

平成22年 6月15日現在

研究種目：若手研究（スタートアップ）

研究期間：2008～2009

課題番号：20890280

研究課題名（和文） 歯科 CAD のための歯牙滑走運動シミュレータの開発

研究課題名（英文） Development of tooth-excursion simulator for dental CAD

研究代表者

丸山 智章 (MARUYAMA TOMOAKI)

茨城工業高等専門学校・電気電子システム工学科・助教

研究者番号：00455114

研究成果の概要（和文）：本研究の目的は、歯科 CAD 上に歯牙滑走運動を再現できるシミュレータの開発である。まず、機械的に歯牙滑走運動を再現する咬合器のシミュレータを CAD 上に作成した。次に、患者の口腔内において記録した機能印象形状データを入力することにより、咬合器シミュレータを患者の口腔機能に合わせて自動設定する機能を作成した。実際の咬合器を用いた実験より、機能印象を記録するだけで歯科 CAD 上に目的とする歯牙滑走運動を再現できることを確認した。

研究成果の概要（英文）：The purpose of this study is to develop a tooth excursion simulator for dental CAD. First, we developed a tooth-excursion simulator for dental CAD by numerical simulating a dental articulator. Then, this study proposed an advanced 3D-registration-based method for automatically adjusting the simulator in accordance with patient's functional occlusal impressions. Through the experiments, the proposed method was verified to be able to simulate tooth-excursions with the accuracy required for its clinical application.

交付決定額

(金額単位：円)

|        | 直接経費      | 間接経費    | 合計        |
|--------|-----------|---------|-----------|
| 2008年度 | 1,230,000 | 369,000 | 1,599,000 |
| 2009年度 | 1,090,000 | 327,000 | 1,417,000 |
| 年度     |           |         |           |
| 年度     |           |         |           |
| 年度     |           |         |           |
| 総計     | 2,320,000 | 696,000 | 3,016,000 |

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：歯学・補綴系歯学

キーワード：CAD, CAM, 歯科 CAD, シミュレーション, 最適化, 3次元計測

## 1. 研究開始当初の背景

(1) う蝕（ムシ歯）や歯周病などで失われた歯の治療には、クラウンやブリッジなどの歯

冠修復物が用いられている。近年、その設計・製作に CAD/CAM 技術の応用が進められている。現在、既に多くの歯科用 CAD/CAM が市販化されており、短時間で高品質な補綴

物を設計・製作できるようになった。

(2) 歯冠修復物の設計においては、その咬み合わせ面（咬合面）を患者の下顎運動機能に合わせて設計する必要がある。そのためには、上下歯列がかみ合った状態だけでなく、患者固有の歯のすり合わせ運動（歯牙滑走運動）も考慮しなければならない。しかし、市販の歯科 CAD における咬合面設計に患者の下顎運動機能を反映させる機能は、必ずしも十分であるとはいえない。

## 2. 研究の目的

本研究は、高価な測定器を使わずかつ簡単な操作により、歯科 CAD 上に患者固有の歯牙滑走運動を再現する方法の開発を目的とする。

## 3. 研究の方法

(1) 患者固有の歯牙滑走運動を CAD 上で再現するために、歯牙滑走運動シミュレータを開発した。これは、臨床において機械的に顎運動を再現する「咬合器」を数値シミュレーションしたものである。

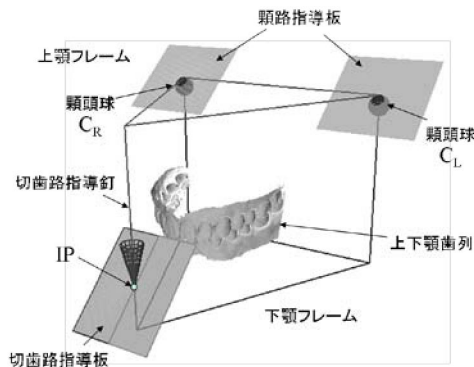


図 1 咬合器のコンピュータモデル

本シミュレータにおける、歯牙滑走運動の再現方法について述べる。歯牙滑走運動は、切歯路指導釘の先端 IP を切歯指導板に接しながら移動させることにより再現する。IP の移動にともなう上顎フレームの新しい位置を計算し、さらに固定された上顎歯列の位置も計算する。これにより、上下歯列間の位置関係を算出・再現することができる。各指導板の傾斜角は患者ごとに固有の値が定まっており、この値を患者ごとに決定する必要がある。

(2) 患者に合わせた歯牙滑走運動シミュレータの設定方法について述べる。本シミュレータにより、上下歯列の歯牙滑走運動を算出できる。この運動中に歯列が存在した空間の 3 次元形状、すなわち運動経路の外形は、歯列

形状とシミュレータの設定パラメータ（矢状切歯路角  $I_s$ 、矢状顎路角  $C_s$ ）によって決まる。これらのパラメータの値を患者ごとに最適化するためには、患者の歯牙滑走運動中の歯列経路を印象採得し、それとシミュレートした運動経路ができるだけ一致するように、 $I_s$  と  $C_s$  の値を決定すればよい。具体的な歯牙滑走運動シミュレータの自動設定の手順は、次の通りである：1) 患者の前方滑走運動における歯列の経路形状を測定；2) 運動経路形状が測定形状に一致する設定値  $I_s$ 、 $C_s$  を算出；3) 算出値を歯牙滑走運動シミュレータに設定。

(3) 患者の歯牙滑走運動とシミュレートした運動が一致しているかを評価するために、その一致度を定量化した。まず、患者より計測した歯列運動経路を  $S_m$ 、シミュレータ設定値を  $\{I_s, C_s\}$  として計算した歯列運動経路を  $S_v(I_s, C_s)$  と表す。 $S_m$  上の任意の点  $P$  に対して、その点  $P$  と  $S_v(I_s, C_s)$  との最短距離を対応付ける距離写像を  $D(P)$  とする。その  $D(P)$  が、 $0 \leq D(P) \leq \alpha$  を満たす点  $P$  の集合、すなわち面積  $s^+(\alpha)$  を「近接度」とした。 $\alpha$  は、どの程度までの離開を近接として許容するかを決めるパラメータである。

$$s^+(\alpha) \equiv \{P \in S_m \mid 0 \leq D(P) \leq \alpha\}$$

両形状が接近すると、一部が互いに食い込む。その食い込み部分を  $A \equiv \{P \in S_m \mid D(P) < 0\} \subseteq S_m$  とする。このとき、最短距離  $D(P)$  の 2 乗値を食い込み域  $A$  で積分した値を「食い込み度」とした。 $\beta$  は食い込みの尺度を表す正の係数である。

$$s^-(\beta) \equiv \int_A \{D(P) / \beta\}^2 dP$$

両運動経路が一致しているとき、近接度  $s^+(\alpha)$  は最大、食い込み度  $s^-(\beta)$  は最小となる。そこで、一致度はこの 2 つの指標の差として定義した。

$$J(I_s, C_s \mid \alpha, \beta) \equiv s^+ - s^-$$

(4) 3 次元形状のマッチング問題は一般に最適化問題となり、その評価関数はいくつかの局所最適解をもつことが多い。そこで、確率的最適化手法のひとつである PSO (Particle Swarm Optimization) 法を用いて、関数  $J(I_s, C_s \mid \alpha, \beta)$  を最大とする  $\{I_s, C_s\}$  を求めることとした。PSO において、群の構成要素である粒子  $p$  は、ある時刻  $t$  における自身の位置座標  $x_p^t$  と速度  $v_p^t$  を記憶している。また、粒子  $p$  はこれまでの自身の最良解をとる位置座標  $x_p^{pb}$  を記憶している。さらに、群を構成する粒子全体の最良解をとる位置座標  $x^{gb}$  を群全体で共有している。なお本研究では、粒子  $p$  の位置座標を、最適化の対象となるシミュレータ設定値により  $x_p^t = (I_s, C_s)$  とした。PSO によるシミュレータ設定値の最適化の手順は、次の通

りである。

[PSO を用いた設定値( $I_s, C_s$ )の最適化]

Step 1:  $N$  個の粒子  $p$  を生成し, それぞれ初期位置  $x_p^0$  と初期速度  $v_p^0$  をランダムに与える. また, 探索回数  $n \leftarrow 0$ , 最大探索回数  $n_{max}$  を与える.

Step 2: 各粒子の位置  $x_p^t$  における評価値  $J(I_s, C_s | \alpha, \beta)$  を算出. また,  $n \leftarrow n + 1$ .

Step 3:  $n_{max} < n$  ならば終了, 最良解  $x^{sb}$  を出力.

Step 4: 各粒子  $p$  の最良解  $x_p^{pb}$  を更新.

Step 5: 群の最良解  $x^{sb}$  を更新.

Step 6: 各粒子の速度ベクトルを更新:

$$v_p^{t+1} \leftarrow \chi \{ \omega v_p^t + r_1 (x_p^{pb} - x_p^t) + r_2 (x^{sb} - x_p^t) \}$$

ここで,  $\chi$  は収束係数 ([0.9, 1.0] の乱数),  $\omega$  は任意定数,  $r_1, r_2$  は [0.0, 2.0] の乱数である.

Step 7: 各粒子の位置を更新し, Step2 へ:

$$x_p^{t+1} \leftarrow x_p^t + v_p^{t+1}$$

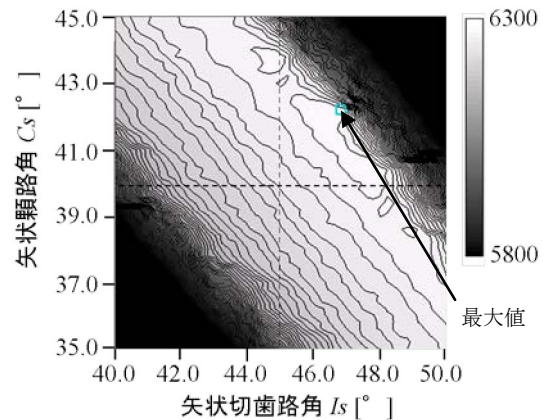
#### 4. 研究成果

(1) まず, 患者の口腔条件の違いが, シミュレータの自動設定に与える影響について調べた. 確認実験に用いる歯列形状は上顎右側臼歯部 (第2小臼歯, 第1大臼歯) とし, 咬頭傾斜の異なる3種類を用意した. 最適化の対象とする歯牙滑走運動は, 3mm 前方滑走運動とし, その設定パラメータは, 次の3通りとした: 1)  $I_s=50.5^\circ, C_s=50.6^\circ$ ; 2)  $I_s=46.4^\circ, C_s=41.0^\circ$ ; 3)  $I_s=53.1^\circ, C_s=41.5^\circ$ , (基準面はフランクフルト平面). 実験の手順は次の通りである: 1) 真値とする設定パラメータ  $\{I_{s,T}, C_{s,T}\}$  を決定; 2) 歯牙滑走シミュレーションにより対合歯列の運動経路形状  $S_m$  を算出; 3)  $S_m$  を入力とし, 提案したアルゴリズムにより設定パラメータ  $I_s, C_s$  を最適化; 4) 結果と真値を比較し, 最適化に成功したか確認. 実験の結果, 歯列の形状および再現対象となる歯牙滑走運動によらず, シミュレータの設定値が真値と一致したとき評価関数  $J$  は最大となった.

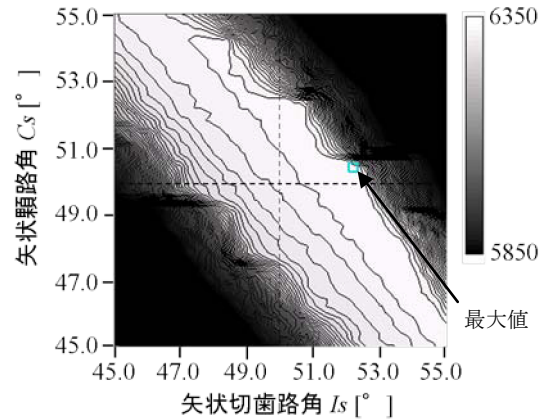
(2) 次に, 実際の咬合器より採得した機能印象を用いて, シミュレータの設定値の最適化実験を行った. 実験の手順は次の通りである: 1) 歯列模型を設置した咬合器を用いて機能印象を採得; 2) 歯列模型と機能印象の形状を3次元形状測定器により計測; 3) 歯列模型・機能印象形状データを咬合器シミュレータに入力; 4) 提案したアルゴリズムによりシミュレータ設定値を最適化; 5) 実際の咬合器の設定値とシミュレータの設定値を比較, 評価. 実験には, Whip Mix 咬合器を用い, 教育用歯列模型を設置した. 機能印象には, 歯科 CAD システム DECSY 用咬合印象材 オクルーザルレコード (メディア社)

を用いた. 歯列模型および機能印象の形状測定には, 非接触型3次元測定器 Vivid700 (コニカミノルタ社) を用いた. 咬合器の設定値は次の2通りとし, この値を最適化における真値とした: 1)  $I_s=45^\circ, C_s=40^\circ$  (成人女性平均値); 2)  $I_s=50^\circ, C_s=50^\circ$  (成人男性平均値). 探索精度の初期値依存性を確認するために, 探索の初期値をランダムに決定し, 探索を20回行った. 最適化における各設定値は, 次の通りである.  $\alpha$  は 0.2,  $\beta$  は  $\alpha/3$  とした. PSO における粒子数  $N$  は 10, 最大探索回数  $n_{max}$  は 50 回とした.

図2に評価関数  $J$  の2次元分布を示す.



(a) 真値  $I_s=45^\circ, C_s=40^\circ$



(b) 真値  $I_s=50^\circ, C_s=50^\circ$

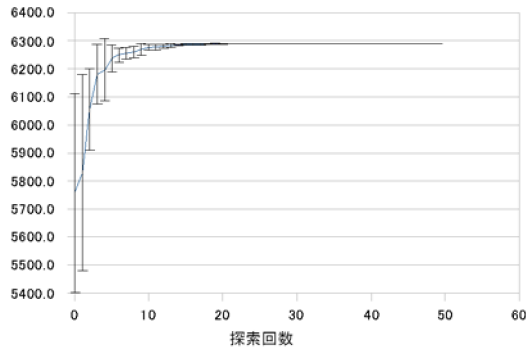
図2 評価関数の分布

横軸が矢状切歯路角  $I_s$ , 縦軸が矢状顎路角  $C_s$  の設定値である.  $I_s$  と  $C_s$  の分解能は  $0.1^\circ$  である. 図中の等高線は評価関数  $J$  の値が同じ領域を示し, 最大値を基準としてその間隔は 25 とした. 分布図の中央が真値であり, その  $\pm 5.0^\circ$  の範囲を示す. 図 2(a)は,  $I_s=46.8^\circ, C_s=42.2^\circ$  のとき評価関数は最大値 6278.3 をとり, 咬合器の設定値の真値に対する誤差は  $\Delta I_s=1.8^\circ, \Delta C_s=2.2^\circ$  であった. 図 2(b)は,  $I_s=52.2^\circ, C_s=50.4^\circ$  のとき評価関数は最大値 6329.4 をとり, 咬合器の設定値の真値に対する誤差は  $\Delta I_s=2.2^\circ, \Delta C_s=0.4^\circ$  であった. 評価関数の分布は, 概観としては単峰性を示したが, 最大値周辺

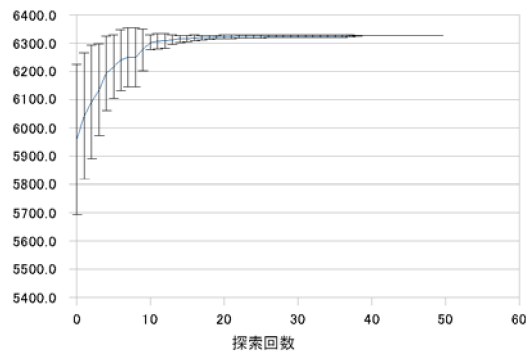


にいくつかの局所最適解が認められた。

図3に最適化に伴う評価関数の推移を示す。縦軸は評価関数  $J$  の値、横軸は PSO の探索回数を示す。図の結果は、PSO による最適化を 10 回行ったときの評価関数  $J$  の平均値とその標準偏差である。いずれの試行においても評価関数  $J$  は最大値に収束した。評価関数  $J$  の平均値は探索の進行に伴い単調に増加し、試行ごとの評価関数  $J$  の変化には大きな違いはなかった。



(a) 真値  $I_s=45^\circ$ ,  $C_s=40^\circ$



(b) 真値  $I_s=50^\circ$ ,  $C_s=50^\circ$

図3 PSO 探索に伴う評価関数の推移

(3) まず、シミュレータで作成した仮想的な機能印象形状を用いて、真値とする設定値の違いが最適化結果に与える影響について調べた。その結果、それら条件の違いが結果に与える影響は小さく、その値は一義的に決定できることを確認した。さらに、患者の口腔機能の違いを想定した、同様の実験を行い、口腔条件が変わっても同様な結果が得られることを確認した。次に、実際に咬合器により作成・測定した形状を用いて実験を行った。その結果、今回の実験に用いた代表的な設定値であれば、最適化結果に大きく影響しないことを確認した。評価関数の分布は大域的には単峰性を示したが、最適値の周辺にいくつかの局所最適解が認められた。提案法においては、PSO の応用により局所最適解を避け、最適値を導き出すことができた。また、このような最適化問題は探索の初期値に依存することがあるが、結果より探索の初期値に依らず、最適値を導き出せることを確認した。

(4) 歯冠修復物の咬合面の設計においては患者の歯牙滑走運動を考慮する必要がある。そのために、咬合印象法や顎運動測定法が用いられている。前者は静的な咬合状態しか把握することができず、動的な咬合状態の変化をとらえることは困難である。一方、後者は比較的高い精度で咬合状態の動的な変化を再現することができる。しかし、高価な測定器が必要である。本提案法は、下顎運動測定法ほどの精度は期待できないものの、歯科 CAD が備えている 3 次元形状測定器により機能印象を測定し、簡便に患者固有の歯牙滑走運動を再現することができる。いわば、操作の簡単な咬合印象法と、動的な咬合状態の変化を観察できる下顎運動測定法の利点を合わせもつ方法といえる。

(5) 本研究は、歯科 CAD における歯牙滑走運動の簡便な再現方法として咬合器シミュレータを提案した。咬合器は、臨床応用を通じて歯牙滑走運動の再現法として有効であることが認められている。また、機械的にモデル化されていることから、その幾何学的形状を表現しやすく、数値モデルとして歯科 CAD への応用も容易である。また、臨床の咬合器を再現しているため、これまで培われてきた補綴物の製作のノウハウを歯科 CAD における補綴物設計にも応用することができる。

(6) これまで、様々な咬合理論が提唱されてきた。しかし従来は、詳しく分析はできても、その結果を手軽に臨床に応用するための具体的な方法論はなかった。提案した咬合器シミュレータに、これまで提唱されてきた咬合理論を組み込むことにより、その理論を簡単に歯冠修復物の設計に応用することができる。以上より提案法は、臨床への運動学的シミュレーション応用の第 1 歩として、現実的かつ効果的な方法と考えられる。

(7) 今後の課題として、患者の口腔内で作成した機能印象を用いて歯牙滑走運動を再現できるか確認、検証する必要がある。ヒトの口腔内より採得した機能印象形状を用いて歯牙滑走運動シミュレータの最適化実験を行ったところ、モーションキャプチャによる運動測定結果と必ずしも一致しなかった。これは、器械である咬合器に比べてヒトの歯牙滑走運動は再現性が低いことがあげられる。今後は、歯牙滑走運動の再現精度の向上のため、形状測定方法、機能印象材の変更などを検討、改良する必要がある。また本研究においては、咬合器と歯列模型を直接 3 次元形状測定することにより、両者の座標系を統一した。実際にヒトを対象とする場合、フェイスボウなどにより歯列の解剖学的特徴点と咬

合器シミュレータの幾何学的特徴点との位置関係を計測する必要がある。実際の使用場面を想定したシミュレータの自動調整手順の確立も課題である。

#### 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計1件)

- ① 丸山智章, 林豊彦, 加藤一誠, 咬合器シミュレータの機能印象を用いた自動調整、顎機能誌、査読有、Vol. 16, No. 2、2010、pp. 93-101.

[学会発表] (計3件)

- ① 丸山智章, 佐藤匠, 林豊彦, 加藤一誠, 歯科 CAD における歯牙滑走運動シミュレータの PSO を用いた最適化法、ME とバイオサイバネティックス研究会、2010年3月11日、玉川大学.
- ② 田丸智一, 丸山智章, 機能印象を用いた歯牙滑走シミュレータの開発、平成20年度電子情報通信学会東京支部学生会研究発表会、2009年03月07日、東京電機大学.
- ③ 丸山智章, 林豊彦, 加藤一誠, 歯科 CAD における歯牙滑走運動シミュレータの自動設定、ME とバイオサイバネティックス研究会、2008年05月23日、富山大学.

#### 6. 研究組織

##### (1) 研究代表者

丸山 智章 (MARUYAMA TOMOAKI)

茨城工業高等専門学校・電気電子システム  
工学科・助教

研究者番号：00455114