

新 制
工
1001
京大附図

X線映画血管造影像の動画像処理による 血流速度ベクトル分布の推定

1994年 11月

杉本 直三

X線映画血管造影像の動画像処理による 血流速度ベクトル分布の推定

1994年 11月

杉本 直三

目次

第1章 序論	1
第2章 血流速度の推定に関連する従来の研究について	3
2.1 緒言	3
2.2 X線映画血管造影検査	3
2.3 本論文の提案手法で得られる血流速度ベクトル分布	6
2.4 X線映画血管造影像からの血管軸方向血流速度の推定法	8
2.5 動画像系列からの移動速度ベクトル分布の推定法	15
2.6 結言	19
第3章 血流速度ベクトル分布の推定法	20
3.1 緒言	20
3.2 単純ブロック分割法による血流速度ベクトル分布の推定法	20
3.3 重複ブロック分割法による血流速度ベクトル分布の推定法	41
3.4 結言	52
3.5 補足	54
第4章 モデル実験による提案手法の評価	58
4.1 緒言	58
4.2 画像処理システム	58
4.3 モデル実験	59
4.4 流速ベクトル分布の推定	62
4.5 推定結果の評価	66
4.6 結言	70
4.7 補足	71

第5章 腹部大動脈瘤を対象とした血流速度ベクトル分布の推定	80
5.1 緒言	80
5.2 対象画像	80
5.3 前処理	81
5.4 境界条件	85
5.5 推定結果と考察	86
5.6 結言	89
5.7 補足	90
第6章 左心室を対象とした血流速度ベクトル分布の推定	96
6.1 緒言	96
6.2 対象画像	96
6.3 前処理	97
6.4 境界条件	102
6.5 推定結果と考察	104
6.6 結言	107
6.7 補足	107
第7章 結論	117
謝辞	121
参考文献	122
関連発表論文	126
関連講演報告	127

第1章 序論

血管内ならびに心室内での乱流や渦流および流れの剥離などの血流の乱れが、動脈硬化性病変や動脈瘤の進展などに関連があると言われ研究が行われてきた^{(1) - (9)}。しかしこれらの研究の多くは、血管や心臓が生体内部にある状態での血流状態の観測をもとに行われたのではなく、

- ① ガラス管などをモデル血管としたモデル実験^{(1) - (3)}、
- ② 計算機を用いた数値実験（シミュレーション）^{(1), (2), (4)}、
- ③ 開胸あるいは開腹手術時などに血管を露出した状態で行った血流の計測（動物実験を含む）^{(5), (6)}。

などから得られたデータを対象としていた。なぜならば、血管や心臓が生体内部にある状態で、その内部の血流状態を詳しく観測あるいは解析するための手法が確立されていないからである。一方、血管や心臓が生体内部にある状態で、その内部の血流を観測するために、臨床においてはX線映画血管造影検査や超音波ドップラー断層装置を用いた検査が広く行われている。しかし、これらの検査では医師の目視によって血流を定性的に評価することが一般的であり、モデル実験や数値実験で得られるような、血流に関する詳細な情報は得られていない。もちろん、これらの検査から得られる情報を用いて、生体内部での血流状態と動脈硬化性病変との関連を研究した報告もあるが、血流の定性的な評価^{(7) - (8)}にとどまっている。そして、これらの検査から更に詳しい生体内部での血流に関する情報を得ようという試みについては、血管内の血流量の空間的あるいは時間的平均値の推定法に関する研究^{(10) - (16)}に限られている。

血管や心臓が生体内にある状態で、モデル実験や数値実験で得られるような詳細な血流に関する情報を得ることは、臨床上有意義であるだけでなく、血流の乱れと動脈硬化性病変や動脈瘤の進展などとの関連を研究する上で極めて有用であると考えられる。また、生体内での血流状態を詳細に知ることは、それ自身が血流の乱れと病変との関連の研究に有用なだけでなく、モデル実験や数値実験などで予測されてきたような現象が実際に生体内で起こり得ることを示すため、あるいはモデル実験や数値実験で得られてきた知見を予後の予測などのかたちで臨床に利用するためにも不可欠である。

本論文では、血管や心臓が生体内部にある状態で、その内部の血流を詳細に知る手法を開発することを目的としている。このために、現在臨床で利用されているX線映画血管造影像を用いる。X線映画血管造影像上では、血管や心臓内の血液の動きが、X線ビーム方向には重畳されて、2次元平面上での動きとして記録される。従って、2次元の投影像上ではあるが、生体内部での血流を観測することが可能である。そこで本論文では、生体内部での血流に関する詳細な情報を得るための方法として、X線映画血管造影像上に投影された血流速度ベクトルの分布を推定するための動画像処理手法を提案する。

本論文で提案する手法の医学的あるいは臨床的意義は先に述べたとおりである。そこで次に、本論文で提案する手法の工学的意義について簡単にふれておく。本論文で提案する手法は、動画像系列から移動物体の移動速度分布を推定する画像処理法である。しかも、本論文で対象としているのは造影剤という流体の移動である。移動物体が剛体あるいは近似的に剛体とみなされるような場合については、動画像系列から移動物体の移動速度分布を推定するための手法が種々提案されている^{(17) - (27)}。しかしながら流体の移動速度分布を推定するための画像処理法は確立されておらず、本論文で提案する手法の工学的な意義はそこにある。

以下に本論文の概要を示す。まず第2章において、本論文で提案する手法を理解するうえで必要なことについて概説する。まず、X線映画血管造影検査とその撮影装置について説明し、続いて本論文で提案する手法と関連する過去の試みについて概説する。ここでは、X線映画血管造影像からの血管軸方向血流速度の推定法ならびに動画像系列からの移動物体の移動速度ベクトル分布の推定法を紹介する。第3章においては、X線映画血管造影像上に投影された血流速度ベクトル分布の推定手法を提案する。前半では画像のブロック分割に基づいた手法について、後半では同手法を更に改善する方法について説明する。また、提案手法の3次元処理への拡張について簡単に触れる。第4章では、モデル実験画像を用いた提案手法の評価実験について述べる。第5章および第6章では提案手法の臨床データへの適用例を示す。第5章では腹部大動脈造影像に、第6章では左心室造影像に提案手法を適用し、血管および心室内の血流速度ベクトル分布を推定した例を示す。最後に第7章において、本研究で得られた成果を総括するとともに今後の課題について述べる。

第2章 血流速度の推定に関連する従来の研究について

2. 1 緒言

本章においては、本論文で提案する血流速度ベクトル分布の推定法を理解するうえで必要となる基礎的ことがらについて整理した後に、本論文の提案手法に関連した従来の研究について概説する。まず、2. 2においてX線映画血管造影検査とその撮影システムについて説明する。続く2. 3では、本論文で提案する手法によって得られる血流速度ベクトル分布と、血管内での実際の血流速度ベクトルの分布や、過去に得られてきた血流速度に関する情報との相互の関係を整理しておく。2. 4においては、X線映画血管造影像から血管内血流速度を推定するためにこれまでに提案されてきた手法について概説する。ここで概説する手法は、血管軸の方向に沿った血流速度成分を推定するための手法である。2. 5においては、X線映画血管造影像に限らず、一般の動画像系列に対象を広げ、画像上での対象物体の移動速度の分布を推定するために提案されてきた手法について概説する。

2. 2 X線映画血管造影検査

生体内血管の形態あるいは血管内の血流動態を知るために、X線映画法による血管造影検査（以下、X線映画血管造影検査）が行われる。X線映画血管造影検査では、狭窄や動脈瘤あるいは血管の奇形などの形態的变化や副血行路の有無のみならず、造影剤の走行や停滞を観測することにより機能的変化をとらえることもできるため、心血管や腹部および四肢などの血管造影全般に用いられる。特に心疾患においては、心筋の受けた傷害の程度や冠動脈狭窄の有無あるいは冠動脈の血流などを知る上で、X線映画血管造影検査（左心室造影や冠動脈造影）は必要かつ不可欠な検査である。

X線映画血管造影検査では、目的の血管に造影剤を注入し、造影剤が血流によって流される様子を、X線によって35mmシネフィルム上に撮影する。造影剤はX線を吸収するので、X線画像上では影となってその存在を観測することがで

きる。従って、X線映画血管造影像から、造影剤の動きを通じて血管内の血流動態を観測することが可能である。目的の血管（主として動脈あるいは心室）に造影剤を注入する際には、経皮的にカテーテルと呼ばれる数mm径の細長い管を血管内に挿入し、その先端を目的の部位まで導いた後に、カテーテルを通して造影剤を注入する。つまり、この検査は観血的あるいは侵襲的な検査であると言えることができる。侵襲的な検査を行う以上、一度の検査からできる限り多くの有用な情報を得ることが要求される。本論文で提案する血流速度ベクトル分布の推定法も、X線映画血管造影検査から有用な情報を得ようという試みの一つである。

図2-1に代表的なX線映画撮影システムの模式図を示す。図2-1に示したように、X線映画撮影システムはX線源と蛍光増倍管ならびに兩者をつなぐアームや35mmシネカメラなどから構成されている。X線源で発生したX線は被検者身体を通過し蛍光増倍管面に到達する。いま、一本のX線ビームを考えると、このX線ビーム上の生体組織や造影剤の影が全て重ね合わされて蛍光増倍管面上に影をつくる。すなわち、生体組織や造影剤の3次元的分布が、X線ビーム方向には重畳されて、蛍光増倍管面上の2次元的な広がりとなる。このように、X線映画撮影を含む一般のX線撮影では、生体組織の3次元的広がりを2次元面へ投

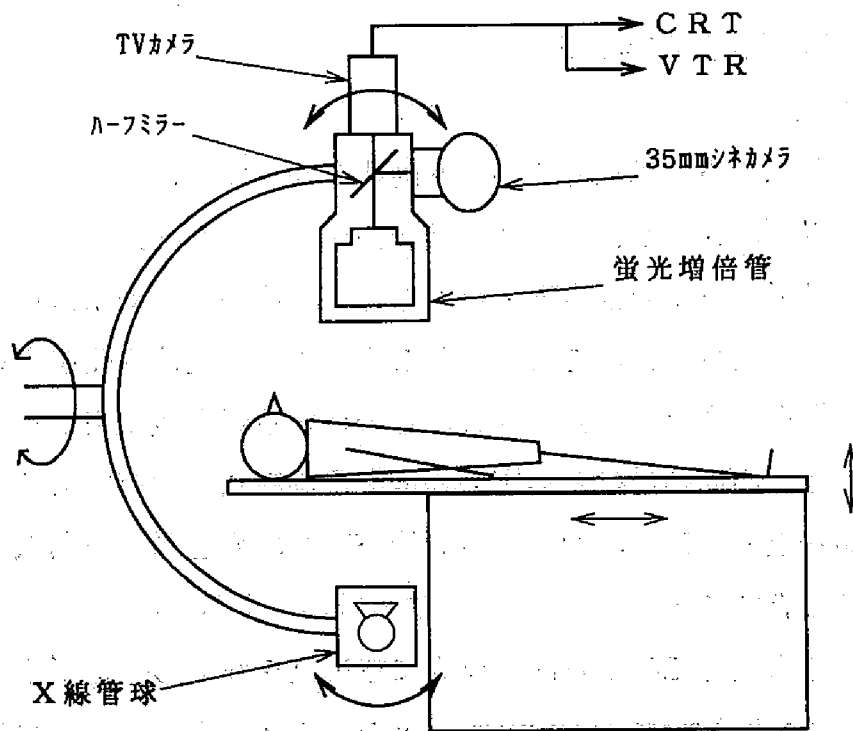


図2-1 X線映画撮影システム

影した像を撮影するのである。蛍光増倍管面に到達したX線は光に変換された後にハーフミラーによってシネカメラとTVカメラに分配される。TVカメラによってとらえられた像はモニターテレビ上に表示され、カテーテルの挿入時などの観察用に用いられる。観察用の画像をVTRに記録することもできるが、シネフィルムに記録される画像と比べて格段に画質が悪く、患者の病態の把握や治療効果の評価のための使用には耐えられない。シネカメラでは35mmシネフィルム上に血管造影像を記録する。フィルムのコマ送り速度は通常30コマ/秒から60コマ/秒程度が用いられる。また、X線源と蛍光増倍管をつなぐアームを回転軸の周りに回転させたり、X線源および蛍光増倍管の方向を変えることにより、被検者を様々な角度から観察することが可能である。血管や心臓の3次元構造をとらえるためには2方向以上からの観測が必要である。そこで2方向からの撮影が同時に行えるように、図2-1に示したようなシステムを通常は2つ同時に備えている（バイプレーン撮影システム）。2つのシステムが互いに干渉することを避けるため、アームの形には工夫が凝らされており、それぞれその形状に応じて、CアームやUアームあるいは Ω アームなどと呼ばれている。

近年、X線映画撮影システムに画像工学の技術を取り入れたDSA（Digital Subtraction Angiography）システムが開発され利用されている。DSAシステムでは画像をシネフィルムに記録するのではなく、リアルタイムA/D変換を施して画像メモリーに蓄積する。画像メモリーに蓄積された画像はすぐにモニター上に表示することができる。従って、フィルムの現像を待つことなく検査結果の観測が可能である。また、DSAシステムでは、造影剤注入前の像（マスク像）と造影剤注入後の像（ライブ像）の差分処理（Digital Subtraction）によって、造影剤の注入されている部分すなわち血管部位のみを浮かび上がらせる処理を施すことができる。従って、通常の血管造影の場合と比べて造影剤の注入量を減らすことができるため、体内深部にカテーテルを挿入することなく、静脈から注入した造影剤が還流してくる様子を体内深部の動脈で観測するという、より侵襲の低い方法を用いることも可能である。また、蛍光増倍管からの光をハーフミラーで分割する必要がないためシネフィルムを用いた場合に比較して、同じX線量でも明るい像を得ることができる。しかしながら、空間軸方向ならびに時間軸方向のサンプリングの細かさに限度があるため、現状のDSAで得られる画像は先に紹

介したシネフィルムを用いたX線映画法で得られる画像と比べ、空間および時間分解能の点で劣っている。また、マスク像とライブ像の間で位置ずれがある場合には、擬像を生じてしまうという欠点もある。従って、DSAシステムがフィルムを用いたX線映画撮影システムにとって代わるのではなく、目的に応じて使い分けられているというのが現状である。

本論文では、高い時間分解能が得られるため、シネフィルムを用いたX線映画血管造影像を対象とした。

2. 3 本論文の提案手法で得られる血流速度ベクトル分布

ここで、本論文で提案する手法によって得られる血流速度ベクトル分布と、血管内での実際の血流速度ベクトルの分布や過去に得られてきた血流速度に関する情報との間の相互の関係を整理しておく(図2-2)。

生体内の血管は、正常な血管であっても曲がりや分岐などがあり、3次元的な構造を持っている。狭窄や動脈瘤など、病的な血管では、更に複雑な構造を有している場合もある。血管内の血流は、このように3次元構造を持つ血管の中を流れる拍動流である。従って、場所や時刻によってその速度や方向が変化する。いま、時刻を固定して考えた場合においても、血管内の血流は場所によりその速度や方向が異なる。すなわち、ある瞬間における血流速度の分布を考えると、3次元の血流速度ベクトルが3次元空間内に分布していると言える。生体内の血流に関する完全な情報を得るには、この3次元血流速度ベクトルの3次元分布の時間変化が観測できなくてはならない。以下では、ここで述べた3次元血流速度ベクトルの3次元分布のことを簡単に3次元血流速度分布と呼ぶ(図2-2上段)。

次に本論文の提案手法によって得られる血流速度ベクトル分布について述べる。本論文では、X線映画血管造影像から、連続2コマ間での造影剤の移動を求めて血流情報を得る。2.2でも述べたように、X線映画血管造影像では、生体組織や造影剤の3次元分布が、X線ビーム方向に重ね合わされた2次元の像を記録する。すなわち、X線映画血管造影像上では、3次元空間内での3次元的な血液の流れが、X線ビーム方向に重畳されて、2次元平面上での移動として記録される。従って、本論文で提案する手法で得られる血流に関する情報は、3次元血流

速度ベクトル分布が、2次元平面へ投影された2次元血流速度ベクトルの2次元分布となる。また、連続2コマの画像を用いるので、画像を得る時間間隔にわたっての血流速度の時間平均が求められることになる。以下本論文では、特に断らない限り、この2次元平面上に投影された2次元血流速度ベクトルの2次元分布のことを、簡単に血流速度ベクトル分布と呼ぶ(図2-2中段)。

一方、次節で紹介するように、X線映画血管造影像からこれまでに得られている血流速度に関する情報は、3次元血流速度ベクトルの1方向成分を空間的に平均した量(血管軸方向血流速度)である(図2-2下段)。更に、多くの場合に

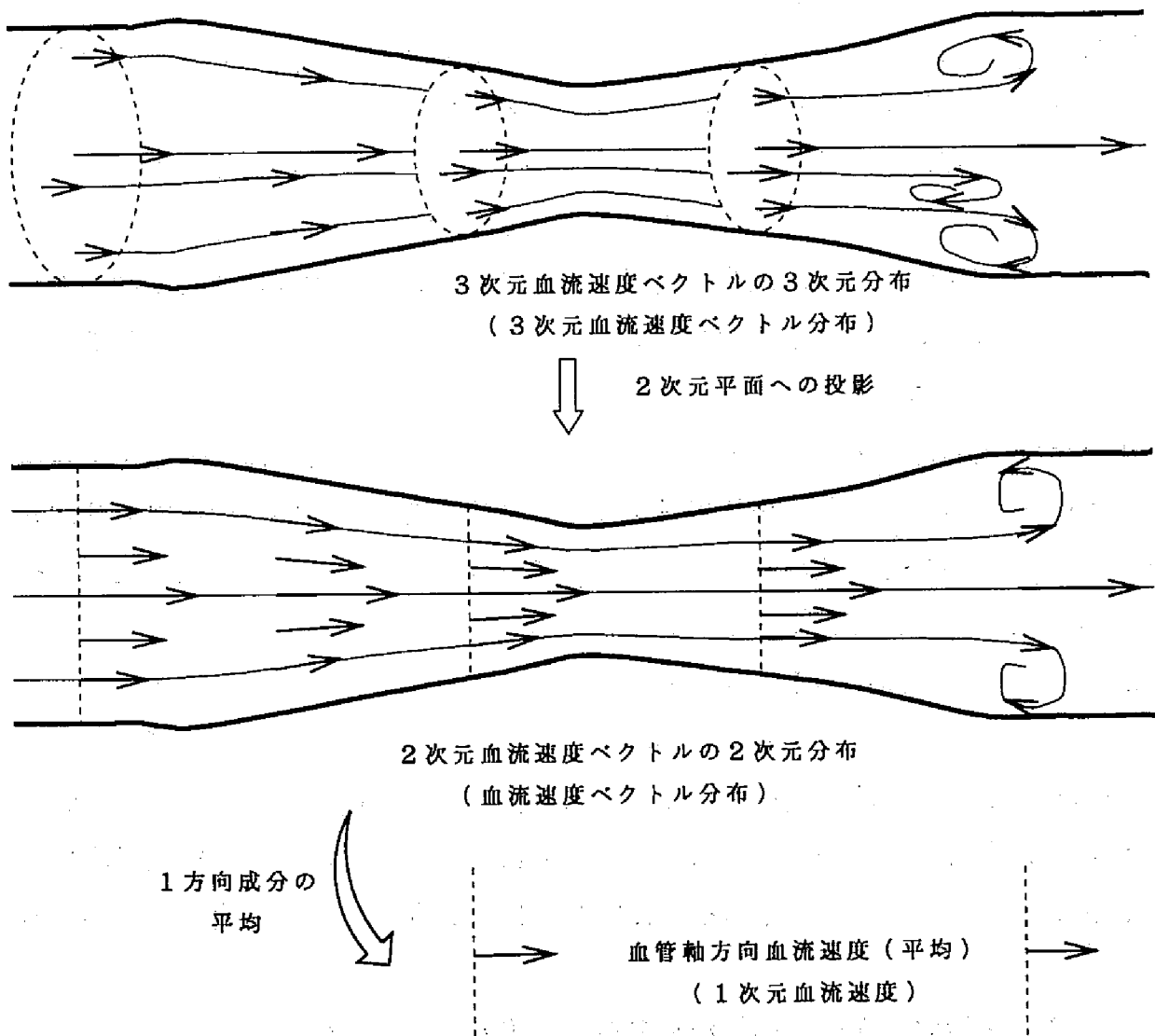


図2-2 本論文で推定する血流速度ベクトル分布

は、血管軸方向血流速度を推定するに当たって多数コマの画像を用いるため、時間的にも平均された量しか得られていない。すなわち、本論文の提案手法では、投影像の上ではあるが、血管内での血流速度ベクトルの空間的分布及びその時間的変動を知ることができるのに対して、これまでに提案されてきた手法（次節で紹介する）では、血管内での血流速度の空間的分布あるいはその時間変動に関する情報を得ることはできない。

また、現状で得られる生体内血流速度情報として、他に超音波ドップラー装置によるものがある。これによって得られるのは、血流速度の1方向（超音波ビーム方向）成分の2次元分布である。超音波ドップラー装置には、簡単かつ非侵襲的に検査が行えるという利点がある。しかしながら、次の点ではX線映画血管造影像を用いた本論文での提案手法が勝っている。すなわち、

- ①血流速度ベクトルの1方向成分だけでなく、2次元の血流速度ベクトルが得られる。
- ②X線映画法では、超音波装置で撮影できない体内深部の血管や細い血管についても撮影が可能であるため、そのような血管を対象とすることが可能である。

血管や心室内部での血流状態を詳細に知るためには3次元血流速度分布を得ることが望まれる。しかし、現状では生体内の情報を充分細かい時間間隔で3次元的に得ることのできる装置が存在しないため、生体内での3次元血流速度分布を推定することは困難である。また、現在得られている生体内の血流に関する情報は、せいぜい血流速度の1方向成分の2次元分布までである（超音波ドップラー装置）。従って本論文で提案する手法によって、現在使用することが可能な装置を利用して2次元血流速度ベクトルの2次元分布（血流速度ベクトル分布）が得られるということは十分に意義のあることである。なお、本論文の提案手法の拡張による3次元血流速度分布の推定に関しては、第3章の最後で簡単に考察する。

2. 4 X線映画血管造影像からの血管軸方向血流速度の推定法

X線映画血管造影像から、生体内血管での血流速度あるいは血流量を推定しようという試みがこれまでに多く行われている⁽¹⁰⁾⁻⁽¹⁶⁾。これらはいずれも血管の

軸方向に沿った血流速度を推定するもので、血管軸に垂直な方向への血流速度成分は求められていない。また、推定される血流速度は血管横断面内での空間的平均値であり、血管内での血流速度の分布などは求められていない（図 2-2）。以下、血管軸方向血流速度の推定法について簡単に説明する。

代表的な血管軸方向血流速度推定法として、いわゆる時間濃度曲線法が挙げられる⁽¹⁰⁾⁻⁽¹²⁾。これは、血管像上に配置した小領域内の濃度値の総和を縦軸に、時間（フィルムコマ番号）を横軸に取った曲線（時間濃度曲線：time-density curve, 以下TDと呼ぶ）をもとに血管軸方向の血流速度を推定する方法である。図 2-3 にTDの模式図を示す。TDから血管軸方向血流速度を推定する方法が数多く提案され、その適用例も多く報告されている。これらの多くでは2箇所の小領域で得たTDから、造影剤が2つの領域間を流れるのに要する時間（通過時間：transit time）を推定し、血流速度を求めるのである。通過時間を求める方法としては多くのものが提案されている。図 2-3 ならびに表 2-1 に、TDか

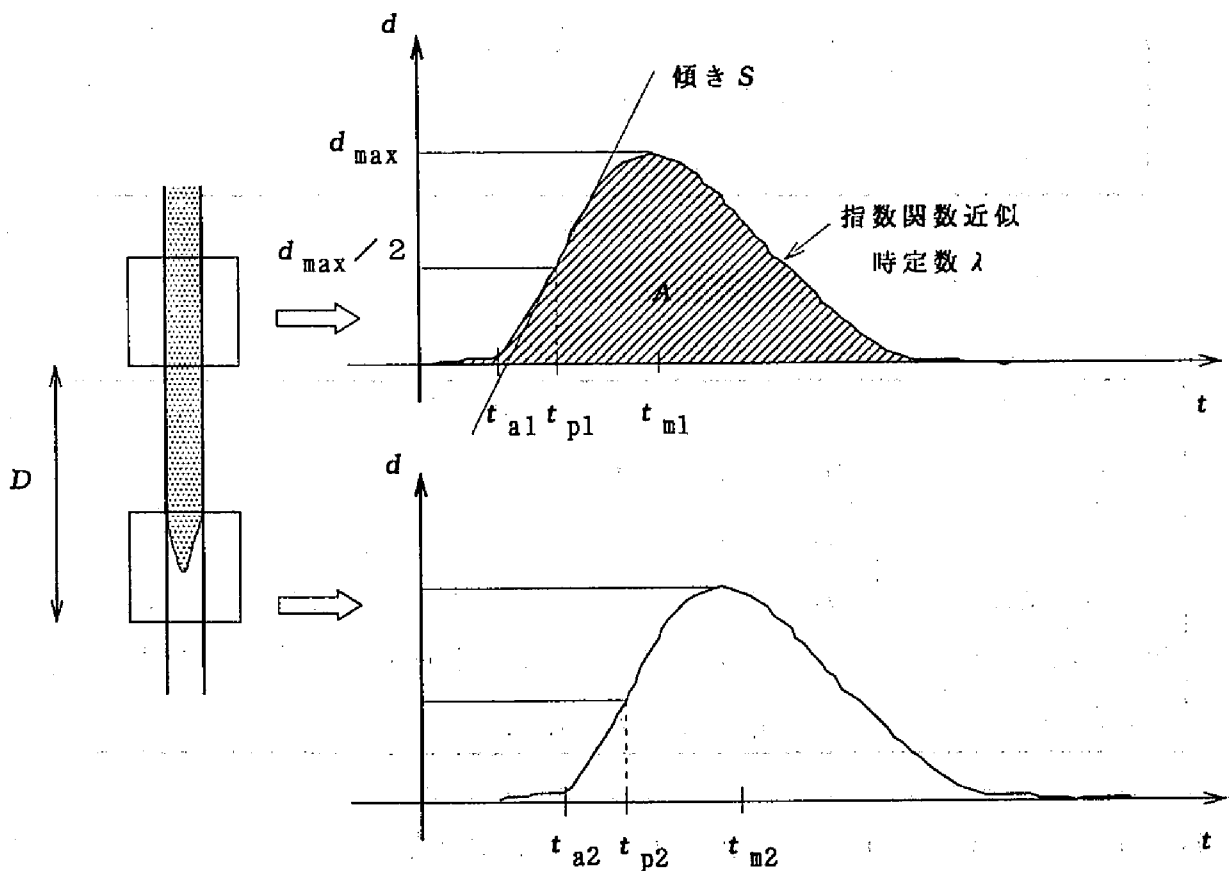


図 2-3 時間濃度曲線ならびにそれらから得られるパラメータ（表 2-1 参照）

ら血管軸方向血流速度を推定する際に用いられるパラメータを示す。また、表2-2にはこれらのパラメータを用いて血管軸方向血流速度を推定する方式の一覧を示す。以下、表2-2に示されている各方法に関連していくつかの文献を挙げて簡単に紹介していく。

表2-1 時間濃度曲線 (TD) 法で利用するパラメータ

パラメータ	内容
t_{p1}	TDのピーク値の1/2に到達する時刻
t_{a1}	造影剤の到達時刻 (TDの立ち上がり時刻)
t_{m1}	TDの面積重心位置時刻
d_{max}	TDのピーク値
A	TDの下の面積
S	TDの立ち上がり部分を直線近似した時の傾き
λ	TDの減少部分を指数関数近似したときの時定数
D	二つの小領域間の距離
q	造影剤注入量

表2-2 時間濃度曲線を用いた血流速度の推定法

手法名	血流速度
ピーク1/2法	$D / (t_{p2} - t_{p1})$
到達時刻法	$D / (t_{a2} - t_{a1})$
平均時刻法	$D / (t_{m2} - t_{m1})$
(修正) 相関法	$D / \Delta t$, Δt : 最大の相関値を与えるシフト量
面積法	$k \times q / A$, k : 比例定数

Fermor ら⁽¹⁰⁾は、TDで最大値の1/2の濃度値を与える時刻から血管軸方向血流速度を推定した (ピーク1/2法)。すなわち、上流側小領域で濃度値が最大値の1/2になる時刻を t_{p1} 、下流側小領域で濃度値が最大値の1/2になる

時刻を t_{p2} 、両領域間の距離を D としたときに、血流速度の推定値を $D / (t_{p2} - t_{p1})$ で与えるのである。彼らはピーク 1 / 2 法を定常流ならびに拍動流のモデル実験画像に適用した。そして、血流速度の推定値に血管断面積を乗じて求めた血流量と、電磁流量計から得られた血流量とを比較してピーク 1 / 2 法を評価した。評価の基準は、真の平均流量を約 20 ml / 分から 250 ml / 分の範囲で変えてピーク 1 / 2 法で推定した平均流量 v_0 と、電磁流量計で測定した平均流量 v との関係を、一次式 $v_0 = a v + b$ で近似したときの係数 a の 1 からのずれである。この結果、彼らの手法による推定値は定常流の条件下で 21%、拍動流の条件下で 24% の過大評価 ($a = 1.21$ および $a = 1.24$) であった。しかし、 v_0 と v との誤差を考えるうえでは、傾き a のみではなく偏差 b も考慮しなくてはならない。彼らの結果では定常流の場合で最大約 8 ml / 分、拍動流の場合に最大約 10 ml / 分の偏差 b が加わるうえ、推定値のばらつきもあるので個々の測定値の推定誤差は、彼らが結論づけた 20% 程度という数値と比べて、実際には更に大きなものであると考えなくてはならない。特に拍動流の場合には推定値のばらつきが大きくなる。

今川ら⁽¹¹⁾は、通過時間を推定する方法として、2箇所得られた TD の相関を利用した方法（相関法ならびに修正相関法）、TD の面積重心位置時刻を用いる方法（平均時刻法）、造影剤の到達時刻を用いる方法（到達時刻法）、ならびに前述のピーク 1 / 2 法を用いて各方法の比較を行った。相関法とは、2箇所得られた TD のうちの一方を時間軸方向に移動させながら両者の相互相関を計算し、最大の相関を与えるときの移動量（時間）を通過時間とする方法である。また、修正相関法では補間を用いてサンプリング時刻間での濃度値を求めて時間分解能を増す試みを加えている。各方法の比較は冠動脈を模した拍動流モデル実験から得られたデータをもとに行われた。その結果、修正相関法が最も精度が高かったとしている。ちなみに、Fermor らと同様の評価基準によれば、修正相関法による推定誤差は数%であった。また、彼らは冠動脈造影の臨床データに対しても修正相関法を適用し、冠動脈ならびに AC バイパスグラフト内での血流速度を推定して妥当な結果を得ている。

Lois ら⁽¹²⁾は、TD から次のパラメータを抽出し、それらのなかでどれが血流量、すなわち平均血流速度に血管断面積を乗じたもの、とよく相関するかを調べ

た。データの解析は腎動脈を模した拍動流モデル実験のデータをもとにしている。抽出したパラメータは、TDの下の面積 A の逆数、TDのたち上がり部分（造影剤が流入してくる時相）を直線近似したときの傾き S 、TDの減少部分（造影剤が流出する時相）を指数関数近似したときの時定数 λ 、濃度値の最大値 d_{max} をTDの下の面積 A で除したもの $T = d_{max} / A$ である（図2-3、表2-1）。この結果、 A の逆数が最もよく血流量と相関しており、血流量は $k \times q / A$ で与えられるとしている。ここで、 q は注入した造影剤の量であり k は測定系ならびに血管の断面積によって決まる定数である。平均流量を約200 ml / 分から1000 ml / 分の範囲内で変化させてこの方法で血流速度を推定した結果、その平均推定誤差は約10%であった。なお、ここで言う平均推定誤差とは、推定流量 v と電磁流量計の測定値 v_0 から求められる、 $|v - v_0| / v$ の平均値であり、Fermor らの評価基準とは異なる。

これまでに紹介してきたTDを用いた方法では、TDを得るために費やした時間の間あるいは通過時間の間における血管軸方向血流速度の平均値が求められる。以下では、TDを用いた方法と異なり、血流速度の瞬時値を推定できる手法を紹介する。これらの手法を用いれば、血流速度の時間変化を観測することができるので、拍動流の解析を行うことが可能である。

Show ら⁽¹³⁾は、造影剤の注入法を工夫することによって、血管軸方向血流速度の瞬時値を求める手法を提案している（造影剤断続注入法）。彼らは一定の時間

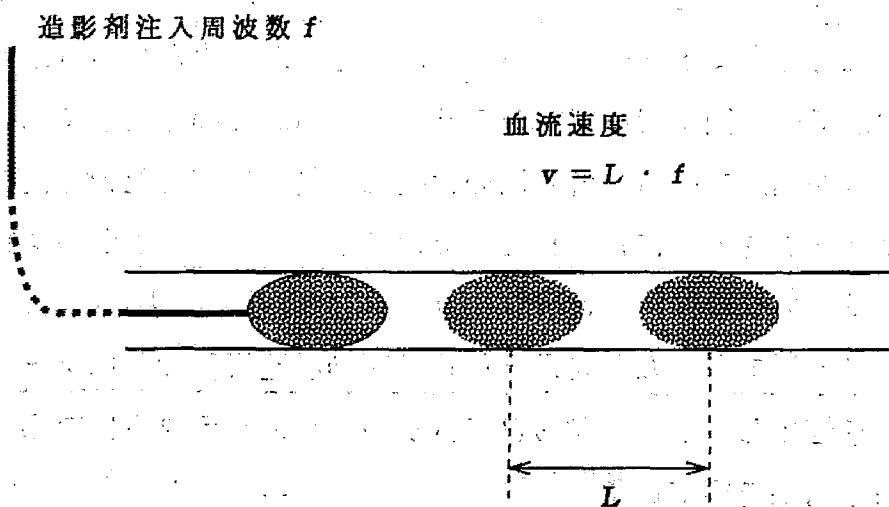


図2-4 造影剤断続注入法

間隔で少量かつ一定量の造影剤を断続的に注入し、それによって生じる造影剤の濃度パターンから血管軸方向血流速度の瞬時値を推定した。つまり、ある時刻に注入された造影剤の塊と、それから一定時間後に注入された造影剤の塊との間の距離を測定することによって血流速度を推定したのである（図2-4）。この方法によれば、各コマの画像データを得た時刻における血流速度の瞬時値を求めることができる。彼らは、8 cm/秒から30 cm/秒の流速範囲の場合に造影剤の注入周波数を5 Hzに、また21 cm/秒から60 cm/秒の流速範囲の場合に造影剤の注入周波数を15 Hzとして、定常流モデル実験を行い推定精度を検討した。血流速度の推定結果は5.4 cm/秒の過大評価であったが、Fermorらと同様の評価基準による推定誤差は0%であった。すなわち真の血流速度を v 、この方法による血流速度の推定値を v_0 とすると両者の関係は一次式、 $v_0 = v + 5.4$ (cm/秒)で近似できた。また、彼らは1 Hzの拍動流モデル実験において血流速度の瞬時値を推定し、その時間変化曲線を得ている。

Swansonら⁽¹⁴⁾は、造影剤の濃度値の積分値を用いて2コマ間での造影剤の移動距離を推定した（濃度値積分法）。2コマ間の時間がわかっているので、造影剤の移動距離から血流速度を求めることができる。彼らの方法は以下のとおりである（図2-5）。まず第 m コマ目の画像において、ある小領域内の造影剤濃度値の積分値 R を計算する。次に第 $m+1$ コマ目の画像で先の小領域の下流側にお

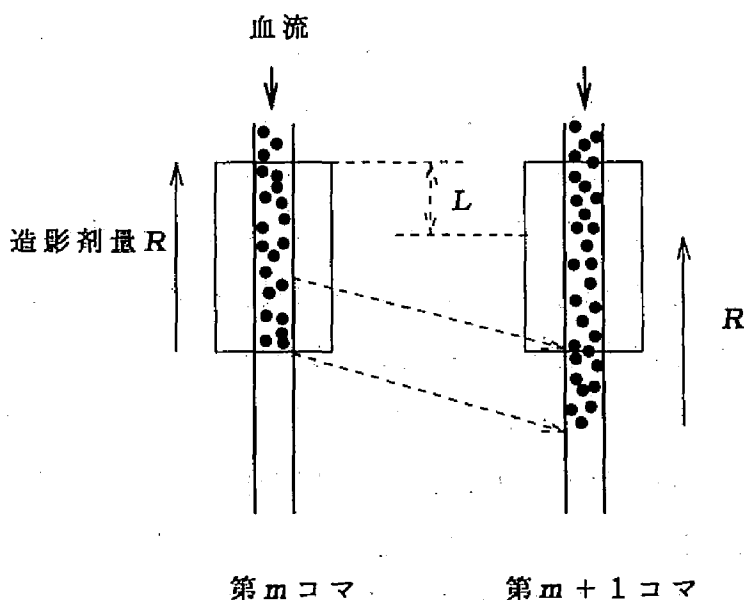


図2-5 濃度値積分法

いて、 R と同量の造影剤が存在する範囲を繰り返し計算を用いて求める。この操作により第 m コマ目から第 $m+1$ コマ目の間に造影剤が移動する距離 L が求められる。彼らの方法を全ての時相において適用するためには血管軸に沿って造影剤の濃度こう配が存在しなくてはならない。彼らは造影剤の濃度こう配をつくるために、時間の経過と共に注入する造影剤の量を増加させていった。また、犬の大動脈を対象としてこの方法を用い、血管軸方向血流速度の時間変化曲線を求めることに成功している。著者らも独立に同様の手法を提案している⁽²⁸⁾。しかし、著者らは造影剤の先端部分が確認できる時相に限定した適用を行っているため、Swanson らのように特別な造影剤注入法は行わなかった。

Seifalian ら⁽¹⁵⁾および Hoffmann ら⁽¹⁶⁾は、血管の軸方向に沿った造影剤の濃度分布（距離濃度曲線：distance-density curve）を利用した。すなわち、2コマにおける距離濃度曲線のマッチングを行うことによって、2コマ間での造影剤の移動距離すなわち血流速度を推定した。彼らも拍動流モデル実験を行い、血管軸方向血流速度の時間変化曲線を推定している。

最後に本節で紹介した方法と本論文で提案する血流速度ベクトル分布の推定法とを関連づけて考える。ここで紹介した方法は、いずれも血管の軸方向に沿った血流速度成分の血管横断面内での平均値を推定する手法であり、本論文で目的とする血流速度ベクトル分布（2次元ベクトルの2次元分布）を推定する手法ではない。ここで紹介した方法のうち時間濃度曲線や距離濃度曲線を用いた方法は、濃度パターンが時間あるいは空間的に一定であることを前提としている。渦流や乱流などが存在する場合には、濃度パターンが時間的にも空間的にも変動する。従ってこのような場合には、これらの手法を2次元に拡張して、血流速度ベクトル分布を求めることは困難であると推定できる。実際、著者らは時間濃度曲線を用いた方法を2次元に拡張し、腹部大動脈内の渦流をとらえることを試みたが、それ単独では十分な推定結果が得られていない⁽³⁰⁾。本論文で提案する血流速度ベクトル分布の推定法（第3章で説明する）では、ある領域内の造影剤の量を求め、2コマ間でその造影剤が移動した量と方向を推定する。この点からみると本論文の提案手法は、Swanson ら⁽¹⁴⁾の方法や著者らが文献(28)で提案した方法の2次元への拡張であると言えることができる。従って、時間濃度曲線法がある時間内での平均血流速度を求めているのに対し、本論文で提案する手法では血流速度

の瞬時値（厳密には2コマ間での平均値）を求めることができる。また、第4章以降で示す適用例では、造影剤と血液の混合むらが観測できる時相を対象とすることによって、Showら⁽¹³⁾の造影剤断続注入法と同様に、造影剤と血液の混合むらによってできるパターンを積極的に利用している。

2. 5 動画像系列からの移動速度ベクトル分布の推定法

本節では、対象をX線映画血管造影像に限らず、一般の動画像系列を対象とした画像処理法に目を向ける。特に、動画像系列から画像上に投影された移動物体の移動速度ベクトル分布（いわゆるオプティカルフロー）を求める手法に注目する。

これまで、画像上に投影された移動速度ベクトル分布を求めるための手法が数多く提案されている⁽¹⁷⁾⁻⁽²⁷⁾。それらは大別して次の二つに分類することができる。その一つは、2枚の画像間で画像上の特徴点あるいは画像から抽出した特徴量の対応付けを行う、いわゆるマッチング法^{(17), (18)}である。そして、もう一つの方法は、画像上の濃度値の時間的こう配と空間的こう配の間に成り立つ関係式を利用した、いわゆる濃度こう配法⁽¹⁹⁾⁻⁽²⁷⁾である。マッチング法では対応付けを行った点のみで移動速度ベクトルが得られるが、濃度こう配法では全ての画素において移動速度ベクトルを得ることができる。いずれの場合においても、移動物体が剛体あるいは近似的に剛体であるとの仮定から出発している。このため、流体を対象としなければならないX線映画血管造影像にはこれらの方法をそのまま適用することはできない。本論文で提案する手法は、上記の二つの分類では濃度こう配法の範ちゅうに入る手法であると考えられるが、流体を対象としている点でこれまでの方法と異なっている。以下、本論文で提案する手法と関連が深い濃度こう配法について文献を挙げて紹介していく。

濃度こう配法を定式化して最初に発表したのは、おそらくHornら⁽¹⁹⁾であろう。以下に彼らの方法を説明する。いま、時系列画像 $I(x, y, t)$ を考える。 x および y は画像上での位置座標を表し、 t が時間軸方向の座標を表している。 $I(x, y, t)$ は時刻 t 、位置 (x, y) における画像の濃度値である。いま、対象物体の移動によってその濃度値が変化しないと仮定すれば、

$$\frac{d I (x, y, t)}{d t} = 0 \quad \dots (2-1)$$

が成立する。照明が均一であり、対象物体とそれ以外の物体との重なりがなく（すなわち背景が一様）、かつ対象物体が剛体であれば前述の仮定が成立する。この式の微分を x と y ならびに t のそれぞれで計算することによって次式を得る。

$$\frac{\partial I}{\partial x} \times u + \frac{\partial I}{\partial y} \times v + \frac{\partial I}{\partial t} = 0 \quad \dots (2-2)$$

ここで、

$$u = \frac{d x}{d t}, \quad v = \frac{d y}{d t} \quad \dots (2-3)$$

である。

(2-2) 式における I の微分値は画像データから求めることができる（実際には差分による近似値となる）ため、移動物体の移動速度ベクトル (u, v) を未知数とする一次方程式が得られたことになる。(2-2) 式は画像上の任意の位置 (x, y) そして任意の時刻 t において得ることができる。従って、(2-2) 式の解を画面全体あるいは対象物体上でそれぞれ求めることができれば対象物体の移動速度分布を推定することができる。しかし、このままでは未知数 2 つに対し方程式が 1 つしかないため解を唯一に定めることができない。そこで Horn らは移動物体の速度分布は空間的に滑らかであると仮定し、次の評価関数を導入して評価関数を最小化する解を求めた。

$$\epsilon^2 = \int \int (\alpha^2 \epsilon_c^2 + \epsilon_b^2) d x d y, \quad \dots (2-4)$$

但し、

$$\epsilon_b^2 = \left(\frac{\partial I}{\partial x} \times u + \frac{\partial I}{\partial y} \times v + \frac{\partial I}{\partial t} \right)^2 \quad \dots (2-5)$$

$$\varepsilon_c^2 = \left[\frac{\partial u}{\partial x} \right]^2 + \left[\frac{\partial u}{\partial y} \right]^2 + \left[\frac{\partial v}{\partial x} \right]^2 + \left[\frac{\partial v}{\partial y} \right]^2, \quad \dots (2-6)$$

α : 定数

である。

評価関数中 ε_b は (2-2) 式からの誤差の項であり、 ε_c は速度分布の滑らかさを表す項である。彼らはこの最小化問題を繰り返し計算によって解いた。但し、デジタル画像を扱っているため、実際には式中の微分は全て差分に、積分は総和に変更して計算を行った。なお、対象物体の移動方向を一方向に限った場合には、(2-2) 式は Limb ら⁽²⁰⁾ が経験的に導いた式と同等である。

Horn らの発表以来、彼らの手法に変更を加えた手法やそれらを用いた動画像解析の事例などが多数発表されている⁽²¹⁾⁻⁽²⁷⁾。これらの手法は次の3種類に大別することができる。第一は、Horn らが行ったように、滑らかさの制約などを含む評価関数を設定し、画面全体あるいは注目領域内においてそれを最小化する方法（グローバル法）である。第二は、移動速度が局所的に一定であると仮定し、ある小領域内で得られる (2-2) 式を連立してそれらからの誤差を最小にする解を求める方法（ローカル法）である。そして、最後は小領域内で得られる (2-2) 式に Hough 変換などを適用して解を求める方法（クラスタリング法）である。以下では、(2-2) 式を基礎としたこれらの方法に共通して見られる問題点とその対応策等について列挙していく。

濃度こう配法では濃度の微分値を係数とする (2-2) 式を基本として移動速度分布を推定する。しかし、一般に微分（あるいは差分）の計算は雑音に弱く、雑音の存在下では大きな誤差を生じてしまうことが多い。そこで、一般には雑音対策のために空間的な移動平均を前処理として行う。Kearney ら⁽²¹⁾ は、濃度こう配法（ローカル法）を用いた場合に濃度こう配の推定誤差がどのように結果に影響を与えるかを考察し、移動平均前処理の必要性を示している。

また、一般に濃度こう配法においては、2コマ間での対象物体の移動距離が大きくなった場合に推定誤差が増大する傾向が顕著である。文献(20)や(22)では、

単純な濃度こう配法を用いた場合には2コマ間での対象物体の移動距離が3画素程度を越えてしまうと誤差が増大することが報告されている。これは、対象物体の移動距離が大きくなった場合に、(2-2)式中の時間軸方向の微分を差分で近似したことによる誤差が大きくなってしまふからである⁽²¹⁾。また、飯間ら⁽²³⁾は、画像の空間軸および時間軸方向のサンプリング間隔と、推定可能な移動速度の範囲の関係を解析的に調べ、推定精度を向上させるためには時間軸方向のサンプリング間隔を密にする必要があることを示した。ところが、時間軸方向のサンプリングは装置の性能などで決まるため、十分に密にできないことがある。そのような場合には、2コマ間での対象物体の移動距離が大きくなってしまい、

(2-2)式を基本とする単純な濃度こう配法では、移動速度の推定が困難になる。そこで、このような場合に推定精度を向上させる方法として以下のような方法が提案されている。和田ら⁽²²⁾の提案した反復こう配法では、まず、通常の濃度こう配法(ローカル法)によって2コマ間での移動速度(移動量)を推定する。次に、推定された移動量だけ前時刻の画像を移動させて再び2コマ間での移動速度を推定する。順次この処理を繰り返していくことによって移動速度の推定誤差を修正していくのである。また、佐藤ら⁽²⁴⁾は最初は空間的に粗い画像において移動速度を推定し、その推定結果を順次空間解像度の高い画像を用いて修正していく方法を提案した。最初に粗く推定した移動速度を順次修正していくことによって精度を高めようという点で、和田らの手法と佐藤らの手法は類似している。これらの方法では誤差が順次減少していくことを前提としているが、実際には逆に誤差が増大する場合がある。そこで木村ら⁽²⁵⁾は、誤差の伝搬を防ぎ、推定結果の修正がうまく行われるようにフィードバックを施す方法を提案している。

この他にも、物体の移動速度が時間的にあまり変化しないとみなして、時間的な平滑化を用いることによって安定的な解を求める試み⁽²⁶⁾や、移動速度ベクトルの分布が局所的には直線的に変化するとみなして得られる拘束式をもとに凸射影法を用いて解を求める方法⁽²⁷⁾なども提案されている。

本論文で提案する手法は、X線映画血管造影像上での造影剤の移動速度分布を推定する画像処理法である。従って対象は異なるものの、対象物体の移動速度分布を推定するという目的は、これまでに提案されている濃度こう配法と同様である。そこで本論文で提案する手法とこれまでに提案されている濃度こう配法の違

いについて簡単に述べておく。これまでに提案されている濃度こう配法では、画像上での濃度値が不変であるという仮定から導かれる(2-2)式をもとに移動速度分布の推定を行う。しかし、X線映画血管造影像においては、流体である造影剤の透視像が対象であるため、画像上での濃度値が不変であるという仮定は成立しない。なぜならば、造影剤パターンの拡散(あるいは分裂)や集積による濃度値の変動を考慮する必要があるからである。従って、(2-2)式を用いた推定法をそのまま適用することはできない。また、X線映画血管造影像は散乱線など非常に多くの雑音を含んでいるため、微分に基づいた方法をそのまま適用することは望ましくないと考えられる。一方、本論文で提案する手法はブロック分割に基づいており、基礎となる式は微分ではなく最初からブロック分割に対応した差分の形式で導出される(第3章で説明する)。基礎となる式は、(2-2)式とは異なり、造影剤パターンの拡散や集積がある場合にも成立する。また、提案手法では画像をブロック分割することによりブロック内での雑音成分が平均され、ランダム雑音が除去されるという利点がある。これは、濃度こう配法において前処理として空間移動平均を行うことと同等である。

2. 6 結言

本章では、本論文で提案する手法を理解するうえで必要なことがらを概説した。2. 2ではX線映画血管造影検査とその撮影システムについて述べた。2. 3から2. 5においては、本論文に関連する過去の試みについて概説した。まず、2. 3において、本論文で推定する血流速度ベクトル分布と、実際の血管内での血流速度ベクトルや過去に得られてきた血流速度に関する情報との関連を簡単に述べた。2. 4では、X線映画血管造影像から血管軸方向血流速度を推定するための手法について概説した。また、2. 5では対象を一般の動画像系列に広げ、画像上での移動物体の2次元速度ベクトル分布の推定法について概説した。2. 4および2. 5で述べたように、これまでに試みられてきた手法は、本論文で対象としている、X線映画血管造影像に投影された血流速度ベクトル分布を推定できるものではない。本論文では第3章において、X線映画血管造影像に投影された血流速度ベクトル分布の推定法を提案する。

第3章 血流速度ベクトル分布の推定法

3.1 緒言

本章では、X線映画血管像映像から血流速度ベクトル分布を推定する手法について説明する。まず3.2においては、画像を互いに接するブロック群に分割し、2コマの時系列画像の間で隣接ブロック間の造影剤の移動を推定することによって血流速度ベクトル分布を推定する手法（単純ブロック分割法）を提案する。3.3では、3.2の手法の問題点を解決する目的で、互いにその一部分が重複するブロックに画像を分割し、血流速度ベクトル分布を推定する手法（重複ブロック分割法）を提案する。3.4は結言である。ここでは、本論文で提案した手法の3次元への拡張について簡単に触れる。

3.2 単純ブロック分割法による血流速度ベクトル分布の推定法^{(2.8)-(3.2)}

3.2.1 単純ブロック分割

まず、各コマの画像を図3-1に示すようなブロックに分割する。なお、ブロックの並べ方がx軸方向とy軸方向とで異なり、煉瓦づみのような配置になっているが、このような配置をすることによってあとに示す計算の際の未知数の数を減らすことができる。いま、x軸方向およびy軸方向へのブロックの大きさをそれぞれ b_x および b_y とする。このとき、ブロックの中心点の座標は、ブロックの大きさ b_x と b_y ならびに整数 i と j を用いて、 $(i \times b_x / 2, j \times b_y)$ と表すことができる。但し、x軸方向とy軸方向へのブロックの配置が異なるため、 j が偶数のときには i は偶数の値のみを、 j が奇数のときには i は奇数の値のみをとる（図3-1）。以後、ブロックの中心点の座標が $(i \times b_x / 2, j \times b_y)$ で表されるブロックをブロック (i, j) と呼ぶことにする。なお、ブロックの大きさ b_x と b_y は、3.2.2で示す仮定が成立するように決定する。ブロックの大きさの決定方法の実際は、各適用例ごとに説明する。

ここで示したブロック分割を3.3で導入する方法との対比から単純ブロック分割と呼び、3.2.2以後で説明する血流速度の推定法を単純ブロック分割法

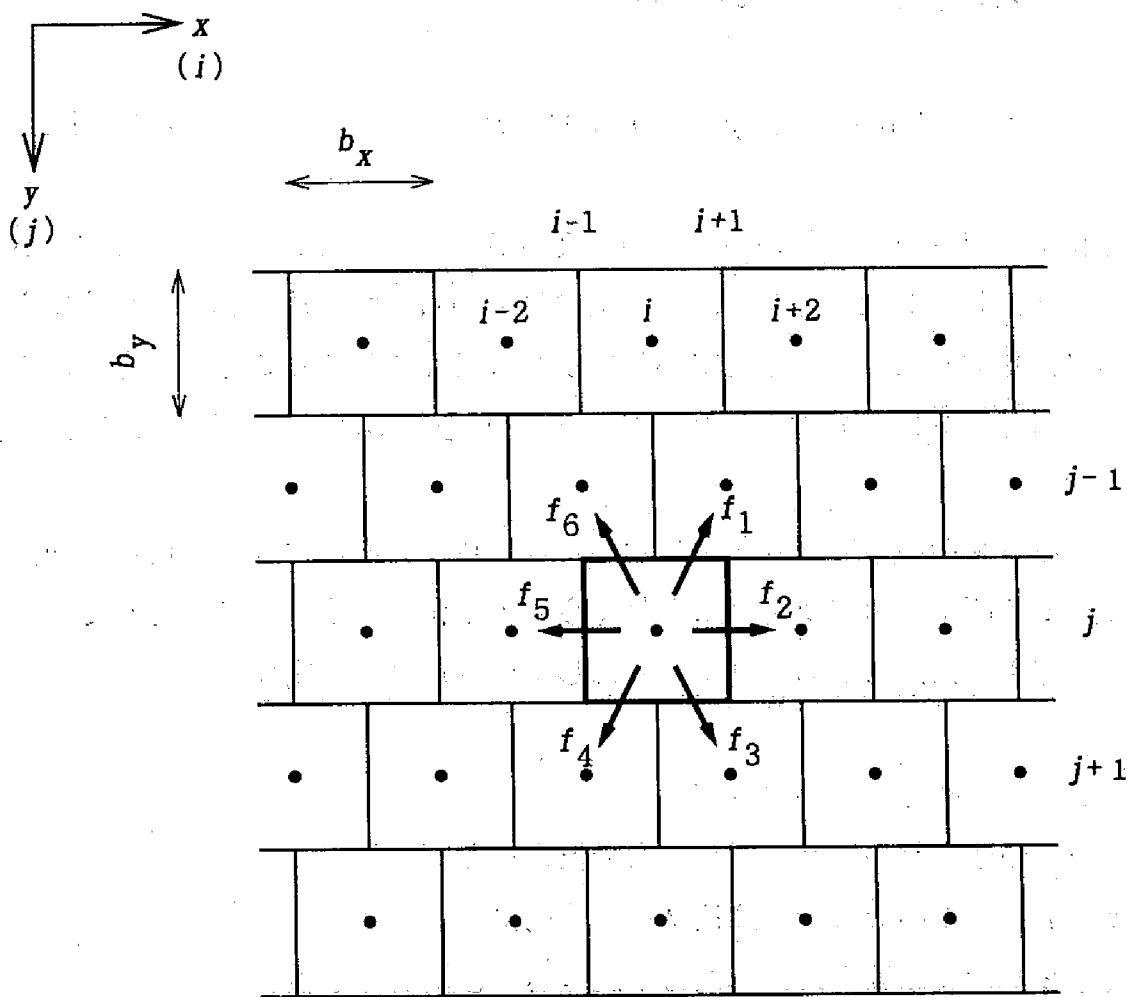


図 3-1 単純ブロック分割

と呼ぶ。

次に各ブロック内の造影剤の総量を求める。このとき、第 m コマ ($m=0, 1, 2, \dots$) におけるブロック (i, j) 内の造影剤の総量を $c(i, j, m)$ とする。造影剤の量 $c(i, j, m)$ は、画像濃度値を造影剤の量に変換した後に各ブロック内での総和を計算することによって求める。画像濃度値を造影剤の量に変換するためには、一般に対数差分処理^{*)}が行われる。対数差分処理とは、造影剤注入前の画像(マスク像と呼ばれる)ならびに造影剤注入後の画像(ライブ像と呼ばれる)の位置 (x, y) における濃度値をそれぞれ $M(x, y)$ および $L(x, y)$

^{*)} 3.5 補足 を参照。

としたとき、次の計算を行うものである。

$$S(x, y) = \ln L(x, y) - \ln M(x, y) \quad \dots (3-1)$$

この計算により得られた画像の各画素の濃度値 $S(x, y)$ は、X線が透過した造影剤の量にほぼ比例した量となる。造影剤の量そのものが求められていなくても、造影剤の量に比例した量が得られていれば以後の処理を進めることができる。本論文では、対数差分処理で得られた量 $S(x, y)$ を造影剤の量とみなして話を進める。

以後、あるコマの画像で図 3-1 で示した各ブロック内に存在する造影剤が、次のコマまでの間にどのブロックにどれぐらいの量が移動するかを推定していく。最後に、推定された造影剤の移動をもとにして血流速度を推定する。

3. 2. 2 推定のための仮定

2コマ間での造影剤の移動に関して次の仮定をおく。

[仮定 1] 造影剤の移動は隣接ブロック間に限る。

[仮定 2] 対象領域内に造影剤の生成点および消失点が無い。

[仮定 1] を成立させるためには 3. 2. 1 で説明した分割ブロックの大きさを 2コマ間での造影剤の最大移動距離に応じて決定する必要がある。ブロックの大きさの決定法についてはあとの章で示す各適用例ごとに説明する。[仮定 2] を設けることによって、各ブロックでの造影剤量の増減は各ブロックにおける造影剤の流入および流出によっておこることになる。

3. 2. 3 推定の基礎式と最大流量制約条件

3. 2. 3 では第 m コマと第 $m+1$ コマの間での造影剤の移動を推定する際に基礎となる式や制約条件について説明する。

いま、第 m コマから第 $m+1$ コマの間にブロック (i, j) から隣接ブロックへ流出する造影剤の量を $f_k(i, j, m, m+1)$ ($k=1, 2, \dots, 6$) とする。このとき (図 3-1 参照)。このとき、3. 2. 2 の仮定が成り立てば任意のブロック (i, j) において次式が成立する。

$$c(i, j, m) - c(i, j, m+1) - \sum_{k=1}^6 f_k(i, j, m, m+1) = 0 \quad \dots (3-2)$$

なお、造影剤の移動の方向が図 3-1 と反対方向の場合には f_k が負の値を取るものとする。(3-2) 式において、 $c(i, j, m)$ と $c(i, j, m+1)$ は 3. 2. 1 で求めた既知の量であり、 $f_k(i, j, m, m+1)$ ($k=1, 2, \dots, 6$) が求めなくてはならない未知の量である。以後 (3-2) 式を推定のための基礎式あるいは簡単に基礎式と呼ぶ。基礎式は、ブロック (i, j) での造影剤量の変化が、ブロック (i, j) からの流出造影剤の量とブロック (i, j) への流入造影剤の量の差に等しいことを意味している。従って、ブロック (i, j) に停留する造影剤があった場合や、ブロック (i, j) に存在した造影剤が複数の隣接ブロックへ別れて移動した場合（造影剤パターンの拡散あるいは分裂）および複数の隣接ブロックに存在した造影剤がブロック (i, j) で合流する場合においても基礎式が成立する。

また、[仮定 1] から、各 f_k ($k=4, 5, 6$) は隣接ブロックでの f_k ($k=1, 2, 3$) の符号を反転したものに等しい。すなわち、

$$\begin{cases} f_4(i, j, m, m+1) = -f_1(i-1, j+1, m, m+1) \\ f_5(i, j, m, m+1) = -f_2(i-2, j, m, m+1) \dots (3-3) \\ f_6(i, j, m, m+1) = -f_3(i-1, j-1, m, m+1) \end{cases}$$

が成立する。従って、実際に求めなくてはならない未知数は各ブロックにおける f_k ($k=1, 2, 3$) である。

更に、ブロック (i, j) から流出する造影剤は、第 m コマにおいてブロック (i, j) に存在した造影剤の一部であることから次の式が成立しなくてはならない。すなわち、ブロック (i, j) から流出する造影剤量の総和は第 m コマにおいてブロック (i, j) 内にある造影剤の量をこえてはならないのである。

$$c(i, j, m) \times \alpha \geq \sum_k^{f_k > 0} f_k(i, j, m, m+1) \quad \dots (3-4)$$

(3-4)式において、係数 α は $c(i, j, m)$ が過小評価された場合を考慮して導入した $\alpha \geq 1$ なる定数である。 α を導入しなかった場合(あるいは $\alpha = 1$ の場合)に $c(i, j, m)$ が過小評価されていると、(3-4)式を満たす f_k の範囲が実際よりも狭くなる。従って、真の造影剤の移動を表す f_k は必ずしも

(3-4)式を満足する範囲にあるとは限らない。つまり、 $c(i, j, m)$ が過小評価されている場合に、 $\alpha = 1$ とした(3-4)式を制約条件とすると、真の解を求めることが不可能なおそれがある。 $\alpha > 1$ を設定しておけば、(3-4)式にその分だけ余裕が生まれることになる。後に示す適用例では、経験的に $\alpha = 1.1$ を用いた。なお、 $c(i, j, m)$ が過大評価されている場合には、

(3-4)式を満たす f_k の範囲が実際よりも広くなるため、上記のような不都合は生じない。また、 $c(i, j, m)$ が推定誤差のために過小評価されて $c(i, j, m) = 0$ となった場合には、 α の導入による効果は期待できない。従って、本来はブロック内に造影剤が存在し、 $c(i, j, m) > 0$ となるべきブロックで、 $c(i, j, m) = 0$ と誤らないように充分注意する必要がある(具体的な方法については、適用例のところで簡単に説明する)。

(3-4)式と同様、ブロック (i, j) に流入する造影剤の総和に対して次式が成立しなくてはならない。

$$c(i, j, m+1) \times \alpha \geq \sum_k^{f_k < 0} \{-f_k(i, j, m, m+1)\} \quad \dots (3-5)$$

(3-4)および(3-5)式はそれぞれブロック (i, j) から流出し得る最大の造影剂量ならびにブロック (i, j) に流入し得る最大の造影剂量を表している。以後、(3-4)ならびに(3-5)式を最大流量制約条件と呼ぶことにする。

また、最大流量制約条件式の特珠な場合として、次の簡単な形式が考えられる。

$c(i, j, m) = 0$ のとき,

$$f_k(i, j, m, m+1) \leq 0 \quad (k=1, 2, \dots, 6) \quad \dots (3-6)$$

$c(i, j, m+1) = 0$ のとき,

$$f_k(i, j, m, m+1) \geq 0 \quad (k=1, 2, \dots, 6) \quad \dots (3-7)$$

特に $c(i, j, m) = c(i, j, m+1) = 0$ の場合には, $f_k(i, j, m, m+1) = 0$ ($k=1, 2, \dots, 6$) となる. 従って, そのようなブロック (i, j) においては f_k を計算する必要がない.

3. 2. 4 境界条件

図 3-2 に示すように注目領域内で造影領域ブロックと非造影領域ブロックならびに境界領域ブロック (BB) と内部領域ブロック (IB) を定義する. 造影領域ブロックとは, $c(i, j, m)$ と $c(i, j, m+1)$ のうち少なくとも一方がゼロではないブロック群であり, 非造影領域ブロックとは造影領域ブロック以外のブロックである. また, 境界領域ブロック (BB) は造影領域ブロックのうち注目領域外部と接する領域に存在するブロック群であり, 内部領域ブロック (IB) は造影領域ブロックから境界領域ブロックを除いたブロック群である. このとき, [仮定 1] および [仮定 2] が成立すれば, 内部領域ブロック全体での造影剤の増減量が境界領域ブロックと内部領域ブロックの間で移動する造影剤の量に等しい. 従って, 次の境界条件が成立する.

$$\begin{aligned} & \sum_{IB} \{ c(i, j, m) - c(i, j, m+1) \} \\ &= \sum_{IB \rightarrow BB} f_k(i, j, m, m+1) - \sum_{BB \rightarrow IB} f_k(i, j, m, m+1) \end{aligned} \quad \dots (3-8)$$

上述の境界条件は境界領域ブロックと内部領域ブロックの間の造影剤の移動に関するものであった. この他にも, 造影領域ブロックと非造影領域ブロックの間の造影剤の移動に関する境界条件が存在する. すなわち, 非造影領域ブロックは

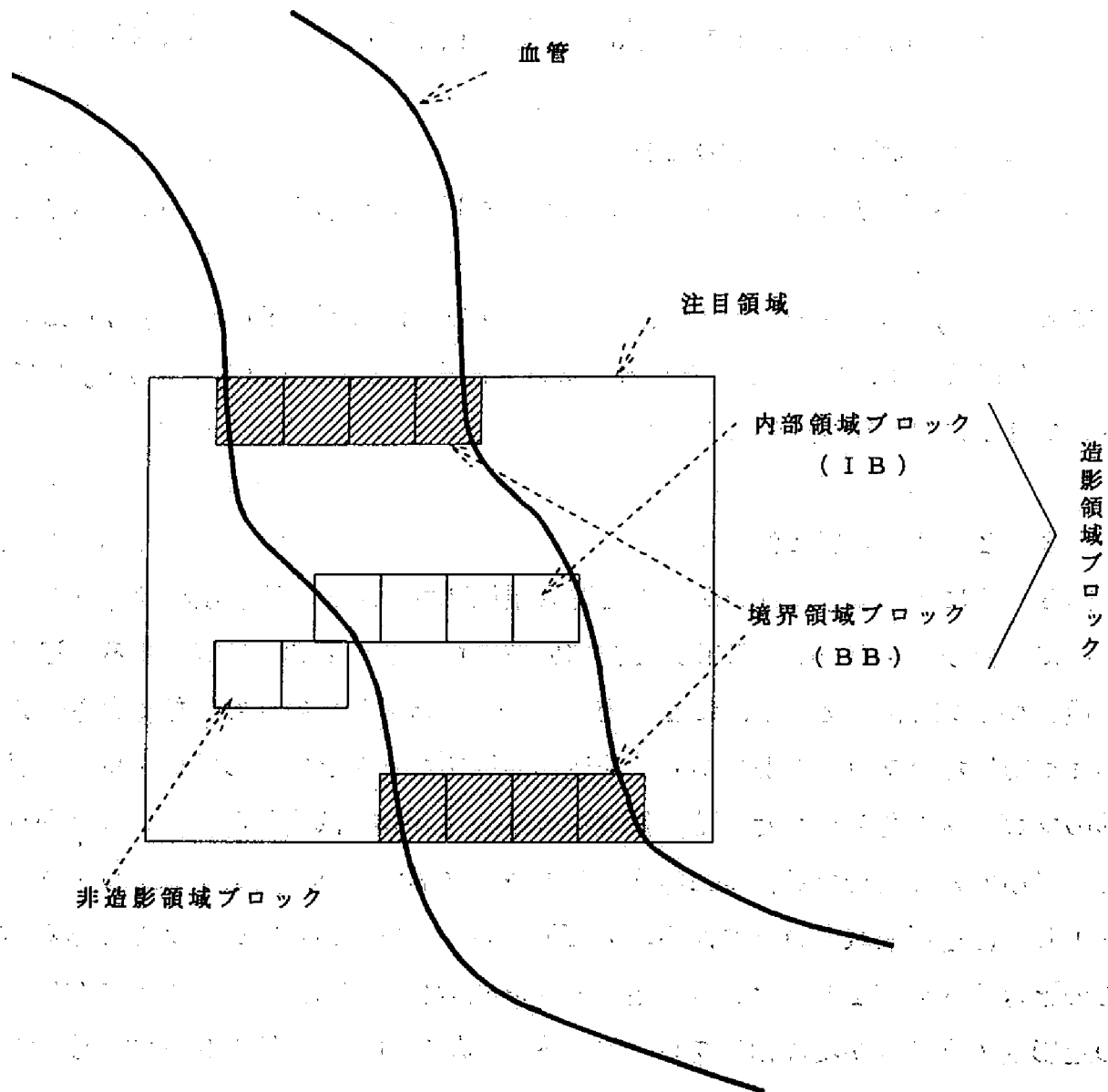


図 3-2 境界領域ブロックと内部領域ブロック

造影剤が通過しないブロックであるから、造影領域ブロックと非造影領域ブロックの間では造影剤の移動はない。しかしながら、この境界条件は 3. 2. 3 で導いた (3-6) および (3-7) 式が同時に成立する場合に他ならない。そこで以降では (3-8) 式のみを境界条件と呼ぶことにする。

3. 2. 5 滑らかさの制約を含む評価関数

境界領域ブロックの数を L 、内部領域ブロックの数を M とすると、未知数 f_k の

数はおよそ $3 \times (M+L)$ 個である。これに対し、 f_k の満たすべき等式は基礎式が M 個および境界条件が 1 個の合計 $(M+1)$ 個である。従って、このままでは未知数の数の方が等式の数よりも多く、解を一意に定めることができない（最大流量制約条件を用いても解の存在領域を限定するだけで解を決定することはできない）。また、雑音の存在のために各ブロックでの造影剤の量 $c(i, j, m)$ に推定誤差がある場合やブロックの大きさが過小評価された場合には、基礎式や境界条件が必ずしも成立するわけではない。そこで、 f_k は空間的に滑らかに分布しているものと仮定し、Horn らの濃度こう配法⁽¹⁹⁾と同様に滑らかさの制約を含む評価関数を設定して、これを最大流量制約条件の下で最小化する f_k の組を求めることにした。評価関数は次のとおりである。

$$J = \varepsilon^2 + \beta^2 + \lambda \times \sigma^2 \quad \dots (3-9)$$

但し、

$$\varepsilon^2 = \sum_{IB} \{ c(i, j, m) - c(i, j, m+1) - \sum_{k=1}^6 f_k(i, j, m, m+1) \}^2,$$

$$\beta^2 = \{ \sum_{IB} \{ c(i, j, m) - c(i, j, m+1) \} - \sum_{IB \rightarrow BB} f_k(i, j, m, m+1) + \sum_{BB \rightarrow IB} f_k(i, j, m, m+1) \}^2,$$

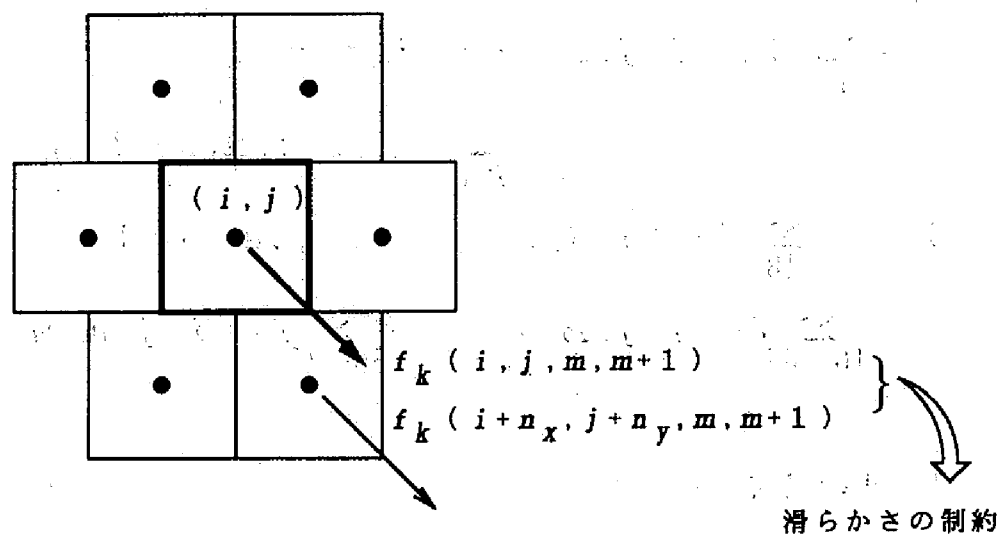
λ : 正の定数,

$$\sigma^2 = \sum_{(i, j)} \sum_{k=1}^6 \sum_{(n_x, n_y) \in N} \{ f'_k(i, j, m, m+1) - f'_k(i + n_x, j + n_y, m, m+1) \}^2,$$

$$\begin{aligned} & f'_k(i, j, m, m+1) \\ &= f_k(i, j, m, m+1) / c_{\max}(i, j, m, m+1) \\ &= f_k(i, j, m, m+1) / \text{MAX} \{ c(i, j, m), c(i, j, m+1) \}, \end{aligned}$$

$N = \{ (n_x, n_y) \mid (1, -1), (2, 0), (1, 1), (-1, 1), (-2, 0), (-1, -1) \}$

ここで、 ε は基礎式からの誤差を表す項で β は境界条件式からの誤差を表す項である。また、 σ がここで導入した滑らかさの制約の項で λ は滑らかさの制約の重み係数である。 σ は造影剤の流出量 f_k が隣接ブロック間でどれくらい変化するかを表しており、 f_k の空間分布が滑らかであれば小さな値になる。ここで、ブロック (i, j) の隣接ブロックとは図 3-3 に示した 6 つのブロック (ブロック $(i + n_x, j + n_y)$, $(n_x, n_y) \in N$) である。 σ の計算の際には、隣接ブロック間でブロック内の造影剂量に違いがある場合を想定し、各ブロック内の造影剂量で正規化した量を用いた。なお、正規化の際に第 m コマあるいは第 $m+1$ コマにおける造影剂量を用いると、分子がゼロでないときにも分母がゼロになる場合があり都合が悪い。そこで第 m コマと第 $m+1$ コマにおける造影剂量のうち小さく



- ブロック (i, j) : 中央太線ブロック
- ブロック (i, j) の隣接ブロック
 - 6 つの細線ブロック $(i + n_x, j + n_y)$,
 - $(n_x, n_y) \in N,$
 - $N = \{ (1, -1), (2, 0), (1, 1), (-1, 1), (-2, 0), (-1, -1) \}$
- 各ブロックの中心 : ●

図 3-3 隣接ブロック

ない方の値 c_{max} を用いて正規化を行った。従って、正規化の分母 c_{max} がゼロとなるのは非造影領域ブロックのみである。この場合は対応する項をゼロとして計算した。また、滑らかさの制約の重み係数 λ は流れの分布の滑らかさの度合いや雑音の程度を考慮して決定しなくてはならない。このとき、滑らかさの制約が附加的なものであることを考慮すれば、解が安定的に求められる範囲内では λ はできるだけ小さい方がよいと考えられる。あとに示す適用例では、経験的に定めた値を使っている。

結局、造影剤の移動量の分布 $f_k(i, j, m, m+1)$ を求める問題は次の制約条件付き最小化問題に帰着されたことになる。

[問題 1]

$$\text{最小化関数 } J = \varepsilon^2 + \beta^2 + \lambda \times \sigma^2 \quad \dots (3-9)$$

$$\text{制約条件 } c(i, j, m) \times \alpha \geq \sum_{f_k > 0}^k f_k(i, j, m, m+1) \quad \dots (3-4),$$

$$c(i, j, m+1) \times \alpha \geq \sum_{f_k < 0}^k \{-f_k(i, j, m, m+1)\} \quad \dots (3-5),$$

$c(i, j, m) = 0$ のとき

$$f_k(i, j, m, m+1) \leq 0 \quad (k=1, 2, \dots, 6) \quad \dots (3-6),$$

$c(i, j, m+1) = 0$ のとき

$$f_k(i, j, m, m+1) \geq 0 \quad (k=1, 2, \dots, 6) \quad \dots (3-7).$$

但し、全ての式に

$$\begin{cases} f_4(i, j, m, m+1) = -f_1(i-1, j+1, m, m+1) \\ f_5(i, j, m, m+1) = -f_2(i-2, j, m, m+1) \\ f_6(i, j, m, m+1) = -f_3(i-1, j-1, m, m+1) \end{cases} \quad \dots (3-3)$$

を代入して f_k ($k=4, 5, 6$) を消去しておく。

Horn らの濃度こう配法⁽¹⁹⁾では、2. 5で紹介したように、速度ベクトル分布を求める問題が制約条件のない最小化問題に帰着された。一方、本論文で提案する方法では、上記の〔問題1〕のように制約条件付きの最小化問題に帰着された。そこで、この問題を解くためにこう配射影法を用いた⁽³³⁾。こう配射影法とこう配射影法の〔問題1〕への適用については3. 2. 6で説明する。

3. 2. 6 こう配射影法による評価関数の最小化

制約条件付き最小化問題〔問題1〕の最適解（評価関数を最小にする解）を求めるために、繰り返し法の一つであるこう配射影法⁽³³⁾を用いた。本節ではこう配射影法の基本的な考え方を紹介するとともに〔問題1〕に対する同手法の適用について簡単に考察する。

まずこう配射影法の基本的な考え方を紹介する。そのために次の制約条件付き最小化問題を考える。

$$\begin{cases} \text{最小化関数} & g(\underline{x}), \\ \text{制約条件} & \underline{x} \in F. \end{cases}$$

ここで、 \underline{x} は n 次元ベクトルであり、 \underline{x} の許される範囲 $F \subset R^n$ （以下、可能領域：Feasible Region）は閉集合であるとする。なお、本論文ではベクトル量に、 \underline{x} のように下線を付して表記する。いま、許容方向 \underline{d} を次のように定義する。

[定義]

$\underline{x} \in F$ と $\underline{d} \in R^n$ に対して $\delta' > 0$ が存在して

$$\underline{x} + \delta \times \underline{d} \in F, \quad \forall \delta \in [0, \delta']$$

となるとき、 \underline{d} を \underline{x} における許容方向という。

（定義終わり）

図3-4に許容方向の例を示す（上の定義で δ' が1以下の場合も有り得ることに注意）。図中*印のついたベクトルの方向は許容方向ではない。

こう配射影法においては、 k 回目の探索で可能領域内の点 $\underline{x}_k \in F$ が与えられたときに、次の探索点 \underline{x}_{k+1} を次式を満たす範囲で探索する。

$$g(\underline{x}_{k+1}) < g(\underline{x}_k), \quad \underline{x}_{k+1} \in F.$$

そして、同様の探索を順次行うことによって、最小化関数 g を最小にする点を求める。点 \underline{x}_{k+1} を探索する際には、点 \underline{x}_k における許容方向でありかつ最小化関数

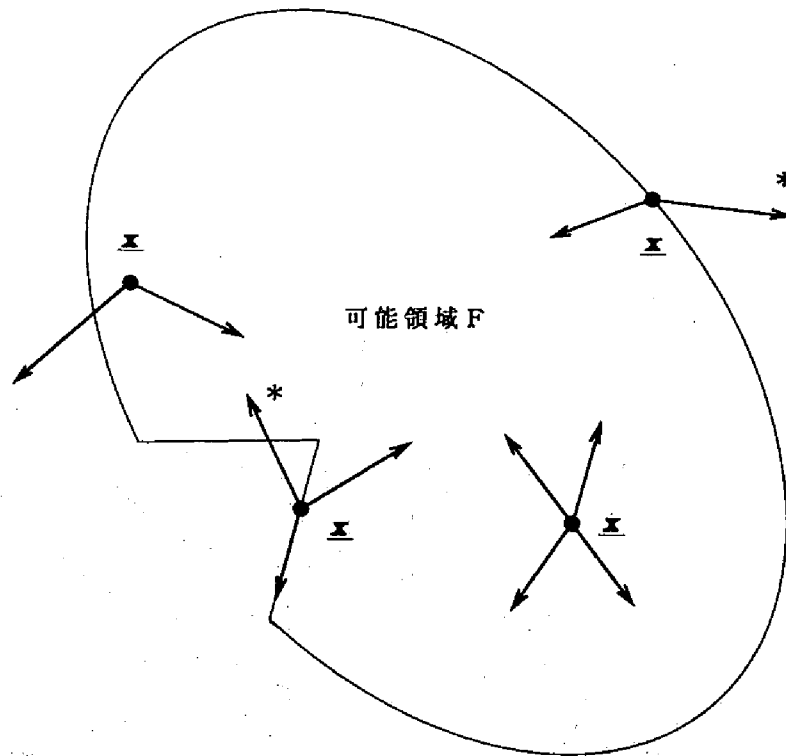


図 3 - 4 許容方向の例

g を減少させる方向へ向かって探索を行い、その方向で g を最小にする点を次の探索点 \underline{x}_{k+1} とする。もちろん探索は可能領域 F の内部に限られる。そして、 g を減少させる許容方向がなくなった場合に探索が終了する。最小化関数 g を減少させる許容方向としては次の方向を用いる。但し、 $\underline{\nabla} g(\underline{x})$ は \underline{x} における g のこの配ベクトルである。

①最急降下方向 $-\underline{\nabla} g(\underline{x}_k)$ が許容方向である場合は $-\underline{\nabla} g(\underline{x}_k)$ の方向。

②①以外の場合には、 $-\underline{\nabla} g(\underline{x}_k)$ を可能領域 F の輪郭へ直交射影した方向。

図 3 - 5 にこう配射影法による探索の様子を示す。任意の初期値 $\underline{x}_0 \in F$ から出発して、こう配射影法によって最適解が求められるためには、可能領域 F が凸でありかつ最小化関数 $g(\underline{x})$ が凸関数でなくてはならない⁽³³⁾。つまり図 3 - 6 のような場合にはこう配射影法によって最適解を求めることができない。図 3 - 6 (a) では可能領域 F が非凸であり、図 3 - 6 (b) では最小化関数 $g(\underline{x})$ が非凸関数である。図 3 - 6 (a), (b) いずれの場合においても、探索開始点によっては、最適解とは異なる局所最適解において探索が終了してしまう。

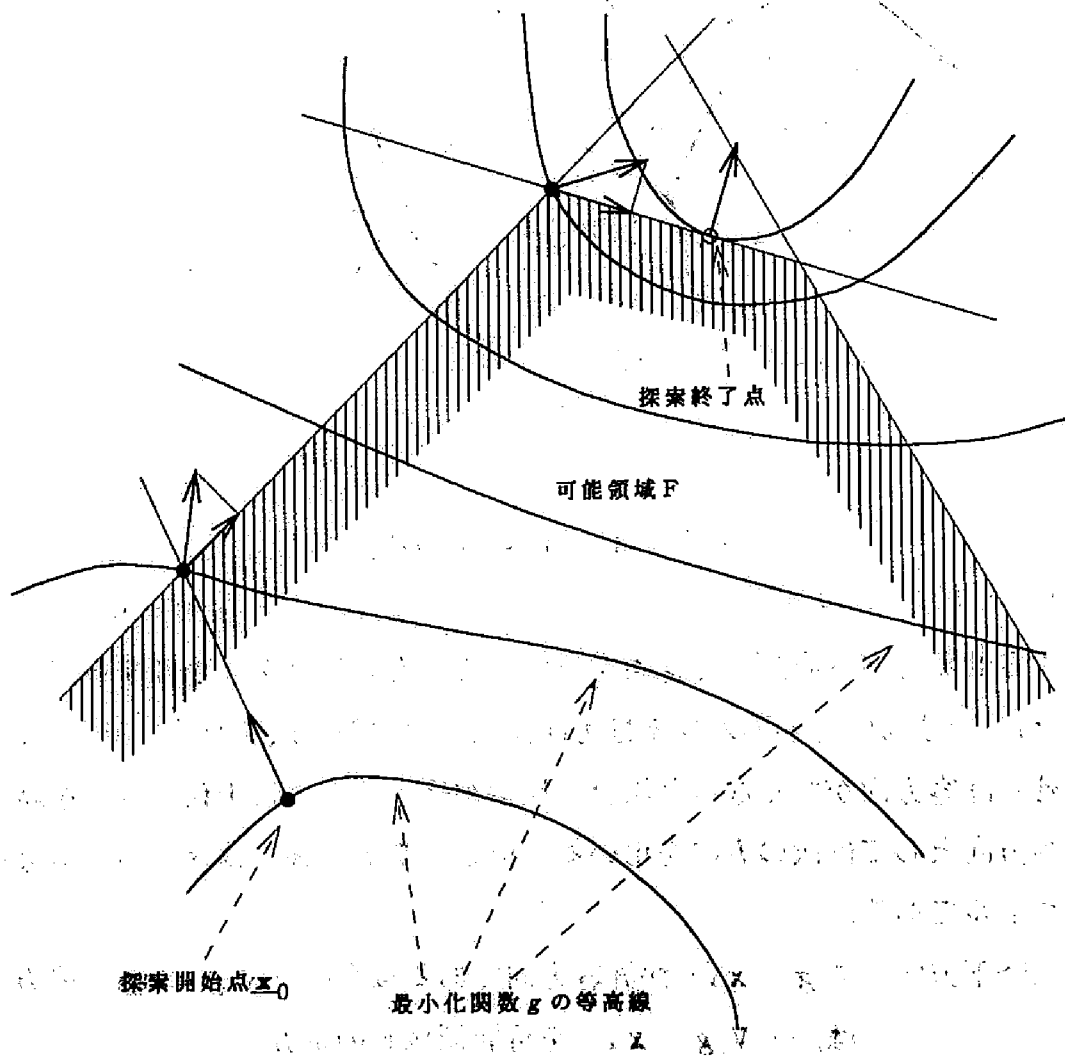
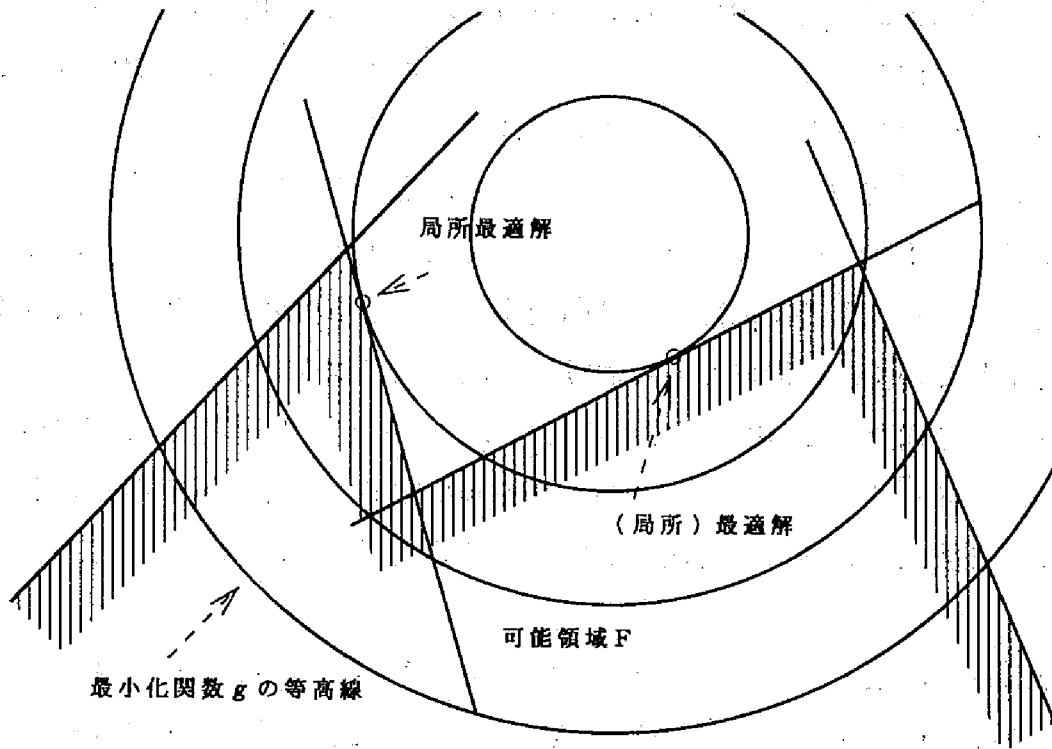
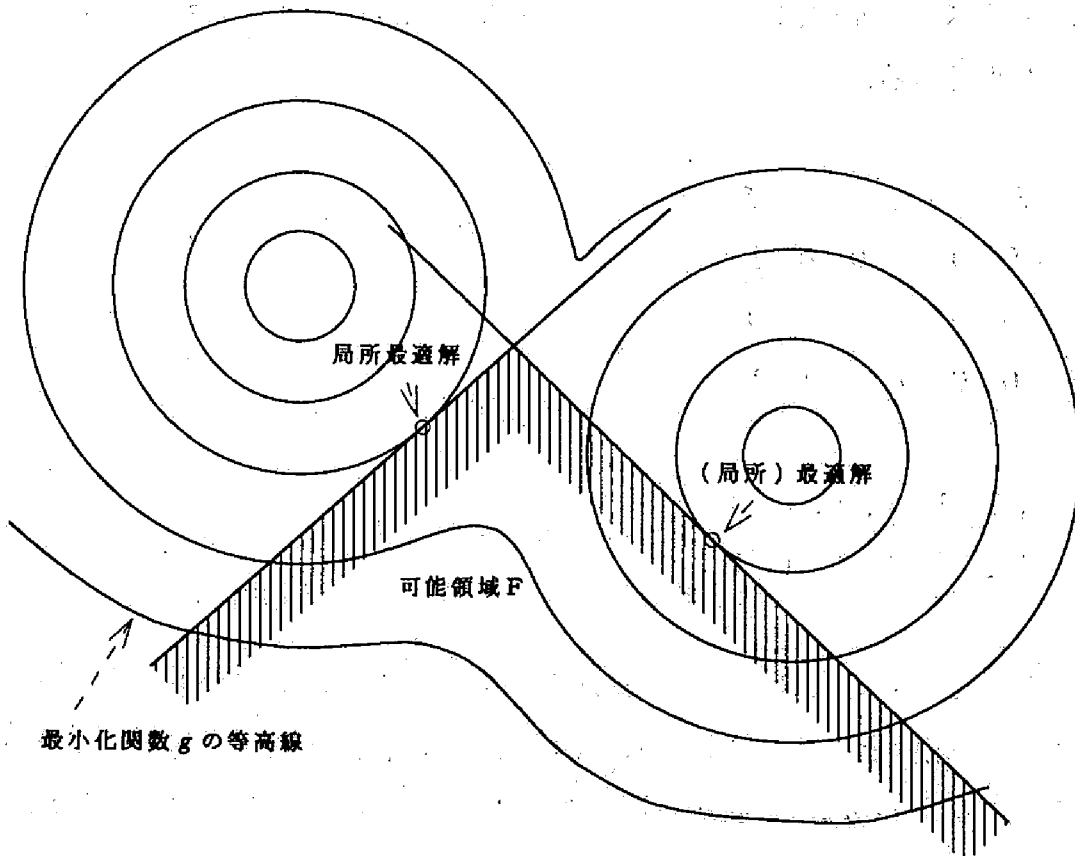


図 3-5 投影法による探索



(a) 可能領域が非凸



(b) 評価関数が非凸

図 3-6 こう配射影法の適用が不適当な例

また、こう配射影法を適用するためには何らかの方法で可能領域内の点 \underline{x}_0 を求めておかなければならない。〔問題 1〕において可能領域内の点を初期値として与える方法についてはこの節の最後で簡単に説明する。

さて、ここで〔問題 1〕へのこう配射影法の適用について考察する。〔問題 1〕においては、最小化すべき関数 J ((3-9) 式) が凸関数であることはその定義から明かである。そこで以降では〔問題 1〕における可能領域 F が凸領域であることを示していく。〔問題 1〕における可能領域 F は (3-4) および

(3-5) 式を満たす f_k の範囲である ((3-6) と (3-7) 式はこれらに含まれる)。 (3-4) および (3-5) 式を満たす範囲が凸領域であることを示すために、まず、これらの式を次の形式に書き直しておく。

$$c(i, j, m) \times \alpha \geq \underline{h}_n \cdot \underline{f}^t \quad (n=1, 2, \dots, 63) \quad \dots (3-4)'$$

$$-c(i, j, m+1) \times \alpha \leq \underline{h}_n \cdot \underline{f}^t \quad (n=1, 2, \dots, 63) \quad \dots (3-5)'$$

ここで、 \cdot はベクトルの内積を、 t はベクトルの転置を表す。また、 \underline{h}_n と \underline{f} は次の横ベクトルである。

$$\underline{f} = [f_1, f_2, f_3, f_4, f_5, f_6],$$

$$\underline{h}_1 = [0, 0, 0, 0, 0, 1],$$

$$\underline{h}_2 = [0, 0, 0, 0, 1, 0],$$

$$\underline{h}_3 = [0, 0, 0, 0, 1, 1],$$

$$\vdots$$

$$\underline{h}_{62} = [1, 1, 1, 1, 1, 0],$$

$$\underline{h}_{63} = [1, 1, 1, 1, 1, 1].$$

いま、(3-4) 式と (3-4)' 式が等価であること、すなわち (3-4) 式を満たす f_k の範囲と (3-4)' 式を満たす f_k の範囲が互いに等しいことを示しておく。ベクトル \underline{h}_n の定義から明らかなように、任意の \underline{f} (すなわち f_k) に対し、

$$\sum_k^{f_k > 0} f_k(i, j, m, m+1) = \underline{h}_\ell \cdot \underline{f}' \quad (1 \leq \ell \leq 63) \quad \dots (3-10)$$

を満たす ℓ が少なくとも一つ存在する. そして (3-10) 式を満たす ℓ と任意の n に対し次式が成立する.

$$\underline{h}_\ell \cdot \underline{f}' \geq \underline{h}_n \cdot \underline{f}' \quad (n = 1, 2, \dots, 63) \quad \dots (3-11)$$

なぜならば $\underline{h}_\ell \cdot \underline{f}'$ は f_k のうち正の成分のみの和であるが, $\underline{h}_n \cdot \underline{f}'$ ($n \neq \ell$) ではゼロ以下の成分をも加算するからである. (3-10) および (3-11) 式から, (3-4) 式

$$c(i, j, m) \times \alpha \geq \sum_k^{f_k > 0} f_k(i, j, m, m+1) \quad \dots (3-4) \quad (\text{再掲載})$$

が成立するとき (3-4)' 式がすべて成立することがわかる. 逆にすべての (3-4)' 式が成立するとき, (3-4) 式が成立することも (3-10) および (3-11) 式より明かである. よって (3-4) 式を満たす \underline{f} の範囲と (3-4)' 式を満たす \underline{f} の範囲が互いに等しいことが示された. 制約条件 (3-5) 式と (3-5)' 式の等価性も同様にして示すことができる.

以上のようにして, 書き直された制約条件 (3-4)' および (3-5)' 式をもとに, 可能領域 F すなわち, 制約条件式を満たす領域が未知数 f_k の空間で凸領域であることを示す. いま, 制約条件 (3-4)' および (3-5)' 式において等号が成立する場合を考えると, これらは未知数 f_k の空間内での超平面を表す. 従って, 可能領域 F はこれらの超平面で分離された半空間の共通部分で表される領域となる. このことから, 可能領域 F が凸領域であることは明かである. 図 3-7 に簡単な例での可能領域 F の模式図を示す.

このように, 最小化関数が凸関数でありかつ可能領域 F が凸領域であるため,

[問題1] をこう配射影法によって解くことができる*)。また、可能領域の境界が超平面で表されることから、許容方向を求める際の射影作用素を簡単に求めることができる。このことは[問題1]にこう配射影法を適用する際に非常に都合がよい。

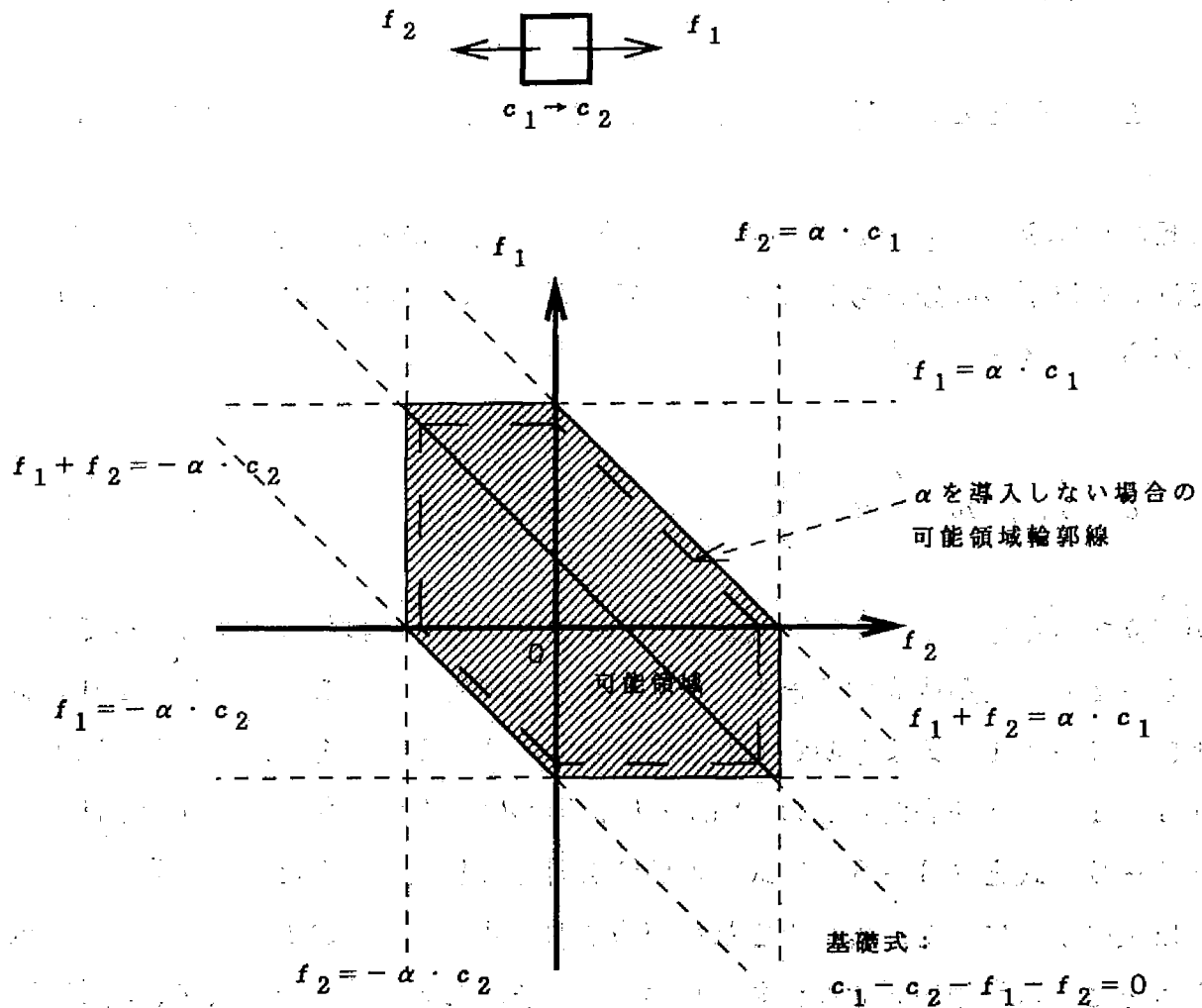


図3-7 可能領域の例

*) 最適解を求めるために、実際には無限回の手続きが必要になる場合がある。しかしながら、本論文で目的とするのは評価関数の最小化そのものではなく、血流速度分布の推定である。従って、必ずしも最適解を求める必要はない。そこで繰り返し計算の途中で更新ベクトルが非常に小さくなった場合や繰り返し回数があるかじめ設定した最大回数を越えた場合には計算を終了するようなプログラムを作成した。

最後にこう配射影法を適用する際の、計算の初期値の与え方について簡単に説明する。先にも述べたように、計算の初期値としては可能領域内の点を選ぶ必要がある。次の2つの場合にわけて考える。

①推定する f_k に対して何の事前情報も使わない場合。

全ての $f_k(i, j, m, m+1)$ をゼロとしたものを計算の初期値に選ばばよい。全ての f_k をゼロとした場合に制約条件 (3-4) ならびに (3-5) 式が満足されることは明かである。

② f_k の近似解が何らかの方法で得られている場合。

これは、たとえば連続数コマの画像データから血流速度ベクトル分布を推定する場合である。この場合には第 m コマと第 $m+1$ コマ間での f_k の推定結果を、第 $m+1$ コマと第 $m+2$ コマ間での f_k の近似解として用いることができる。また、何らかの別の方法で求めた結果を近似解とする場合⁽³⁰⁾、⁽³¹⁾ も考えられる。この場合には、あらかじめ求められている近似解が可能領域内にあれば近似解をそのまま計算の初期値とすればよい。また、近似解が可能領域の外部にある場合には、近似解から可能領域の境界を表す超平面へ垂線をおろし、垂線のあしを初期値とすればよい。この際、許容方向を求めるのと同様の手続きで可能領域の境界を表す超平面への垂線のあしを求めることができる。

3. 2. 7 造影剤の移動量から血流速度ベクトルへの変換

これまでに説明した評価関数の最小化によって得られる量 f_k は、移動した造影剤の量を表している。ここではブロック (i, j) から隣接ブロックへ移動した造影剤の量 $f_k(i, j, m, m+1)$ を用いてブロック (i, j) における血流速度ベクトルを計算する方法を説明する。

まず、 $f_k(i, j, m, m+1)$ ($k=1, 2, \dots, 6$) のうち正の成分のみを選ぶ。これらはブロック (i, j) から流出した造影剤の量に相当する。次にこれらを第 m コマにおける造影剂量 $c(i, j, m)$ で除して正規化を行う。正規化された量は第 m コマから第 $m+1$ コマの間にブロック (i, j) から流出する造影剤の割合 (washing-out rate) を示しており、血流速度に比例した量であると考えられる。各ブロックにおいては f_1 から f_6 の6つの成分が推定されているので、これらを正規化した量を適当に合成して血流速度ベクトルを計算する必要がある。但し、

図3-8に示したように、造影剤パターンの分裂が見られるような場合には、一つのブロックにおいて、造影剤パターンの分裂に対応して複数の血流速度ベクトルを計算する。図3-8の場合には $S_1 = \{f_1, f_2, f_6\}$ から一つの血流速度ベクトルを、 $S_2 = \{f_4\}$ からもう一つの血流速度ベクトルを計算する。このように造影剤パターンの分裂が見られる場合には、合成できる成分の組（図3-8の例における S_1, S_2 ）を求める必要がある。合成可能な成分の組 S_n を求めるための手続きは3.2.8に示す。合成可能な成分の組 S_n を求めた後、ブロック (i, j) における血流速度ベクトル $\underline{v}_n = (v_{xn}, v_{yn})$ を次式によって計算する。

$$\underline{v}_n = (v_{xn}, v_{yn}) = \frac{1}{c(i, j, m) \times \Delta t} \times \sum_{f_k \in S_n} \{f_k(i, j, m, m+1) \times \underline{d}_k\} \quad \dots (3-12)$$

ここで、 Δt は2コマ間の時間間隔であり、 \underline{d}_k はブロック (i, j) の中心点とブロック (i, j) の隣接ブロックの中心点を結ぶベクトルである（図3-9）。 \underline{d}_k は、 x 軸方向ならびに y 軸方向へのブロックの大きさ b_x と b_y を用いて次のように表される。

$$\begin{cases} \underline{d}_1 = (b_x/2, -b_y), & \underline{d}_2 = (b_x, 0), \\ \underline{d}_3 = (b_x/2, b_y), & \underline{d}_4 = (-b_x/2, b_y), \\ \underline{d}_5 = (-b_x, 0), & \underline{d}_6 = (-b_x/2, -b_y). \end{cases} \quad \dots (3-13)$$

3. 2. 8 合成可能な f_k の組 S_n の生成法

以下の手順により各ブロックにおいて合成可能な f_k の組 S_n を生成する.

[step 1] $S_n = \{\phi\}$ ($n=1, 2, 3$),

$n=1$,

$O = \{f_k \mid f_k(i, j, m, m+1) > 0, k=1, 2, \dots, 6\}$

: (流出成分の組)

とする.

$O = \{\phi\}$ なら [step 7] へ,

そうでなければ [step 2] へいく.

[step 2] $l = [f_k \text{ が } O \text{ の要素である最小の } k]$ とする.

[step 3] f_l を S_n に加え, 同時に O から f_l を取り除く.

[step 4] $O = \{\phi\}$ なら [step 7] へ,

そうでなければ [step 5] へいく.

[step 5] f_l が O の要素であり, $f_{FCN(l+1)}$ あるいは $f_{FCN(l-1)}$ が

S_n の要素である最小の l を探す.

そのような l が見つければ [step 3] へ,

そうでなければ [step 6] へいく.

但し, $FCN(k)$ ($0 \leq k \leq 7$) は次式で定義された関数である.

$$FCN(k) = \begin{cases} 6 & (k=0), \\ k & (1 \leq k \leq 6), \\ 1 & (k=7). \end{cases}$$

[step 6] $n = n+1$ とする.

[step 2] へいく.

[step 7] 終了.

上記の手続きにより造影剤パターン分裂の一部に対応した S_n を生成することができる (ブロックが大きさを持っていることなどから必ずしもすべての分裂パターンに対応できるわけではない). 各ブロックで最大3組の S_n が得られる.

3. 3 重複ブロック分割法による血流速度ベクトル分布の推定法^{(34) - (38)}

3. 3では3. 2で説明した単純ブロック分割法の問題点を述べ、その内の一部を解決する方法（重複ブロック分割法）を説明する。

3. 3. 1 単純ブロック分割法の問題点

3. 2で説明した血流速度ベクトル分布の推定法（単純ブロック分割法）では画像をブロックに分割した後に、2コマ間での造影剤の移動をブロック単位で推定した。分割ブロックの大きさは2コマ間での造影剤の最大移動距離に応じて決定する必要があった（3. 2. 2 [仮定1]）。このため画像データを得る時間間隔を十分に細かくできない場合には、ブロックが大きくなり次の3つの問題点が生じる場合があった^{(31), (32)}。

- ①推定できる血流速度ベクトルが大きなブロック内での平均的な血流を表すにすぎないこと（空間解像度の低さ）。
- ②血流速度ベクトルの推定点を空間的に細かく配置できないため、流れの分布の細かい観測ができないこと。
- ③附加的に設けた滑らかさの制約条件のため、必要以上に滑らかな解が求まり、適切な解が求められない場合があること。

単純ブロック分割法では滑らかさの項を設定することにより、隣接するブロック間での f_x の変化が少ない解が求められることになる。しかし、ブロックが大きい場合には、真の造影剤の移動を表す量 f_x が隣接ブロック間で大きく異なる値を取る可能性がある。このような場合に問題点③が現れる。

これらの問題点を解決する最も直接的な方法は、画像データを得る時間間隔を短くすることである。しかしながら、臨床で通常使われている撮影速度は限られており、従って画像データを得る時間間隔を十分に短くできない場合における対策も必要である。ところが、本論文で提案しているブロック分割を基本とした基礎式（3-2）に基づいた推定法では、問題①を避けることはできない。また、第2章2. 5で紹介したとおり、他の動画画像処理法においても、画像データを得る時間間隔を十分に短くすることができない場合には、一般に移動ベクトルを精度良く推定することが困難になる^{(20) - (23)}。すなわち、問題点①は本論文で提案

した手法に限らず、一般の画像処理法に共通した問題であり解決は容易ではない。そこで本論文では、問題点②および③を解決する目的で、以降において重複ブロック分割を導入した方法（以下重複ブロック分割法と呼ぶ）を提案する。

なお、これらの問題点の実例については、あとで示す提案手法の適用例の章であわせて紹介する。

3. 3. 2 重複ブロック分割

3. 2の単純ブロック分割法では各ブロックを互いに重なることなく配置していた。一方、ここでは図3-10に示すように、部分的に重なるブロックを配置する。ここで行ったブロック分割を重複ブロック分割と呼び、3. 3. 3以降で説明する血流速度の推定法を重複ブロック分割法と呼ぶ。ブロックの大きさ b_x お

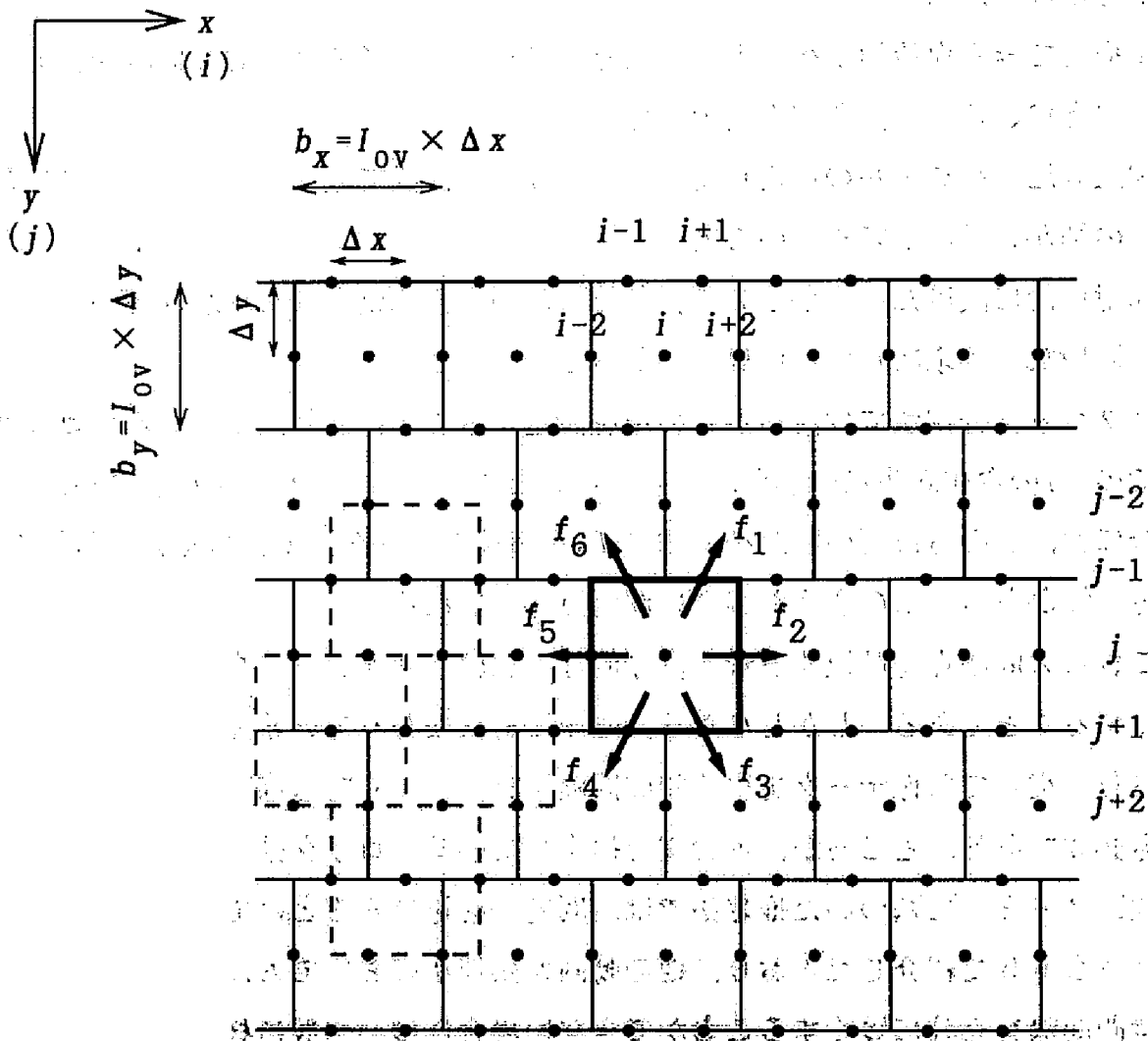


図3-10 重複ブロック分割 ($I_{ov}=2$)

よび b_y は、3. 2 の場合と同じ仮定を満たすように決定する。図 3-10 では、
・で各ブロックの中心点を示し、一部のブロックの輪郭線を実線あるいは破線で
表示した。いま、 x 軸ならびに y 軸方向へのブロックの中心点の間隔を Δx およ
び Δy とする。このとき、ブロックの中心点の座標は、 Δx と Δy ならびに整数
 i と j を用いて、 $(i \times \Delta x / 2, j \times \Delta y)$ と表すことができる。以下 3. 2 の
場合と同様に、ブロックの中心点の座標が $(i \times \Delta x / 2, j \times \Delta y)$ で表される
ブロックをブロック (i, j) と呼ぶことにする。また、重複ブロック分割を行う
際には、ブロックの中心点の間隔をブロックの大きさの $1 / I_{ov}$ (I_{ov} : 正の整
数、図 3-10 では $I_{ov} = 2$) となるように選ぶ。つまり、 $b_x = I_{ov} \times \Delta x$ およ
び $b_y = I_{ov} \times \Delta y$ である。従って $I_{ov} \geq 2$ では部分的に重なるブロック群が得ら
れ、 $I_{ov} = 1$ と選べば重なりのないブロック群が得られる。また、中心点が I_{ov}
個離れたブロック同士が互いに接することになる。すなわち $I_{ov} = 1$ の場合が
3. 2 と同じブロック分割法となる。以後 I_{ov} をブロックの多重度あるいは単
多重度と呼ぶ。ブロックの多重度 I_{ov} を大きくするとブロックの空間的な密度が
増加し、近傍ブロック同士が重なりあう領域の面積が大きくなる。以上のことか
ら多重度 I_{ov} を充分大きくとれば、単純ブロック分割法で生じた 3 つの問題点の
うちの 2 つ (問題点②および③) を解決することができると考えられる。しかし、
 I_{ov} を大きくすれば計算量も I_{ov}^2 に比例して増加することに留意しておかなくて
はならない。また、血流速度ベクトルの推定は単純ブロック分割法の場合と同じ
大きさのブロックを単位として行われるため、血流速度ベクトルを推定できる空
間分解能が増すわけではない。すなわち、重複ブロック分割法では、最終的に得
られる血流速度ベクトルの分布図上で血流速度ベクトルが単純ブロック分割法に
比べて空間的に密に表示されるものの各ベクトルはやはり単純ブロック分割法の
場合と同じ大きさのブロック内での平均的な血流を表しているのである。つまり、
問題点①については未解決のままである。この問題を解決するためには、
3. 3. 1 でも述べたように、画像データを得る時間間隔を十分に短くすること
が必要であろう。

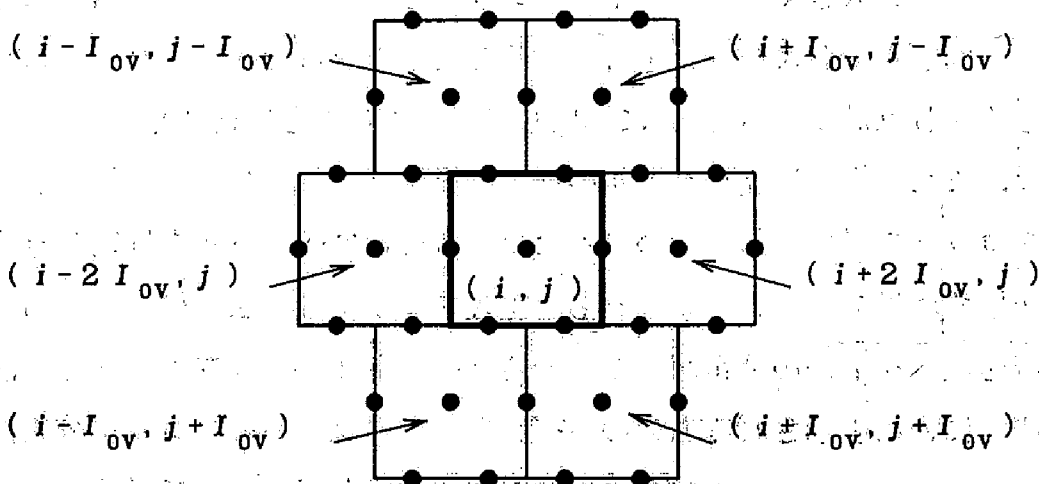
ここで、以後の説明の便宜上、次の 3 つの用語を定義しておく (図 3-10,
図 3-11 および図 3-12 参照)。

[定義1] 基礎単純ブロックセット (図3-10)

図3-10の実線ブロック群や破線ブロック群のように、その輪郭線が互いに接するブロック同士からなる一群のブロックを基礎単純ブロックセットと呼ぶ。ブロックの多重度を I_{ov} とした場合には、 I_{ov}^2 組の基礎単純ブロックセットがあることになる。あとに示す境界条件の表記の都合上、これらの基礎単純ブロックセットに番号をつけ、基礎単純ブロックセット s ($1 \leq s \leq I_{ov}^2$) と呼ぶことにする (番号はどのような順番につけてもかまわない)。(定義終わり)

[定義2] ブロック (i, j) の隣接ブロック (図3-11)

ブロック (i, j) と接する6つのブロックを、ブロック (i, j) の隣接ブロックと呼ぶ。すなわち、 I_{ov} をブロックの多重度としたとき、図3-11に示したように、ブロック $(i + I_{ov}, j - I_{ov})$ 、ブロック $(i + 2I_{ov}, j)$ 、ブロック $(i + I_{ov}, j + I_{ov})$ 、ブロック $(i - I_{ov}, j + I_{ov})$ 、ブロック $(i - 2I_{ov}, j)$ 、およびブロック $(i - I_{ov}, j - I_{ov})$ がブロック (i, j) の隣接ブロックである。(定義終わり)

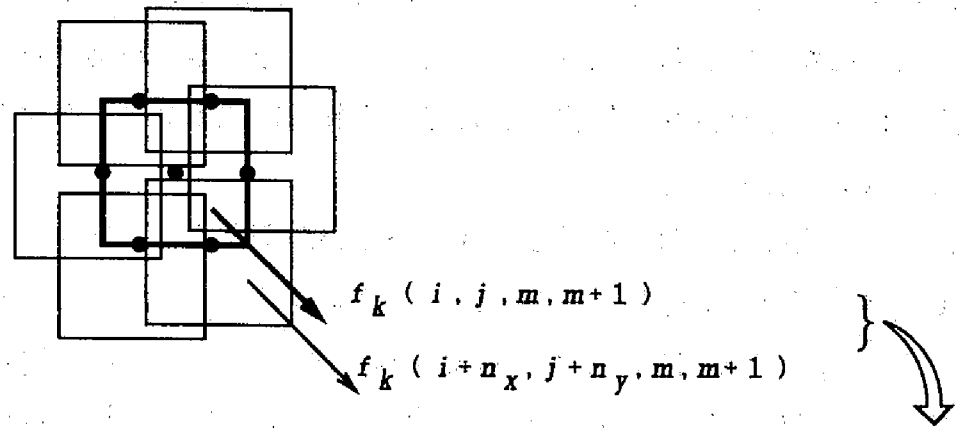


ブロック (i, j) : 中央太線ブロック

ブロック (i, j) の隣接ブロック : 6つの細線ブロック

各ブロックの中心 : ●

図3-11 重複ブロック分割における隣接ブロック ($I_{ov} = 2$)



滑らかさの制約

ブロック (i, j) : 中央太線ブロック

ブロック (i, j) の近傍ブロック

: 6つの細線ブロック $(i+n_x, j+n_y)$.

$(n_x, n_y) \in N$,

$N = \{(1, -1), (2, 0), (1, 1),$

$(-1, 1), (-2, 0), (-1, -1)\}$

(重なりを避けるため、輪郭線をずらして表示している)

各ブロックの中心: ●

図3-12 重複ブロック分割における近傍ブロック ($I_{ov}=2$)

【定義3】 ブロック (i, j) の近傍ブロック (図3-12)

その中心がブロック (i, j) の中心を取り囲んでいる6つのブロックを、ブロック (i, j) の近傍ブロックと呼ぶ。すなわち、図3-12に示したとおり、ブロック $(i+n_x, j+n_y)$ ($(n_x, n_y) \in N, N = \{(n_x, n_y) \mid (1, -1), (2, 0), (1, 1), (-1, 1), (-2, 0), (-1, -1)\}$) がブロック (i, j) の近傍ブロックである。ただし、図3-12では、近傍ブロックの輪郭線が重なりあうことを避けるため、近傍ブロックの輪郭線をずらして表示している。(定義終わり)

【定義1】からわかるように、一つの基礎単純ブロックセットによって画像全体を埋め尽くすことができる。すなわち、一つの基礎単純ブロックセットが単純ブロック分割の際に設定したブロックの組と等価であると言える。ま

た、各々の基礎単純ブロックセットは他の基礎単純ブロックセットを平行移動させたものになっている。従って、重複ブロック分割は、単純ブロック分割の際に設定したブロック群を平行移動させて得られる複数のブロックの組を重ね合わせて得られると言ってもよい。

また、[定義2]および[定義3]からわかるように、ブロックの多重度 I_{0v} が1（単純ブロック分割）の場合には、ブロック (i, j) の隣接ブロックとブロック (i, j) の近傍ブロックは同じブロックであり、ブロックの多重度 I_{0v} が2以上の場合には、ブロック (i, j) とその近傍ブロックは部分的に重なりあうことになる。

3. 3. 3 推定のための仮定

2コマ間での造影剤の移動に関して3. 2と同じ仮定をおく。次に仮定を再掲載しておく。

[仮定1] 造影剤の移動は隣接ブロック間に限る。

[仮定2] 対象領域内に造影剤の生成点および消失点が無い。

3. 3. 4 推定の基礎式と最大流量制約条件

重複ブロック分割を用いた場合にも、第 m コマにおける各ブロック内の造影剤の量を $c(i, j, m)$ 、第 m コマから第 $m+1$ コマの間にブロック (i, j) からその隣接ブロックへ流出する造影剤の量を $f_{\pm}(i, j, m, m+1)$ とする（図3-10）。このときにも、推定の基礎式や最大流量制約条件として、3. 2. 3で導入したのと同じ式が成立する。以下に（3-2）式から（3-7）式までをまとめて再掲載しておく。但し、（3-3）式だけはブロック (i, j) の隣接ブロックの番号が変わるため、次のとおりに変更される。

なお、これらの式は全て隣接するブロックの f_{\pm} を関連づけるものである。すなわち、これらの式で関連づけられているのは同じ基礎単純ブロックセットに属するブロックにおける f_{\pm} のみである。異なる基礎単純ブロックセットに属するブロックにおける f_{\pm} は、3. 3. 6で導入する滑らかさの制約によって関連づけられるようになる。

推定の基礎式

$$c(i, j, m) - c(i, j, m+1) - \sum_{k=1}^6 f_k(i, j, m, m+1) = 0 \quad \dots (3-2)$$

[仮定1] から導かれる条件式

$$\begin{cases} f_4(i, j, m, m+1) = -f_1(i - I_{ov}, j + I_{ov}, m, m+1) \\ f_5(i, j, m, m+1) = -f_2(i - 2I_{ov}, j, m, m+1) \\ f_6(i, j, m, m+1) = -f_3(i - I_{ov}, j - I_{ov}, m, m+1) \end{cases} \quad (I_{ov}: \text{ブロックの多重度}) \quad \dots (3-3)$$

最大流量制約条件

$$c(i, j, m) \times \alpha \geq \sum_{k}^{f_k > 0} f_k(i, j, m, m+1) \quad \dots (3-4)$$

$$c(i, j, m+1) \times \alpha \geq \sum_{k}^{f_k < 0} \{-f_k(i, j, m, m+1)\} \quad \dots (3-5)$$

最大流量制約条件の特殊な場合

$c(i, j, m) = 0$ のとき,

$$f_k(i, j, m, m+1) \leq 0 \quad (k=1, 2, \dots, 6) \quad \dots (3-6)$$

$c(i, j, m+1) = 0$ のとき,

$$f_k(i, j, m, m+1) \geq 0 \quad (k=1, 2, \dots, 6) \quad \dots (3-7)$$

3. 3. 5 境界条件

単純ブロック分割法の場合と同様の境界条件が重複ブロック分割法の場合にも成立する。但し、重複ブロック分割法の場合にはブロック全体に着目するのではなく、一つの基礎単純ブロックセットに着目しなくてはならない。いま、重複ブ

ロック分割を行った場合においても、3. 2. 4で定義したのと同様に境界領域ブロックや内部領域ブロックを定義する(図3-13)。但し、注目領域内部のブロックのみでなく注目領域輪郭線がその内部を通過するブロックも処理対象ブロックに加える。そして、注目領域輪郭線に接するブロックに加えてこれらの注目領域輪郭線を含むブロックも境界領域ブロックとする。また、境界領域ブロックおよび内部領域ブロックの内、基礎単純ブロックセット s に属するブロック群をそれぞれ $BB(s)$ および $IB(s)$ と表記する。図3-13に重複ブロック分割における境界領域ブロックの例を示しておく。

上記の定義に基づいて重複ブロック分割法の場合の境界条件を導く。いま、[仮定1] および [仮定2] が成立すれば、ひとつの基礎単純ブロックセット s

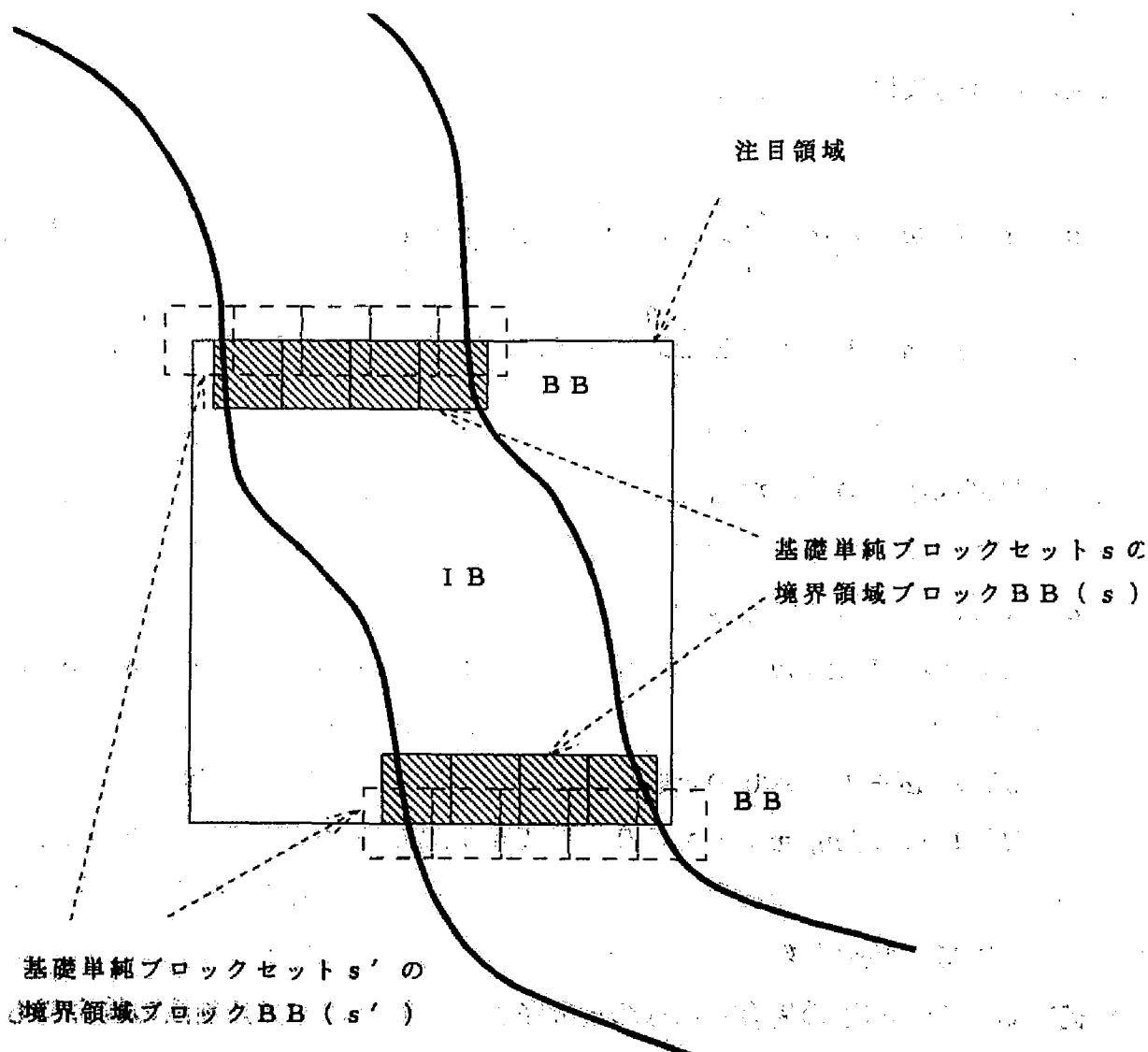


図3-13、重複ブロック分割法における境界領域ブロック

において、内部領域ブロック $IB(s)$ 全体での造影剤量の増減量が境界領域ブロック $BB(s)$ と内部領域ブロック $IB(s)$ の間で移動する造影剤の量に等しい。従って、次の境界条件が成立する。

$$\begin{aligned} & \sum_{IB(s)} \{ c(i, j, m) - c(i, j, m+1) \} \\ &= \sum_{IB(s) \rightarrow BB(s)} f_k(i, j, m, m+1) - \sum_{BB(s) \rightarrow IB(s)} f_k(i, j, m, m+1) \\ & \quad (s = 1, 2, \dots, I_{ov}^2) \quad \dots (3-8)' \end{aligned}$$

一つの基礎単純ブロックセットに注目することを除けば、境界条件 (3-8)' は単純ブロック分割法の境界条件 (3-8) と全く同様である。

3. 3. 6 滑らかさの制約を含む評価関数

3. 2 と同様に次の評価関数を導入し、評価関数を最小化する f_k の組を求める。評価関数は境界条件の項に若干の変更がある以外は 3. 2 で導入した (3-9) 式と形式的には同一である。

$$J = \varepsilon^2 + \beta^2 + \lambda \times \sigma^2 \quad \dots (3-9)'$$

但し、

$$\varepsilon^2 = \sum_{IB} \{ c(i, j, m) - c(i, j, m+1) - \sum_{k=1}^6 f_k(i, j, m, m+1) \}^2,$$

$$\beta^2 = \sum_{s=1}^{I_{ov}^2} \left[\sum_{IB(s)} \{ c(i, j, m) - c(i, j, m+1) - \sum_{IB(s) \rightarrow BB(s)} f_k(i, j, m, m+1) + \sum_{BB(s) \rightarrow IB(s)} f_k(i, j, m, m+1) \} \right]^2,$$

λ : 正の定数,

$$\begin{aligned} \sigma^2 &= \sum_{(i,j)} \sum_{k=1}^6 \sum_{(n_x, n_y) \in N} \{ f'_k(i, j, m, m+1) \\ &\quad - f'_k(i + n_x, j + n_y, m, m+1) \}^2, \\ & f'_k(i, j, m, m+1) \\ &= f_k(i, j, m, m+1) / c_{\max}(i, j, m, m+1) \\ &= f_k(i, j, m, m+1) / \text{MAX} \{ c(i, j, m), c(i, j, m+1) \}, \end{aligned}$$

$$N = \{ (n_x, n_y) \mid (1, -1), (2, 0), (1, 1), (-1, 1), \\ (-2, 0), (-1, -1) \}.$$

3. 2で導入した評価関数と同様、ここで導入した評価関数も基礎式からの誤差の項 ε と境界条件からの誤差の項 β および滑らかさの制約の項 σ からなる。重複ブロック分割の導入により境界条件からの誤差の項 β には若干の変更があるが、他の2つの項は形式的には3. 2の評価関数((3-9)式)と同じである。しかしながら、滑らかさの制約の項 σ の意味は3. 2の場合とここでは次のように異なっている。3. 2では、滑らかさの項 σ は互いに重なることのないブロックの間(隣接ブロック間)での f_k の差として定義されていた(図3-3参照)。一方、本節の評価関数では、滑らかさの項 σ は互いに一部分が重なりあうブロックの間(近傍ブロック間)での f_k の差として定義されている(図3-12参照)。従ってブロックの大きさを十分に小さくできない場合においても、ブロックの多重度 I_{ov} を適切に選ぶことによって、滑らかさの制約の導入を正当化できる。

結局、重複ブロック分割法においても単純ブロック分割法の場合と同様に、2コマ間で移動する造影剤の量の分布 $f_k(i, j, m, m+1)$ を求める問題を次の制約条件付き最小化問題に帰着することができる。

[問題2]

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{最小化関数 } J = \varepsilon^2 + \beta^2 + \lambda \times \sigma^2 \dots (3-9) \end{array} \right.$$

$$\text{制約条件} \quad c(i, j, m) \times \alpha \geq \sum_k^{f_k > 0} f_k(i, j, m, m+1) \quad \dots (3-4),$$

$$c(i, j, m+1) \times \alpha \geq \sum_k^{f_k < 0} \{-f_k(i, j, m, m+1)\} \quad \dots (3-5),$$

$c(i, j, m) = 0$ のとき,

$$f_k(i, j, m, m+1) \leq 0 \quad (k=1, 2, \dots, 6) \quad \dots (3-6),$$

$c(i, j, m+1) = 0$ のとき,

$$f_k(i, j, m, m+1) \geq 0 \quad (k=1, 2, \dots, 6) \quad \dots (3-7).$$

但し、全ての式に

$$\begin{cases} f_4(i, j, m, m+1) = -f_1(i - I_{ov}, j + I_{ov}, m, m+1) \\ f_5(i, j, m, m+1) = -f_2(i - 2I_{ov}, j, m, m+1) \\ f_6(i, j, m, m+1) = -f_3(i - I_{ov}, j - I_{ov}, m, m+1) \end{cases} \quad (I_{ov}: \text{ブロックの多重度}) \quad \dots (3-3)'$$

を代入して f_k ($k=4, 5, 6$) を消去しておく。

3. 3. 7 評価関数の最小化ならびに血流速度ベクトルの計算

3. 3. 6 で示したように、重複ブロック分割法においても、単純ブロック分割法の場合と同様の制約付き最小化問題 [問題 2] が導かれた。[問題 2] における最小化関数 J や制約条件は [問題 1] と全く同じ形式である。従って、[問題 2] も [問題 1] と同様にこの配射影法によって解くことができる。

[問題 2] を解いた後には、3. 2. 7 と同じ手続きによって、各ブロックで計算された造影剤の移動量 f_k を血流速度ベクトルに変換すればよい。

3. 4 結言

本章においては、ブロック分割に基づいて血流速度ベクトル分布を推定する方法を提案した。3. 2では単純なブロック分割に基づいた手法（単純ブロック分割法）を、3. 3では単純ブロック分割法において生じる問題点の一部を解決するために重複ブロック分割に基づいた手法（重複ブロック分割法）を提案した。図3-14に本章で提案した手法の処理の流れ図を示す。3. 2で提案した単純ブロック分割法は、実際には3. 3で提案した重複ブロック分割法に含まれてい

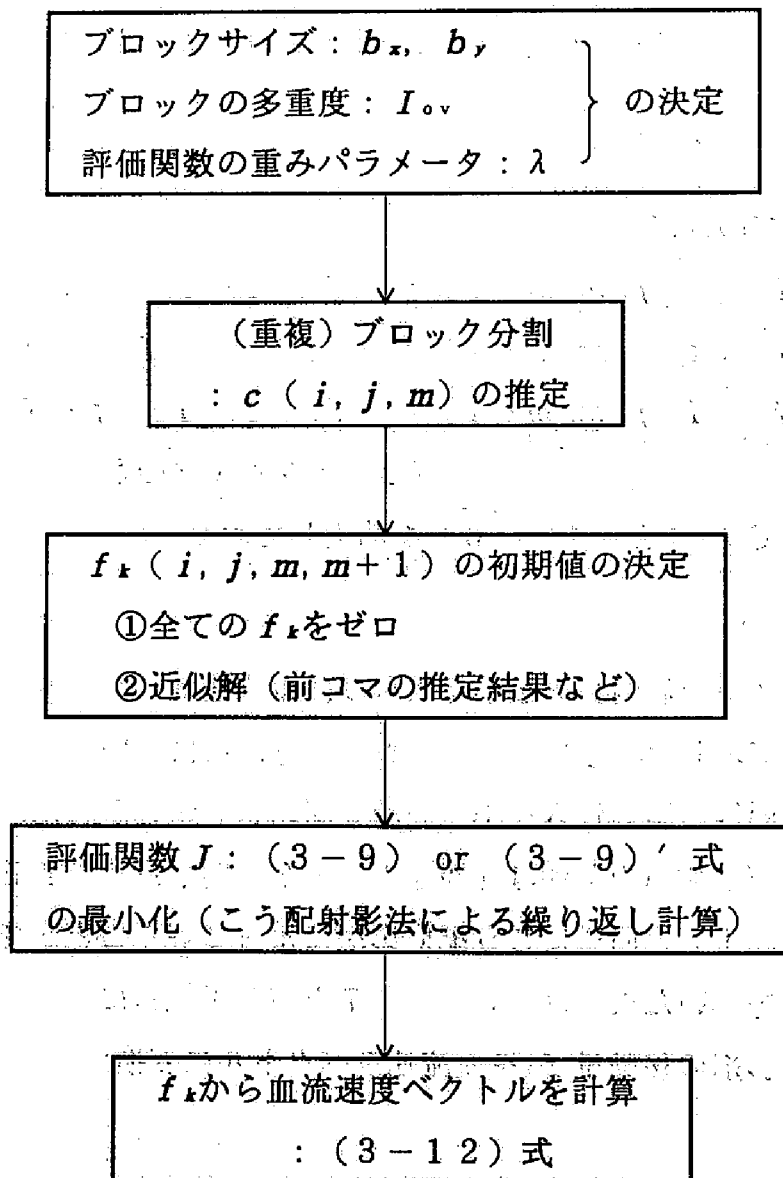


図3-14 処理の流れ

る。すなわち、単純ブロック分割法は重複ブロック分割法においてブロックの多重度 I_{ov} を 1 に選んだ場合である。しかし、説明の都合上まず単純ブロック分割法を説明してから重複ブロック分割法を説明した。

最後に、本章で提案した手法の利用により 3 次元血流速度ベクトルの 3 次元空間内での分布（以下、簡単に 3 次元血流速度ベクトル分布と呼ぶ）を求めることの可能性について簡単に述べる。本論文で提案した手法は、ブロックを 3 次元的に配置することによって容易に 3 次元データに適用可能な形式に拡張可能である。従って、超高速 3 次元 X 線 CT のように、造影剤の 3 次元的な分布を十分に短い時間間隔で得ることのできる装置が開発された場合には、提案手法の拡張によって 3 次元血流速度ベクトル分布を求めることができる。しかし、そのような装置はまだ開発されておらず、提案手法の拡張法を適用できるようなデータを得ることはできない。現在利用できるデータを用いる方法としては、複数方向の投影像を利用する方法が考えられる。臨床では、2 方向の同時撮影像（バイプレーン撮影像）を得ることが可能である。本論文で提案した手法をバイプレーン撮影像に適用することは可能であるが、2 方向の投影像のみから 3 次元血流速度ベクトル分布を復元することはかなり困難であると思われる。血管や心臓など対象とする臓器の 3 次元的な形状を求めて流体力学の知識を利用するなどの方法も考えられるが、これでは数値計算との差異が殆どなくなってしまう。従って、現状では本論文で提案した手法を用いて 3 次元血流速度ベクトル分布を求めることは極めて困難であると考えられる。

このように、本論文の提案手法によって得られるのは、現状では画像上に投影された血流速度ベクトル分布までである。3 次元血流速度ベクトル分布を求めることが望まれるが、2. 3 で述べたようにこれまでに利用可能であった生体内の血流に関する情報が、せいぜい 1 次元血流速度の 2 次元分布であったことを考慮すると、本論文で提案した手法によって、現在臨床で広く利用されているデータから、2 次元血流速度ベクトルの 2 次元分布（血流速度ベクトル分布）が得られるということは十分に意義がある。しかも、先に述べたとおり、超高速 3 次元 X 線 CT のような装置さえ開発されれば、提案手法の拡張によって、3 次元血流速度ベクトル分布を推定することのできるのである。

3. 5 補足：対数差分処理による画像濃度値から造影剤量への変換

ここでは、X線による撮影から画像のデジタル化に至るまでの道筋をたどり、対数差分処理によって画像濃度値を造影剤の量に変換できることを示す。X線によるシネフィルムへの画像の記録から、TVカメラを用いてフィルム像を撮影し、A/D変換を行うまでの過程を、図3-15に模式的に表す。

いま、図3-15に示すように、X線管球と蛍光増倍管上の点Pを結ぶ直線を L_p とする。また、直線 L_p 上の位置 l における物体（被写体）のX線吸収係数を $\mu(l)$ とする。このとき、蛍光増倍管上の点Pに到達する直接X線量 $I(P)$ は次式で表すことができる（Lamber-Beerの法則）。

$$I(P) = K \times \exp \left\{ - \int_{L_p} \mu(l) dl \right\} \quad \dots (3-14)$$

ここで、 K は比例定数である。従って、

$$\int_{L_p} \mu(l) dl = \ln \{ K / I(P) \} \quad \dots (3-15)$$

が成立する。

蛍光増倍管に到達したX線は光に変換され、その光によってフィルムが感光する。このとき、蛍光増倍管ならびにフィルムの特性が線型であるとする、フィルムの黒化度 D は次式で表すことができる。

$$D(P) = D_0 + \gamma \times \log \{ I(P) \} \quad \dots (3-16)$$

ここで、 D_0 および γ は蛍光増倍管とフィルムの特性で決まる定数である。いま、オフセット D_0 を $D_0 = \gamma \times \log(c)$ とおくと、(3-16)式は次のように書き直すことができる。

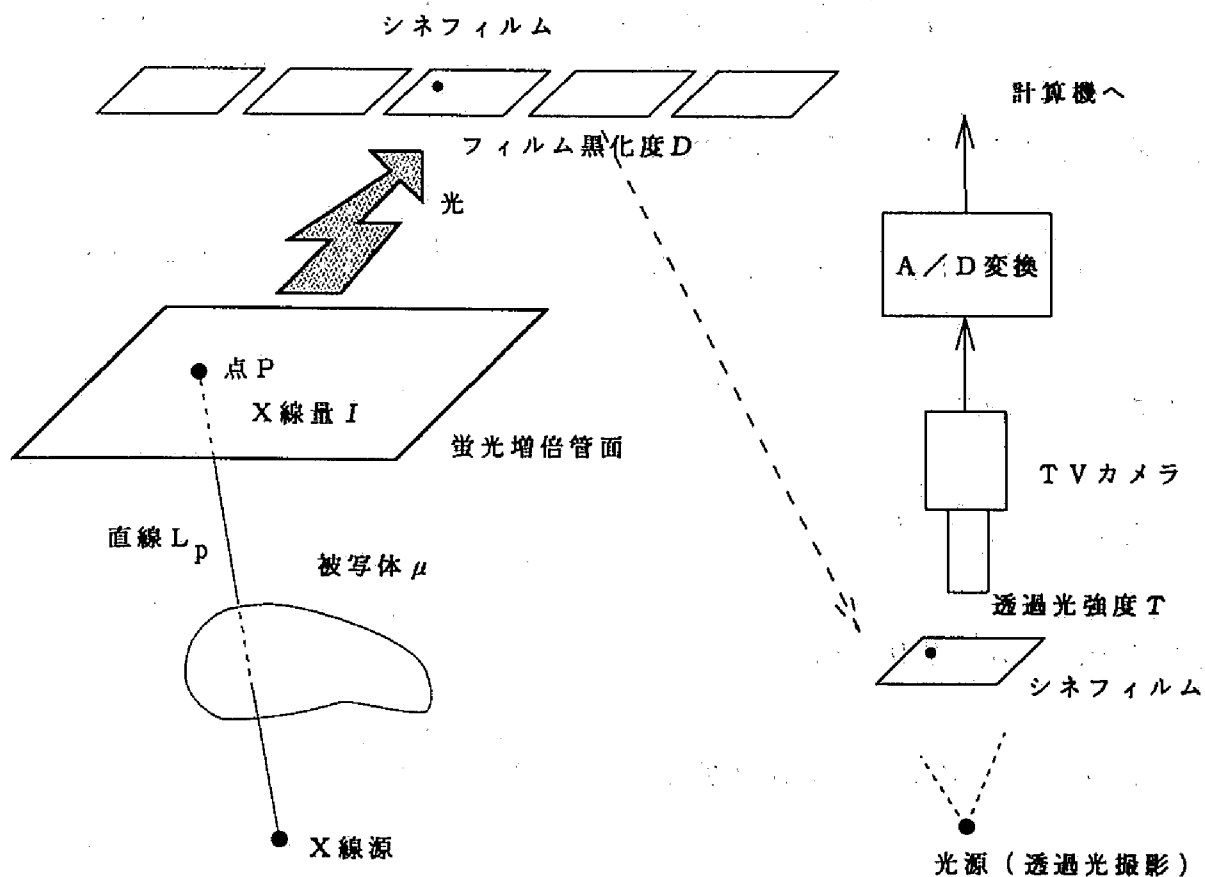


図 3-15 X線撮影からデジタル化までの過程

$$D(P) = \gamma \times \log \{c \times I(P)\} \quad \dots (3-17)$$

最後に、フィルムをTVカメラで撮影して出力信号をA/D変換する。フィルムの撮影は透過光を用いて行う。いま、フィルムの黒化度と透過光強度 T の間に、

$$D(P) = \log \{1/T(P)\} \quad \dots (3-18)$$

という関係が成立する。TVカメラの特性が線型であるならば、TVカメラの出力信号は T に比例した量になる。すなわち、最終的に得られる画像濃度値は T に比例した量となる。以下では、 T を画像濃度値と同一視して考えていくことにする。

いま、(3-17)式と(3-18)式より $D(P)$ を消去して整理すると、

$$I(P) = \{T(P)\}^{-1/\gamma} / c \quad \dots (3-19)$$

となる。これを(3-15)式に代入して、

$$\int_{L_p} \mu(\ell) d\ell = \ln \{c \times K \times \{T(P)\}^{1/\gamma}\} \quad \dots (3-20)$$

を得る。ここで、

$$A = (c \times K)^{-\gamma}$$

とおくと、(3-20)式は、

$$\int_{L_p} \mu(\ell) d\ell = \{ \ln \{T(P) / A\} \} / \gamma$$

と書き換えることができる。これを $T(P)$ について解いて、

$$T(P) = A \times \exp \{ \gamma \times \int_{L_p} \mu(\ell) d\ell \} \quad \dots (3-21)$$

を得る。(3-21)式はX線吸収係数 μ と画像濃度値 T との関係を表している。

次にX線の吸収を造影剤とそれ以外の構成物に分けて考える。いま、直線 L_p 上に造影剤とそれ以外の構成物が存在したとする。このとき、直線 L_p 上の物質のX線吸収係数を以下のように表す、

$$\mu(\ell) = \mu_b(\ell) + \mu_c(\ell) \quad \dots (3-22)$$

但し、 $\mu_c(\ell)$ の値は造影剤が存在する部分では造影剤の吸収係数 μ_{c0} (定数)であり、それ以外の部分ではゼロである。また、 $\mu_b(\ell)$ の値は、造影剤が存在する部分では値ゼロであり、それ以外の部分ではその場所に応じた値をとる(背

景成分)。従って、造影剤注入前の画像（マスク画像）の濃度値を $T_M(P)$ 、造影剤注入後の画像（ライブ画像）の濃度値を $T_L(P)$ とすると、(3-21)式と(3-22)式より、

$$T_M(P) = A \times \exp \left[\gamma \times \left\{ \int_{L_p} \mu_b(\ell) d\ell \right\} \right] \quad \dots (3-23)$$

$$T_L(P) = A \times \exp \left[\gamma \times \left\{ \int_{L_p} \mu_b(\ell) + \mu_c(\ell) d\ell \right\} \right] \quad \dots (3-24)$$

となる。ここで、造影剤を注入することによって、造影剤におき代わられる物質（ここでは血液）によるX線の吸収は十分に小さく無視できるものとした。

(3-23)式および(3-24)式より、対数差分処理を施した画像（サブトラクション画像）の濃度値 $T_s(P)$ は、

$$\begin{aligned} T_s(P) &= \ln T_L(P) - \ln T_M(P) \\ &= \gamma \times \int_{L_p} \mu_c(\ell) d\ell \\ &= \gamma \times \mu_{c0} \times d(P) \quad \dots (3-25) \end{aligned}$$

となる。ここで、 $d(P)$ は直線 L_p 上で造影剤が占めた部分の長さである。

(3-25)式において、 γ および μ_{c0} （造影剤の吸収係数）は定数であるから、濃度値 $T_s(P)$ は造影剤が直線 L_p 上で占める部分の長さ $d(P)$ に比例した量である。従って、画像上のある領域内で $T_s(P)$ の積分値を求めれば、その領域に投影された造影剤の体積に比例した量が得られることになる。

以上により、画像濃度値に対数差分処理を施すことによって造影剤の量（体積）に比例した量を求められることが示された。なお、ここでの議論では、散乱線やベーリンググレアおよびビームハードニングなどの効果は無視した。また、フィルムやTVカメラの特性は理想的なものとして扱った。

第4章 モデル実験による提案手法の評価

4.1 緒言

本章では前章で提案した手法の有効性を検証する。このために、簡単なモデル実験から得られた画像を対象として提案手法を適用して推定結果を評価する⁽³⁷⁾。⁽³⁸⁾。血流モデルには、内径が5 mmのパイプの中に、拍動流ポンプを用いて拍動流を流したものをを用いた。

提案手法による推定結果の評価は次のような方法で行った。まず、電磁流量計で測定された結果を用いて提案手法による推定結果を定量的に評価した。電磁流量計で測定される量はパイプの軸方向に沿った流速をパイプ断面において空間的に平均したもの（軸方向流速）であるため、提案手法による推定結果（血流速度ベクトル分布）を平均することによって軸方向流速を求めて比較した。次に、提案手法による推定結果を2次元的に評価した。この場合には定量的な評価を行うことができないので、流体力学から予想される結果や、もとのX線撮影像の目視評価をもとに定性的な評価を行った。この結果、提案手法によって精度の高い流速推定が可能であることが示された。

4.2 画像処理システム

図4-1に本章ならびに第5章と第6章で用いた画像処理システムを示す。シネフィルム撮影像のデジタル化にはCCD-TVカメラ（FCD-10、池上通信機株式会社）およびイメージプロセッサnexus 6400（柏木研究所）を用いた。TVカメラとイメージプロセッサの組み合わせにより、シネフィルム撮影像は512×480画素、濃度階調8ビットのデジタル画像に変換される。画像処理の際にはイメージプロセッサnexus 6400を補助的に用い、主な計算にはワークステーションSPARCstation 370（サンマイクロシステムズ社）を用いた。

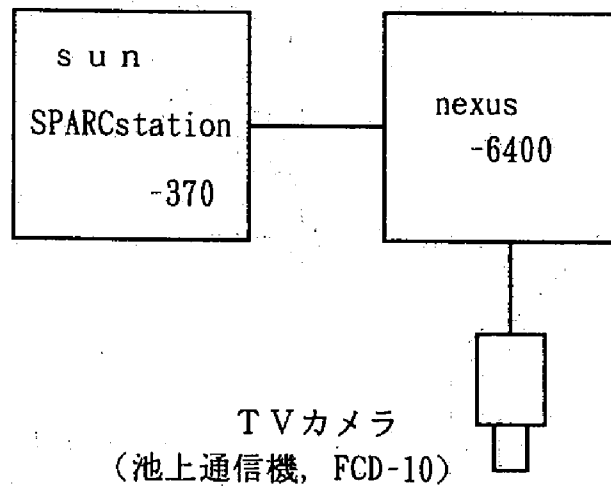


図4-1 画像処理システム

4.3 モデル実験

図4-2に示したように、拍動流ポンプ (Harvard Apparatus社) を用いて内径5mmのパイプの中に生理的食塩水の拍動流を流し、そこへ造影剤注入機 (Nemoto Kyorindo M800) を用いて造影剤 (第一製薬株式会社, オムニパ-7350) を注入してコマ送り速度60コマ/秒のX線映画撮影を行った (TOSHIBA ANGIOREX SYSTEM)。造影剤の注入がパイプ内の流れに与える影響を少なくするために、ダブルサイドホール型のカテーテルを用いた。また、X線が人体内を通過した場合と同程度の散乱X線を発生させるために、パイプを厚み1.2cmの水中においた。なお、様々な時相で造影剤を注入して10回のX線撮影を行った。次に、4.2で紹介したシステムを用いて、X線映画撮影像を512×480画素、濃度階調が256段階のデジタル画像に変換して処理の対象とした。この際、造影剤の先端部分が確認できる時相を選んで処理対象とした。推定の基礎式(3-2)からもわかるように、本論文の提案手法では造影剤の時間変化量が重要な情報源になっている。このため、造影剤の時間変化が顕著に観測できる時相を選ぶ必要がある。この目的で造影剤の先端部分が観測される時相を選んだ。図4-3に処理対象画像の一例を示す。なお、512×480画素の全体像から、パイプ部分のみ(約

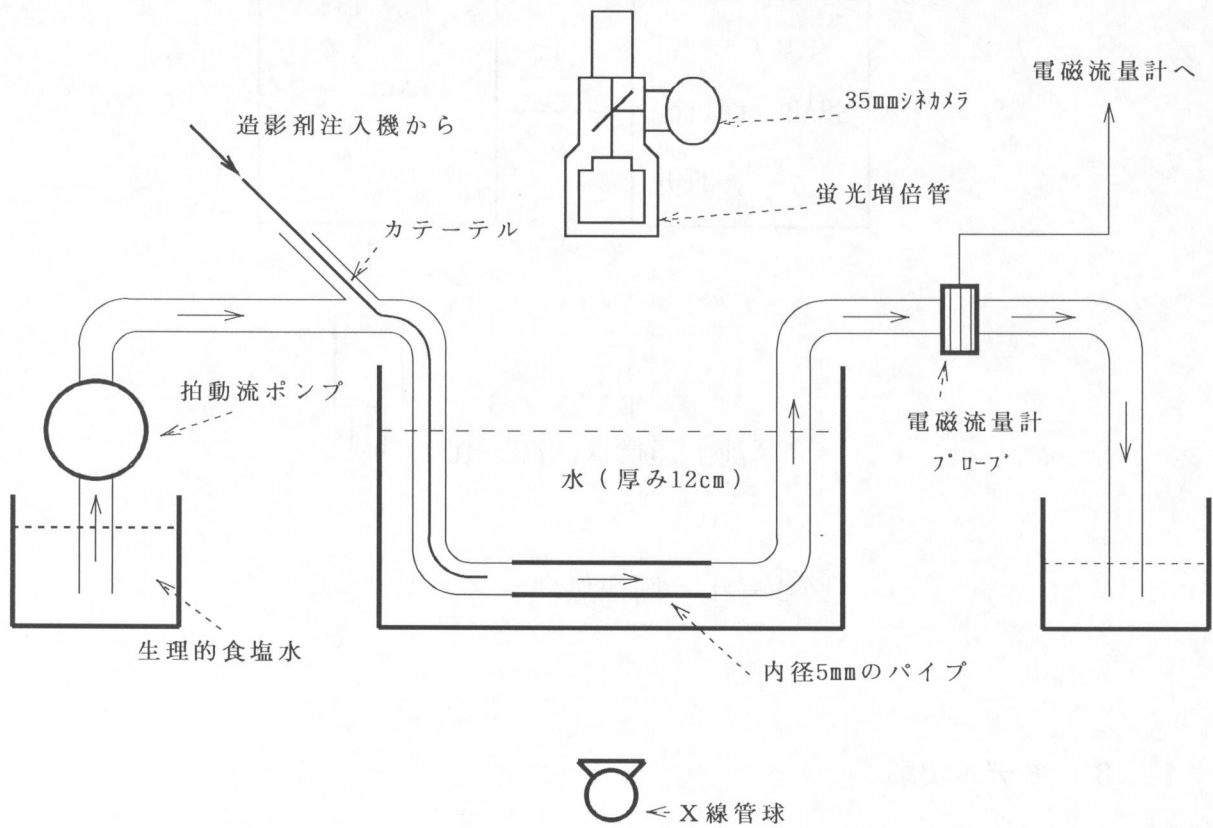


図4-2 モデル実験

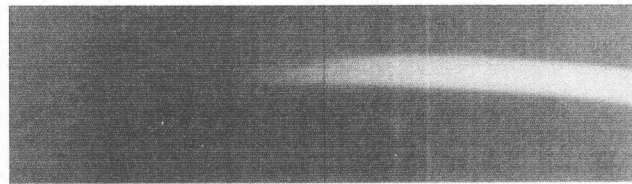


図4-3 モデル実験画像の一コマ

512×150画素)を取り出して図示している。処理の対象とした画像は全部で78コマ、10回の撮影を行っているので連続2コマとしては68組であった。パイプ内の造影剤は画面右側から左側へと流れており、図4-3においては造影剤の先端部分を確認することができる。なお、図4-3からわかるように、曲がったパイプを用いている。曲がったパイプ内では流速の分布に非対称性が生じる

ことが予想される⁽³⁹⁾、⁽⁴⁰⁾。この非対称性を提案手法によって検出できるかどうかを確認するために曲がったパイプを用いた。次に図4-4にX線撮影と同時に記録したパイプ内の流量の時間変化曲線とシネパルスを示す。パイプ内の流量は電磁流量計（日本光電工業株式会社）を用いて測定した。シネパルスとは、X線の照射のタイミングを表すパルスである。また、図4-4において、シネパルスに重畳されている矩形波は、造影剤注入機への作動指令信号である。電磁流量計の出力波形とシネパルスから、各コマの画像が得られた時刻におけるパイプ内流量の瞬時値を知ることができる。また、パイプの内径が既知であるので、パイプ内の流量からパイプ内流速を求めることができる。モデル実験の際の各条件の一覧を表4-1に示す。

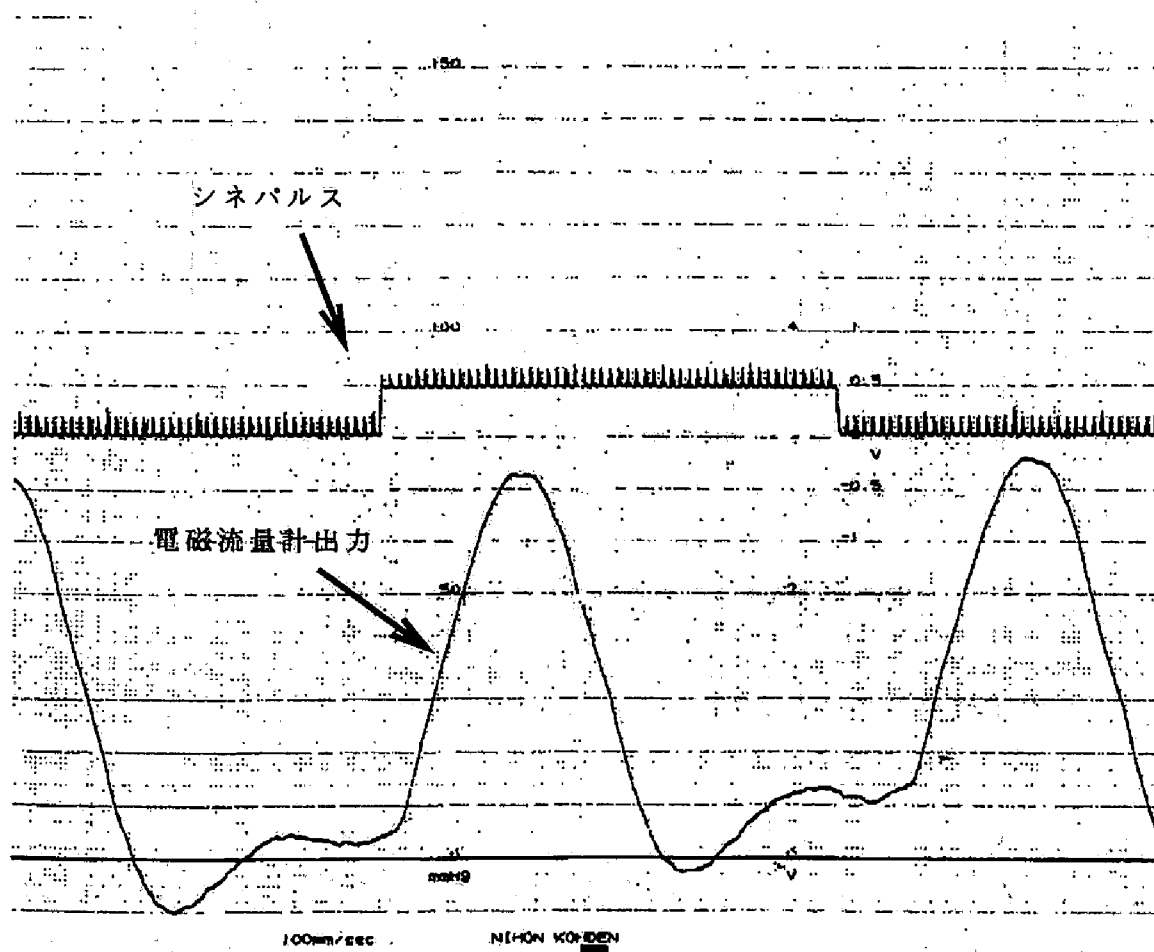


図4-4 電磁流量計の測定波形とシネパルス

表 4-1 モデル実験の条件一覧

項目	(単位)	
管電圧	(kVp)	63
管電流	(mAs)	610
X線パルス幅	(ミリ秒)	2
コマ送り速度	(コマ/秒)	60
拍動周波数	(Hz)	60
拍動流量	(ml/回)	3
流速範囲	(ml/秒)	-0.9~25.8
	(cm/秒)	-4.6~131.4
	(mm/コマ)	-0.8~21.9
	(画素/コマ)	-4.5~123.2
パイプ径	(mm)	5
	(画素)	28
カテーテル	型	ダブルサイトホール
	径 (7/16)	7
造影剤注入	(ml/秒)	4
	(秒)	0.5

4.4 流速ベクトル分布の推定

4.4.1 ブロック分割

図 4-3 からわかるように、本章の実験で用いたパイプは曲がっている。このような形状の対象には、前章で紹介したような長方形ブロックを用いるよりも、図 4-5 に示したようにパイプの走行方向に応じたブロックを用いる方が自然である。これを簡単な方法で実現するため、画像に対して本章章末の補足に示すような幾何学的変換を施して、パイプがまっすぐ走行している画像を作成した。

図4-3のパイプ部分に対して幾何学的変換を施して作成した画像を図4-6に示す。図4-6に示した変換像上において、前章で紹介したような長方形ブロック分割に基づいて流速ベクトル分布を推定し、推定結果に対して逆変換を施せば、図4-5のようなブロック分割を行ったのとほぼ同等な結果が得られると考えられる。一般の対象に対して、ここで示したように対象の形態に応じた処理を行うことは必ずしも可能ではない。しかし、提案手法の推定結果を定量的あるいは定性的に評価するためには、4.5節において示すように、パイプの軸方向流速の、パイプ軸に垂直な方向への分布がわかっているならば便利であるため、ここではこのような方法を採用した。

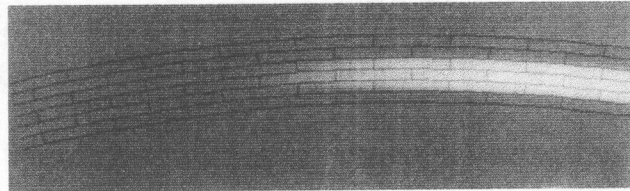


図4-5 パイプの走行方向に応じたブロック分割

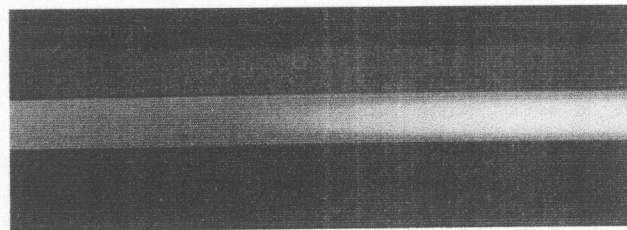


図4-6 幾何学的変換画像

パイプ内の流れについては、パイプの軸方向の流速成分の方がパイプの軸に垂直な方向への流速成分よりも大きいものと予想できる。そこで、ブロック分割の際のブロックの大きさは、図4-6に示した変換画像上で、縦9画素、横60画素の長方形とした。これは、変換前のもとの画像上では、パイプの軸に垂直な方向へのブロックの長さを9画素に、パイプの中心線上にその中心があるブロック

について、その軸方向への長さを60画素に選んだことに相当する*)。図4-5に示したブロック分割は、実は変換画像上で9画素×60画素で設定したブロックに、先に述べた幾何学的変換の逆変換を施して描いたものである。すなわち、後に示す推定結果は図4-5に示したようなブロック分割に基づいている(単純ブロック分割法の場合)。なお、基礎式(3-2)や最大流量制約条件(3-4)および(3-5)式ならびに境界条件(3-8)と(3-8)'式における既知の量、 $c(i, j, m)$ (各ブロック内の造影剤量の総和)は、前章章末の補足に示した方法で求めた。

最後にブロックの大きさと前章で設けた[仮定1]との関連について触れておく。[仮定1]では、ブロックの大きさを2コマ間での造影剤の最大移動距離よりも大きく選ぶことを要求している。ここでの実験では、電磁流量計で測定されたパイプ内の流量とパイプの画像上での径を用いて、パイプ内の軸方向流速の最大値を計算するとおよそ123画素/コマであった。これに対し、ブロックの大きさは上記のように、中心軸方向へ60画素、軸に垂直な方向へ9画素で固定とした。従ってパイプ内の流速が速い時相においては、前章の[仮定1]を満たしていない。また、パイプ内の流速が遅い時相においては、前章の[仮定1]に比してブロックがかなり大きく選ばれていることになる。このことを利用して、ブロックの大きさの選び方が推定結果に与える影響を調べることができる。

4. 4. 2 境界条件

本章の適用例では、造影剤先端部分が確認できる時相を対象とした。すなわち造影剤の先端部は処理対象領域内にある。このため、境界領域ブロックは、対象とした領域中の上流側のブロックのみとなり下流側は考慮しなくてよい(対象領域外へ流出する造影剤の量はゼロである)。従って、境界条件(3-8)ならびに(3-8)'式は、上流側から内部領域ブロックへ流れ込んだ造影剤量の総和と内部領域ブロック全体での造影剤変化量の総和が等しいことを表す式となる。

*ブロックの軸方向への長さは、パイプの中心よりも曲がりの内側では60画素よりも短く、そして曲がりの外側では60画素よりも長くなる。

4. 4. 3 単純ブロック分割法による流速ベクトル分布の推定結果

単純ブロック分割法による推定結果の一例を、図4-7に示す。図4-7では、各ブロックの中心点を・で示し、推定された流速ベクトルに比例した長さの線分を・を始点として流速ベクトルの方向に描いている。なお、第3章で述べた最小化関数における滑らかさの制約の重み係数 λ は、 $\lambda = 1000$ とした。図4-7に示すように、単純ブロック分割法では流速ベクトルの推定点が空間的にまばらに配置されているため、流速ベクトルの分布を詳細に知ることはできない。

4. 4. 4 重複ブロック分割法による流速ベクトル分布の推定結果

重複ブロック分割法では、ブロックの多重度を $I_{ov} = 3$ とした。滑らかさの制約の重み係数 λ は単純ブロック分割法の場合と同様に $\lambda = 1000$ とした。推定結果の一例を図4-8に示す。表示方法は図4-7とほぼ同じであるが、全ての流速ベクトルを表示すると重なりが生じているため、パイプの軸方向に対しては全体の $2/3$ を間引いて流速ベクトルを表示している。すなわち、パイプの軸方向に対しては図4-7と同じ間隔で流速ベクトルを表示していることになる。

図4-7と図4-8の比較から、重複ブロック分割の導入が流速ベクトル分布の目視評価において有効であることが明かである。すなわち、重複ブロック分割法では、たとえばパイプの軸に垂直な方向への流速ベクトルの分布を観測することができるなど、流速ベクトルの空間分布を詳細に観測することが可能である。

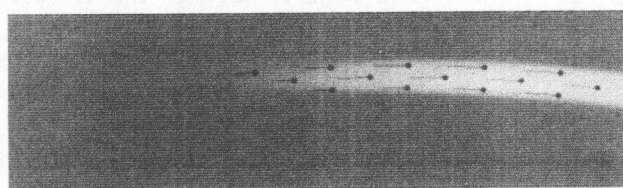


図4-7 単純ブロック分割法による血流速度ベクトル分布の推定結果

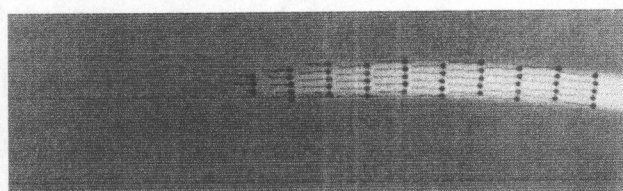


図4-8 重複ブロック分割法による血流速度ベクトル分布の推定結果

4. 5 推定結果の評価

ここでは、提案手法による推定結果を2つの方法で評価する。まず、定量的に推定精度を評価するため、推定された流速ベクトル分布の平均値と電磁流量計による測定値を基にしたパイプ内の軸方向流速との比較を行う。次に、流速ベクトル分布の推定結果について定性的な評価を行う。なお、前節での結果から、単純ブロック分割法による推定結果では、流速の空間分布を詳細に知ることはできないことがわかっているので、ここでの評価では重複ブロック分割法による推定結果のみを用いた。

4. 5. 1 軸方向流速を用いた推定精度の評価

図4-9は、電磁流量計で測定した流量から換算した軸方向流速（以下では MGf と呼ぶ）を横軸に、重複ブロック分割法で推定した流速ベクトルの軸方向成分を平均することによって求めた平均軸方向流速（以下では $2Df$ と呼ぶ）を縦軸にとって描いたグラフである。単位は $\text{mm}/\text{コマ}$ 、すなわち2コマの間で実空間内を移動する距離に換算している。また、図4-10には、横軸にコマ番号（すなわち時間あるいは拍動の位相）をとって $2Df$ と MGf を描いた。造影剤の注入時相を変化させて複数回のX線映画撮影を行っているので、図4-10を作成する際には、各撮影時において MGf の最大値を与える時刻を基準に位置合わせを行っている。また、図4-10に描いた MGf は、それら複数回の撮影に対応する MGf の平均値である。なお、図4-9および図4-10において第3章の「仮定1」を満足するためのパイプ内の最大流速に相当する流速を点線で示した（ $10.7\text{mm}/\text{コマ}$ ）。「仮定1」を満足するための最大流速は、軸方向へのブロックの大きさ60画素を実空間の大きさに換算することにより得た。

図4-9から、 MGf の値が上述の最大流速 $10.7\text{mm}/\text{コマ}$ 程度を越えない範囲内では、 MGf と $2Df$ がよい一致を示していることがわかる。また、図4-10は $2Df$ から流速の時間変化の観測を行うことが可能であることを示している。 MGf はパイプ内流速の平均値であるから、第3章に示した「仮定1」を満たす MGf の値の上限は、 $10.7\text{mm}/\text{コマ}$ よりも小さい値を取るはずである。しかし、図4-8に示した流速ベクトル分布図からは、パイプ内流速の位

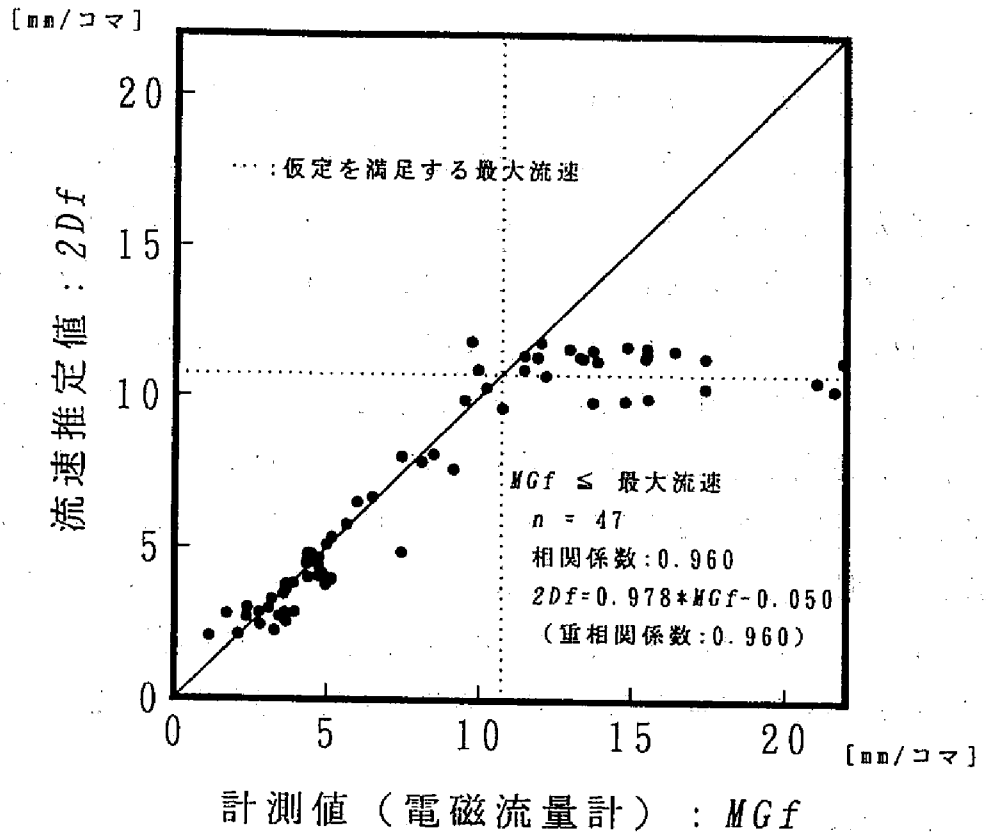


図4-9 重複ブロック分割法による推定結果と電磁流量計の測定値 I

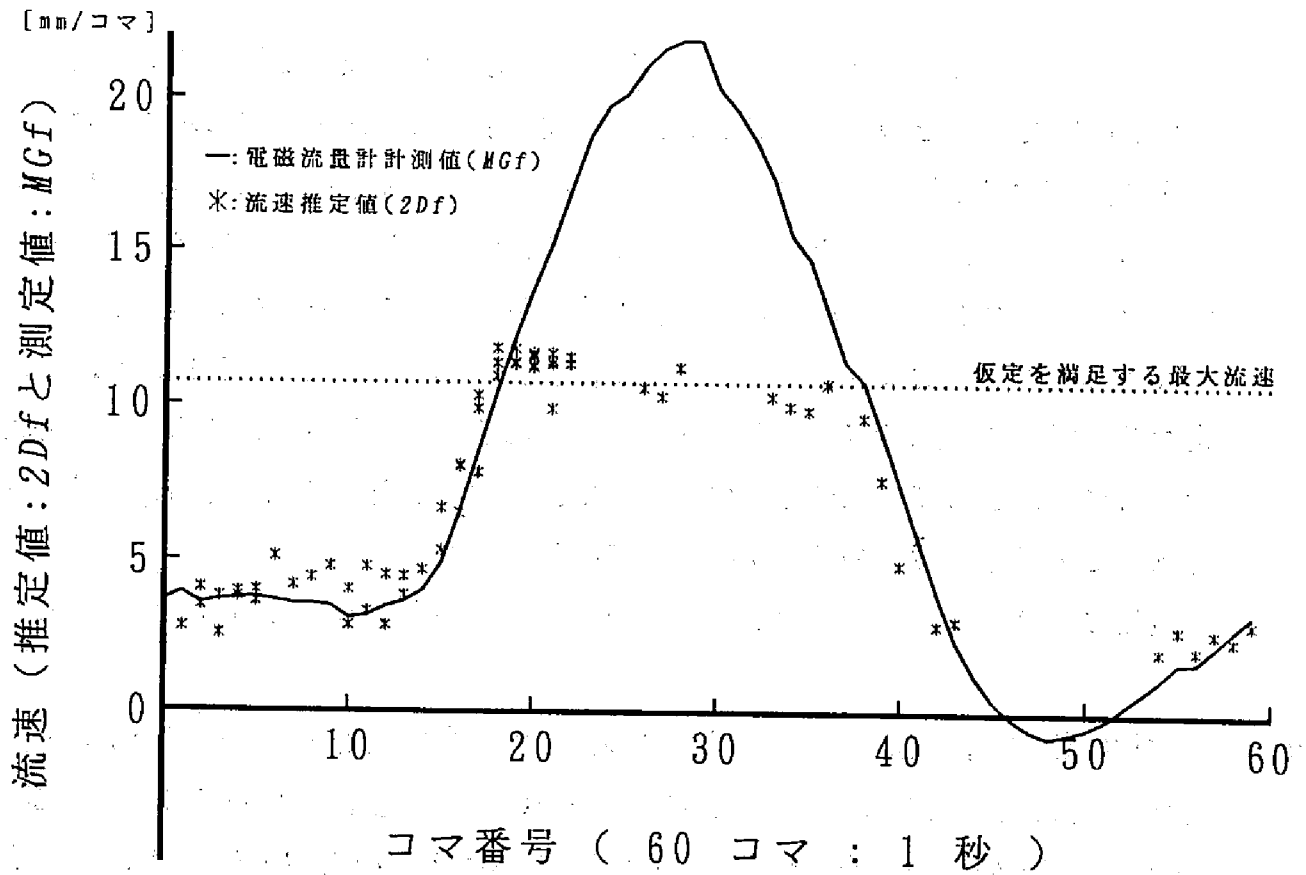


図4-10 重複ブロック分割法による推定結果と電磁流量計による測定値 II

置による変化が小さいことがわかる。これは、実験に用いたのが拍動流であることや、曲がったパイプを用いたことなどのために、流れの境界層が十分に発達しなかったためと考えられる。すなわち、 MGf の値とパイプ内の最大流速の間に大きな差は無いと考えて良く、 MGf の値が 10.7 mm/コマ の値をとるあたりで $2Df$ が飽和する傾向が見られるのは妥当な結果である。

まず、 MGf が 10.7 mm/コマ を越えない範囲内、すなわち第3章の〔仮定1〕がほぼ満たされている範囲内について定量的に数値を挙げて考察する。最初に、この範囲内での MGf と $2Df$ の相関係数を求めた。この結果、 MGf と $2Df$ は相関係数が 0.960 と高い正の相関を示した。また、 t 検定 (paired t -test) によって MGf と $2Df$ の間の有意差の有無を検定したが有意差は見られなかった。更に、 MGf と $2Df$ の関係を表す線型回帰式を求めた結果、

$$2Df = 0.978 \times MGf - 0.050,$$

重相関係数*) $R = 0.960$

の良好な関係が得られた。すなわち、第3章に示した〔仮定1〕がほぼ満足されている範囲では、 $2Df$ と MGf がよい一致を示すことが定量的に示された。

次に、 MGf の値が第3章の〔仮定1〕を満たす範囲を越えた場合について考察する。推定される最大の流速ベクトルの大きさは、最大流量制約条件(3-4, 5)と流速ベクトルへの変換式(3-12)から、〔ブロックの大きさ〕 $\times \alpha$ (α :最大流量制約条件(3-4, 5)式で設けた定数、本論文では $\alpha = 1.1$)となる。従って、 MGf の値が第3章で設けた〔仮定1〕を満足する範囲を越えた場合には、 $2Df$ の値は上記の値程度で飽和することが予想できる。図4-9では、この予想どおりの結果が得られている。

最後に、ブロックの大きさと真の流速ベクトルの大きさとの相対的な関係につ

*) 重相関係数は、回帰式のあてはまりの良さ(適合度)を示す指標である。この場合、重相関係数 R は、回帰式と MGf を用いて計算される $2Df$ の値と、 $2Df$ の実験値との間の相関係数で与えられる。当然 R が1に近いほど、回帰式の適合度が高い。 R^2 を決定係数と呼ぶこともある。

いて考察する。図4-9および図4-10を見る限り、 MGf が $10.7\text{ mm}/\text{コマ}$ を越えない範囲にあれば、 MGf の値の大小によって $2Df$ の推定誤差に大きな変化があるようには見受けられない。すなわち本章の実験からは、ブロックの大きさが[仮定1]を満たすように決定されている限り、ブロックの大きさが推定精度に与える影響は少ないと結論することができる。

4. 5. 2 流速ベクトル分布の推定結果に関する定性的考察

曲がったパイプ内の定常流については、曲がりの外側の方が流速が速くなることが知られている⁽³⁹⁾。また、右冠動脈造影像や大腿動脈造影像の定性的観測においても、曲がりの外側の流速の方が速いことが観測されている^{(7)・(8)}。拍動流の場合には、拍動の周波数やパイプの曲がり具合、パイプの直径、流体の粘性、拍動の位相などの条件によって、先に紹介した例とは異なる結果が得られる可能性がある⁽⁴⁰⁾。しかし、本章の実験結果においては、やはり曲がりの外側の流速の方が速いということが、撮影映画像の目視観測から予想された。すなわち、造影剤が最後にパイプ内から流れ去る時相を観測したとき、まず曲がりの外側の造影剤が流れ去り、次いで曲がりの内側の造影剤がやや遅れて流れ去るのが観測されている。

図4-8に示したように、提案手法による流速ベクトル分布の推定結果は、以上のことがらと矛盾しない。すなわち、パイプ軸に垂直な方向へのパイプ内の流速ベクトル分布を見た場合、最大流速を与える位置はパイプの中心ではなく、曲がりの外側に少しずれている。これをもう少し詳しく観測するために、パイプ軸に垂直な方向への流速分布図（以下では流速プロフィールと呼ぶ）を作成し、その時間的な変動を調べた（図4-11）。なお、推定された流速ベクトルをパイプの走行方向に関して平均することによって流速プロフィールを作成した。

図4-11からは、ほぼ全ての時相について最大流速を与える位置が曲がりの外側にずれていることがわかる。しかも、この傾向は流速が大きくなるほど顕著である。また、全時相の流速を平均することによって得られた流速プロフィールにおいても、最大流速を与える位置が曲がりの外側へずれていることが観測されている。すなわち、提案手法による流速ベクトル分布の推定結果は、流体力学から予想される結果や撮影映画像の目視観測から得られる結果と一致している。

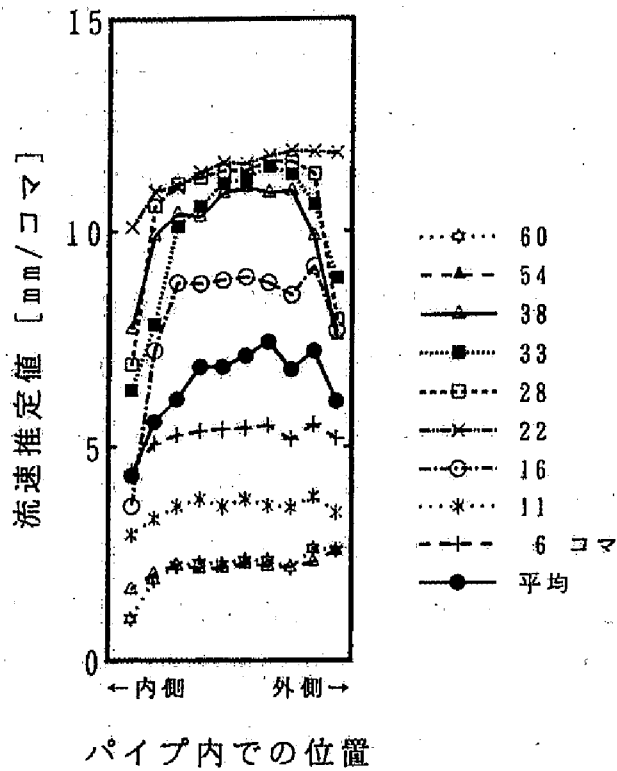


図4-11 重複ブロック分割法の推定結果から作成した血流速度プロフィール

4.6 結言

本章では、簡単なモデル実験によって得られた撮影像を対象として本論文で提案した手法を適用して、推定結果の評価を行った。推定結果を定量的ならびに定性的に評価した結果、提案手法の有効性が示された。本章で対象としたパイプ内の流れは比較的単純な流速分布をしている。より複雑な流れに対しては、第5章ならびに第6章における臨床データに対する適用例の目視評価によって有効性を確認する。

4. 7 補足：曲がったパイプ画像からまっすぐなパイプ画像への変換

ここでは、曲がったパイプ画像（図4-3）をまっすぐなパイプ画像（図4-6）に変換する方法を説明する。このために、格子画像を用いた幾何学的歪の補正法⁽⁴¹⁾を用いる。そのために、まず、パイプの中心線ならびにそれに垂直な直線群を求める。これらの曲線ならびに直線群上に等間隔に点列を取る。この点列が歪んだ格子像の格子点に相当する。次に、この歪んだ格子像と直交格子像との間の座標変換式を局所的に求める。最後に得られた変換式を用いて、まっすぐなパイプ画像を作成する。

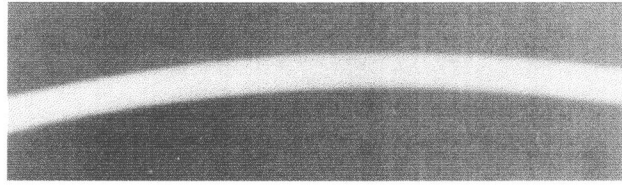
4. 7. 1 パイプ領域ならびにパイプの中心線の抽出

以下では、今回対象とした一連の画像に便宜的に番号をつけ I_m と呼ぶことにする (m : コマ番号)。また、画像 I_m の位置 (x, y) における濃度値を $I_m(x, y)$ とする。

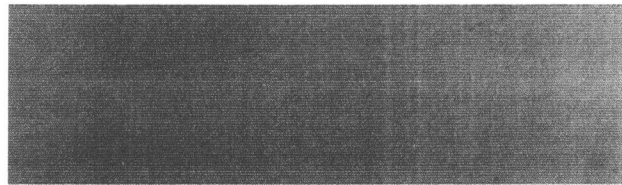
まず、画像上でのパイプの領域を抽出する。そのために、以下のように対象画像中で同じ位置における最大濃度値から成る画像 (I_{max}) と最小濃度値からなる画像 (I_{min}) を作成し、両者の差分画像 (I_{sub}) を作成する。

$$\begin{aligned} I_{max}(x, y) &= \text{MAX} \{ I_m(x, y) \}, \\ I_{min}(x, y) &= \text{MIN} \{ I_m(x, y) \}, \\ I_{sub}(x, y) &= I_{max}(x, y) - I_{min}(x, y). \end{aligned}$$

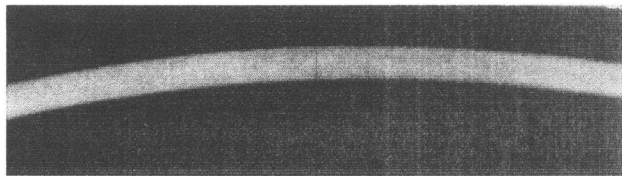
このようにして求めた差分画像 I_{sub} は、造影剤が通過しない領域では濃度値の変化が少ないため小さな値を、造影剤が通過する領域すなわちパイプ領域では濃度値の変化が大きいため大きな値をとり、パイプ領域の抽出が容易になる。ここで作成した I_{max} , I_{min} , I_{sub} の各画像を図4-12に示す。次に、 I_{sub} に二値化処理を施した後に、膨張収縮処理を施して辺縁を滑らかにして⁽⁴²⁾パイプ領域とした。二値化の際の閾値は大津の方法⁽⁴³⁾を用いて求めた。図4-12には、抽出されたパイプ領域も示している。



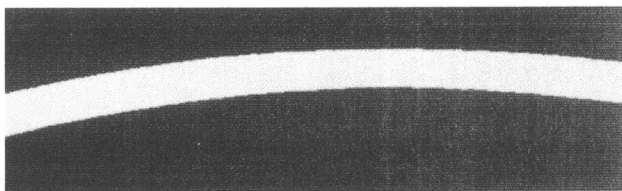
(a) I_{max}



(b) I_{min}



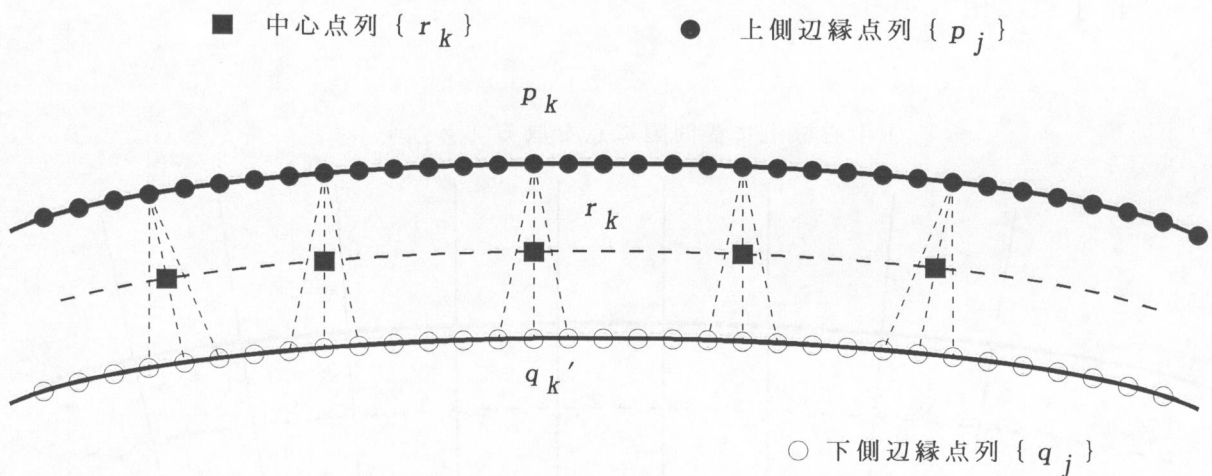
(c) $I_{sub} (I_{max} - I_{min})$



(d) パイプ領域画像

図4-12 パイプ領域画像の作成

次にパイプの中心線を抽出した。まず、図4-13に示すようにパイプ領域の上側辺縁上にある点列を $\{p_i \mid i = 0, 1, 2, \dots\}$ ，下側辺縁上にある点列を $\{q_j \mid j = 0, 1, 2, \dots\}$ とする。次に上側辺縁上の任意の点 p_k に対して、下側辺縁上の点で点 p_k との間の距離が最短になる点 $q_{k'}$ をみつける。そして両点を結ぶ線分の中点を求め点 r_k とする。この操作を全ての p_i に対して行って、点列 $\{r_k \mid k = 0, 1, 2, \dots\}$ を得る。そして、点 r_k を順に結ぶ線分からなる折れ線をパイプ領域の中心線とする。図4-14にこのようにして求めたパイプ領域の中心線を示す。



上側辺縁上の点 p_k から最短距離にある下側辺縁上の点 $q_{k'}$ を探し、両点の中点 r_k を中心線上の点とする。

図4-13 パイプ中心線の求め方

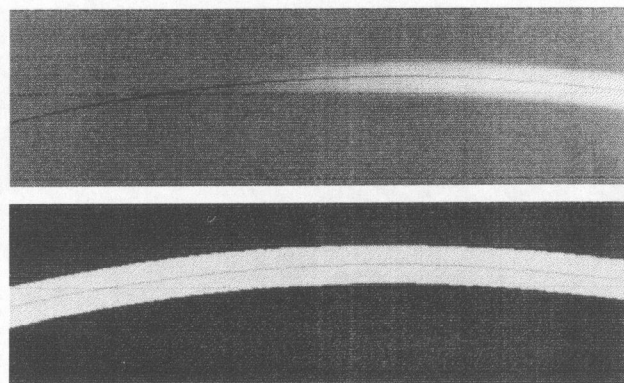


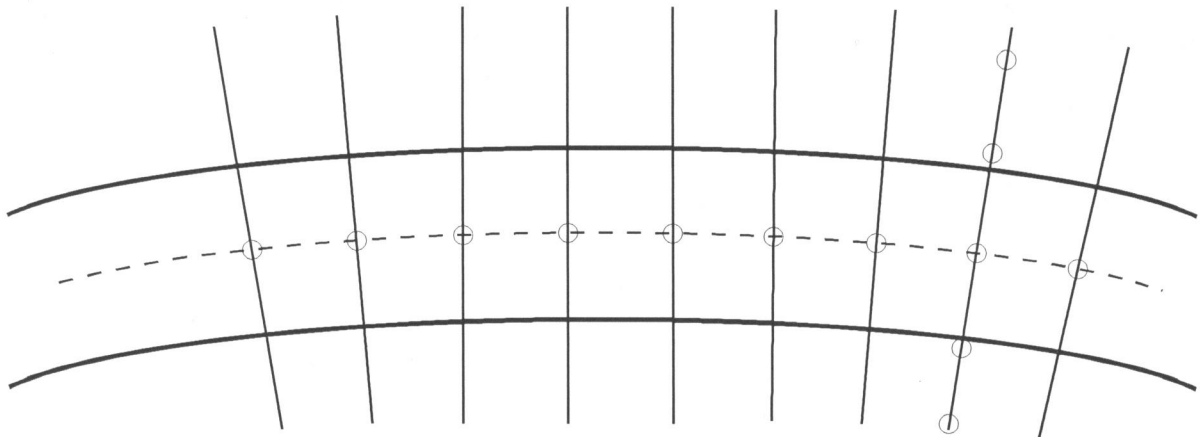
図4-14 パイプ中心線

4. 7. 2 歪んだ格子像の作成

前節で求めたパイプ領域の中心線を用いて歪んだ格子像に対応する像を作成する。以下の手順による（図4-15）。

- ①前節で求めた中心線上に等間隔に点を取る。それらを $\{g_{i0} \mid i = 0, 1, 2, \dots\}$ とする。
- ②各 g_{i0} 上で中心線に垂直な直線を引き、その直線上に等間隔に点を取る。これらの点を $\{g_{ij} \mid i = 0, 1, 2, \dots, j = 0, \pm 1, \pm 2, \dots\}$ とする。点列 $\{g_{ij} \mid i = 0, 1, 2, \dots, j = 0, \pm 1, \pm 2, \dots\}$ が、歪んだ格子像上の格子点に相当する。

①中心線上に等間隔に点を取る $\{g_{i0}\}$



②各点 g_{i0} で中心線に垂線をひき、
各垂線上に等間隔に点を取る $\{g_{ij}\}$

図4-15 歪んだ格子像の作成

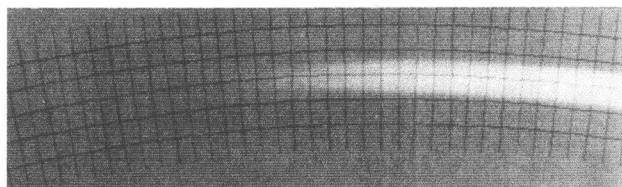


図4-16 歪んだ格子像

図4-16にこのようにして求めた歪んだ格子像を示す。なお、パイプ領域の中心線とそれに垂直な直線群、そして点 $g_{i,k}$ と $g_{i,k+1}$ ($i \neq 0$) を結ぶ線分を表示している。また、中心線やそれに垂直な直線群および点列 $\{g_{i,j}\}$ を求める際には、小数点以下の値も計算しているが、表示の際には整数座標しか指定できないため、図4-16では表示された直線群が若干歪んでいる。

4. 7. 3 局所的座標変換式

図4-16の歪んだ格子像と、歪のない格子像の間の座標変換式を局所的に求める。今、歪んだ格子像上の座標を (x, y) とし、歪の無い格子像上の座標を (u, v) とする。 (u, v) と (x, y) の間の変換を次式

$$\begin{cases} x = a \times u + b \times v + c \\ y = d \times u + e \times v + f \end{cases} \quad \dots (4-1)$$

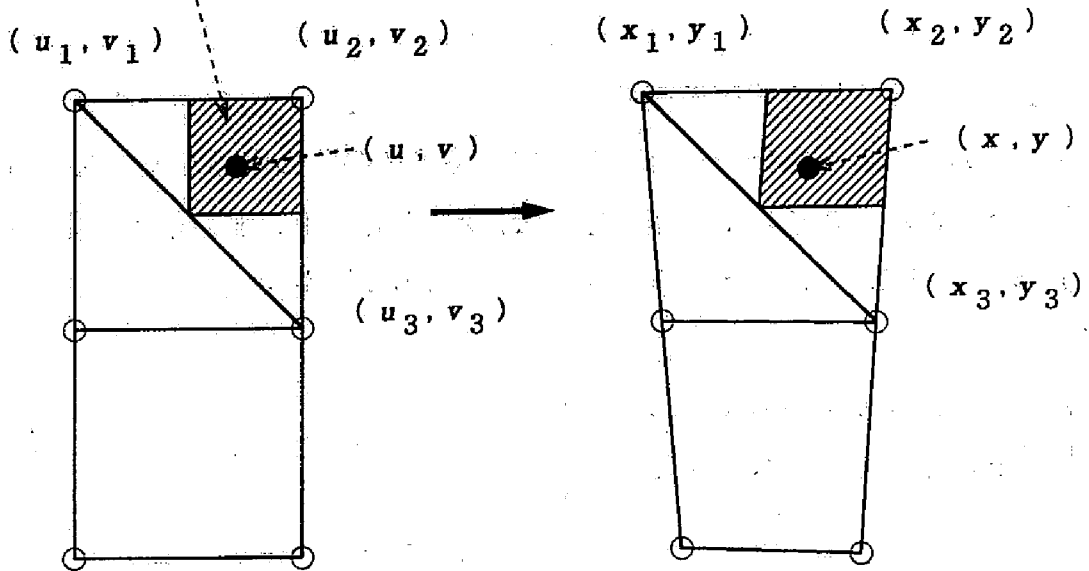
で近似する。未知の係数が a, b, c, d, e, f の6個なので、 (x, y) と (u, v) の対応関係が3点についてわかっているだけでよい。そこで、任意の点 (u, v) からの距離が小さい格子点を3点選び、それらが歪のある格子像上でどこに対応するかを調べて上記の未知係数を決定する。具体的には、歪の無い格子像上の3つの格子点を $(u_1, v_1), (u_2, v_2), (u_3, v_3)$ 、それらに対応する歪んだ格子像上の格子点を $(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3)$ とする。このとき、これらの格子点間の座標変換が(4-1)式で表されるならば、

$$\begin{aligned} x_1 &= a \times u_1 + b \times v_1 + c, & y_1 &= d \times u_1 + e \times v_1 + f \\ x_2 &= a \times u_2 + b \times v_2 + c, & y_2 &= d \times u_2 + e \times v_2 + f \\ x_3 &= a \times u_3 + b \times v_3 + c, & y_3 &= d \times u_3 + e \times v_3 + f \end{aligned}$$

が成立する。従って、これらを連立して解けば未知の係数を求めることができる。以上をまとめて図4-17に示す。このようにして求めた座標変換式は、三角形 $(u_1, v_1) - (u_2, v_2) - (u_3, v_3)$ を三角形 $(x_1, y_1) - (x_2, y_2) - (x_3, y_3)$ に変換するアフィン変換である。但し、3組の格子点の選び方から、

実際に同じ座標変換式が用いられる領域は先に述べた三角形ではなく、4つの格子点に囲まれた四角形を4分割して得られる四角形である（図4-17）。

同じ局所変換が施される小領域



歪の無い格子像

歪の有る格子像

図4-17 歪のない格子像と歪のある格子像の間の局所的座標変換

4.7.4 変換画像の作成

いま、画像 $I_m(x, y)$ を変換して得られる画像を $I'_m(u, v)$ とする。変換画像の濃度値 $I'_m(u, v)$ を求めるには、変換画像上の任意の点 (u_0, v_0) に対し、その近傍の格子点を3個選んで変換式(4-1)を求めて、 $I_m(x, y)$ 上での対応点 (x_0, y_0) を計算し、

$$I'_m(u_0, v_0) = I_m(x_0, y_0) \quad \dots (4-2)$$

とすればよい。ところが、一般に x_0 や y_0 は整数にはならないため、この位置での濃度値 $I_m(x_0, y_0)$ の値は、 (x_0, y_0) の近傍の整数座標の点の濃度値から補間によって求める必要がある (I_m は整数座標の点のみで定義されている)。本

論文では以下の補間法を用いた⁽⁴¹⁾。

いま、点 (x_0, y_0) が次の4つの整数座標の点に囲まれているとする。

$$\begin{aligned} & (x_1, y_1), (x_1+1, y_1), \\ & (x_1, y_1+1), (x_1+1, y_1+1). \end{aligned}$$

すなわち、 $x_1 \leq x_0 < x_1+1$ 、 $y_1 \leq y_0 < y_1+1$ である。このとき、 $I_m(x_0, y_0)$ をこれら4点の濃度値から x 、 y 両方向に線型補間して求める。具体的には次式を用いる。

$$\begin{aligned} I_m(x_0, y_0) &= (1 - \delta_x)(1 - \delta_y) I_m(x_1, y_1) \\ &+ \delta_x(1 - \delta_y) I_m(x_1+1, y_1) \\ &+ (1 - \delta_x)\delta_y I_m(x_1, y_1+1) \quad \dots (4-3) \\ &+ \delta_x\delta_y I_m(x_1+1, y_1+1) \end{aligned}$$

但し、

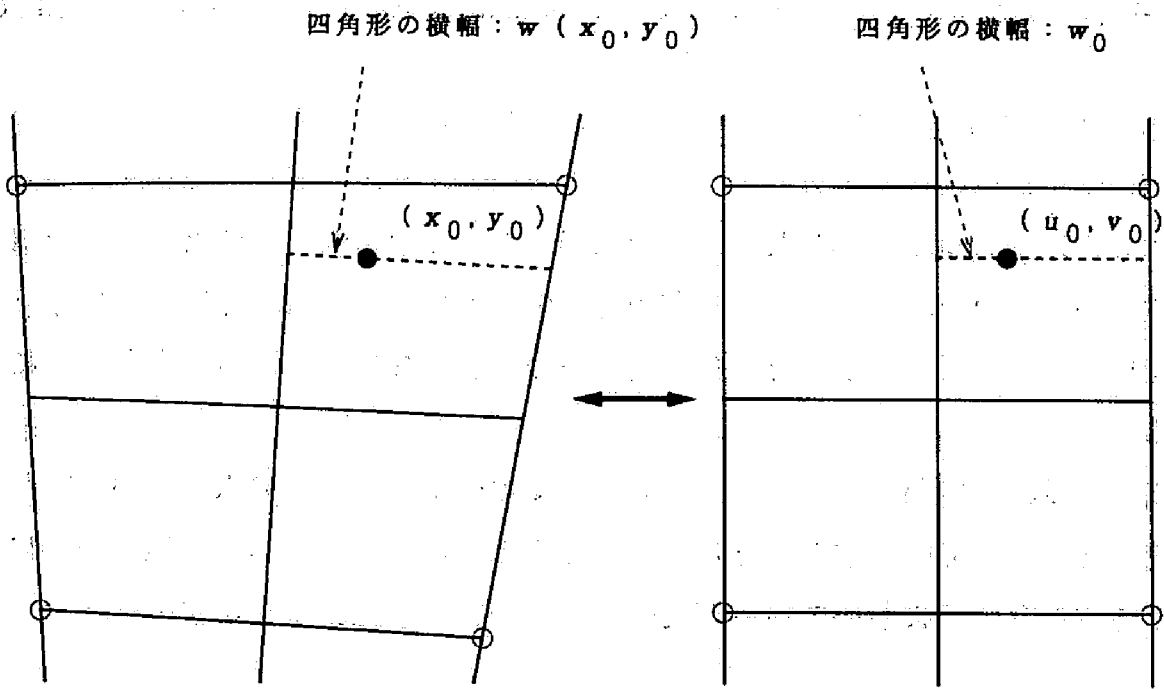
$$\delta_x = x_0 - x_1, \quad \delta_y = y_0 - y_1$$

である。

ところが、(4-1) ~ (4-3) 式を用いた変換によって $I'_m(u, v)$ を求めた場合に濃度値の総和が保たれないという不都合が生じる。図4-18を用いてこれを説明する。いま、画像 $I_m(x, y)$ 上で格子点に囲まれた2つの四角形AとBを考える。四角形Aは四角形Bよりも曲がりの外側に位置する。歪んだ格子像の作成方法から明らかなように、四角形Aの方が四角形Bよりも面積が大きくなる。いま、両四角形内の単位面積あたりの濃度値が一定であるとする、両四角形内の濃度値の総和は次の関係を満たす。

$$S(A) > S(B)$$

ここで、 $S(*)$ は四角形*内の濃度値の総和である。次に、四角形AおよびBが変換画像上で四角形A'、B'に変換されたとする。変換画像の作成方法から、



$$I'_n(u_0, v_0) = I_n(x_0, y_0) \times w(x_0, y_0) / w_0$$

図4-19 四角形の横幅を用いた濃度補正係数

の画像上の点 (x_0, y_0) の位置における四角形の横幅を求め、 $w(x_0, y_0)$ とする。この値は、先の四角形内で (u_0, v_0) が曲がりの内側へ向かうほど小さくなる（図4-19）。従って、変換画像上での四角形の横幅 w_0 （至るところで一定）と $w(x_0, y_0)$ の比を重みとした次の変換式を用いることにした。

$$I'_n(u_0, v_0) = I_n(x_0, y_0) \times w(x_0, y_0) / w_0 \quad \dots (4-4)$$

結局、(4-1)式と(4-3)および(4-4)式を用いて変換画像を求めた。図4-6はこのようにして作成されたものである。

第5章 腹部大動脈瘤を対象とした血流速度ベクトル分布の推定

5.1 緒言

本章では第3章で提案した手法の臨床データへの適用例の一つとして、腹部大動脈瘤内での血流速度ベクトル分布の推定例を示す。腹部大動脈瘤内の血流パターンは、瘤の進展や破裂などとの関連があり、詳細な情報を得ることが望まれている^{(3), (9)}。

以下、5.2で対象画像を示し、5.3では分割ブロックの大きさの決定などの前処理について説明する。また、5.4では本適用例に合わせた境界条件について述べ、5.5において血流速度ベクトル分布の推定結果を示す。

5.2 対象画像

腹部大動脈に動脈瘤を生じている症例の血管造影像を対象とした。撮影時のフィルムのコマ送り速度は60コマ/秒であった。図5-1は第4章で紹介した画像処理システムを用いて、一連の造影像を512×480画素、濃度階調256段階のデジタル画像に変換したもののうちの一コマである。なお、動脈瘤の部分のみを処理の対象とし、分岐血管は処理対象としなかった。本症例では動脈瘤

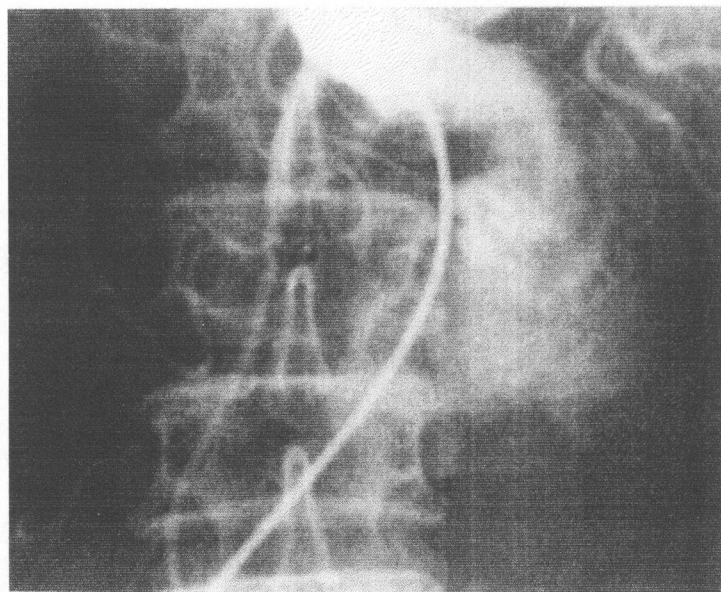


図5-1 対象画像の1コマ

内に血栓が存在することが確認されている。また、一連のX線映画血管造影像を動画として観測した場合に造影剤が動脈瘤内で渦を巻きながら流れていく様子が観測される。動脈瘤内での渦流は動脈瘤や血栓の形成と関連があると予想される。

本論文で提案した血流ベクトルの推定法では、各ブロック内の造影剤量の時間変化量をもとにして、造影剤の移動を推定する（(3-2)：推定の基礎式）。従って、造影剤と血液が完全に混合してしまった場合には各ブロック内での造影剤量の時間変化量が少なくなり推定が困難になると予想できる。そこで、血液と造影剤の混合むらが観測される時相を選んで処理の対象とした。実際、一連の血管造影像を目視で観測した場合においても、動脈瘤内の血流の様子がよく観測されるのは、造影剤が動脈瘤内に流入してくる時相および造影剤が動脈瘤から流出していく時相である。これらの時相においては造影剤と血液の混合むらが顕著である。本章では造影剤が動脈瘤内に流入していく時相を対象とした。この結果、図5-1に示した画像とそれに続く9コマの画像（コマ番号230から239）を処理対象とすることができた。これらは、一心拍およそ60コマのうち、収縮期の一部に相当するコマである。

5.3 前処理

5.3.1 対数差分処理と造影領域の推定

まず、画像濃度値を造影剤の量に比例した量に変換するために、3.2.1及び3.5で述べた対数差分処理を行った。対数差分処理が理想的に行われれば、造影剤が存在する領域（以後造影領域と呼ぶ）のみの画像濃度値が正の値をもち、造影剤の存在しない領域では画像濃度値がゼロになる。しかし、対数差分処理を施しただけでは、造影剤以外の物体の影響による像（以下背景成分と呼ぶ）を完全に除去することはできなかった。すなわち、差分後の画像においても造影剤が存在しないと思われる領域での濃度値を全てゼロにできたわけではない。そこで、差分後の画像を二値化することによって造影領域を推定し、あとの処理対象領域とした。この際、大津の閾値選択法⁽⁴³⁾により決定した閾値で二値化した画像に対し、小領域の除去や穴埋め処理ならびに収縮-膨張処理を施し辺縁の形を整えたうえで造影領域とした⁽⁴²⁾。但し、造影領域が狭く抽出されると、造影領域の

辺縁部ではブロック内の造影剂量 $c(i, j, m)$ が過小評価されることになり都合が悪いため、膨張処理を2回余分に実施して造影領域を広く抽出した。膨張処理を余分に2回実施することによって、造影領域が2画素程度外側へ膨らむ。なお、造影領域が広く抽出されることによって生じる誤差を減少させる方法については5.3.3で簡単に説明する。図5-2に、対象画像の1コマ(図5-1)において造影領域を推定した結果を示す。図5-2では、造影領域の濃度値を200レベル減じて造影領域を暗く表示している。なお、本適用例では動脈瘤内の血流速度ベクトル分布を求めることを目標としたため、動脈瘤のすぐ上流から分岐している血管を人為的に除去し、処理対象には含めなかった。

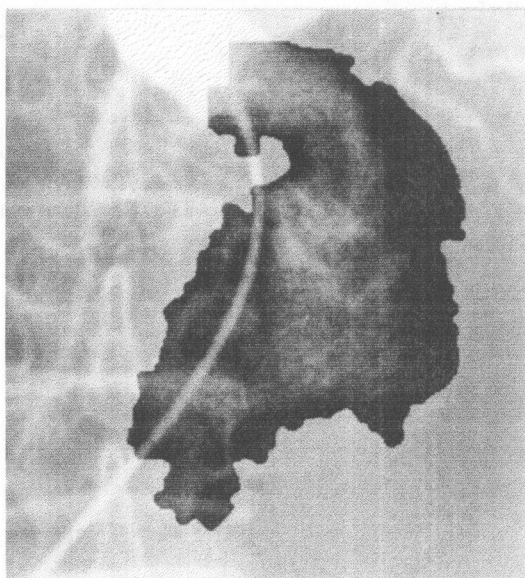


図5-2 造影領域の推定結果

5.3.2 ブロックの大きさの決定とブロック分割

ブロックの大きさは3.2の「仮定1」が成立するように選ばなくてはならない。このためには2コマ間での造影剤の移動距離を知る必要がある。そこで5.3.1で推定した造影領域の輪郭線を用いて造影剤の移動距離を評価した。いま図5-3に示したように、第 m コマにおいて造影領域中の画素で造影領域の外部の画素と接する画素の集合、すなわち造影領域の輪郭線を L_m とする。このとき、第 m コマと第 $m+1$ コマの間での造影剤の移動距離を、それぞれのコマにおける造影領域の輪郭線 L_m と L_{m+1} の間の距離によって評価する。造影領域輪郭線 L_m と L_{m+1} の距離は x 軸方向と y 軸方向にわけて次のようにして求めた。まず、

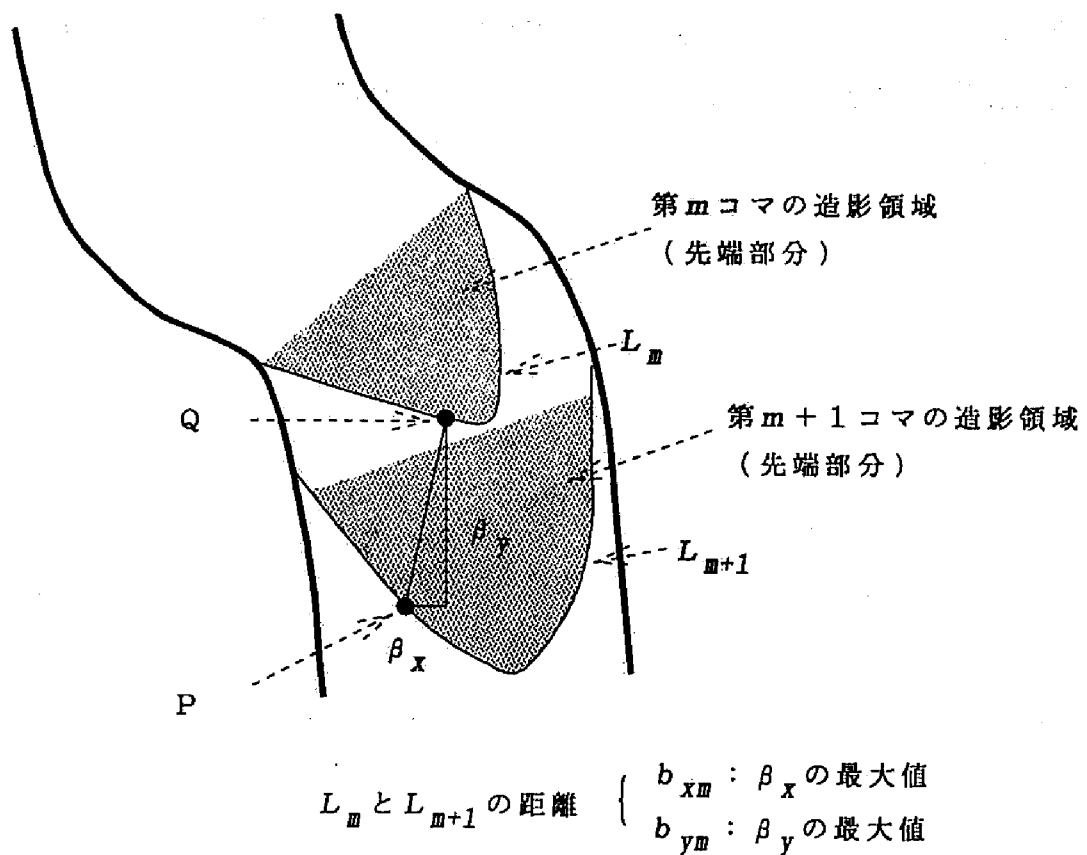


図5-3 造影領域輪郭線を利用した造影剤移動距離の推定

L_{m+1} 中の任意の画素P (p_x, p_y) に対し、最も近い L_m 中の画素Q (q_x, q_y)を探し、 $\beta_x = |p_x - q_x|$ と $\beta_y = |p_y - q_y|$ を求める(図5-3参照)。第 $m+1$ コマにおける造影領域輪郭線 L_{m+1} 中の全ての画素に対しそれぞれ β_x と β_y を求め、それらのなかの最大値をそれぞれ輪郭線 L_m と L_{m+1} 間の x 軸方向および y 軸方向への距離 b_{xm} および b_{ym} とする。 x 軸方向および y 軸方向へのブロックの大きさをそれぞれ、輪郭線 L_m と L_{m+1} 間の距離 b_{xm} と b_{ym} とすればよいが、本論文では一連の造影像で一定のブロック分割を行うため、対象とする全ての連続2コマの画像において b_{xm} と b_{ym} を求め、それらの最大値からブロックの大きさ b_x および b_y を決定した。すなわち、対象とした第230コマから第239コマまでの画像から、 $\text{MAX}\{b_{xm} \mid 230 \leq m < 239\}$ ならびに $\text{MAX}\{b_{ym} \mid 230 \leq m < 239\}$ を求めた結果(それぞれ28画素および22画素)に更に余裕をもたせ、実際のブロックの大きさ b_x および b_y を共に30画素に決定した。図5-4にブロック分割の様子を示す。図に示したのは単純ブロック分割の

場合である。重複ブロック分割の際のブロックの多重度 $I_{o,v}$ は、ブロックの大きさと動脈瘤の大きさの相対関係から $I_{o,v} = 3$ とした。

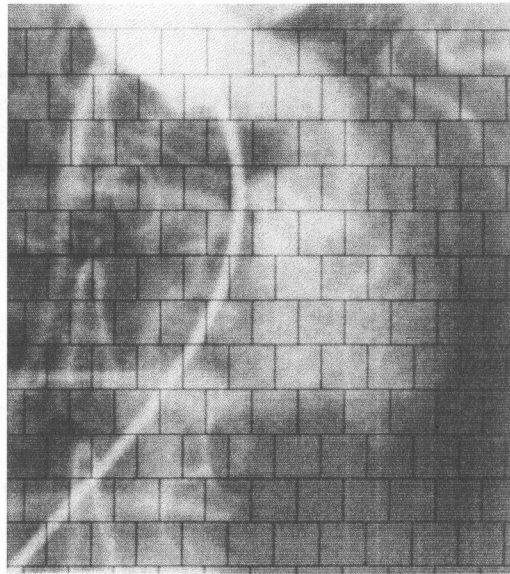


図5-4 単純ブロック分割

5. 3. 3 ブロック内の造影剤量ならびに造影剤の時間変化量の推定

第3章で提案した手法で血流速度ベクトル分布を推定するためには、基礎式(3-2)や最大流量制約条件(3-4)および(3-5)式ならびに境界条件(3-8)と(3-8)'式における既知の量として、各ブロック内の造影剤量の総和 $c(i, j, m)$ を求めておかななくてはならない。特に基礎式や境界条件においては、 $c(i, j, m)$ の2コマ間での時間変化量が必要である。これを求めるために、各ブロック内の造影領域画素の濃度値の総和を計算した。造影領域は広く抽出されているので造影領域辺縁部を含むブロックでは、その分だけ $c(i, j, m)$ が過大評価されることになる。 $c(i, j, m)$ の推定誤差により、基礎式や最大流量制約条件ならびに境界条件が影響を受け、血流速度の推定結果に誤差をもたらすことが予想できるが、これらのうち推定結果への影響が大きいのは基礎式や境界条件であると考えられる。基礎式や境界条件では $c(i, j, m)$ の誤差が問題なのではなく、 $c(i, j, m)$ の時間変化量すなわち $c(i, j, m) - c(i, j, m+1)$ の誤差が問題である。従って、 $c(i, j, m)$ の時間変化量の誤差を減少させる方法を考える。 $c(i, j, m)$ の時間変化量の計算において

は、 $c(i, j, m)$ の推定誤差と $c(i, j, m+1)$ の推定誤差が等しければ両者の差分によって誤差が相殺されることになる。ところが造影領域として余分に抽出される部分はコマによって異なるため、同じ位置の $c(i, j, m)$ についても、過大評価の程度はコマによって異なる。そこで、造影領域辺縁部では、造影領域内での濃度値の総和を計算する代わりに、他の造影領域と同様にブロック内の全ての画素（造影領域と非造影領域の両方）の濃度値の総和 $c'(i, j, m)$ を計算し、その時間変化量 $c'(i, j, m) - c'(i, j, m+1)$ をブロック (i, j) での造影剤の時間変化量とした。非造影領域の濃度値が2コマ間で一定であれば、この方法によって造影剤の時間変化量を正しく求めることができる。

なお、造影領域が広く抽出されているため、非造影領域を含むかあるいは非造影領域に接するブロックは、本来は非造影領域のみからなるブロックが誤抽出されているおそれがある。非造影領域のみからなるブロックでは、ブロック内の造影剤量とその時間変化量が本来はゼロである。そこで、非造影領域を含むかあるいは非造影領域に接するブロックの内、次のようなブロックを造影領域として余分に抽出された部分のみを含むブロックであるとみなして造影領域ブロックから除外した。すなわち、ブロック内の造影剤量が $c(i, j, m)$ の最大値の10%以下であり、かつ造影剤の時間変化量がゼロであるブロックは、誤抽出領域のみからなるブロックとみなした。

5. 4 境界条件

本章の適用例においても前章の場合と同様に、造影剤が処理対象領域内へ流れ込んでゆく様子が観測される時相を対象とした。すなわち造影剤の先端部は処理対象領域内にある。このため、境界領域ブロックは、対象とした領域中の上流側のブロックのみとなり下流側は考慮しなくてよい（対象領域外へ流出する造影剤の量はゼロである）。つまり、境界条件(3-8)ならびに(3-8)'式は前章と同様に、上流側から内部領域ブロックへ流れ込んだ造影剤量の総和と内部領域ブロック全体での造影剤変化量の総和が等しいことを表す式となる。

5. 5 推定結果と考察

5. 5. 1 単純ブロック分割法

単純ブロック分割法によって、コマ番号230から239の連続10コマの画像を対象にして、連続2コマ間での血流速度ベクトル分布を推定した。ここでは、これらの推定結果のうち、コマ番号230（図5-1）と231の2コマからの推定結果を図5-5に示す。他のコマを用いての推定結果は、章末の補足にまとめて掲載した。図5-5において、 \cdot は各ブロックの中心ならびに血流速度ベクトルの始点を表し、各線分の長さおよび方向がそれぞれ血流速度ベクトルの大きさならびに方向を表している。また、重ね合わせ表示されている血管造影像は推定に用いた2コマのうち前時刻の画像（コマ番号230）である。

繰り返し計算のための初期値には、最初の2コマ間での推定時には全ての f_k にゼロを与えた。他の時刻においては、順に前の2コマでの推定結果を近似解として f_k の初期値を与えた。また、滑らかさの制約の重み係数 λ は実験的に $\lambda = 1000$ と定めた。滑らかさの制約項が $c_{\max}(i, j, m, m+1)$ で正規化されていることと $c_{\max}(i, j, m, m+1)$ の平均値がおおよそ 5×10^4 程度であったことを考慮すれば、 $\lambda = 1000$ は比較的小さい値であるといえる。

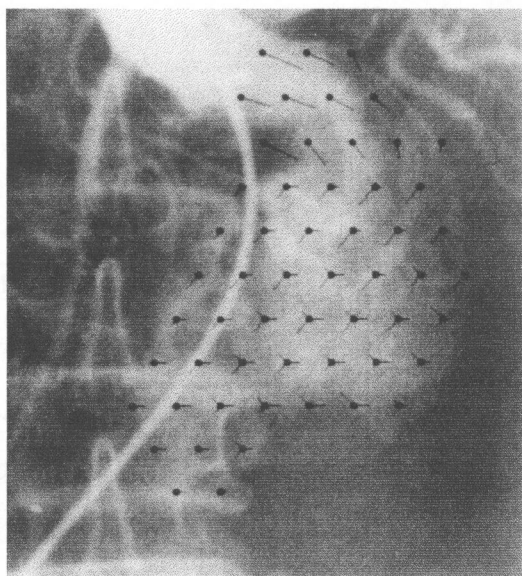


図5-5 単純ブロック分割法

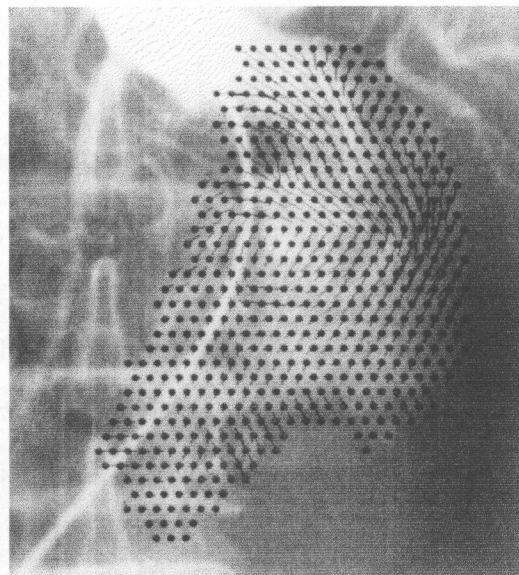


図5-6 重複ブロック分割法

血流速度ベクトル分布の推定結果

5. 5. 2 重複ブロック分割法

重複ブロック分割法による推定結果の例を図5-6に示す。対象画像ならびに血流速度ベクトルの表示法は5. 5. 1で示した単純ブロック分割法の場合と同じである。他のコマからの推定結果も、単純ブロック分割法の場合と同様に、章末の補足にまとめて掲載した。また、繰り返し計算の際に f_k に与える初期値も単純分割法の場合と同様に選んだ。滑らかさの制約の重み係数も単純ブロック分割法の場合と同様 $\lambda = 1000$ と定めた。

5. 5. 3 考察

単純ブロック分割法による結果(図5-5)と重複ブロック分割法による結果(図5-6)を比較すると、重複ブロック分割法による結果からは動脈瘤内の渦流を観測できるのに対し、単純ブロック分割法による結果では動脈瘤内の渦流を観測できないことがわかる。また、章末の補足に示したように、あとに続くコマからの一連の推定結果においても同様のことがいえる。これらのうち一連のX線映画血管造影像を目視評価した結果により近いのは重複ブロック分割法による結果である。また、本症例では動脈瘤の左半分に血栓が生じていることが確認されているが、動脈瘤内での渦流の存在は血栓の形成との関連性を示唆している。

単純ブロック分割法で動脈瘤内の渦流をとらえることができなかったのは、3. 3. 1で挙げた単純ブロック分割法の問題点③によると考えられる。すなわち、滑らかさの制約のために f_k の分布の推定結果が空間的に滑らかになりすぎ、その結果、血流速度ベクトル分布図に渦流が現れなかったものと考えられる。逆に、重複ブロック分割の導入が3. 3. 1で挙げた単純ブロック分割法の問題点③に対して有効であったことを本章の適用例が示しているということもできる。

単純ブロック分割法の問題点③を解決するためには、重複ブロック分割法を導入するほかに、(3-9)式に示した滑らかさの制約の重み係数 λ の値を小さくして計算を行う方法が考えられる。 λ の値を小さくすれば、得られる f_k の分布は滑らかさが減少するはずである。しかしながら、 λ の値を小さくしすぎることは、数値計算上の不都合を引き起こす。すなわち、

- ①滑らかさの制約を導入しなかったのと等価になり、解を唯一に定められない。この場合、計算の初期値が異なれば得られる解も異なってくる。

②最適解のまわりでの評価関数のこう配が小さくなるため、繰り返し回数が多くなる。そのために計算誤差が生じ繰り返し計算が収束しないかあるいは適切な解が求められない。

などが予想される。実際、本章の適用例において λ の値を調整しても、図5-5と同様の結果が得られるか、あるいは先に述べた問題が現れるかのいずれかであった。すなわち、 λ の値を調整するだけでは単純ブロック分割法の問題点③を解決することはできない。

また、著者らは λ の値をゼロとし、繰り返し計算のための初期値を適切に与えることによって適切な解を求める試みも行っている⁽³⁰⁾。しかしながら、繰り返し計算のための良い初期値とはできるだけ真の解に近いものであることから、繰り返し計算のための良い初期値を求めるという問題は、結局はもとの問題の解を求めることと殆ど等価である。そこで本論文では、文献(30)に挙げた試みについて、その結果を図5-7に示し簡単に考察するにとどめる。図5-7は、第2章で紹介した血管軸方向血流速度の推定法を2次元に拡張した方法^{*)}を用いて血流速度ベクトル分布を推定した結果を繰り返し計算の初期値として、本章の適用例と同じ症例で血流速度ベクトル分布の推定を行った結果である⁽³⁰⁾。図5-7では動脈瘤内の渦流をとらえていることがわかる。単純ブロック分割法で λ をゼ

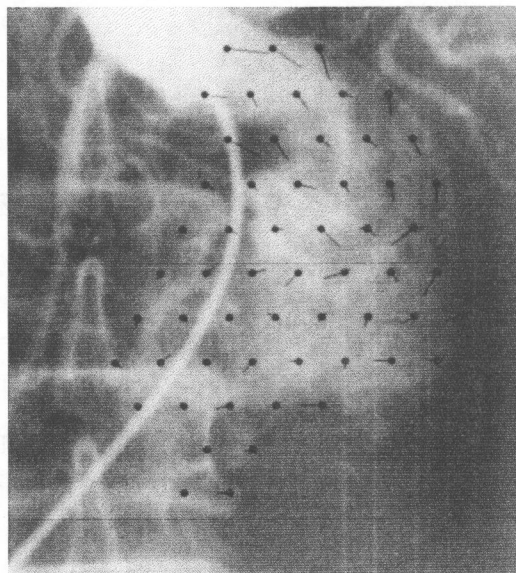


図5-7 繰り返し計算の初期値を別法で求めて $\lambda = 0$ で計算した結果

^{*)} 本章章末の補足(5.7.2)を参照。

ロとして行った繰り返し計算で動脈瘤内の渦流を描画できたことは、図5-5で渦流を描画できなかった原因が3.3.1で述べた単純ブロック分割法の問題点③にあることを再確認させるものである。

更に、図5-7と図5-6の比較から、重複ブロック分割の導入が3.3.1で述べた問題点③に対して有効であるのみでなく、問題点②に対しても有効であると結論することもできる。すなわち、重複ブロック分割の導入に伴う血流速度ベクトルの表示密度の増加によって、図5-7よりも図5-6の方が渦流の観測に有用であることは明かである。

5.6 結言

本章では、第3章で提案した血流速度ベクトル分布の推定法を腹部大動脈のX線映画血管造影像に適用した例を示した。適用例は動脈瘤を生じている症例で、動脈瘤の内部には血栓の存在が確認されている。また、一連のX線映画血管造影像の目視評価からは動脈瘤内での渦流が観測されている。この渦流は動脈瘤や血栓の形成と関連があると考えられる。本症例へ提案手法を適用した結果、単純ブロック分割法では大動脈瘤内の渦流を描画することができなかったが、重複ブロック分割法では大動脈瘤内の渦流を描画することに成功した。単純ブロック分割法で渦流をとらえることができなかったのは、第3章で紹介した単純ブロック分割法の問題点③が原因であると考えられた。これを逆の観点からみると、重複ブロック分割法が単純ブロック分割法の有効な改善法であることが示されたと言えることができる。また、重複ブロック分割法が第3章で紹介した単純ブロック分割法の問題点②の改善に有効であることも示された。

本章の適用例では、重複ブロック分割法によって動脈瘤内の渦流を描画することができた。このことによって、第4章で示したような単純な流れの場合のみならず、渦流のような複雑な流れに対しても本論文の提案手法が有効であることが示された。

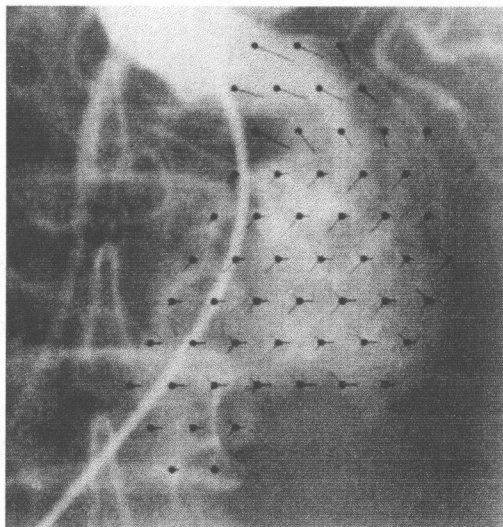
血流速度ベクトル分布図から更に有用な情報を抽出するためには、渦の表示にとどまらず、渦の大きさの時間遷移の計測や、血流と血管壁の力学的相互作用の推定など、得られた血流速度ベクトル分布図の更なる解析が必要であろう。

5. 7 補足

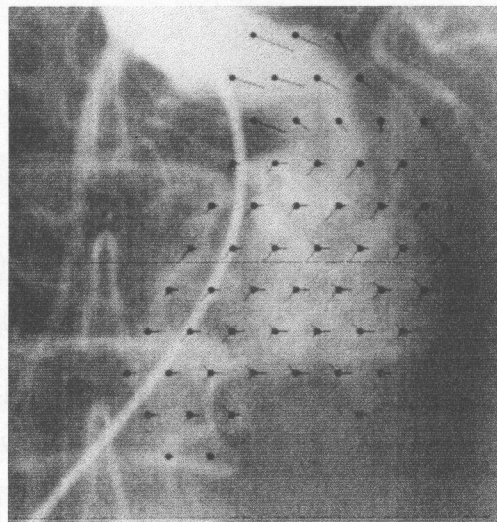
5. 7. 1 腹部大動脈瘤内の血流速度ベクトル分布推定結果一覧

①単純ブロック分割法

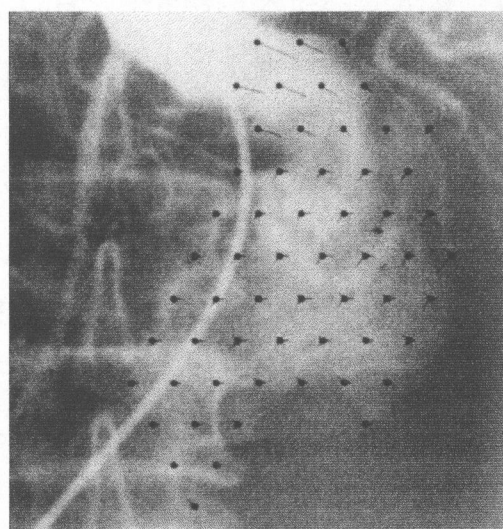
図5-8(a)～(i)に、単純ブロック分割法による腹部大動脈瘤内の血流速度ベクトル分布の推定結果を示す。表示方法は図5-5と同様である。



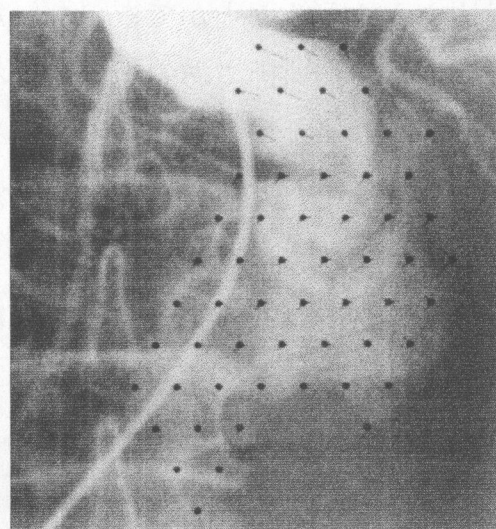
(a) 230-231コマ間



(b) 231-232コマ間

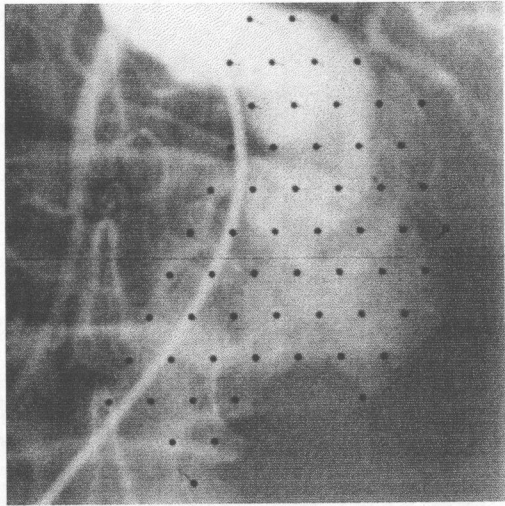


(c) 232-233コマ間

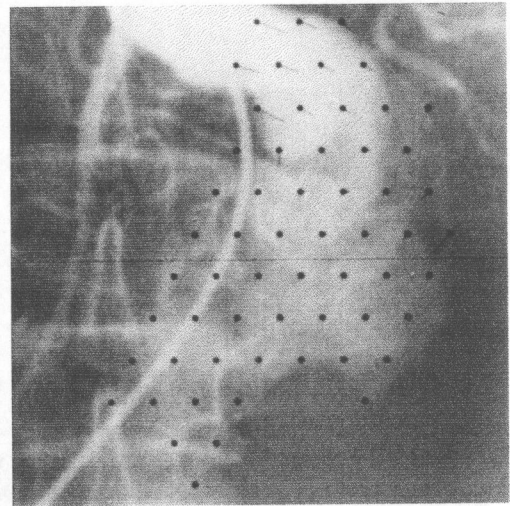


(d) 233-234コマ間

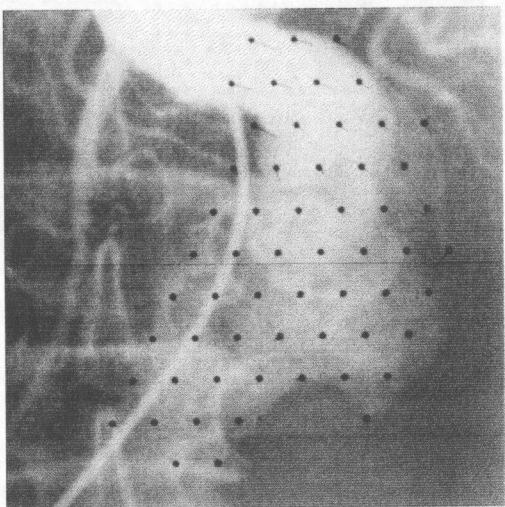
図5-8 単純ブロック分割法による腹部大動脈瘤内の血流速度ベクトル分布の推定結果



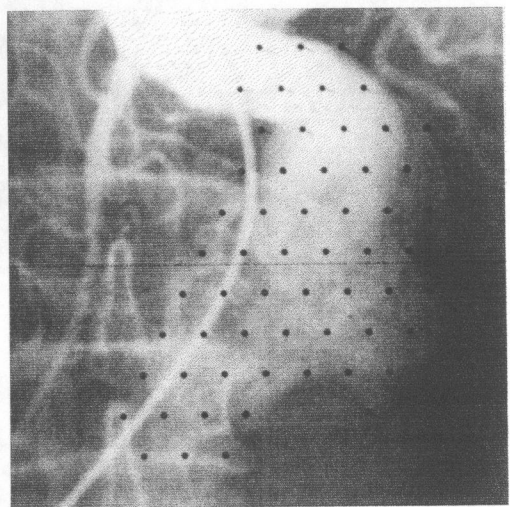
(e) 234-235コマ間



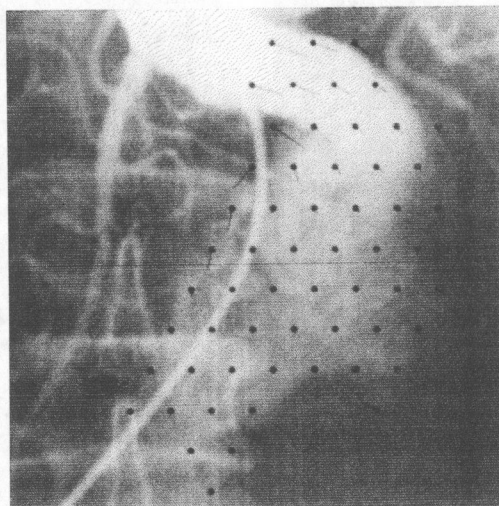
(f) 235-236コマ間



(g) 236-237コマ間



(h) 237-238コマ間

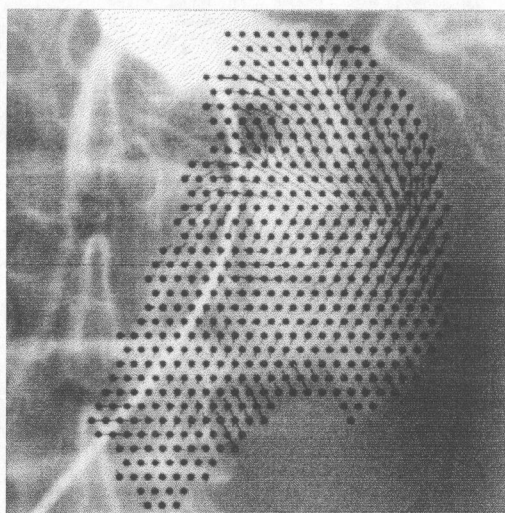


(i) 238-239コマ間

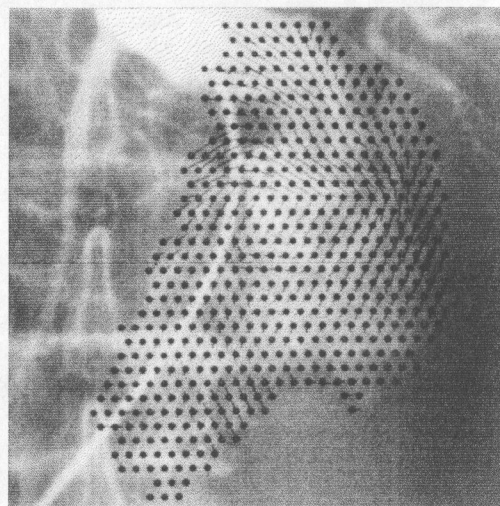
図5-8 単純ブロック分割法による腹部大動脈瘤内の
血流速度ベクトル分布の推定結果

②重複ブロック分割法

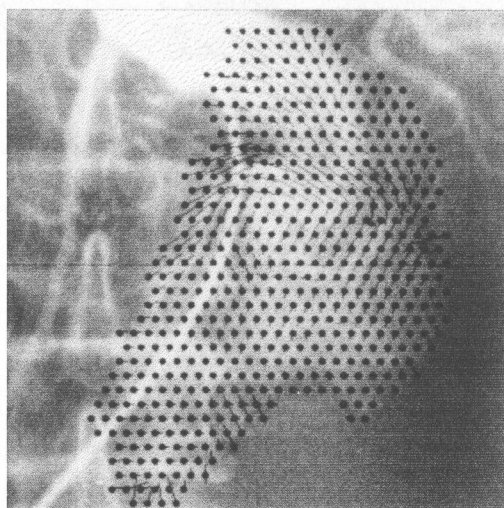
図5-9(a)～(i)に、重複ブロック分割法による腹部大動脈瘤内の血流速度ベクトル分布の推定結果を示す。表示方法は図5-5と同様である。



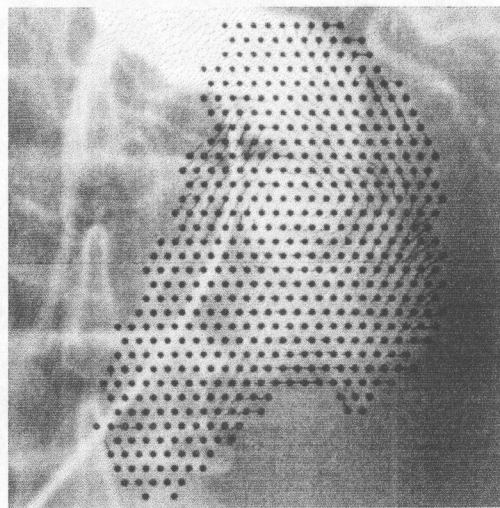
(a) 230-231コマ間



(b) 231-232コマ間

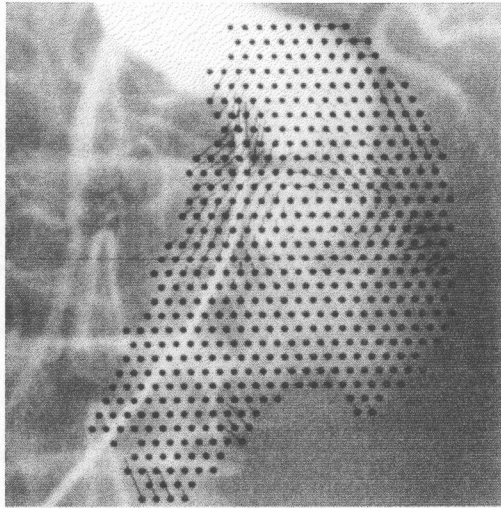


(c) 232-233コマ間

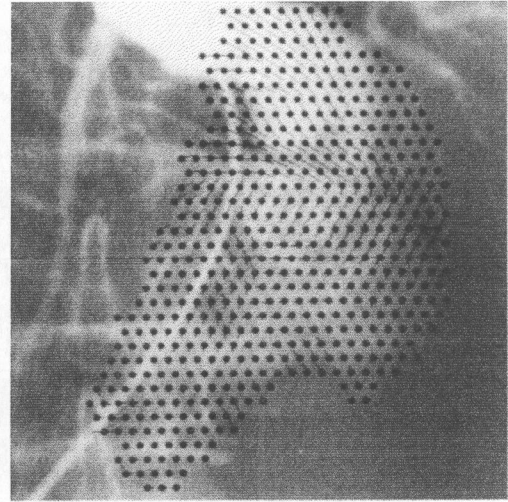


(d) 233-234コマ間

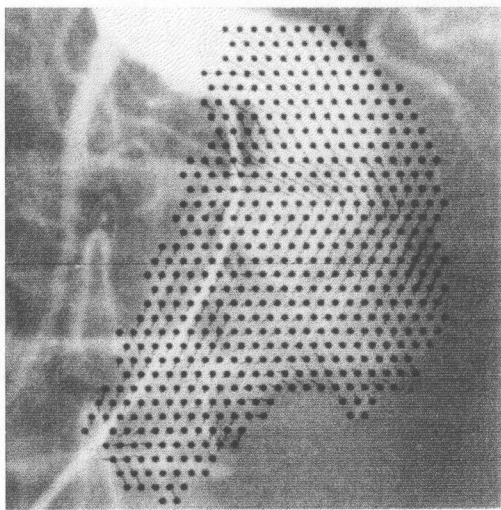
図5-9 重複ブロック分割法による腹部大動脈瘤内の血流速度ベクトル分布の推定結果



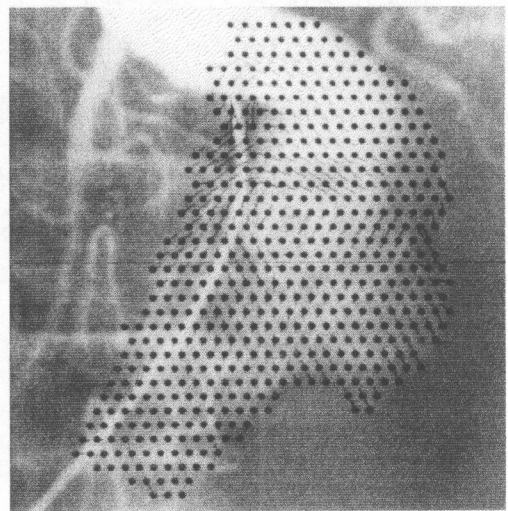
(e) 234-235コマ間



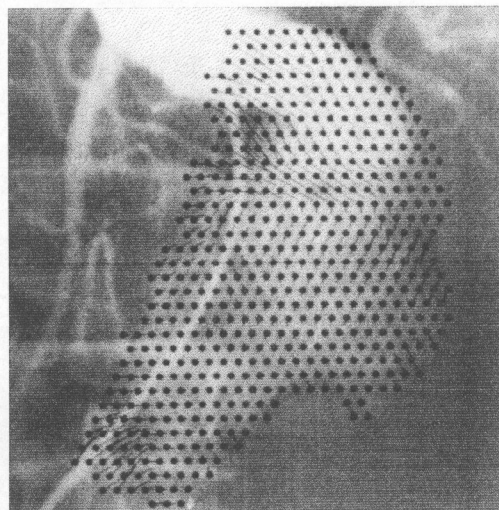
(f) 235-236コマ間



(g) 236-237コマ間



(h) 237-238コマ間



(i) 238-239コマ間

図5-9 重複ブロック分割法による腹部大動脈瘤内の
血流速度ベクトル分布の推定結果

5. 7. 2 時間濃度曲線法による血流速度ベクトル分布の推定

第2章で紹介した軸方向血流速度の推定法である時間濃度曲線法を2次元へ拡張した手法について概説する⁽³⁰⁾。この方法では、1次元の時間濃度曲線法と同様に数コマの画像データから時間濃度曲線を作成して、それをもとに血流速度ベクトル分布を推定する。従って、時間濃度曲線を作成するために使用する画像データのコマ数に対応した時間内での平均的な血流速度ベクトルが求められる。

まず、図5-10に示したように血管領域上に基準となる注目小領域 (Region of Interest: 以下ROI) を設定し、ROI内での濃度値総和 (造影剂量) の時間変化曲線すなわち時間濃度曲線を作成する。これを $Td(t_i)$ ($i=1, 2, \dots, N$) とする。次にROIを空間的に (s_x, s_y) だけ平行移動させた領域 (shifted ROI) に対しても同様に時間濃度曲線, $Td'(t_i, s_x, s_y)$ ($i=1, 2, \dots, N$) を作成する。そして、二つの時間濃度曲線 $Td(t_i)$ と $Td'(t_i, s_x, s_y)$ の相互相関関数 $R(s_x, s_y)$ を次式で計算する。

$$R(s_x, s_y) = \frac{\sum_{i=1}^{N-1} \{ Td(t_i) \times Td'(t_{i+1}, s_x, s_y) \}}{\sqrt{\sum_{i=1}^{N-1} Td(t_i)^2 \times \sum_{i=1}^{N-1} Td'(t_{i+1}, s_x, s_y)^2}}$$

ROIを移動させる量 (s_x, s_y) を変化させて、 $R(s_x, s_y)$ を計算し、最終的には $R(s_x, s_y)$ を最大にする (s_x, s_y) を求めて、 $(s_x/\Delta t, s_y/\Delta t)$ を血流速度ベクトルとする。ここで、 Δt は連続2コマの時間間隔である。

基準となるROIの位置を空間的に移動させながら、同様の手続きで血流速度ベクトルを推定すれば、血流速度ベクトル分布を推定できる。しかし、ここで紹介した手法では、ある時間内での平均血流速度が得られるのみであるうえ、造影剤パターンの分裂や合流を想定していない。このため、この方法単独では十分な推定結果が得られていない。本章で示した例に対して、ここで紹介した方法を適用して血流速度ベクトル分布を求めた結果を図5-11に示す。なお、相関関数 $R(s_x, s_y)$ の最大値が0.5未満の場合には、その点での血流速度の推定値は信頼できないものとみなした。図5-11ではそのような点を○で表示した。

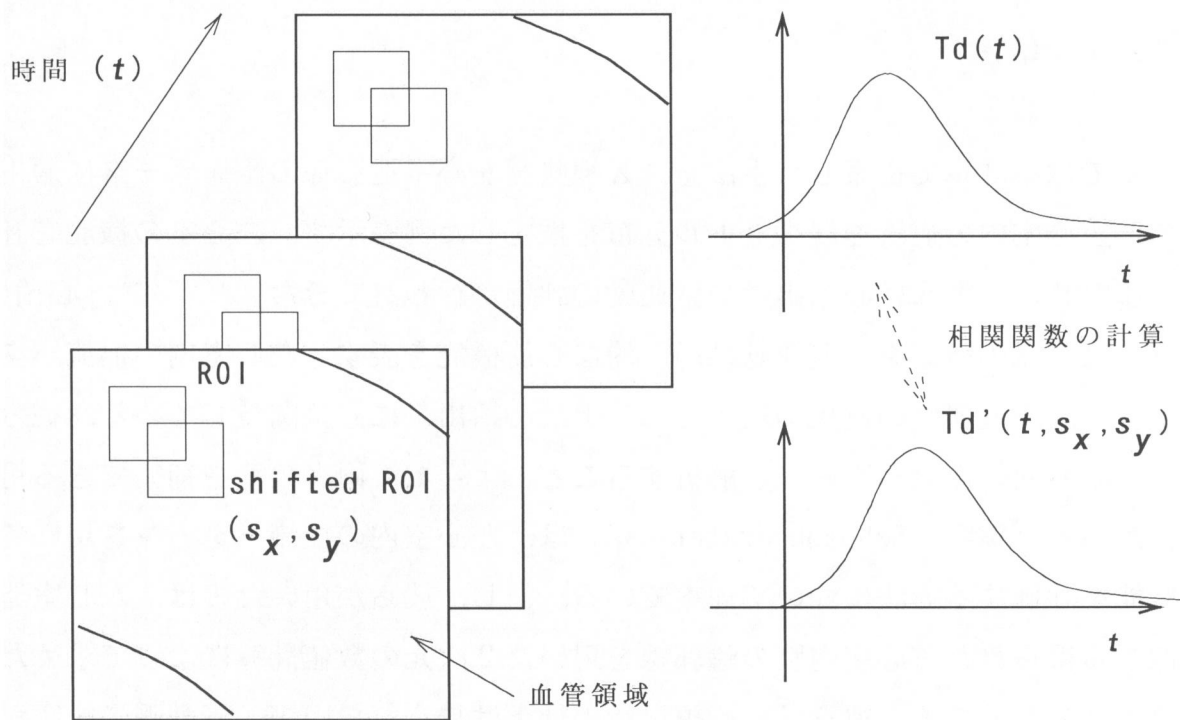


図 5 - 1 0 時間濃度曲線法による 2 次元血流速度の推定

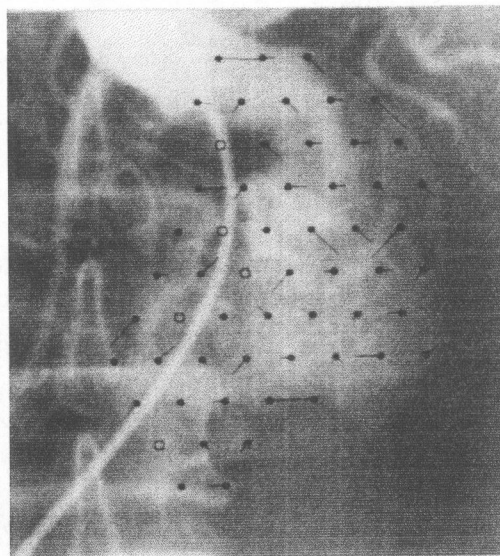


図 5 - 1 1 時間濃度曲線法による血流速度ベクトル分布の推定

第6章 左心室を対象とした血流速度ベクトル分布の推定

6.1 緒言

本章では第3章で提案した手法を、X線映画左心室造影の臨床データに適用して、左心室内の血流速度ベクトル分布を推定した例を示す。左心室の機能を評価するために、従来は心拍出量や壁運動の評価が行われてきた^{(44), (45)}。心拍出量は心臓全体の機能を、壁運動は局所的な心筋機能を表す。左心室内の血流パターンは、局所壁運動の直接の結果である上、心拍出量に直接関与している。従って、左心室内の血流パターンを解析することによって、両者の間を補完できる可能性がある。実際、Schoepfhoersterら⁽⁴⁾は、左心室内の血流パターンを用いて心機能を評価する方法について述べている。但し、彼らが用いたのは、左心室造影から得られた左心室内腔の輪郭線を用いた2次元の数値計算によって求めた血流速度分布である。彼らは、心拍出量の低下は見られないが、冠動脈に狭窄が確認されている初期の虚血心において、左心室内の血流パターンの異常を検出できた⁽⁴⁾と述べている。すなわち、左心室内の血流パターンの解析は、初期の段階での病変の評価に利用できる可能性がある。

以下、6.2において対象画像を示し、6.3において分割ブロックの大きさの決定などの前処理について述べる。6.4で本適用例に対する境界条件について述べ、6.5で左心室内の血流速度ベクトル分布の推定結果を示す。

6.2 対象画像

撮影速度30コマ/秒で撮影した造影のうち収縮初期から拡張末期までのほぼ一心拍にわたる画像を処理の対象とし、第4章で紹介した画像処理システムを用いて512×480画素、濃度階調が256段階のデジタル画像に変換した。処理対象画像は、コマ番号120から142までの連続23コマであった。一連の対象画像では、左心室の収縮および拡張運動と同時にそれらとは別の左心室全体の振動運動が観測できる。左心室全体の運動をさしひくためには、左心室の移動に合わせたコマ間での位置合わせが必要である。しかしながら本論文では、左

心室全体の運動を考慮したコマ間での位置合わせは行わなかった。すなわち、本章で推定される血流速度ベクトル分布は、左心室全体の振動運動をも含んでいる。あるいは、本章で推定される血流速度ベクトル分布が、被検者体外に固定された座標系において求められると考えてもよい。

図6-1(a)および(b)に、対象とした左心室造影像の例を示す。図(a)は収縮期、(b)は拡張期における像である。なお、前章冒頭でも述べたように、本論文で提案した血流ベクトルの推定法では、血液と造影剤の混合むらが観測される時相を選んで処理の対象としなくてはならない。また、対象領域内に造影剤の生成あるいは消失点が存在してはならないため(第3章[仮定2])、カテーテルからの造影剤の注入が終了した後の時相で血液と造影剤の混合むらが観測できる画像を対象とした。



(a) 収縮期



(b) 拡張期

図6-1 左心室造影像

6.3 前処理

6.3.1 対数変換

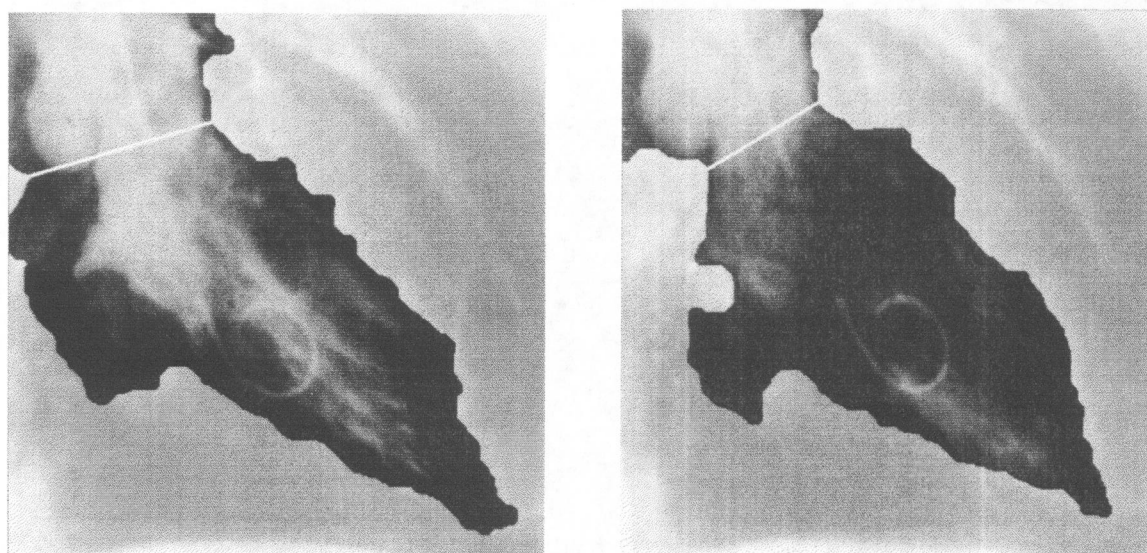
前章で紹介した腹部大動脈の造影像の場合と異なり、本章で対象とした左心室造影像では、造影剤注入前の像を利用することができなかった。このため、対数差分処理は行わず、濃度値の対数変換のみを行った。従って背景成分の除去法を

別途考える必要がある。背景成分の除去法については6. 3. 4に示す簡便な方法を採用した。

6. 3. 2 造影領域の推定

境界条件を定めるため、あるいは背景成分の除去を行うために造影剤が存在する領域（以下、造影領域と呼ぶ）を抽出する。本節では、造影領域の抽出法を説明する。

左心室造影像上で造影された左心室領域あるいは左心室領域の輪郭を計算機を用いて自動的に抽出しようという試みが過去に多く行われている^{(44) - (46)}。空間微分を用いた方法^{(44), (45)}や変動閾値を用いた方法⁽⁴⁶⁾が提案されており、空間微分を用いた方法が有効であると言われている。しかし本論文では、6. 2で述べたように血液と造影剤の混合むらが観測される時相の画像を対象としているため、空間微分を用いた方法を用いることはできなかった。そこで変動閾値法を用いて抽出した領域をもとに左心室領域を含む造影領域を推定した。この際、左心室壁を必ずしも正確に抽出する必要がないため、変動閾値法で得られた領域に対し小領域の除去や穴埋め操作を行った後に収縮-膨張操作⁽⁴²⁾を施して得られた領域を近似的に造影領域とした。なお、前章の場合と同様に造影領域が狭く抽出されると都合が悪いため、膨張操作を2回余分に実行して造影領域を広く抽出し



(a) 収縮期

(b) 拡張期

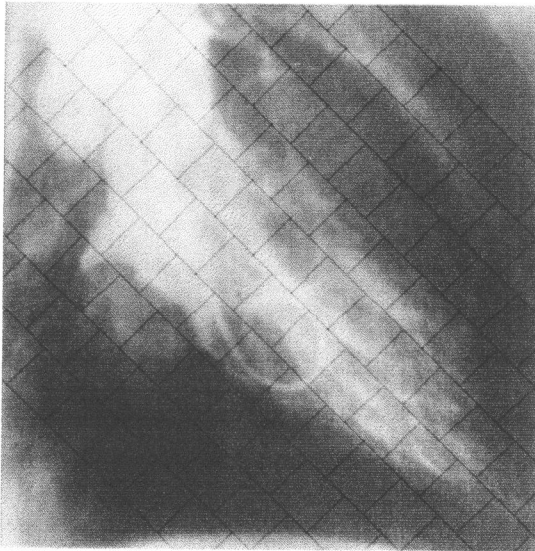
図6-2 造影領域と大動脈弁口部の推定

た。図6-2に、図6-1から造影領域を抽出した結果を示す。図6-2では、抽出された造影領域の濃度値を200レベル減じて造影領域を暗く表示している。ここで抽出された領域は、左心室のみならず大動脈ならびに誤って抽出された余分な部分を含んでいる。従って後の処理のためには、大動脈と左心室の境界である大動脈弁口部を推定し、大動脈部分を分離しなくてはならない（誤抽出部分については6.3.4で別途考える）。このため、造影領域左上部分で対向する輪郭線上に両端をもつ線分のうち、最短の線分を大動脈弁口部の推定位置とした。図6-2には大動脈弁口部の推定位置を白色の線分で示している。なお、6.2でも述べたように、被検者体外に固定された座標系において観測していることになるので、コマが異なれば大動脈弁口部の画像上での位置も異なってくる。

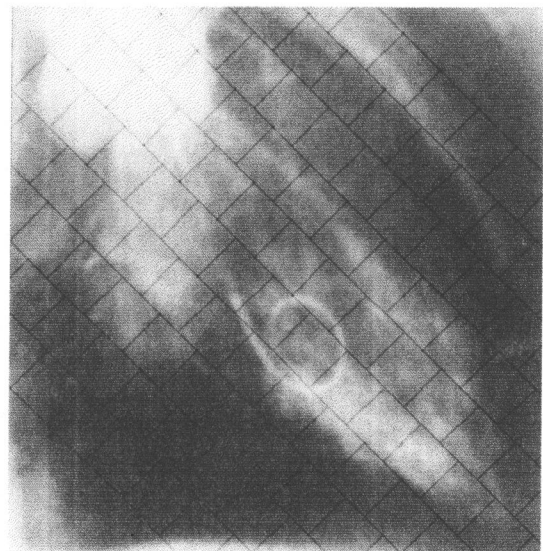
6.3.3 ブロックの大きさの決定とブロック分割

ブロックの大きさを決定するには2コマ間での造影剤の最大移動距離を知らなくてはならない。前章では造影領域の輪郭線の移動から血流速度を推定した。しかし本章の場合には、造影領域の輪郭線の移動は血流ではなく左心室壁及び左心室全体の運動を表している。血液の移動速度は部位によっては左心室壁の移動速度よりも大きくなり得るため、輪郭線の移動ではなく血流速度を評価してなくてはならない。また、収縮期と拡張期での造影剤の移動を比較した場合、収縮期の方が造影剤の移動がより顕著である。そこで、収縮期の画像を用いて2コマ間での造影剤の移動距離すなわち血流速度を評価して、ブロックの大きさを決定することにした。本論文では、左心室から大動脈へ流出する血流の速度を、血管の軸方向に沿った血流速度を求めるために著者らが提案した方法⁽²⁸⁾で推定した*)。収縮期全般にわたって左心室から大動脈へ流出する血流の速度を推定した結果、2コマ間での造影剤の最大移動距離は36画素であった。そこで多少の余裕を設けて、 42×42 画素の大きさにブロックを決定した。なお、血流の大まかな方向を考慮し、ブロック分割の際のx軸を左心室長軸方向に取った。図6-3に単純ブロック分割の様子を示す。また、重複ブロック分割の際の多重度 I_{ov} はブロックの大きさと左心室の大きさの相対関係を考慮して $I_{ov} = 3$ とした。

*) 本章章末の補足(6.7.1)を参照。



(a) 収縮期



(b) 拡張期

図6-3 単純ブロック分割

6. 3. 4 ブロック内の造影剤量ならびに造影剤時間変化量の推定

第3章で提案した手法で、血流速度ベクトル分布を推定するためには、基礎式(3-2)や最大流量制約条件(3-4)および(3-5)式ならびに境界条件(3-8)と(3-8)'式における既知の量として、各ブロック内の造影剤量の総和 $c(i, j, m)$ を求めておかななくてはならない。特に基礎式や境界条件においては、 $c(i, j, m)$ の2コマ間での時間変化量が必要である。

ブロック内の造影剤量を求めるためには、背景成分の値を知る必要がある。本章の適用例では、造影剤を注入する前の像を得ることができなかつたため、何らかの方法で背景成分を推定しなくてはならない。ここでは、6.3.2で抽出した造影領域の外部領域の濃度値から造影領域内部の背景成分を各コマでそれぞれ推定した。造影領域の外部領域は、造影剤の影響を含んでおらず背景成分のみから構成されている。まず、造影領域外部の画素の内、造影領域に接する画素を求めた。造影領域内部の背景成分値に最も近い濃度値を持つのは、これらの画素であると考えられる。これらの濃度値を用いて適当な補間によって造影領域内部の背景成分値を推定することも考えられるが、造影領域がかなり広いために、正確に背景線分を補間することは困難である。そこで、本論文では以下の簡便な方法によって背景成分を推定した。すなわち、造影領域に接する造影領域外部画素の

濃度値の最小値を求め、そのコマにおける造影領域内部の背景成分推定値を全てこの値で一定とした。最小値を用いたのは、造影領域内部画素の濃度値と背景成分の濃度値を差分した値が負になるのを避けるためである。このようにして求めた背景成分値は各コマによって異なる値をとる。

結局、背景成分の推定値を用いて次のようにしてブロック内の造影剤量を求めた。すなわち、ブロック内の造影領域に属する各画素において、その画素の濃度値から背景成分推定値を差分した量を求め、それらのブロック内での総和をブロック内の造影剤量 $c(i, j, m)$ とした。

次に造影剤時間変化量の計算について説明する。造影剤の時間変化量を上記で求めた $c(i, j, m)$ から直接計算すると、背景成分の推定誤差が重畳されたり、前章の適用例において説明したのと同様に、造影領域として余分に抽出された領域が混入していることによる誤差が生じたりするおそれがある。これらの誤差を避けるためには、前章の場合と同様に誤差が差分によって相殺されるようにすればよい。この目的で、本章においても各ブロック内の全ての画素（造影領域および造影領域外部画素の両方）の濃度値総和 $c'(i, j, m)$ の時間変化量を計算して造影剤の時間変化量とした。なお、本章においては先に推定した背景成分の誤差も相殺するため、背景成分の推定値を差分する前の値を用いて $c'(i, j, m)$ を計算した。真の背景成分値が連続2コマの間で一定であれば、この方法によってブロック内の造影剤量の時間変化量を正しく推定することができる。

最後に、6.3.2において造影領域として誤って余分に抽出された領域に対し、次の処理を行った。誤抽出領域はもともと造影領域外部に含まれるべき領域であるから、造影領域として抽出されていても造影領域外部領域に接する領域に含まれていると考えられる。すなわち、造影領域外部を含むブロックあるいは造影領域外部と隣接するブロックが誤抽出領域のみからなるブロックの候補である。また、ブロック内が全て造影領域外部の領域であれば、本来そのブロック内の造影剤の量ならびにその時間変化量はゼロである。そこで次のようなブロックを誤抽出領域のみからなるブロックであるとみなし造影領域ブロックから削除した。すなわち、先に述べた誤抽出領域のみからなるブロックの候補のうち、ブロック内の造影剤量が $c(i, j, m)$ の最大値の10%以下でありかつ造影剤の時間変化量がゼロである場合には誤抽出領域のみからなるブロックとみなした。

6. 4 境界条件

6. 4. 1 左心室内部と外部の境界と境界領域ブロック

左心室内部を処理の対象とし、境界条件を導くためには、左心室と大動脈を区別しておく必要がある。このためには6. 3. 2で求めた大動脈弁口部を境界とすればよい。しかし、6. 2でも述べたように、収縮および拡張運動とは別の左心室全体の運動が存在するため、大動脈弁口部の画像上での位置もコマによって異なる。従って、6. 3. 2で求めた各コマにおける大動脈弁口部をそのまま境界位置としたのでは、2コマ間で境界位置が移動してしまいあとの処理が複雑になる。幸い、2コマ間での大動脈弁口部の移動距離がブロックの大きさと比較して小さかったため、2コマ間での平均的な大動脈弁口部の位置を求めて左心室内部と外部との境界位置とした。2コマ間での大動脈弁口部の平均位置は、2コマで別々に求めた大動脈弁口部の端点を結ぶ線分の中点を両端とする線分（以下、線分 v と呼ぶ）とした（図6-4）。そして、線分 v を含むブロックを境界領域ブロック BB とした（図6-5）。また、線分 v よりも上方にあるブロックについては、左心室外部であるので処理対象ブロックから削除した。

次節以降では、ここで定義した境界領域ブロックを用いて境界条件を導く。なお、収縮期と拡張期にわけて境界条件を導いた。収縮期と拡張期の区別は、6. 3. 2で抽出した造影領域のうち左心室内部の領域の面積が最小および最大になる時刻を、それぞれ収縮末期および拡張末期とすることによって行った。

6. 4. 2 収縮期における境界条件

収縮期における左心室内部と外部の間の血流は、通常は大動脈弁を通じて大動脈へ流出する成分のみである。僧帽弁において逆流成分が観測される場合には、これも考慮しなくてはならないが、本論文の適用例では僧帽弁における逆流は観測されなかった。従って、収縮期における境界条件として、[大動脈弁を通じて流出する造影剤の総和] = [左心室内での造影剤の時間変化量の総和]を用いればよい。そこで本論文では、図6-5に示したように境界領域ブロック BB へ流入する成分に対し、第3章で紹介した(3-8)ならびに(3-8)'式を境界条件とした。

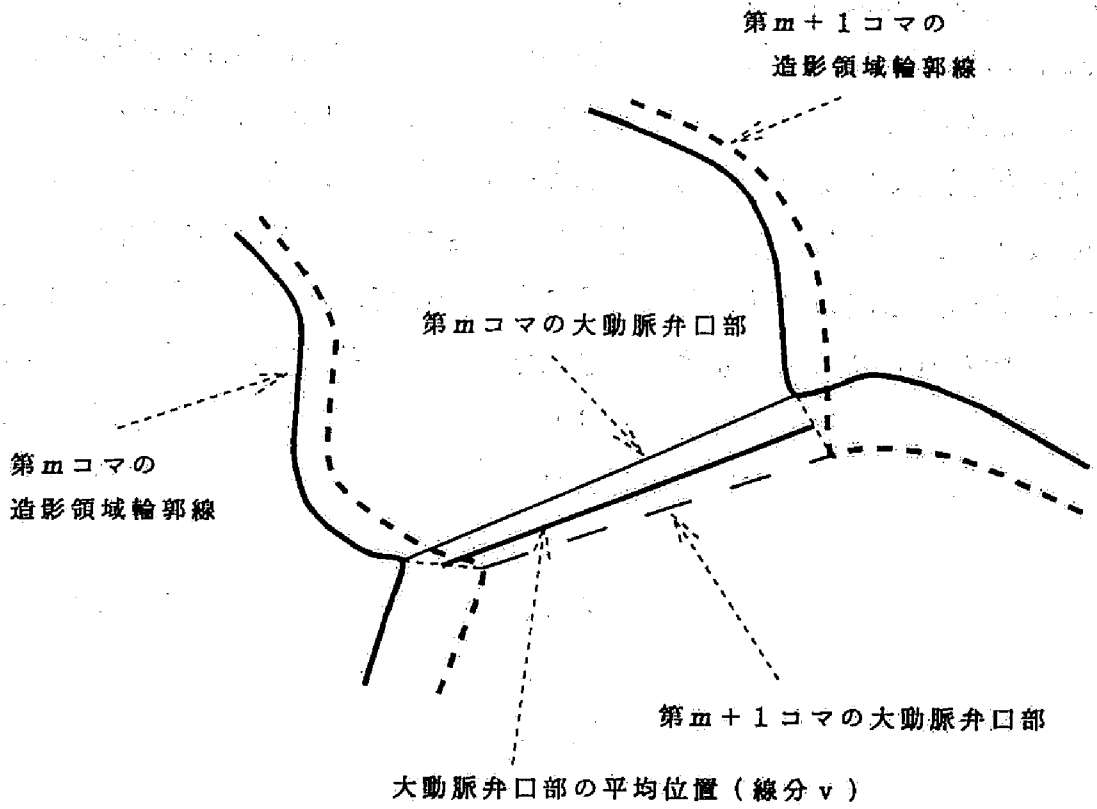


図6-4 大動脈弁口部の平均位置

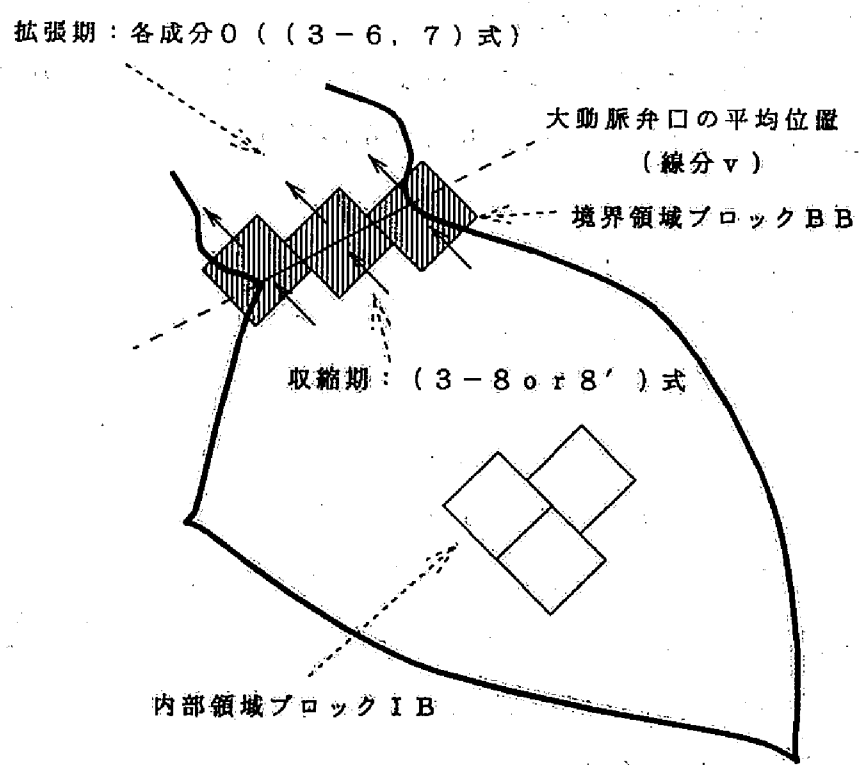


図6-5 境界領域ブロックと境界条件

6. 4. 3 拡張期における境界条件

拡張期における左心室内部と外部の間の血流は、通常は僧帽弁を通じて左心室へ流入する成分のみである。左心室造影では左心室内に直接造影剤を注入するため、通常は拡張期には左心室内部と外部との造影剤の移動はない。つまり、僧帽弁あるいは大動脈弁において血流の逆流が観測される場合を除いては、左心室内部と外部の間の造影剤の移動を考えなくてもよいのである。本論文の適用例では、拡張期における血流の逆流成分は観測されなかった。そこで、境界条件として、
[左心室内部と外部の間の造影剤の移動] = 0 を用いた。これは境界領域ブロックとそれらに隣接する左心室外部領域のブロックの間での造影剤の移動に関して (3-6) および (3-7) 式が同時に成立する場合である (図6-5)。すなわち拡張期においては、(3-6) ならびに (3-7) 式を考慮するのみでよく、境界条件 (3-8) あるいは (3-8)' 式を評価関数に導入する必要はない。すなわち、境界領域ブロックも内部領域ブロックと同様に扱えばよい。

6. 5 推定結果と考察

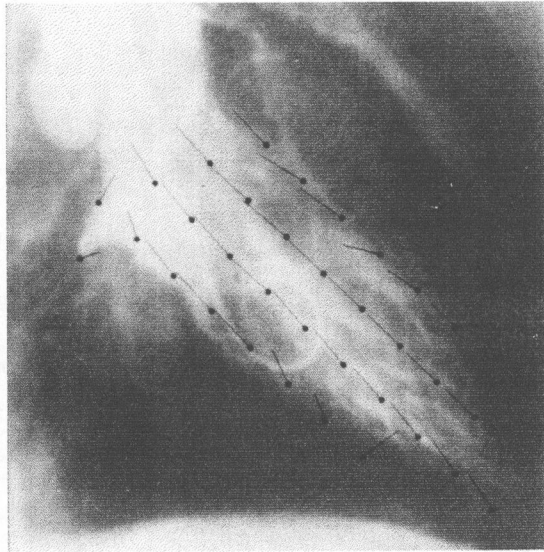
6. 5. 1 単純ブロック分割法

単純ブロック分割法によって、コマ番号120から142までの画像を対象にして、連続2コマ間での血流速度ベクトル分布を順次推定した。ここでは、これらの推定結果のうち、コマ番号125 (図6-1 (a)) と126の2コマならびにコマ番号135 (図6-1 (b)) と136の2コマからの推定結果をそれぞれ図6-6 (a) 及び (b) に示す。他のコマを用いての推定結果は、本章章末の補足にまとめて掲載した。図 (a) は収縮期、図 (b) は拡張期における推定結果である。血流速度ベクトルの表示方法は第5章の場合と同じである。

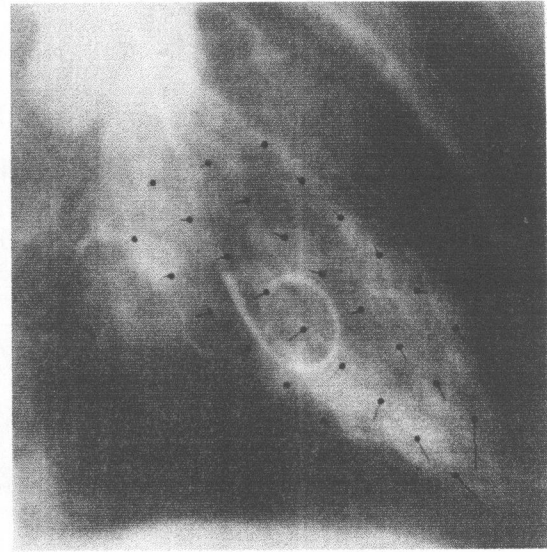
なお、収縮初期 (コマ番号120と121) ならびに拡張初期 (コマ番号130と131) の推定の際には、繰り返し計算の初期値として全ての f_k をゼロと選び、他の時刻では、一つ前の連続2コマでの推定結果を近似解として f_k の初期値とした。また、滑らかさの制約の重み係数 λ は、実験的に $\lambda = 1000$ とした。滑らかさの制約の項の正規化の分母、 $c_{\max}(i, j, m, m+1)$ の平均値がおおよそ 1×10^5 程度であることを考えると $\lambda = 1000$ はかなり小さな値である。

6. 5. 2 重複ブロック分割法

図6-7 (a), (b)に重複ブロック分割法による左心室内血流速度ベクトル分布の推定結果を示す. 対象画像や血流速度ベクトルの表示法および繰り返し計算のための初期値は単純ブロック分割法の場合と同じである. 他のコマからの推定結果は, まとめて章末の補足に掲載した. 滑らかさの制約の重み係数も単純ブロック分割法の場合と同様に $\lambda = 1000$ とした.

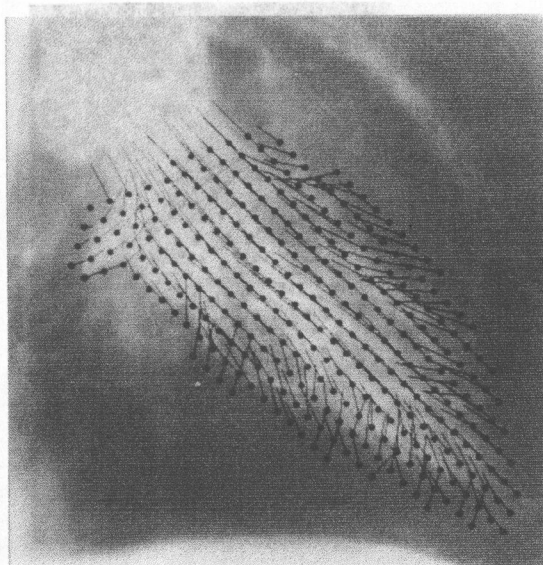


(a) 収縮期

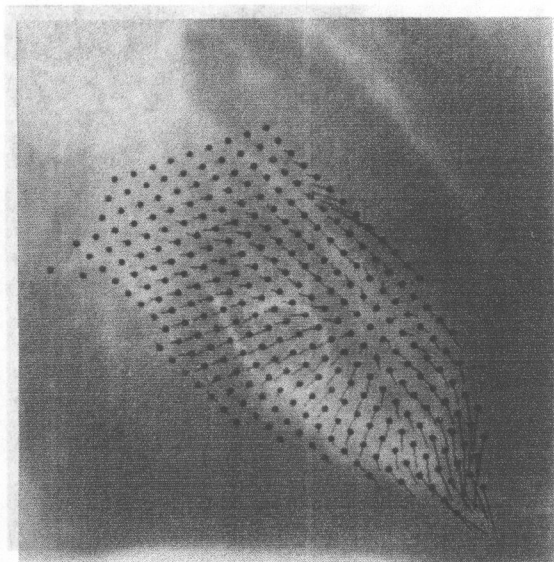


(b) 拡張期

図6-6 単純ブロック分割法による血流速度ベクトル分布の推定結果



(a) 収縮期



(b) 拡張期

図6-7 重複ブロック分割法による血流速度ベクトル分布の推定結果

6. 5. 3 考察

図6-6と図6-7の比較からわかるように、本章の適用例では前章の場合とは異なり、3. 3. 1で紹介した単純ブロック分割法の問題点③が顕著に現れることはなかった。すなわち単純ブロック分割法によって得られた血流速度ベクトル分布図は、重複ブロック分割法によって得られた血流速度ベクトル分布図から一つの基礎単純ブロックセットに対応する血流速度ベクトルのみを取り出したものにほぼ等しい。これを示すため図6-8に単純ブロック分割法によって得られた血流速度ベクトル分布図と重複ブロック分割法によって得られた血流速度ベクトル分布図を重ね合わせて表示した。図6-8では単純ブロック分割によって得られた結果を赤色で、重複ブロック分割によって得られた結果を緑色で表示している。従って、両者が重なっている部分は黄色で表示されている。図6-8では単純ブロック分割法による推定結果が重複ブロック分割法による推定結果とほぼ重なり、その部分の血流速度ベクトルが黄色で表示されているのがわかる。本章の適用例では、単純ブロック分割法で得られた結果も重複ブロック分割法で得られた結果も、もとのX線映画左心室造影像を目視で観測した場合の印象と矛盾しない。本章の適用例において、3. 3. 1で紹介した問題点③が顕著に現れなかったのは、本章の適用例では左心室内の血流速度ベクトルの分布が比較的滑らかであったことが原因であろう。

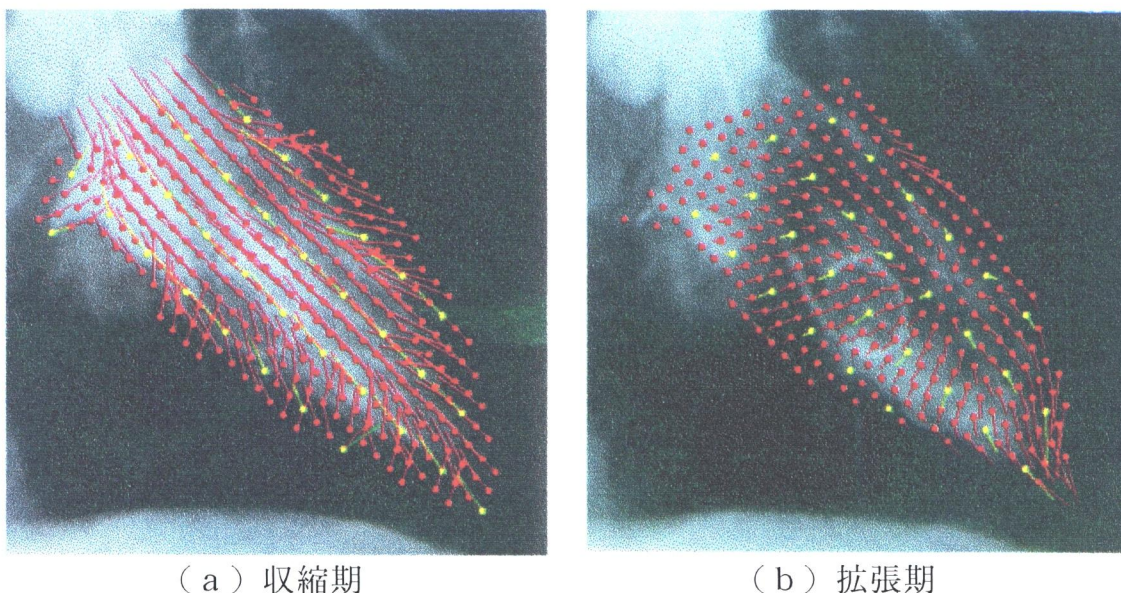


図6-8 単純ブロック分割法（赤）と重複ブロック分割法（緑）による推定結果の重ね合わせ表示

本章の適用例では、先に述べたとおり3. 3. 1で紹介した単純ブロック分割法の問題点③は顕著に現れていない。しかしながら、単純ブロック分割法の問題点②は顕著に現れている。すなわち、血流速度ベクトルの推定点を空間的に細かく配置できないために血流速度ベクトル分布の詳細な観測が行えないのである。たとえば図6-6(a)と図6-7(a)を比較すると、図6-7(a)では左心室壁の移動の方向や程度などが描出されているのに対し、図6-6(a)ではそれを観測することができない。

本章の補足にほぼ一心拍にわたる推定結果を示したが、これらにおいてもここでの考察と同様のことがいえる。また、一連の結果をもとの画像と重ね合わせて動画表示することにより、主観的にはあるが結果の妥当性を確認している。

6. 6 結言

本章では、X線映画左心室造影像を対象として第3章で提案した方法によって血流速度ベクトル分布の推定を行った。この結果、収縮期から拡張期にわたっての左心室内の血流速度ベクトル分布を推定することができた。推定結果は、もとの動画像系列を目視観測したときの印象と矛盾しなかった。また、本章の適用例においても、重複ブロック分割法が単純ブロック分割法の有効な改善法になっていることが示された。

左心室内の血流速度ベクトル分布図は、心筋梗塞などの病変を初期の段階で評価することに有用であると期待できる⁽⁴⁾。今後は、左心室内の血流パターンを用いて心機能の評価する方法について検討を行いたい。

6. 7 補足

6. 7. 1 左心室からの流出血流速度の推定

分割ブロックの大きさを決定するために、2コマの間に左心室から大動脈へ流出する造影剤の速度を評価する。このために、著者らが提案した血管の軸方向に沿った血流速度の推定法⁽²⁸⁾を利用した。以下に、左心室から大動脈へ流出する造影剤の速度の推定法を概説する。

まず、連続2コマ（第 m ならびに第 $m+1$ コマ）の画像において、6. 3. 2で紹介した方法で造影領域を抽出する。また、6. 4. 1述べた方法で大動脈弁口部の平均位置を表す線分 v も求めておく。以後線分 v が左心室と大動脈の境線であるとみなす。次に、2コマ間での左心室内の造影剤量の減少量 ΔC を推定する。推定方法は6. 3. 4と同様である。収縮期においては造影剤が左心室内から大動脈へ流出するので左心室内の造影剤量は流出分だけ減少する。流出した造影剤は、第 $m+1$ コマには大動脈弁口部と接する位置に存在すると考えられる

（図6-9）。従って、第 $m+1$ コマの画像で、大動脈弁口部と接する位置で造影剤の量が ΔC と等しくなる領域を調べ、その大きさから2コマ間での造影剤の移動距離を求めればよい。このとき、図6-9に示したように線分 v に平行な直線 v' を考え、 v と v' に挟まれる領域の造影剤の量（第 $m+1$ コマ）が ΔC と等しくなる直線 v' の位置を探した。得られた直線 v' と大動脈弁の位置を表す線分 v の距離を2コマ間での造影剤の移動距離の推定値とした（図6-9）。造影剤の移動距離を2コマの時間間隔で除すれば移動速度が求められるが、分割ブロックの大きさを求めるためには、造影剤の移動距離がわかれば充分である。

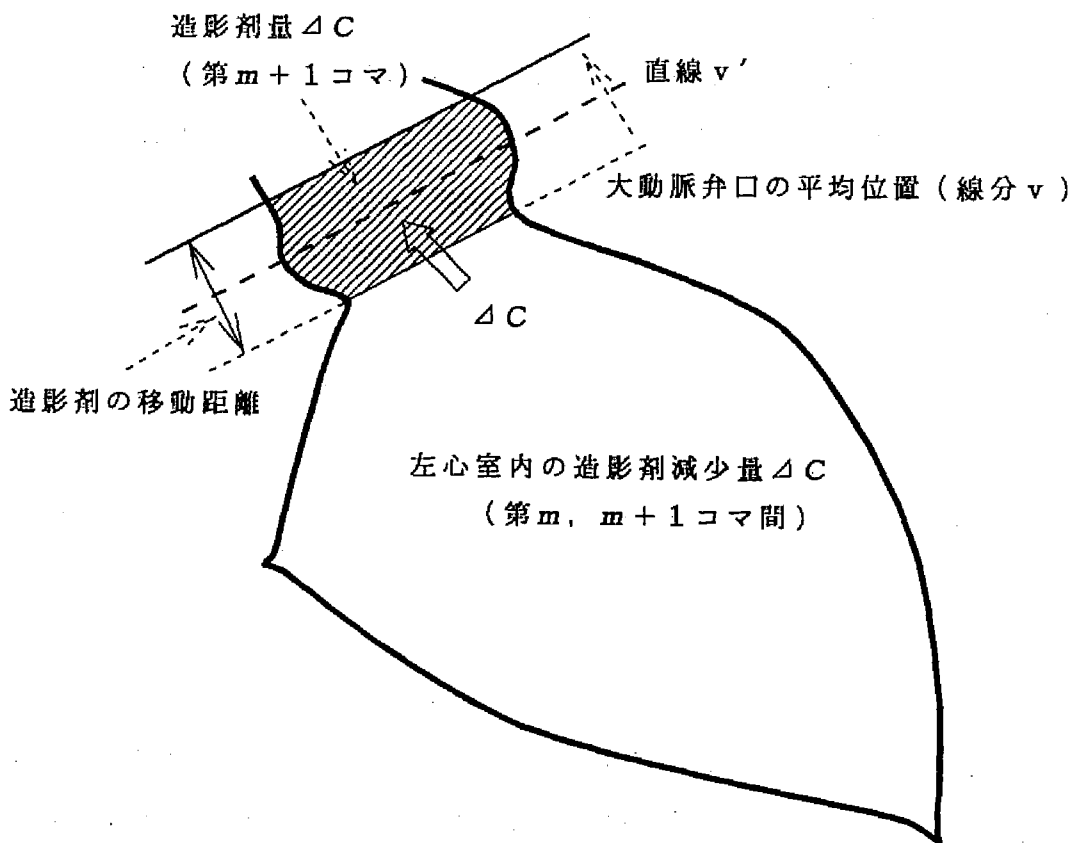
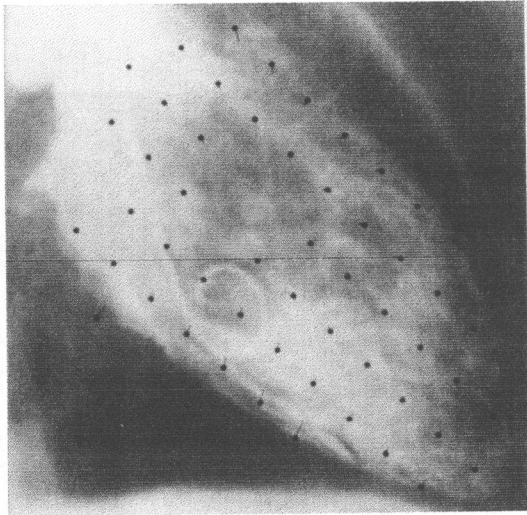


図6-9 1次元血流速度推定法を利用した左心室からの流出血流速の推定

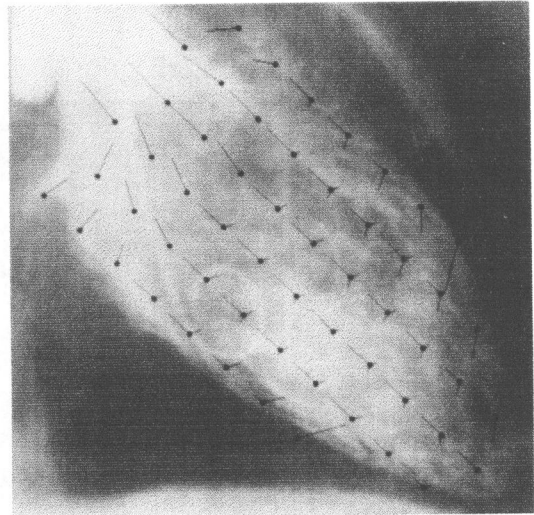
6. 7. 2 左心室を対象とした血流速度ベクトル分布の推定結果一覧

①単純ブロック分割法

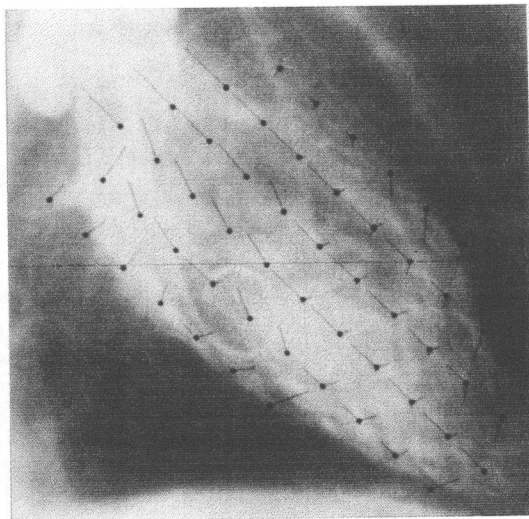
図6-10(a)～(v)に、単純ブロック分割法による左心室内の血流速度ベクトル分布の推定結果を示す。表示方法は図6-6と同様である。図(a)～(j)が収縮期、図(k)～(v)が拡張期における推定結果である。



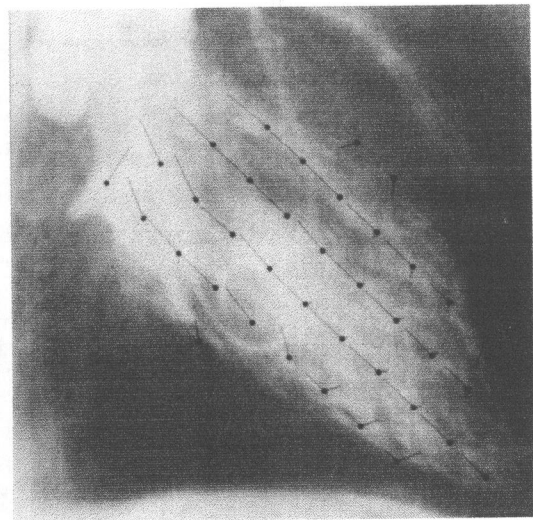
(a) 120-121コマ間



(b) 121-122コマ間

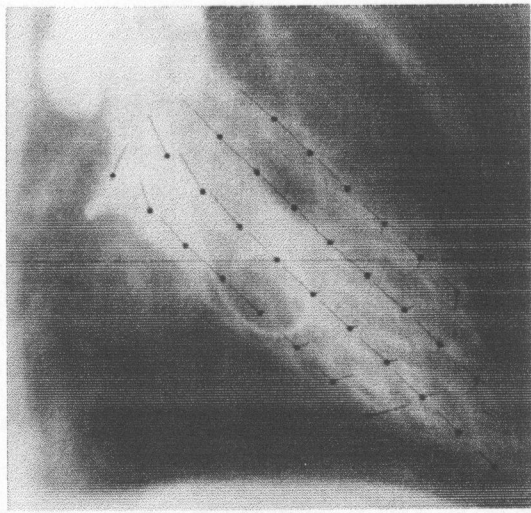


(c) 122-123コマ間

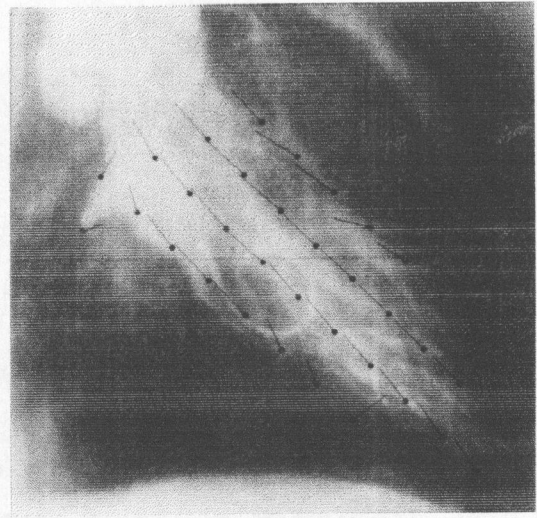


(d) 123-124コマ間

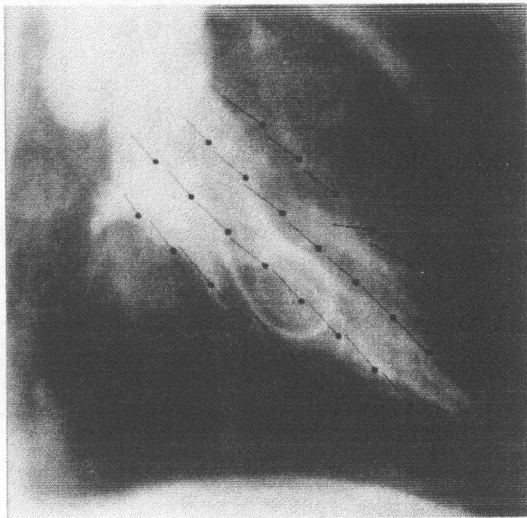
図6-10 単純ブロック分割法による左心室内
血流速度ベクトル分布の推定結果(収縮期I)



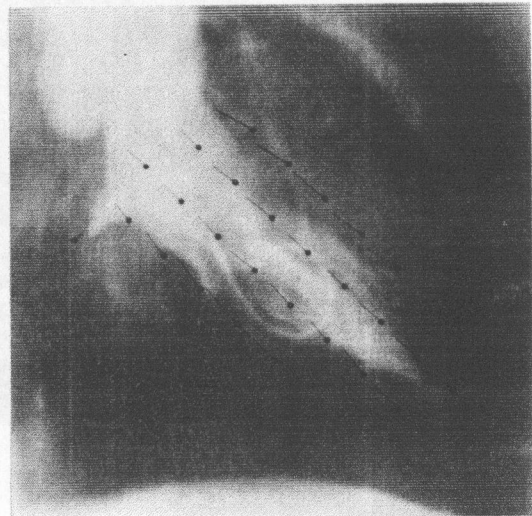
(e) 124-125コマ間



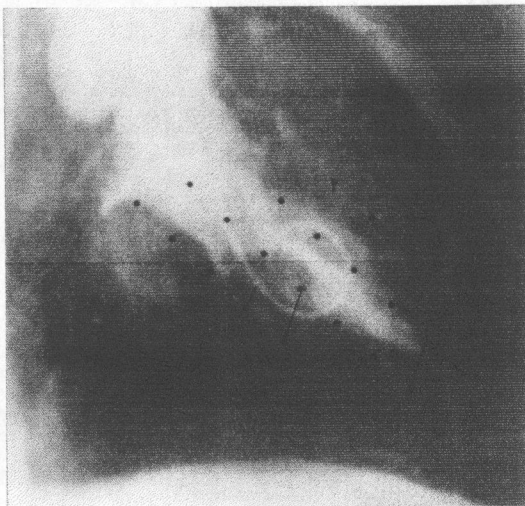
(f) 125-126コマ間



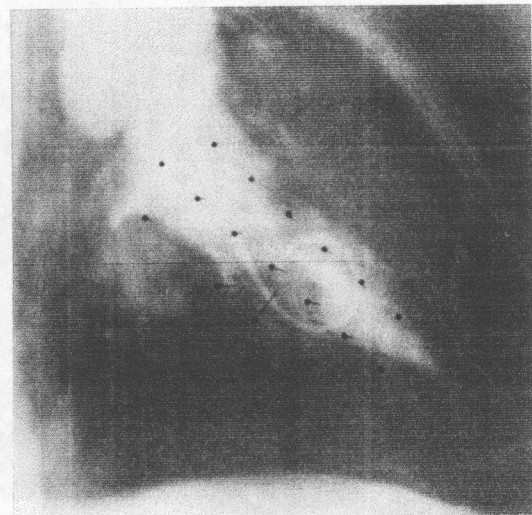
(g) 126-127コマ間



(h) 127-128コマ間

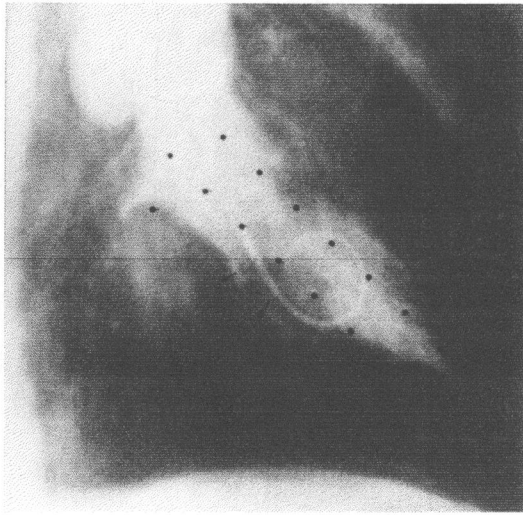


(i) 128-129コマ間

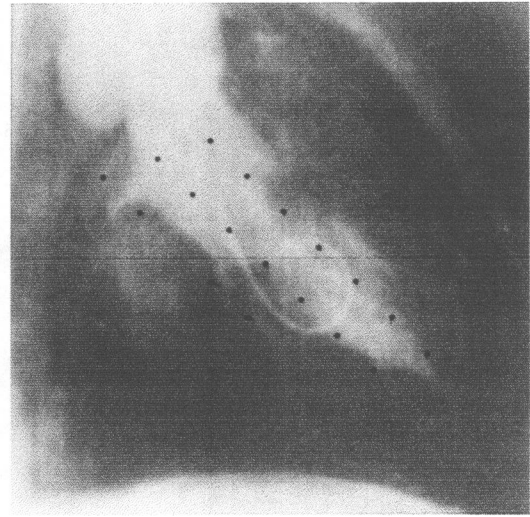


(j) 129-130コマ間 (収縮末期)

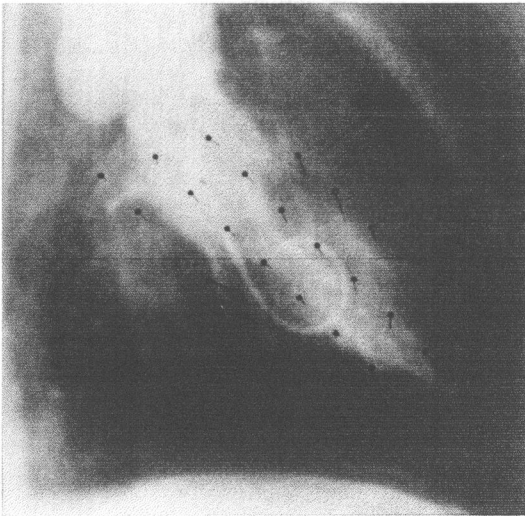
図6-10 単純ブロック分割法による左心室内
血流速度ベクトル分布の推定結果 (収縮期Ⅱ)



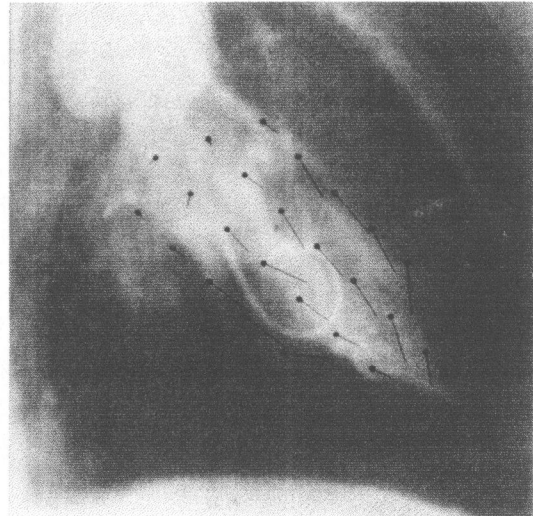
(k) 130-131コマ間



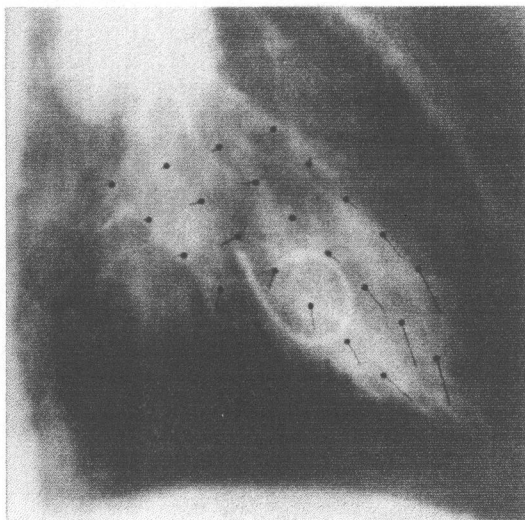
(l) 131-132コマ間



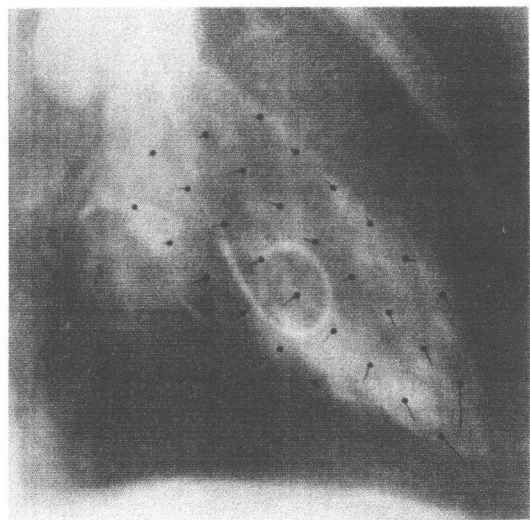
(m) 132-133コマ間



(n) 133-134コマ間

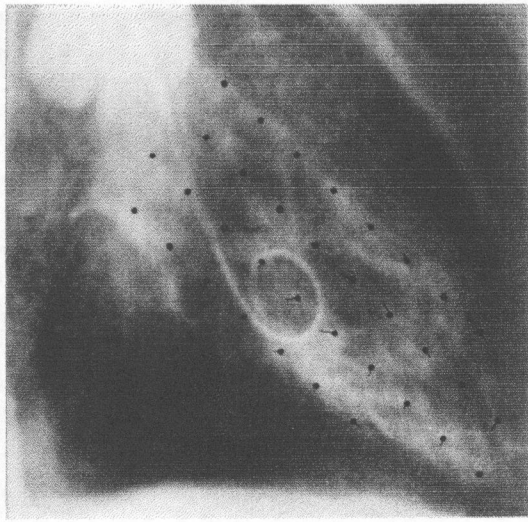


(o) 134-135コマ間

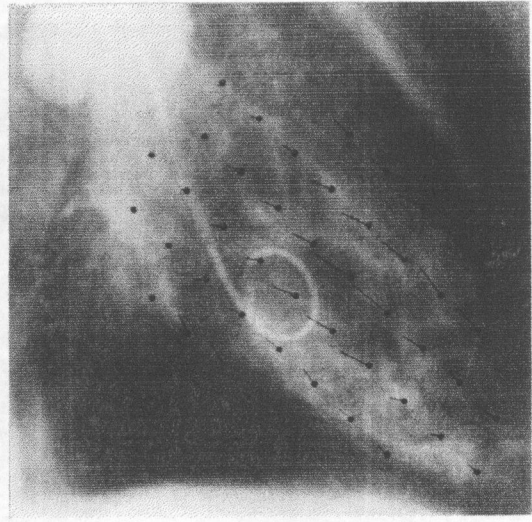


(p) 135-136コマ間

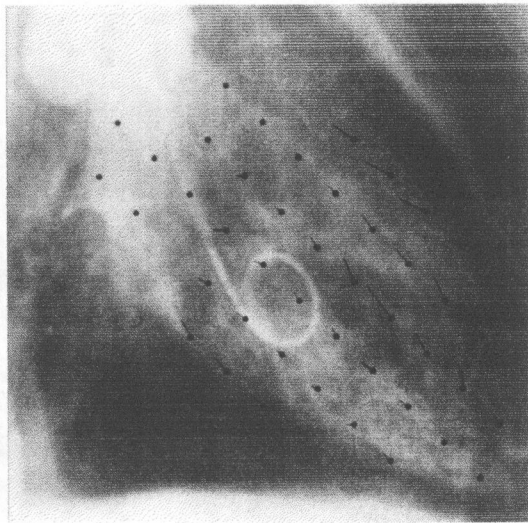
図6-10 単純ブロック分割法による左心室内
血流速度ベクトル分布の推定結果(拡張期I)



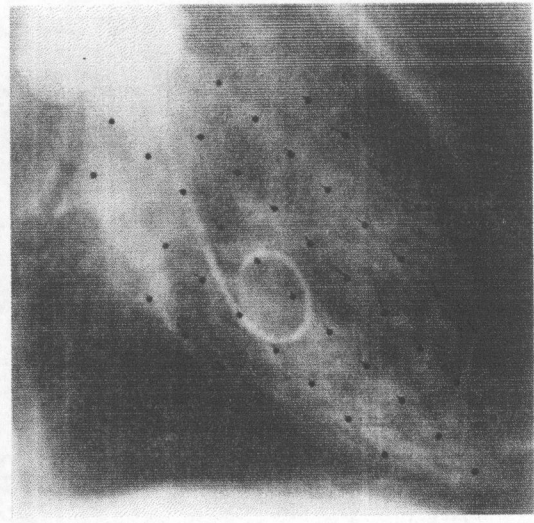
(q) 136-137コマ間



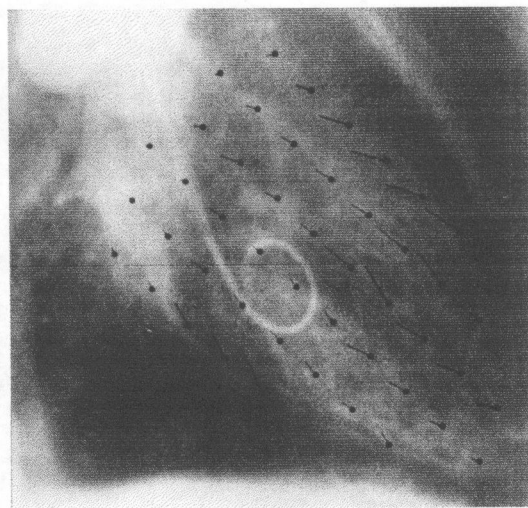
(r) 137-138コマ間



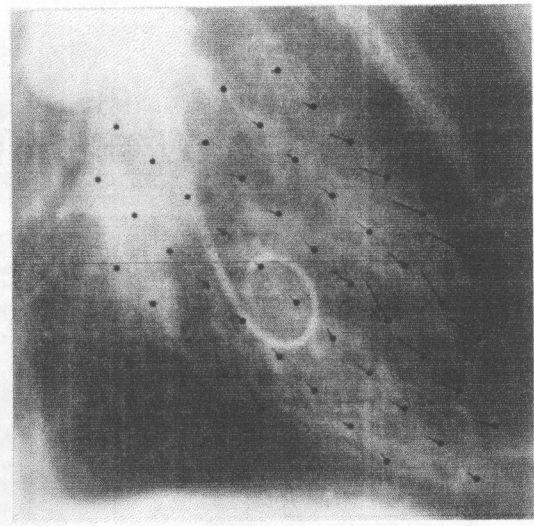
(s) 138-139コマ間



(t) 139-140コマ間



(u) 140-141コマ間

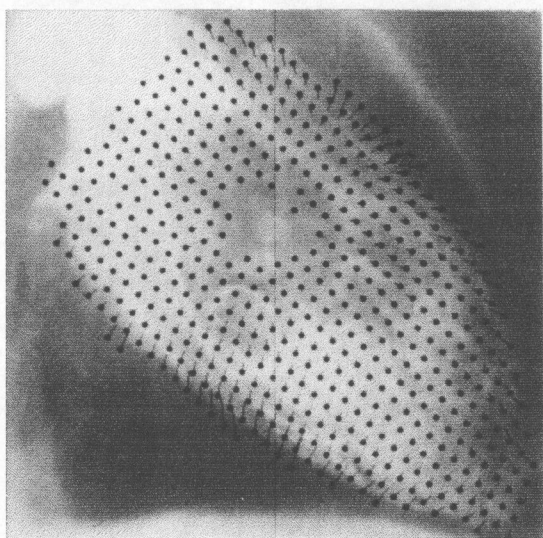


(v) 141-142コマ間 (拡張末期)

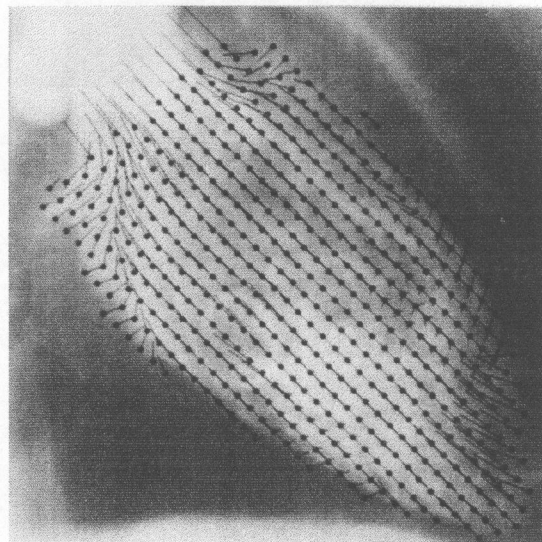
図6-10 単純ブロック分割法による左心室内
血流速度ベクトル分布の推定結果 (拡張期Ⅱ)

②重複ブロック分割法

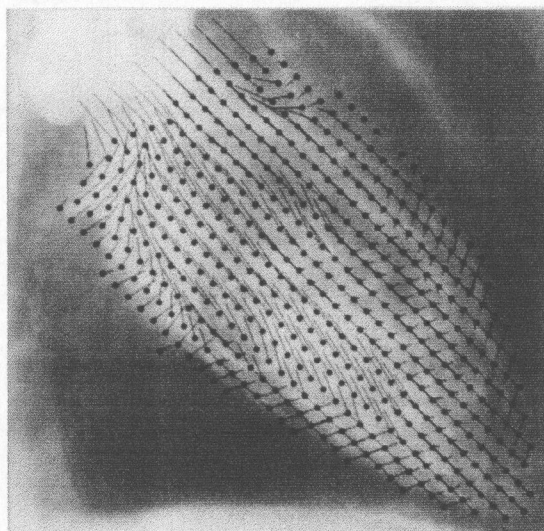
図6-11(a)～(v)に、重複ブロック分割法による左心室内の血流速度ベクトル分布の推定結果を示す。表示方法は図6-6と同様である。また、単純ブロック分割法の場合と同様に、図(a)～(j)が収縮期、図(k)～(v)が拡張期における推定結果である。



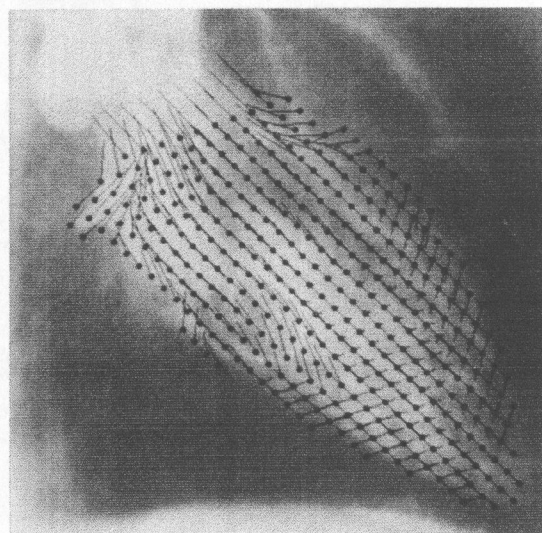
(a) 120-121コマ間



(b) 121-122コマ間

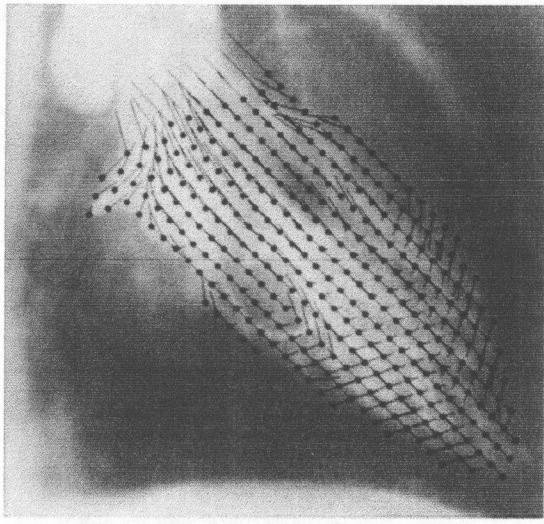


(c) 122-123コマ間

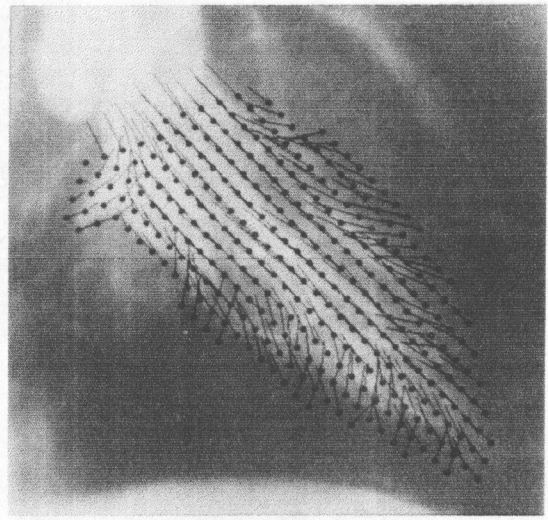


(d) 123-124コマ間

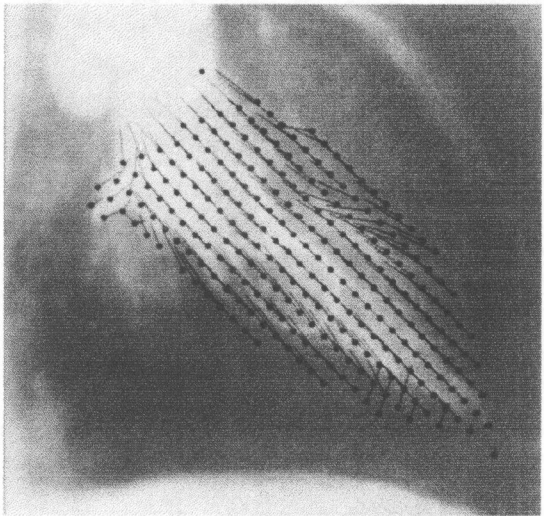
図6-11 重複ブロック分割法による左心室内
血流速度ベクトル分布の推定結果（収縮期I）



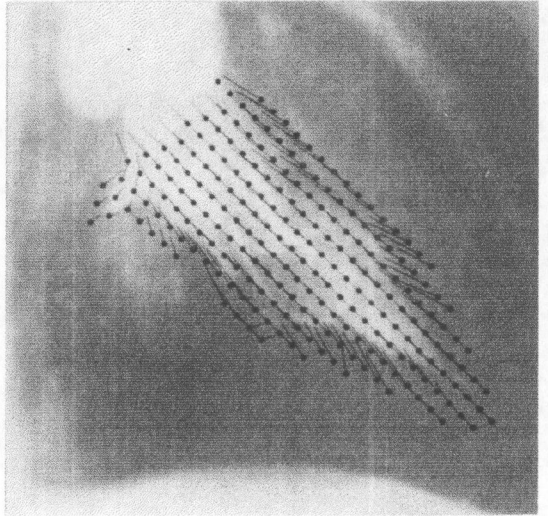
(e) 124-125コマ間



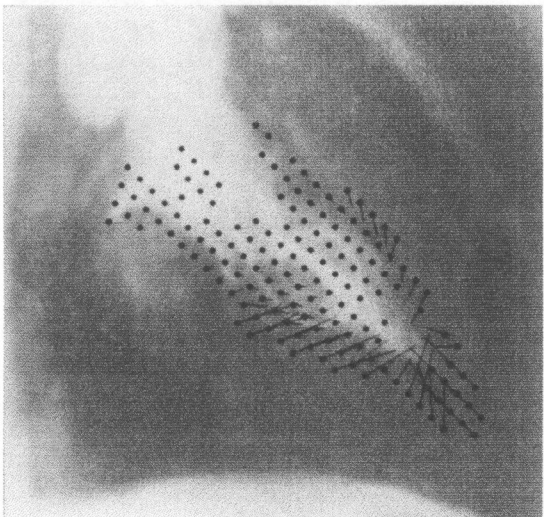
(f) 125-126コマ間



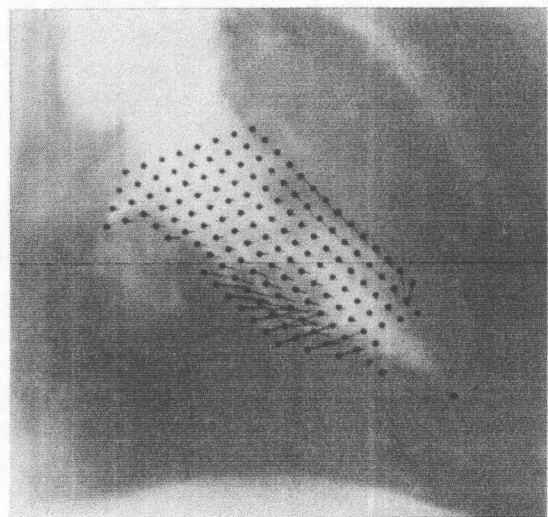
(g) 126-127コマ間



(h) 127-128コマ間

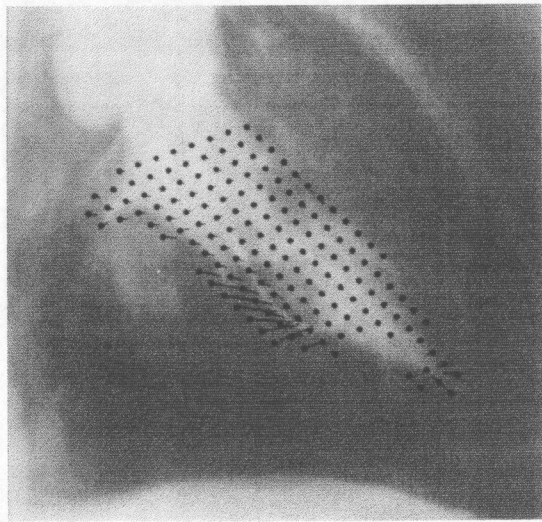


(i) 128-129コマ間

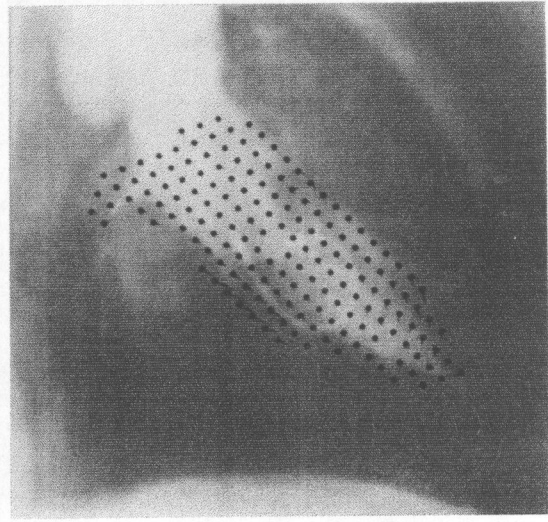


(j) 129-130コマ間 (収縮末期)

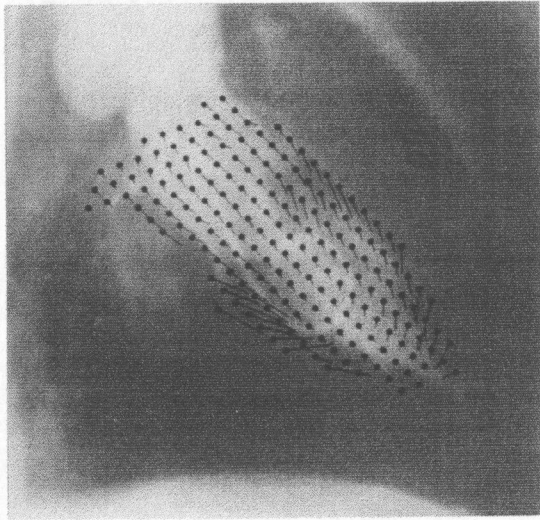
図6-11 重複ブロック分割法による左心室内
血流速度ベクトル分布の推定結果 (収縮期Ⅱ)



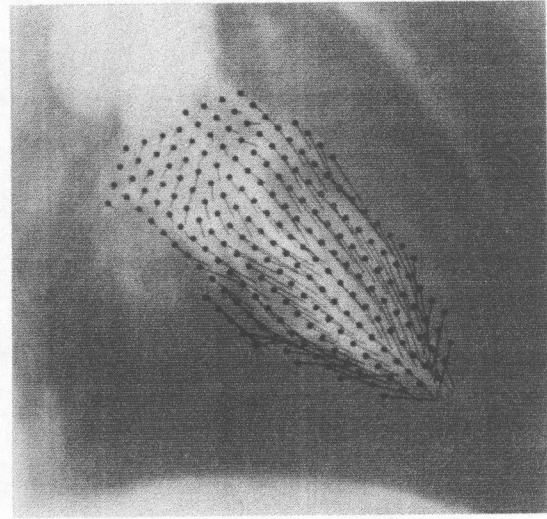
(k) 130-131コマ間



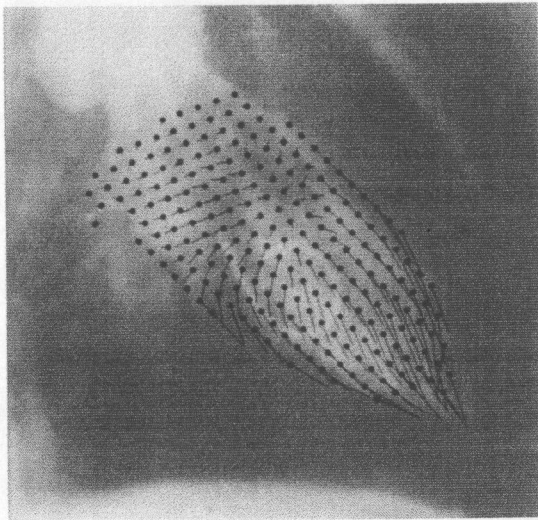
(l) 131-132コマ間



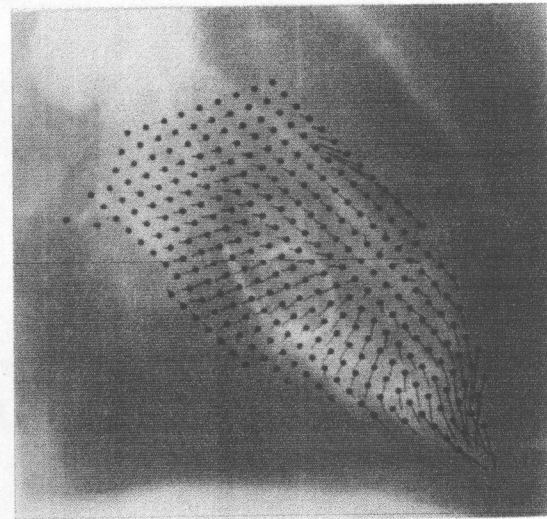
(m) 132-133コマ間



(n) 133-134コマ間

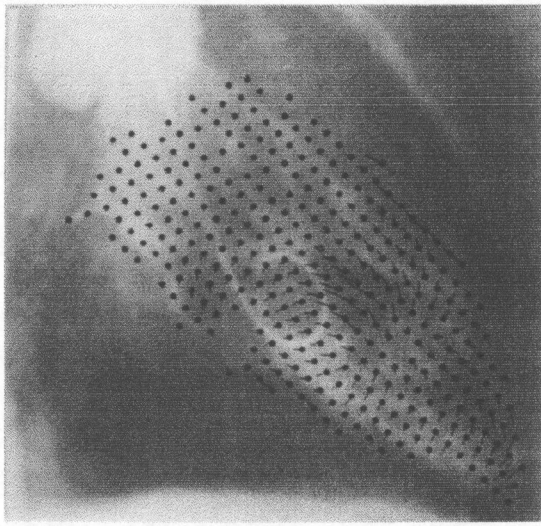


(o) 134-135コマ間

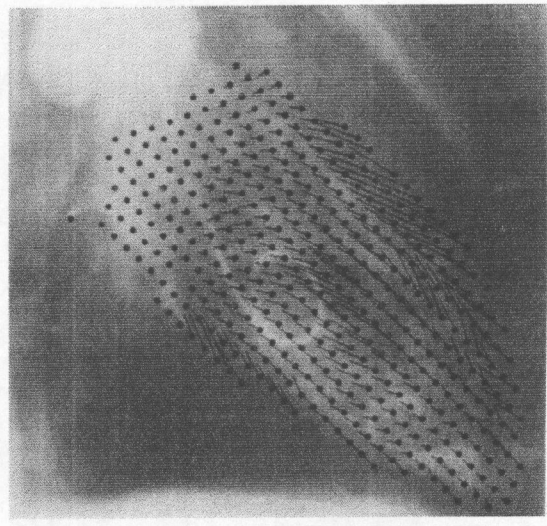


(p) 135-136コマ間

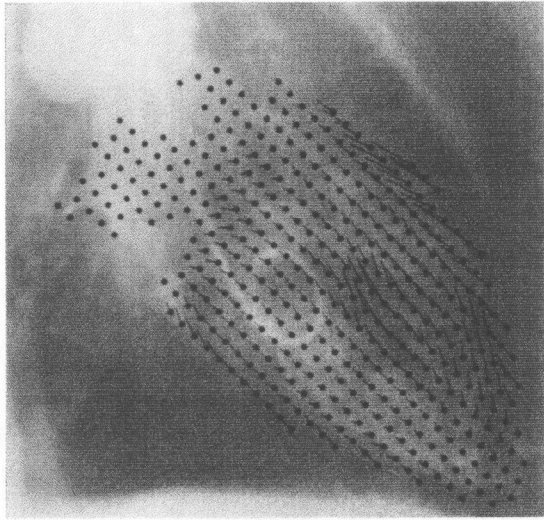
図6-11 重複ブロック分割法による左心室内
血流速度ベクトル分布の推定結果(拡張期I)



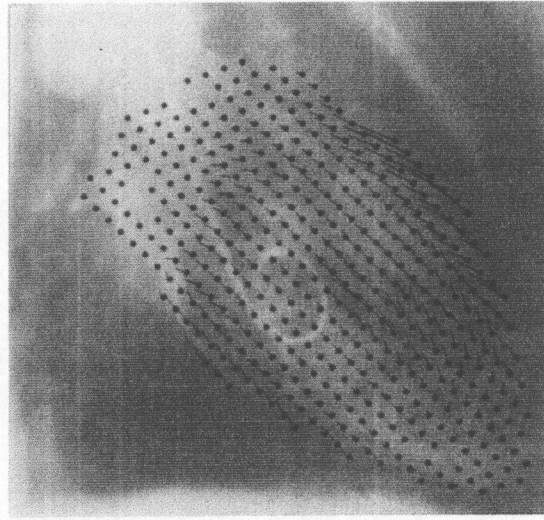
(q) 136-137コマ間



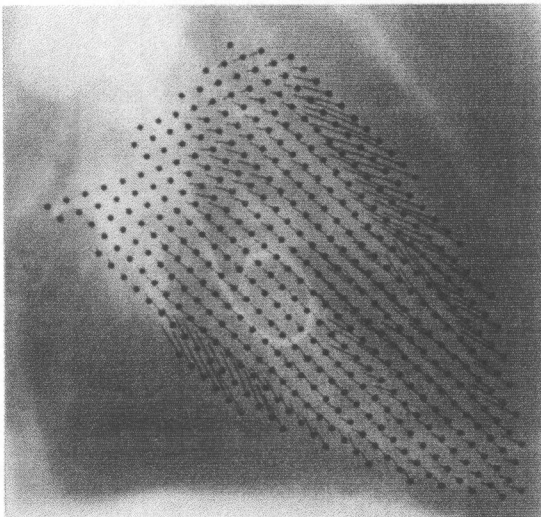
(r) 137-138コマ間



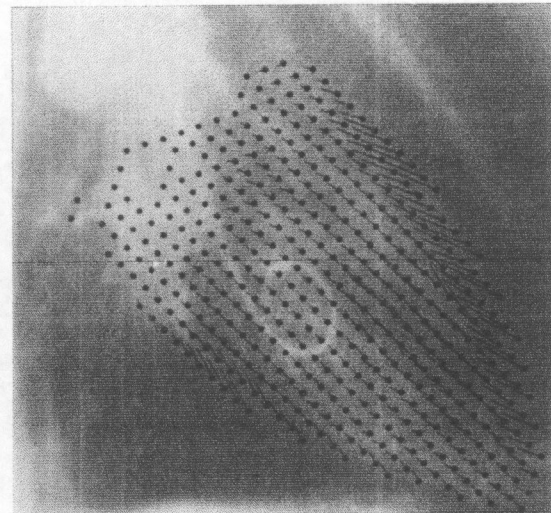
(s) 138-139コマ間



(t) 139-140コマ間



(u) 140-141コマ間



(v) 141-142コマ間 (拡張末期)

図6-11 重複ブロック分割法による左心室内
血流速度ベクトル分布の推定結果 (拡張期Ⅱ)

第7章 結論

生体内の血管や心臓でその内部の血流状態を詳しく知ることは、血流と動脈硬化性病変や動脈瘤の進展との関連などを研究する上で、極めて重要であると考えられる。また、これまでに行われてきたモデル実験や動物実験ならびに数値実験に基づく研究で考えられていたような現象が、実際に生体内部で起こり得ることを示すため、あるいはそれらの研究で得られた知見を予後の予測などのかたちで臨床へ応用するためにも、生体内部での血流状態を詳しく知ることが必要である。そこで本論文では、現在臨床で利用されている X 線映画血管造影像を対象として、画像上に投影された血流速度ベクトル分布を推定するための画像処理法を提案した。同手法を用いることにより、血管や心臓が生体内部にある状態でその内部での血流状態を詳しく知ることが可能である。以下において、本論文の内容を各章ごとに総括し、最後に今後の課題について述べる。

第1章と第2章においては、本論文の基礎あるいは研究の背景となることについて概説した。すなわち、第1章においては研究の動機や背景について概説し、第2章においては、X線映画血管造影検査とその撮影装置について、そして、他の研究者によって従来行われてきた、本研究に関連する研究について概説した。ここでは、X線映画血管造影像を用いた血管軸方向血流速度の推定法ならびに動画像系列からの移動物体の移動速度ベクトル分布の推定法について、本論文で提案する手法との関連を交えて説明した。

第3章においては、ブロック分割に基づいて連続2コマ間での造影剤の移動をブロック単位で求めて血流速度ベクトル分布を推定する方法を提案した。まず、3.2において、互いに隣接する一群のブロックへの分割に基づく手法（単純ブロック分割法）を提案した。単純ブロック分割法では、各ブロックで成立する推定の基礎式からの誤差の項と造影剤の流れの空間的な滑らかさを表す項からなる評価関数を設定し、最大流量制約条件の下でその評価関数を最小化することによって、造影剤の移動分布を推定する。ここで、推定の基礎式とは、2コマ間に各ブロック内の造影剤が増減する量と、隣接ブロックとの間で移動する造影剤の量との間に成立する式のことである。また、最大流量制約条件とは、各ブロックから流出し得る造影剤量の上限ならびに各ブロックへ流入し得る造影剤量の上限を

表す制約条件である。推定の基礎式と最大流量制約条件は、「2コマ間での造影剤の移動は隣接ブロック間に限る」という仮定から導かれる。また、あるブロックから流出する造影剤の量と隣接ブロックから流出する造影剤の量との差から、造影剤の流れの空間的な滑らかさを表す項を計算する。単純ブロック分割法では、前述の仮定を満たすために、分割ブロックの大きさを2コマ間での造影剤の最大移動距離よりも大きく選ぶ必要がある。このため、画像データを得る時間間隔を十分に細かくできない場合にはブロックが大きくなり、附加的に設けた滑らかさの項のために必要以上に滑らかな解が得られるなどの問題点が生じた。これらの問題点を解決する目的で、3.3では、互いにその一部分が重なりあうブロックへの分割に基づいた方法（重複ブロック分割法）を提案した。

重複ブロック分割法では、単純ブロック分割法におけるブロック群を空間的にずらしたものを複数組考え、それらを重ね合わせたブロック群を考える。このとき各ブロックでは、推定の基礎式や最大流量制約条件など、単純ブロック分割法の場合と同じ式が成立する。従って、単純ブロック分割法の場合と同様の評価関数の最小化によって、造影剤の移動分布を推定することができる。但し、流れの空間的な滑らかさを表す項は、互いに接するブロック間の造影剤の移動量の差として計算されるのではなく、部分的に重なる近傍ブロック間で計算される。従って、ブロックが大きい場合にも滑らかさの制約を導入することが許容される。以上のように第3章では、X線映画血管造影像に投影された血流速度ベクトル分布を推定する手法を提案した。

ところで、第3章で提案した手法は、ブロックを3次元的に配置することによって容易に3次元への拡張が可能である。しかしながら、現状では造影剤の空間的な分布を十分に細かい時間間隔で得ることのできる装置が存在しない。従って、提案手法の拡張法を用いて3次元血流速度ベクトル分布（3次元ベクトルの3次元分布）の推定を行うためには超高速3次元X線CTのような装置の開発を待たねばならない。

第4章ではモデル実験画像を対象に第3章で提案した手法を適用し、提案手法の有効性を定量的あるいは定性的に考察した。モデル実験では曲がったパイプに拍動流を流し、その中に造影剤を注入してX線映画撮影を行った。また、撮影と同時に電磁流量計によってパイプ内の流量の瞬時値を測定した。提案手法の評価

は以下のように行った。まず、提案手法によって推定された流速ベクトルを平均することによりパイプ内での軸方向平均流速を求め、この値と電磁流量計による測定値とを比較した。この結果、提案手法を適用する際のブロックの大きさが第3章に示した仮定を満たすように決定されている範囲内では、提案手法による推定値と電磁流量計による測定値がよく一致することが示された。次に、提案手法によって推定された結果を2次元的に評価した。提案手法による推定結果からパイプ走行方向に垂直な方向への速度ベクトルの分布を観測した結果、流速が最大になる位置がパイプの中心よりも曲がりの外側に位置していることが観測された。この結果は、流体力学から予想される結果やもとのX線映画像の目視観測から予想される結果と一致した。すなわち、提案手法の有効性が定量的あるいは定性的に示された。

第5章および第6章においては、第3章で提案した手法の臨床データへの適用例を示した。第5章では、腹部大動脈瘤の血管造影像に対する提案手法の適用例を示した。その結果、重複ブロック分割法によって、動脈瘤内の渦流を描画することに成功した。動脈瘤内の渦流を描画できたことから、第4章に示した単純な流れの場合のみならず、より複雑な流れに対しても本論文の提案手法が有効であることが示された。また、重複ブロック分割法による推定結果と単純ブロック分割法による推定結果の比較から、重複ブロック分割法が単純ブロック分割法の有効な改善法になっていることも示された。続く第6章では、X線映画左心室造影像に対する適用例を示した。ほぼ一心拍にわたって左心室内の血流速度ベクトル分布を推定した結果、左心室造影像の目視評価と矛盾しない結果が得られた。また、同適用例からも、重複ブロック分割法が単純ブロック分割法の有効な改善法であることが示された。

最後に今後の課題について簡単に述べる。提案手法では経験的に定めたパラメータが三つあった。最大流量制約条件に余裕を与えるための係数 α と滑らかさの制約の重み係数 λ および重複ブロック分割の際のブロックの多重度 I_{ov} である。係数 α は各ブロック内の造影剤量の推定値の信頼性（入力画像の画質に関連する）に、係数 λ は血流の滑らかさの度合いと各ブロック内の造影剤量の推定値の信頼性に、そして多重度 I_{ov} は血流の滑らかさの度合いとブロックの大きさに応じて決定されるべきパラメータである。滑らかさの制約項や最大流量制約条件の余裕

係数が附加的に設けられたことを考慮すれば、解が安定的に求められる範囲内では、係数 α や係数 λ はできるだけ小さい方がよいと考えられる。また、ブロックの多重度 $I_{0,v}$ についても計算量を考慮すればできるだけ小さい方がよい。現状では経験的にこれらのパラメータを定めているが、適切なパラメータ設定方法について検討する余地があろう。そのためには、入力画像系列の画質や血流の滑らかさの度合いが本論文で提案した手法による推定結果にどのような影響を与えるかを評価しなくてはならない。また、現状では、本論文で提案した手法によって得られる最終結果は、第5章や第6章に示したような血流速度ベクトル分布図である。そして、得られた血流速度ベクトル分布図を主として目視によって評価あるいは観測している。血流速度ベクトル分布図の表示により、X線映画血管造影からはこれまで得られなかったかあるいは得ることが困難であった血流に関する情報を提示したことになる。しかし、移動物体の認識や解析といった意味ではまだ低次の情報が抽出されたにすぎない。予後の予測や、血流と病変との関連の解析などを行うためには、渦の大きさやその時間遷移、あるいは血流と血管壁の力学的相互作用、血流の乱れの度合いを表す量など、血流速度ベクトル分布図から更に高次の情報を抽出することが必要であろう。

謝 辞

本研究をまとめるに当たり、有益なご助言を頂きました京都大学応用システム科学教室教授の英保茂先生にお礼申し上げます。また、日頃ご指導を頂く、国立循環器病センター放射線医学部部長の宇山親雄先生にお礼申し上げます。

加えて、以下の方々にもご協力を頂きました。お礼申し上げます。国立循環器病センター放射線診療部、放射線技師の粟井一夫氏には、第4章に記載のモデル実験にご協力を頂きました。ありがとうございました。国立循環器病センター放射線医学部の元室長菅原徹雄先生には、本研究を始めるきっかけを与えて頂き、更に第5章に記載の腹部大動脈瘤の症例を紹介して頂きました。ありがとうございました。最後になりましたが、国立循環器病センター放射線医学部の関係諸氏には、研究面のみならず様々な面でのご協力を頂きました。ありがとうございました。

参考文献

- (1) McDonald D.A.: "Blood Flow in Arteries", Edward Arnold Ltd.(1974).
- (2) 山口隆美: "脈管系の流体力学", ME誌, Vol.24, No.6, pp.379-386(1986).
- (3) Schrader T., Peattie R.A., Bluth E.I., and Comostock C.E.: "A Qualitative Investigation of Turbulence in Flow Through a Model Abdominal Aortic Aneurysm", Investigative Radiology, Vol.27, pp.515-519(1992).
- (4) Schoephoerster R.T., Silva C.L., and Ray G.: "Evaluation of Left Ventricular Function Based on Simulated Systolic Flow Dynamics Computed from Regional Wall Motion", Journal of Biomechanics, Vol.27, No.2, pp.125-136(1994).
- (5) Kajiya F., Tsujioka K., Ogasawara Y., Wada Y., Matsuoka S., Kanazawa S., Hiramatsu O., Tadaoka S., Goto M., and Fujiwara T.: "Analysis of flow characteristics in poststenotic regions of the human coronary artery during bypass graft surgery", Circulation, Vol.76, No.5, pp.1092-1100(1987).
- (6) Beppu S., Izumi S., Miyatake K., Nagata S., Park Y., Sakakibara H., and Nimura Y.: "Abnormal blood pathways in left ventricular cavity in acute myocardial infarction", Circulation, Vol.78, No.1, pp.157-164(1988).
- (7) Sabbah H.N., Khaja F., Brymer J.F., Hawkins E.T., and Stein P.D.: "Blood Velocity in the Right Coronary Artery: Relation to the Distribution of Atherosclerotic Lesions", American Journal of Cardiology, Vol.53, pp.1008-1012(1984).
- (8) Smedby Oe., Hoeman N., Nilsson S., and Erikson U.: "Flow Disturbances in Early Femoral Atherosclerosis - An *IN VIVO* Study with Digitized Cineangiography", Journal of Biomechanics, Vol.26, No.9, pp.1105-1115(1993).
- (9) Vollmar J.F., Paes E., Pauschinger P. and Henze E.: "Aortic Aneurysms as Late Sequelae of Above-knee Amputation", The Lancet, ii, pp.834-835(1989).
- (10) Fermor U., Huber H., Neuhaus K.L., Schmiel F.K., and Spiller P.: "Measurement of flow velocity in the model circulation by videodensitometry. Methodological investigations.", Basic Research in Cardiology, Vol.74, No.4, pp.361-377(1979).
- (11) 今川弘: "Cine-Densitometry を用いた冠動脈血流量の測定法の確立に関する研究", 脈管学, Vol.26, No.4, pp.249-262(1986).
- (12) Lois J.F., et al.: "Blood flow determinations utilizing digital densitometry.", Acta

Radiologica, Vol.28, pp.635-641(1987).

(13) Show C.G and Plewes D.B.:"Pulsed-injection Method for Blood Flow Velocity Measurement in Intraarterial Digital Angiography", Radiology, Vol.160, pp.556-559 (1986).

(14) Swanson D.K., Myerowitz P.D., Hegge J.O., and Watson K.M.:"Arterial Blood-Flow Waveform Measurement in Intact Animals", Radiology, Vol.161, pp.323-328 (1987).

(15) Seifalian A.M., Hawkes D.J., Colchester A.C.F., and Hobbs K.E.F.:"A New Algorithm for Deriving Pulsatile Blood Flow Waveforms Tested using Simulated Dynamic Angiographic Data", Neuroradiology, Vol.31, pp.263-269(1989).

(16) Hoffmann K.R., Doi K. and Fencil L.E.:"Determination of Instantaneous and Average Blood Flow Rates from Digital Angiograms of Vessel Phantoms Using Distance-Density Curves", Investigative Radiology, Vol.26, No.3, pp.207-212(1991).

(17) Barnard S.T. and Thompson W.B.:"Disparity Analysis of Images", IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.PAMI-2, No.4, pp.333-340(1980).

(18) Yachida M., Asada M., and Tsuji S.:"Automatic Analysis of Moving Images", IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.PAMI-3, No.1, pp.12-19(1981).

(19) Horn B.K.P. and Schunck B.G.:"Determining Optical Flow", Artificial Intelligence, Vol.17, pp.185-203(1981).

(20) Limb J.O. and Murphy J.A.:"Estimating the velocity of moving images in television signals", Computer Graphics and Image Processing, Vol.4, pp.311-327(1975).

(21) Kearny J.K., Thompson W.B., and Boley D.L.:"Optical flow estimation: An error analysis of gradient-based methods with local optimization", IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.9, No.2, pp.229-244(1987).

(22) 和田正裕, 山口博久:"反復勾配法による動画像信号の動き量検出", 信学論(D), Vol.J68-D, No.4, pp.663-670(1985).

(23) 飯間昇, 小野木克明, 西村義行:"時空間微分法によるオプティカルフローの検出可能性と3次元運動推定の一方法", 計測自動制御学会論文集, Vol.24, No.1, pp.76-82(1988).

- (24) 佐藤誠, 佐々木宏: "動画像における動きベクトルの階層的推定法", 信学論 (D), Vol.J69-D, No.5, pp.771-776(1986).
- (25) 木村茂, 糸内太郎, 小沢慎治: "予測と探索の機能を有したこう配法によるオプティカルフローの抽出", 信学論 (D II), Vol.J74-D II, No.4, pp.509-519 (1992).
- (26) Yachida M.: "Determining velocity maps by spatio-temporal neighborhoods from image sequences", Computer Vision, Graphics, and Image Processing, Vol.21, pp.262-279 (1983).
- (27) Mailloux G.E., Langlois F., Simard P.Y., and Bertrand M.: "Restoration of the Velocity Field of the Heart from Two-Dimensional Echocardiograms", IEEE Transactions of Medical Imaging, Vol.8, No.2, pp.143-153(1989).
- (28) 杉本直三, 柳原圭雄, 菅原徹雄, 宇山親雄: "動画像処理による冠動脈内血流解析法に関する基礎的研究", 信学技報, MBE89-121(1990).
- (29) Sugimoto N., Yanagihara Y., Sugahara T., and Uyama C.: "Estimation of the Blood Flow Vector Map on Cineangiograms", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol.29 Suppl. 2, p.957(1991).
- (30) Sugimoto N., Uyama C., Sugahara T., and Yanagihara Y.: "Estimating the two-dimensional blood flow velocity map from cineangiograms: Algorithm using an initial guess and its application to an abdominal aneurysm", IEICE Trans. Inf. & Syst., Vol.E76-D, No.10, pp.1288-1297(1993).
- (31) 杉本直三, 柳原圭雄, 菅原徹雄, 宇山親雄: "血管造影像を対象とした血流ベクトル分布の測定", 第2回バイオメカニクスカンファレンス講演論文集, pp.73-74(1991).
- (32) 杉本直三, 柳原圭雄, 菅原徹雄, 宇山親雄: "X線映画法による血管造影像を対象とした血管内血流速度分布の推定", 信学論 (D II), Vol.J75-D II, No.4, pp.720-727(1992).
- (33) 今野浩, 山下浩: "非線型計画法", 日科技連(1978).
- (34) 杉本直三, 宇山親雄, 菅原徹雄, 柳原圭雄: "オーバーラップブロック分割を用いた血管造影像からの血流速度分布の推定", 1992信学春季全大, D-195, 6-195(1992).
- (35) 杉本直三, 宇山親雄, 菅原徹雄, 柳原圭雄: "X線映画左室造影像からの

左心室内 2 次元血流速度分布の推定”，信学論（D II），Vol.J77-D II， No.3, pp.640-643(1994).

(36) Sugimoto N., Uyama C., Sugahara T., and Yanagihara Y.:"Estimation of 2-D blood flow velocity map from cineangiograms: Algorithm using overlapping block set and illustration of vortex flow in abdominal aneurysm", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol.32, Electrophysiology, Myocardial Contraction and Blood Flow supplement, pp.s178-s184(1994).

(37) Sugimoto N. and Uyama C.:"Estimation of 2-dimensional blood flow velocity map on cineangiograms: Methodology, accuracy, and two application examples", Abstracts of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Part2, p.636(1994).

(38) 杉本直三，宇山親雄：“X線映画血管造影像を用いた生体内血流速度分布の推定”，医用電子と生体工学，Vol.32, No.4, 印刷中(1994).

(39) 沖野遙，菅原基晃，松尾裕英編著：“心臓血管系の力学と基礎計測”，講談社(1980).

(40) Chandran K.B., Swanson W.M., and Ghista D.N.:"Oscillatory Flow in Thin-Walled Curved Elastic Tubes", Annal. Biomed. Eng., Vol.2, pp.392-412(1974).

(41) Rosenfeld A. and Kak A.C. (長尾真監訳)：“デジタル画像処理”，pp.181-185, 近代科学社(1978).

(42) 柏木研究所：“ネクサス6000本体取扱説明書コマンド編”。

(43) 大津展之：“判別及び最小2乗基準に基づく自動しきい値法”，電子情報通信学会論文誌D，Vol.J63-D, No.4, pp.349-356(1980).

(44) 英保茂，桑原道義，藤田正俊，篠山重威，河合忠一：“X線左心室造影映画の自動処理と左心室機能の表示”，ME誌，Vol.17, No.6, pp.427-433(1979).

(45) 齊藤恒雄，佐藤文明，水越陽一，白土邦男，滝島任：“心血管造影画像からの左室腔辺縁の自動抽出とその心機能解析への応用”，ME誌，Vol.25, No.2, pp.83-90(1987).

(46) Chow C.K. and Kaneko T.:"Automatic boundary detection of the left ventricle from cineangiogram", Computers and Biomedical Research, Vol.5, pp.388-410(1972).

関連発表論文

◇杉本直三, 柳原圭雄, 菅原徹雄, 宇山親雄: "X線映画法による血管造影像を対象とした血管内血流速度分布の推定", 信学論(DII), Vol.J75-DII, No.4, pp.720-727(1992).

(第3章: 3.2 および第5章)

◇Sugimoto N., Uyama C., Sugahara T., and Yanagihara Y.: "Estimating the two-dimensional blood flow velocity map from cineangiograms: Algorithm using an initial guess and its application to an abdominal aneurysm", IEICE Trans. Inf. & Syst., Vol.E76-D, No.10, pp.1288-1297(1993).

(第5章: 5.7.2)

◇杉本直三, 宇山親雄, 菅原徹雄, 柳原圭雄: "X線映画左室造影像からの左心室内2次元血流速度分布の推定", 信学論(DII), Vol.J77-DII, No.3, pp.640-643(1994).

(第3章: 3.3 および第6章)

◇Sugimoto N., Uyama C., Sugahara T., and Yanagihara Y.: "Estimation of 2-D blood flow velocity map from cineangiograms: Algorithm using overlapping block set and illustration of vortex flow in abdominal aneurysm", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol.32, Electrocardiography, Myocardial Contraction and Blood Flow supplement, pp.s178-s184(1994).

(第3章: 3.3 および第5章)

◇杉本直三, 宇山親雄: "X線映画血管造影像を用いた生体内血流速度分布の推定", 医用電子と生体工学, (印刷中).

(第4章)

関連講演報告

- ①杉本直三, 柳原圭雄, 菅原徹雄, 宇山親雄: "冠動脈造影へのオプティカルフロー法適用による血流解析の試み", JJME, Vol.27 Suppl., p.349 (1989年5月).
- ②杉本直三, 柳原圭雄, 菅原徹雄, 宇山親雄: "動画像処理による血流可視化の試み", 心臓放射線研究会 (1989年6月 抄録なし).
- ③杉本直三, 柳原圭雄, 菅原徹雄, 宇山親雄: "動画像処理による冠動脈内血流解析法に関する基礎的研究", 信学技報, MBE89-121 (1990年2月).
- ④杉本直三, 宇山親雄, 菅原徹雄, 柳原圭雄: "動画像処理による冠動脈内血流の可視化に関する検討", JJME, Vol.28 Suppl., p.550 (1990年5月).
- ⑤杉本直三, 柳原圭雄, 菅原徹雄, 宇山親雄: "血管造影を対象とした血流ベクトル分布の測定", 脈管学, Vol.30, No.8, p.789 (1990年10月).
- ⑥杉本直三, 柳原圭雄, 菅原徹雄, 宇山親雄: "血管造影を対象とした血流ベクトル分布の測定", 第2回バイオメカニクスカンファレンス講演論文集, pp.73-74 (1991年1月).
- ⑦杉本直三, 宇山親雄: "血管造影上での二次元血流ベクトルについて", バイオエンジニアリングのフロンティア・生体における流体問題ジョイント研究会 (1991年3月 抄録なし).
- ⑧Sugimoto N., Yanagihara Y., Sugahara T., and Uyama C.: "Estimation of the Blood Flow Vector Map on Cineangiograms", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol.29 Suppl. 2, p.957 (1991年7月).
- ⑨杉本直三, 柳原圭雄, 菅原徹雄, 宇山親雄: "2次元 Cine-densitometry 法を用いた生体血管内血流速度ベクトル分布の推定", 1991信学秋全大, D-80, 6-82 (1991年9月).
- ⑩杉本直三, 宇山親雄, 菅原徹雄, 柳原圭雄: "オーバーラップブロック分割を用いた血管造影からの血流速度分布の推定", 1992信学春季全大, D-195, 6-195 (1992年3月).
- ⑪杉本直三, 菅原徹雄, 宇山親雄, 柳原圭雄: "X線映画法による血管造影からの2次元血流速度分布の推定", 日本医学放射線学会雑誌, Vol.52 (1992年9月).
- ⑫杉本直三, 宇山親雄, 菅原徹雄, 柳原圭雄: "X線映画血管造影からの2次

元血流速度分布の推定”，J A M I T' 92研究報告，pp.19-24（1993年1月）。

⑬杉本直三，宇山親雄，菅原徹雄，柳原圭雄：“X線映画左室造影上での左室内2次元血流速度分布の推定”，JJME, Vol.31, Supl., p.334（1993年5月）。

⑭Sugimoto N. and Uyama C.:"Estimation of 2-dimensional blood flow velocity map on cineangiograms: Methodology, accuracy, and two application examples", Abstracts of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Part2, p.636（1994年8月）。