

心臓 X 線像の動き解析のための輪郭線の 曲率変化をもとにしたダイアグラム表現

古川 理恵子 本谷 秀堅 出口 光一郎
東京大学工学部

本研究では心臓の X 線画像系列から左心室の輪郭線を抽出し心臓の動きをダイアグラムパターンとして記述する方法を提案する。ダイアグラムは左心室の疾患に関係ある 2 つの注目部分の輪郭線の曲率 κ_1, κ_2 を軸としたグラフで、拡張から収縮までの系列の各輪郭線について κ_1, κ_2 をプロットしていくことにより拍動 1 周期についての軌跡が得られる。ダイアグラムの各点が形状に対応し、軌跡が変形のパターンを示すので、個人差のある心臓形状でも変形の様子が同じである場合には同じ変形パターンが得られる。実画像系列に対して動きをダイアグラムで記述し、それらのパターンから実画像において正常な心臓と疾患のある心臓の動きを比較することができることを示す。

Curvature-based Diagram Description of Deforming Contour and Its Application to X-ray Cardiac Images

Rieko Furukawa, Hidekata Honntani and Koichiro Deguchi

Faculty of Engineering, University of Tokyo,
Bunkyo-ku, Tokyo, Japan

This paper proposes a method to describe left-ventricular(LV) motion using a curvature-based process-diagram. Based on this diagram, shape dynamics can be described as graph-patterns and be interpreted easily. We take two parts of curvatures of regional contour as characteristics of shape, because these parts are deeply related to heart disease. Plotting in diagram these curvatures during endocardium motion, we get a graph-pattern. In this diagram, location of point corresponds to LV contour shape, and pattern corresponds to its motion, so even if LV shapes differ from each person individually and its moves same way, we can get same patterns. These methods are applied on real 2D X-ray data images and comparisons between normal and abnormal left-ventricular motion are possible from these diagram patterns.

1 はじめに

本研究では輪郭線形状が時間を追って変形していく様子を記述する方法について考える。医学において画像は診断に不可欠な要素であり、近年の画像撮影技術の進歩により取得する画像量は増加している。膨大な画像データから効率良く必要な情報を抜きだし診断に活用するためにも、自動認識への関心が持たれている。心臓、特に左心室のダイナミカルな動き解析は、心壁の動きの局所的な特徴が阻血のような疾患の有無を発見につながるが多いため多くの研究が行なわれている。疾患のある患者の心臓は、正常な心臓に比べて心臓の形や特定の局所部分の動きに違いが現れることがわかっているので、この知識をもとて疾患に関係の深い局所的な部分の輪郭線の動きを記述するようなダイアグラムという表現法を提案する。

従来の動き解析には、左心室の全体的な形状を関数で近似しそのパラメータの変化を見るという方法がある [1][2]。しかしこれらは形状を捉えることを目的としており、対象がどのように変形したかについては言及していない。

それに対して本研究のダイアグラムは、心臓の輪郭線のうち疾患に関係ある2つの注目部分の曲率 κ_1, κ_2 を軸にとったグラフである。拡張から収縮までの系列の各輪郭線についてその曲率に対応する点をプロットすることにより拍動1周期についての軌跡が得られる。この軌跡を変形のパターンとみなせば、正常な心臓の動きを標準パターンとして異常の現れる部分がそれに比べてどの程度動きが少ないかあるいは大きいかをパターンとして判別でき、視覚的理解を助ける。ダイアグラムの各点が形状に対応し、ダイアグラムの軌跡が変形のパターンを示す。これにより個人差のある心臓形状でも変形している部分と同じである場合には同じ変形パターンが得られる。

一般に輪郭線形状を記述するとき、対象が非剛体物体とよばれる滑らかな曲線で囲まれた形状をしているときは特徴要素を定義しにくく記述が難しい。そのとき曲率は値が形状に対応しているので有効な特徴量となる。ここでは滑らかな輪郭線図形の形状記述法として、Leyton[3]の方法を参考にした。Leytonは、輪郭線の曲率を用いた process-grammar という記述法で形状の分類・対応付けを行い、また process-diagram

で異なる形状どうしの関係を表現した。

本研究では Leyton の方法をもとに輪郭線の曲率変化に注目し、ダイアグラムを形状関係図から変形の状態遷移図と発展させて、変形する輪郭線の記述を実際の医用画像で行なった。

以下、第2章では対象の輪郭線抽出法について述べる。第3章で Leyton の process-grammar という形状記述法について簡略に説明する。第4章で X 線画像中の心臓左心室の動きに対して Leyton の process grammar を応用した形状表現法を示し、第5章で実際の X 線像に対して実画像に対するパターン記述(ダイアグラムパターン)の結果を示す。

2 滑らかな輪郭線の抽出

まず心臓の X 線像より対象である左心室の輪郭線を抽出する方法について述べる。医用画像では、対象領域がもともと複雑な形状をしているのに加え、コントラストがはっきりしていない、個人差・病気などにより形が変形されているなど不規則な曲線で囲まれているため、テンプレートマッチングという方法はできず、正確に対象領域の輪郭線を抽出することが困難である。そのため画像を扱う医師が関心領域 (ROI, Region Of Interest) の輪郭線をペンでトレースするなどの処理を行なっている場合が多い [4]。しかし人による処理は労力を必要とし、また個人差も出てくる。また再現性がなくその後のコンピュータ解析に使えないという問題もある。そこでこれらの処理の自動化を目指した研究が盛んに行なわれている [5][6]。本研究では動的輪郭線による対象領域抽出を行なった [7][8]。

2.1 snake を用いた左心室領域の抽出

動的輪郭線 snake による輪郭線抽出では、画像上でおおまかに与えた初期閉曲線を、抽出したい真の物体輪郭線へ徐々に近付けていく。このために、与えた曲線自身の形状と曲線が位置する部分の画像の濃淡値の情報を表すエネルギー関数を最小化するように曲線を動かしていく。本稿では式 (1) を用いて系列画像から左心室の輪郭線を抽出した。

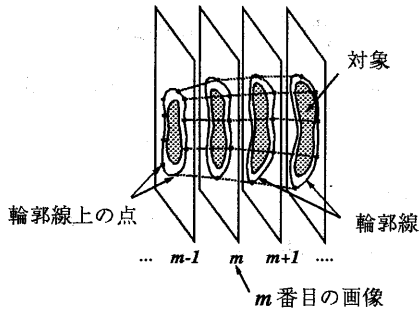


図 1: 隣接した画像の輪郭線を相互に参照しながら目的の形状に近付ける

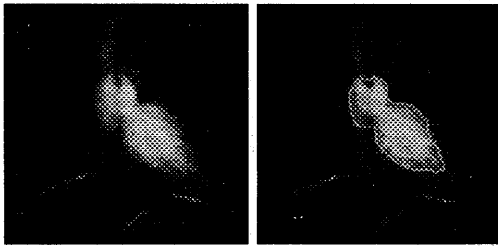


図 2: 心臓 X 線画像の例 図 3: 抽出された輪郭線

$$E[C] = \int_C \left\{ \frac{1}{2}(\alpha|r_s|^2 + \beta|r_{s,s}|^2) - \lambda|\nabla I|^2 + \gamma|r_t|^2 \right\} ds \quad (1)$$

C : 輪郭線

$r(s, t) = (x(s, t), y(s, t))$: 輪郭線上の点の位置

s : ある点から測った輪郭の弧長

t : 時刻 (計算ステップ数)

$I(x, y)$: 位置 (x, y) での画像濃淡値

このエネルギーは曲線上で定義され、全体エネルギーが最小(極小)になるように順次曲線の形を変化させていく。第1項は曲線の長さに関する項であり、 α が正のときこの項を小さくすることは曲線の長さを短くすることに対応する。第2項は曲線の曲率に関する項であり、 β が正のときこの項を小さくすることは曲線の凹凸を少なくすることに対応する。その結果全体として平らになっていく。第3項は曲線に沿った画像濃度の勾配に関する項であり、 λ が正のときこの項を小さくすることは濃度勾配の大きいところに曲

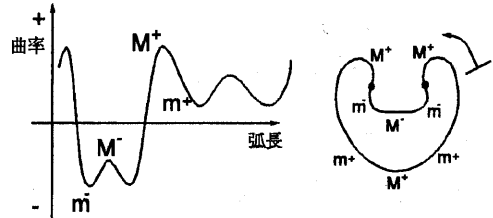


図 4: 曲率極値点とラベル
左図は右の形状の輪郭線弧長に対する曲率をプロットしたもの

線を位置させることに対応する。

本研究では心臓の拡張-収縮期の系列画像を扱うため、隣り合うフレーム間で輪郭線が滑らかに変化していることが望ましい。そこで画像フレーム間での輪郭線の連続性を保つような項を加えた。(1)式第4項を加えることにより、系列内の隣り合う画像間で曲線の形を参照しながら(図1)エネルギー関数を最小化する。

本稿では式(1)を用いて系列画像から左心室の輪郭線を抽出した。エネルギー関数の計算のために与えたパラメタは $\alpha = 0.1, \beta = 0.2, \lambda = 0.05, \gamma = 0.1$ 程度として系列により調整を行なった。図2は左心室のX線像であり、図3は抽出された輪郭線である。

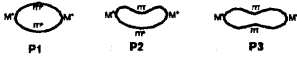
3 process grammar

この章では輪郭線の記述法のもととなった Leyton の process-grammar について説明する。Leyton は非剛体物体のようにエッジなどの特徴要素を持たない対象の輪郭線の曲率極値点にラベリングをし、異なる形状どうしの関係をラベルがどう変化したかで記述する process-grammar を提唱した[3]。輪郭線の曲率を弧長の関数としてプロットすると図4のように極値には4種類ある。これらの曲率極値点に対して次のようなラベリングをし、ラベルの数で形状をクラス分けした(図5)。

- ・ M^+ : 正の極大値 (protrusion)
- ・ m^+ : 正の極小値 (squashing)
- ・ m^- : 負の極小値 (indentation)
- ・ M^- : 負の極大値 (internal resistance)

Leyton はクラス分けした形状どうしをプロセスという概念で結び付けた。ここでプロセスとは

LEVEL1 ... 極値の数4



LEVEL2 ... 極値の数6

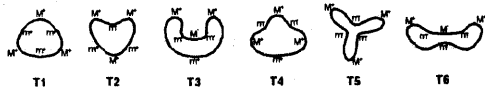


図 5: クラス分けの例

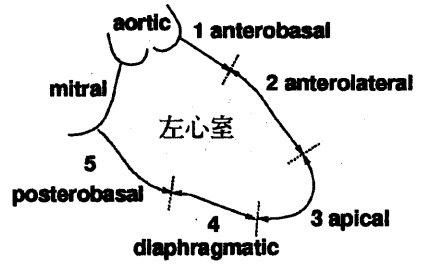


図 9: 左心室壁区分

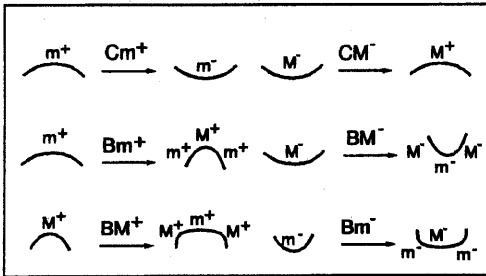


図 6: プロセス



図 7: プロセスで関係付けした例

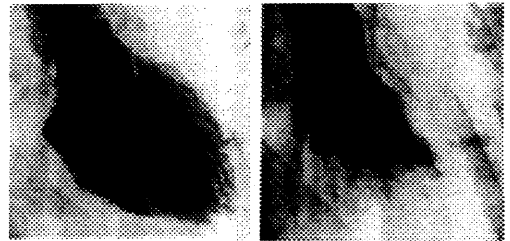


図 10: 拡張期 (正常)

図 11: 収縮期 (正常)

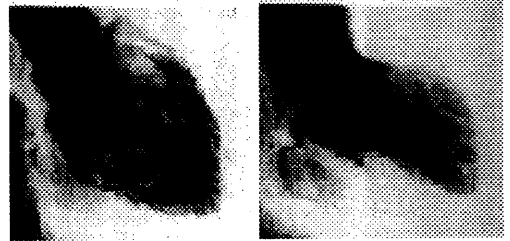


図 12: 拡張期 (異常)

図 13: 収縮期 (異常)

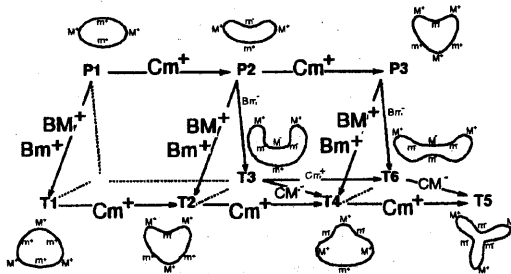


図 8: process diagram

対象の形状を変形させる作用の意味をもち、ラベルを変化させる書き換え規則である。プロセスで結び付けた形と形の関係から、さらにある形状から他の形状に遷移するまでどのプロセスを経るかを階層的に示したものが図8のprocess diagramである。

我々は、このような形状間の静的な関係を表すダイアグラムを物体の変形の様子を記述するために使い、変形に伴い通過する経路の軌跡で非剛体物体の変形パターンを記述することを考え、医用画像に対する応用を試みた。

4 心臓の動き解析

我々の目的は、時間とともに変形していく心臓の輪郭線の局所部分の曲率を用いて心臓の輪郭線の振舞いを定性的に記述することである。

今回対象としたのは図2のような一方向から撮影した心臓左心室の X 線 (DSA) 画像である。ここでは心筋の収縮-弛緩の 1 サイクルを 1/30 秒毎に連続して撮影した系列画像を用いた。

心臓を走行する冠状動脈の支配領域に対応させて右前斜位撮影の左心室の輪郭線に対して図9のように7つのセグメントに区分されている。

図10,11, 12,13は正常な左心室と疾患のある左心室の拡張期・収縮期の様子である。正常な心臓の場合は、図10,11のように拡張-収縮で壁運動が十分になされている。これに対して疾患がある心臓では、心筋の一部が動かなくなったり、一部が肥大化したりするため正常な心臓に比べて形状に歪みが生じてくる。図12,13では、前側壁(セグメント2)から心尖部(セグメント3)での局所的な壁運動の低下がみられる。このように主に疾患がある場合に動きに変化が現れる部位は図9のセグメント2,4であることが知られている。そこで我々は特にセグメント2,4の輪郭線形状に注目した形状表現を行なった。

5 心臓実画像に対するダイアグラム

5.1 特徴量の抽出

4章でも述べたように、本研究では疾患によって運動が低下する図9のセグメント2,4の動きに注目していく。図14のようにセグメント2,4部分をそれぞれT1,T2とし、それらの曲率を κ_1, κ_2 とする。

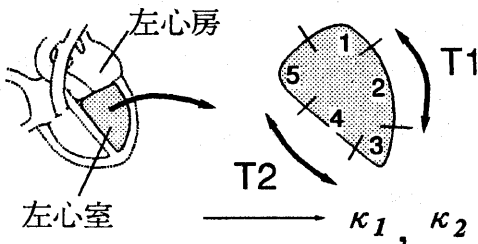


図14: κ_1 と κ_2

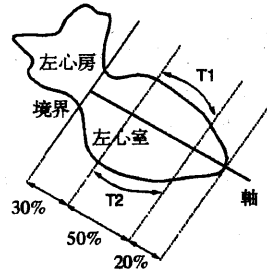


図15: T1,T2部分の定め方

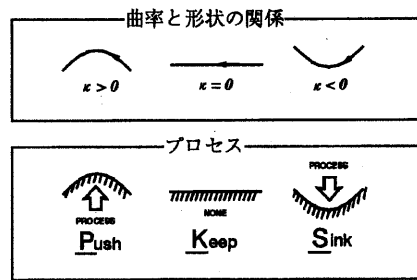


図16: ラベルとプロセスの関係

図15ではT1,T2部分の定め方を示している。抽出した輪郭線の左心房と左心室領域の境界にあたる部分をあらかじめ指定し、そこから心尖部を探索して軸を求めた上でT1,T2部分とした。snakeにより求まる輪郭線はある程度滑らかな形をしているが、さらにT1,T2部分のデータ点にフィットするような2次関数を求め、おおまかな形状をとらえて曲率 κ_1, κ_2 を計算した。

5.2 ダイアグラムの構成

上記のように系列画像の輪郭線の曲率 κ_1, κ_2 を計算していく。前後のフレームの κ_1, κ_2 を比較し、その変化量 $\Delta\kappa_1, \Delta\kappa_2$ から形状にはたらいだプロセスを定め、ラベリングした。ラベルはプロセスに対応し次のように解釈できる(図16)。

- $P(\Delta\kappa > 0)$: 膨らませるプロセス
- $K(\Delta\kappa = 0)$: 何もされていない
- $S(\Delta\kappa < 0)$: くぼませるプロセス

表 1: 曲率変化とプロセスラベル

曲率の正負		ラベル	形状の変化
$\Delta\kappa_1 > 0$	$\Delta\kappa_2 > 0$	PP	上下とも凸
$\Delta\kappa_1 > 0$	$\Delta\kappa_2 = 0$	PK	上側凸
$\Delta\kappa_1 > 0$	$\Delta\kappa_2 < 0$	PS	上側凸・下側凹
$\Delta\kappa_1 = 0$	$\Delta\kappa_2 > 0$	KP	下側凸
$\Delta\kappa_1 = 0$	$\Delta\kappa_2 = 0$	KK	変化なし
$\Delta\kappa_1 = 0$	$\Delta\kappa_2 < 0$	KS	下側凹
$\Delta\kappa_1 < 0$	$\Delta\kappa_2 > 0$	SP	上側凹・下側凸
$\Delta\kappa_1 < 0$	$\Delta\kappa_2 = 0$	SK	上側凹
$\Delta\kappa_1 < 0$	$\Delta\kappa_2 < 0$	SS	上下とも凹

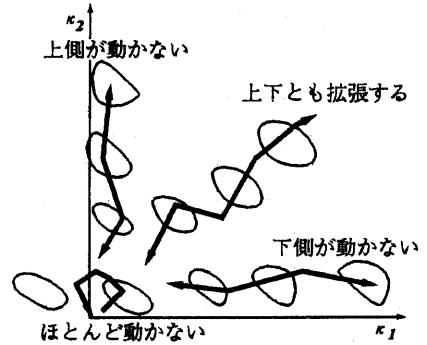


図 18: ダイアグラムに描かれるパターンの意味

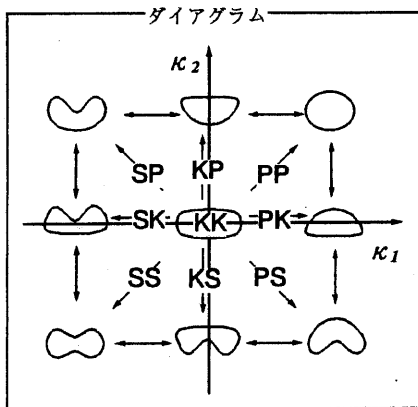


図 17: κ_1 を横軸, κ_2 を縦軸としたダイアグラム

$\Delta\kappa_1, \Delta\kappa_2$ の 2 つの曲率の組合せは表 1 となる。これをプロセスダイアグラムとして表すには、図 17 のように κ_1 を横軸、 κ_2 を縦軸にとったグラフを考える。図 17 ではグラフに対応する形状を示している。

心臓の拡張 - 収縮系列の κ_1, κ_2 を図 17 のダイアグラムにプロットしていくとプロセスが起こった様子がパターンとして現れる。図 18 にダイアグラムに描かれるパターン例とその意味を示した。

ダイアグラムの軌跡により正常な心臓の動きと疾患のある心臓の動きがパターンとして記述できる。パターンは形状どうしの曲率の相対的な変化を表している、つまり心臓形状に個人差があっても、注目しているセグメント T1, T2 部分の形状がいかに変化したかを表している。従って、異なる

形状でも変形が同じ場合には同じパターンでの記述が可能であり、変形が起こったかどうかを視覚的に理解しやすい形で表現できる。

5.3 3次元ダイアグラム

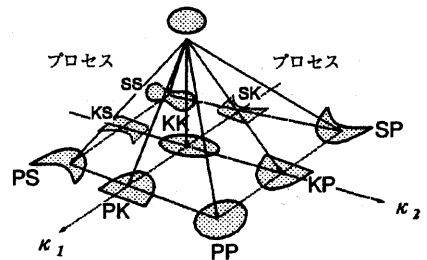


図 19: 3次元ダイアグラム

図 19 ではプロセスが起こって変形する様子を 3 次元的に表した。高さ方向の軸を左心室の大きさとしてダイアグラムをとる。拡張期と収縮期で左心室の大きさに差がない、つまり十分に拡張 - 収縮運動が起こらない場合には、高さ方向の軌跡が短くなる。このことで、同じパターンでも拡張の割合を調べることができる。

6 実験

6.1 実画像での 2次元ダイアグラム

本章では正常な心臓や疾患のある心臓を含むいくつかの心臓画像系列に対するそれぞれのダイア

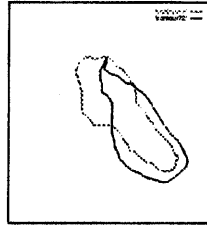
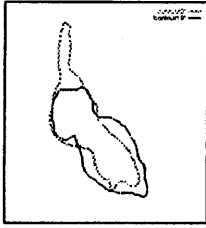


図 20: 収縮・拡張期の輪郭線 (正常な心臓 1) 図 21: 輪郭線 (疾患のある心臓 1)

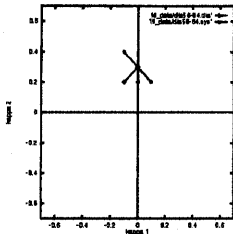
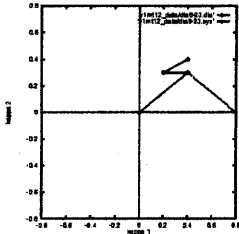


図 22: 図 20 のダイアグラム (正常な心臓 1) 図 23: 図 21 のダイアグラム (疾患のある心臓 1)

グラム表現の結果を示す。

図 20 は T1, T2 側とも十分に拡張収縮している正常な心臓の輪郭線である。これに対して図 21 は T1(前側壁)側がほとんど運動していない心筋梗塞患者の心臓である。

図 20 のダイアグラム図 22 では、T1, T2 部分が十分に運動することに対応して $\Delta\kappa_1, \Delta\kappa_2$ とも等しく増加・減少する方向への軌跡が描かれている。これに対して図 21 のダイアグラム図 23 では、T1 の運動が小さいために $\Delta\kappa_1$ の変化量が小さく軌跡が狭い領域に限定されてしまっている。

図 24 は他の正常な心臓に対するダイアグラム、図 25 は T1 部分が動かない心臓に対するダイアグラムの結果である。軌跡パターンは最初の形状に関係なく T1, T2 部分の相対的な変化の様子を記述するので図 23、図 25 では変形がほとんど起こっていないことがわかる。

6.2 3次元ダイアグラム

図 26 は図 22 の正常な心臓の 3次元ダイアグラムパターン、図 27、図 28 はそれぞれ疾患のあ

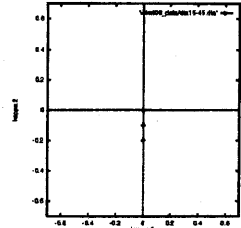
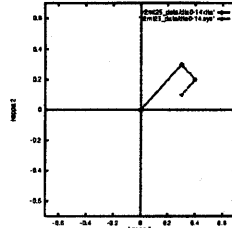


図 24: ダイアグラム (正常な心臓 2) 図 25: ダイアグラム (疾患のある心臓 2・拡張期)

る心臓図 23、図 25 の 3次元パターンである。特に図 28 では収縮がほとんど起こらないために高さ方向の軌跡が短い。

7 まとめ

本研究では、ダイアグラムで輪郭線の変形の様子を記述することを目的とし、正常な心臓の動きパターンと異常のある心臓の動きパターンが区別できることを示した。これにより個人差のある心臓形状でも変形している部分と動かない部分を区別した表現が可能となり、自動診断へのアプローチになると思われる。輪郭線の抽出・曲率計算時に結果が対象画像の性質に左右される問題があるが、今後は 3次元的な対象表面に関する変形プロセスの記述について検討していきたい。

参考文献

- [1] J.Park, D.Metaxas, A.A.Young, and L.Axel. Deformable models with parameter functions for cardiac motion analysis from tagged mri data. *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol. 15, No. 3, pp. 278-289, 1996.
- [2] P.Clarysse, D.Friboulet, and I.E.Magnin. Tracking geometrical descriptors on 3-d deformable surfaces: Application to the left-ventricular surface of the heart. *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol. 16, No. 4, pp. 392-404, 1997.
- [3] M.Leyton. A process-grammar for shape. *Artificial Intelligence*, Vol. 34, pp. 213-247, 1988.

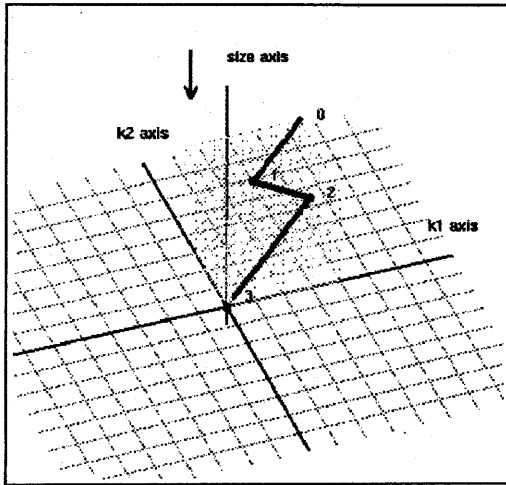


図 26: 図 22 の 3 次元ダイアグラム (正常な心臓・拡張期)

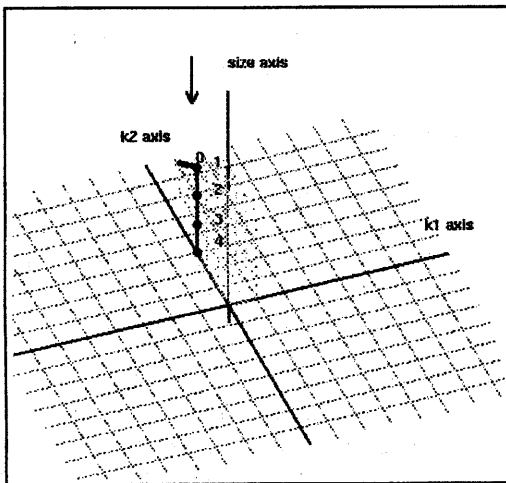


図 27: 図 23 の 3 次元ダイアグラム (疾患のある心臓 1・拡張期)

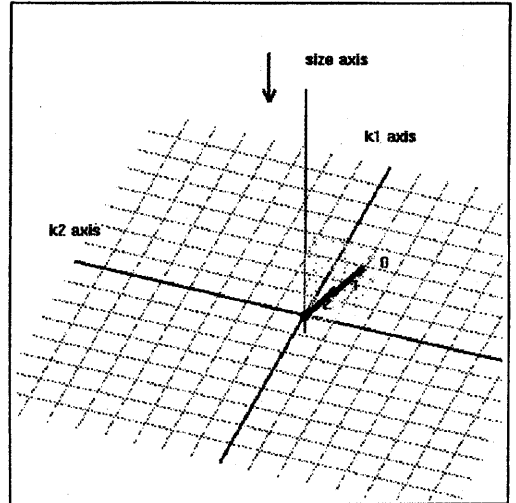


図 28: 図 25 の 3 次元ダイアグラム (疾患のある心臓 2・拡張期)

- [4] 土師一夫. 冠動脈造影を活かす. 心臓病診療プラクティス. 文光堂, 1994.
- [5] T.McInerney and D.Terzopoulos. Deformable models in medical image analysis. *Proc. of the IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, Vol. 1, No. 1, pp. 171-180, 1996.
- [6] 的崎健, 池口徹. 医用コンピュータ断層像における脳実質輪郭の抽出支援技法. *医用電子と生体工学*, Vol. 33, No. 1, pp. 24-31, 1995.
- [7] L.Cohen and I.Cohen. *Finite Element Methods for active contour models and balloons from 2D to 3D*. INRIA, 1991.
- [8] S.C.Zhu and A.Yuille. Region competition: Unifying snakes, region growing, and bayes/mdl for multiband image segmentation. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 18, No. 9, pp. 884-900, 1996.