

心臓壁の微小振動の解析による左心室拡張末期圧の 非侵襲的計測*

佐藤路恵*¹ 金井 浩*¹ 中鉢憲賢*¹

本田英行*² 小岩喜郎*²

(1996年2月7日受付)

【要旨】 筆者らは心疾患などの循環器疾患の非侵襲的な診断を目指している。心疾患の検出において重要なパラメータとなる左室内圧を測定する方法にカテーテル法がある。しかしこの測定法では、心臓にカテーテルを挿入しなければならないため、簡単に繰り返し測定を行うことができない。そこで本稿では心筋弾性値を求める Mirsky の方法と弾性球殻の弾性値を求める方法を結びつけることにより、心臓の内径・壁厚・心振動の固有振動数から心機能診断上重要である左心室拡張末期圧を非侵襲的に推定する新しい方法を提案する。また、イヌの摘出心臓の心振動の時間-周波数解析によって本手法の定量的評価を行った結果、数 mmHg の精度で左心室拡張末期圧が得られることを示す。

キーワード 左心室拡張末期圧, 固有周波数, 心臓壁振動, ウェーブレット変換

Left ventricular end-diastolic pressure, Eigenfrequency, Heart wall vibration, Wavelet transform

1. はじめに

現在、我が国では高齢化社会や食生活の欧米化の進展により、心筋梗塞や心不全などの循環器系疾患による死亡の割合が急速に増加しており、深刻な問題となっている。このような心疾患に関して従来から胸部 X 線、心筋生検、心電図、超音波断層像、心音などによる診断が行われてきた。しかし、胸部 X 線や心筋生検による診断は侵襲的であり、繰り返し適用できない。また、超音波断層像による診断により得られる情報は、断層像とそれを用いて得られる心容積や血流測定に限られている。従って心疾患の早期診断・早期治療のための簡便かつ非侵襲的な新しい診断法の開発が必要不可欠となってきている。

一方、心内圧は心臓診断上、心臓が正常に動いているかを知る一つの尺度であり、特に左心室の拡張末期圧は心機能を把握・評価する上で重要である¹⁾。Fig. 1 に模式的に示すように、通常、正常者の左心室拡張末期圧は 5~12 mmHg あるが、拡張末期圧が高くなり

25 mmHg 以上になると動悸・呼吸困難といった症状が生じる。しかし、拡張末期圧は容易に計測可能な上腕部における大動脈圧値とは対応しない。現在、左室内圧測定には心臓カテーテル法が用いられているが、この方法では心内圧は正確に得られるという利点があるものの、上腕部又は大腿部を切開し、血管に沿ってカテーテルを心臓まで挿入しなければならないため、患者に対する心身的負担が大きく、また、合併症発生の危険性、繰り返し測定できないなどの欠点もある。

そこで我々は、心臓壁上の微小振動を用いた新しい心内圧推定法として、(1)心臓の内径・壁厚・左室内圧から心筋弾性値を求める Mirsky の方法²⁾と(2)弾性球殻の弾性値を求める方法を回転楕円体と近似した心臓に適用し、心臓内径・壁厚・固有振動数から心筋弾性値を求める方法³⁾の二つを組み合わせることによる非侵襲的内圧推定法を提案した⁴⁾。本稿ではこの方法を *in vitro* での実験データに適用し、定量的に評価した結果を示す。

2. 非侵襲的心内圧測定の方法

2.1 Mirsky の方法

左心室心筋弾性値を求める有名な方法に Mirsky の方法²⁾があり、左心室を弾性球殻と仮定した左心室心筋の硬さ (elastic stiffness) E_a [Pa] は MKS 単位を採用して書き直すと次式で表される。

* Measurement of left ventricle end-diastolic pressure by analysis of small vibration on heart wall, by Michie Sato, Hiroshi Kanai, Noriyoshi Chubachi, Hideyuki Honda and Yoshiro Koiwa.

¹⁾ 東北大学工学部電気工学科

²⁾ 東北大学医学部第一内科

(問合先: 佐藤路恵 〒980-77 仙台市青葉区荒巻字青葉 東北大学工学部電気工学科)

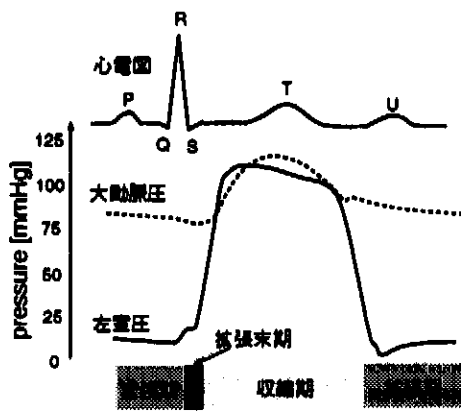


Fig.1 左心室内圧と大動脈圧

$$E_a = 3990 \left(1 + \frac{V_w}{V} \frac{r^2}{r^2 + (r+h)^2} \right) \times \left(1 + \alpha V + \frac{\beta V}{p(t)} \right) \sigma_m \quad (1)$$

ここで、

r : 左心室内径 [m]

h : 左心室壁厚 [m]

V : 左心室内腔の体積 ($=4\pi r^3/3$) [m³]

V_w : 左心室壁の体積 ($=4\pi((r+h)^3 - r^3)/3$) [m³]

$p(t)$: 左心室内腔の時刻 t における圧力 [Pa]

σ_m : 壁の厚さ方向の中心における左心室壁応力 [Pa]

$$\sigma_m = \frac{V}{V_w} \left(1 + 4 \left(\frac{r+h}{2h+h} \right)^3 \right) p(t)$$

α, β : $dp(t)/dV$ が 1 次式 $\alpha p(t) + \beta$ で表されるとき
の係数。経験的に $p(t) = 57.32 e^{\alpha V}$ であることが知られて
いるので²⁾, α は $\alpha V = \ln(p/57.32)$ から計算でき、また、
 β は小さく無視できる。

従って、 r, h, E_a が既知ならば、式(1)から内圧 $p(t)$
を算出することができる。

2.2 弾性球殻の弾性値算出法

自由振動している弾性球殻の弾性値 E [Pa] は、次元
解析法により、左心室内径 r [m]・左心室壁厚 h [m]・
心筋の密度 ρ [kg/m³]・固有振動数 $f(t)$ [Hz] を用いて
次のように表される³⁾。

$$E = \rho \left(\frac{r \cdot f(t)}{A(h/r)} \right)^2 \quad (2)$$

ここで、 $A(h/r)$ は弾性球殻の弾性特性には依存しな
い、無次元な h/r の関数である。

本田らは左心室を弾性球殻と近似し、この方法を心
筋弾性値の導出に適用した。心筋の密度 ρ は 1.02×10^3
[kg/m³] であることが知られている。また、今回の実験
を含む通常の心臓の場合、 $h/r = 0.3$ 程度であり、この
とき mode 2 に対応する自由振動に関して $A(h/r) =$
0.344 であることが本田らによって実験的に決定され
ている。mode 2 の振動とは Fig.2 のように球が 2 軸

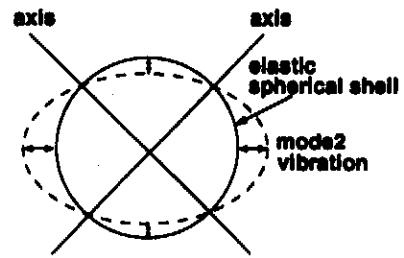


Fig.2 弾性球殻の mode 2 の振動様式の説明図

を基準とし、楕円状に変形するような振動様式であり、
心臓は主にこの mode で振動していることが実験的に
確認されている⁴⁾。更に、この $A(h/r)$ の値は h/r によ
ってあまり変化しないことも分かっており⁵⁾、また h/r
の値が 0.3 から外れる場合も超音波診断装置などを用
いて得た断層像から h/r を求め、それに対応する
 $A(h/r)$ を使用すればよい。

この密度 ρ と $A(h/r)$ の値を用いることにより、自
由振動しているヒトの心筋弾性値 E は、 $h/r = 0.3$ 程度
のときに次式のように近似できる³⁾。

$$E = 8.7 \times 10^4 r^2 f(t)^2 \quad (3)$$

ここでの左心室の固有振動数 $f(t)$ は mode 2 の振動
に対応している。実験的に得られた式(3)で注目すべ
きことは、弾性値 E を求めるためには、内径 r と固有
振動数 $f(t)$ だけが必要であり、内圧 $p(t)$ は必要とし
ないことである。

2.3 非侵襲的心内圧計測法

左心室内径 r 、左心室壁厚 h 、固有振動数 $f(t)$ が与
えられれば、式(3)から弾性値 E が求められる。ここ
で式(1)の左心室心筋の硬さ E_a と式(3)の弾性値 E
が等しいと仮定すると、式(3)から決定された E 及び
 r, h を次の方程式に代入して解くことにより、左心室
内腔の圧力 $p(t)$ を算出できる。

$$\begin{aligned} & (1 + \ln(p(t)/57.32)) p(t) \\ &= \frac{E}{3990 \left(\frac{V}{V_w} + \frac{r^2}{r^2 + (r+h)^2} \right) \left(1 + \frac{(r+h)^3}{2R^3} \right)} \end{aligned} \quad (4)$$

この方程式は $p(t)$ に関する非線形方程式であるが、は
さみ打ち法⁶⁾を用いることによって $p(t)$ を容易に決
定できる。

3. 拡張末期における非侵襲的振動の スペクトル解析

前節では時刻 t における左心室内圧 $p(t)$ を左心室
の内径 r 、壁厚 h 、固有振動数 $f(t)$ から非侵襲的に推
定する方法を提案した。心臓は非定常であり幾何学的
寸法 (r, h) と固有振動数は特に拡張末期から収縮期に

かけて著しく変化する。左心室の内径 r と壁厚 h は超音波診断装置を用いることにより容易に測定できる。しかし、非定常な心振動 $s(t)$ から mode 2 に対応する固有振動数の瞬時値 $f(t)$ を算出するのは容易ではない。そこで本節では非定常な心振動 $s(t)$ をスペクトル解析し、固有振動 $f(t)$ の瞬時値を推定するための方法について説明し、次節で各手法を評価する。

3.1 短時間フーリエ変換

非定常信号の時間-周波数解析として代表的な手法に短時間フーリエ変換 (short time Fourier transform: STFT) がある⁷⁾。

$$STFT(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t') w^*(t' - t) e^{-2\pi j f t'} dt' \quad (5)$$

ここで t は時間、 $s(t)$ はスペクトル解析される心振動信号、 $w(t)$ は窓関数、 f は周波数、 $*$ は複素共役を表す。上式から分かるように、STFT は $-\infty \sim \infty$ の範囲の時間信号 $s(t)$ を有限長 T_0 の窓関数 $w(t)$ を用いることによってある区間 (フレーム) で切り出し、その区間信号が周期的に続いているものとしてのフーリエ級数展開を行うものである。

このように STFT は一定の窓長 T_0 を持つ窓関数 $w(t)$ を用いているため、Fig. 3(a) に示すように時間や周波数によらず時間分解能と周波数分解能は一定であり、解析対象信号中に含まれる周波数成分によっては選択した窓関数が不適切となることがある。例えば、解析対象信号の真の時間-周波数分布の中で検出したい mode 2 の固有振動数のピークの近傍に大きなパワーを持つ不要な成分があるとき、窓長 T_0 が短く周波数分解能が悪ければ、mode 2 のピークを検出することはできない。一方、窓長 T_0 が長く、時間分解能が低くなれば、mode 2 の固有振動数の時間的変化の検出が難しくなる。従って適切な解析結果を得るためには窓関数 $w(t)$ の種類とその長さ T_0 を十分検討する必要がある。

3.2 ウェーブレット変換

地震学分野で発達し、最近様々な分野で強力な信号解析の手法として注目されているものにウェーブ

レット変換 (wavelet transform: WT) がある。関数 $s(t)$ に関するウェーブレット変換 $T_\psi(a, b)$ は次式のように定義される⁷⁾。

$$T_\psi(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi^*\left(\frac{t'-b}{a}\right) s(t') dt' \quad (6)$$

ここで、 $\psi(t)$ は基本ウェーブレット関数、 a はスケールパラメータ、 b はシフトパラメータである。更に式 (6) において、 a, b をそれぞれ周波数 f の逆数、時間 t で置き変えた式 $T_\psi'(t, f)$ により時間-周波数分布が得られる。

このように WT は、時間領域にも周波数領域にも局在した一つの基本ウェーブレット関数 $\psi(t)$ (analyzing wavelet) を用い、この関数にスケール変換とシフト変換を作用させた関数を基底関数 $\psi((t-b)/a)$ として信号 $s(t)$ を展開する。STFT の窓関数 $w(t)$ の窓長 T_0 に対応するスケールパラメータ a により、基本ウェーブレット関数 $\psi(t)$ がスケール変換され、基底関数を構成することから、Fig. 3(b) に示すように高い周波数成分に対しては周波数分解能が低くなり時間分解能が高くなる。逆に、低い周波数成分に対しては時間分解能が低くなるが、周波数分解能が高くなる。

ここで、基本ウェーブレット関数 $\psi(t)$ は次の条件 (admissible condition) を満足する必要がある⁷⁾。

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (7)$$

3.3 瞬時固有振動数 $f(t)$ の決定

上述の STFT や WT を用い、心臓壁上の微小振動 $s(t)$ のスペクトル解析を行うことによって、 $s(t)$ の時間-周波数分布が得られる。しかし、心臓壁の振動には、mode 2 以外の様々な成分が含まれているため、得られた時間-周波数分布から固有振動 $f(t)$ を決定することは容易でない。また、各々のスペクトル解析法、採用される窓関数などの信号解析精度は個々に特徴を持っているので十分注意して固有周波数を決定する必要がある。本稿では各時間 t ごとに得られたパワースペクトル $|STFT(t, f)|^2$ 又は $|T_\psi'(t, f)|^2$ がある周波数範囲 $[f_L, f_H]$ において極大になる周波数を求め、それを時間 t における心臓壁の mode 2 の固有振動数 $f(t)$ と決定する。

4. in vitro 実験による心内圧計測法の評価

4.1 実験方法

加速度ピックアップで計測したイヌの摘出心臓の左心室背面中心部の微小振動データ $s(t)$ (Fig. 4(2)) を用い、拡張末期における左心室内圧推定を行った。心振動 $s(t)$ の標準化周波数 f_0 は 200 Hz である。心振動の固有振動数の瞬時値 $f(t)$ を求めるためのスペクト

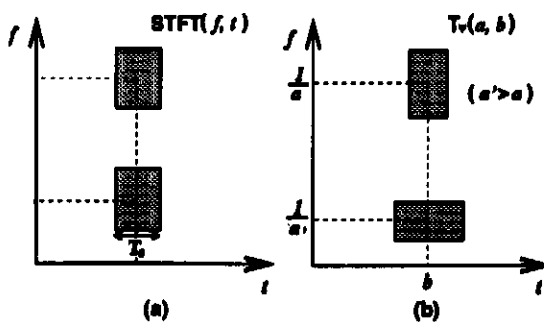


Fig. 3 STFT と WT の時間分解能と周波数分解能の差

ル解析には、STFT において以下の 2 種類の窓 Hanning window $w_H(t)$ と Gaussian window $w_G(t)$ (ガボール変換) を用いた。

$$w_H(t) = 0.5 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \quad (8)$$

$$w_G(t) = \frac{1}{2\sqrt{\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{t^2}{2\sigma^2}\right) \quad (9)$$

一方、WT においては次の 3 種類の基本ウェーブレット modulated Gaussian (Morlet) $\psi_M(t)$, Hanning Gaussian $\psi_H(t)$, second derivative of a Gaussian $\psi_{ac}(t)$ を採用した。

$$\psi_M(t) = \exp\left(-\frac{t^2}{2} + jmt\right) \quad (10)$$

$$\psi_H(t) = \exp(j2\pi ft) \left\{ 0.5 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \right\} \quad (11)$$

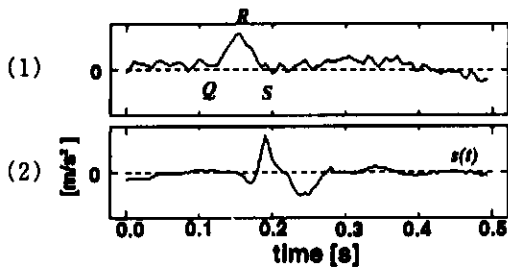


Fig. 4 イヌの摘出心臓の(1)心電図と(2)心振動波形 $s(t)$

$$\psi_{ac}(t) = (1-t^2) \exp\left(-\frac{t^2}{2}\right) \quad (12)$$

ここで、式(11)が式(7)で表される admissible condition を満たすためには補正項を付け加える必要があるが、補正項を無視できるほど小さくするために $m > 5$ と設定した。また、式(12)を実際に WT 解析に使用する際にはヒルベルト変換⁹⁾を用い、複素ウェーブレット関数に変換した後、使用した。

4.2 実験結果

Fig.5~6 の上段には、Fig.4(2)に示した R 波付近 0.5 秒間の心振動波形 $s(t)$ の時間-周波数分布 $|STFT(t, f)|^2, |T_\psi'(t, f)|^2$ と、mode 2 の振動の周波数がほぼ 20 Hz 以上である⁹⁾ ことを考慮し、各時刻 t ごとに周波数範囲 20~80 Hz (STFT において second derivative of a Gaussian $\psi_{ac}(t)$ を使用したときのみ 10~80 Hz) においてパワーが極大、又は極大値がない場合は最大値となる周波数から求めた左心室の固有振動数 $f(t)$ を示す。この分布は解析した 0.5 s の時間内における時間-周波数値が最大となる値 $|STFT(t_{max}, f_{max})|^2$ 又は $|T_\psi'(t_{max}, f_{max})|^2$ を 0 dB として正規化した結果を濃淡表示したものであり、色が濃いほど 3 dB ずつパワーが大きくなることを示している。

Fig.5~6 の下段には、カテーテルを用いて測定した左心室内圧の実測値 $p(t)$ と本手法で得られた拡張末

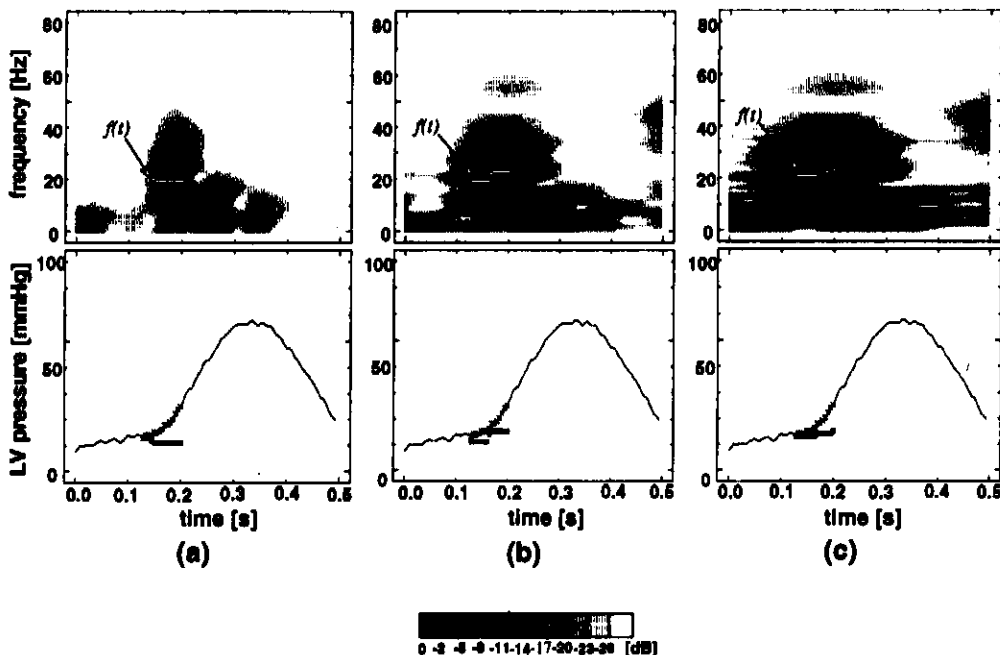


Fig. 5 STFT を用いた拡張末期での心内圧推定結果

Hanning Window $w_H(t)$ を用いて解析

(a) $T_0 = 150$ [ms], (b) $T_0 = 300$ [ms], (c) $T_0 = 450$ [ms]

[各図上段] 時間・周波数分布 $|STFT(t, f)|^2, f(t)$ 固有振動数 (周波数範囲 [20 Hz, 80 Hz] の極大点)

[各図下段] 心内圧 (実線: カテーテルによる実測値 $p(t)$, □印: 推定値 $\{\hat{p}(t_i)\}, (i=1, 2, \dots, 15)$, ×印: 実測値 $p(t)$ を推定値と同じ時刻 t_i で標準化した値 $\{p(t_i)\}, (i=1, 2, \dots, 15)$)

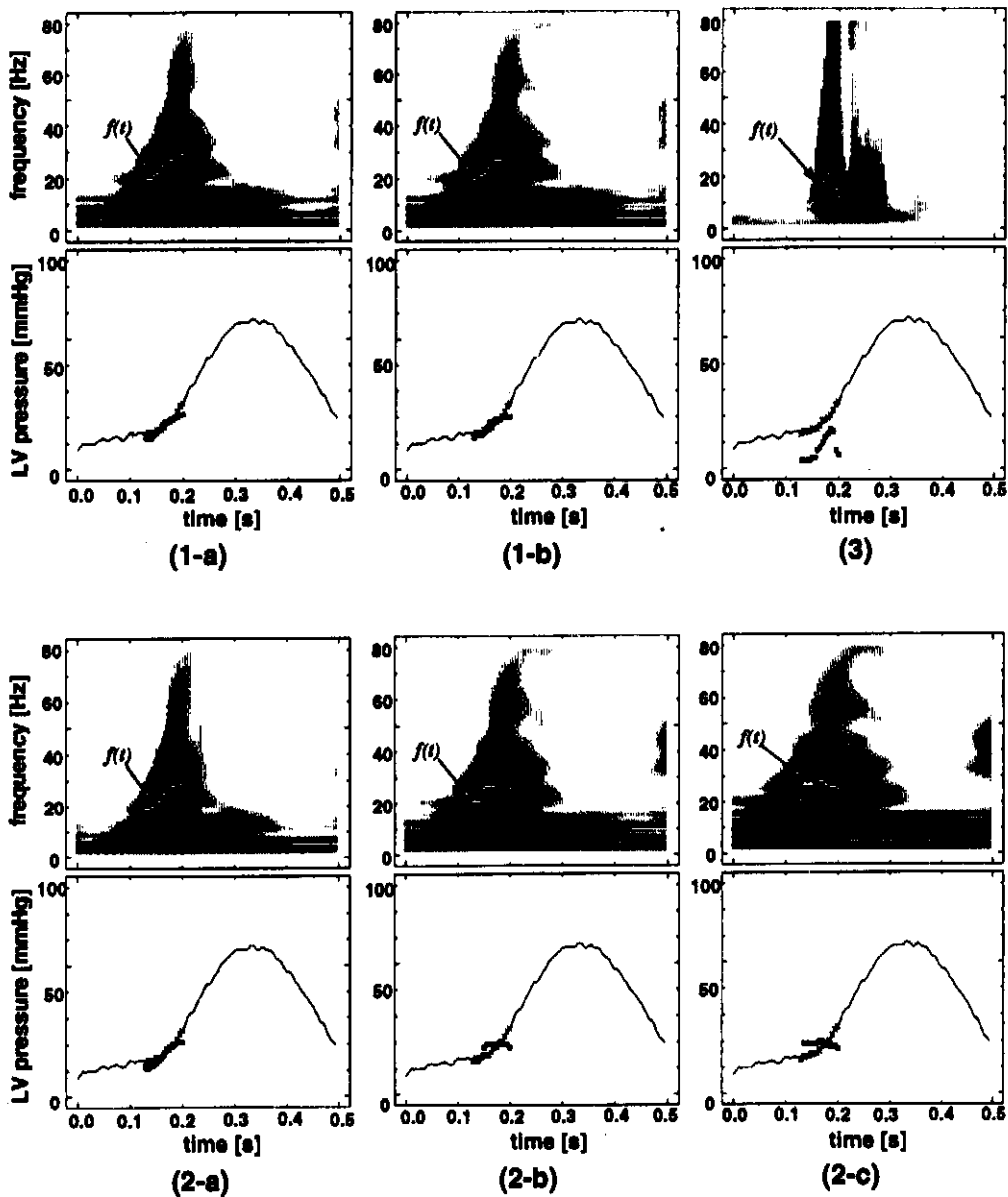


Fig. 6 WT を用いた拡張末期での心内推定結果
 (1) modulated Gaussian $\phi_m(t)$ を用いて解析:
 (a) $m=7$, (b) $m=8$
 (2) Hanning window $\phi_H(t)$ を用いて解析:
 (a) $T_0=150$ [ms], (b) $T_0=225$ [ms], (c) $T_0=300$ [ms]
 (3) second derivative of a Gaussian $\phi_{sc}(t)$ を用いて解析
 [各図上段] 時間・周波数分布 $|T_{\phi}(t, f)|^2, f(t)$ 固有振動数 (周波数範囲 (1)
 (2) [20Hz, 80Hz], (3) [10Hz, 80Hz] の大極点)
 [各図下段] 心内圧 (実線: カテーテルによる実測値 $p(t)$, □印: 推定値
 $\{\hat{p}(t_i)\}, (i=1, 2, \dots, 15)$, ×印: 実測値 $p(t)$ を推定値と同じ時刻 t_i で標本
 化した値 $\{p(t_i)\}, (i=1, 2, \dots, 15)$)

期付近における推定値 $\{\hat{p}(t_i)\} (i=1, 2, \dots, 15)$ を示す。推定値 $\{\hat{p}(t_i)\}$ は、拡張末期が R 波の発生する付近から始まることを考慮し、Fig. 4(1) の心電図において R 波より 15 ms 前から 5 ms 間隔おきに 75 ms 間 (15 点) にわたって求めた。

Fig. 5(a), 5(b), 5(c) は、窓関数として Hanning window $w_H(t)$ を用いた STFT 解析において窓長 T_0 を 150, 300, 450 ms と変化させたときに得られた結果

である。これらより窓が長くなると時間分解能が悪く、固有振動数の時間的な変化を追跡していくことができず、逆に窓長が短い場合は時間分解能は良くなる代わりに、周波数分解能が悪くなり、正しく周波数解析されないことが分かる。

同様な現象は窓関数として式(9)の Gaussian window $w_G(t)$ を使用し、 σ を変化させた場合にも見られる。よって、STFT による周波数解析を左心室内圧推

定における固有振動数 $f(t)$ 決定に採用することは難しい。

一方, Fig. 6 は WT 解析により左心室内圧を推定した結果である。各図の上段と下段の表示形式は Fig. 5 と同じである。WT の場合も STFT の場合と同様, Fig. 6(2-b), 6(2-c) に示されるようにウェーブレット関数内の変数 (m 又は T) が大きく, 窓長が長くなると周波数分解能は良くなるが時間分解能が悪くなり, 固有振動数 $f(t)$ の経時的变化がとらえにくくなるこ

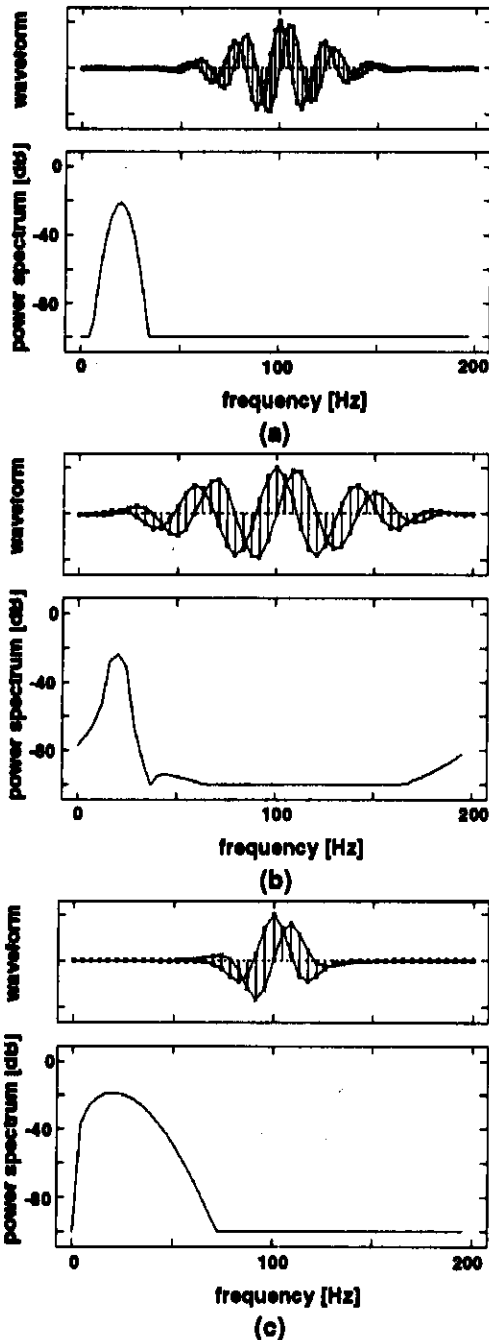


Fig. 7 [上段] 20 Hz 成分検出のための基本ウェーブレット関数の外形 (□: 実数外形, ×: 虚数成分) [下段] パワースペクトル (a) modulated Gaussian $\psi_m(t)$ ($m=6$), (b) Hanning Gaussian $\psi_h(t)$ ($T_0=150$ [ms]), (c) second derivative of a Gaussian $\psi_{sc}(t)$.

とが分かる。また, 式(12)の second derivative of a Gaussian $\psi_{sc}(t)$ は, Fig. 7(c)から分かるように周波数分解能が悪いので, Fig. 6(3)に示されるように内圧の推定値 $\{\hat{p}(t_i)\}$ においても大きな誤差を生じている。しかし WT では, 窓長が周波数によって変化するので, 用いる基本ウェーブレット関数に Fig. 7(a), 7(b)で示される周波数分解能が良い modulated Gaussian $\psi_m(t)$ や Hanning Gaussian $\psi_h(t)$ を使用した場合は, Fig. 6(1-a), 6(1-b), 6(2-a), 6(2-b) に示されるように非定常な信号である心臓壁振動 $s(t)$ の固有振動数 $f(t)$ の時間的な変化をとらえることができ, それによりほぼ正確に拡張末期における心内圧 $p(t)$ を推定できることが分かる。

4.3 心内圧計測の定量的評価結果

Fig. 5 の STFT による心内圧推定では誤差が大きかったが, Fig. 6 の WT による結果では, 精度の高い内圧推定が期待できる。そこで WT 解析を用いて求めた左心室拡張末期圧推定値の定量的評価を行うために, 16 拍分の拡張末期で左心室内圧のカテーテルによる実測値 $\{p(t_i)\}$, ($i=1, 2, \dots, 15$) と本手法による推定値 $\{\hat{p}(t_i)\}$, ($i=1, 2, \dots, 15$) の差の平均値 Δp と標準偏差 σ_p を次式で求める

$$\Delta p = E \left[\frac{1}{15} \sum_{i=1}^{15} \{p(t_i) - \hat{p}(t_i)\} \right] \tag{13}$$

$$\sigma_p = \sqrt{E \left[\frac{1}{15} \sum_{i=1}^{15} \{p(t_i) - \hat{p}(t_i)\}^2 \right]} \tag{14}$$

ここで, $E[\cdot]$ は 16 拍分の平均操作を示す。これらの結果を Fig. 8 に示す。これより周波数分解能の良い基本ウェーブレット関数である modulated Gaussian $\psi_m(t)$ や Hanning Gaussian $\psi_h(t)$ を使用した場合は, $\psi_m(t)$, $\psi_h(t)$ 内の変数 (m 又は T) を小さく設定したときに誤差の平均値 Δp , 標準偏差 σ_p がともに小さいことが分かる。これは変数が大きくなると窓長が長くな

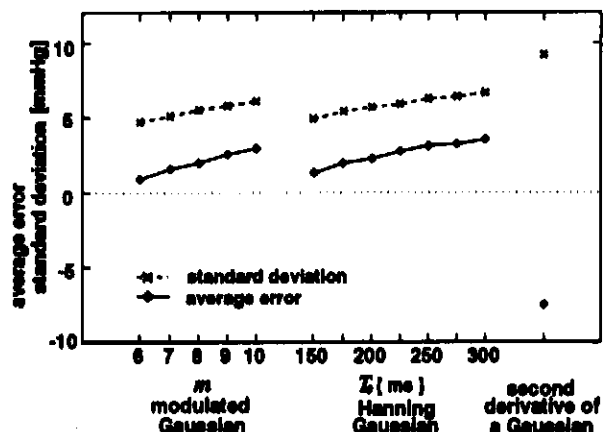


Fig. 8 拡張末期の 75 ms の区間 (t_i) ($i=1, 2, \dots, 15$) における心内圧の実測値 $p(t_i)$ と本手法による推定値 $\hat{p}(t_i)$ の誤差の 16 拍分の平均値 Δp と標準偏差 σ_p

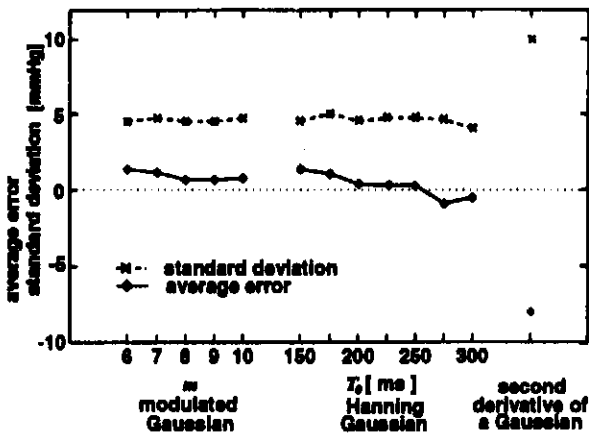


Fig. 9 拡張末期付近での最大パワー時点 t_{max} における心内圧推定値の16拍における誤差の平均 Δp_{max} と誤差標準偏差 σ_{max}

るため、時間分解能が悪くなり、固有振動数 $f(t)$ のパワー $|T_p(t, f)|^2$ が最大となる時刻 t_{max} における固有振動数 $f(t_{max})$ が時刻 t_{max} 近傍の周波数成分に強く影響を与えてしまい、正しく解析されないためである。

次に mode 2 の固有振動数に関して拡張末期付近で S/N の良好なタイミングでの内圧計測の評価を行うために、拡張末期 (R 波付近で先に設定した 75 ms の区間) における時間-周波数分布 $|T_p(t, f)|^2$ の 20~80 Hz の周波数成分のパワーが最大になる時刻 t_{max} における心振動 16 拍分の実測値 $p(t_{max})$ と推定値 $\hat{p}(t_{max})$ の差の平均値 Δp_{max} と標準偏差 σ_{max} を次式で算出する。

$$\Delta p_{max} = E[p(t_{max}) - \hat{p}(t_{max})] \quad (15)$$

$$\sigma_{max} = \sqrt{E\{[p(t_{max}) - \hat{p}(t_{max})]^2\}} \quad (16)$$

その結果を Fig. 9 に示す。これより、誤差平均値 Δp_{max} と標準偏差 σ_{max} は時刻 t_{max} においてともに数 mmHg 以下と非常に小さく、左心室内圧が非常に高精度で推定されていると言える。

5. ま と め

本論文では、Mirsky の方法と弾性球殻の弾性値を求める方法を組み合わせた左心室内圧推定法を提案し、更にイヌの摘出心臓について加速度ピックアップを用いて計測した心振動のデータに、各種のスペクトル解析法を適用し、mode 2 の固有振動数から心内圧を推定した。その結果、心機能診断上特に重要な拡張末期では、カテーテル計測により得られた実測値に対して内圧推定値が $\pm 2 \sim 3$ mmHg 以下の高精度で得られた。

本論文では、摘出したイヌの心臓に関して加速度ピックアップを用いて、心振動の計測を行ったが、同様な心振動は筆者らが新たに開発した計測法⁹⁾を用いる

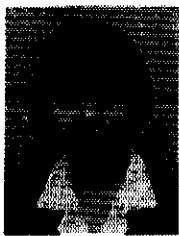
ことにより、非侵襲的に胸壁上から計測可能である。これらの方法を組み合わせれば左心室内圧の非侵襲的推定が可能となり、今後の心疾患の診断に大いに貢献するものと期待できる。

謝 辞

本学電気工学科竹内伸直先生、本学電気工学科平成7年卒業生麻柄京子氏には、ウェーブレット変換に関してご討論いただきましたことを感謝いたします。

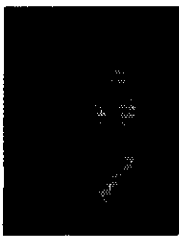
文 献

- 1) 吉川純一, 笠貫 宏, 土師一夫, 別府慎太郎, 松崎益徳, 心臓病診療プラクティス 3. 心機能を知る (文光堂, 東京, 1994), pp.12-23.
- 2) I. Mirsky, D.N. Ghista and H. Sandler, *Cardiac Mechanics : Physiological, Clinical, and Mathematical Considerations* (John Wiley Inc., New York, 1974), pp. 331-358.
- 3) H. Honda, Y. Koiwa, K. Takagi, J. Kikuchi, N. Hoshi, T. Takishima and J.P. Butler, "Noninvasive measurement of left ventricular myocardial elasticity," *Am. J. Physiol.* **268**, H881-H890 (1994).
- 4) M. Sato, H. Kanai, N. Chubachi, H. Honda and Y. Koiwa, "Method for noninvasive estimation of left ventricular pressure based on analysis of heart wall vibration," *IEE Electron. Lett.* **32**, 949-950 (1996).
- 5) 滝島 任, 小岩喜郎, 機械的振動による心不全の診断と治療 (文光堂, 東京, 1991), pp. 27-36.
- 6) 宮崎正俊, プログラミング演習シリーズ 1, FORTRAN (日刊工業新聞社, 東京, 1989), pp. 182-191.
- 7) C.K. Chui (桜井 明, 新井 勉訳), ウェーブレット入門 (東京電機大学出版局, 東京, 1993), pp. 6-10.
- 8) A.V. Oppenheim and R.W. Shafer (伊達 玄訳), デジタル信号処理(下) (コロナ社, 東京, 1978), pp. 1-40.
- 9) H. Kanai, M. Sato, Y. Koiwa and N. Chubachi, "Transcutaneous measurement and spectrum analysis of heart wall vibrations," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **43**(9) (1996) (印刷中).



佐藤 路恵

平成7年東北大学工学部卒業, 同年大学院工学研究科電気・通信工学専攻修士課程進学。循環器の非侵襲的診断を目指したデジタル信号処理と超音波による医用生体計測に関する研究に従事。平成8年電気学会論文発表賞B受賞。日本音響学会, 電子情報通信学会, 電気学会, 日本超音波医学会の各会員。



金井 浩

昭和56年東北大学工学部卒業, 昭和61年同大学院博士課程修了。工学博士。同年同大学情報処理教育センター助手, 昭和64年同大学工学部電気工学科助手。専任講師を経て, 平成4年6月同電気工学科助教授, 現在に至る。超音波による医用生体計測と音響振動に関するデジタル信号処理に関する研究に従事。昭和62年石川賞, 平成2年本学会栗屋賞, 平成3年電子情報通信学会篠原賞, 電気学会論文発表賞B, 平成7年本学会佐藤論文賞, 日本ME学会若手研究論文最優秀賞受賞。日本音響学会, 電子情報通信学会, 電気学会, 日本機械学会, 日本超音波医学会, 日本ME学会, 日本循環器学会, 情報理論とその応用学会, IEEEの各会員。


中鉢 憲賢

昭和 31 年東北大学工学部卒業。工学博士。昭和 40 年東北大学電気通信研究所助手，昭和 41 年同研究所助教授，昭和 54 年より東北大学工学部電気工学科教授。この間超音波工学の研究に従事し，特に我が国の超音波顕微鏡の開発に大きく貢献した。最近は超音波の医学への新しい応用面の開拓を進めている。昭和 39 年電子通信学会稲田賞，平成 2 年に電気学会学術振興賞（進歩賞）及び IEEE-UFC 論文誌最優秀論文賞，平成 7 年科学技術長官賞等受賞。日本音響学会（平成 2 年～3 年東北支部長，平成 3 年より理事，平成 7 年より副会長），電気学会，電子情報通信学会，応用物理学会，IEEE，超音波医学会，日本 ME 学会，日本機械学会，日本循環器学会，非破壊検査協会の各会員。


本田 英行

昭和 52 年東北大学理学部物理第二学科卒業。昭和 60 年東北大学医学部卒業。昭和 63 年同大学大学院博士課程に進学，平成 4 年修了。医学博士。平成 6 年 11 月東北大学医学部第一内科医員，現在に至る。心筋の収縮特性及びその基本的機構に興味を持っている。平成 4 年度日本機械学会論文賞受賞。日本循環器学会，日本 ME 学会，日本心臓病学会の各学会会員。


小岩 喜郎

昭和 44 年東北大学医学部卒業。医学博士。昭和 49 年東北大学医学部第一内科助手，昭和 62 年講師，平成 2 年助教授，現在に至る。振動力学的立場からの心臓血管系の病態生理に関する研究，ことに心不全，虚血性疾患に対する診断と治療法の開発に従事。平成 3 年度東北大学医学部金賞，同年宮城県医師会医学奨励賞，平成 4 年度日本機械学会論文賞受賞。日本循環器学会，日本内科学会，日本 ME 学会，日本心臓病学会，日本臨床生理学会，日本超音波医学会，AFCR，CSDS の各学会会員。