X線CT画像に基づく個体別有限要素モデリング

(モデリング対象領域の自動抽出)

Individual Finite Element Model Based on the X-ray CT Data

(Automatic extraction of modeling object space)

正	小関 道彦	(東工大)	上西 雅也	(東工大)
ΤĒ	伊能 教夫	(東工大)	槇 宏太郎	(昭和大)

Michihiko KOSEKI, Masaya JONISHI and Norio INOU:

Tokyo Institute of Technology, O-okayama, Meguro-ku, Tokyo

Koutarou MAKI: Showa University, Kitasenzoku, Ohta-ku, Tokyo

Keywords: X-ray CT image, Individual modeling, Extraction, Threshold value, Form factor

1 はじめに

近年,X線CTやMRIなどの3次元医用画像の高解 像度化が進み,生体内の状態をより詳しく知ることが可 能となってきた.筆者らは,X線CT画像から個体別の 有限要素モデルを用いて生体骨の力学状態や関節部の運 動について検討を行っており,高解像度のCT画像群を 用いた精度の高い個体別モデリング手法を提案している [1].しかし,CT画像の高解像度化に伴いスライス数が 飛躍的に増加するため,モデリングの際に解析対象とす る組織を画像から抽出する作業には多大な労力が必要と なっている.本稿では,モデリング対象領域を抽出する 手順を示し,それを自動化するための手法を提案する.

2 モデリング対象領域の抽出アルゴリズム

モデリング対象領域をスライス画像から適切に抽出す るためには,まず,対象物と周辺組織の境界を正確に認識 する.そして,境界の外部をモデリング対象外と設定する ことによって,目的の領域だけを抽出することが可能で ある.具体的な処理を以下のステップに示す(図1参照).

- 1. モデリング対象物を他組織と区分する閾値を設定 する.
- スライス画像と同サイズのマスク画像を用意し,マ スク画像の全領域にマスクフラグ [Undefined] を設 定する.
- スライス画像において閾値以上の CT 値を持つ領 域について、マスクフラグに [True] を設定する (図 1-b).
- マスクフラグ [True] の領域のうちモデリング対象 としない領域を、マスクフラグ [False] に変更する (図 1-c).
- 5. 対象領域をマスクフラグ [True] で囲まれた閉領域 とする.すなわち,対象領域がマスクフラグ [True] のピクセルによって囲まれていなければ,対象領域 周囲にマスクフラグ [True] を設定する.
- 6. マスクフラグ [True] に囲まれた領域の外部にマス クフラグ [False] を設定する (図 1-d).
- 7. マスクフラグ [False] の領域について,スライス画像の CT 値を無効化する (図 1-e).



(a) Original image (b) Setti

(b) Setting of the true flag (c) Eliminating other bones



Fig. 1: Procedure of target area extraction.



Fig. 2: Difference in CT value of cortical bones between the portions.

筆者らは,以上のアルゴリズムによりモデリング対象 領域を抽出するツールとして,スライス画像ごとに上述 の操作を繰り返す2次元抽出ツールを開発し,個体別モ デリングに活用している.

本ツールを使用して適切な領域抽出を行うためには,対 象物境界を示す閾値の設定(ステップ1.)や,対象物境界 がマスクフラグ[True]によって閉じていない場合の対処 (ステップ5.)をオペレーターが手動で行う必要がある.そ こで本研究では,スライス画像から骨体領域を自動的に 抽出することを目的とし,これらの操作を自動化するた めに必要な機能について検討を行った.

自動抽出手法 3

3.1閾値の自動設定

一般に,骨体表面を覆う緻密骨は周囲の軟組織に比べ 高い CT 値を持つ.しかし,骨体の関節付近では図2に 示すように CT 値が低く,周囲の組織と区分するには閾 値を部位によって調整する必要がある.

そこで,適切な閾値を自動的に設定する手法として,以 下の手順に基づく手法を考案した.

- (1-1) 注目するボクセルの周辺 n × n × n の検査領域に おける平均 CT 値を算出する.
- (1-2) 注目するボクセルの CT 値が検査領域の平均 CT 値よりも高ければ緻密骨領域と判断し,マスクフラ グに [True] を設定する.低ければ緻密骨以外と判 断し,マスクフラグ [False] を設定する.
- (1-3) 上記の操作を全てのボクセルに対し繰り返す.

すなわち本手法は,多数のスライス画像を積み重ねて構 築されるボクセル空間の全域に渡って同一の閾値を用い るのではなく,注目するボクセルの周囲 $n \times n \times n$ の局 所的な空間内の計算により閾値を自動設定するものであ る.本手法を用いることにより,閾値設定が難しい関節 部についても適切な閾値を設定することが可能である.

3.2 閉領域の生成

骨体は関節部において骨体どうしが密接しているため、 目的の骨体のみを抽出するためには各骨体をグルーピン グする必要がある.また,骨体の表面を覆う緻密骨には, 神経や血管を通す孔が存在する場合が多い.このため,緻 密骨を識別するための適切な閾値を設定しても,この孔 が存在すると緻密骨で囲まれた領域の判定が困難になる。

これらの問題を解決するため, 閾値以上の値を持つ緻 密骨領域について連続性のマーキングを行うラベリング 処理を施すとともに,筆者らが提案している形態を考慮 したモデリング手法 [2] において算出する形状因子を用い て結合処理を行う処理を考案した(図3参照).

- (2-1) 対象領域をオペレーターが指定する. ラベリング 処理により対象領域外と判断されるマスクフラグ [True] のボクセルを [False] とする (図 3-b c).
- (2-2) マスクフラグ [True] のボクセルについて,次式に 基づき形状因子 Vs を算出する.

$$Vs = \left|\frac{n^3}{2} - Nv\right| \tag{1}$$

ここで, n は検査領域の一辺の長さ, Nv は検査領 域内のマスクフラグ [True] のボクセル数である.形 状因子は曲率の高い箇所や薄い箇所で大きい数値を 示す.

- (2-3) 形状因子の大きいボクセルが近くに存在すれば,そ の2点間のマスクフラグを[True]とする(図3-d).
- (2-4) 対象領域外のマスクフラグ [Undefined] の領域にマ スクフラグ [False] を設定する (図 3-e).

本手法の有効性を検証するため,樹脂に埋設された大 腿骨骨頭部について骨体領域の自動抽出を試みた.結果 を図4に示す.骨頭部については骨領域のCT値が周囲 の樹脂とほぼ同程度であったが,本手法を用いることに より骨体形状が適切に抽出されていることがわかる.





high form factor each other





outer portions

Fig. 3: Procedure of automatic extraction.





(b) 3-D reconstruction of original images





Fig. 4: Extracted images of a human femur.

4 まとめ

モデリング対象領域をスライス画像から自動的に抽出 することを目的とし,本稿では適切な閾値を算出する手 法および,対象の骨体をラベリング処理に基づいて選択 する手法を提案した.今後,生体を撮影した CT 画像に 本手法を適用し,有用性を検証する予定である.

謝辞

図4で用いた大腿骨のCTデータは,国立中部病院整 形外科 原田敦先生・水野雅士先生に提供していただきま した.ここに謝意を表します.

参考文献

- [1] 伊能教夫・鈴木知・槇宏太郎・宇治橋貞幸: X 線 CT デー タに基づく骨体の自動モデリング手法 (デラウニー分割を 利用した有限要素モデルの生成);機論 C, 68-669, (2002), 1481 - 1486
- [2] 上西雅也·小関道彦·伊能教夫·槇宏太郎: X 線 CT 画像 に基づく個体別有限要素モデリング(形態を考慮したモデ リング手法の評価);第16回バイオエンジニアリング講演 会講演論文集 [03-38], (2004), 161-162