

Extraction of Landmarks in Roentgenographic Cephalogram by Using Weighted Similarity Measure

Takeshi YAMAKAWA, Eiji UCHINO and Masako MORISHITA

*Faculty of Computer Science and Systems Engineering
Kyushu Institute of Technology*

(received 10 March 1996; revised and accepted 14 June 1996)

Abstract: *This paper describes an extraction of landmarks in a roentgenographic cephalogram by using a neural network and a fuzzy template matching. Two kinds of weighted similarity measures are newly proposed for a fuzzy template matching. The rough region where a landmark is supposed to be located is first found by a neural network. The fuzzy template matching is then performed over this region to find out the exact location of its landmark. The landmark called Sella turcica was successfully found in the actual roentgenographic cephalogram within a permissible error for a practical use.*

Keywords: *medical image processing, roentgenographic cephalogram, extraction of landmark, weighted similarity measure, fuzzy template matching, neural network*

セファロ画像における重み付き類似性測度を用いた計測点の抽出

山川 烈 内野 英治 森下 雅子

九州工業大学情報工学部

要約: 本論文では、ニューラルネットワークとファジイテンプレートマッチングを用いたセファロ画像における計測点の抽出について述べる。また、ファジイテンプレートマッチングにおいて、新たな重み付き類似性測度を提案する。具体的には、まずニューラルネットワークを用いて計測点の大域的探索を行い、その後ファジイテンプレートマッチングにより局所的探索を行う。本手法の有効性は、実際のセファロ画像への適用により確認された。

キーワード: 医用画像処理, セファロ画像, 計測点の抽出, 重み付き類似性測度, ニューラルネットワーク, ファジイテンプレートマッチング

Takeshi YAMAKAWA
Faculty of Computer Science
and Systems Engineering,
Kyushu Institute of Technology
Iizuka, Fukuoka 820, Japan
Tel : 0948-29-7712 Fax: 0948-29-7742
E-mail : yamakawa@ces.kyutech.ac.jp

1 はじめに

歯科矯正学の分野において、症例分析および診断の重要な手段として、頭部X線規格写真(セファロ画像)を用いた分析が広く行われている。例えば、今日では、セファロ分析の結果を用いて患者の治療方針を決定し、ついで、成長発育における顔面形態の分析、診断効果の判定なども併せて行われている。

Millerら[1], Walker[2]は、ディジタイザ等の座標入力装置を用いて、計測点の座標を入力し、頭蓋顔面形態を分析した。さらに、Solow[3]は、フライングスポットスキャナによって読み込んだセファロ画像を、同一濃度レベルにて閾値処理を行い、トレース線図形化を試みた。また吉田[4]は、FIRフィルタを用いて、頭部X線規格写真のエッジを抽出し、下顎骨の自動線図形化を行った。

頭部X線規格写真による形態分析においては、常に高い精度が必要とされる。しかし、分析の過程におけるトレース線図形の作成時や計測点の設定時に、計測者の主観や経験等により、多くの場合人為的な誤差を生じる[5]。この誤差の大きさに関しては多くの報告[6]–[9]がある。Midtgardら[9]によると、頭蓋の輪郭に位置する計測点(例えばPog点, Me点)は、頭部X線規格写真のコントラストが鮮明なので、比較的抽出されやすいが、頭蓋内部に位置する計測点(例えばOr点, S点)は、その周囲がぼやけて見えるため、抽出する際に誤差が生じやすいとしている。また、計測点の存在する位置付近の形状パターンが、各々異なるため、各計測点を抽出する際に生じる誤差パターンにも、多様性があるということを示したBaumrindら[6]は発見した。Björk[10]は、計測点の存在する位置付近の形状パターンにより、計測点の抽出誤差(精度)の大きさが、長さでは0.3~1.4(mm)、角度では0.3~1.6(度)と異なることを報告した。続いて、Richardson[11]は、同一の頭部X線規格写真について、10日間のインターバルにおいて、二度にわたるセファロ分析を行った。その結果、計測点の抽出においては、かなりの誤差がみられ、ほとんどの計測点に関しては最大1(mm)、Or点, B点に関しては、もっと高い誤差の値を示した。この実験により、同一のエキスパートの計測点抽出に際しても、時間的な誤差が生じることが証明された。

実際の臨床応用においては、作成したトレース線図形や設定した計測点の情報をもとに、標準偏差図表を作成し、これを用いて分析、診断を行う。そのため、標準偏差図表の作成段階においては、トレース線図形作成時や計測点設定時の誤差が影響する。したがって、実際の臨床応用においては、これらの誤差が重畳してしまい、正確な治療方針を与えることができない。

これらの誤差を改善するため、様々なアプローチがなされてきた。その一手法として、X線像の画質自体を

変え、高コントラストの写真像から分析を行う試みがあった。特に、Xerographyの利用[12]やComputed Radiographyの利用[13]に関する報告があるが、これらは根本的な問題解決とはなっていない。また、菅原ら[14]は、下顎骨線図形から計測点を抽出する方法を開発した。これは、あるエキスパートの作成したトレース線図形の特徴をもとに計測点を抽出したという点で、トレース線図形の作成時における誤差が改善されていない。その理由は、入力されたトレース線図形には人為的な誤差が含まれており、さらに、そのトレース線図形を用いて計測点を抽出しているため、誤差が重畳し、これが計測点の抽出誤差の主たる原因となるからである。

現在、胸部X線像や胃X線像に対しては、多くの実用的な医用画像処理例が報告されている(例えば、[15]など)。その手法には、2次元画像処理のハフ変換、処理対象部位のセグメンテーション(切り出し)、輪郭線追跡などがある。この分野では、年齢、人種、男女差などによる対象の相対的形狀の変化が少ないため、画像の標準化、正規化などの前処理や、場合によっては、画像の2値化による処理も可能である。しかしながら、頭部は上下顎骨をはじめ、多くの骨から構成されており、それぞれの形態形成や成長発育の様式、およびその成熟過程がそれぞれ異なる[16]。そのため、頭蓋の相対的形狀は、他の骨格とは異なり非常に多様であるので、従来の画像処理技術をそのまま用いることはできない。そのため、セファロ画像特有の画像処理技術が必要となる。

そこで筆者らは、セファロ分析におけるトレース線図形作成時、および計測点設定時の誤差を改善し、客観的な結果を提供できるセファロ自動分析システムの実現をめざして研究を行っている。本論文では、その前段階であるセファロ画像からの計測点の抽出アルゴリズムについて報告する。具体的には、まずニューラルネットワークを用いて、セファロ画像の全体的な濃淡の分布から、計測点の存在する領域(探索領域)を決定する。そして、決定された探索領域内で、濃淡画像同士のテンプレートマッチング、すなわちファジィテンプレートマッチングを行い、新たに提案した類似性測度を用いて計測点を抽出する。この際、線図形処理は一切行わないので、トレース線図形作成時、ならびに計測点設定時の誤差を回避することができる。このことにより、セファロ分析において、効率的な計測点の抽出を実現し、客観的な結果が得られることを可能とする。本手法の有効性は、実際のセファロ画像への適用により確認された。

2 セファロ分析

2.1 セファロ分析の手順

セファロ分析法には Downs 法, Northwestern 法などがあり, 前者は顎顔面形態をパターンとして把握しようとするため, 主として角度的計測を用いる. 後者は基準平面としてフランクフルト平面の代わりに S-N 平面を用いるという特徴がある. ここでは最も広く使用されている Downs 法を用いる [16].

セファロ画像とは, ある一定の幾何学的条件で撮影された, 頭部 X 線規格写真である. 図 1(a) はその一例である. 歯科矯正の診断においては, 図 1 に示すセファロ分析 (Downs 法) の結果に基づき, 患者の治療方針を決定する. 以下に実際のセファロ分析の手順 [16] を説明する.

(a) 頭部 X 線規格写真の撮影:

X 線管球, 頭部, フィルムが常に一定方向, 一定の距離で撮影される. 被写体である頭部は左右のイヤースタッドによって固定され, X 線の中心線がこのイヤースタッドの中心を通過するようになっている.

(b) 透写図の作成:

シャーレスカーテンの上に X 線写真を置き, その上に半透明のトレーシングペーパーを置いて, 輪郭線などをトレースして透写図を作成する.

(c) 計測点の抽出:

トレースした図形から顔の特徴となる計測点 (例えば, 図 1(c) に示す S 点, N 点など) を抽出する. これらの計測点は, 熟練者の経験に基づいて抽出される.

(d) 基準平面の設定:

各計測点を結線し, 基準平面 (例えば, 図 1(d) に示す FH 平面, 下顎下縁平面など) を設定する.

(e) 計測項目の測定:

図 1(e) に示すようにして, 頭部 X 線規格写真の透写図上に設定した計測点, 基準平面を用いて, 計測項目 (基準平面同士のなす角) ①~⑥等を測定する.

(f) 標準偏差図表への記入:

計測項目の測定値を標準偏差図表へ記入する.

セファロ分析の結果となる標準偏差図表を用いて, 平均値との偏差を評価し, 患者の治療の指針とする.

現在, (d) ~ (f) については, エキスパートの作業結果 (a) ~ (c) を基に自動化されている. しかし, 一連の (a) ~ (f) の手順は未だ自動化されておらず, エキスパートの手間 (a) ~ (c) を依然必要としている.

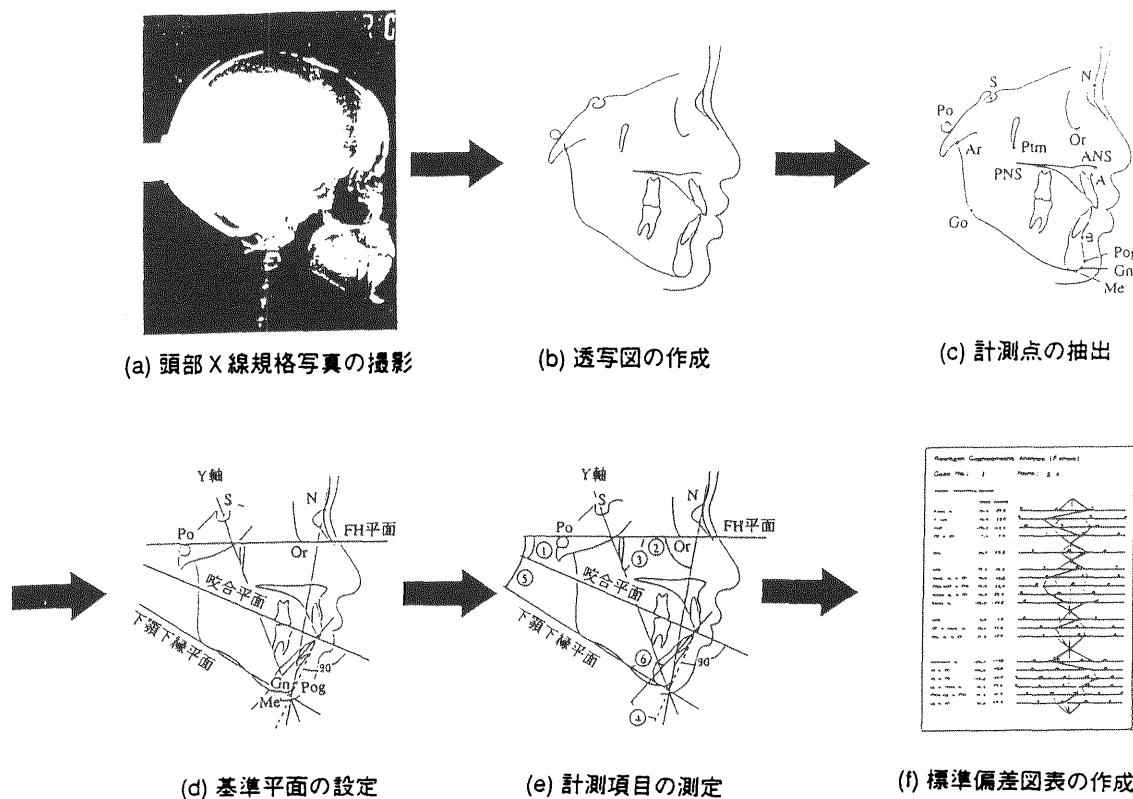


図 1: セファロ分析 (Downs 法) の手順

2.2 現存のセファロ分析用ソフトの問題点

現在市販されているセファロ分析用ソフトは、以下に示す問題点をもつ。

- (1) 年齢、人種、男女の別などのデータを入力する必要がある。

セファロ分析の過程では、エキスパートは、年齢、人種、男女差などといった情報を必要としない。すなわち、エキスパートはこれらの情報とは無関係に作業を行う。そのため、エキスパートの行う方法をそのまま模擬し、人間に近い方法で分析を行なうシステムの構築が必要となる。

- (2) トレース線図形や計測点の座標を中間情報として用いているため、最終結果の誤差が大きい。

同一エキスパートにおいても、時間が異なると、トレース時および計測点設定時に誤差が生じる。Richardson[11]は、10日の間隔において二回行った頭部X線規格写真の分析から、計測点設定における同一エキスパートによる時間的な誤差を証明した。エキスパート間でも、そういった作業に関して、個人差が生じる。この個人差は、エキスパートの主観や経験などにより生じるもので、客観的な分析結果を得る上で大きな問題となる。従来のシステムでは、エキスパートがトレースした線図形や、抽出した計測点の座標を中間情報として用いるため、以上のような時間的誤差や、個人差が後の処理に大きく影響する。そのため、トレースした線図形や計測点の座標を中間情報としない分析システムの構築が求められる。

これらの問題点を解決するために、本論文では、セファロ画像処理に適した新たな画像処理アルゴリズムを提案する。

3 計測点の抽出アルゴリズム

本章では、エキスパートがトレースした線画を中間情報として用いるのではなく、直接セファロ原画像から計測点を抽出するアルゴリズムについて述べる。本手法では、はじめに計測点の存在領域を絞り込んでおき、その後、正確な位置を抽出するため、演算時間が短縮できる。

以下に本システムの処理手順を示す。

- (1) 大域的探索:

ニューラルネットワークを用いたピラミッド探索[17]を行い、計測点の大まかな探索範囲(存在範囲)を決定する。

- (2) 局所的探索:

上記の探索範囲内でファジィテンプレートマッチングを適用し、正確な計測点の位置を抽出する。

3.1 ニューラルネットワークによる探索範囲の決定

テンプレートマッチングの探索範囲を決定するため、ニューラルネットワークを用いて、3層のピラミッド探索を行う。エキスパートは、計測点付近のX線写真の濃淡に基づいて、計測点を抽出するため、計測点付近の画像の濃淡と計測点の位置に密接な関係があると考えられる。本システムでは、エキスパートの行う方法を模擬するため、ニューラルネットワークを用い、画像の濃淡から計測点の存在する範囲を決定する。このピラミッド探索の概要を図2に示す。

各層での学習手順を以下に示す。

- (1) 第1層目の学習画像を9分割し(3×3)、各ブロックの平均濃淡値(図3の $C_1 \sim C_9$)を求める。
- (2) 各学習画像において、9分割した各ブロックの平均濃淡値を入力信号、その画像においてエキスパートが抽出した計測点の座標を教師信号とし、ニューラルネットワーク(図4)を用いて第1層目から第2層目への学習を行う。
- (3) 第2層目から第3層目への学習は、第2層目で選択された領域2×2のブロックをさらに3×3のブロックに細分し、第1層目と同じ学習を行い、探索範囲を狭めていく。

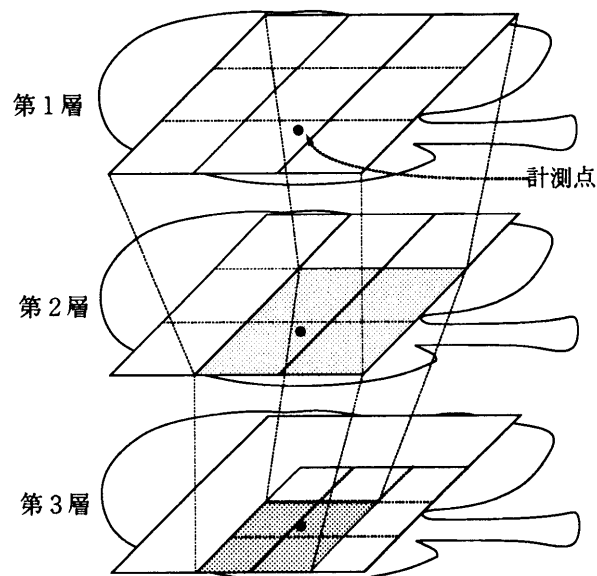


図2: ピラミッド探索の概要(3層)

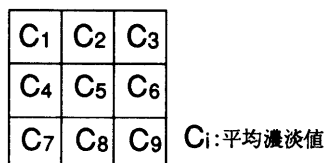


図3: セファロ原画像の分割と平均濃淡値の割り当て

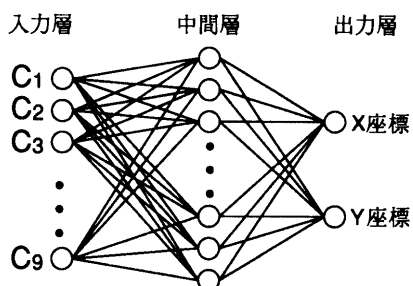


図4: 学習に用いたニューラルネットワークの構成

ここでは、ニューラルネットワークの出力が計測点の座標となるように、ニューラルネットワークの結合荷重を学習する。なお、学習則には誤差逆伝播法 (BP 法) を、学習方式には慣性項を含んだ BP 法の逐次修正法 [18] をそれぞれ用いた。

学習画像を 3×3 に 9 分割し、その中の 2×2 のブロックを選択する方法について説明する。ここでは、抽出した計測点の座標が、2つの境界線 a, b で仕切られた 4つの領域 A ~ D (図5) のどの領域に存在するかを判断し、その領域を包含する 4隅の 2×2 のブロック (図6の A' ~ D' のいずれか) を選択するようにしている。例えば、抽出した計測点の座標が A の領域に存在するとき、 3×3 のブロックのうち、左上の 2×2 のブロック A' を選択することになる。このような選択を行うことにより、 2×2 に 4 分割した領域内の 1×1 のブロックを選択するのとは異なり、境界線上に計測点が存在する場合にも、A' ~ D' のいずれかの領域を確定できる。

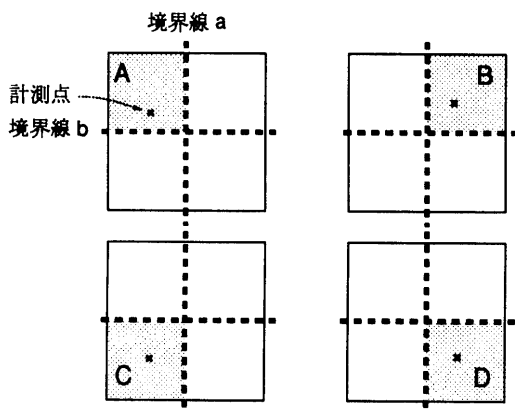
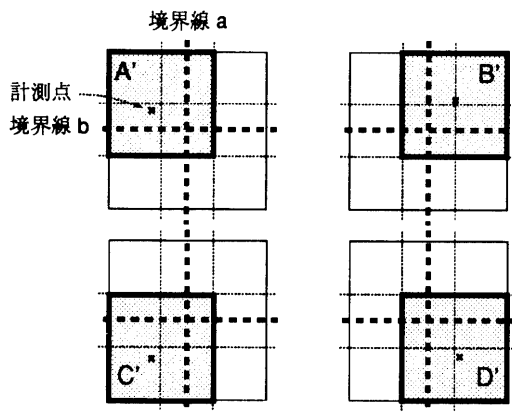


図5: 学習画像を 4つの領域 A ~ D に分割する方法

図6: 2×2 のブロック A' ~ D' の選択方法

3.2 ファジィテンプレートマッチングによる計測点の抽出

テンプレートマッチングとは、検出しようとする対象が目的画像中のどこに存在するかを調べるため、その対象のパターンと目的画像の各部分との類似度を計算し、対象物の位置を見つける操作をいう [19]。本研究で用いたファジィテンプレートマッチングの手順を以下に示す。

- (1) 計測点のテンプレート (グレイレベル) を作成する:

標準的な頭蓋の形状を有する X 線画像を一枚選択し、その X 線画像から、真の計測点を中心とする 43×43 (pixel) のテンプレートを切り出す。

- (2) 目的画像の濃度の平均値をテンプレートを切り出した画像の平均値に合わせる:

これにより、目的画像の全体的な明暗が、テンプレートを切り出した画像の明暗と平均的に等しくなり、撮影条件の差異を小さくすることが出来る。

- (3) テンプレートを移動させる:

目的画像の探索範囲内で、テンプレートを移動させ、そのたびにテンプレートとそれに対応する目的画像との類似度を計算する。具体的には、 43×43 (pixel) のテンプレートが、目的画像の探索範囲内を 1 (pixel) ずつ移動しながら、その度に類似度は評価される。

- (4) 計測点の抽出:

最大の類似度を示した時のテンプレートの中心座標を計測点の抽出座標とする。

4 重み付き類似性測度

テンプレートマッチングにおける評価関数としては、(1)～(3)式 [5],[19],[20] が通常用いられている。

$$d = \max_P |F(i, j) - T(i, j)| \quad (1)$$

$$d = \sum \sum |F(i, j) - T(i, j)| \quad (2)$$

$$d = \sum \sum (F(i, j) - T(i, j))^2 \quad (3)$$

ここで、 d は非類似性測度、 $T(i, j)$ はテンプレートにおける各ピクセル (i, j) の濃淡値、 $F(i, j)$ は $T(i, j)$ に対応する目的画像上の各ピクセルの濃淡値である。(2)、(3)式の加算範囲は P である。 P は、 $T(i, j)$ の定義域を表す。これらの式で計算されるのは、テンプレートと画像との非類似性測度で、この値が小さいほどマッチングの度がよいことを示す。一般的には、 d を $0 \sim 1$ の間に正規化し、 1 から引くことで類似性測度としている。

計測点の抽出精度は、類似度の計算方法に依存する。本研究では、2種類の類似性測度を提案し、それらの比較を行う。

4.1 重み付き類似性測度 m_1

本論文では、まず、類似度として次式で表される重みを考慮した類似性測度 m_1 を導入する。

$$m_1 = 1 - \frac{1}{255} \times \frac{\sum_{i=1}^{43} \sum_{j=1}^{43} W(i, j) |F(i, j) - T(i, j)|}{\sum_{i=1}^{43} \sum_{j=1}^{43} W(i, j)} \quad (4)$$

$$W(i, j) = \begin{matrix} & & & & i \\ & & & & \vdots \\ & & & & 1/16 & \dots & 1/16 \\ & & & & \vdots & & \vdots \\ & & & & 1/8 & \dots & 1/8 \\ & & & & \vdots & & \vdots \\ & & & & 1 & & 1 \\ & & & & \vdots & & \vdots \\ & & & & 1/8 & \dots & 1/8 \\ & & & & \vdots & & \vdots \\ & & & & 1/16 & \dots & 1/16 \\ & & & & \vdots & & \vdots \\ & & & & \dots & & \dots \end{matrix} \quad (5)$$

ここで、 $W(i, j)$ は、そのピクセルにおける重みを表している。本実験では、中心に計測点が存在するようにテンプレートを作成したので、テンプレートの中心に最も特徴が表れており、中心から外側に広がるにつれて、特徴の大きさが徐々に減っていくといえる。つま

り、外側から中心に向かってファジィ的に円心状に重みを大きくすることで、人間のものの見方を模擬することができる。そこで本実験では、各類似性測度の計算に使用する重みを(5)式に示すように、画像の中心から $1, 1/8, 1/16, \dots$ と与えた。また、このように重みを与えることで、類似性測度を $0 \sim 1$ に正規化する際の計算を簡単化することができる。

また、本実験で使用した画像データは、各点 256 階調のデジタル画像であるため、(4)式のように 255 で割ることにより m_1 を正規化する。

4.2 重み付き類似性測度 m_2

一般に、ファジィ分野において、メンバーシップ関数 $\mu_A(i, j)$ と $\mu_B(i, j)$ の類似性測度 S は以下のように定義される。

$$S = \frac{\sum_i \sum_j \mu_A(i, j) \wedge \mu_B(i, j)}{\sum_i \sum_j \mu_A(i, j) \vee \mu_B(i, j)} \quad (6)$$

ここで、 $\mu_A(x) \wedge \mu_B(x)$ は \min 演算、 $\mu_A(x) \vee \mu_B(x)$ は \max 演算であり、

$$\mu_A(x) \wedge \mu_B(x) = \begin{cases} \mu_A(x) & (\mu_A(x) \leq \mu_B(x)) \\ \mu_B(x) & (\mu_A(x) > \mu_B(x)) \end{cases}$$

$$\mu_A(x) \vee \mu_B(x) = \begin{cases} \mu_A(x) & (\mu_A(x) \geq \mu_B(x)) \\ \mu_B(x) & (\mu_A(x) < \mu_B(x)) \end{cases}$$

で表される。

ここで、 $\mu_A(i, j)$ を、 43×43 (pixel) からなるテンプレートの各濃淡値、 $\mu_B(i, j)$ を、目的画像内のある 43×43 (pixel) の各濃淡値とすると、(6)式の類似性測度は、テンプレートと目的画像のある部分との類似性測度になる。この場合、重みも 43×43 (pixel) 上の関数 $\mu_W(i, j)$ とすることにより、重み付き類似性測度 S^W を次式のように定義する。

$$S^W = \frac{\sum_{i=1}^{43} \sum_{j=1}^{43} \mu_A(i, j) \mu_W(i, j) \wedge \mu_B(i, j) \mu_W(i, j)}{\sum_{i=1}^{43} \sum_{j=1}^{43} \mu_A(i, j) \mu_W(i, j) \vee \mu_B(i, j) \mu_W(i, j)} = \frac{\sum_{i=1}^{43} \sum_{j=1}^{43} (\mu_A(i, j) \wedge \mu_B(i, j)) \times \mu_W(i, j)}{\sum_{i=1}^{43} \sum_{j=1}^{43} (\mu_A(i, j) \vee \mu_B(i, j)) \times \mu_W(i, j)} \quad (7)$$

ここで、 $\mu_A(i, j)$ はテンプレートの濃淡値 $T(i, j)$ 、 $\mu_B(i, j)$ は目的画像上の $T(i, j)$ に対応する濃淡値 $F(i, j)$ に他ならない。また、 $\mu_W(i, j)$ は、前節で述べたピクセル (i, j) における重み $W(i, j)$ に相当する。すなわち、(7) 式は以下のようになり、これを本論文では類似性測度 m_2 と呼ぶ。

$$m_2 = \frac{\sum_{i=1}^{43} \sum_{j=1}^{43} (T(i, j) \wedge F(i, j)) \times W(i, j)}{\sum_{i=1}^{43} \sum_{j=1}^{43} (T(i, j) \vee F(i, j)) \times W(i, j)} \quad (8)$$

5 実セファロ画像への適用

5.1 方法

本実験で使用した画像データは、スキャナを用いてセファロ画像を各点 256 階調のデジタル画像に変換したものである。ここでは、図 7 に示す S 点 (Sella) とよばれる計測点を抽出する実験を行う。S 点は他の点とは独立に求められる計測点である。

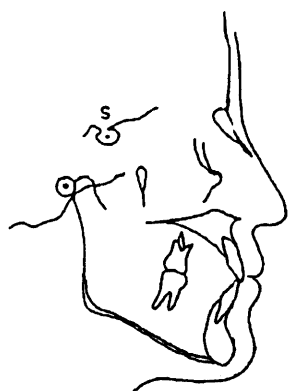


図 7: トレース画像上での S 点の位置

まず、本実験では 15 枚のセファロ画像の中から、S 点のテンプレート作成用として、任意に 1 枚を抜き出す。次に、残る 14 枚のうち、10 枚をニューラルネットワークの学習用画像とし、残り 4 枚をテスト用画像とする。また、ピラミッド探索に用いるニューラルネットワークの教師信号には、矯正医がグラフィックディスプレイ上で設定した S 点の座標を用いた。

さて、テスト用画像の 4 枚に対し、ピラミッド探索により求めた S 点の存在範囲内で、ファジィテンプレートマッチングを行う。テンプレートの移動に伴い、最大の類似度を示した時のテンプレートの中心座標を S 点の抽出座標とする。類似度の計算には、4 章で示した 2 種類の類似性測度をそれぞれ用いた。

5.2 実験結果

テスト用画像 4 枚に対し、ある矯正医の設定した S 点の座標と、本システムで抽出した S 点の座標との誤差 (距離) を算出した。ここで、経験年数の等しい数名の矯正医らが抽出した S 点の平均値を、真の計測点として設定する方法がある [2] が、今回は簡単のため、ある 1 名の矯正医が設定した S 点の座標との比較のみを行った。表 1 には、重み付き類似性測度 m_1 を用いた時の結果を、表 2 には、重み付き類似性測度 m_2 を用いた時の結果をそれぞれ示す。

表 1: 矯正医の設定した S 点と重み付き類似性測度 m_1 を用いて本システムにより抽出した S 点との誤差

画像 No.	distance $\sqrt{x^2 + y^2}$	X-axis x	Y-axis y
1	2.3	2.3	0.2
2	1.5	0.5	1.4
3	2.7	0.8	2.6
4	0.4	0.2	0.2
平均	1.7	0.9	1.1

X-axis : 水平方向 (単位 : mm)
Y-axis : 垂直方向

表 2: 矯正医の設定した S 点と重み付き類似性測度 m_2 を用いて本システムにより抽出した S 点との誤差

画像 No.	distance $\sqrt{x^2 + y^2}$	X-axis x	Y-axis y
1	2.9	0.8	2.8
2	9.1	7.5	5.2
3	1.2	1.1	0.5
平均	4.4	3.1	2.8

X-axis : 水平方向 (単位 : mm)
Y-axis : 垂直方向

矯正医は各計測点に対し許容誤差 1mm 以内を要求しているが、最終的な歯科矯正の指標は、計測点を用いた基準平面から求められる計測項目である。すなわち、計測項目に与える誤差の影響が本質的な問題であり、その影響は計測点によって異なる。本実験で対象とした S 点では、X 軸方向の誤差は計測項目にあまり影響せず、Y 軸方向の誤差が 1mm 程度であれば十分実用的である。

表 1 および表 2 より、S 点の抽出においては、重み付き類似性測度 m_1 の方が m_2 を使用した場合よりも良好な結果を与えている。また、 m_1 を用いて S 点の抽出を行った場合、Y 軸方向の誤差は、ほぼ平均 1mm 程度に

抑えられており、十分実用的であることがわかる。類似性測度 m_2 に対しては、今のところ実用的とは言えないが、これに関しては今後、画像のクラスタリングなどの前処理により抽出精度の向上を計っていく。

6 おわりに

本論文では、エキスパートのトレースした線画を中間情報とせず、直接セファロ原画像から計測点を抽出するアルゴリズムについて考察した。本アルゴリズムでは、ニューラルネットワークによるピラミッド探索を行い、ファジィテンプレートマッチングを行う探索領域をまず絞り込んだ。これにより、演算時間が大幅に短縮された。さらに、ファジィテンプレートマッチングにおいて、重み付き類似性測度を2種類定義し、それらの実用における実験結果も示した。これらより、計測点S点の抽出に関しては、実用的に十分満足のいく結果が得られた。

謝辞

頭部X線規格写真ならびにトレース線画像を御提供いただき、さらに有益な御討論、御助言をいただいた福岡歯科大学歯科矯正学講座の松本光生教授、伊東隆三助教授、斎藤敏昭助手、および川越矯正歯科医院の川越仁博士に深く感謝いたします。

参考文献

- [1] Miller, R.L., Hunter, W.S. and Moyers, R.E.: Computer storage and retrieval system for twodimensional outlines, *J. Dent. Res.* 49, pp.1176, 1970.
- [2] Walker, G.F.: A new approach to the analysis of craniofacial morphology and growth, *Amer. J. Orthodont.* 61, pp.221-230, 1972.
- [3] Solow, B.: Computers in cephalometric research, *Comput. Biol. Med.* 1, pp.41-49, 1970.
- [4] 吉田明夫: デジタル画像処理による頭部X線規格写真の自動分析に関する研究, *日矯歯誌* 42, pp.47-68, 1983.
- [5] 石川 博之: 画像処理による頭部X線規格写真の自動分析方法の開発に関する研究, *日矯歯誌* 46, 1987.
- [6] Baumrind, S. and Frantz, R.C.: The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification, *Amer. J. Orthodont.* 60, pp.111-127, 1971.
- [7] Baumrind, S. and Frantz, R.C.: The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measurements, *Amer. J. Orthodont.* 60, pp.505-517, 1971.
- [8] Björk, A. and Solow, B.: Measurement on Radiographs, *J. Dent. Res.* 41, pp.672-683, 1962.
- [9] Midtgaard, J., Björk, G. and Aronson, S.L.: Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances, *Angle Orthodont.* 44, pp.56-62, 1974.
- [10] Björk, A.: The face in profile, *Svensk tandläk.* 1947.
- [11] Richardson, A.: An investigation into the reproducibility of some points, planes and lines used in cephalometric analysis, *Amer. J. Orthodont.* 52, pp.637, 1966.
- [12] Hurst, R.V.V., Schwaninger, B., Shaye, R. and Chadha, J.M.: Landmark identification accuracy in xeroradiographic cephalometry, *Amer. J. Orthodont.* 73, pp.568-574, 1978.
- [13] 高野正雄: 新しい Computed Radiography, *画像診断* 2, pp.202-207, 1982.
- [14] 菅原準二, 金森吉成, 坂本敏彦: 頭部X線規格写真の下顎骨線図形における計測点の自動抽出, *日矯歯誌* 39, pp.145-156, 1980.
- [15] 鳥脇 純一郎: 医用X線像の計算機診断, 平成3年度科学研究費補助金(一般研究B)研究成果報告書, pp.49-55, 1991.
- [16] 山内 和夫, 作田 守: 歯学生のための歯科矯正学, 医歯薬出版株式会社, pp.13-200, 1992.
- [17] Uchino, E. and Yamakawa, T.: High Speed Fuzzy Learning Machine with Guarantee of Global Minimum and Its Applications to Chaotic System Identification and Medical Image Processing, *Proc. of the 7th IEEE Int. Conf. on Tools with Artificial Intelligence*, pp.242-249, 1995.
- [18] 安居院 猛, 長橋 宏, 高橋 裕樹: ニューラルプログラム, 昭晃堂, pp.1-57, 1993.
- [19] 田村 秀之: コンピュータ画像処理入門, 日本工業技術センター, pp.148-153, 1984.
- [20] 石川 博之, 中村鎮雄, 中村進治, 星宮望: 頭部X線規格写真における計測点の自動抽出に関する研究, *電子通信学会技術研究報告 MBE84*, 1984.

T. YAMAKAWA *et al.* : Extraction of Landmarks in Roentgenographic Cephalogram by Using Weighted Similarity Measure



山川 烈 (やまかわ たけし)
九州工業大学情報工学部制御システム工学科
1974年 東北大学大学院博士過程・電子工
学専攻修了, 工学博士。
1974年 東北大学工学部助手, 1981年 熊本
大学工学部助教授, 1989年 九州工業大学情
報工学部教授, 1990年 財団法人ファジィシ
ステム研究所理事長, 1993年 九州工業大学
情報工学部長 (1997年3月まで予定), 現在
に至る。
現在, ファジィシステム, ニューラルネット
ワーク, カオスシステム, 及びそれら等の融
合に関する研究に従事。
BMFSA, 国際ファジィシステム学会, IEEE,
日本ファジィ学会, 日本医療情報学会等, 各
委員。



内野 英治 (うちの えいじ)
九州工業大学情報工学部制御システム工学科
1984年 広島大学大学院博士課程・システ
ム工学専攻, 工学博士。
1990年 九州工業大学情報工学部助教授,
1994年 アーヘン工科大学客員助教授,
1996年 オタゴ大学客員助教授, プリントン
大学客員助教授, 現在に至る。
現在, システム推定理論, 知的信号情報処理,
ファジィ情報処理等の研究に従事。
電子情報通信学会, 計測自動制御学会, 日本
音響学会, 日本ファジィ学会などの各会員。



森下 雅子 (もりした まさこ)
九州工業大学大学院情報工学研究科情報科学
専攻
1995年 九州工業大学情報工学部知能情報
工学科卒業。
1995年 同大学大学院情報工学研究科情報
科学専攻入学, 現在に至る。
現在, ファジィ工学, ファジィ画像処理,
ニューラルネットワークに関する研究に従事。