

ワイヤレス電子聴診システムと異常心音解析法の開発*
(心音特徴値波形の抽出と解析法)江 鏡 偉*¹, 崔 三 晋*²Development of Wireless Electronic Stethoscope System and
Abnormal Cardiac Sound Analysis Method
(Sound Characteristic Waveform Analysis)Zhongwei JIANG*³ and Samjin CHOI^{*3} Department of Mechanical Engineering, Yamaguchi University,
2-16-1 Tokiwadai, Ube-shi, Yamaguchi, 755-8611 Japan

This paper is concerned with the development of a wireless electric stethoscope system and cardiac sound analytical method for cardiovascular disease diagnosis. This system consists of an electronic stethoscope, data acquiring amplifier/filter circuits, wireless transmitter and receiver modules, and a notebook computer. The cardiac sound acquired by the electronic stethoscope and can be easily transmitted to the computer by wireless transmitter and receiver modules. The input-output characteristics of the electronic stethoscope and wireless modules are investigated in detail. Furthermore, one-DOF analytical model based on the consideration of the eardrum property is proposed for abnormal cardiac sound analysis. With the analytical model the original heart sound signal can be converted to a simple characteristic waveform which fits the behaviors of some cardiovascular diseases. Some case studies using the characteristic waveforms show that the normal sound can be distinguished visually from the abnormal cases such as the mitral regurgitation, aortic incompetence, allorhythmic pulse and so on.

Key Words: Cardiac Disorder Diagnosis, Wireless Electronic Stethoscope System, Audio Wireless Module, Characteristic Waveform, Abnormal Sound Analysis

1. 緒 論

日本の心臓病による死亡は 1985 年から脳卒中を抜き第2位の死亡率を示すようになった。また、死亡診断書から得られる心臓病死のうち最も多いのは心不全や虚血性心疾患とよばれる心筋梗塞というものであるが、そのほか、原因不明の急性死が3割を占めている。心血管障害などのような生活習慣病は病状の変化が緩やかのため長期間にわたり定量的な経過観察をしなければ、的確に診断されないまたは発見されないケースが多いと言われている。

近年、人々は健康管理や医療福祉に関心を持つようになり、家庭や会社で健康管理・診断を行うシステムの開発が進められている。体重計や体温計、血圧計などの健康管理器具以外に、聴診器も普及している。聴診器は心音や呼吸音、腸音などを聴診でき、数多くの疾患・病態を診断することが可能である。しかし、家庭においては母体内の胎児の心音を聞いたり、ペットの健康管理のために使用されたりするものの、それほど聴診器を活かしているとは言えない。その理由として、聴診音の

診断が熟練を必要とし大変困難であることが挙げられる。聴診診断の熟練には正規の訓練を積む医師でさえ数年の期間を必要とすると言われている。その問題点の解決にコンピュータの支援を得ることができれば、聴診器を高水準の家庭用健康診断装置として有効に活用できると考えられる。

心音による心疾患の解析は 1970 年代に集中して行われ様々な報告がなされている^[1-9]。例えば、心音図の包絡線の違いから疾患を識別するシステム^[1]、アナログ方式のスクリーニングシステム^[2]、一定の単位時間ごとの最大振幅とゼロクロスカウンタの情報を用いた自動診断システム^[3] 等があり、一定の効果が得られている。しかし、心エコー図法や心臓カテーテルのようなより正確な検査法が確立されて以来、心音研究は減少方向にあった。近年コンピュータの発達とデジタル信号処理技術の進歩により容易に心音を録音・解析できるようになり、心音自動診断分野には新展開が訪れている^[10-16]。それらの研究の多くは周波数解析を主とした心音の特徴量抽出に関するもの^[10-13]であるが、そのほかに泣き叫ぶ赤ん坊の泣き声のような雑音から心拍を上手に切り出す手法^[14]や適応フィルタリングを用いて心音信号に含まれるノイズを除去する研究^[15,16]が報告されている。これまでの研究は主に医師の診断を助けるためのものである。

* 原稿受付 2004年12月9日。

^{*1} 正員, 山口大学工学部(〒755-8611 宇部市常盤台2-16-1)。^{*2} 山口大学大学院理工学研究科。

E-mail: jiang@yamaguchi-u.ac.jp

一方、家庭においては普段の生活から気楽に自分自身の症状に関してスクリーニング(ふるいわけ)をまず行い、異常が発生した場合は専門の医師にかかれば良いと考えられる。この点に鑑み、本研究では一般家庭で容易に使用できる聴診システムと異常心音の検知方法の開発を目指す。具体的には、操作性を向上させるために電子聴診器で捕らえた聴診音を無線でコンピュータに送信するまでのハードウェアならびに、聴診データを解析する診断支援ソフトウェアの開発を行う。また、一般ユーザが心音から心臓の異常や心雑音などを直接に聞き分けることは難しいため、鼓膜の低次振動をモデル化したフィルターを設計し、心音特徴値波形を抽出し異常心音を解析する方法を提案する。さらに、本心音聴診解析システムの有効性を検証するため、教科書 CD に収録された症例データや本研究で開発した聴診システムにより計測した心音データについて解析検討を行う。

2. デジタル聴診解析システムの構成

本研究で試作したワイヤレス電子聴診解析システムを図1に示す。また、本システムの写真を図2に示す。本システムは一般ユーザ向けを考え、低価額、操作性、さらに各自の嗜好とニーズに対応できる拡張性に着眼するコンセプトに基づき設計したものである。そのため、本聴診解析システムは、聴診器モジュール、ワイヤレスオーディオ送信ならびに受信モジュール、心音解析ソフトウェアに大別され、必要に応じてモジュールを自由に組み合わせることや、市販の電子聴診器や外部記憶装置などを利用することも可能となる。

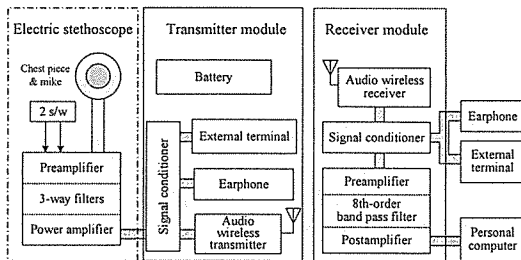


Fig. 1. Diagram of wireless electric stethoscope system.

聴診器モジュールについては、今回試作開発を見送りアジレント社製の電子聴診器(M4504A)を使用することにした。聴診器 M4504A は、コンデンサマイク、フィルター、アンプとイコライザーを内蔵しており、聴診目的に応じて3つのモードを自由に設定することができる。これら3つのモードはそれぞれ、45Hz~230Hz の低周波数対応のベルモード、100Hz~360Hz の高周波数対応ダイヤフラムモードと20Hz~1kHzの広域周波数対応拡張ダイヤ

フラムモードとなっている。しかしながら、拡張ダイヤフラムモードが取り扱う周波数領域が広過ぎて出力信号にノイズが乗りやすいため、本研究では前者の2つのモード、すなわち、ベルモードとダイヤフラムモードを対象とする。また、ベルモードとダイヤフラムモードにはその音量を8段階で調整する機能が備えている。一方、聴診器(M4504A)に出力端子が装備されていないため、聴診器イヤホン回路の出力接点と電源供給接点に同軸リード線を半田付け、音声出力と電源供給併用ステレオミニプラグを取り付けた。ミニプラグを無線送信モジュールに接続することで、聴診音のコンピュータへの送信と電子聴診器への電力供給が同時に実現でき、長時間の使用が可能となる。

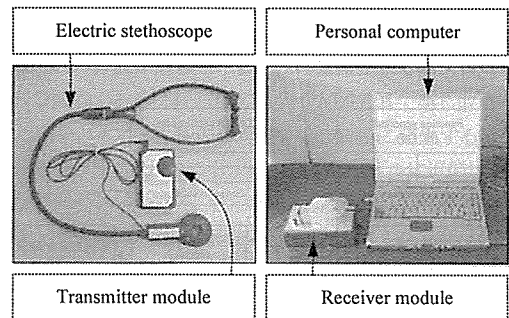


Fig. 2. Picture of wireless electric stethoscope system.

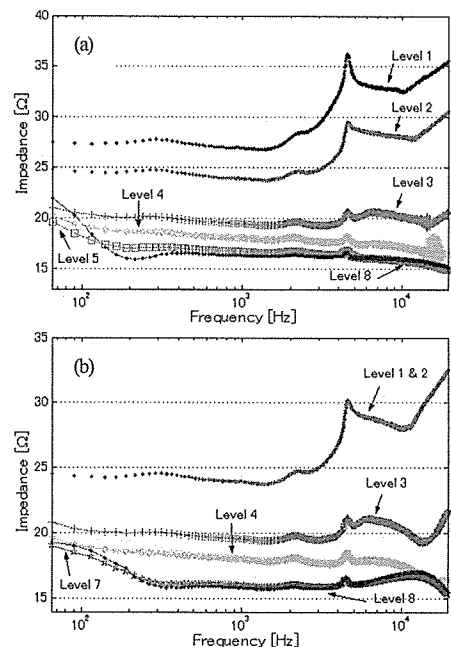


Fig. 3. Output impedance of electric stethoscope (M4504A) respect to 8 volume levels at both (a) bell mode and (b) diaphragm mode.

本電子聴診システムを使用するにあたり、はじめにベルモードとダイヤフラムモードについて各音量レベルにおける電子聴診器の出力特性を調べる。具体的には、電子聴診器に取り付けたミニプラグをインピーダンスアナライザ(Agilent HP4294A)に接続し、その出力インピーダンスを測定した。得られた結果を図3に示す。図3(a)はベルモード、図(b)はダイヤフラムモードについて測定した結果である。どちらのモードにおいても、音量レベルが1から3まではそのインピーダンス値が 20Ω 以上であり、また、レベルが5から8まではそのインピーダンス値がほぼ一定値 $16\Omega \sim 17\Omega$ 付近にある。また、 300Hz 以下ではインピーダンス値に大きな変化が見られるが、本聴診器からのデータを試作の無線モジュールにより送信する実験を行ったところ、音量レベルが4から8の間であれば、受信データに含むノイズが低く送受信状況が良好であることを確認した。

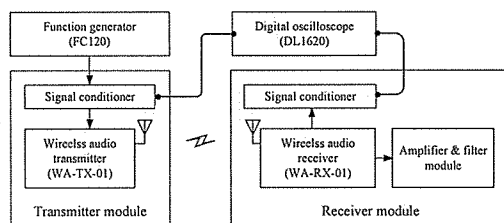


Fig. 4. Experiment setup for testing wireless audio modules.

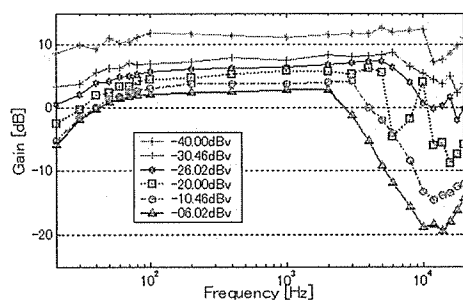


Fig. 5. Transfer characteristics of transmitter to receiver modules.

次に、本研究で試作した無線データ送受信モジュールについて説明する。送信モジュールはワイヤレスオーディオ送信チップ(WA-TX-01)、インピーダンスマッチング用シグナルコンディショナー、単4乾電池3本で構成される4.5V電源部からなり、その概念図と外観を図1と2に示す。インピーダンスマッチング用シグナルコンディショナーを導入することにより、聴診音をイヤホンで聞きながら無線または有線でコンピュータへデータを送信することや、外部オーディオ記録装置に録音することが可能となる。ちなみに、今回使用したワイヤレスオーディオ送

信チップは Circuit Design 社製の WA-TX-01 であり、送受信周波数が 807.125MHz 、周波数特性が $50\text{Hz} \sim 15\text{kHz}$ である。一方、受信モジュールは、オーディオ受信チップ(Circuit Design 社製の WA-RX-01)と、受信信号ノイズの低減ならびに信号精度向上のために設計したシグナルコンディショナー、プリアンプ、8次バンドパスフィルタ、パワーアンプ、9Vの直流電源からなる(図1と2)。

次に、試作したワイヤレスデータ送受信モジュールの入出力特性を確認する。ファンクションジェネレータ(FC120)により正弦波電圧を発生させ、シグナルコンディショナーを経て WA-TX-01 へ入力すると同時にオシロスコープ(DL1620)にも記録する(図4)。入力電圧値を $X(\omega)$ とする。また、WA-TX-01 から送信された信号を WA-RX-01 で受信し、シグナルコンディショナーを経てオシロスコープに表示する。このときの出力電圧値を $Y(\omega)$ とする。入力電圧を -40dBv (10mV) $\sim -6.02\text{dBv}$ (500mV) と変化させ、送受信モジュールの入力電圧と出力電圧の伝達率を $G(\omega) = 20 \log(Y(\omega)/X(\omega))$ より求め、その結果を図5にプロットした。図よりおおむね $50\text{Hz} \sim 3\text{kHz}$ の範囲において入力電圧の値に関わらずゲイン $G(\omega)$ がほぼ一定となっていることが分かる。また、送受信モジュール間の距離が 15m の以下であれば安定した信号を得ることができる。

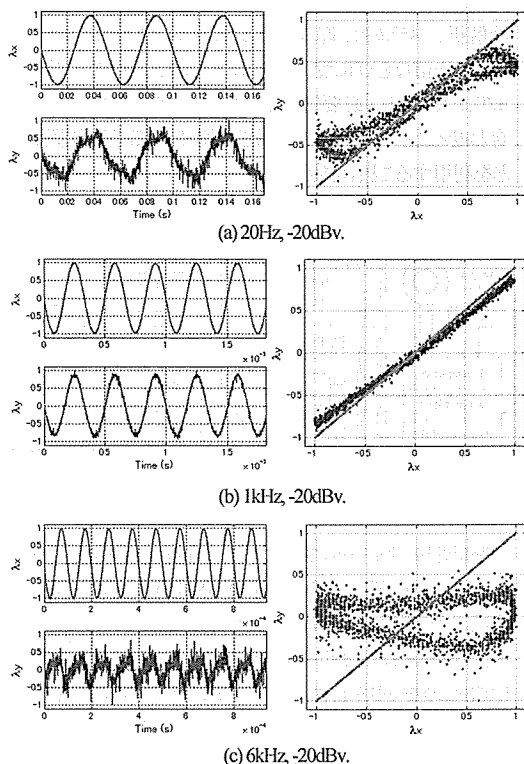


Fig. 6. Sample data in detail selected from Fig. 5.

さて、図 5 に示す無線送信モジュールへの入力電圧を $x(t)$ 、受信モジュールの出力電圧を $y(t)$ とし、さらに

$$\lambda_x(t) = \frac{x(t)}{\max x(t)}, \quad \lambda_y(t) = \frac{y(t)}{\max y(t)}. \quad (1)$$

とおくと、無線送受信モジュールの入出力信号を正規化した値がそれぞれ $\lambda_x(t)$ 、 $\lambda_y(t)$ となる。 $\lambda_x(t)$ と $\lambda_y(t)$ について無線送信モジュールへの入力電圧レベルを -20dBV (100mV)、周波数をそれぞれ [20Hz, 1kHz, 6kHz] とした場合を例に取り、無線送受信モジュールの入出力信号の時系列データを図6の左列に示す。また、それらに対応して $\lambda_x(t)$ を横軸、 $\lambda_y(t)$ を縦軸としてプロットした結果を図6の右列に示す。図より、20Hz の入力信号に対して出力波形がかなり歪んでおり、6kHz となると出力信号が入力信号に対しノイズと波形のひずみが再び顕著になったことが分かる。入出力関係が図6右列に示す実線 ($\lambda_y(t) = \lambda_x(t)$) となれば理想的な線形特性となる。そこで、図5のデータがその理想直線に対する偏差を求めさらに検討する。

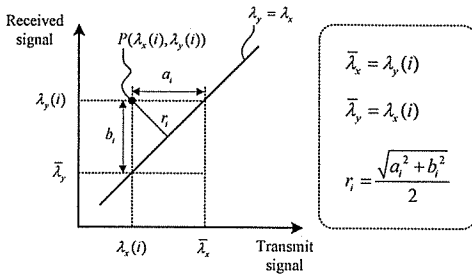


Fig. 7. Conceptual diagram for calculation of standard variation.

さて、時刻 $t = i$ における入力値 $\lambda_x(i)$ と出力値 $\lambda_y(i)$ とすると、図7の偏差値平均が式(2)より求まる。また、その結果をデシベル表示で図8にプロットした。

$$\bar{r} = \frac{1}{\sqrt{2N}} \sum_{i=1}^N \sqrt{(\lambda_x(i) - \lambda_y(i))^2}. \quad (2)$$

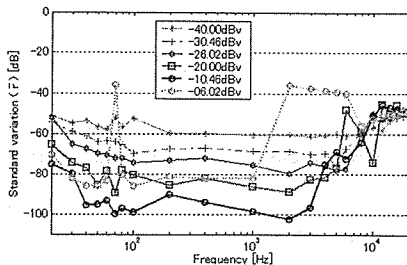


Fig. 8. Plot of the standard variations in decibel.

図8より 500Hz 付近においては入力電圧レベルが -40 dBV の場合の偏差値が約 -60dBV であり、-20dBV 付近ではその偏差値が -80dBV とかなり小さくなった。また、入力電圧レベルが -6.02dBV を超えると、すなわち、入力電圧が 500mV 以上を与えると出力波形の一部が飽和してしまうことが観察された。従って、本無線送受信モジュールの入力許容レベルが -40dBV ~ -10.46dBV であり、周波数範囲が 50Hz ~ 5kHz であることが分かった。

3. 心音解析法ならびに評価指数

心音が正常か異常か、心雑音があるかないかの判定は専門医でないと、一般ユーザがなかなか聞き分けることは難しい。しかしながら、素人でも正常心音の“ドク、ドク”、僧帽弁閉鎖不全時の心雑音“グー、グー”などを比較的簡単に聞き分けることができる。これは、聴診器からの音波が鼓膜を拍動した時に発生する低次モードの振動がある持続時間にわたり人間の耳で感じ取れた結果と考えられる。この発想から、鼓膜に発生する低次モード振動を図9に示す1自由度系モデルに近似し、解析モデルを立てる。聴診器から採録した心音 S を入力とし、解析モデルの振動応答 x を出力として解析することで、心音の正常と異常を検知する方法を考案する。

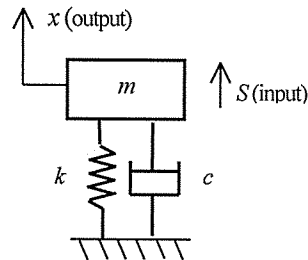


Fig. 9. Analytical model for extracting the characteristic waveform.

さて、鼓膜の等価質量、ばね定数と粘性減衰係数をそれぞれ m 、 k 、 c とすると、鼓膜の振動応答 x は

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = S, \quad (3)$$

となる。上式の両辺を質量 m で割り、さらに心音信号を入力値 $\bar{S} = \pm S/m$ とすると式(3)が

$$\ddot{x} + 2\xi p\dot{x} + p^2x = \bar{S}. \quad (4)$$

となる。ここで、 $p = \sqrt{k/m}$ 、 $\xi = c/2\sqrt{mk}$ はそれぞれ固有振動数と減衰比係数である。

解析モデルのパラメータを $p = 10\text{Hz}$ 、 $\xi = 0.707$ とした場合、正常心音と異常心音の例に適用した結果を図10に示す。図中の灰色波形が心音の生波形 (S)、太い実線が解析モデルの出力応答 x である。また、図10(a)は

ノイズがほとんど含まれず I 音と II 音がはっきり聞こえる正常心音の場合、図 10(b)は I 音と II 音が聞こえにくいいため音量レベルを上げて録音した正常心音の場合である。図 10(b)の正常心音にノイズ信号も増幅されてしまうため I 音と II 音を波形そのものからはっきり見分けることは難しい。しかし、両正常心音に対し本解析モデルを適用し抽出した太い実線波形を比較すると I 音と II 音とともに抽出されたことがわかる。さらに、僧帽弁閉鎖不全の場合を例にとって同様な処理をした結果を図 10(c)に示す。図より I 音と II 音間の心雑音が続いていることがわかる。以上より、本研究で提案した解析モデルはノイズの含まれている心音信号に対してもその特徴波形を抽出できることがいえる。なお、図中の縦軸は心音波形(電圧値)をその 10 点最大値の平均値で割ったものである。以下では、この実線波形を心音の特徴値波形と呼び、心音解析を進める。

心音解析と自動診断に関して様々な試みと研究がなされてきた。本研究では医学生用心音聴診トレーニング教科書に解説された心音聴診の基本である I 音と II 音に着目し、心音の特徴値波形に基づく心音解析法ならびに異常心音検知法を提案する。

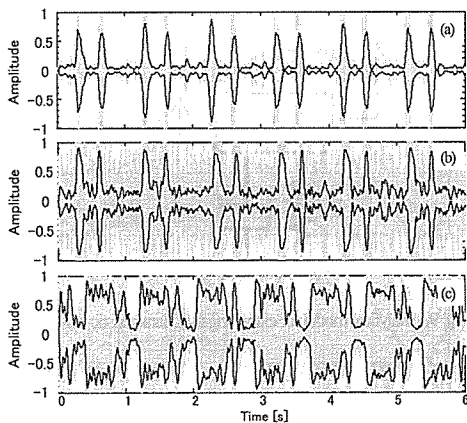


Fig. 10. Cardiac sound signals and their characteristic waveforms.

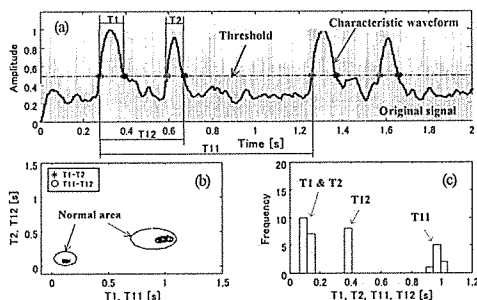


Fig. 11. Basic concept of cardiac abnormality diagnosis using the proposed sound characteristic waveform.

図 11 に本研究で提案する心音解析法の基本コンセプトを示す。心音の I 音は僧帽弁と三尖弁の閉鎖音であり、II 音は大動脈弁と肺動脈弁の閉鎖音であるため、基本的には I 音と II 音に関する持続時間を解析・評価することで正常心音か異常心音かを診断することができる^{16,17)}。ここで、I 音と II 音の持続時間をそれぞれ T1 と T2 と定義する。また、心臓弁の閉鎖不全などによって I 音と II 音間に持続的な雑音が現れ、その評価指数を T12 とする。さらに不整脈や心拍リズムの乱れが発生すると I 音間の間隔が変化するので、その評価指数として T11 を定義する。これらの評価指数 [T1, T2, T11, T12] の値は図中の閾値ラインと特徴値波形の交差点を求めて算出される。また、[T1-T2] と [T11-T12] の分布を図 11(b) のようにプロットすれば、視覚的に正常か異常かを容易に判断できる。例えば、[T1-T2] と [T11-T12] の正常領域をあらかじめ図(b)に示すような点線で設定しておけば、評価指数の分布がこれらの領域に入っていれば正常と判断できると考えられる。ただし、その正常領域は個人差や閾値によって異なってくるので、大量の個人履歴データから個別に決める必要がある。一般正常者は T1 と T2 が共に約 0.1s-0.2s, [T11, T12] が [0.7s-1.2s, 0.3s-0.5s] である。その決め方については本論文の目的範囲としていないため省略する。さらに、[T1, T2, T11, T12] の値における頻度を棒グラフで示したのは図 11(c) である。本ヒストグラムより、一般ユーザが自分の心音状況のある程度定量的に把握することができると考えられる。

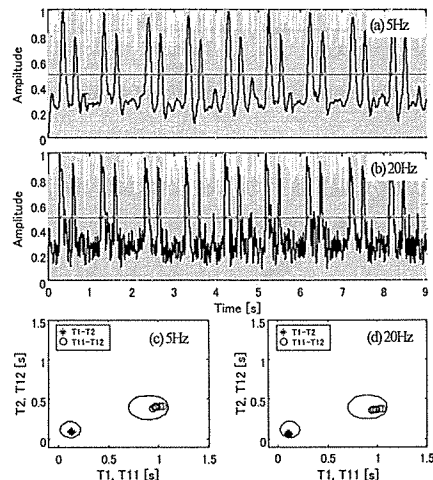


Fig. 12. Characteristic waveforms and parameter distribution map when the analytic model is set at $\xi=0.707$ and $p=[5\text{Hz}, 20\text{Hz}]$.

本解析モデルならびに解析法の妥当性を検証するため、はじめに解析モデルパラメータの減衰比係数を $\xi=0.707$ と一定にし、共振周波数を $p=[5\text{Hz}, 20\text{Hz}]$ とした

場合について検討する。図 10(b)の正常心音に本解析モデルを適用した結果を図 12 に示す。図より、共振周波数を高く設定すればその出力波形が鋭くなり、低めに設定すると出力波形が滑らかになる。解析モデルの共振周波数の設定は、聴診器ハードウェアや個人差などによるところがあるが、多数のデータに対して解析した結果、8Hz-12Hz 付近では比較的良好な結果が得られた。

4. 症例データによる検証

次に、本研究で試作した無線電子聴診器システムの有効性を検証する。図 13 と 14 に本聴診システムで測定した正常者 2 例を示す。図中の心音特徴値波形は $\xi = 0.707$, $p = 10\text{Hz}$ として抽出したものである。被験者はともに 20 代後半の健康男性であり、図 14 の被験者は性格的に緊張しやすいタイプの若者である。図 13 の被験者は通常タイプの正常者であり、[T1-T2]と[T11-T12]の分布はともに設定した正常範囲に入っている。図 14 の被験者の拍動間隔 T11 が約 0.6s で一般正常タイプより短く点線範囲から少々はみ出ている。これは異常心音ではなく、緊張によって心拍が早くなったためと考えられる。また、図 14 の被験者の心拍リズムが規則正しいことは図 14(c)からは確認できる。

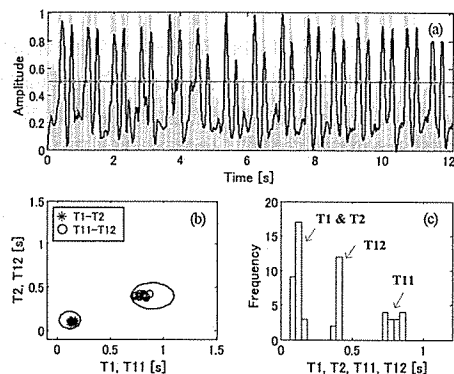


Fig. 13. Healthy young volunteer, study case 1.

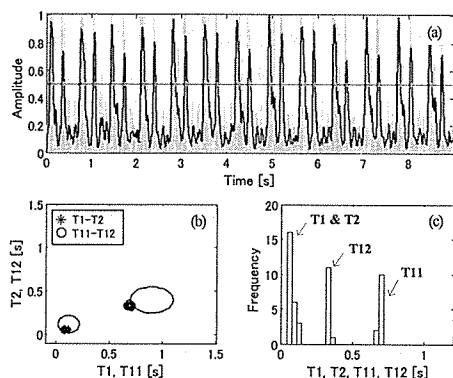


Fig. 14. Healthy young volunteer, study case 2.

以上の結果より、本研究で開発した聴診システムならびに心音解析方法は正常心音の検知に有効であるといえる。

本研究で試作した無線電子聴診システムによる異常心音症例の採集は患者のインフォームドコンセントを得る必要があったため、関連症例のデータが十分に採集できなかった。そのため、心音聴診トレーニング用 CD 教材^[18]ならびにインターネット上のオンライン臨床実習教材^[19]に収録された心疾患症例データとあわせて、提案した心音解析法と異常検知法の検証を行う。

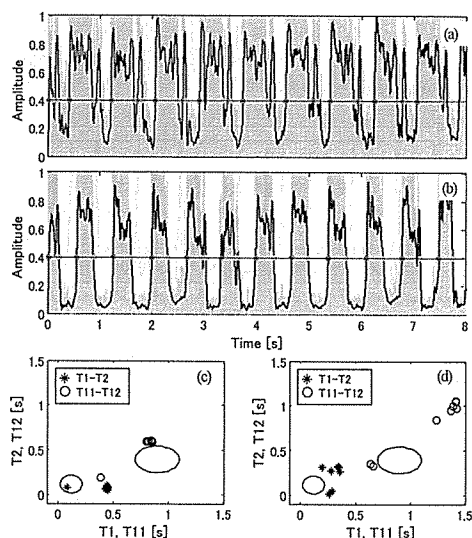


Fig. 15. Case of the mitral regurgitation, analyzed by data from (a), (c) web training material and (b), (d) CD text book.

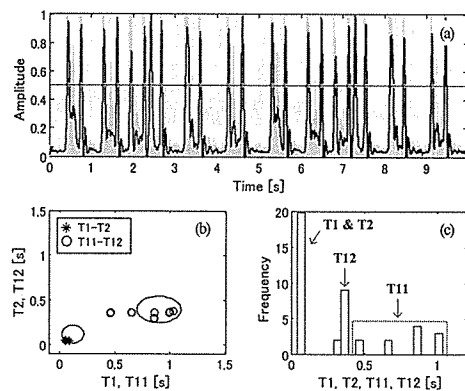


Fig. 16. Case of the allorhythmic pulse by data from CD text book.

図 15 に僧帽弁閉鎖不全の心音データを解析した結果を示す。図 15(a)はオンライン臨床実習教材(以下 Web 教材と呼ぶ)に収録されたもので、図 15(b)は心音聴診トレーニング用 CD 教材(以下 CD 教材と呼ぶ)に収録されたものである。また、図 15(c)(d)にはそれぞれ図

15(a)(b)に対応する[T1-T2]と[T11-T12]の分布を示す。僧帽弁閉鎖不全のため I 音と II 音の間に心雑音が続いていることを心音特徴値波形から観察することができる。そのため、I 音の持続時間を表す T1(図 15c の*印)が約 0.5s であり、正常心音時の I 音と II 音間の持続時間 T12 とほぼ等しい。これは僧帽弁閉鎖不全によく見られるパターンである。また、図 15(c)(d)に示す[T1-T2]と[T11-T12]の分布はともに正常範囲からはみ出ているため、異常と検知することができる。

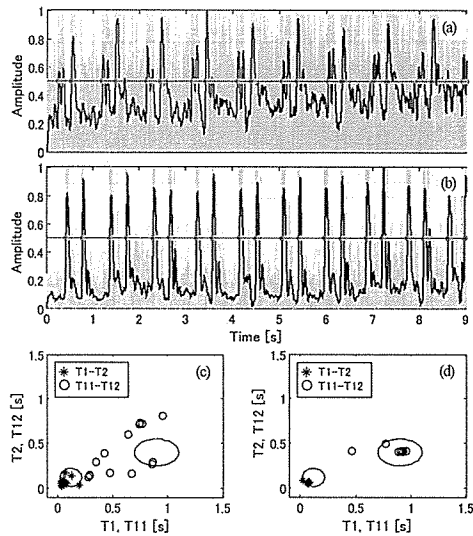


Fig. 17. Case of the aortic regurgitation, analyzed by data from (a), (c) web training material and (b), (d) CD text book.

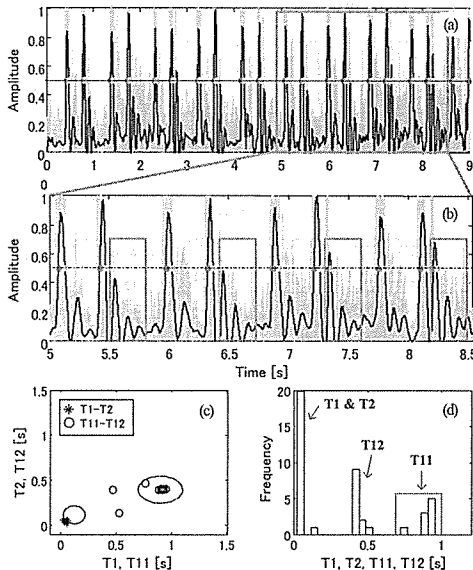


Fig. 18. Case of the aortic regurgitation, analyzed by data from CD text book with the analytical model parameter $\xi=0.3$.

図 16 に CD 教材に収録された不整脈の症例データを解析した結果を示す。I 音と II 音の持続時間パラメータ[T1-T2]は正常範囲にあるが、心拍リズムを示すパラメータ T11 にはばらつきが大きいことが分かる。

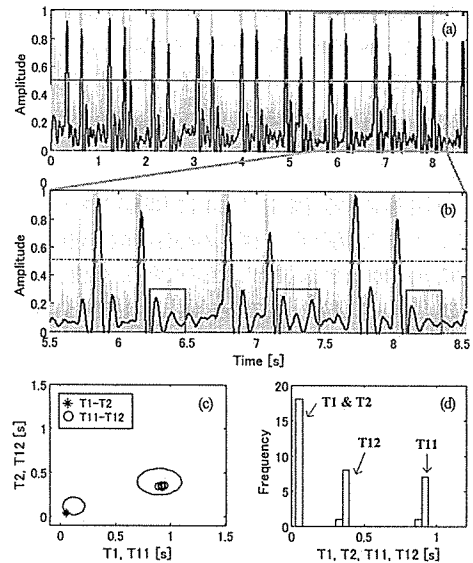


Fig. 19. Case of the normal cardiac sound with the analytical model parameter $\xi=0.3$ for comparison with Fig. 18.

図 17 に大動脈弁閉鎖不全の症例データを解析した結果を示す。図 17(a)は Web 教材に収録された重症な大動脈弁閉鎖不全の症例データ、図 17(b)は CD 教材に収録された軽症な症例データである。また、図 17(c)(d)にそれぞれ図(a)(b)に対応する[T1-T2]と[T11-T12]の分布図を示す。図 17(a)では II 音に続く大動脈弁閉鎖不全による雑音が大きく残っていることがわかる。

一方、軽症な場合(図 17b)は II 音に続く大動脈弁閉鎖不全による雑音が多少あるものの、[T1-T2]と[T11-T12]の分布をみると正常者の分布とはあまり変わらない。そこで、解析モデルの減衰比係数を $\xi = 0.3$ と小さくし、大動脈弁閉鎖不全の雑音を強調した結果を図 18 に示す。また、比較するため、正常心音データに対し同様な処理を施した結果を図 19 に示す。大動脈弁閉鎖不全の軽症例では、II 音に続く雑音の振動が正常心音のものとは比較できず大きく現れていることが確認できる。従って、本研究で提案した心音解析方法は解析モデルのパラメータを変化させることでより効果かつ高精度な診断を行う可能性を示唆する。

最後に、本研究で開発した無線電子聴診器を用いて測定した心臓弁閉鎖不全例を示す。図 20 には僧帽弁閉鎖不全(重症)の例、図 21 は重症な大動脈弁閉鎖不全と中程度の僧帽弁閉鎖不全をともに抱えた合併症例

を示す。図 20 の結果は CD 教材などに示す僧帽弁閉鎖不全の例と同様な傾向を示している。また、図 21 に示す心音特徴値波形は、図 17 (a)の大動脈弁閉鎖不全と図 15 の僧帽弁閉鎖不全の特徴値波形と比較してみると、その中間的な波形と読み取れる。

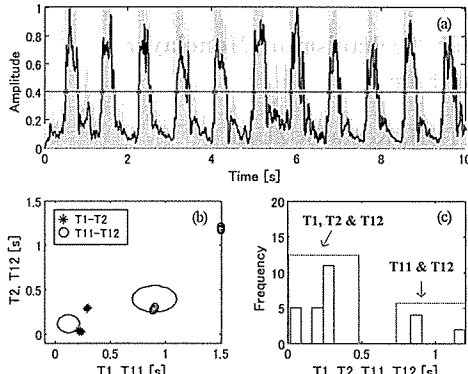


Fig. 20. Volunteer study suffered with mitral incompetence (Female, 56).

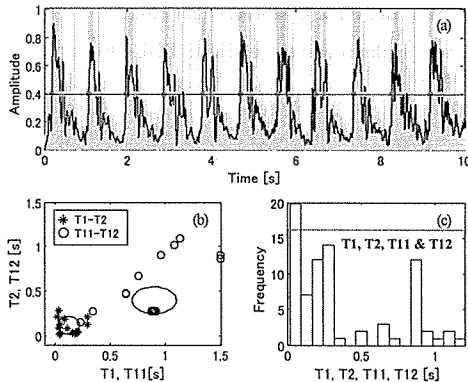


Fig. 21. Volunteer study suffered with both aortic incompetence and mitral incompetence.

5. 結 言

本研究では一般家庭や会社で容易に聴診音を記録し、診断支援ソフトウェアにより自分の心臓異常を早期発見しさらにその経過をモニタリングすることを目指して、ワイヤレス電子聴診解析システムを開発した。得られた結果をまとめると次のようになる。

- 1) ワイヤレスオーディオチップを用いた無線送受信モジュールを試作し、その特性を調べた。
- 2) 1自由度系の心音解析モデルを提案し、聴診器から直接採録した生心音データからその特徴値波形を抽出することに成功した。また、I音とII音に関わる持続時間に注目し、異常心音の検知方法を提案した。

- 3) 心疾患症例データに対して検証を行い、本研究で提案した心音特徴値波形解析法とそれに基づく心音の異常検知への有効性を確認した。

なお、本研究の遂行にあたり、研究の一部は平成 13-15 年度文部省科学研究費助成金基盤研究 (B)(No.13555064)ならびに平成 12 年度財団法人鈴木謙三医科学応用研究財団の助成金を受けて行ったことを付記し、感謝を申し上げる。

参 考 文 献

- (1) 吉村正蔵, 他 6 名, 医療におけるコンピュータの応用形態・心音図, 総合臨床 Vol.22, pp. 40-46, 1973.
- (2) 町井潔, 心音図診断装置 集団検診用心音診断装置及び心音自動診断上の問題点, 総合臨床 Vol.21, pp. 695-699, 1972.
- (3) 横井正史, 他 7 名, 心音図自動診断 スクリーニングシステムへの応用一, 総合臨床 Vol.23, pp. 180-188, 1974.
- (4) 岩田彰, 心音図の自動識別一線形予測法による処理一, 医用電子と生体工学 Vol.17, pp. 185-192, 1979.
- (5) 船田鉄男, デジタル処理による心音図パラメータの抽出, 臨床心音図 Vol.1, pp. 9-18, 1971.
- (6) 吉村正蔵, 心音図自動処理装置, 臨床心音図 Vol.1, pp. 1-7, 1971.
- (7) A. Iwata, N. Suzumura, and K. Ikegaya, Pattern Classification of the Phonocardiogram using Linear Prediction Analysis, Med and Biol Eng and Comput 15(4), pp. 407-412, 1977.
- (8) R.J. Adolph, J.F. Stephens, and K. Tanaka, The Clinical Value of Frequency Analysis of the First Heart Sound in Myocardial Infarction, Circulation XLI 41, pp. 1003-1014, 1970.
- (9) A.P. Yoganathan, R. Gupta, and et al., Use of the Fast Fourier Transform for the Frequency Analysis of the First Heart Sound in Normal Man, Med and Biol Eng 14, pp. 49-73, 1976.
- (10) M. Akay, Automated Noninvasive Detection of Coronary Artery Disease using Wavelet-based Neural Networks, Intell Eng Syst Artif Neural Netw Vol.4, pp. 517-522, 1994.
- (11) H. Kanai, A Time-varying AR Modeling of Heart Wall Vibration, Proc IEEE Int Conf Acoust Speech Signal Process Vol.2, pp. 941-944, 1995.
- (12) C.H. Wu, C.W. Lo, and J.F. Wang, Computer-Aided Analysis and Classification of Heart Sounds Based on Neural Networks and Time Analysis, Proc IEEE Int Conf Acoust Speech Signal Process, pp. 3455-3458, 1995.
- (13) J.R. Bulgrin, B.J. Rubal, C.R. Thompson, and J.M. Moody, Comparison of Short-Time Fourier, Wavelet and Time-Domain Analyses of Intracardiac Sounds, Biomed Sci Instrum Vol.29, pp. 465-472, 1993.
- (14) D. Barschdorff, Phonocardiogram Signal Analysis in Infants based on Wavelet Transforms and Artificial Neural Networks, Proc Annu Sci Meet Comput Cardiol, pp. 753-756, 1995.
- (15) S. Ester, U. Femmer, E. Most, Heart Sound Analysis Utilizing Adaptive Filter Technique and Neural Networks, Tech Mess 62(3), pp. 107-112, 1995.
- (16) P. Varady, L. Wildt, and et al., An advanced method in fetal phonocardiography, Comput Methods Programs Biomed 71(1) pp. 283-296, 2003.
- (17) R.L. Watrous, J. Bedynek, and et al., Computer-Assisted Detection of Systolic Murmurs Associated with Hypertrophic Cardiomyopathy, Tex Heart Inst J 31(4), pp. 168-375, 2004.
- (18) 沢山俊民, CDによる聴診トレーニング: 心音編, 南江堂.
- (19) 中尾心人, 「オンライン臨床実習: 心音の聴診」. <http://www.medic.mie-u.ac.jp/student/sinnzou.html>.