の信号に対してはその表示を禁止する。下限カットオフ処理によって、監視、診断上不要な程度の微小な可聴音や不要な雑音の表示を排除することが可能となり、視認性を向上させることが可能となる。

振幅の上限値、下限値は第4図に示した標準画面ウィンドウ301の右下にある3Dバー315によって容易に設定・変更することができる。標準画面ウィンドウ301の上側バー316をドラッグすることによって上限値は変更できる。このとき、3次元画像表示領域Aの振幅上限値322も併せて変更される。同様に、標準画面ウィンドウ301の下側バー317をドラッグすることによって下限値が変更でき、3次元画像表示領域Aの振幅下限値323も併せて変更される。

原3D画像作成処理部354は、3次元画像表示の基となる3次元データの作成を行う処理である。設定された表示周波数の下限値、上限値のパラメータを基にFFTから出力された周波数成分の中から表示に必要な周波数成分を選択する。

10 また、設定された表示時間範囲とFFT繰り返し周期のパラメータを基に、FFTから逐次繰り返し出力されてくるデータを時間方向で切り取る処理を行う。例えば表示時間範囲が6秒、FFT繰り返し周期が50msと設定されている場合、120個($6000\text{ms} / 50\text{ms} = 120$)のFFT出力を時間の新しい順から取り出し、これを3次元画像表示の基となる3次元データとする。

15 なお、表示周波数の下限値、上限値の設定は、第5図に示した表示設定ウィンドウ330の周波数表示範囲欄336から設定することができる。また、表示時間範囲とFFT繰り返し周期は、同じく第5図に示した表示設定ウィンドウ330の時間軸欄331およびFFT間隔欄335から設定することができる。

表示更新用3D画像作成処理部355は、原3D画像作成処理部354から出力される3次元データから表示更新用の3次元データを作成するものである。

ビジュアル聴診器1は、心音や捻髪音を監視、診断可能とするため、FFTフレーム長TやFFT繰り返し周期の短縮化を図っている。このため、FFTからは例えば5msの繰り返し周期で新しいFFTデータが出力される。従って、原理的には3次元画像の表示は5ms毎に更新することが可能である。

25 しかしながら、人間が3次元画像を目視する場合、5ms毎の画像の変化は識別することができない。3次元画像の更新周期は人間が識別できる範囲であれば十分である。例えば30ms程度の更新周期であっても人間の目には十分滑らかな連続性を確保できる。

第12図は、3次元データのうち特定の周波数成分をとりだして、振幅波形と時間とをプロットしたものである。複数の同じ波形を時間方向にシフトして表示することによって画像が更新される様子を模擬したものである。また、各波形上のドットの周期はFFT繰り返し周期を表している。第12図においては、画像の更新周

期とFFT繰り返し周期は同じ値となっている。

これに対して第13図は、画像の更新周期をFFT繰り返し周期の2倍としたときの画像の更新状態を模擬したものである。FFT繰り返し周期は第12図と同じ値であることから、画像の更新周期を2倍としても波形の形状そのものは第12図の形状と同じ形状が維持されている。
5

ビジュアル聴診器1では、画像の更新周期とFFT繰り返し周期をそれぞれ独立に設定できるようにしている。従って、FFT繰り返し周期を短く設定することによって持続時間が短い心音等の波形の再現性を確保しつつ、連続的な視認性が確保できる範囲で画像の更新周期を独立に低く設定することができる。この結果、後続
10 する3次元画像の回転等処理に対して処理負荷を軽減することが可能となり、ハングアップ等の現象を排除することができる。

回転等処理部356は、3次元画像に対して、回転・平行移動・拡大・縮小（以下回転等という）させて表示するための処理である。回転等処理は、3次元データ
15 に対して回転・平行移動・拡大・縮小を行うための変換行列演算や、3次元データから2次元画面への投射処理、隠れた部分の消去処理等を含む処理である。

回転等を行う手法は種々の方法があるが、例えば3次元データに対する視線方向と視点距離を設定、変更することによって実現できる。

3次元画像の回転等は、第4図に示した回転ボタン307、平行移動ボタン308および拡大・縮小ボタン309によって手動で実施させることができる。例えば
20 回転ボタン307をクリックして回転可能な状態にした後、3次元画像が表示されている画面の上から回転させたい任意の方向にポインタをドラッグすることによって3次元画像を回転させることができる。

第14図は、3次元画像を回転・拡大・縮小させたときの様子を例示したものである。第14(a)図は初期の状態を示している。ユーザが第4図に示した回転ボ
25 タン307をクリックして回転可能な状態にした後、第14(a)図内にポインタ(図示せず)を移動させて例えば第14(a)図内を左方向から右方向にポインタをドラッグすると、3次元画像は反時計方向に回転して第14(b)図の状態になる。

次にユーザが拡大・縮小ボタン309をクリックして拡大・縮小が可能な状態に
30 した後、ポインタを手前方向(画面上で上から下へ)にドラッグすると3次元画像は拡大されて第14(c)図の状態になる。逆にポインタを奥方向に(画面上で下から上へ)ドラッグすると3次元画像は縮小されて第14(b)図の状態に戻る。

さらにユーザが、回転ボタン307をクリックした後、画面上のポインタを左方向から右方向にドラッグすると3次元画像を継続して反時計方向に回転させることができ、第14(b)図から第14(d)図の状態へ、さらには第14(e)図の状態へ回転する。

- 5 平行移動ボタン308をクリックすれば、同様にポインタをドラッグすることで3次元画像を任意の方向に平行移動させることができる。

このように極めて簡便な方法で3次元画像を自由に回転等させることができ、可聴音の監視、診断を容易かつ正確に行うことが可能となる。

- 10 例えば、可聴音の時間的変化や周波数の変化を総合的に判断したいような場合は3次元画像を斜め上方向から鳥瞰する状態に設定すればよい。可聴音の時間的な変化に着目したいときは、3次元画像を水平にして時間軸を画面の正面方向に向ければよい。さらに周波数成分の変化に着目したい場合は、周波数軸を画面の正面方向に向ければよい。このように3次元画像を任意の方向から監視することでより正確な診断が可能となる。

- 15 可聴音が3次元画像化されることによってさらに種々の利点が生じる。例えば、カルテ等の診断記録において客観的かつ正確な記録が可能となる。従来捻髪音等の異常呼吸音の存在をカルテ等に記録する際には、その音の特徴を示す専門用語を用いて記載する等の手段がとられていた。可聴音が3次元画像化されることによって例えば、捻髪音の周波数や振幅を付記することが可能となりより客観的な記載とすることも可能となる。また、プリントアウトした3次元画像をカルテ等の記録に含めることもできる。

(6) パラメータ設定手段の構成と動作

第15図は、パラメータ設定手段40および表示自動更新手段50の細部構成を示したものである。

- 25 パラメータ設定手段40は、入力手段6によるクリック等の手動操作で入力された情報を基に作成された手動パラメータファイル401、パラメータ設定手段40で作成された手動パラメータファイル401と表示自動更新手段50が備えるシナリオパラメータファイル505とからパラメータを適宜選択する第1の選択部402を備える。また、入力手段6からクリック、ドラッグ等操作によって入力される30 情報を基に回転等の内容を識別する手動指示による回転等識別部403、識別された回転等の情報を基に求められる視線方向・視点距離データ404、パラメータ設定手段40で求められた視線方向・視点距離データ404と表示自動更新手段50

で求められた視線方向・視点距離データ 506 とを適宜選択する第 2 の選択部 405 等を備える。

手動パラメータファイル 401 は、標準画面ウィンドウ 301 の各種ボタン 314 等、表示設定ウィンドウ 330 の各種ボタン 331 等、圧縮調節ウィンドウ 340 の調節ボタン 342 等で選択或いは入力された各種パラメータを基に作成される。
5

視線方向・視点距離データ 404 は、第 16 図に例示したベクトルの方向（視線方向）やベクトルの始点（視点距離）によって表される量であり、3 次元画像処理手段 30 における回転等の演算に用いられる。視線方向・視点距離データ 404 を
10 变化させることによって 3 次元画像は回転等する。

（7）表示自動変更手段の構成と動作

第 15 図には表示自動更新手段 50 の細部構成も併せて示している。

表示自動更新手段 50 は、予め作成してあるシナリオファイル 501 に基づいて FFT 繰り返し周期等の各種パラメータや 3 次元画像の回転等を自動的に更新する
15 ものである。

シナリオファイル 501 はシナリオが記述されているファイルのことであり、シナリオは、パラメータ設定コマンド 502 や移動コマンド 503 等の実行コマンドと、コマンドの実行手順を示した手順コマンド 504 から構成されたものである。

第 17 図は、シナリオファイル 501 の一例を示したものである。シナリオファイル 501 の行番号 1 にはシナリオファイル 501 を識別するためのシナリオ名称が記述される。第 17 図の例では、シナリオ名称は「呼吸音（1）」である。
20

行番号 2 および 3 には、手順コマンド「手順 A（B, 1）」とこの手順コマンドに従って実行される実行コマンドが記述されている。ここで手順コマンド「手順 A（B, 1）」の最初の「A」はこの手順コマンドの識別名を表している。次の「B」は、手順コマンド A の手順が終了した後の次の手順を示すジャンプ先の手順コマンドの識別名を表している。
25

行番号 3 には、実行コマンドとして、パラメータ設定コマンド「パラメータ設定（#2）」と記述されている。「パラメータ設定（#2）」の意味するところは、シナリオパラメータファイル（#2）に記述されている各種パラメータを A/D 変換手段 10、周波数変換手段 20 および 3 次元画像処理手段 30 に送信し、設定せよ、という意味である。
30

また、「手順 A（B, 1）」のうち、「1」は手順コマンド A に含まれる実行コ

マンドの繰り返し数を示している。本例に示された手順によれば、「パラメータ設定（# 2）」コマンドを1回だけ実行し、その後、識別名Bの手順コマンドへジャンプせよ、ということになる。

行番号4～7には、手順コマンド「手順B（B, 1）」とこの手順コマンドに従って実行される複数の実行コマンドが実行順に記述されている。このようにひとつ的手順コマンドに含まれる実行コマンドの数はひとつに限らない。また本例では、識別名Bの手順コマンドの次のジャンプ先は同じく識別名Bの手順コマンドとなっていることから、識別名Bの手順コマンドに含まれる実行コマンド（本例では3つの実行コマンド）が繰り返し実行されることになる。

行番号5の、移動コマンド「移動（x₁、y₁、z₁、x₂、y₂、z₂、t₁、n）」の意味は、現在の視線ベクトル（第16図における視線ベクトルA0）から、始点座標（x₁、y₁、z₁）、終点座標（x₂、y₂、z₂、）で表現される視線ベクトルA1へ移動時間t₁でかつn回のステップで移動せよ、という意味である。3次元画像の回転等の演算の基になる視線方向、視点距離は、視線ベクトルの方向および視線ベクトルの始点の位置によって表現される。したがって、視線ベクトルを本実行コマンドによって移動させることによって3次元画像を回転等させることができる。

本例でt₁を4秒（4000ms）、nを100と記述した場合、視線ベクトルは40ms毎に100回のステップで離散的に移動するが、人間の目にはほぼ連続的に滑らかに移動しているように見える。

行番号6にも同様の移動コマンド「移動（x₃、y₃、z₃、x₄、y₄、z₄、t₁、n）」が記述されている。行番号5および行番号6の移動コマンドの実行によって、第16図に例示したように、現在の視線ベクトルA0から視線ベクトルA1へ、さらに視線ベクトルA2へ移動する。

行番号7の、停止コマンド「停止（m）」は、m秒間停止せよ、という意味である。

第17図はシナリオファイル501の一例ではあるものの、基本的には本例で示した4種のコマンド、即ち、手順コマンド、パラメータ設定コマンド、移動コマンドおよび停止コマンドによって総てのシナリオファイル501を記述することが可能である。

このようにシナリオファイルを構成するコマンドの種類は限定されているため、キーボード等を用いてシナリオを直接記述するとしてもそれ程大きな負担とはなら

ない。さらに後述するシナリオ簡易作成機能を用いればより一層簡易な方法でシナリオファイル 501 を作成することが可能である。

シナリオファイル 501 の実行方法を第 4 図、第 15 図および第 17 図を参照して説明する。

- 5 まず、標準画面ウィンドウ 301 の下部のシナリオ選択欄 325（第 4 図参照）をクリックして所望のシナリオファイル 501 のシナリオ名称を選択する。例えば「呼吸音（1）」を選択する。次に同じく標準画面ウィンドウ 301 の右上部にあるスタートボタン 302 をクリックする。この 2 つの操作だけでシナリオファイル 501（「呼吸音（1）」）に記述されている各コマンドが実行される。
- 10 具体的には、まず手順コマンド「手順 A（B、1）」に含まれるパラメータ設定コマンド 502 がデコードされた後実行される。第 17 図の例で言えばシナリオパラメータファイル（#2）505 に記憶されている各種パラメータが A/D 変換手段 10、周波数変換手段 20 および 3 次元画像処理手段 30 に自動的に設定される。
- 15 なお、シナリオファイルが選択されて実行される場合には、パラメータ設定手段 40 の第 1 の選択部 402 は、表示自動更新手段 50 から出力されるパラメータが優先的に選択されるが、入力手段 6 から手動で特定のパラメータが設定された場合には、シナリオパラメータファイル内の該当するパラメータはオーバーライド（上書き）される。
- 20 次に手順コマンド「手順 B（B、1）」に含まれている 2 つの移動コマンドと停止コマンドが繰り返し実行される。移動コマンドに含まれる視線ベクトルの座標情報、移動時間、ステップ数の情報から視線方向、視点距離データが順次求められ、パラメータ設定手段 40 の第 2 の選択部 405 を介して 3 次元画像処理手段 30 へ送られる。3 次元画像処理手段 30 では、逐次送られてくる視線方向、視点距離データに基づいて、3 次元画像に対して回転等の処理を行う。

患者の診断中において、呼吸音の監視、診断から心音の監視、診断に切り換える場合がある。呼吸音と心音とではそれぞれの周期や周波数範囲が大きく異なる。このため、呼吸音と心音をそれぞれ最適な状態で監視、診断するためには、表示時間範囲や表示周波数範囲、FFT 繰り返し周期等の各種パラメータを変更する必要がある。しかしながら、各種パラメータの設定を患者の診断中に手動で変更するのは非常に面倒であり又誤操作の可能性もある。

ビジュアル聴診器 1 が備える表示自動更新手段 50 によれば、呼吸音用のシナリ

オと心音用のシナリオを予めそれぞれ備えることによって、操作の煩雑さや誤操作の危険性は解消される。呼吸音用のシナリオを実行させれば呼吸音の監視、診断に適した各種パラメータが自動的に設定することができ、心音用のシナリオを実行させれば心音の監視、診断に適した各種パラメータが自動的に設定することができる
5 からである。

また、呼吸音の監視、診断と心音の監視、診断とでは、3次元画像に対する回転等を変更しなければならない場合もある。このような場合には、予め呼吸音用のシナリオと心音用のシナリオとにそれぞれの監視、診断に適した回転等を移動コマンドで記述しておけばよい。

10 (8) シナリオ簡易作成機能

シナリオファイル501は例えば4種程度のコマンドで簡便に記述することができるが、各種パラメータの内容や、視線ベクトルの座標点をキーボードを使って入力する操作は煩雑である。

表示自動更新手段50はシナリオファイル501を簡易に作成することができる
15 シナリオ簡易作成部510を備えている。

シナリオ簡易作成部510は、基本的にはシナリオファイル501の実行の手順(第15図参照)と逆の手順でシナリオファイル501を作成するものである。この際、各種パラメータの設定や、回転等の設定はパラメータ設定手段40が備える手動入力機能を利用することによって簡易に設定できるようにしている。

20 第18図は、シナリオファイル501を簡易に作成するためのシナリオ作成ウィザードを示したものである。

まず、呼吸音用のシナリオを作成しようとする場合、呼吸音の監視、観測に適した各種パラメータを入力手段6および表示設定ウィンドウ330等を用いて手動で設定する。この結果、手動パラメータファイル401が作成される。

25 次に、表示設定ウィンドウ330の下部にあるシナリオ作成ボタン338をクリックすると手動パラメータファイル401の内容がシナリオパラメータファイル505に転送・保存される。さらに、第18図に示したシナリオ作成ウィザード511が画面上に表示される。また、シナリオ作成ウィザード511の内部のシナリオ記述部513には、行番号1ないし4に相当するシナリオ名称および各コマンドが自動的に作成される。なお、シナリオ名称は当初は仮の名称が付されるが、シナリオ名称欄512に所望の名称(例えば「呼吸音(1)」)を入力することによって変更できる。

次に、標準画面ウィンドウ 301 の内部にあるポインタをドラッグすることによって、3 次元画像に対して手動で所望の回転等の設定を行う。そして、その状態のままシナリオウィザード 511 の移動ボタン 514 をクリックする。その結果、表示されている 3 次元画像の状態に対応する回転等の情報が視線ベクトル情報に変換されて行番号 5 に相当する移動コマンドを自動的に作成する。なお、移動コマンドの t1、n にはそれぞれ既定値として、例えば 4000 (m s)、200 が設定されるが、これらの数値はシナリオ記述欄 513 に直接数値を入力することで変更可能である。

さらに、標準画面ウィンドウ 301 の内部にあるポインタをドラッグすることによって、3 次元画像に対して回転等を変更する。そして、変更後の画像の状態のままシナリオウィザード 511 の移動ボタン 514 を再度クリックする。その結果、表示されている 3 次元画像の状態に対応する回転等の情報が視線ベクトル情報に変換されて行番号 6 に相当する移動コマンドを自動的に作成する。

つぎに、シナリオウィザード 511 の停止ボタン 515 をクリックする。その結果、行番号 7 の停止コマンドが自動作成される。停止時間 m には既定値として例えば 2000 (m s) が設定されるが、この数値もシナリオ記述欄 513 に直接数値を入力することで変更可能である。

最後に、シナリオウィザード 511 の右上部にある、OK ボタン 516 をクリックすれば、シナリオ名称「呼吸音（1）」のシナリオファイルが作成される。

20 (9) ソフトウェアによる処理

第 2 図に示したビジュアル聴診器 1 のシステム構成、第 7 図、第 9 図および第 15 図に示した細部構成は、ハードウェアによっても実現可能であるが、ソフトウェアによっても実現できる。

第 19 図は、第 7 図、第 9 図および第 15 図に示した細部構成による処理をソフトウェアによって実現した場合の処理の流れの一例を示すフローチャートである。

まず、ステップ ST10 で、FFT 繰り返し周期、表示周波数範囲等の各種パラメータを入力する。また、最初に入力した各種パラメータの変化をモニタし、いずれかのパラメータに変化があった場合は再度変化のあったパラメータを入力する。

次に、ステップ ST11 で、A/D 変換手段 10 から、可聴音デジタルデータを入力する。ステップ ST12 では、入力した可聴音デジタルデータに対して、FFT 处理によって周波数変換処理を行う。FFT 处理は、FFT 演算の他、設定された窓関数によるウェイティング演算、FFT 演算結果に対する振幅値演算、リニア

、B a r k 等の周波数軸変換処理を含むものである。

ステップS T 1 3では、F F T処理された各周波数成分毎の振幅値に対して、圧縮および拡大処理を行う。

ステップS T 1 4では、振幅軸を、リニア表示、対数表示、p h o n e 値表示、
5 s o n e 値表示等で表示させるために各周波数成分の振幅値に対して加工処理を行
う。

ステップS T 1 5では、各周波数成分毎の振幅値に対して、上限値以上の信号に
対してはリミットし、下限値以下の信号に対しては除去する処理をさらに行う。

ステップS T 1 6では、パラメータとして設定された表示時間範囲、表示周波数
10 範囲の振幅値を3次元データとして作成する。ステップS T 1 6で作成される3次
元データは、F F T繰り返し周期に対応した時間間隔で更新されるものである。

ステップS T 1 7では、パラメータとして設定された画像更新周期に基づいて、
ステップS T 1 6で作成された3次元データを取り出す。従って、ステップS T 1
7で作成される3次元データは、画像更新周期に対応した時間間隔で更新されるも
15 のである。

ステップS T 1 8では、視線方向、視点距離データを入力する。

ステップS T 1 9では、ステップS T 1 7で作成された3次元データと、ステッ
10 プS T 1 8で入力された視線方向、視点距離データとに基づいて回転等の演算を行
った後、3次元データから2次元への投射演算、隠れ部分の消去処理等を行って3
次元画像データを作成する。またステップS T 1 9では、3次元画像データに加え
て、A／D変換手段10から出力される時間波形も表示させる処理を行う。

ステップS T 2 0では、ビジュアル聴診器1が備える例えば液晶表示器等の表示
手段5に対して画像データを出力する。

第15図に示したパラメータ設定手段40および表示自動更新手段50の細部構
25 成もソフトウェアによって実現できるが、その内容は第15図等に関する説明と重
複するためここでは省略する。

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階では
その要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形
態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成
30 できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除して
もよい。

産業上の利用可能性

本発明に係るビジュアル聴診器、その画像表示方法およびその画像表示プログラムによれば、人体から発生される呼吸音、心音等の可聴音をリアルタイムで3次元表示することができ、かつ視認性、操作性の高いビジュアル聴診器、その画像表示方法およびその画像表示プログラムを提供することができる。この結果多くの医師や看護師が同時にかつリアルタイムで患者の呼吸状態や心拍状態等を監視することができ、客観的でかつ迅速な診察・処置が可能となる。

また、本発明に係るビジュアル聴診器、その画像表示方法およびその画像表示プログラムを、医師や看護師等の教育用器材或いは研究用器材として用いることでも
10 きる。

請求の範囲

1. 呼吸音および心音を含む人体から発生する可聴音がデジタルデータに変換された可聴音デジタルデータを入力し、複数の周波数毎の振幅データに変換する周波数変換手段と、
5 前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを、振幅、周波数および時間に基づいて3次元画像として実時間で表示させるための画像処理を行う3次元画像処理手段と、
前記周波数変換手段および前記3次元画像処理手段に対する各種パラメータを設定するパラメータ設定手段と、
10 前記3次元画像処理手段によって画像処理される3次元画像を予め定めた手順に従って自動的に変更する表示自動変更手段と、
を備えたことを特徴とするビジュアル聴診器。
- 15 2. 呼吸音および心音を含む人体から発生する可聴音を集音し、電気信号に変換する集音手段と、
前記集音手段から出力される前記電気信号を可聴音デジタルデータに変換するA／D変換手段とをさらに備え、
前記パラメータ設定手段は、前記A／D変換手段に対して各種パラメータをさら
20 に設定することを特徴とする請求の範囲第1項に記載のビジュアル聴診器。
3. 前記3次元画像処理手段によって画像処理された3次元画像を表示する表示手段をさらに備えたことを特徴とする請求の範囲第1項に記載のビジュアル聴診器。
- 25 4. 前記パラメータ設定手段に対して前記パラメータを手動で入力する入力手段をさらに備えたことを特徴とする請求の範囲第1項に記載のビジュアル聴診器。
5. 前記A／D変換手段は、前記A／D変換手段に入力される前記電気信号或いは前記A／D変換手段から出力される前記可聴音デジタルデータに対して利得を変更
30 でき、前記パラメータ設定手段は、前記利得を含むパラメータを設定できることを特徴とする請求の範囲第2項に記載のビジュアル聴診器。

6. 前記周波数変換手段は、高速フーリエ変換による周波数変換手段であり、前記高速フーリエ変換のフレーム時間長の最小値は 5 m s 以下であり、前記パラメータ設定手段は、前記高速フーリエ変換のフレーム時間長を含むパラメータを設定できることを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載のビジュアル聴診器。

5

7. 前記 3 次元画像処理手段は、振幅の表示範囲の上限値および下限値を変更することが可能であり、前記パラメータ設定手段は、前記振幅の表示範囲の上限値および下限値を含むパラメータを設定できることを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載のビジュアル聴診器。

10

8. 前記 3 次元画像処理手段は、前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータに対して、所定の振幅値以上の振幅データに対しては振幅の圧縮処理を行い前記所定の振幅値未満の振幅データに対しては振幅の拡張処理を行うことができ、前記パラメータ設定手段は、前記所定の振幅値および前記圧縮処理の圧縮率を含むパラメータを設定できることを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載のビジュアル聴診器。

9. 前記 3 次元画像処理手段は、前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを、リニア表示、対数表示、*p h o n e* 値表示、*s o n e* 値表示のうち少なくともいずれかひとつの振幅表示の方法によって表示でき、前記パラメータ設定手段は、前記振幅表示の方法を含むパラメータを設定できることを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載のビジュアル聴診器。

10. 前記 3 次元画像処理手段は、前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを *p h o n e* 値表示或いは *s o n e* 値表示によって表示した場合において、ラウドネス等感曲線の中から任意に選定した *p h o n e* 値曲線或いは *s o n e* 値曲線の 1 kHz を基準とした変化量を他の *p h o n e* 値曲線或いは *s o n e* 値曲線の 1 kHz 以外の領域に適用して *p h o n e* 値表示或いは *s o n e* 値表示することを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載のビジュアル聴診器。

30

11. 前記 3 次元画像処理手段は、前記 3 次元画像の表示周波数範囲の最小値及び最大値を変更でき、前記パラメータ設定手段は、前記表示周波数範囲の最小値及び

最大値を含むパラメータを設定できることを特徴とする請求の範囲第1項に記載のビジュアル聴診器。

12. 前記3次元画像処理手段は、前記3次元画像の表示時間範囲を変更でき、前記パラメータ設定手段は、前記表示時間範囲を含むパラメータを設定できることを特徴とする請求の範囲第1項に記載のビジュアル聴診器。
5

13. 前記3次元画像処理手段は、前記3次元画像の更新時間を変更でき、前記パラメータ設定手段は、前記更新時間を含むパラメータを設定できることを特徴とする請求の範囲第1項に記載のビジュアル聴診器。
10

14. 前記3次元画像処理手段は、回転、平行移動、拡大および縮小のうち任意のひとつ或いは任意の2以上の組み合わせによって前記3次元画像に対する視線方向および視点距離を変更することができ、前記パラメータ設定手段は、前記回転、平行移動、拡大および縮小をさせるための指示を設定できることを特徴とする請求の範囲第1項に記載のビジュアル聴診器。
15

15. 前記表示自動変更手段は、パラメータ設定コマンドと移動コマンドとを含む複数のコマンドに基づいて前記3次元画像を自動的に変更するための手順を予め定めることができることを特徴とし、
20

前記パラメータ設定コマンドは、前記A／D変換手段、前記周波数変換手段および前記3次元画像処理手段に対して前記パラメータを設定することができるコマンドであり、

前記移動コマンドは、移動後の前記3次元画像に対する視線方向および視点距離を示す視線ベクトルと、移動に要する時間とを含むコマンドであることを特徴とする請求の範囲第1項又は第2項に記載のビジュアル聴診器。
25

16. 前記パラメータ設定コマンドは、手動で設定された前記パラメータの情報に基づいて作成することができ、
30

前記移動コマンドは、手動で設定された前記3次元画像に対する視線方向および視点距離の情報から移動コマンドを作成することができることを特徴とする請求の範囲第15項に記載のビジュアル聴診器。

17. 呼吸音および心音を含む人体から発生する可聴音がデジタルデータに変換された可聴音デジタルデータを入力し、

周波数変換手段によって複数の周波数毎の振幅データに変換し、

5 前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを、3次元画像処理手段によって振幅、周波数および時間に基づいて3次元画像として実時間で表示するビジュアル聴診器の画像表示方法において、

前記周波数変換手段および前記3次元画像処理手段に対するパラメータを手動で設定可能に構成するともに、前記3次元画像処理手段によって表示される3次元画像を予め定めた手順に従って自動的に変更可能に構成したことを特徴とするビジュアル聴診器の画像表示方法。

18. 呼吸音および心音を含む人体から発生する可聴音を集音し電気信号に変換し、

15 前記電気信号をA/D変換手段によって可聴音デジタルデータに変換し、

前記A/D変換手段によって変換された可聴音デジタルデータをさらに入力し、

前記A/D変換手段に対するパラメータを手動でさらに設定可能に構成したこととを特徴とする請求の範囲第17項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

20 19. 前記A/D変換手段は、前記A/D変換手段に入力される前記電気信号或いは前記A/D変換手段から出力される前記可聴音デジタルデータに対して利得を変更でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記利得を含むことを特徴とする請求の範囲第18項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

25 20. 前記周波数変換手段は高速フーリエ変換による周波数変換手段であり、前記高速フーリエ変換のフレーム時間長の下限値は5m s以下であり、前記手動で設定することができるパラメータは前記高速フーリエ変換のフレーム時間長を含むことを特徴とする請求の範囲第17項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

30 21. 前記3次元画像処理手段は、振幅の表示範囲の上限値および下限値を変更でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記振幅の表示範囲の上限値および下限値を含むことを特徴とする請求の範囲第17項に記載のビジュアル聴診器

の画像表示方法。

22. 前記3次元画像処理手段は、前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータに対して、所定の振幅値以上の振幅データに対しては振幅の圧縮処理を行い前記所定の振幅値未満の振幅データに対しては振幅の拡張処理を行うことができ、前記手動で設定することができるパラメータは前記所定の振幅値および前記圧縮処理の圧縮率を含むことを特徴とする請求の範囲第17項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

10 23. 前記3次元画像処理手段は、前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを、リニア表示、対数表示、phonе値表示、sonе値表示のうち少なくともいずれかひとつの振幅表示の方法によって表示でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記振幅表示の方法を含むことを特徴とする請求の範囲第17項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

15

24. 前記3次元画像処理手段は、前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータをphonе値表示或いはsonе値表示によって表示した場合において、ラウドネス等感曲線の中から任意に選定したphonе値曲線或いはsonе値曲線の1kHzを基準とした変化量を他のphonе値曲線或いはsonе値曲線の1kHz以外の領域に適用してphonе値表示或いはsonе値表示することを特徴とする請求の範囲第17項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

25. 前記3次元画像処理手段は、前記3次元画像の表示周波数範囲の最小値及び最大値を変更でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記表示周波数範囲の最小値及び最大値を含むことを特徴とする請求の範囲第17項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

26. 前記3次元画像処理手段は、前記3次元画像の表示時間範囲を変更でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記表示時間範囲を含むことを特徴とする請求の範囲第17項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

27. 前記3次元画像処理手段は、前記3次元画像の更新時間を変更でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記更新時間を含むことを特徴とする請求の範囲第17項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

- 5 28. 前記3次元画像処理手段は、回転、平行移動、拡大および縮小のうち任意のひとつ或いは任意の2以上の組み合わせによって前記3次元画像に対する視線方向および視点距離を変更することができ、前記手動で設定することができるパラメータは前記回転、平行移動、拡大および縮小をさせるための指示を含むことを特徴とする請求の範囲第17項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

10

29. 前記3次元画像を自動的に変更することができる予め定めた手順は、パラメータ設定コマンドと移動コマンドとを含む複数のコマンドに基づいて前記手順を定めることができ、

- 15 前記パラメータ設定コマンドは、前記A／D変換手段、前記周波数変換手段および前記3次元画像処理手段に対して前記パラメータを設定することができるコマンドであり、

前記移動コマンドは、移動後の前記3次元画像に対する視線方向および視点距離を示す視線ベクトルと、移動に要する時間とを含むコマンドであることを特徴とする請求の範囲第17項又は第18項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

20

30. 前記パラメータ設定コマンドは、手動で設定された前記パラメータの情報に基づいて作成することができ、

- 前記移動コマンドは、手動で設定された前記3次元画像に対する視線方向および視点距離の情報から移動コマンドを作成することができることを特徴とする請求の範囲第29項に記載のビジュアル聴診器の画像表示方法。

31. 呼吸音および心音を含む人体から発生する可聴音がデジタルデータに変換された可聴音デジタルデータを周波数変換手段によって複数の周波数毎の振幅データに変換するステップと、

- 30 前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを、3次元画像処理手段によって振幅、周波数および時間に基づいて3次元画像として実時間で表示させるステップと、

をコンピュータに実行させるビジュアル聴診器の画像表示プログラムにおいて、

前記周波数変換手段および前記 3 次元画像処理手段に対するパラメータを手動で設定可能に構成するとともに、前記 3 次元画像処理手段によって表示される 3 次元画像を予め定めた手順に従って自動的に変更可能に構成したことを特徴とするビジ

5 ュアル聴診器の画像表示プログラム。

3 2 . 前記可聴音デジタルデータは、呼吸音および心音を含む人体から発生する可聴音を集音し電気信号に変換した後、前記電気信号を A／D 変換手段によって変換した可聴音デジタルデータであり、

10 前記 A／D 変換手段に対するパラメータを手動でさらに設定可能に構成したことを特徴とする請求の範囲第 3 1 項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム
。

3 3 . 前記 A／D 変換手段は、前記 A／D 変換手段に入力される前記電気信号或いは前記 A／D 変換手段から出力される前記可聴音デジタルデータに対して利得を変更でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記利得を含むことを特徴とする請求の範囲第 3 2 項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

3 4 . 前記周波数変換手段は高速フーリエ変換による周波数変換手段であり、前記高速フーリエ変換のフレーム時間長の下限値は 5 m s 以下であり、前記手動で設定することができるパラメータは前記高速フーリエ変換のフレーム時間長を含むことを特徴とする請求の範囲第 3 1 項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム
。

25 3 5 . 前記 3 次元画像処理手段は、振幅の表示範囲の上限値および下限値を変更でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記振幅の表示範囲の上限値および下限値を含むことを特徴とする請求の範囲第 3 1 項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

30 3 6 . 前記 3 次元画像処理手段は、前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータに対して、所定の振幅値以上の振幅データに対しては振幅の圧縮処理を行い前記所定の振幅値未満の振幅データに対しては振幅の拡張処理を行

うことができ、前記手動で設定することができるパラメータは前記所定の振幅値および前記圧縮処理の圧縮率を含むことを特徴とする請求の範囲第31項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

5 37. 前記3次元画像処理手段は、前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを、リニア表示、対数表示、*p h o n e* 値表示、*s o n e* 値表示のうち少なくともいずれかひとつの振幅表示の方法によって表示でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記振幅表示の方法を含むことを特徴とする請求の範囲第31項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

10

38. 前記3次元画像処理手段は、前記複数の周波数毎の振幅データに変換された可聴音デジタルデータを *p h o n e* 値表示或いは *s o n e* 値表示によって表示した場合において、ラウドネス等感曲線の中から任意に選定した *p h o n e* 値曲線或いは *s o n e* 値曲線の 1 kHz を基準とした変化量を他の *p h o n e* 値曲線或いは *s o n e* 値曲線の 1 kHz 以外の領域に適用して *p h o n e* 値表示或いは *s o n e* 値表示することを特徴とする請求の範囲第31項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

20 39. 前記3次元画像処理手段は、前記3次元画像の表示周波数範囲の最小値及び最大値を変更でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記表示周波数範囲の最小値及び最大値を含むことを特徴とする請求の範囲第31項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

25 40. 前記3次元画像処理手段は、前記3次元画像の表示時間範囲を変更でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記表示時間範囲を含むことを特徴とする請求の範囲第31項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

30 41. 前記3次元画像処理手段は、前記3次元画像の更新時間を変更でき、前記手動で設定することができるパラメータは前記更新時間を含むことを特徴とする請求の範囲第31項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

42. 前記3次元画像処理手段は、回転、平行移動、拡大および縮小のうち任意の

ひとつ或いは任意の2以上の組み合わせによって前記3次元画像に対する視線方向および視点距離を変更することができ、前記手動で設定することができるパラメータは前記回転、平行移動、拡大および縮小をさせるための指示を含むことを特徴とする請求の範囲第31項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

5

43. 前記3次元画像を自動的に変更することができる予め定めた手順は、パラメータ設定コマンドと移動コマンドとを含む複数のコマンドに基づいて前記手順を定めることができ、

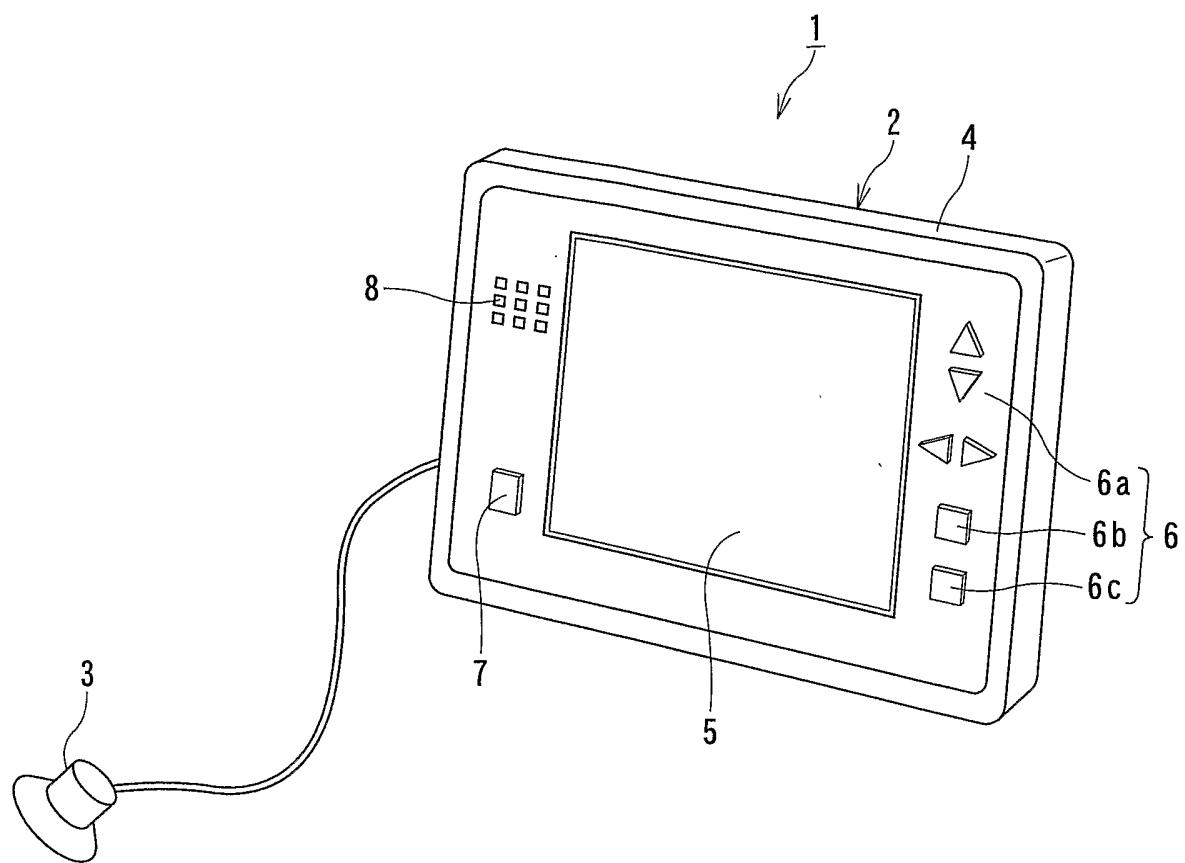
前記パラメータ設定コマンドは、前記A／D変換手段、前記周波数変換手段および前記3次元画像処理手段に対して前記パラメータを設定することができるコマンドであり、

前記移動コマンドは、移動後の前記3次元画像に対する視線方向および視点距離を示す視線ベクトルと、移動に要する時間とを含むコマンドであることを特徴とする請求の範囲第31項又は第32項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

44. 前記パラメータ設定コマンドは、手動で入力された前記パラメータの情報に基づいて作成することができ、

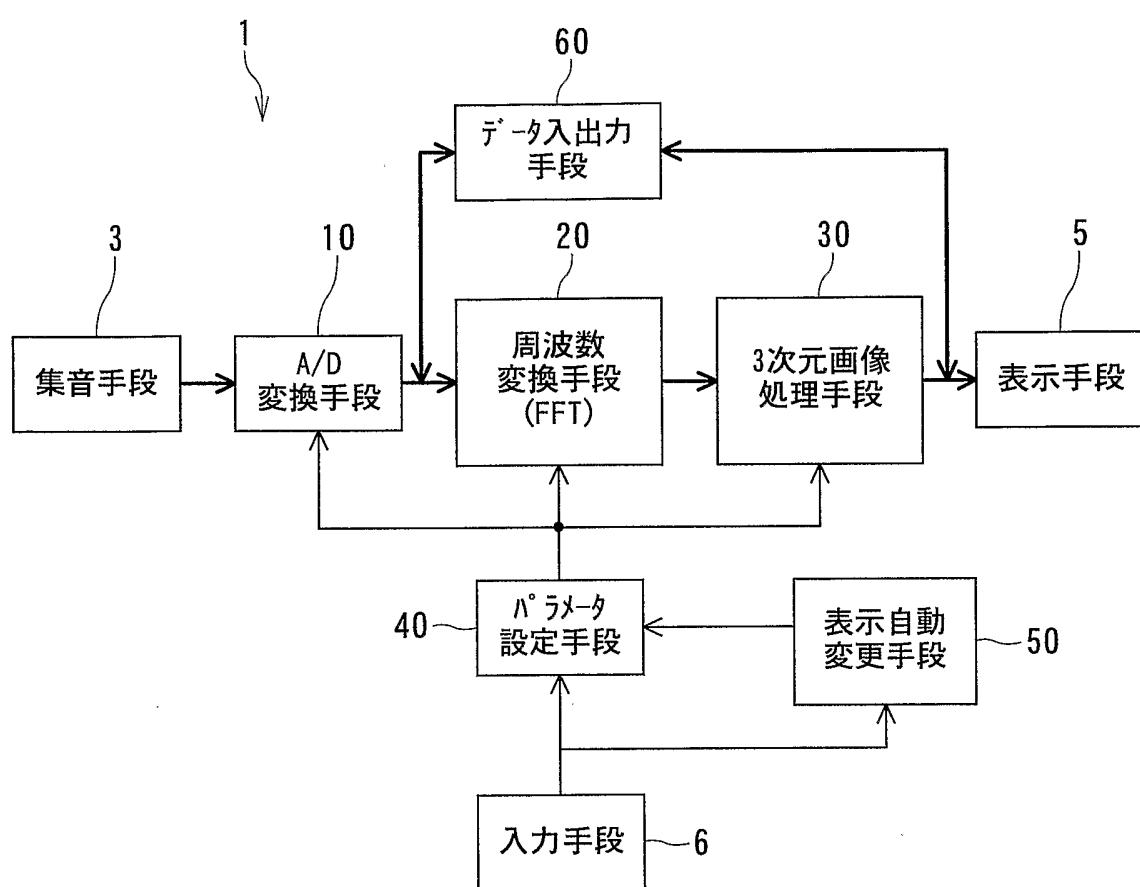
前記移動コマンドは、手動で設定された前記3次元画像に対する視線方向および視点距離の情報から移動コマンドを作成することができることを特徴とする請求の範囲第43項に記載のビジュアル聴診器の画像表示プログラム。

1/17



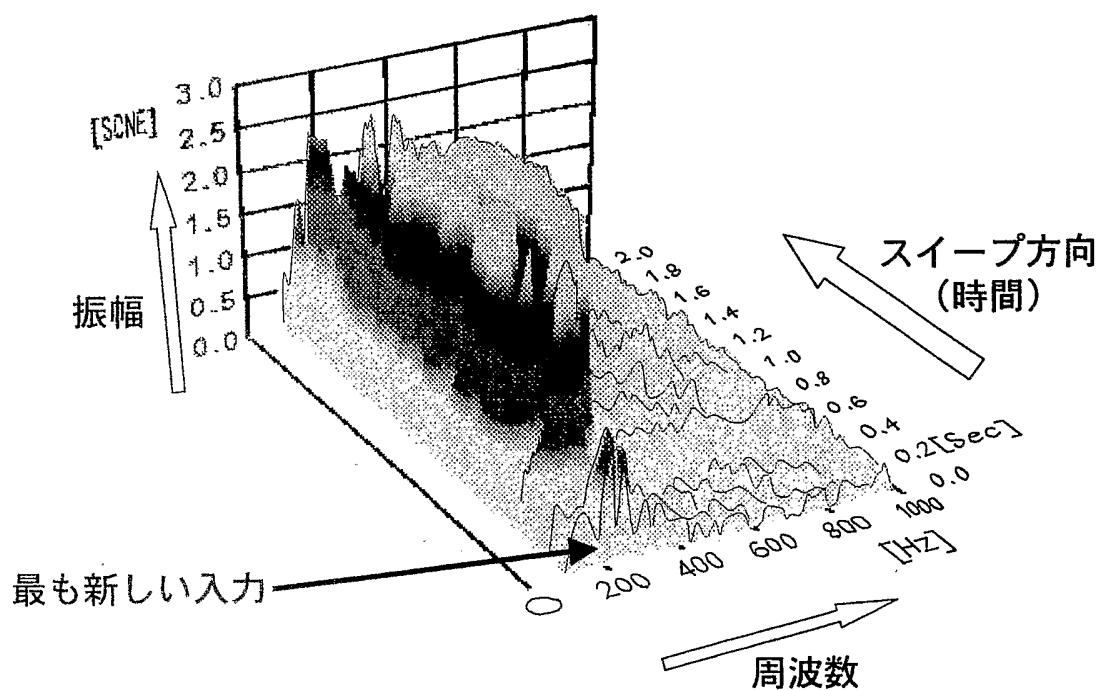
第1図

2/17



第2図

3/17



第3図

4/17

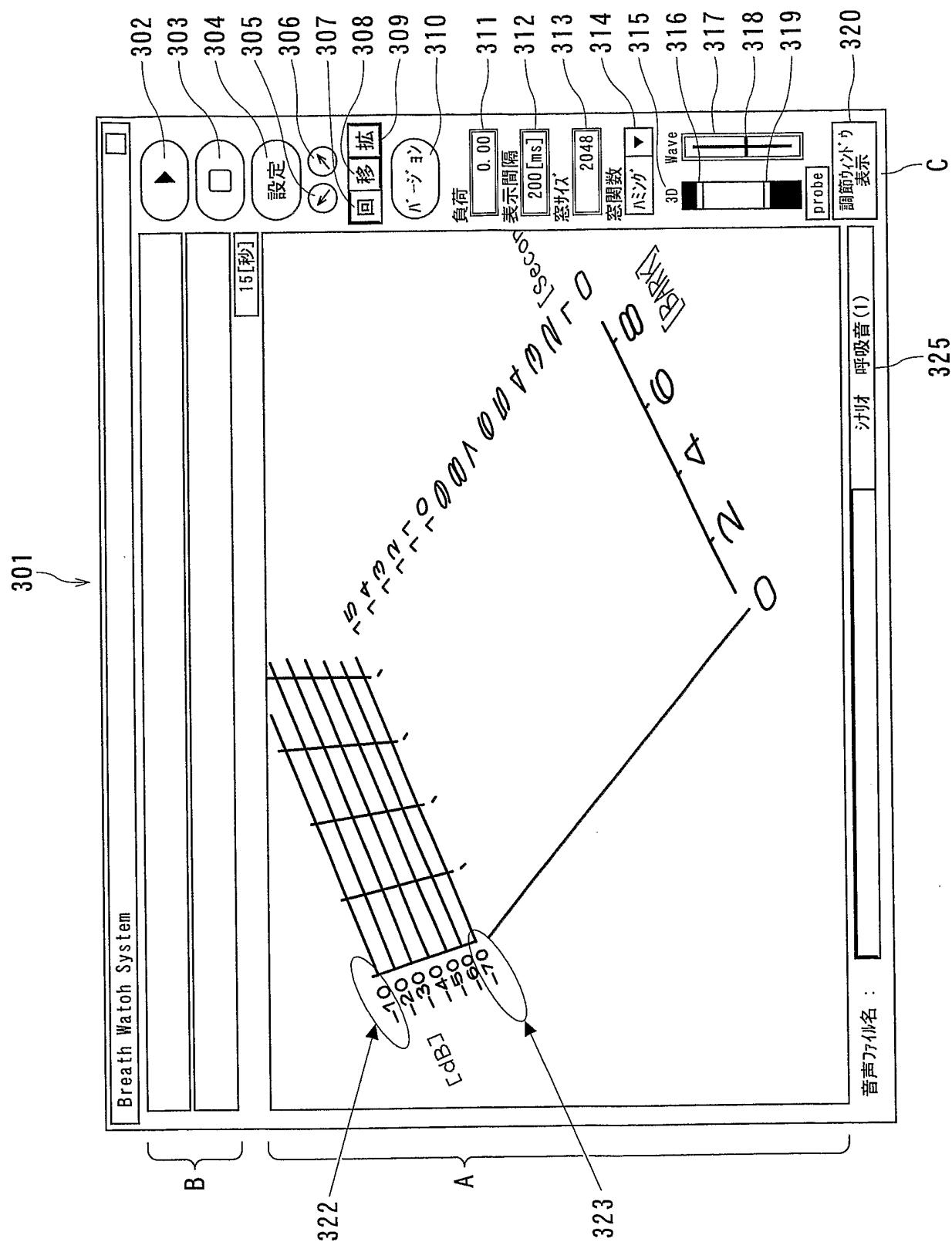
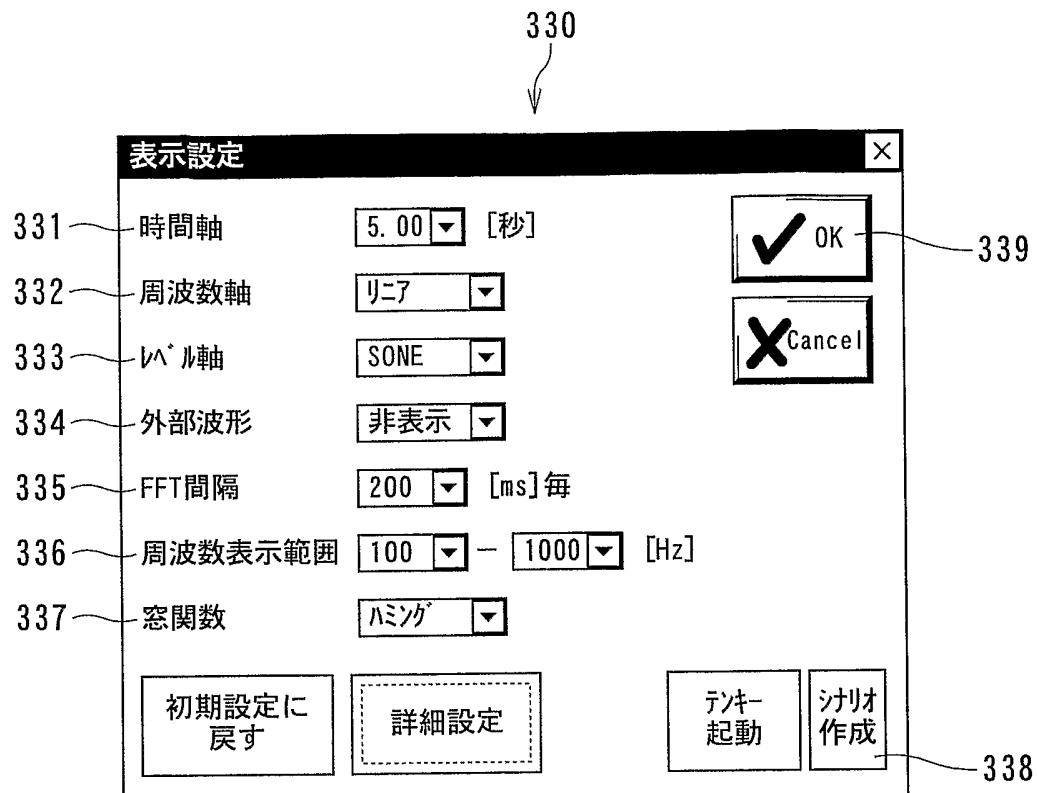
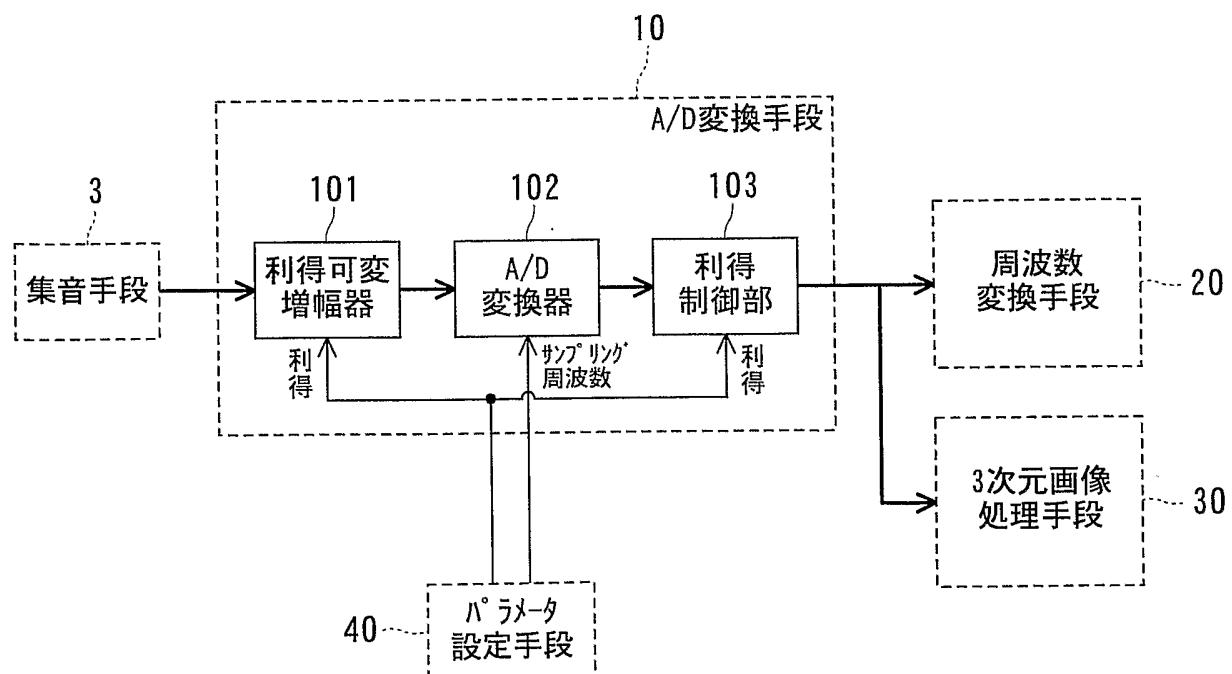


図4

5/17

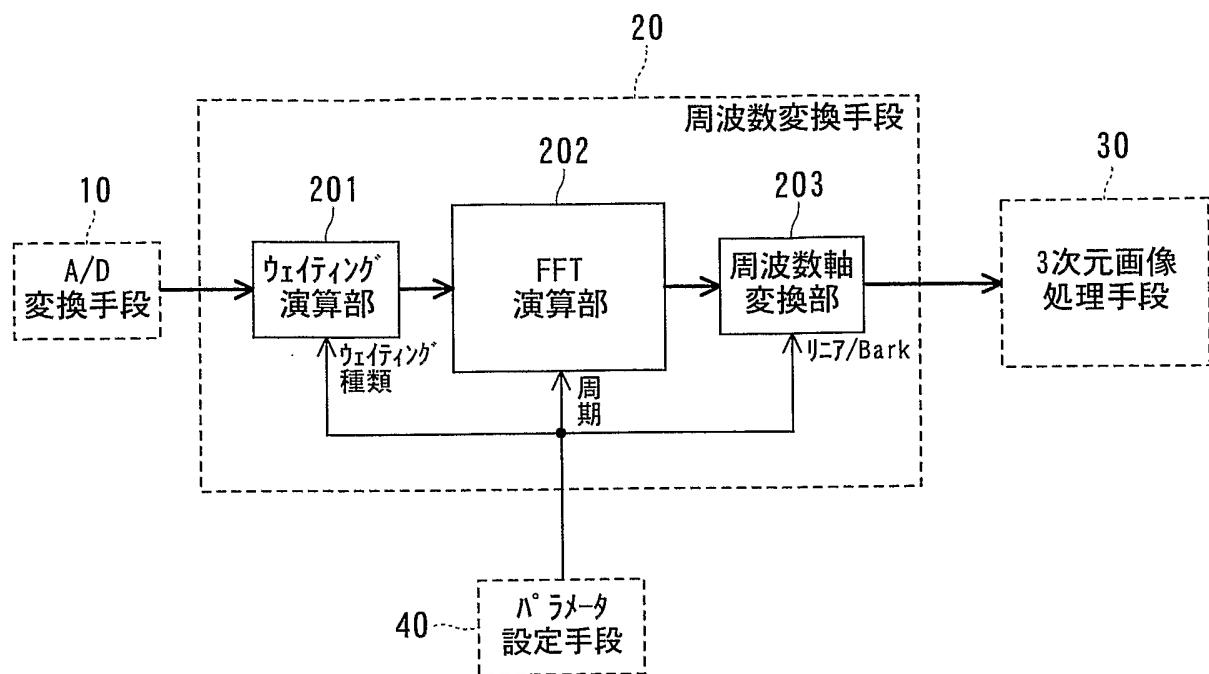


第5図



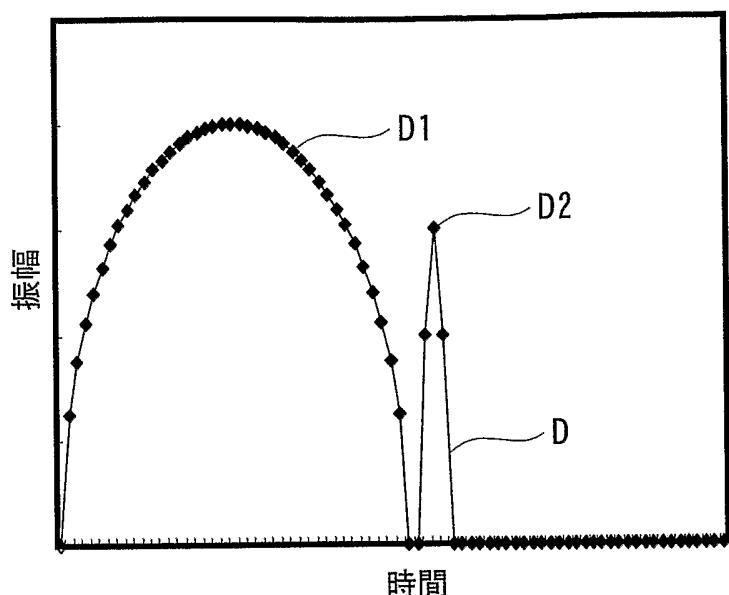
第6図

6/17

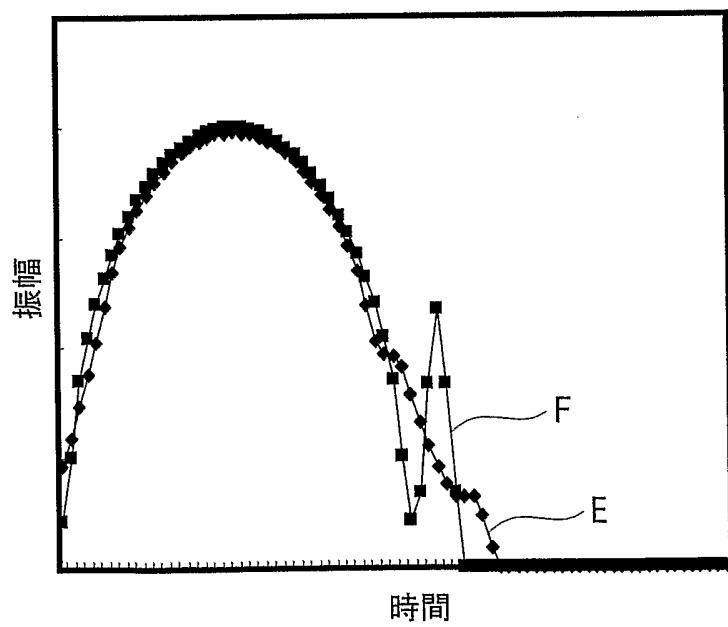


第7図

7/17



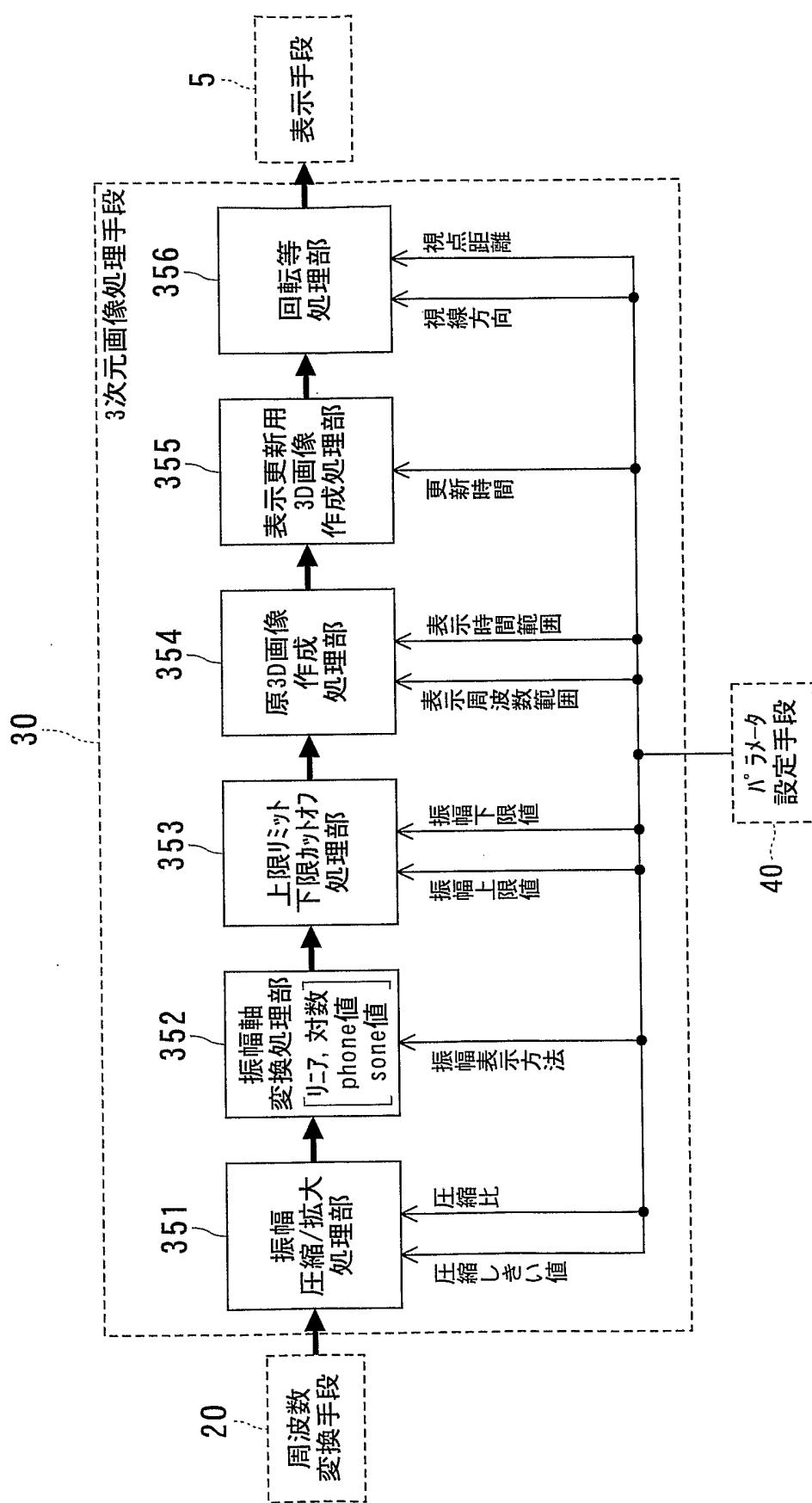
(a)



(b)

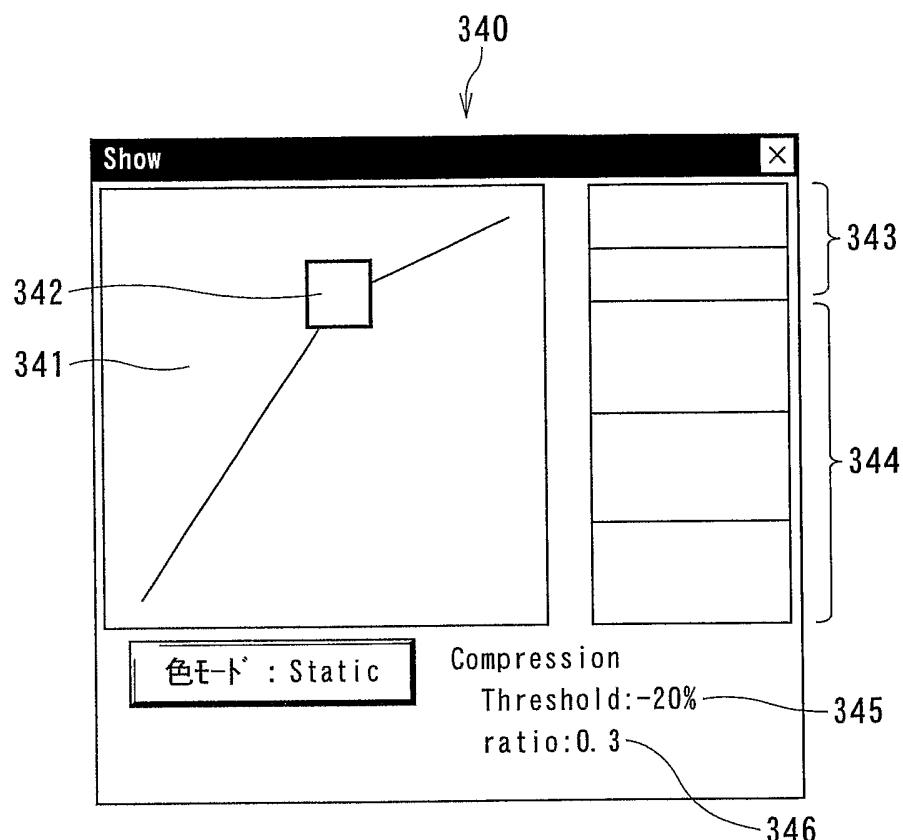
第8図

8/17



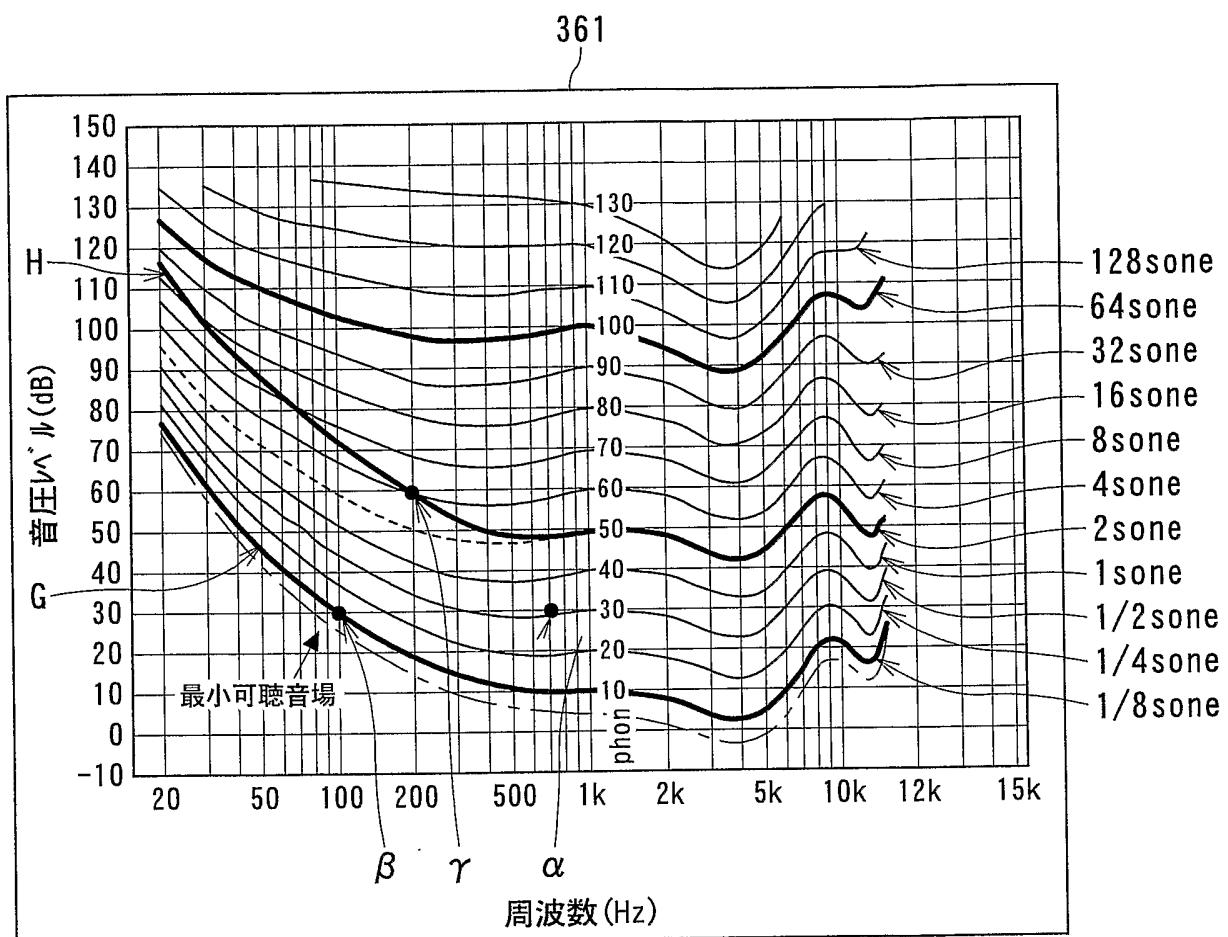
第9図

9/17



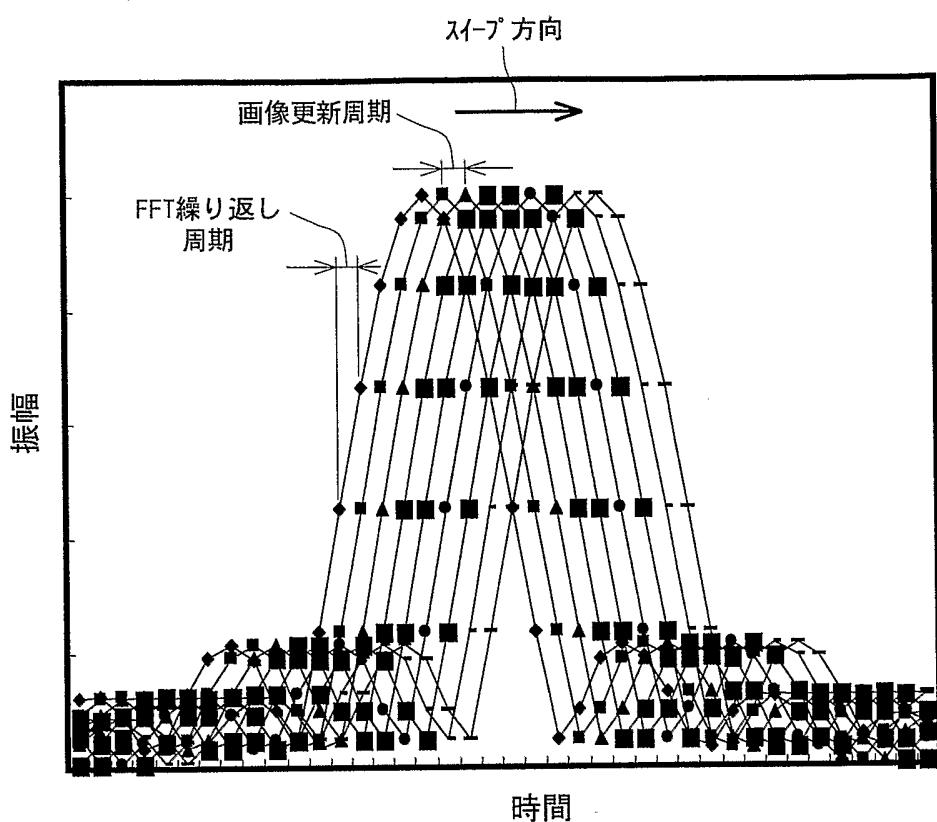
第10図

10/17



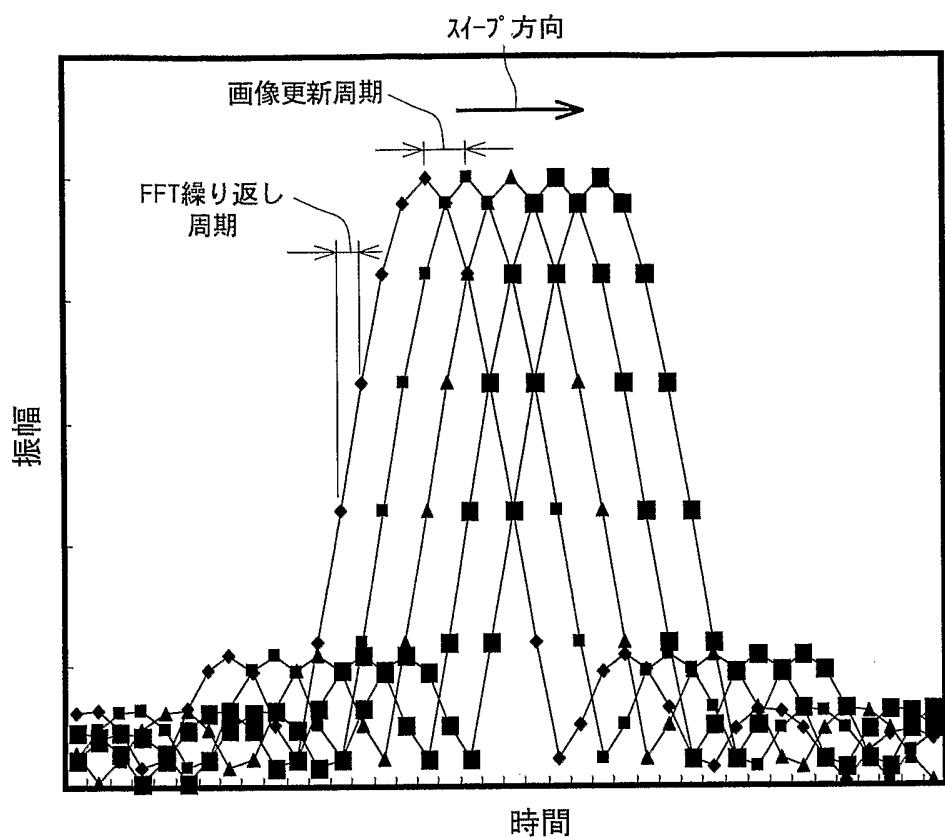
第11図

11/17



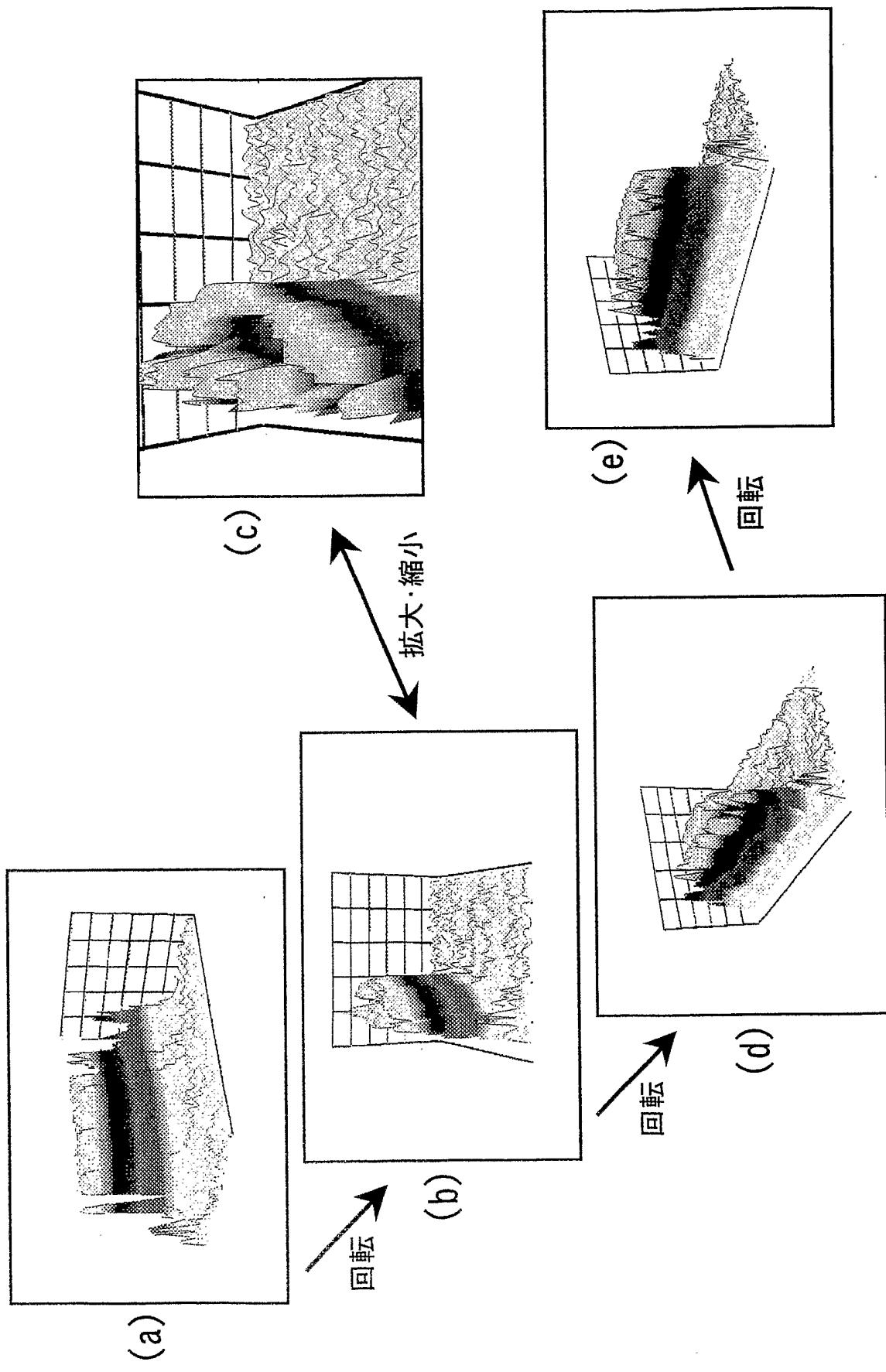
第12図

12/17

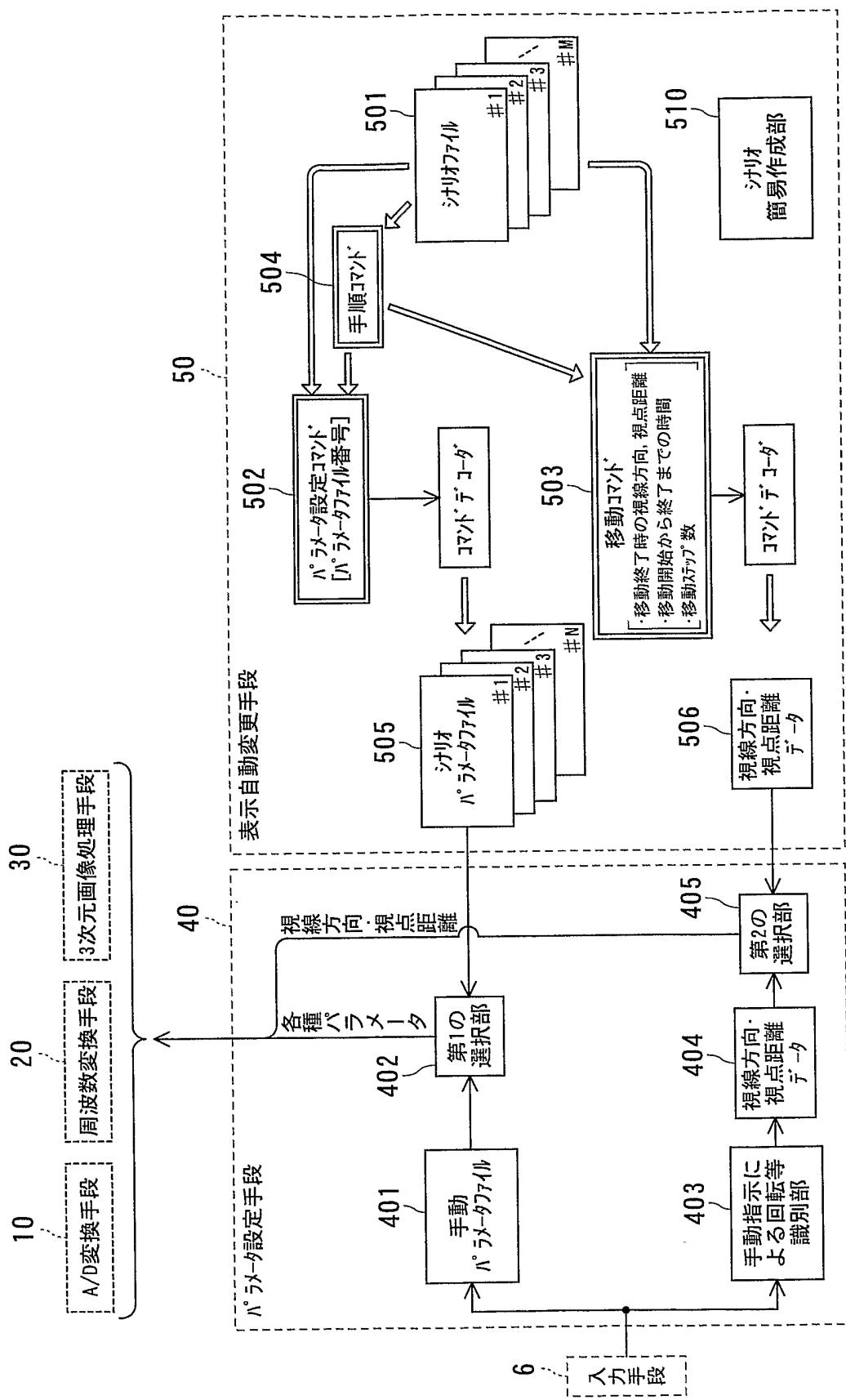


第13図

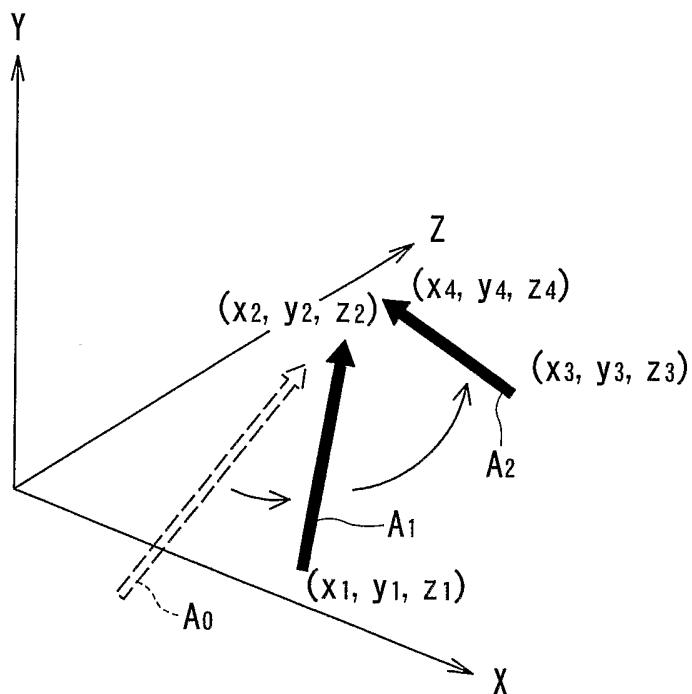
13/17



14/17



15/17



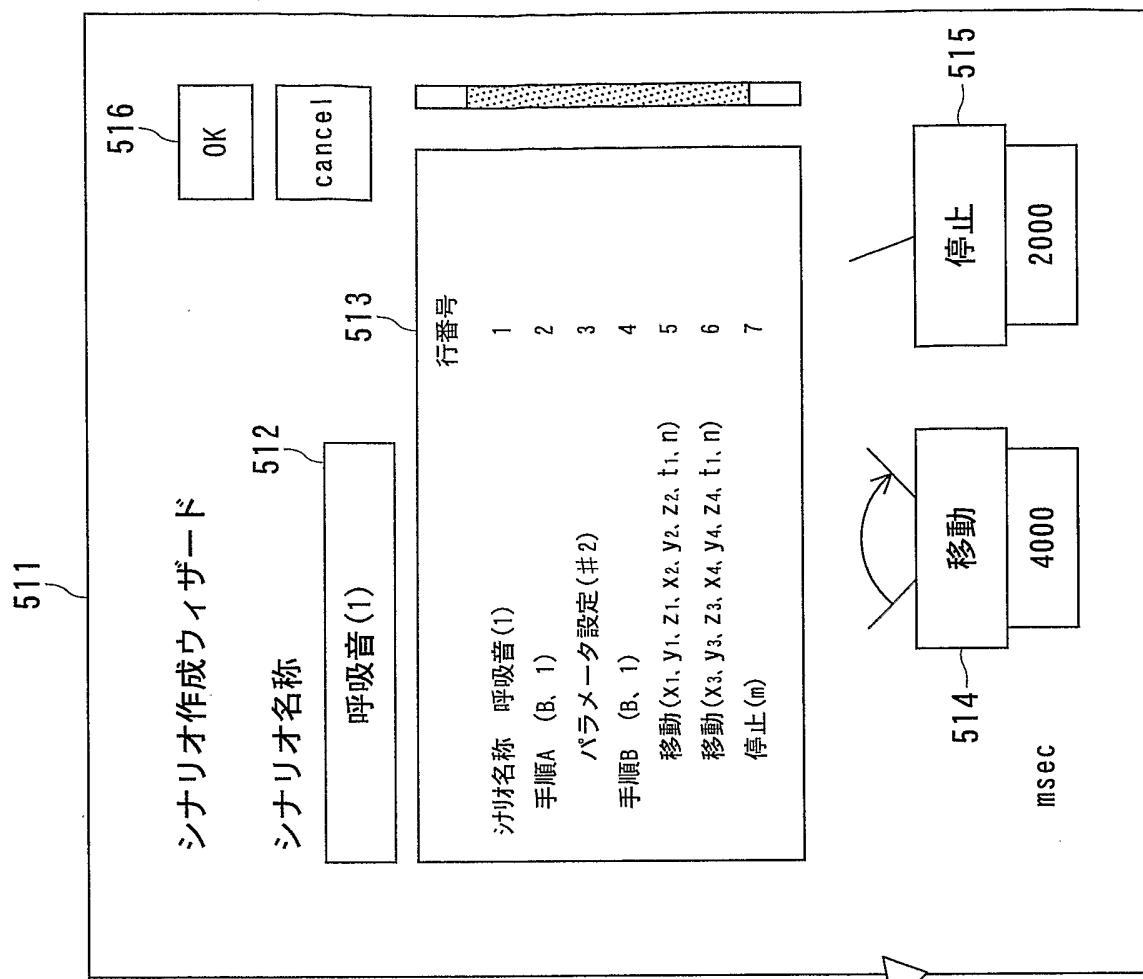
第16図

501

	行番号
沙財名称 呼吸音(1)	1
手順A (B, 1)	2
パラメータ設定(#2)	3
手順B (B, 1)	4
移動($x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2, t_1, n$)	5
移動($x_3, y_3, z_3, x_4, y_4, z_4, t_1, n$)	6
停止(m)	7

第17図

16/17



330

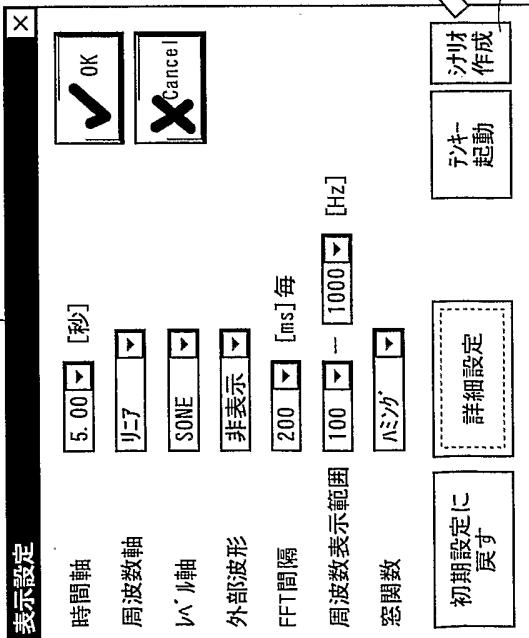
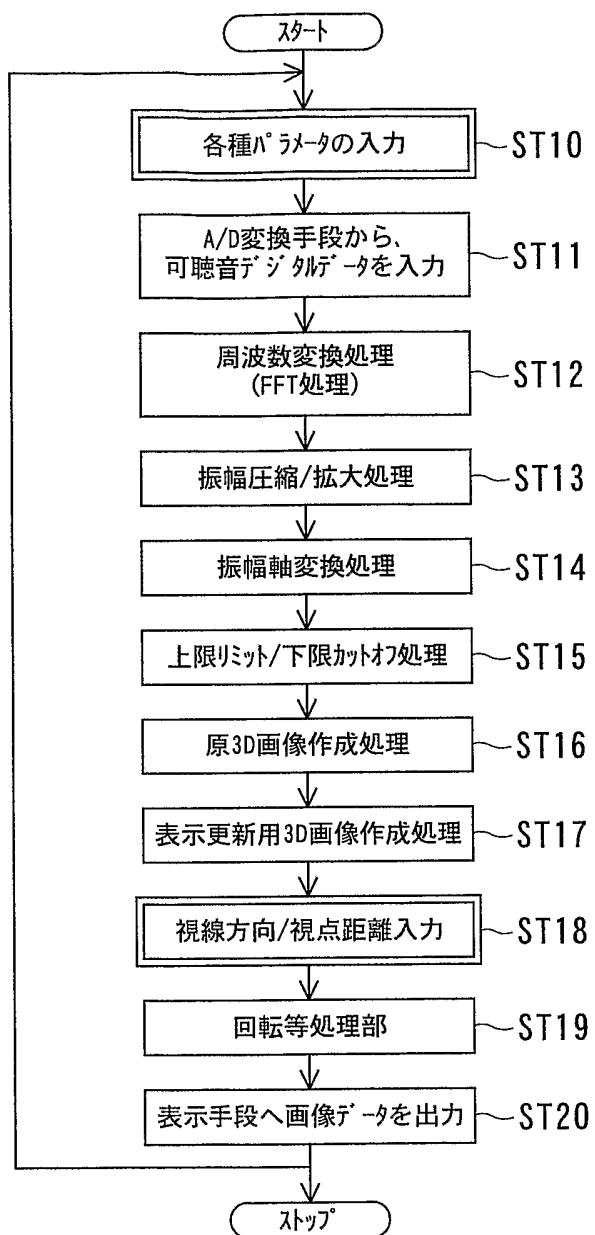


図18

17/17



第19図

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2004/019817

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B7/04

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)
Int.Cl⁷ A61B7/00-7/04

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
 Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005
 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-506970 A (Rush-Presbyterian-St.Luke's Medical Center), 22 June, 1999 (22.06.99), Full text; all drawings & EP 836415 A1 & US 6287266 B1 & US 2003/153847 A1 & US 6056703 A & US 6425874 B1 & WO 97/36543 A1	1-44
A	WO 2002/82967 A2 (PNEUMOPARTNERS), 24 October, 2002 (24.10.02), Full text; all drawings & JP 2004-531309 A & EP 1381316 A2 & FR 2823660 A1	1-44

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
01 February, 2005 (01.02.05)

Date of mailing of the international search report
15 February, 2005 (15.02.05)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Faxsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/JP2004/019817

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-33254 A (Zaidan Hojin Hamamatsu Kagaku Gijutsu Kenkyu Shinkokai), 05 February, 2004 (05.02.04), Full text; all drawings (Family: none)	1-44
A	Takaaki KASUYA et al., 'Onshoku Kashika Soft o Mochiita Kokyuon no Sanjigenteki Hyoji Monitor no Kanosei ni tsuite', The Journal of Japan Society for Clinical Anesthesia, 15 September, 2001 (15.09.01), Vol.21, No.8, page S252, ISSN: 0285-4945	1-44

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int. C17 A61B 7/04

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. C17 A61B 7/00-7/04

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	1971-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005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）

JICSTファイル（JOIS）

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 請求の範囲の番号
A	JP 11-506970 A (ラッシュープレズビテリアンーセント ルークス メディカル センター) 1999. 06. 22, 全文, 全図 &EP 836415 A1 &US 6056703 A &US 6287266 B1 &US 6425874 B1 &US 2003/153847 A1 &WO 97/36543 A1	1-44
A	WO 2002/82967 A2 (PNEUMOPARTNERS) 2002. 10. 24, 全文, 全図 &JP 2004-531309 A &EP 1381316 A2 &FR 2823660 A1	1-44

 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以上との文献との、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
01. 02. 2005国際調査報告の発送日
15. 2. 2005

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）

神谷 直慈

2W 9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 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 請求の範囲の番号
A	J P 2 0 0 4 - 3 3 2 5 4 A (財団法人浜松科学技術研究振興会) 2 0 0 4 . 0 2 . 0 5 , 全文, 全図 (ファミリーなし)	1 - 4 4
A	糟谷琢映ほか、「音色可視化ソフトを用いた呼吸音の三次元的表示モニタの可能性について」、日本臨床麻酔学会誌、2001年9月15日 Vol. 21、No. 8、Page. S252、ISSN:0285-4945	1 - 4 4