

時系列 MRI 画像を用いた力学モデルに基づく心臓壁運動の解析

寺島幹雄 佐藤嘉伸 内藤博昭 田村進一

大阪大学 医学部 機能画像診断学研究所

565 大阪府吹田市山田丘 2-2

あらまし 本論文では、生理学的に意味づけられうる画像解析を行うための心臓壁運動の物理に基づくモデル化について述べる。従来の表面物理モデルでは、ばね定数や慣性項のような受動的要素のみが考慮されていたが、実際の心臓は能動的に収縮し、心室内の血液の内圧は慣性項よりもはるかに大きいと考えるのが生理学的にみて一般的である。本論文では、能動的収縮要素と心室内圧を考慮した力学モデルを提案する。そのモデルを用いて、心臓壁輪郭の各点でのオブティカルフローと曲率値、および内圧値の時系列から、各点でのばね定数と能動的収縮の駆動力を推定する。まず、フローの輪郭に沿った水平成分を求める。次に、曲率値と内圧値から輪郭に沿った張力を求める。最後に、張力とフローの水平成分の時系列データに提案モデルを当てはめることによって、各点でのばね定数と能動的収縮の駆動力を推定する。これらの推定値は、心筋の梗塞巣の診断などに有用な定量的尺度を与える。時系列 MRI 画像を用いた暫定的な実験結果を示す。

Analysis of Heart Wall Motion Based on a Dynamic Model Using a Sequence of MR Images

Mikio Terashima, Yoshinobu Sato, Hiroaki Naito, and Shinichi Tamura

Division of Functional Diagnostic Imaging, Osaka University Medical School
Suita, Osaka, 565, Japan

Abstract The goal of this work is physics-based modeling of heart wall motion for physiologically meaningful image analysis. Although the previous surface models consider only passive factors such as a spring factor and a mass factor, a heart wall actively contracts and it is physiologically valid to consider that blood pressure is much stronger than a mass factor. In this paper, we propose a dynamic model considering an active contract element and blood pressure in a heart. Using the proposed model, a method is developed for estimating a local spring constant and active contract force at each point on a heart wall contour. First, flow components are extracted along tangent lines of a heart wall contour. Secondly, local tensions along these tangent lines are estimated from the blood pressure and curvature measurements. Finally, the spring constant and the active contract force are locally estimated by fitting the proposed model to a sequence of the estimated local tensions and the flow components. The estimated parameters provide quantitative measurements for diagnosis of cardiac infarction. We present preliminary experiments involving a sequence of MR images.

1 まえがき

画像から柔軟物体の運動を追跡したり、あるいは、柔軟物体の現実感のあるグラフィック画像を生成するために、表面の物理モデルを利用する方法が数多く提案されている [1],[2],[3]。心臓壁の運動は、そのような手法の格好の応用対象として、その適用例が報告されてきた [3],[4]。これらの研究では、心臓壁の3次元運動が相当うまく近似されているが、表面の物理モデルとしては受動的なモデルしか用いていない。例えば、文献 [3] では、ばね定数、ダンピングファクタ、および慣性項で構成されたモデルで心臓壁運動を近似している。このような受動的なモデルは、多様な表面の物理特性を近似する汎用モデルとして有用性は大きい。しかしながら、実際的心臓は能動的に収縮し、心室内の血液の内圧は慣性項よりもはるかに大きいと考えるのが生理学的に見て一般的である [1]。よって、心臓壁運動を単に近似するだけでなく、生理学的に意味づけされうるような運動の解析を行うためには、受動的なモデルでは不十分である。

一方、近年、医用画像診断装置の進歩はその低価格化も含めて著しい。これは主にデータ取捨と画像再構成技術の進歩によるものである。しかし、再構成された画像を処理したり計測する技術の進歩は極めて不十分である。心臓の画像診断技術に関しても、心臓の断層像の時系列などから、医師の目視による診断だけからでは得られない心機能に関する定量的情報を獲得する手法の開発は非常に意義があると考えられる。

本研究の目的は、心臓壁運動の生理学的にも意味のある解析を行うため、汎用的な表面のモデルではなく、心臓壁運動の物理に基づくモデルを開発することである。さらに、そのようなモデルを用いて、コンピュータビジョンの技法により計測される見かけの形状や動きから心臓壁の物理パラメータを推定し、心機能に関する定量的な評価尺度を獲得することを目的とする。本論文では、その目的に向けての第一段階として、能動的収縮要素と心室内圧を考慮した心臓壁運動のモデルを提案する。本論文で提案するモデルは、初歩的なものであるが、グラフィックスとしてのあてはまりの良さよりも、生理学的な意味づけの正しさを重視するものであり、心臓壁運動解析のための、真の物理に基づくモデル化への第一歩であると考えられる。

以下では、まず、2章で本研究で提案する心臓壁運

動の力学モデルについて述べる。3章では、能動的収縮要素を組み込んだ心臓壁の具体的なモデル化を行い、時系列MRIから得られる輪郭上の動き情報に基づき心臓壁要素のパラメータ推定を行う方法について述べる。4章では、心臓壁要素のパラメータ推定の実験結果を示す。5章では、本研究をまとめ、今後の課題について述べる。

2 心臓壁運動の力学系

有限要素法などで使われる連続体におけるグローバルな力学関係式 [6] を次式に示す。

$$m \frac{\partial^2 \hat{u}}{\partial t^2} + c \frac{\partial \hat{u}}{\partial t} + \mathcal{L}(\hat{u}) + \hat{f}_v = 0 \quad (1)$$

これを離散系に書き直すと次式のようにになる。

$$[M] \frac{d^2}{dt^2} \{U\} + [C] \frac{d}{dt} \{U\} + [K] \{U\} = \{F(t)\} \quad (2)$$

ここで、 U は各要素の位置、 $F(t)$ は時間 t の関数として表される各部分にかかる力でこの2つは3次元ベクトルで表される。また $[M]$ は慣性要素、 $[C]$ はダンピングファクタ、 $[K]$ はばね要素であり、これらは3行3列の行列として表される。

(2)式の各項を心臓壁運動における物理量に置き換えることによって、心臓壁運動の力学系の基本式を導く。本研究では、以下の観点に基づいて、各項の意味づけ、および単純化を行った。

- 基になるデータとして、MRIデータにおけるような心臓の断層像の時系列を考え、その断面内の2次元的な力の平衡関係を考える。心臓壁は3次元表面であるが、研究方針として、最初から複雑な3次元的モデルを考えるより、より単純な2次元輪郭での解析をまず行い、それを発展させる形で3次元に拡張を行う。
- 力の方向も心臓壁輪郭の接線方向だけを考慮して局所的に見てベクトルを1次元化して、スカラー量として取り扱うことができるようにする。
- 慣性要素は心室内血圧に比べて小さいと考え無視する。
- ダンピングファクタは本来無視できないが、計算を相当複雑にするので、現段階では考慮に入れない。

- 局所的に外からかかる力を

$$f(s, t) - T(s, t) \quad (3)$$

と考える。ここで、 s は輪郭に沿う位置を表すパラメータ、 t は時刻を表す。 $f(s, t)$ は、輪郭点 s の時刻 t における輪郭の単位長さにおける能動的収縮力、 $T(s, t)$ は、心室内血圧によってもたらされる局所的な引っ張り力である。これらの差分を心臓壁の輪郭方向にかかる局所的な外力とみなす。

以上の考慮に基づき、本研究における心臓壁運動の力学系を次式の基本式でモデル化する。

$$f(s, t) = k(s) \cdot v^T(s, t) + T(s, t) \quad (4)$$

ここで、各変数の物理的意味は以下の通りである。

- $f(s, t)$: 単位長さにおける能動的収縮力
- $k(s)$: 単位長さにおける局所的なばね定数
- $v^T(s, t)$: 心臓壁に対して接線方向の、時間 $t = 0$ を基準とする変位置
- $T(s, t)$: 局所的な引っ張り力

3 心臓壁運動モデルの時系列 MRI データへの当てはめ

本研究では、時系列 MRI 画像から計測される動きと形状に関する時系列データとカテーテルの挿入により計測可能な心室内圧の時間変化の時系列データに対して、心臓壁運動の力学系の基本式である (4) 式のモデルの当てはめを考える。これにより、輪郭上の各点における単位長さにおける能動的収縮力の時間変化 $f(s, t)$ 、および輪郭上の各点における単位長さにおける局所的なばね定数 $k(s)$ の推定を行う。これらの推定値は、心筋の梗塞巣の診断などに有用な定量的尺度を与える。(4) 式において、各時刻、各点での変位置 $v^T(s, t)$ は、時系列 MRI 画像から各時刻における心臓壁輪郭を抽出し、隣接する時刻の 2 つ輪郭からオプティカルフローを計算することによって、得られる。各時刻、各点での局所的な引っ張り力 $T(s, t)$ は、内圧の時間変化および輪郭上の各点での曲率値の時間変化より求めることができる。以下では、まず、3.1 で心臓壁要素である能動的収縮力 $f(s, t)$ とばね定数 $k(s)$ のモデル化について述べ、次

に、3.2 で、内圧値と曲率値、および張力 $T(s, t)$ の関係について述べる。最後に、3.3 で心臓壁要素のパラメータ推定を線形最小 2 乗問題として定式化する。

3.1 心臓壁要素のモデル化

能動的収縮要素の駆動力の時間変化 $f(t)$ を推定するために、 $f(t)$ を少数のパラメータでうまく近似する関数を設定する必要がある。生理学的に見れば $f(t)$ は、次式で与えられるガウス関数による近似が妥当と考えられている [9]。

$$f(t) = a \exp(-b(t - c)^2) \quad (5)$$

しかしながら、(5) 式の未知パラメータ a, b, c の推定は、線形最小 2 乗問題としての定式化が困難であり、本研究では、 $f(t)$ を 3 角関数の和として表す。3 角関数の高周波成分をどこまで考えるかは、時系列 MRI 画像のコマ数に依存する。推定すべきパラメータの数がコマ数に比べ少なくなるようにしなければ、パラメータ推定問題は不良設定問題となる。本研究では、次式のように 2 次項までを考え、5 つのパラメータで $f(t)$ を近似する。

$$f(t) = c_0 + a_1 \sin \omega t + a_2 \sin 2\omega t + b_1 \cos \omega t + b_2 \cos 2\omega t \quad (6)$$

能動的収縮要素の駆動力の推定は、各輪郭位置毎にこの 5 つのパラメータを推定することにより行う。

ばね定数 k は、時間的に変化するという報告もなされている [11] が、その影響は小さいと考え、輪郭位置だけに依存し時間的に変化しないと仮定する。

3.2 心臓内血圧と張力の関係

図 1 において \vec{AB} 方向単位ベクトルの成分表示を (x_1, y_1) 、同様に \vec{BC} 方向単位ベクトルを (x_2, y_2) で表す。 \vec{BA} 方向引っ張り力の大きさを T_1 、 \vec{BC} 方向引っ張り力の大きさを T_2 とする。また、心室内血圧 P によって \vec{AB} の垂直方向に点 B に生じる力を T_{b_1} 、心室内血圧 P によって \vec{BC} の垂直方向に点 B に生じる力を T_{b_2} とする。力のつり合いから次式が成立する。

$$-T_1(x_1, y_1) + T_{b_1}(-y_1, x_1) + T_2(x_2, y_2) + T_{b_2}(-y_2, x_2) = 0 \quad (7)$$

これを行列の形に書き直し整理すると次式が得られる。

$$\begin{pmatrix} T_1 \\ T_2 \end{pmatrix} = \frac{1}{-x_1 y_2 + y_1 x_2}$$

$$\begin{pmatrix} y_2 & -x_2 \\ y_1 & -x_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_1 & y_2 \\ -x_1 & -x_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} T_{b_1} \\ T_{b_2} \end{pmatrix} \quad (8)$$

ここで $T_{b_1} = T_{b_2} = \frac{P \cdot ds}{2}$ である。また、次式の関係が成立するので、

$$\begin{aligned} -x_1 y_2 + y_1 x_2 &= y_1 \left(x_1 + \frac{dx}{ds} ds \right) - x_1 \left(y_1 + \frac{dy}{ds} ds \right) \\ &= \left(y_1 \frac{dx_1}{ds} - x_1 \frac{dy_1}{ds} \right) ds \end{aligned} \quad (9)$$

ごく小さい範囲をとれば次式が得られる。

$$T_1 = T_2 = \frac{P}{y_1 \frac{dx_1}{ds} - x_1 \frac{dy_1}{ds}} \quad (10)$$

これを書き直すことにより、輪郭上の各点での局所的な張力 $T(s)$ 、心室内血圧 P 、および輪郭上の各点での曲率 $\kappa(s)$ を関係づける次式に示される単純な式が導かれる。

$$T(s) = \frac{P}{\frac{dy}{ds} \cdot \frac{d^2x}{ds^2} - \frac{dx}{ds} \cdot \frac{d^2y}{ds^2}} = \frac{P}{\kappa(s)} \quad (11)$$

よって、局所的な張力 $T(s)$ は心室内血圧 P と曲率 $\kappa(s)$ により計算できる。

3.3 最小 2 乗法による心臓壁要素のパラメータ推定

時系列 MRI から得られる輪郭上の各点・各時刻での曲率の値、各点・各時刻でのフロー、および各時刻での心室の内圧値のデータを、(4) 式の基本式に当てはめ、3.1 でモデル化した心臓壁要素のパラメータ推定を行う。当てはめは、輪郭上の各点毎に独立に行うことができる。以下では、この推定問題を線形最小 2 乗問題として定式化する。

輪郭点 s において、各時刻でのフローから計算される時刻 t_i における輪郭に沿った変位量を v_i ($i = 1, \dots, n$)、内圧と曲率から計算される時刻 t_i における局所的な張力を T_i ($i = 1, \dots, n$) とする。(4) 式より、(6) 式の能動的収縮要素において推定すべきパラメータ c_0, a_1, a_2, b_1, b_2 、およびばね定数 k に関する以下の線型拘束式が得られる。

$$\begin{aligned} r_i &= c_0 + a_1 \sin \omega t_i + a_2 \sin 2\omega t_i + b_1 \cos \omega t_i \\ &\quad + b_2 \cos 2\omega t_i - k v_i^T - T_i = 0 \end{aligned} \quad (12)$$

よって、 $i = 1, \dots, n$ の各時刻のデータをすべて用いることにより、最小 2 乗条件は次式で表される。

$$S(c_0, a_1, a_2, b_1, b_2, k) = \sum_{i=1}^n r_i^2 = \min \quad (13)$$

4 実験

4.1 データ入力と前処理

モデル当てはめに必要な時系列画像からのデータは、心臓壁輪郭の各点での曲率値、およびフローである。まず、心臓内壁の輪郭を各時刻の画像から抽出する必要がある。今回の実験では、輪郭は人手により入力した。時系列 MRI 画像をディスプレイに濃淡画像として表示し心臓内壁を可及的に数多くマウスでポインティングした。これを周期スプライン関数で補間を行なった(図 2)。時系列 MRI 画像の枚数は、12 枚である。

また、今回の実験では、心室内血圧の時間変化 $P(t)$ は、MRI 画像が撮像された患者の実際の計測データを用いず、心室内血圧の入力経時的な心室内血圧の変化を表示したグラフ(図 3)[10]をマウスで入力し、3 次スプライン関数で補間した。

輪郭線の各点・各時刻において接線方向の動き量を推定する必要がある。隣接する時刻の 2 輪郭線に対して、それぞれ Hildreth のアルゴリズム [5] を適用することによって、輪郭線に対する垂直方向の動き量から輪郭線に対する水平方向の動き量を推定した(図 4)。

4.2 実験結果

実験結果を表示するため輪郭線を 256 分割し、これを横軸として縦軸に各時相における曲率(図 5)、ばね定数 k (図 6)、駆動力エネルギー(図 7)をプロットした。

図 5 の各時相における曲率のグラフにおいては随所に曲率が正または 0 になる領域が存在する。実際の心臓の内壁においては相当に大きな梗塞領域がないかぎり内側に凸となる輪郭線はでてこないはずである。この原因は、心臓内壁を手動でポインティングし 3 次スプライン関数で補間する手法にあると考えられる。輪郭抽出法の改善が必要である。当然のことながら曲率が 0 の付近では局所的引張力は非常に不安定な値を示す。

図 6 において、輪郭線の位置の関数としてばね定数を示す。ばね定数の推定に関しては、いまのところ、かなり不安定であり改善が必要である。これは最小 2 乗当てはめのデータとなる局所的引張力を計算する際用いる曲率値が、輪郭抽出の不完全さから不安定であり、さらに、パラメータを決定する際に

3角級数の項を2次までしかとっていないことも不安定さの一因と考えられる。

図7に示す駆動力エネルギーについてはその定義を

$$E = \sqrt{c_0^2 + a_1^2 + a_2^2 + b_1^2 + b_2^2} \quad (14)$$

とする。局所的引張力が各時相共に安定したデータが得られている部位についてはほぼ安定した値を得ている。

図8、図9、図10、はそれぞれ $l = 21$ 、 $l = 116$ 、 $l = 119$ における横軸を時間軸(1心周期)にとった駆動力曲線である。このグラフでは中点を駆動力0として表示している。これについては局所的引張力の安定した場所を選択して表示している。データが $t = 0.1\text{sec}$ から 0.045sec ステップに $t = 0.595\text{sec}$ までの12個なのでこの範囲内での当てはめは成功している。データが存在しない領域での当てはめを論じる必要はない。3角級数展開を2次までしかとっていないので多少の暴れはあるがほぼ正しい結果が得られていると考える。

4.3 考察

本実験において2次までの3角級数展開によってある程度までの局所的な収縮力のシミュレートを行うことができることがわかった。一方、駆動力エネルギーとばね定数を部位別に表示させてみた結果においては安定した結果が得られていない。ばね定数については正方向および負の方向に非常に大きな値をとる点があり、駆動力についても同じ部位で非常に大きな値をとる傾向がある。その理由は最小2乗当てはめのデータとして用いられる接線に平行な局所的引張力が同様の傾向をもつためである。本研究においては、これを心室内血圧を曲率で除することによって求めているのだが、この曲率を求める式が相当にクリティカルである事が根本的な要因になっていると思われる。我々は輪郭線をスプライン関数を用いて記述し、曲率を安定に求めようと試みたが、3次スプライン関数においては2次微分が接続点において折れ線となることや輪郭線の抽出の際に心臓内壁に対しての完全なフィッティングができないことが不安定さの原因と考えられる。これを解決するために、現在、以下の観点から検討を進めている。

- 心臓内壁に対しての関数当てはめをより安定なBスプライン関数で行うこと。

- 理論構築はそのままにしたとしても計算過程において曲率に代表されるクリティカルな計算式を回避すること。

- 局所的引張力を心室内血圧から求める場合に心臓の厚みを考慮した関係式を立てること。

- 局所的引張力についての滑らかさ拘束を導入すること。

また、心臓壁輪郭の入力は現在、手動で行っているが、完全自動化は無理としても相当に改善できる可能性がある。

5 むすび

本論文では、心臓壁運動に対して能動的収縮要素と心室内血圧を考慮したモデルを提案した。さらに、MRI時系列から抽出される心臓壁輪郭の曲率と輪郭に沿った動きの時系列データ、および心室内血圧の時系列データを提案モデルに当てはめることにより心臓壁要素のパラメータを推定する方法を示した。暫定的な実験結果を示したが、現時点において正常者と心筋の一部に障害をもつものとの多数例による比較対照実験を行っていないので臨床的な有効性を述べることは避ける。

今後の課題としては能動的収縮要素の時間変化関数の近似において、3角関数の次数を上げる、あるいは異なる関数系で近似することにより近似精度の向上することがあげられる。パラメータの増加に対応するために新たな拘束式の導入が望ましい。輪郭線に沿って各パラメータが滑らかに変化するいわゆる滑らかさ拘束を導入することが考えられる。本研究においては、輪郭線に対して接線方向の動き量を既知と仮定して議論を進めたが、接線方向の動き量を既知とせず垂直方向の動き量だけを使って同様の結果を得ることも興味ある課題ではあるが、線形最小2乗法としての定式化が相当に難しいと考えられる。

謝辞

日ごろ、計算機環境をサポートして頂き、熱心にご討論頂く、大阪大学医学部機能画像診断学研究部の皆様にご挨拶致します。

参考文献

- [1] D.Terzopoulos, A.Witkin, and M.Kass: "Constraints on Deformable Models: Recovering 3D Shape and Nonrigid Motion", Artificial Intelligence, Vol.36, pp.91-123, 1988.
- [2] D.Terzopoulos and A.Witkin: "Physically Based Models with Rigid and Deformable Components", IEEE Computer Graphics Applications, Vol.8, pp.41-51, 1988.
- [3] A.Pentland, B.Horowitz and S.Sclaroff: "Non Rigid Motion and Structure from Contour" Proc. IEEE Workshop on Visual Motion, Princeton, NJ, pp.288-293, 1991.
- [4] A.Young and L.Axel: "Non Rigid Heart Wall Motion using MR Tagging" Proc. 1992 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Champaign, Illinois ,pp.399-404, 1992.
- [5] E.C.Hildreth: "The Measurement of Visual Motion", The MIT Press, Massachusetts, 1983.
- [6] G.Dhatt and G.Touzat (福田収一 訳): "最新 有限要素法全解", パーソナルメディア, 東京, 1990.
- [7] 古河太郎, 本田良行: "現代の生理学", 金原出版, 東京, 1982.
- [8] 松田幸次郎, 林 秀生, その他: "医科生理学展望", 丸善, 東京, 1982.
- [9] 真島英信: "生理学", 文光堂, 東京, 1978.
- [10] 入内島十郎: "心臓と血管の生理学", 真興交易, 東京, 1976.
- [11] 滝島 任, 石出信正: "心力学とその臨床", 文光堂, 東京, 1983.

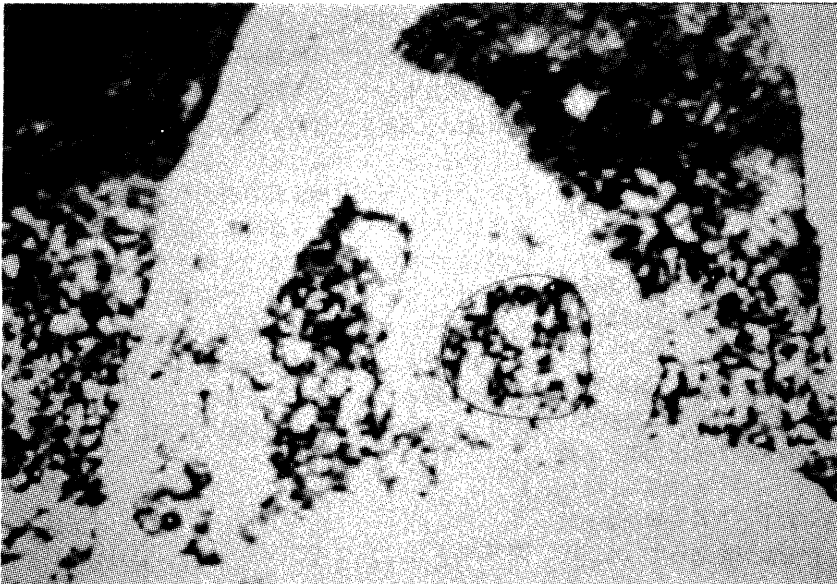


図2 MRI画像と抽出した左心室輪郭

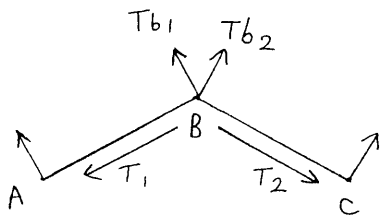
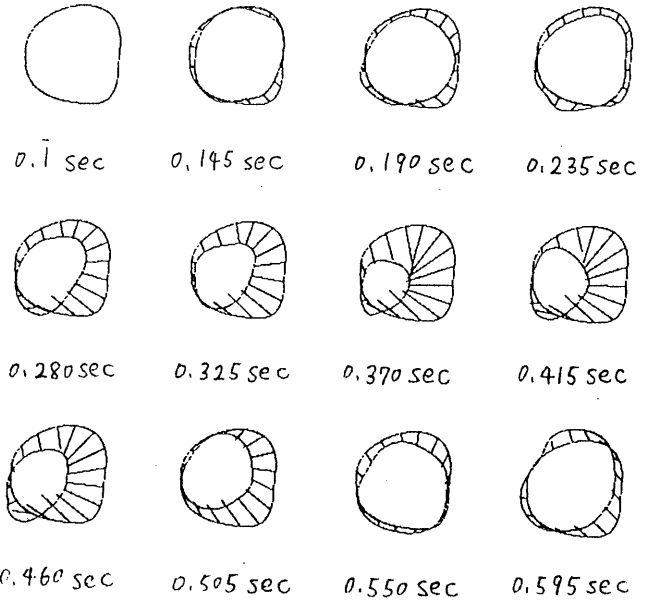


図 1 引っ張り力の説明



↑
図 4

τ = t₀ の輪郭曲線と
各時相の輪郭曲線との斜率
図 5 →
各時相における
曲率

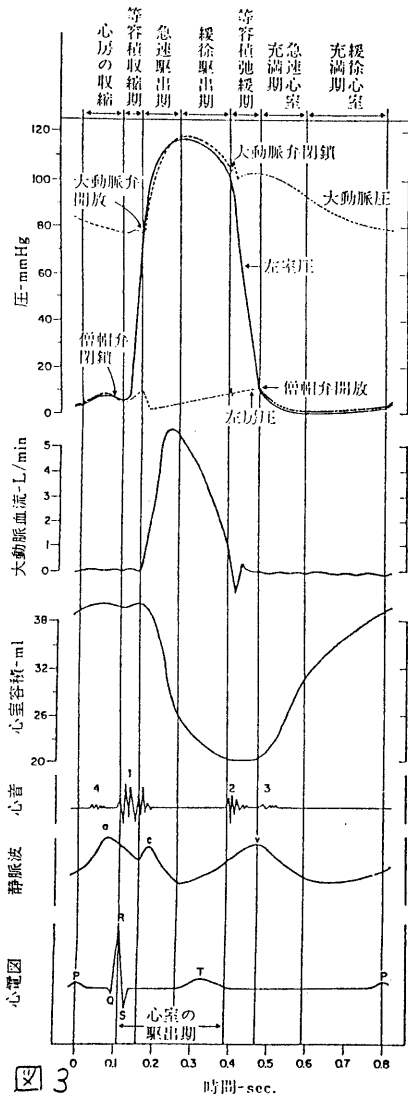
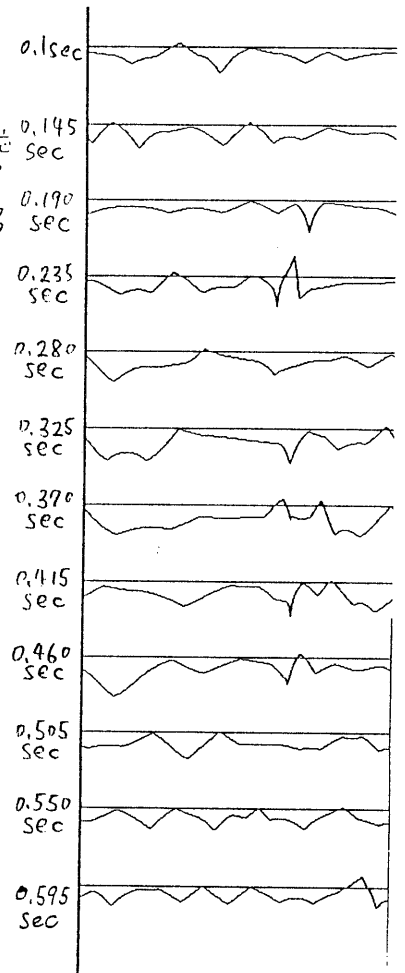


図 3
左心房圧, 大動脈圧, 左心室圧, 大動脈血流, 心室容積,
心音, 静脈波, 心電図の 1 心臓周期の間の時間関係

← 文献 [10] より
引用

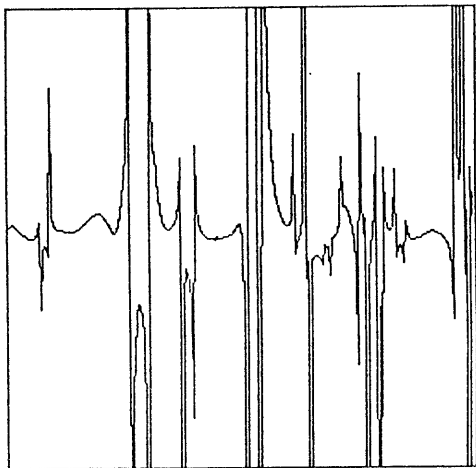


図 6 部位別に求めたばね定数

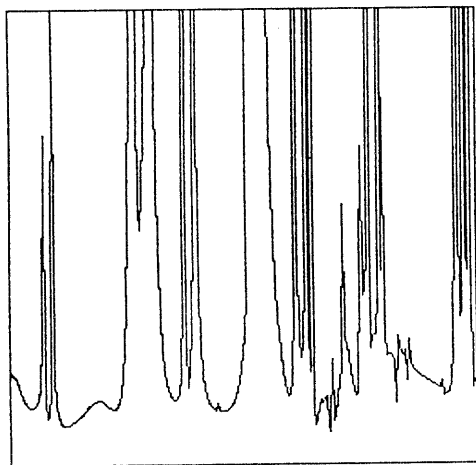


図 7 部位別に求めた駆動力エネルギー

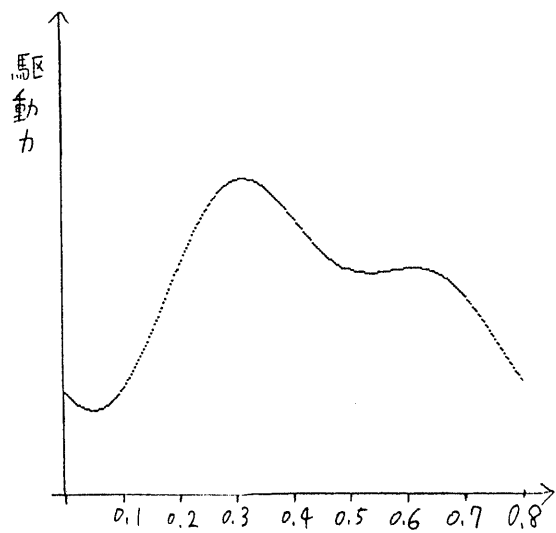


図 8 $l=21$ における駆動力曲線

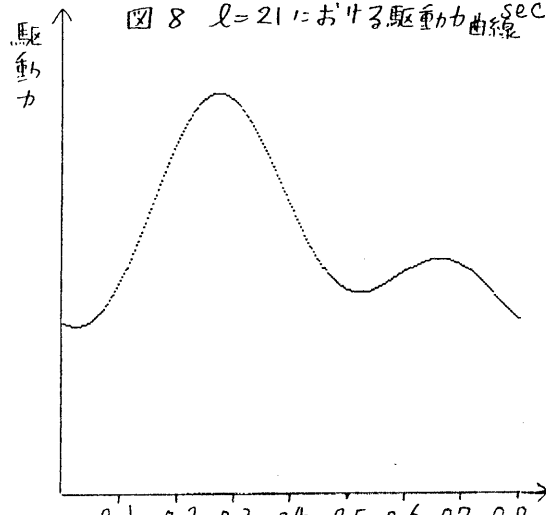


図 9 $l=116$ における駆動力曲線

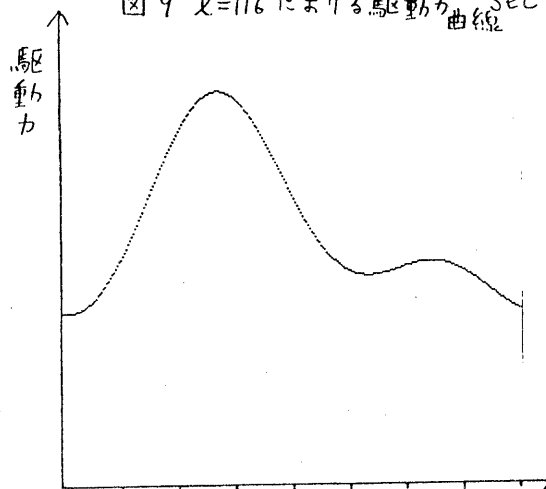


図 10 $l=119$ における駆動力曲線