原 著 論 文

顎関節 MR 画像における骨表面の抽出

—可変形状モデルの応用—

三浦 周 服部 佳功* 渡辺 誠* 塚原 保夫**

Bone Surface Extraction from MR Images of a Temporomandibular Joint Using Deformable Modeling Technique

Amane Miura, Yoshinori Hattori*, Makoto Watanabe* and Yasuo Tsukahara**

Abstract: This paper presents a two-step method, based on magnetic resonance (MR) images, for three-dimensional reconstruction of osseous components of a temporomandibular joint (TMJ), the mandibular condyle and the fossa. In the first step, images were segmented in order to extract the bony outline (contour) by using a two-dimensional deformable model. An object in the model was extracted by deforming the initial contour located near the object of the image. In the second step, using the surface reconstructed from the extracted contour as the initial surface, a three-dimensional deformable model was applied in order to extract the surface of the object. These procedures were handled semi-automatically. Multi-section 1-mm-thick sagittal images of the right normal TMJ were obtained with a 1.5-T MR system and surface coils by using a FLASH-3 D sequence (TR=50 ms, TE=11 ms) from an asymptomatic volunteer (male, age 31 years). From these images, the bony surfaces of TMJ were extracted using the above-mentioned method. Even though the extracted surfaces were a little smaller than the surface traced by experienced dentists, they showed the normal, anatomical form of TMJ.

Key words: temporomandibular joint, image processing, deformable model, three-dimensional reconstruction

I. 緒 言

顎関節症の画像診断の目的は、臨床症状との関連が疑われる顎関節部の形態学的変化の検出と、それに基づいた病態の把握にある。本症における顎関節部の形態学的変化

は、関節を構成する硬・軟組織の器質的变化と、各構造体間の位置関係の変化とに大別される。下顎窩や下顎頭関節面の変形、関節円板の菲薄化ならびに穿孔などは前者に、また関節円板の転位や下顎窩に対する下顎頭の位置異常(顎頭位の偏位)などは後者に属する。

顎関節部の形態学的変化の診査には、Schüller 氏法などの単純 X 線画像, arthrography, arthrotomography, X 線 CT 画像, Magnetic resonance (MR) 画像などが用いられる¹⁻³⁾。なかでも MR 画像は、本症の侵す硬組織と軟組織の双方を描写するうえ、断層面の設定をはじめとして撮像上の自由度が大きく、電離放射線被爆による有害な生物学的影響がないことから、現在最も賞用されている⁴⁻⁶⁾。

とはいえ、顎関節の MR 画像が連続断層画像として提供されるに過ぎない現状では、そこに含まれる情報、とりわ

郵政省通信総合研究所関東支所 鹿嶋宇宙通信センター宇宙通信技術研究室

*東北大学歯学部高齢者歯科学講座

**東北大学大学院情報科学研究科情報生物学講座

Satellite Communications Section, Kashima Space Research Center, Communications Research Laboratory, Ministry of Posts and Telecommunications

*Department of Geriatric Dentistry, Tohoku University School of Dentistry

**Laboratory of Information Biology, Graduate School of Information Sciences, Tohoku University

平成 11 年 4 月 1 日受付

け三次元形態や位置関係の情報が、必ずしも有効に利用されているとはいえない。連続断層画像から構造体の正確な三次元形態を想起することは、読影を行う歯科医師にとって、必ずしも容易なことではない。

画像に含まれる三次元形態情報を活用するには、目的とする構造体の領域を抽出し、三次元再構成、画像化を経て表示する、三次元画像処理技術の援用が望ましい。実際、MR 画像より下顎頭、下顎窩、関節円板を抽出し、三次元画像処理技術を応用して三次元再構成、表示を行う試みは行われている^{7,8)}。だがこれらの研究における対象の抽出は、画像処理ではなくトレース、つまり術者の読影により行われている。多数の断面にわたるトレースには多大な労力と時間を要するうえ、断面によってトレースの難易が異なることから、均一な条件での抽出は困難である。三次元画像処理技術を MR 画像に応用するためには、対象の抽出を含めた画像処理技術の応用を実現し、処理の自動化と均質化を進めることが不可欠である。

本研究の目的は、顎関節 MR 連続断層画像より顎関節を構成する骨、すなわち下顎頭および下顎窩の表面を及ぼかぎり自動的に抽出する画像処理法の検討にある。MR 画像の価値は関節円板を描出する軟組織描写性に負うところが大きく、画像診断の対象には当然関節円板を含めるべきである。だが下顎窩、下顎頭の骨が比較的明瞭な輪郭を具え、特徴的な形態から容易にそれと視認されるの比べ、関節円板は下顎窩や下顎頭との位置関係からその存在や形態が確認されるのみで、輪郭は鮮明ではない。関節円板は、骨表面の抽出が成功したのちに、それらとの位置関係などを頼りにした抽出法を別途考案することとし、本研究の抽出対象からは除外することとした。

本研究では、骨表面の抽出に変形状モデル deformable model の応用を試みた。その原型は Kass ら⁹⁾の提案した輪郭抽出法、動的輪郭モデル active contour model ; snakes である。対象の外側にあらかじめ設定した初期輪郭が形を変えながら徐々に対象に接近し、やがて対象に密着して停止するその挙動から、snakes (ヘビ)と呼び慣わされてきたが、のちに種々の改良や三次元拡張などが試みられるに従い、現在では可変形状モデルと総称されている。複数の条件を総合的に満足する輪郭や表面が抽出されることが最大の特徴で、対象の輪郭が一部で途切れていた、近くに孤立した雑音成分がある場合にも、滑らかな輪郭や表面が抽出されることから、必ずしも SN 比の良好ではない MR 画像への応用の可能性が期待される。

II. 研究方法

1. 顎関節部 MR 連続断層画像の撮影と画像データ入力

顎口腔系に機能異常とその既往がなく、第三大臼歯以外

表 1 Imaging parameters for MRI of the TMJ
MR 撮影条件

Parameter	Option
Pulse sequence	FLASH-3 D
TR	50 ms
TE	11 ms
Flip angle	20 deg
FOV	150 mm
Image resolution	256×256
Slice thickness	1 mm
Imaging plane	sagittal

に欠損歯のない正常歯列を有する成人男性 (31 歳) を被験者に用いた。被験者の両側顎関節部を、MR 撮影装置 (Siemens 社製、MAGNETOM Vision 1.5 T、東北大学医学部附属病院所蔵) により、両側顎関節用表面コイルを用いて撮影した。パルスシーケンスには、FE 系列による三次元撮影法の 1 つである 3D-FLASH 法を用いた。下顎頭および下顎窩の皮質骨と他の組織との間に十分な信号強度のコントラストを確保しつつ、高い空間分解能を実現し、また可及的に撮影時間を短縮すべく、表 1 に示す撮影条件を試行錯誤的に決定した。画素寸法は断面内では 0.59×0.59 mm、厚さは 1 mm である。本研究では、右側顎関節部の画像を以下の処理の材料に供した。

本撮影装置の画像データは、装置に接続されたワークステーション (ISG 社製、Allegro) 固有の形式で出力され、その仕様は未公開である。そこで仕様の公開された ACR-NEMA Version 2.0¹⁰⁾ 形式への変換を日本 ISG 社に依頼し、変換後のデータを画像処理用のワークステーション (SUN Microsystems 社製、SPARCstation 20) に入力した。なお装置の仕様として、画像データが撮影装置から出力されるに際し、自動的に 2 倍の線形補間が行われる。この結果、画素寸法は約 $0.3 \times 0.3 \times 1$ mm となった。

2. 骨表面の抽出

1) 画像処理の概要

骨表面抽出の手順は、次のとおりである。

第 1 に、各断層画像に初期輪郭を設定し、二次元可変形状モデルを用いて、骨表面の輪郭を抽出する。第 2 は、三次元可変形状モデルのための初期表面の設定である。第 1 行程で得た輪郭を三次元再構成し、平滑化して初期表面を得るまでが、第 2 行程となる。そして第 3 行程にて、三次元可変形状モデルによる対象表面の抽出が行われる。以上の、都合 3 行程からなる画像処理を、下顎頭と下顎窩のそれぞれについて別個に行うものとした。

骨表面の抽出を、第 1 の二次元可変形状モデルによる断層画像上での輪郭抽出と、第 3 の三次元可変形状モデルによる表面抽出の 2 段階により行うことの目的は、抽出精度の向上にある。三次元処理では、抽出に際して対象表面の

三次元的連続性を利用することができ、また各断層画像に無秩序に現れる雑音が抽出に及ぼす影響を軽減できると考えられる。一方、三次元可変形状モデルを利用するには、対象の近傍に初期表面を設定する必要がある、それは各断層画像における対象の輪郭を求め、それを三次元再構成する本研究の方法により行われる。以上が、本研究が3行程からなる画像処理法を提案する理由である。

なお骨表面を抽出し、三次元表示する画像処理プログラムの記述には、数値計算ソフトウェア (Mathworks 社製, MATLAB, version 4.2) を使用した。

2) 断層画像における輪郭抽出

(1) 輪郭抽出の概要

画像処理の第1行程における対象輪郭の抽出には、二次元可変形状モデルを応用した。対象近傍に初期輪郭を設定し、これを変形させることで最適な輪郭を探索する、輪郭抽出法である。探索、すなわち輪郭の変形は、輪郭に対してエネルギー関数と呼ばれる評価関数を設定し、その局所的最小化によって行われる。エネルギー関数は内部エネルギー、画像エネルギー、外部拘束力の和によって与えられる。内部エネルギーは輪郭の滑らかさ、画像エネルギーは画像濃度やその変化 (エッジ) を表現する関数である。外部拘束力は、一般に対話的処理のために用意される。対話的処理は、モデルの抽出した輪郭を利用者に評価させ、改変を要する箇所がある場合は利用者に適正な輪郭の入力を促すものであり、輪郭の抽出に利用者の主観的判断の介入を許すことから、均一な条件による抽出を困難にするおそれがある。このため外部拘束力の項は本研究では用いていない。なお外部拘束力に代わる対話的処理の方法を、別項に述べる。

顎関節 MR 画像において、対象である骨はほとんど無信号の、黒い領域として描出される。一方、背景である関節円板や関節腔は、やや信号強度の強い、灰色の領域として描出され、両領域の間には濃度差と辺縁における濃度変化が認められる。また正常者では、下顎頭と下顎窩の表面は、いずれも比較的滑らかな曲線をなす。したがって、骨表面は可変形状モデルの抽出対象としての条件を満たすと判断される。

(2) 初期輪郭の設定

二次元可変形状モデルは初期輪郭を設定し、これを変形させて対象の輪郭を抽出する。対象のほかに同様の特徴をもつ輪郭が存在しない場合、初期輪郭の設定は重要ではない。ところが顎関節付近には、上述の条件を満たす骨表面は、下顎頭、下顎窩に限らず、多数存在する。正しく対象の輪郭が抽出されるためには、初期輪郭は対象以外の骨表面と比べて対象により近く設定されることが必須条件となる。それには画像中の対象の位置を認識する必要があるが、これを自動的に行う簡便な方法はない。かといってこれをすべて手動によって行うとすれば、その労力は読影に

図1 Input of initial contours

Fig. 1 a represents manual-plotted points of the fossa in the image (No. 69) and Fig. 1 b represents that of the condyle. Fig. 1 c shows the initial contour of the fossa derived from manual-plotted points and Fig. 1 d shows that of the condyle. In Fig. 1 c and Fig. 1 d lines crossing initial contours show the search areas to extract the object

初期断面における初期輪郭の設定

本研究では、下顎頭のほぼ中央を通る第69断面を初期断面とした。aとbは、初期断面上に利用者が入力した下顎窩、下顎頭の輪郭候補点が○印で示される。cとdは、輪郭候補点をスプライン補間し、等間隔の点列として設定された初期輪郭と、その探索範囲。探索範囲の設定は、「2.2)(4). 二次元可変形状モデル」の項を参照のこと

よるトレースと大きく変わらないことになろう。

そこで本研究では、連続断層画像中の1断面について手動で初期輪郭を設定し、対象輪郭の抽出結果をその断面と隣接する断層画像の初期輪郭とした。以降の断面でも同様の処理を行うことで、初期輪郭の手動による設定は1断面のみに限る仕様である。

下顎窩や下顎頭の輪郭の視認は、下顎頭の中央付近を通る断面で最も容易である。これはこの断面において、顎関節が歯科医師に最も馴染み深い解剖学的形態を呈するという事情にもよるが、断層面と骨面がほとんど垂直に交わり、このため対象である骨と背景との間にエッジが鋭く表現されるためでもある。そこで本研究では下顎頭中央付近を通る1断面を初期断面と定めた。

まず初期断面の画像をCRT画面に表示し、利用者に、マウスを用いて数点の輪郭候補点を指定させた。この輪郭候補点列をスプライン補間し、得られた平滑な曲線上にほぼ等間隔な点列を新たに取り直して、これを初期断面における初期輪郭とした (図1)。初期断面に二次元可変形状

モデルを応用して得られた輪郭にスプライン補間を施し、等間隔な点列を取り直したものを、初期断面に隣接する断面の初期輪郭とした。隣接断面より得られた輪郭に同前の処理を施し、さらにその隣接断面の初期輪郭とした。

(3) 断層画像の再設定

顎関節の矢状面連続断層画像において、下顎窩はほぼ一様に上向きに窪んだ輪郭を示す。一方、下顎頭の輪郭は、下顎頭中央付近の輪郭は下方、すなわち下顎枝方向に開いた曲線状を呈し、内、外側極付近では円環状の閉曲線となり、それよりはずれると画面から消滅する。隣接する断層画像間での輪郭形態の変化は、下顎頭中央付近で小さく、極に近づくにつれて増大する。このような断面間での下顎頭輪郭の形態やトポロジーの変化は、上述の仕様による輪郭抽出に困難をもたらすと予想される。

そこで本研究では、下顎頭から下顎頸部、下顎枝に至る上下軸まわりに、断層面を5度ずつ回転した連続回転断層画像を再構成し、これを下顎頭抽出の原画像として用いることにした。連続回転断層画像中の下顎頭輪郭は、つねに下方に開いた曲線状を呈し、断層画像間で変化が小さい。

(4) 二次元可変形状モデル

内部エネルギーは、輪郭を構成する各点における一階差分ならびに二階差分の二乗和と定義した。輪郭が滑らかなほど内部エネルギーは小さい。本項は、孤立した雑音成分の作るエッジに輪郭が引き寄せられ、輪郭が滑らかさを失うことを防ぐ効果が期待される。

画像エネルギーは、濃度項とエッジ項の和として定義した。濃度項は、輪郭上の各点を起点に、輪郭の法線上を骨内部に向かう5画素について、骨の平均濃度値(定数)との濃度差を求め、その二乗の和を与えた。本項は、輪郭を、骨の平均的な濃度をもつ画素に引き寄せる効果をもつ。エッジ項は、輪郭上の各点における、輪郭の法線上の濃度勾配に基づいて与えた。本項は、濃度変化が最大の画素に輪郭を引き寄せるものである。なお各項の重み付け定数は、抽出結果に基づいて試行錯誤的に決定した。

二次元可変形状モデルは、初期輪郭として与えた点列について、それぞれ探索範囲を設定し、その範囲で輪郭を伸縮させて、各点における上述のエネルギーの総和が最小となる輪郭点列を得る。エネルギー最小化問題の解法には、収束性に優れた動的計画法¹¹⁾を用いた。

通常の二次元可変形状モデルでは、エネルギー最小化による輪郭の移動を反復し、画像上でエネルギーが局所的な最小値に収束する位置が探索される。しかしながら、顎関節部MR断層画像には対象と同等の濃度、エッジ、輪郭の滑らかさを具えた輪郭が数多く分布するため、探索の反復は初期表面から離れた対象以外の輪郭を抽出しかねない。そこで、初期輪郭と抽出されるべき真の輪郭の間の最大距離をあらかじめ見込み、その分の探索範囲を与えたうえで、一度きりの探索を行い、通常行う反復した探索を許さ

ない仕様とした。

初期輪郭は隣接断面における輪郭を基に与えられるので、各断面における初期輪郭と真の輪郭の距離は、皮質骨表面と断層面のなす角度の増大に伴って大きくなる。矢状面連続断層画像における下顎窩、連続回転断層画像における下顎頭ともに、この角度が45度を越えることはまれであり、各断面で適切に輪郭が抽出されると仮定すれば、初期輪郭と真の輪郭の距離は最大1mmと見込まれる。本研究の撮影条件では、各断面における画素の寸法は約0.3mmである。そこで、初期輪郭を構成する点列の各点について、輪郭の法線方向にそれぞれ4画素分(1.2mm)の探索範囲を与えた。

(5) 抽出結果の確認と錯誤の対話的訂正

上述の工夫にもかかわらず、対象以外の輪郭が抽出される可能性は捨てきれない。

そこで本研究では、各断面における輪郭の抽出結果を原画像に重ねてCRT画面に表示し、抽出結果が正しく行われたかの確認を利用者に求めるとともに、錯誤の生じた場合にはその訂正を対話的に行わせることとした。

錯誤を訂正する手段は、初期断面における輪郭候補点の入力に準じるものとしたが、このような画面では対象近傍に対象同様の画像上の特徴を有する輪郭の候補が存在することを考慮し、二次元可変形状モデルの探索範囲を通常の1/2である2画素に限ることとした。

3) 初期表面の設定

各断層画像より得た輪郭を三次元再構成した表面には凹凸が著しい。そこで、三次元可変形状モデルにより表面の抽出を行うこととした。三次元可変形状モデルでは、二次元モデルの初期輪郭に相当する初期表面を設定する。本研究では、各断層画像より得た輪郭を三次元再構成した表面を平滑化して初期表面とした。まず各断層画像における輪郭点列を制御点とし、その近傍を平滑な曲面で結ぶ三次Bスプラインを用いて、滑らかな表面を得た。下顎窩ではすべての断層画像の輪郭を、下顎頭は回転角度15度ごとの連続断層画像の輪郭をそれぞれ用いた。さらに得られた表面上にあらたに格子点列を取り、これを初期表面とした。

4) 連続断層画像における表面抽出

本研究では、断層画像面内における対象の濃度、エッジ、輪郭の滑らかさのみならず、隣接する断層画像間での輪郭の連続性、すなわち表面の滑らかさをも評価の対象とするべく、三次元可変形状モデルによる表面の抽出を試みた。

エネルギー関数の定義は、上述の二次元可変形状モデルと同様であるが、表面に沿う2方向の距離が媒介変数となる。エネルギー最小化問題の解法には動的計画法を用いた。

3. 抽出結果の評価

本法による表面抽出の妥当性を評価する目的で、同一の画像における歯科医師の読影結果との照合を試みた。

まず右側顎関節の下顎頭水平面連続断層画像を再構成し、下顎頭の断面積が最大となる画像を求めた。この水平断面について下顎頭領域の重心を求め、この重心を通る矢状断面、前頭断面を再構成した。このようにして得た3断面を評価対象とした。

東北大学歯学部附属病院高齢者歯科もしくは口腔診断・放射線科に所属し、5年以上の顎関節症の臨床経験を有する歯科医師11名に協力を求め、各断面における下顎頭輪郭のトレースを得た。また本法で抽出した骨表面を、この3断面について切断し、各断面上の輪郭を得た。水平断面、矢状断面、前頭断面は、それぞれ上方、右方（外側方）、前方からみた像である。

各断面において、重心を起点とした30度刻みの放射状の線分を引き、歯科医師のトレース結果ならびに抽出結果とこれら線分との交差点を求めたうえで、各線分上での抽出結果とトレース結果の隔たりを測定した。角度は、水平断面と矢状断面では前方を、前頭断面では内方（左方）を0度とし、反時計回りに増すものとした。線分の矢状断面と前頭断面でそれぞれ7本、水平断面では12本を設定し、都合26カ所を評価の対象とした。

III. 結 果

1. 矢状面 MR 連続断層画像における右側顎関節

外側より内側に向かって走査、撮影された本研究材料の連続断層画像に、はじめて下顎頭が現れるのは第59断面である。この断面では下顎頭外側極が黒い円状の領域として描写されている。断面が内側に進むに従い下顎頭はその断面積を増すとともにトポロジーを変える。外側極付近では黒い円状の領域であったものが、やがて内部にやや明るい灰色の領域をもつ円環状の黒い領域となり、さらに進めば不均質な灰色の領域、海綿骨を満たした下方に開いた黒い曲線となり、断面は下顎頭のほぼ中央を横切るに至る。最も下顎頭中央に近い断面が第69断面である（図1）。これより内側での断面では、下顎頭はさきほどとは逆順の変化を示し、第77断面付近で内側極を描写するのを最後に、断層画像より姿を消す。この間、19断面であり、被験者の下顎頭は内外径にして19mm内外と察せられた。下顎窩は第57断面より内側の断面において、下顎頭を上方より被覆する、変化の少ない様な形態として観察された（図2）。

2. 連続断層画像における骨輪郭の抽出

矢状面連続断層画像における下顎窩輪郭の抽出結果を図3に示した。外側から内側に至るすべての範囲で、抽出さ

図2 Sagittal MR Images of the right normal TMJ
Images containing the condyle are shown
右側顎関節矢状面連続断層画像における下顎窩と下顎頭
下顎頭を含む断面の範囲を抜粋して表示した

れた輪郭は骨表面にほぼ寄り沿うことが画面上で確認された。連続回転断層画像における下顎頭輪郭も、ほぼ骨表面に収束した（図4）。

下顎頭輪郭の抽出結果に基づいて下顎頭表面の三次元再構成を試みたところ、概形はほぼ再現されたものの、上方よりの俯瞰像に明らかなように、解剖学的特徴である表面の滑らかさは得られなかった（図5）。

3. 連続断層画像からの骨表面の抽出

三次元可変形状モデルを用いて抽出した下顎頭表面を図6に示す。抽出された下顎頭表面は三次元的に平滑であり、解剖学的特徴を良好に再現するものであった。この下顎頭表面と矢状面方向の連続断層画像より求めた下顎窩表面を重ね合わせた結果を図7に示す。

図 3 Extracted contour of the fossa using 2-D deformable model

Extracted contours in MR images (No. 59, 63, 67, 71, 75, 79) are shown

下顎窩輪郭の抽出結果

図 1 と同じ断面における下顎窩輪郭の抽出結果を示す

4. 抽出された下顎頭表面とトレース結果との比較

表 2 に、トレース結果との比較に基づく抽出結果の評価を示した。抽出結果とトレース結果との間の重心-輪郭間距離の差は 0.1~1.5 mm に分布し、平均は 0.7 mm であった。各断面内における全評価箇所平均は水平断面で最も大きく 0.9 mm に及び、次いで前頭断面で 0.7 mm、矢状断面では 0.5 mm と最も小さかった。抽出結果が歯科医師 11 名のトレース結果の最外側-最内側間にあった箇所は 26 カ所中 12 カ所で、他の 14 カ所はすべて最内側のトレース結果よりもさらに内側を表面として抽出していた。

図 4 Extracted contour of the condyle using 2-D deformable model

Extracted contours in rotational MR images are shown. Rotational MR images were reconstructed from sagittal MR images. Rotational angles are 0 deg, 30 deg, 60 deg, 90 deg, -30 deg, -60 deg and the rotational MR image (0 deg) corresponds the sagittal MR image (No. 69)

下顎頭輪郭の抽出結果

連続回転断面画像における抽出結果を 30 度ごとに抜粋して表示した。左上より回転角度 0 度 (第 69 断面と同じ)、30 度、60 度、右上より 90 度、-30 度、-60 度の結果

IV. 考 察

1. 研究目的について

MR 連続断面画像は、顎関節症の画像診断に、近年ますます多用される傾向にある。しかしながら連続断面画像がそのまま供用される現状では、形態や位置関係など三次元情報の十分な活用は困難である。顎関節症の画像診断では、各構成要素、とりわけ関節円板の位置や形態が重要視

図 5 3-D surface reconstruction of the condyle surface from a set of extracted contours

a : Upper aspect, b : Anterior aspect, c : Right lateral aspect

下顎頭輪郭の抽出結果に基づく三次元再構成像

連続回転断層画像における下顎頭輪郭の抽出結果を三次元再構成し，サーフェス表示を行った

a : 上方からの俯瞰像，b : 前方からの俯瞰像，c : 右側方からの俯瞰像

図 6 Extracted condyle surface using 3-D deformable model

a : Upper aspect, b : Anterior aspect, c : Right lateral aspect

下顎頭表面の抽出結果

下顎頭表面の抽出結果を，図 5 と同じ形式で表示した

a : 上方からの俯瞰像，b : 前方からの俯瞰像，c : 右側方からの俯瞰像

される。構成要素の三次元形態や位置関係の診断において、画像より対象を抽出し、三次元再構成して作成した三次元画像を提示する手法が有用であることは、たとえば高速螺旋走査型 CT 装置や、それに付随する画像処理ソフトウェアの出力する三次元画像などで体験されるところである。顎関節部の MR 連続断層画像に関して、同様の機能を実現する画像処理技術の確立が切望されるゆえんである。

2. 画像処理による対象の抽出

画像処理における抽出とは、技術的にいえば、対象すなわち目的の構造体に属する領域を画像中から検出すること

であり、対象とその周囲との境界の特定により行われる。その手法はセグメンテーション（画像分割）と総称される。対象と背景、この 2 つの領域で、画像の特徴が異なることを利用して、画像を分割するのである。領域、エッジ、テクスチャなどは、セグメンテーションの技法に用いられる代表的な画像の特徴である^{12,13)}。

領域は、画像における対象が、そのすべての領域において一様な特徴を示すとの仮定に基づき定義される。たとえば、画像の特徴として濃度を利用するとすれば、対象の濃度はほぼ一定で、しかも背景とは異なるとの仮定を用い、濃度の違いによって対象と背景を分離する。閾値処理と呼ばれるこの手法は、領域分割の最も基本的なものである。

図 7 Extracted surface of the condyle and the fossa
A surface-rendered object shows the condyle. A wireframe object shows the fossa. Antero-lateral aspect

抽出された下顎頭と下顎窩の表面

下顎頭表面はサーフェス表示を、下顎窩表面はワイヤフレーム表示を行った。前方 30 度、上方 20 度よりの俯瞰像

濃度そのものではなくその変化に着目したのがエッジである。エッジは、対象と背景との境界で、濃度が急激に変化すると仮定に基づき定義される。この意味でさきの領域とは相補的な関係を示す。一般にエッジは画像の濃度勾配（一階微分）と閾値処理の併用、ラプラシアン（二階微分）のゼロ交差位置の検出などより求められる。テクスチャは対象の示す、特徴的な濃度の変化様式、つまり模様に着目するものである。

3. 画像処理法の選択

本研究に先立って行った予備的検討において、著者らは閾値処理とエッジ抽出法を顎関節部 MR 連続断層画像に応用し、骨の抽出を試みた^{14,15)}。その結果、MR 画像における骨領域の濃度範囲は他の構造物の濃度範囲と一部が重なり、閾値処理によって骨領域のみを適切に抽出することは困難であることが判明した。一方のエッジに関しては、MR 画像の SN 比の低さから、画像上に多数のエッジが遍在し、他方で本来連続して観察されるべき構造体のエッジはしばしば断裂するなどの問題点が判明した。

本研究に用いた二次元可変形状モデルは、濃度、エッジという画像の特徴に加え、表面の滑らかさという対象の解剖学的知識を利用するもので、各断層画像より抽出された輪郭は、その画像上でみれば限りではほぼ適正な位置を占めていた。だが三次元再構成画像を作成して観察すると、表面は平滑さに乏しかった。断層ごとの輪郭抽出が必ずしも均一に行われていないことを示す結果と考えられた。二次元可変形状モデルは断層画像ごとに行われる二次元処理であり、輪郭は探索範囲内の輪郭候補点の可能な組合せのな

表 2 Comparison between sectional contour of computer-extracted surface and manual-traced contour in three sections

Distance between contour points of computer-extracted surface and the center of gravity of contour of computer-extracted surface in a transverse section are estimated. Maximum, minimum, average distance and S.D. in contours traced by 11 experienced dentists is shown. Distance error is absolute value of the difference between computer-extracted and manual-traced

a : in sagittal section, b : in frontal section, c : in transverse section

抽出結果の評価

下顎頭表面の抽出結果と歯科医師 11 名によるトレース結果とを対比して示した。歯科医師によるトレース結果は、重心からの距離の最大値、最小値、平均ならびに標準偏差を表示した。また抽出誤差は、抽出結果とトレース結果の平均との隔たりの絶対値とした。

a. 矢状断面における検討, b. 前頭断面における検討, c. 水平断面における検討

a. 矢状断面における検討

方向	抽出結果	トレース結果			抽出誤差
		平均(S.D.)	max.	min.	
0 度	3.6	4.4(0.2)	4.7	4.1	0.7
30 度	4.4	5.3(0.3)	5.6	4.9	0.9
60 度	4.7	5.2(0.2)	5.5	4.7	0.5
90 度	5.4	6.2(0.3)	6.6	5.8	0.8
120 度	5.6	5.7(0.2)	6.2	5.5	0.1
150 度	5.1	5.0(0.2)	5.2	4.7	0.1
180 度	5.6	5.4(0.3)	5.8	4.9	0.2

単位: mm

b. 前頭断面における検討

方向	抽出結果	トレース結果			抽出誤差
		平均(S.D.)	max.	min.	
0 度	8.0	9.1(0.3)	9.5	8.4	1.1
30 度	7.3	8.2(0.2)	8.4	7.9	0.9
60 度	6.1	6.6(0.2)	6.8	6.1	0.5
90 度	5.7	6.2(0.3)	6.5	5.5	0.6
120 度	7.0	7.1(0.6)	7.6	5.4	0.2
150 度	8.7	9.7(0.5)	10.2	8.4	1.0
180 度	8.1	9.5(0.3)	9.8	9.0	1.4

単位: mm

c. 水平断面における検討

方向	抽出結果	トレース結果			抽出誤差
		平均(S.D.)	max.	min.	
0 度	4.0	4.7(0.3)	5.1	4.1	0.7
30 度	5.3	6.6(0.3)	7.1	6.2	1.3
60 度	8.8	10.1(0.2)	10.3	9.8	1.3
90 度	7.9	9.2(0.4)	9.8	8.5	1.3
120 度	7.2	7.4(1.0)	8.6	4.9	0.3
150 度	6.0	5.1(0.6)	6.5	4.4	0.9
180 度	5.3	4.6(0.5)	6.1	4.1	0.7
210 度	5.5	5.3(0.4)	6.0	4.8	0.2
240 度	5.5	7.0(0.2)	7.3	6.8	1.5
270 度	8.0	9.2(0.2)	9.6	8.8	1.2
300 度	5.0	5.2(0.2)	5.5	4.7	0.2
330 度	3.6	4.3(0.2)	4.7	4.2	0.8

単位: mm

かで輪郭のエネルギーが最小となるものとして採択されるため、各断層画像に無秩序に現れる雑音の影響が輪郭を左右した結果と考えられる。

この問題の原理的な解決のためには、隣接する断層間の連続性を評価する三次元処理が必要である。本研究では、三次元可変形状モデルによって三次元処理を実現した。その結果得られた表面はおおむね滑らかであり、これは三次元処理の効果を示すものと考えられた。

4. 抽出の自動化

本研究における輪郭抽出法を自動処理の観点から考察するに、術者による入力、初期断面における初期輪郭の入力と、抽出錯誤の対話的訂正のための数断面における初期輪郭の再入力にとどまり、ほとんど自動的な処理が実現されたものと考えている。

初期輪郭の設定の自動化に関しては、複数の対象の抽出を目的に二次元可変形状モデルの改良を企てた荒木らの報告¹⁶⁾のなかに、画像の枠を初期断面とする試みが述べられている。しかしながら、この手法は複数の対象が画像のなかに島嶼状に分布する場合に有効ではあっても、対象が層構造をなす本研究への応用は困難と考えられる。またこの方法により、滑らかで骨表面の濃度とエッジをもつ多数の輪郭が自動的に抽出されたとしても、そこから対象である下顎頭、下顎窩を選択する行程はやはり術者に委ねられることであろう。

この問題の解決には、Jain らの提案¹⁷⁾が有効かもしれない。変形可能な雛形を応用したパターンマッチング法とでも称すべきこの方法は、事前に用意した輪郭の雛形を用いて対象の概略の位置、方向、大きさを検出し、次いで、輪郭の雛形そのものを写像を用いて変形しながら、対象の輪郭との細部に及ぶ適合を図っていく。輪郭を変形する手段は、本研究の可変形状モデルとは異なるものの、今後の検討において、参考とすべき手法と考える。

5. 抽出結果

一方、骨表面の抽出結果については、2つの問題が指摘される。本来平滑であるべき表面の一部がそのように抽出されないこと、ならびに抽出された表面が、総じて歯科医師の読影による表面よりも内側に位置することである。

著者はこれらに共通する原因として、以下の3点を考えている。第1は、表面の滑らかさが、相対的に重く評価されたことである。二次元可変形状モデルおよび三次元可変形状モデルでは、濃度、エッジ、滑らかさの各項の重み付け係数の相対的な変化が、抽出結果を左右する。本研究では、二次元可変形状モデルを応用した多くの報告と同様、係数を試行錯誤的に決定し、これらの影響を網羅的には試験しなかった。

第2は、モデル自体に、表面が膨らみにくい性質がある

ことである。これは内部エネルギーの一階差分項の影響による。一階差分項は隣接する輪郭点間の距離の和により与えられるため、エネルギー最小化の条件のもとでは輪郭の周囲長を小さくする方向に働く。このような表面ないし輪郭の性質に関しては、エネルギー関数に面積項¹⁸⁾や輪郭内部からの圧力を模した項¹⁹⁾を追加することで、性質を改善しようとの指摘がある。

第3は、表現しうる表面の凹凸が、表面を構成する二次元点列の間隔に依存して決まることである。間隔が小さいほどわずかな凹凸を表現しうる反面、点数の増大に伴って計算時間は増大する。またわずかな凹凸に沿うことと表面の滑らかさを得ることは相反する条件である。凹凸への適合には、前述の面積項の応用が有用との指摘がある。

以上の項目は、いずれも今後の検討課題と考えている。

6. 抽出誤差

抽出誤差が水平断面と前頭断面で大きく（それぞれ平均0.9 mm および0.7 mm）、矢状断面で小さい（平均0.5 mm）結果となった背景には、前節に述べた抽出方法上の問題に加え、これら断面における画素寸法の相違があると考えられる。画像処理に供した画像上にて、水平断面と前頭断面の画素寸法が0.3×1 mmであり、画素の対角線長が約1.0 mmであるのに対し、矢状断面における画素寸法は0.3×0.3 mmで、対角線長は約0.4 mmである。平均抽出誤差は、画素の対角線長に近いことがわかる。

7. 今後の展望

最後に、本研究においては抽出対象に含めることができなかった関節円板の画像化について、次なる研究の方向を示しておきたい。関節円板は下顎窩と下顎頭に挟まれた領域の、やや濃度値の低い領域として観察される。その境界は不明瞭で、輪郭抽出法の対象とするには適さない。しかしながらひとたび下顎窩、下顎頭の表面が適切に抽出され、その結果、両者に挟まれる領域が抽出されたならば、この骨間の領域に別途画像処理を施し、関節円板と考えられる領域を抽出することは可能であろう。この意味で、骨表面の抽出方法のさらなる改良が、関節円板の抽出をも可能とする途を切り拓くすべであると考えるのである。

V. 結 論

顎関節部 MR 矢状面連続断層画像における下顎頭、下顎窩の骨表面の抽出を目的とした画像処理法を検討し、以下の結論を得た。

1. 下顎窩の骨輪郭は、矢状面連続断層画像に二次元可変形状モデルを適用することにより、良好に抽出された。
2. 下顎頭の骨輪郭は、矢状面連続断層画像を再構成し、下顎頭中央付近を通る垂直軸に対する連続回転断層画

像を作成したのちに、二次元可変形状モデルを適用することにより、良好に抽出された。

3. 断層画像における骨輪郭の抽出結果を三次元再構成して、これを初期表面とし、三次元可変形状モデルを適用したところ、下顎窩ならびに下顎頭の骨表面は三次元的に平滑、かつほぼ適切に抽出された。

4. 本研究で実現された表面抽出法は、利用者による手動の作業がきわめて少なく、原理的にはほぼ自動的に骨表面の抽出が可能である。MR 画像診断への応用が期待される。

本研究の遂行にあたり、東北大学歯学部口腔診断・放射線学講座、阪本真弥博士にはたびたび貴重なご助言をいただき、筑波大学電子・情報工学系、斉藤恒雄教授、工藤博幸助教授にはご懇篤なご指導を賜りました。MR 画像は、東北大学医学部附属病院放射線部、梁川 功氏のご協力のもと撮影されました。東北大学大学院情報科学研究科、東北大学歯学部高齢者歯科学講座ならびに口腔診断・放射線学講座の各位には、終始、ご支援をいただきました。記して深甚の謝意を表します。

本研究の一部は、第 99 回日本補綴歯科学会学術大会 (1998 年 5 月 29, 30 日, 仙台) において発表した。

Appendix

以下では、二次元および三次元可変形状モデルの定義と、これを計算機上で実際に表現するための離散化、表面の抽出の際に経験的に決定した重み付け係数および定数の値を示す。なお、本研究で使用する可変形状モデルの式の枠組みは Kass らの提案した動的輪郭モデルに拠っている。

1. 定義

1) 二次元可変形状モデル

輪郭上の位置を $v(s) = (x(s), y(s)) \in \Omega, s \in [0, 1]$ と媒介変数表示する。このとき、二次元可変形状モデルのエネルギー関数 $E_{ACM} : \Omega \rightarrow \mathbb{R}^2$ は以下のように定義される。

$$E_{ACM}(v(s)) = \int_{\Omega} \{E_{int}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{con}(v(s))\} ds$$

エネルギー関数 $E_{ACM}(v(s))$ は、輪郭上の位置 $v(s)$ における内部エネルギー $E_{int}(v(s))$ 、画像エネルギー $E_{image}(v(s))$ 、外部拘束力 $E_{con}(v(s))$ の総和を、輪郭上の全領域にわたって積分したものと定義される。以下、被積分関数である内部エネルギー、画像エネルギーを定義する。 $\alpha, \beta, w_{edge}, w_{intens}$ は各項の重み付け係数である。なお本研究では、外部から与える人工力である外部拘束力は使用しない。

(1) 内部エネルギー

$$E_{int}(v(s)) = \{\alpha \|v_s(s)\|^2 + \beta \|v_{ss}(s)\|^2\} / 2$$

内部エネルギーは $v(s)$ の一階微分ならびに二階微分の 2 乗和で構成され、輪郭の収縮と滑らかさを表す。

(2) 画像エネルギー

$$E_{image}(v(s)) = E_{edge}(v(s)) + E_{intens}(v(s))$$

画像エネルギーは輪郭の位置 (および周辺) における画像のエッジに関する項 $E_{edge}(v(s))$ と濃度に関する項 $E_{intens}(v(s))$ で表す。

a. エッジ項

$$E_{edge}(v(s)) = w_{edge} \nabla I(v(s))$$

($\nabla I(v(s))$ は輪郭の法線方向の勾配)

エッジ項は輪郭を濃度勾配極大を示す画像上の位置へと引き付ける。

b. 濃度項

$$E_{intens}(v(s)) = w_{intens} \|I_{th} - \bar{I}\|^2$$

I_{th} は濃度定数、 $\bar{I}$ は輪郭上の点から輪郭の法線上を骨内部に向かうある範囲の濃度平均である。濃度項は輪郭を設定した濃度定数に近い画像上の位置へと引き付ける。

2) 三次元可変形状モデル

三次元可変形状モデルの式は、二次元可変形状モデルを 2 変数に拡張して得る。

表面の位置を、 $v(r, s) = (x(r, s), y(r, s), z(r, s)) \in \Omega, r, s \in [0, 1]$ と定義する。このとき、定義域 Ω に対して、三次元可変形状モデルのエネルギー関数 $E_{ASM} : \Omega \rightarrow \mathbb{R}^3$ は以下のように定義される。

$$E_{ASM}(v(r, s)) = \int_{\Omega} \{E_{int}(v(r, s)) + E_{image}(v(r, s)) + E_{con}(v(r, s))\} ds dr$$

エネルギー関数 $E_{ASM}(v(r, s))$ は、表面上の位置 $v(r, s)$ における内部エネルギー $E_{int}(v(r, s))$ 、画像エネルギー $E_{image}(v(r, s))$ 、外部拘束力 $E_{con}(v(r, s))$ の総和を、表面上の全領域にわたって積分したものと定義される。 $w_{10}, w_{01}, w_{11}, w_{20}, w_{02}, w_{edge}, w_{intens}$ は重み付け係数である。二次元可変形状モデルと同様、外部拘束力は使用しない。

(1) 内部エネルギー

$$E_{int}(v(r, s)) = w_{10} \|v_r(r, s)\|^2 + w_{01} \|v_s(r, s)\|^2 + 2 w_{11} \|v_{rs}(r, s)\|^2 + w_{20} \|v_{rr}(r, s)\|^2 + w_{02} \|v_{ss}(r, s)\|^2$$

(2) 画像エネルギー

$$E_{image}(v(r, s)) = E_{edge}(v(r, s)) + E_{intens}(v(r, s))$$

画像エネルギーは表面上の位置 (および周辺) における画像のエッジに関する項 $E_{edge}(v(r, s))$ と濃度に関する項 $E_{intens}(v(r, s))$ で表す。

a. エッジ項

$$E_{edge}(v(r, s)) = w_{edge} \nabla I(v(r, s))$$

($\nabla I(v(r, s))$ は表面の法線方向の勾配)

エッジ項は表面を濃度勾配極大を示す画像上の位置へと引き付ける。

b. 濃度項

$$E_{intens}(v(r, s)) = w_{intens} \|I_{th} - \bar{I}\|^2$$

I_{th} は濃度定数、 $\bar{I}$ は表面上の点から表面の法線上を骨内部に向かうある範囲の濃度平均である。濃度項は表面を設定した濃度定数に近い画像上の位置へと引き付ける。

2. モデルの離散化

1) 二次元可変形状モデル

輪郭を $v(i) = (x(i), y(i)), i = 1, 2, \dots, n$ (n は輪郭点数) と離散化する。定義式中の微分を以下の差分式で近似する。

$$\|v_s(s)\|^2 = \{x(i) - x(i-1)\}^2 + \{y(i) - y(i-1)\}^2$$

$$\|v_{ss}(s)\|^2 = \{x(i+1) - 2x(i) + x(i-1)\}^2 + \{y(i+1) - 2y(i) + y(i-1)\}^2$$

離散化に伴い、 $\nabla I(v(s))$ は輪郭の法線上で骨内部に向かって距離 1 の画素の濃度と骨外部に向かって距離 1 の画素の濃度との差分で近似する。また、 $\bar{I}$ は輪郭上の点 $v(i)$ から輪郭の法線上を骨内部に向

かう 5 画素分の濃度平均とする。

2) 三次元可変形状モデル

表面を $v(i, j) = (x(i, j), y(i, j), z(i, j))$, $i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$ (m, n はそれぞれ表面上 i, j の方向の点数) と格子状に離散化する。

定義式中の微分を以下の差分式で近似する。

$$\|v_r(r, s)\|^2 = \{x(i, j) - x(i-1, j)\}^2 + \{y(i, j) - y(i-1, j)\}^2 + \{z(i, j) - z(i-1, j)\}^2$$

$$\|v_s(r, s)\|^2 = \{x(i, j) - x(i, j-1)\}^2 + \{y(i, j) - y(i, j-1)\}^2 + \{z(i, j) - z(i, j-1)\}^2$$

$$\|v_{rs}(r, s)\|^2 = \{x(i, j) - x(i-1, j-1)\}^2 + \{y(i, j) - y(i-1, j-1)\}^2 + \{z(i, j) - z(i-1, j-1)\}^2$$

$$\|v_{rr}(r, s)\|^2 = \{x(i+1, j) - 2x(i, j) + x(i-1, j)\}^2 + \{y(i+1, j) - 2y(i, j) + y(i-1, j)\}^2 + \{z(i+1, j) - 2z(i, j) + z(i-1, j)\}^2$$

$$\|v_{ss}(r, s)\|^2 = \{x(i, j+1) - 2x(i, j) + x(i, j-1)\}^2 + \{y(i, j+1) - 2y(i, j) + y(i, j-1)\}^2 + \{z(i, j+1) - 2z(i, j) + z(i, j-1)\}^2$$

離散化に伴い、 $\nabla I(v(r, s))$ は表面の法線上で骨内部に向かって距離 1 の画素の濃度と骨外部に向かって距離 1 の画素の濃度との差分とする。また、 $\bar{I}$ は表面上の点 $v(i, j)$ から表面の法線上を骨内部に向かう 5 画素分の濃度平均とする。

3. 重み付け係数および定数の値

1) 二次元可変形状モデル

$$\alpha = 0.5, \beta = 0.5, w_{edge} = 5, w_{intens} = 1, I_{th} = 25$$

2) 三次元可変形状モデル

$$w_{10} = 1, w_{01} = 1, w_{11} = 0, w_{20} = 1, w_{02} = 1, w_{edge} = 1, w_{intens} = 1, I_{th} = 30$$

文 献

- Blaschke DD, Solberg WK, Sanders B. Arthrography of the temporomandibular joint: review of current status. J Am Dent Assoc 100 : 388-395, 1980.
- Harms SE, Wilk RM, Wolford LM et al. The temporomandibular joint: magnetic resonance imaging using surface coils. Radiology 157 : 133-136, 1985.
- Katzberg RW, Schenck JF, Roberts D et al. Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint meniscus. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 59 : 332-335, 1985.
- Westesson PL. Reliability and validity of imaging diagnosis of temporomandibular joint disorder. Adv Dent Res 7 : 137-151, 1993.
- Larheim TA. Current trends in temporomandibular joint imaging. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol & Endodontics 80 : 555-576, 1995.
- Brooks SL, Brand JW, Gibbs SL et al. Imaging of the temporomandibular joint: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol & Endodontics 83 : 609-618, 1997.
- Price C, Connell DG, MacKay A et al. Three-dimensional reconstruction of magnetic resonance images of the temporomandibular joint by I-DEAS. Dent-Maxillo-Facial Radiology 21 : 148-153, 1992.
- Krebs M, Gallo LM, Airolidi RL et al. A new method for three-dimensional reconstruction and animation of the temporomandibular joint. Ann Acad Med, Singapore 24 : 11-16, 1995.
- Kass M, Witkin A, Terzopoulos D. Snakes: Active contour models. Int J Comput Vision 1 : 321-331, 1988.
- American College of Radiology, National Electrical Manufacturers Association. "ACR-NEMA Digital Imaging and Communications Standard: Version 2.0", NEMA Standards Publication No. 300-1988, Washington DC, 1988.
- Amini AA, Weymouth TE, Jain RC. Using dynamic programming for solving variational problems in vision. IEEE Trans PAMI 12 : 855-867, 1990.
- 長谷川純一, 奥水大和, 中山晶ほか. 画像処理の基本技法<技法入門編>, 東京: 技術評論社, 1986.
- 田村秀行監修, 日本工業技術センター編. コンピュータ画像処理入門, 東京: 総研出版, 1985.
- 三浦 周, 服部佳功, 佐々木啓一ほか. 顎関節 MRI からの下顎頭, 下顎窩の輪郭抽出に関する研究. 顎機能誌 2 : 91-100, 1996.
- 三浦 周, 佐々木啓一, 菊池雅彦ほか. 顎関節内部構造の評価における MR 画像プロファイルの応用. 医用電子と生体工学 35(特別号) : 215, 1997.
- 荒木昭一, 横矢直和, 岩佐英彦ほか. 複数物体の抽出を目的とした交差判定により分裂する動的輪郭モデル. 信学論 J 79-D-II : 1704-1711, 1996.
- Jain AK, Zhong Y, Lakshmanan S. Object matching using deformable templates. IEEE Trans PAMI 18 : 267-278, 1996.
- 坂口俊文, 大山公一. 面積項をもつスネーク. 電子情報通信学会春季全国大会抄録集: D-555, 1991.
- Cohen LD. On active contour models and balloons. CVGIP 53 : 211-218, 1991.

著者連絡先: 服部 佳功

〒980-8575 宮城県仙台市青葉区星陵町 4-1

TEL 022-717-8395

FAX 022-717-8399