

仮想空間操作を利用した対話型手術シミュレーションシステムの基本機能の実現

北川 英志[†] 安田 孝美^{††}
横井 茂樹^{††} 鳥脇 純一郎[†]

近年の計算機能力の向上による仮想現実感技術の向上や、医療現場における各種医用3次元画像の普及により、仮想現実感技術を利用した手術シミュレーションシステムへの期待が高まっている。我々は、仮想空間操作を利用した対話性の高い手術シミュレーションシステムを開発した。本システムでは、手術に必要な各種操作を仮想空間操作の技術に基づいて実現し、グラフィックワークステーションを用いて高速に処理することを可能としている。これらを実現するために、手術シミュレーションの各種操作方法や、グラフィックワークステーションのハードウェアを利用するために必要となる高速なポリゴン生成手法を開発した。また、手術シミュレーションの評価法のひとつとして、リアルタイム距離マップ表示機能を新たに開発した。本論文では、手術シミュレーションシステムの各種操作機能の操作方法および実現アルゴリズム、仮想空間操作を効率的に行うために新たに開発したデータ構造、高速なポリゴン生成手法、リアルタイム距離マップ表示について述べる。また、実際の患者の画像を用いた実験によって開発した機能が臨床応用における手術シミュレーションに有効であることを確認した。

Implementation of Basic Functions of Interactive Surgical Simulation System Based on Virtual Space Manipulation

EIJI KITAGAWA,[†] TAKAMI YASUDA,^{††} SHIGEKI YOKOI^{††}
and JUN-ICHIRO TORIWAKI[†]

Based on recent progress of computational power for virtual reality and three-dimensional medical imaging technology, a surgical simulation system employing the virtual reality technology is becoming to be practical. We developed a surgical simulation system with high level interactions based on virtual space manipulation on a graphic workstation. In this system, we constructed functions for interaction, high speed polygon generation method, and "realtime distance map" for evaluation function. In this paper, we describe algorithms for interactions, a new data structure, a method for polygon generation and realtime distance map for our system.

1. ま え が き

近年の計算機能力の向上にともない、計算機内に作成された仮想的な空間に現実の世界を再現しようとする、仮想現実感 (Virtual Reality) に対する関心が高まっている。これら仮想現実感技術においては、仮想空間内に配置された仮想物体と、これを操作する仮想的なマニピュレータとのインタラクションの実現方法が重要な技術と考えられ、様々な手法が考案されてい

る。一方、近年の医療現場における医用3次元イメージング装置の普及にともない、人体の内部構造を3次元的に入手することが容易となっている。このことから、人体の3次元情報を利用して仮想空間内に仮想的な人体を再現し、これに対して手術を対話的に行う手術シミュレーションに対する期待が高まっている。

手術シミュレーションシステムは、手術計画の妥当性をあらかじめ評価することによる手術の安全性を高めることに加え、インフォームド・コンセントの一方法として患者に手術について説明するための有用な手法としても利用される、あるいは、経験の浅い医師に対する手術技術の教育や訓練に用いるなどの応用が考えられ、今後の医療現場において欠かすことのできないツールであると考えられる。

[†] 名古屋大学工学部情報工学科

Department of Information Engineering, School of Engineering, Nagoya University

^{††} 名古屋大学情報文化学部

School of Informatics and Sciences, Nagoya University

手術シミュレーションに関する研究はいくつか報告されている。筆者らのグループでは頭蓋形成手術および股関節整形手術の計画立案を対話的に行うことのできるシステム NUCSS (Nagoya University Craniofacial Surgical-Planning System)¹⁾を報告しており、これは SurgiPlan^{2),3)}名称のソフトウェアシステムとして実用化されている。NUCSSにおけるデータ構造および、各種操作の基本的アルゴリズムは周ら⁴⁾によって報告されているが、これらはVR技術による仮想空間操作に対応したものではなく、最近のグラフィックスワークステーション(以下GWS)の環境にはそのまま適用することが困難である。また、周藤ら⁵⁾は脊椎切削の対話的シミュレーションシステムについて報告しているが、対話的な手術操作の実現機能は備えているものの、現実の手術を十分に仮想体験するには至っていない。また、土肥らは脳外科手術における脳定位システム⁶⁾を開発している。これはあらかじめ患者から撮影した患部の位置と、実際の手術の場面で測定した患者の位置を組み合わせ、手術位置のナビゲーションなどの術中支援を行うものである。このシステムはおもに脳外科手術の術中支援を目的としているため、手術シミュレーションの機能は完全には整備されていない。鈴木ら⁷⁾は肝臓を切開する手術シミュレーションシステムを開発している。このシステムではソリッドモデルで表現された肝臓をメスで切断すると、切断部分が開く様子を見ることが出来る。しかし、対象物体をソリッドモデルで表現しているため、骨のように複雑な形状をした物体への適用や、切開操作にかかる処理速度が問題となっている。Robbら⁸⁾は仮想現実感技術を用いた手術シミュレーションシステム VRASP (Virtual Reality Assisted Surgery Program) のアイデアを報告している。このシステムは、仮想現実感技術を用いて、手術計画の立案、シミュレーション、術中ナビゲーションを行うものであるが、現在のところ手術計画の立案部分の機能までが実現されている段階である。総じて、仮想現実感技術を用いての手術シミュレーションは、可能性が考えられているが、具体的なシステムとしては、限定的な機能を実現しているか、アイデアの提供にとどまるものがほとんどである。

本論文では、GWSで動作する仮想空間操作のアルゴリズムを検討し、仮想空間操作により手術シミュレーションを行うことができるシステムの開発を行った。以下、2章では、本手術シミュレーションシステムの概要について述べ、3章では、本システムで実現されている仮想空間操作について記述する。

2. 手術シミュレーションシステム

本システムは仮想現実感技術を応用し、計算機内に仮想的に再構築された人体に対して仮想空間操作を用いた対話的な手術操作を行うことで現実の手術をシミュレートすることを目的としている。これを実現するためには、医用3次元画像から得られる大量データの高速処理、処理結果の高速な描画、マウス、3次元入力デバイスや立体視可能な出力装置などのインタフェース・デバイスの制御、各種入力デバイスによる仮想空間操作の実現方法の開発などが必要となる。

これらの要求を満たすために、本手術シミュレーションシステムの開発はGWS上で行った。GWSはコンピュータグラフィックス映像を高速に生成するために特化されたハードウェアを持ち、多角形(ポリゴンと呼ばれる)を高速に描画することが可能となっている。GWSは近年、高速化、低価格化が進み、3次元入力デバイスや、立体視を行うことのできる出力デバイスなどのインタフェース・デバイスを比較的容易に利用することができる環境となっている。このため、仮想現実感技術を利用した手術シミュレーションを構築するために十分な能力を備えるようになったといえる。

そこで、我々は手術シミュレーションにおける仮想空間操作を高速に行うための基本手法として、仮想空間操作を考慮したデータ構造を構築し、各種操作や表示の際に必要なポリゴンを高速に生成する手法を開発した。また、各種仮想空間操作をマウスや3次元入力デバイスで直感的に行う方法を開発、検討した。さらに、「リアルタイム距離マップ」^{9),10)}による評価機能を実装したので、これらについて報告する。

2.1 システムの概要

本システムでは、CT画像から抽出した骨領域に対して、各種仮想空間操作をマウスや3次元入力デバイスを利用して対話的に行うことができる。操作対象となるのは、骨のように変形しない堅い物体とし、皮膚、筋肉、内臓などのような、操作にともなって変形が生じるような軟部組織は扱わない。骨を対象としていることから、骨を明瞭に撮影することのできるCT画像を入力画像として利用する。

本システムの構成を図1に示す。ユーザの指示は、マウス、ダイヤル、3次元入力デバイスで入力され、GWS内に構築される仮想空間に配置された骨に対して操作が行われる。これらの操作はGWSで処理され、操作後の画像が生成される。この画像はディスプレイあるいは立体視可能な出力デバイスを用いてユーザに提示される。

手術シミュレーションは大きく分けて、「前処理」、「シミュレーション」、「評価」の3つの段階から構成される(図2)。各処理について以下に述べる。

(1) 前処理

CT画像から各種の情報を抽出し、「シミュレーション」で使用できる形式に変換する処理を行う。具体的には、今回のシステムでは、骨領域の抽出、各骨の分離を行い、これを用いて表示に使用するためのポリゴン生成を行い、これらを3.1節で述べるデータ構造に従って格納する。前処理部分は、今後の拡張性(CT画像以外の画像への対応など)を考慮して、独立したプログラムとなっている。データ構造および、ポリゴン生成手法の詳細は3章で述べる。

(2) シミュレーション

前処理によって生成された骨に対し、仮想空間操作を用いた対話的な操作で実際の手術操作のシミュレーションを行う。シミュレーションで利用可能な各種操

作およびその実現方法は4章で述べる。

(3) 評価

シミュレーションによって得られた手術計画の妥当性の評価を行う。評価によって適当でないと判断された場合は、再びシミュレーションに戻って新たな計画を立案する。

評価機能はシミュレーションを行う手術の部位や術式によって異なるものが必要となると考えられるため、手術目的に適応した評価方法を個別に提供する。現段階では、股関節整形手術の評価で重要な「リアルタイム距離マップ」を開発している。評価機能の詳細は5章で述べる。

3. 仮想空間操作のための基本アルゴリズム

3.1 データ構造

本システムでは、CT画像から抽出した骨領域を格納するための3次元配列と、骨領域の表面形状を表現するためのポリゴンデータを同時に扱う。このため各種操作において、両者を矛盾なく、また、効率的に扱うことができ、かつ、仮想空間操作を高速に行うことのできるデータ構造が必要となる。

CT画像から抽出された骨領域は、1つ1つの骨に分離され、それぞれを以下に示すデータ構造に基づいて計算機のメモリ上に格納する。1つの骨を表すデータ群をこれ以降「骨データ」と呼ぶ。また、骨を配置し、各種の操作を行うための空間を仮想的に作成し、これを仮想空間と呼ぶ。

データ構造の概念図を図3に示す。「骨データ」は

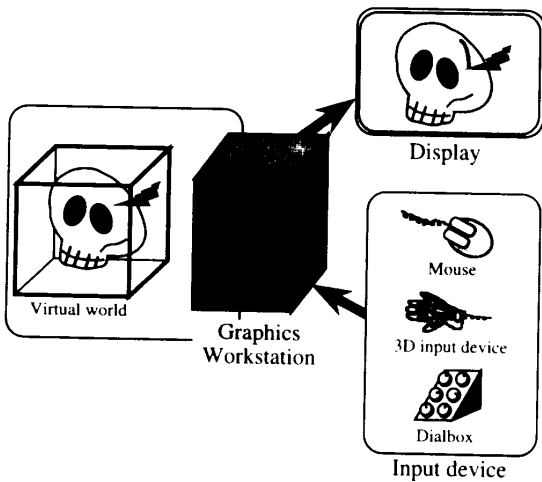


図1 システム構成
Fig. 1 System chart.

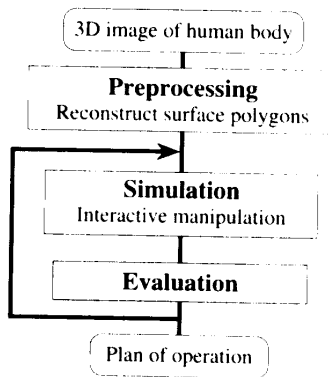


図2 手術シミュレーションの処理の流れ図
Fig. 2 Flowchart of the surgical simulation system.

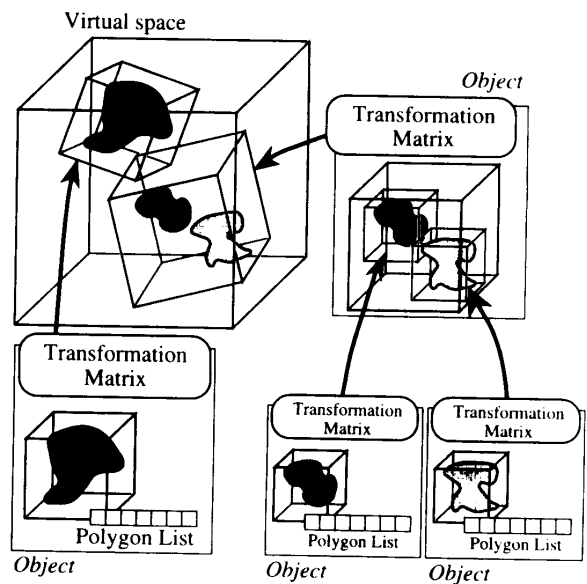


図3 データ構造の概念図
Fig. 3 Outline of the concept of the data structure.

次の3つの情報を保持する。

- (a) 骨の形状を格納する3次元配列
- (b) 骨の表面形状を定義するポリゴンデータ
- (c) 仮想空間もしくは親「骨データ」への投影方法を定める変換行列

以下、(a)を骨形状データ、(b)を表面ポリゴンデータ、(c)を変換行列と呼ぶ。

骨形状データは、骨に属する画素を1、背景画素を0として表現した2値画像が収められた3次元配列である。

表面ポリゴンデータは、骨形状データをもとにして生成されるポリゴンデータの集合で、リスト形式で計算機のメモリ上に格納される。このデータは表示のときに用いられ、GWSのハードウェアを利用した高速な表示が可能となる。

変換行列は、骨形状データと表面ポリゴンデータを仮想空間に投影するための 4×4 行列である。これはまた、仮想空間の座標系（グローバル座標）とは別に各骨データの座標系（物体座標）を考えると、これらの座標系の相互の変換を表す変換行列と見なすことができる。移動操作や回転操作は、骨の見かけの位置や向きが変化しただけで骨形状は変化しないことから、変換行列に対する行列演算でこれらの処理を高速に実現することができる。すなわち、骨形状データの各画素や表面ポリゴンデータには変更を加えずに、変換行列で見かけの位置や向きを変更することで移動操作や回転操作を実現できる。また、表面ポリゴンデータの表示にこの変換行列を用いることで、ハードウェアによる座標変換を行うことができ、高速に操作結果を表示することが可能となるとともに、回転を繰り返す際の誤差の蓄積によって起きる骨形状の劣化を原理的に防ぐことができる。さらに、仮想空間を3次元配列で実装する必要がなくなるため、仮想空間の物理的な大きさの制約を受けずに各種操作が可能になるという利点がある。

本データ構造では骨形状データと表面ポリゴンデータの同一性を維持することが重要な問題となる。移動および回転操作では変換行列を使用することによってこの問題が起きないようにしているが、切断操作ではこの問題に対応するための処理が必要となる。この処理については4.3節で述べる。

なお、現時点では実現されていないが、本データ構造は手術シミュレーションの履歴を保存し、任意の状態に戻ることのできる機能についても考慮されたものとなっている。

3.2 表面ポリゴンの生成手法

本システムでは、GWSの特徴である描画能力を最大限に生かすために、骨の表示にポリゴンを使用する。しかし、表面ポリゴンデータを生成するときのもととなる骨形状データは3次元配列であるため、この表面形状をポリゴンの集合に変換する処理が必要となる。

この変換は、手術シミュレーションの前処理で必要となるだけでなく、切断処理においても使用される。したがって、切断処理を高速に行うためには高速なポリゴン生成手法が必要となる。また、表示速度の高速化のためには少ないポリゴン数で表面形状を生成するものが望ましく、表示品質の向上のためには曲面をできるだけ忠実に再現できる生成手法が求められる。

このような変換方法としては、ボクセルを立方体として表示する方法（以下VC法）や、Marching-cubes法（以下MC法）¹¹⁾がよく知られている。しかし、VC法はポリゴンを高速に生成することができるが、生成された表面形状の品質が劣る。一方、MC法では、品質の良い表面形状を生成することが可能であるが、生成されるポリゴン数が多く生成に時間がかかる。そこで、本システムでは両者の中間的な方法として、表面形状の生成が速く、かつ、生成形状の品質が高い以下のような方法を開発し実装した。

本手法ではVC法を拡張し、注目画素の6近傍の情報を使用してポリゴンを生成する。注目画素の6近傍で境界面に存在する画素（6近傍のいずれかで背景画素と接する画素）の分布パターンは全部で64通りとなるので、各々の状態におけるポリゴンの生成パターンをあらかじめテーブルに保持しておくことでポリゴンの生成を高速化することが可能である。境界面に存在する画素と生成ポリゴンのパターンの例を図4に示す。

この方法で生成されたポリゴンをフラットシェーディング（flat shading）を用いて表示すると、かなり形状の荒さが目立ってしまうため、本手法ではさらに、ポリゴンの頂点における法線ベクトルを推定し、これを用いてグーローシェーディング（Gouraud shading）を行うことによって表示品質を改善した。

まず、骨を表す画素 (i, j, k) の法線ベクトル \mathbf{N}_{ijk} を、その6近傍画素の濃度値から次の式(1)によって推定する。

$$\begin{aligned} \mathbf{N}_{ijk} = & (G(i+1)jk - G(i-1)jk, \\ & Gi(j+1)k - Gi(j-1)k, \\ & Gij(k+1) - Gij(k-1)) \quad (1) \end{aligned}$$

ここで、 G_{ijk} は、座標 (i, j, k) の画素の濃度値とする。また \mathbf{N}_{ijk} は長さ1に正規化するものとする。生

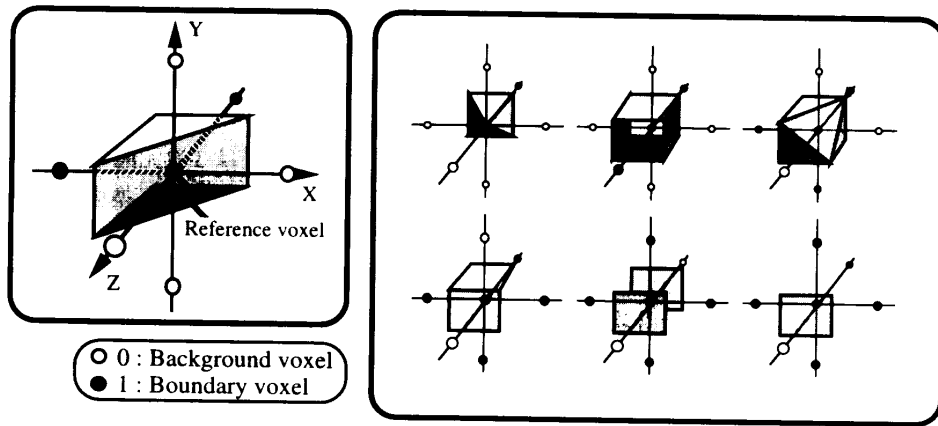


図4 生成ポリゴンの例

Fig. 4. Examples of generated polygons.

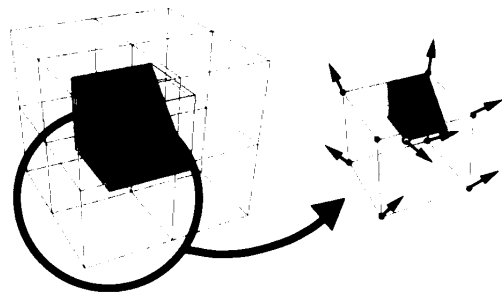


図5 ポリゴン頂点を囲む8画素

Fig. 5 Eight voxels surrounding a polygon vertex.

成されるポリゴンの各頂点における法線ベクトルは、頂点を囲む8画素（図5）の法線ベクトルの平均として求める。

本手法は、VC法に比べ近隣との接続関係を考慮しているため、生成される表面形状は高品質になり、MC法に比べ参照する近傍数および生成ポリゴン数が少ないため、処理時間が少なくなる。

4. 仮想空間操作を用いた手術シミュレーションの基本操作とその実現方法

本システムでは、仮想空間上に配置された骨に対して、移動、回転、切断の各操作を対話的に行うことができる。本章ではこれらの操作について、その操作方法および、実現方法について述べる。

4.1 移動操作

マウスで移動する骨を選択し、移動量の指定を行う。画面上でマウスを移動すると投影面に平行な平面上で骨が移動する。このとき、コントロールキーを押すことで投影面に垂直な平面上での移動を行うことができる（図6）。本手法は従来の三面図上での移動指定^{1),4)}と比較して、実際の物体を移動するような感覚で操作

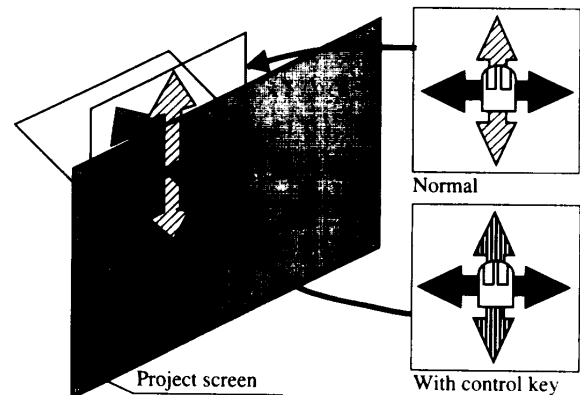


図6 移動操作

Fig. 6 Moving operation.

できるため、移動操作が容易となる。また、移動途中の骨は、ほぼリアルタイムで画面上の位置が更新されて表示されるため、適切な移動量の指定が容易となる。

移動操作は、骨データの変換行列の更新によって実現される。マウスのスクリーン座標 (m_x, m_y) は式(2)によって仮想空間内の座標 $\nu = (x, y, z, 1)$ に変換される。

$$\nu = P \cdot \nu_m \quad (2)$$

P は仮想空間を投影面に投影するための投影変換行列で、平行投影を使用している。 ν_m は、マウスのスクリーン座標 (m_x, m_y) と適当に与えたZ座標 m_z で決定され、 $\nu_m = (m_x, m_y, m_z, 1)$ となる。コントロールキーが押下された場合は、その時の仮想空間内でのX座標 ν_x を用いて、 $\nu_m = (\nu_x, m_y, m_x, 1)$ として計算を行う。

骨の平行移動量は、移動開始時に式(2)から得られる移動開始点 $\nu_0 = (x_0, y_0, z_0, 1)$ と、移動中のマウスのスクリーン座標から式(2)によって得られる点

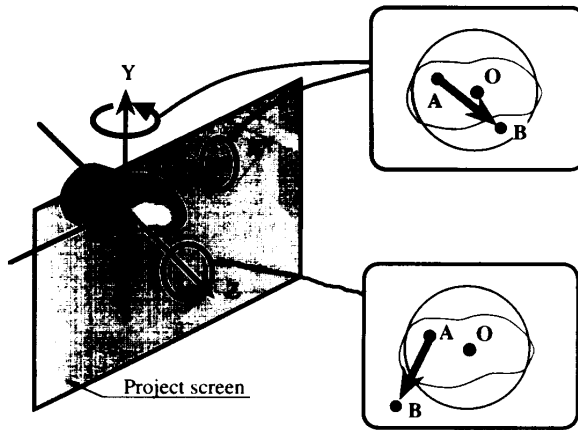


図7 回転操作

Fig. 7 Rotating operation.

$\nu = (x, y, z, 1)$ から求められる. この平行移動を表す行列は,

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ x - x_0 & y - y_0 & z - z_0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

で表される.

かくして, 骨の変換行列 M に対し,

$$M' = T \cdot M \quad (4)$$

で得られる変換行列 M' を, 骨データの新たな変換行列として仮想空間に投影を行うことで移動操作が実現される.

4.2 回転操作

回転量の指定はマウスを用いて画面上で行う (図7). 回転量の指定方法としてはいくつかの方法^{12),13)}が報告されているが, これらを比較検討した結果, 本システムでは Virtual Sphere 法¹³⁾を採用した. これは, Virtual Sphere 法の操作が簡単で, 最も直感的な回転操作の結果を得ることができると考えられるためである.

Virtual Sphere 法では, 回転する骨を指定すると画面上に適当な半径の円が表示される. この円内でマウスを移動させると図7の X 軸および Y 軸を中心とした回転量を指定することができる. また, マウスを円の外へ移動すると, 図7の Z 軸を中心とした回転量を指定することができる. 回転途中の骨は, ほぼリアルタイムで画面上に表示されるため, 適切な回転量の指定が容易となる.

回転操作は骨データの変換行列の更新によって実現される. Virtual Sphere 法による回転を表す行列 R は, 文献 13) による方法で求められ, これを用いて骨

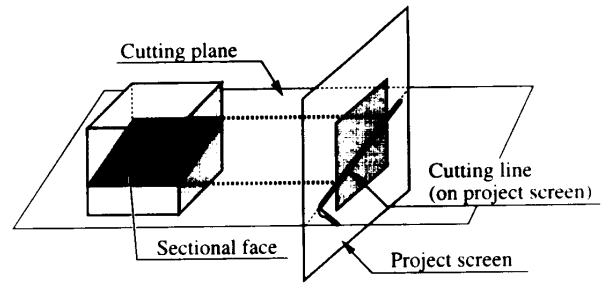


図8 平面による切断

Fig. 8 Cutting by plane.

の変換行列 M に対し,

$$M' = R \cdot M \quad (5)$$

で得られる変換行列 M' を, 骨データの新たな変換行列として仮想空間に投影を行うことで回転操作が実現される.

4.3 切断操作

切断操作は手術シミュレーションにおいて重要な役割を持つ操作である. 本システムでは切断の指定方法に, 「無限平面による切断」, 「球面による切断」, 「仮想メスによる切断」を用意している. これらの切断を目的に応じて使い分けることにより, 希望する切断結果を得ることができる.

(1) 無限平面による切断

投影面上で切断線を入力することにより, 切断線を通り投影面に垂直な無限平面で切断を行う (図8). 従来の三面図上での切断線の入力方式と比較して, 直感的に切断位置を指定することが可能なため, 切断の指定が容易になるという利点がある.

切断される骨を選択した後に, マウスで切断線を入力する. 切断後の骨は2つの骨に分割され, それぞれ3.1節で述べたデータ構造にしたがって格納される. また, 切断面には新たに表面形状を表すポリゴンが生成される.

切断平面は以下のように求める. 投影面上にマウスで指定された線分の開始点と終了点をそれぞれ (m_{x0}, m_{y0}) , (m_{x1}, m_{y1}) としたとき, これらの中点 (m_{x2}, m_{y2}) (ただし, $m_{x2} = (m_{x0} + m_{x1})/2$, $m_{y2} = (m_{y0} + m_{y1})/2$) を求め, これに適当な Z 座標 $z_0, z_1 (z_0 \neq z_1)$ を与え, $\nu_0 = (m_{x0}, m_{y0}, z_0, 1)$, $\nu_1 = (m_{x1}, m_{y1}, z_0, 1)$, $\nu_2 = (m_{x2}, m_{y2}, z_1, 1)$ とする. これらを平行投影変換 P と骨の変換行列 M を用いて,

$$\nu' = M^{-1} \cdot P \cdot \nu \quad (6)$$

によって変換した結果 ν'_0, ν'_1, ν'_2 が, 骨の座標系における3点の座標となる. この3点から求められる

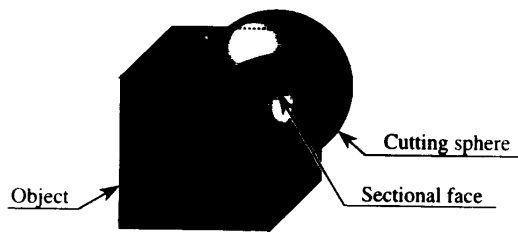


図9 球面による切断
Fig. 9 Cutting by sphere.

平面の方程式が切断平面の方程式となる。骨を構成する画素の座標値をこの方程式に代入し、結果の符号によって2つの骨に分割することにより、骨形状を生成する。無限平面による切断では、切りたくない部分まで切断されてしまうことがある。

切断では骨の形状が変化するため、表面ポリゴンを新たに生成する必要がある。しかし、表面ポリゴンの生成処理には時間がかかるため、切断平面付近以外の形状は変化しないことを利用して処理の高速化を図る。表面ポリゴンは、各ポリゴンごとにどの画素に属するかの情報を保持しているため、切断平面付近以外の画素に属するポリゴンは、画素の属する骨データの表面ポリゴンデータに移動する。切断平面付近の画素に属するポリゴンを削除し、この領域に含まれる画素の表面ポリゴンのみを新たに生成することで、生成処理が削減され高速化が行える。

分割後の各骨データの変換行列は、分割前の変換行列をそのまま使用する。

(2) 球面による切断

仮想空間内に仮想的な球を配置し、この半径、位置を指定して、球面による切断を行う(図9)。なお、この機能は主として大腿骨骨頭部の手術の場合に必要な機能である。

切断される骨を選択した後に、ダイヤルを用いて仮想切断球の半径と位置を指定し切断を行う。半径と位置は数値入力で指定することも可能である。

切断球は以下のように求められる。仮想空間内で指定された球の中心 ν' は、骨の変換行列 M を用いて、

$$\nu' = M^{-1} \cdot \nu \quad (7)$$

によって骨の座標系における球の中心 ν' に変換される。この中心と指定された半径から骨の座標系における切断球の方程式が求められる。骨を構成する画素は、この方程式に従って、球の内部と外部に分割される。

骨データの表面ポリゴンや変換行列は、無限平面による切断と同様に処理される。

(3) 仮想メスによる切断

仮想空間内に配置された仮想メスを用いて切断を行

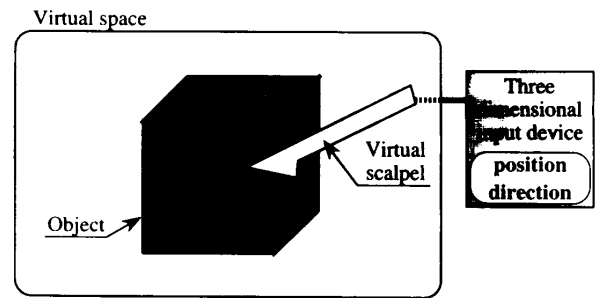


図10 仮想メスによる切断
Fig. 10 Cutting by virtual scalpel.

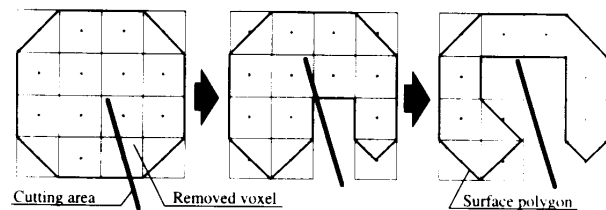


図11 仮想メスによる切断の様子(2次元)

Fig. 11 Cutting by virtual scalpel (illustrated by a two-dimensional image).

う。仮想メスを移動することで、メスの刃に当たる部分の骨が徐々に変形し、物体を切断する途中の様子を表現することができる(図10)。

仮想メスの位置と方向は3次元入力デバイスで制御される。また、仮想メスには、現実のメスの刃の部分に相当する切断指定領域と呼ばれる切断処理を行う領域があり、この切断領域の形状を変えることにより、メス以外の切断器具による切断を実現することが可能となる。仮想メスは骨データと同様、仮想メスの座標系を持っている。これは、視線方向が変化した場合でも、仮想メスと操作者の相対的な位置関係を保持するためである。

仮想メスによる切断の様子を図11に模式的に示す。仮想メスの切断指定領域を含む画素は物体の形状データから除去される。また、本システムでは表示にポリゴンを利用しているため、同時に骨データの表面ポリゴンの更新を行う必要がある。上記の更新処理を、仮想メスが移動する度に行うことで、骨が徐々に切断されていく様子を表現することが可能ではあるが、通常、骨データを構成する各データ量は非常に膨大なものとなるため、以下に述べる高速化を図った。

まず、本切断手法においては、骨の形状変化は局所的なものに限られることから、表面ポリゴンの更新を行う領域を限定する。具体的には、切断指定領域を含む画素とその6近傍に含まれる表面ポリゴンのみを更新の対象とする。これにより、形状が変化しない部分

の表面ポリゴンの再構成が必要なくなるため、切断にともなう更新処理が大幅に削減される。しかし、これでもまだ切断対象の骨が大きい場合には速度的に十分とはいえない。そこで、切断処理を仮想メスが移動する度ではなく、仮想メスがある程度移動したときに行うようにする。このタイミングには、仮想メスの移動量があらかじめ設定した値を越えたとき、仮想メスが一定時間停止したとき、あるいは、切断が終了したときが考えられるが、現段階では仮想メスの移動量が設定値に達したとき切断処理を行う方法を採用した。

本切断手法においては、切断対象の骨の各画素が仮想メスの切断指定領域を含むかどうかを判定する必要があるが、骨を構成する全画素を調べるのでは処理に時間がかかりすぎ、実用的な応答速度を得ることができない。そこで、仮想メスの切断指定領域内の点を骨の座標系に変換して判定を行うようにした。切断領域内の点は十分細かい間隔でサンプリングされ、式(8)に従って骨の座標系における座標に変換される。

$$\nu' = M^{-1} \cdot N \cdot \nu \quad (8)$$

ここで、 ν は仮想メスの座標系におけるサンプリング点の座標、 ν' は骨の座標系におけるサンプリング点の座標、 M は骨の変換行列、 N は仮想メスの変換行列とする。変換された点は、小数点以下を切り捨てて整数座標値に変換され、それに該当する骨の画素を除去する。

5. 評価機能

本システムでは股関節整形手術の評価方法として、「リアルタイム距離マップ表示」¹⁰⁾機能を用意している(図12)。

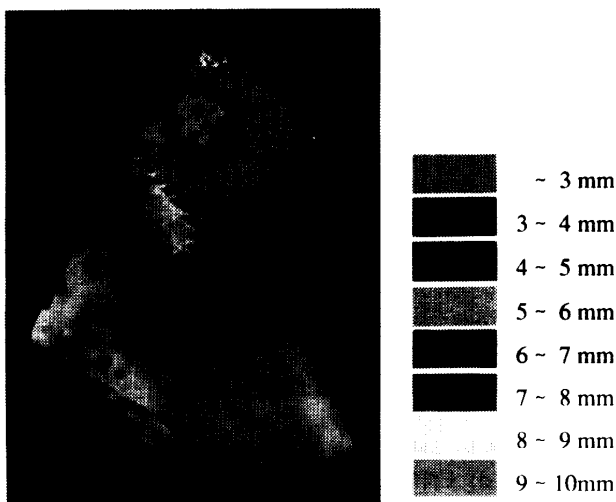


図12 リアルタイム距離マップ表示

Fig. 12 Realtime distance map generation.

股関節整形手術では、大腿骨骨頭部の変形にともなう股関節機能の障害を整形手術によって改善するものであり、術後において骨盤ソケット部分と大腿骨骨頭部が広い面積で接触していることが要求される。この接触領域を両者の距離に応じて色分けし、大腿骨骨頭部に表示したものが「距離マップ表示」⁹⁾と呼ばれるもので、大腿骨の移動、回転にともない、これを動的に表示するものが「リアルタイム距離マップ表示」である。

距離マップは3次元配列の形で表現される色の集合で、骨盤の表面画素の中心と、背景画素の中心間のユークリッド距離に応じて設定される色が格納される。距離が3 mm以下の部分は接触領域と見なされ、赤で表される。この距離マップをテクスチャマッピングの技術を用いて大腿骨骨頭部にマッピングすることにより距離マップ表示を得ることができる。従来手法と比較して、GWSのハードウェアを利用できる形の実現となっているため、高速に距離マップ表示を得ることができる。また、骨の移動、回転操作にともなうテクスチャ座標の更新を行うことにより、距離マップを再構成せずに骨の位置や向きが変化したときの距離マップ表示を得ることができる。

リアルタイム距離マップ表示を用いることにより、大腿骨の移動、回転にともなう距離分布の変化を把握することが容易となるため、従来の距離マップ表示では不可能であった歩行時の接触領域の変化の評価などへの応用ができると考えられる。現時点では、実際の大腿骨の動きに関する制約条件を考慮していないが、将来はこれらも考慮して評価を行うことが必要であると考えられる。ただし、大腿骨形状に異常がある場合、これを考慮して動きの制約条件を付ける必要がある。また、本手法は股関節整形手術への適用を主眼として開発されたものであるが、他の手術でも利用することが可能な手法であると考えられる。

6. 実験と考察

本手術シミュレーションシステムで各種処理を施す実験の結果を図13、14に示す。実験画像には、20×20×20画素のモデル画像、64×64×64画素の左股関節部分のCT画像、および、256×256×68画素の股関節部分のCT画像を使用した。また、実験に用いたGWSはIRIS Crimson + Reality Engineで、プログラムはC言語で約2万ステップであった。

これらの実験の結果から、移動および回転操作については投影変換行列を利用したデータ構造により、ほぼ実時間で操作を行うことができた。切断操作では、

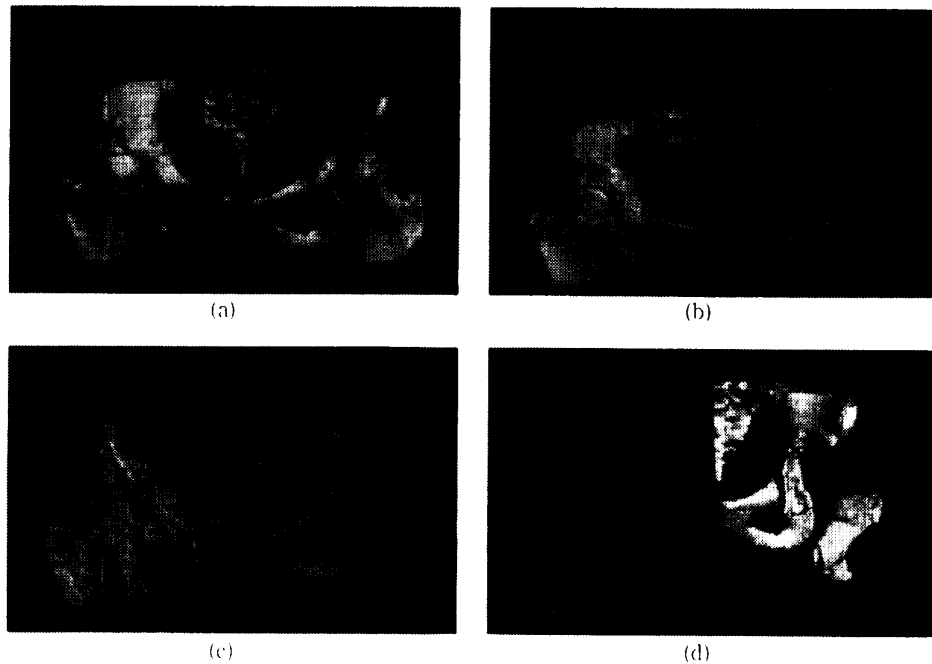


図 13 実験例. (a) 原画像, (b) 骨盤中央部での切断と移動, (c) 骨盤右部分の回転, (d) シミュレーション結果

Fig. 13 Experiment. (a) Original image, (b) Cutting by plane followed by moving, (c) Rotation, (d) Resulting image.

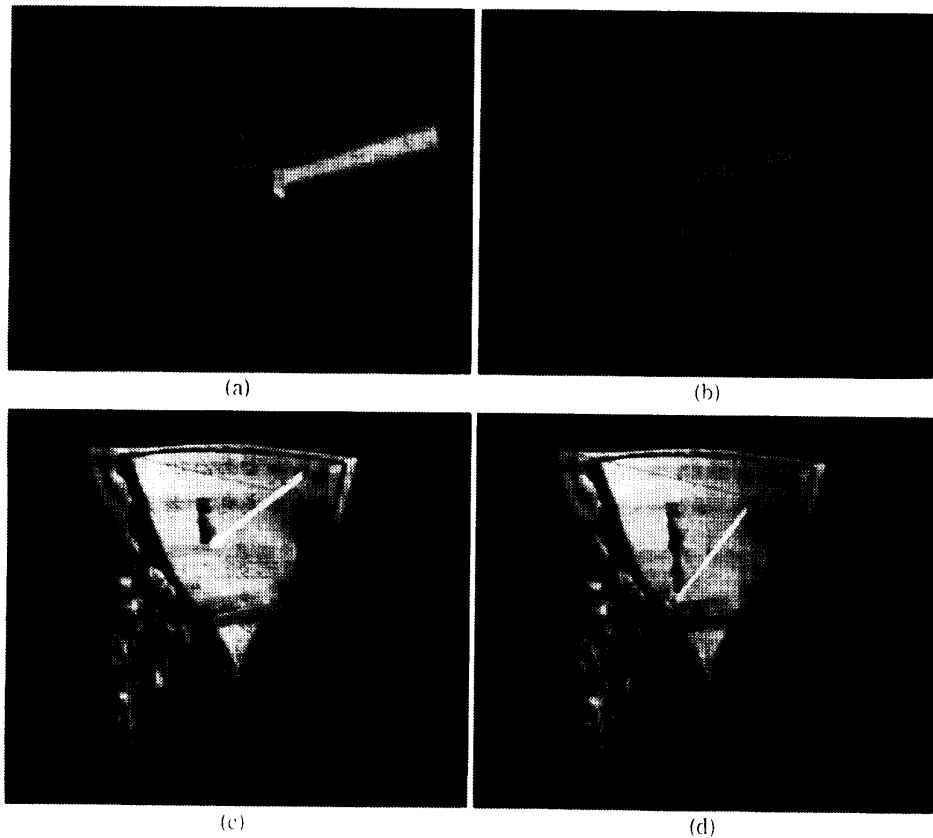


図 14 仮想メスによる切断例. (a) モデル画像 (20×20×20 画素) 切断中, (b) モデル画像切断結果, (c) 実画像 (256×256×68 画素) 切断中, (d) 実画像切断結果

Fig. 14 Example of cutting by virtual scalpel. (a) Cutting a model image (20×20×20 voxels), (b) Result of cutting a model image, (c) Cutting a real image (256×256×68 voxels), (d) Result of cutting the real image.

骨形状の分割と表面ポリゴンの生成という処理が必要となるため、結果を得るまでに数秒～数十秒の時間がかかる。処理時間を検討すると、表面ポリゴンの生成に多くの時間を取られていることから、この処理の高速化が必要であることが分かる。現在のポリゴン生成手法では多数の表面ポリゴンが生成されてしまうことが処理時間の増加につながっているため、骨の形状を損なわずに表面ポリゴンの生成数を少なくする手法の開発が望まれる。仮想メスをを用いた切断操作では、骨が小さい場合には、仮想メスの移動の度に表面ポリゴンの更新処理を行っても十分な速度を得ることができた。しかし、骨が大きくなると更新処理にかかる時間が長くなり、十分な操作ができなかった。仮想メスの移動量が設定値に達したときに更新処理を行うようにしたものは、この問題点はある程度解消され、良好な操作感を得ることができた。どちらの場合も、骨の描画にかかる時間が長いもの、すなわち、表面ポリゴン数が多いものは、操作性に難があった。このことから、先の実験と同様に表面ポリゴン数の削減が必要と考えられる。

また、今回の実験で用いた3次元入力デバイスは反力をかえすことができないため、仮想メスが骨の内部に侵入して切断を行う現象が見られた。このことから、仮想メスの制御に用いる3次元入力デバイスは反力がかえせるもののほうが望ましいと考えられる。

7. む す び

本文では、仮想空間操作を利用した対話的な手術シミュレーションシステムと、システムで実装されている各種操作について述べた。このシステムではGWSを利用する際に必須となるポリゴンデータと、医用3次元画像の標準的なフォーマットである3次元配列を統合的に扱い、操作するための基本的なデータ構造と操作方法を開発した。これらは仮想現実感技術を応用した手術シミュレーションの基本部分をなす技術と考えられ、今後の応用が期待される。

今後は、現実の手術過程をより正確に再現するために、皮膚や内臓などの軟部組織も扱うことが可能なデータ構造および各種の操作方法の開発が必要であると考えられる。また、実際の手術では通常、両手を使用することから、両手（に対応した入力デバイス）による操作の実現が望まれる。さらに反力を返すことのできるデバイスを利用することで、より良い操作感覚でシミュレーションを行うことが可能になると考えられる。今回試みた操作の中では、特に切断操作の処理速度の向上が重要課題である。また、少ないポリゴン

数で骨の表面形状を表すことのできるポリゴン生成方法が必要であると考えられる。

謝辞 本研究を進めるにあたり、貴重なご意見ご助言をいただいた国立埼玉病院の泉田良一博士、および、本学鳥脇研究室諸氏に感謝する。本研究の一部は文部省科研費、厚生省がん研究助成金、人工知能研究財団、中山隼雄科学技術文化財団の助成による。

参 考 文 献

- 1) 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎: 3次元任意形状の骨切断・移動操作が可能な頭蓋形成手術計画支援システム NUCSS-V2, 情処論, Vol.31, No.6, pp.870-878 (1990).
- 2) 泉田良一, 石名田洋一, 松本守雄, 逸見 治, 藤岡陸久, 尾崎 茂, 守屋禎之: 3-DCT 画像を用いた股関節手術シミュレーションシステム (SurgiPlan) —(1), 間接外科, Vol.11, No.2, pp.146-150 (1992).
- 3) 泉田良一, 石名田洋一, 逸見 治, 川久保 誠, 藤岡陸久, 真野三佳, 山本鈴子: 3-DCT 画像を用いた股関節手術シミュレーションシステム (SurgiPlan) —(2), 間接外科, Vol.11, No.8, pp.960-968 (1992).
- 4) 周 欣欣, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎: 3次元画像データに基づく手術シミュレーションシステムの基本データ構造とソフトウェア機能, *Medical Imaging Technology*, Vol.12, No.1, pp.74-83 (1994).
- 5) 周藤安造, 黒川高秀, 小島龍也, 小林正之, 古旗賢太郎, 黄 徳文, 菊地きよみ: 3次元画像の整形外科への応用, *Medical Imaging Technology*, Vol.7, No.1, pp.16-21 (1989).
- 6) 正宗 賢, 増谷佳孝, 鈴木 真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公明: ノート型ワークステーションを用いた術中支援システム, *Medical Imaging Technology*, Vol.13, No.3, pp.215-220 (1995).
- 7) 鈴木直樹, 服部麻木, 松下 聡, 甲斐慎也, 高津光洋: バーチャルリアリティを用いた外科的手術システムの開発, 第11回 NICOGRAPH 論文コンテスト論文集, pp.179-186 (1995).
- 8) Robb, R.A. and Cameron, B.: VRASP: Virtual Reality Assisted Surgery Program, *Journal of Computer Aided Surgery*, Vol.1, No.2, pp.33-45 (1995).
- 9) 周 欣欣, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 泉田良一: 股関節整形手術における人工関節置換支援システム, 信学論, J76-DII, No.2, pp.374-381 (1993).
- 10) Kitagawa, E., Yasuda, T., Yokoi, S. and Toriwaki, J.: An Interactive Voxel Data Manipulation System for Surgical Simulation, *Proc. '94 ROMAN*, pp.204-209(1994)

- 11) Lorensen, W.E. and Cline, H.E.: Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm, *Computer Graphics*, Vol.21, No.4, pp.163-169 (1987).
- 12) 判 秀行, 橋詰明英, 鈴木隆一: 医用3次元画像の直接回転操作方式, *信学論*, J78-DII, No.9, pp.1414-1419 (1995).
- 13) Chen, M., Mountford, S.J. and Sellen, A.: A Study in Interactive 3-D Rotation Using 2-D Control Devices, *Computer Graphics*, Vol.22, No.4, pp.121-129 (1989).

(平成7年12月26日受付)

(平成8年4月12日採録)



北川 英志

昭和43年生。平成3年名古屋大学工学部情報工学科卒業。平成8年同大学大学院工学研究科情報工学専攻博士課程修了。同年富士通(株)に入社し、現在に至る。工学博士。分散環境における画像処理, コンピュータ・グラフィックス, 手術シミュレーションシステムに関する研究に従事。電子情報通信学会会員。



安田 孝美 (正会員)

昭和34年生。昭和57年三重大学工学部電気工学科卒業。昭和62年名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻博士課程修了。同年同大学工学部情報工学科助手。平成5年同大学情報文化学部助教授となり、現在に至る。この間、昭和56年、日本学術振興会特別研究員。工学博士。CG, VRの基礎手法とその各種応用に関する研究に従事。電子情報通信学会, 日本ME学会各会員。



横井 茂樹 (正会員)

昭和24年生。昭和46年名古屋大学工学部電気工学科卒業。昭和52年同大学大学院博士課程修了。名古屋大学助手, 三重大学助教授, 名古屋大学工学部助教授・教授を経て, 平成5年同大学情報文化学部教授となり, 現在に至る。工学博士。画像処理, コンピュータ・グラフィックスの基本手法とその医学応用に関する研究に従事。電子情報通信学会, コンピュータ・グラフィックス学会, 日本ME学会, 日本形成外科学会, 日本コンピュータ支援外科学会各会員。



鳥脇純一郎 (正会員)

昭和14年生。昭和37年名古屋大学工学部電子工学科卒業。昭和42年同大学大学院博士課程修了。同年4月同大学工学部助手。以後, 昭和45年同助教授, 昭和49年同大学大型計算機センター助教授, 昭和55年豊橋技術科学大学情報工学系教授。昭和58年名古屋大学工学部電子工学科教授を経て, 昭和60年4月より同大学情報工学科教授。工学博士。パターン認識, 画像処理, グラフィックス, および, それらの医学情報処理への応用に関する研究に従事。著書「パターン認識の画像処理」(朝倉書店), 「認識工学」(コロナ社)。電子情報通信学会, 日本ME学会, 医療情報学会, 人工知能学会, IEEE各会員。