

北海道大学工学部 ○寺田健二 田中文基 岸浪建史
 東京工業大学 金井 理
 (株)ニコン 河合正治

1. はじめに

生体形状補綴物の計算機支援システムの開発において、第1、第2報¹⁾²⁾でシステムの概要、生体形状計測法および測定データによる歯牙形状境界表現モデルの作成法について報告した。そこで、内部形状を意識しない計測方法として非接触による5面測定法は、1) 生体形状全体の認識が可能であり、2) 計測が高速で行え、3) 高分解能の計測が可能である、ことを明らかにし、また計算機モデルの構築には測定データに空間差分を施すことにより歯牙形状の特徴を抽出し、それに合わせたパッチネット構造を当てはめる方法が歯牙のような複雑な形状のモデリングに有効であり、データの大幅な削減が可能であることを示した。

そこで今回は、Fig.1の歯科補綴物製作流れの内、ハッチング部にあたる歯列形状の計算機モデル化について報告する。

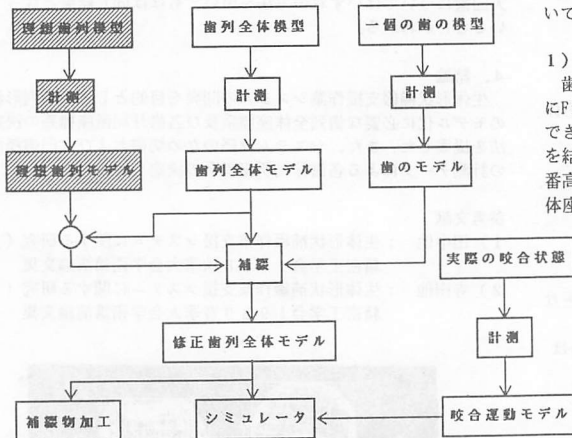


Fig.1 歯科補綴作業支援システムの全体構造

2. 歯列形状計算機モデル

今までの研究で個々の歯牙形状の計算機モデル構築技術がある程度確立できたが、今後咬合運動シミュレータを開発するには歯列全体形状モデルの構築が不可欠である。歯列形状モデル構築法

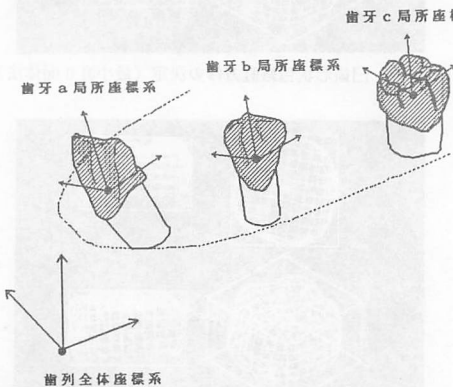


Fig.2 歯列全体座標系と歯牙局所座標系

としては、①歯列全体を一つのモデルとして表現する方法、②歯列を個々の歯牙形状モデルの集合として表現する方法、の2通りが考えられるが、操作性・データ量・実際の形状を考慮すると②が優れていると思われ本研究においてもこの方法を採用する。②の方法で歯列をモデリングするには、個々の歯牙形状に関する情報と共に、歯列全体における各歯牙の位置・方向などの情報を確保する必要がある。つまり、各歯牙がその形状に関するデータの他に歯列全体座標系の原点・軸およびその歯牙の局所座標系原点・軸に関するデータを有することにより (Fig.2)、操作性が良く、データ効率の良い歯列全体形状モデルの生成が可能となるはずである。ここで歯列全体座標系および局所座標系は、①臨床医にとって扱い易いものであり、②測定データから自動的に決定され、③症例に応じて普遍的であることが望ましい。

以下に、本研究で行った全体座標系・局所座標系の決定法について報告する。

1) 歯列全体座標系の決定

歯科医師・歯科技工師が歯列の判断材料として用いている部分にFig.3に示す3点がある。すなわち、左右下顎中切歯の近心側にできる平面と切縁(切歯最上部にできる線)の一番高い部位同士を結んで出来る直線との交点a、および左右下顎第2大臼歯の一番高い点b、cである。本研究においてもこの3点を用いて歯列全体座標系の決定を行う。まず全体座標系の原点を点aにとり、3点a、b、cで形成される平面の法線方向を座標軸Z方向とする。また、直線bc方向を座標軸X方向とし、Y軸方向はX、Z軸に垂直な方向として求められる。

2) 各歯牙局所座標系の決定

歯科技工師が歯牙形状の模型を作成する際、直方体素材から形状を削り出す。ここで円筒・その他の形状ではなく直方体素材を使用するのは、直方体が歯牙形状を大まかに表現しており目標点を設け易いといった理由が考えられる。本研究においても各歯牙の局所座標系を決定する場合、歯牙を包絡する直方体を想定しその各辺の方向を座標軸方向とする (Fig.4)。包絡直方体決定方法として以下の二つの方法を試みた。

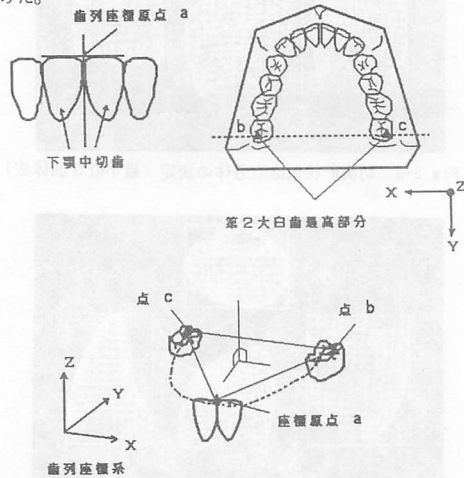


Fig.3 歯列全体座標原点・軸の決定

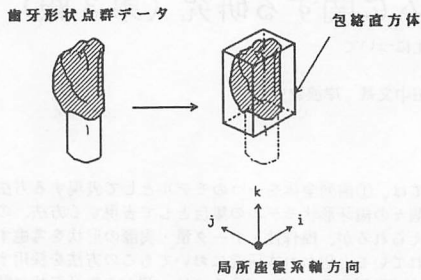


Fig. 4 各歯牙局所座標系の決定

①最小直6面体法

歯牙形状の測定点群データを包絡する直方体の体積が最小となるようなX, Y, Z軸に関する回転角度 α, β, γ を極値探索で求める。まず、形状点群データに次の回転変換を施す。

$$p_i' = \text{ROT}(X, \alpha) \text{ROT}(Y, \beta) \text{ROT}(Z, \gamma) p_i$$

但し、 p_i : 測定形状点群データ ($i = 1, n_p$)
 n_p : 点群データ数

次に、これらの点群データのX, Y, Zに関する最大・最小値をそれぞれ求める。すなわち、

$$p_{x\max} = \text{Max}(p_i'x), \quad p_{x\min} = \text{Min}(p_i'x)$$

$$p_{y\max} = \text{Max}(p_i'y), \quad p_{y\min} = \text{Min}(p_i'y)$$

$$p_{z\max} = \text{Max}(p_i'z), \quad p_{z\min} = \text{Min}(p_i'z)$$

さらに、次に示す評価関数Dp、すなわちX, Y, Z軸に垂直な直方体の体積を最小とするように、回転角 α, β, γ を定める。

$$Dp = (p_{x\max} - p_{x\min})(p_{y\max} - p_{y\min})(p_{z\max} - p_{z\min})$$

これにより局所座標軸は歯列全体座標軸に対しX, Y, Z軸に関して α, β, γ 回転している軸として定められる。また、局所座標原点は便宜上直方体の重心とする。

②最小慣性モーメント法

形状点群データのX軸、Y軸に関する慣性モーメントが最小となるX, Y, Z軸に関する回転角度 α, β, γ を極値探索で求める。

X軸、Y軸周りの形状点群データの慣性モーメントMpx, Mpyは

$$M_{px} = \sum_{i=1}^{n_p} |p_i \times i|^2, \quad M_{py} = \sum_{i=1}^{n_p} |p_i \times j|^2$$

$$i = (1, 0, 0), \quad j = (0, 1, 0)$$

与えられる。まず、X軸に関する慣性モーメントが最小となるようにY, Z軸周りの回転変換を行う。すなわち、

$$p_i'' = \text{ROT}(Y, \beta) \text{ROT}(Z, \gamma) p_i$$

なる回転変換を施し、Mpxが最小となる β, γ の値を極値探索で求め、さらに

$$p_i''' = \text{ROT}(X, \alpha) p_i''$$

なる回転変換を施し、Mpyが最小となる α の値を求める。

3. システム適応例

今回は実験例として上顎中切歯拡大模型および下顎第2大臼歯実寸大模型の測定データによる各々の局所座標系の決定を行った。測定データは5面測定データであり、測定ピッチは切歯が0.4mm、大臼歯が0.3mmである。

Fig. 5-a, Fig. 5-bはそれぞれ中切歯形状の包絡直方体を最小直6面体法、最小慣性モーメント法で求めたものである。切歯の最も特徴的な部分である切縁が、Fig. 5-aでは包絡直方体の対角線方向に存在しており、Fig. 5-bでは座標軸の一つにほぼ平行となっている。Fig. 6-a, Fig. 6-bは大臼歯についての実験結果であるが、大臼歯についてはいずれの方法を用いてもほぼ同じ結果となっていることがわかる。

4. 結論

生体形状補綴支援作業システムの開発を目的として、歯列形状のモデル化に必要な歯列全体座標系及び各歯牙局所座標系の決定法を提案した。また、システム評価のため切歯および大臼歯模型の計測データによる各歯牙局所座標系の決定を行った。

参考文献

- 1) 田中他 : 生体形状補綴作業支援システムに関する研究 (1) 精密工学会1988秋季大会学術講演論文集
- 2) 寺田他 : 生体形状補綴作業支援システムに関する研究 (2) 精密工学会1989春季大会学術講演論文集

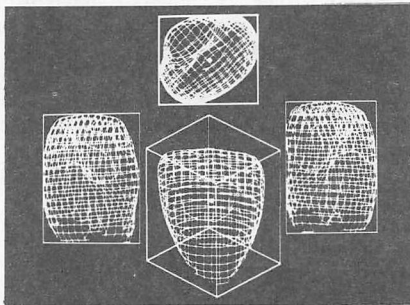


Fig. 5-a 切歯形状包絡直方体の決定 (最小直6面体法)

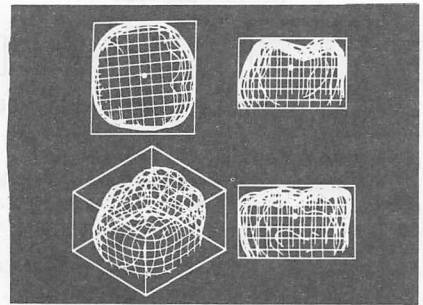


Fig. 6-a 臼歯形状包絡直方体の決定 (最小直6面体法)

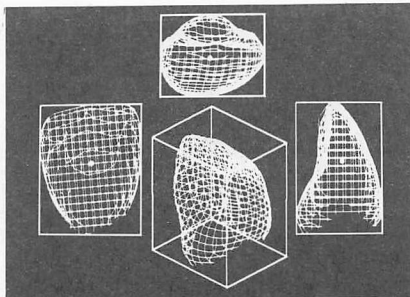


Fig. 5-b 包絡直方体の決定 (最小慣性モーメント法)

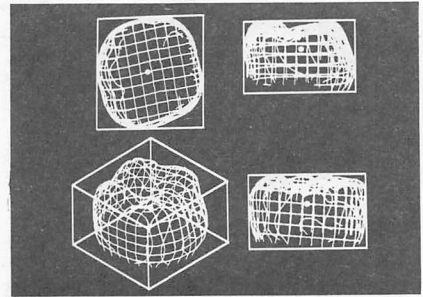


Fig. 6-b 包絡直方体の決定 (最小慣性モーメント法)