

可撤性義歯設計に利用できるデータライブラリに関する研究

— 3次元スキャナによるデータ化 —

中野田紳一, 貞森 紳丞, 濱田 泰三

The Data Library Modeling Available to the Removable Denture Designing by Using CAD

— Three-Dimensional Digitization by Using Non-contact Laser Scanner —

Shin-ich Nakanoda, Shinsuke Sadamori and Taizo Hamada

(平成15年9月30日受付)

I. 緒 言

歯冠補綴装置の製作に始まった一体型 CAD/CAM の研究開発は, CAD と CAM を分離したシステム¹⁾へと発展し, 全部床義歯の製作²⁾や複製義歯³⁾などの有床義歯領域にも広がっている。また, 高速デジタル化に関する研究⁴⁾や仮想咬合器⁵⁾に関する報告も行われている。さらに近年, 教育⁶⁻⁹⁾にも利用されようとしている。このような CAD/CAM システムを考えるとすることは, 3次元レーザスキャナ, データライブラリ, CAD そして, CAM のトータルシステムを考えるとことであるといえる。

一般的な産業用 CAD ソフトには, 球, 円柱あるいは直方体などのプリミティブと呼ばれる原型が用意されている。ブーリアンと呼ばれる集合演算によって, 複雑な3次元形状をこのようなプリミティブから仮想空間で組立てることができる。また, 既存の部品に合わせて, その構成部分を造形する場合には, まずは既存の部品を3次元レーザスキャナでデジタル化することになる。このようなデータは, 標準モデルとして考えることができ, データベースなどに保管されることが多い。

仮想空間におけるこのような標準モデルは, 必要に応じて変形されながら繰り返し活用することができるので効率的であるといえる。歯冠補綴装置製作用ソフト

ウェアにおいて, 個々の支台歯形状のデータに, 前もって準備しておいた歯冠のデータを重ね合わせて, それを適切な形に変形させる方法が, プリミティブを使って初めから歯冠形状を造形するよりも効率的であることは, すでに指摘されている¹⁰⁾。このようなデータベースがデータライブラリであり, そこに歯冠形状の標準モデルだけでなく, 市販人工歯, また, 各種クラスプやアタッチメントなどの標準モデルを前もって準備すれば, 補綴装置の設計とデザインの作業効率を大幅に向上することができるようになる。

CAD を使って可撤性補綴装置を計画する場合にも, このようなデータライブラリが有用である。たとえば, 仮想空間で上顎全部床義歯を製作する際には, まずは顎堤や顎位, そしてデンチャースペースや口唇の豊隆などのように, 人工歯排列に必要な固有の形状をデジタル化することになる。そして, それぞれの医療機関で利用している市販人工歯の標準モデルをそこへ仮想排列し, 歯肉部分を仮想形成する。そして, 市販人工歯の基底面と, 顎粘膜面に適合する人工歯肉部分を, 集合演算によって得ることになる。このような方法で得た歯肉部の仮想形状は, 3次元造形機を用いて, ワックスや光硬化性樹脂などの材料に置き換えることができる。用途や目的に応じた形状を製作することができるこのようなシステムは, さまざまな医療分野に応用することができる。このシステムはもはや, 義歯用, 歯冠用などのように限定されるものではない。このようなシステムにおいて, 3次元レーザスキャナは, 正確なデータライブラリを製作する際に重要な役割を果たし, 正確なデータライブラリは最終的な補綴装置

の設計効率や精度に強く影響を与える。

そこで本研究では、このようなシステムを構築することを目的に、まずは、市販人工歯のデータライブラリ構築に関する基礎的な研究を通じて、データライブラリを構築することの可能性と、自在にそれが構築できる環境構築のための課題について検討を行ったので報告する。

II. 研究方法

1. 市販人工歯形状の3次元レーザスキャナによるデータ化

本研究では、前歯部人工歯（エンデュラアンテリオ（株）松風 HSS4）と臼歯部人工歯（オーソシット PE 1DN3 Ivoclar vivadent）の計7歯をデータ化した。図1に示すように回転テーブル上に植立しやすいように軸を付与した。

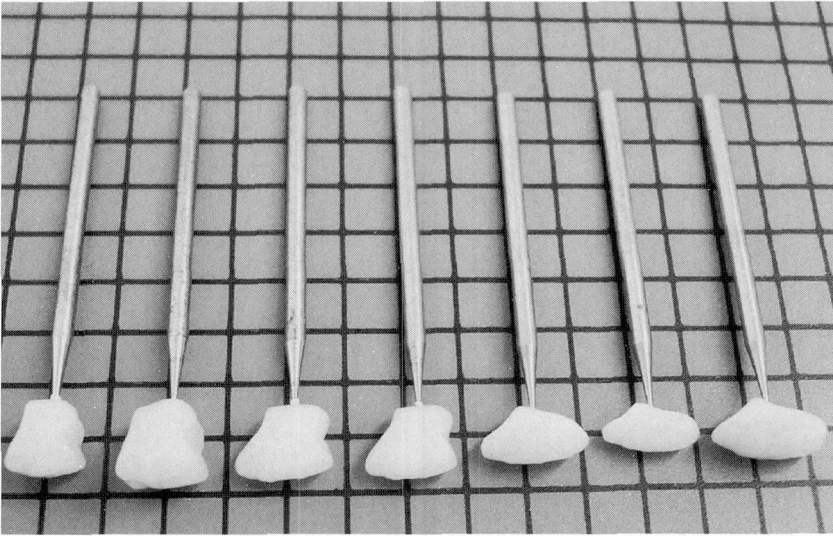


図1 使用した人工歯

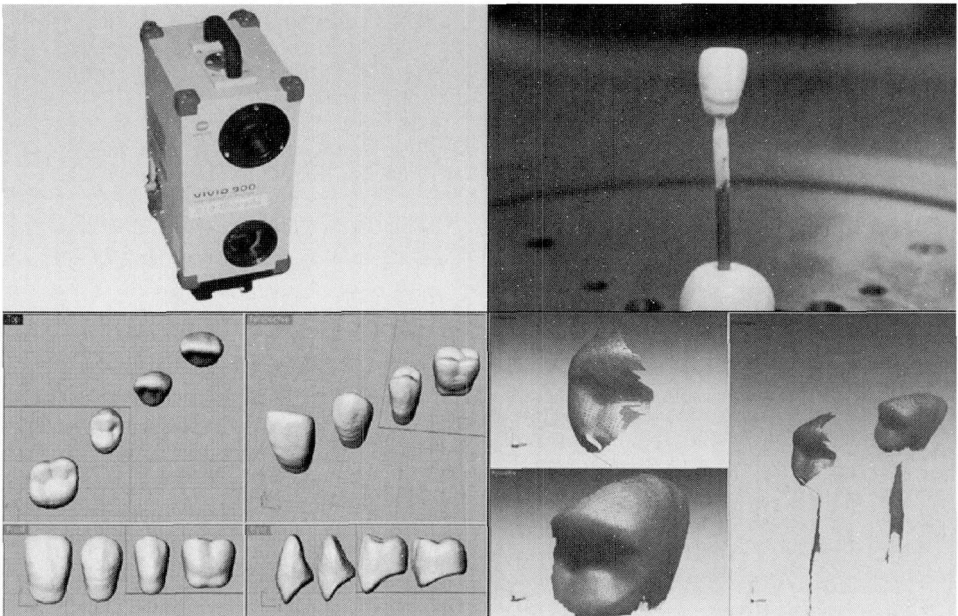


図2 3次元レーザスキャナと計測環境

3次元レーザスキャナには図2に示すレーザ光切断方式による非接触式3次元データ化装置(VIVID910 ミノルタ株式会社)を用いた。本装置の約60cm前方に設置した回転テーブル上に、人工歯を設置して、スリット状のレーザ光を照射した。装置と回転テーブルは付属のソフトウェアによって制御されており、人工歯の表面を6面に分け、1面につき0.2mmピッチで計測することができる。この装置が照射したレーザ光の反射光をCCDカメラで受光し、640×480点の位置情報を三角測量の原理で得ることができる。また本装置は受光データを回転フィルタで分光することでCCDカメラによる640×480点のカラー画像データを同時に得ており、XYZ座標と共にRGB情報も計測することができる。これによって、3次元グラフィックスにデジタルカメラで撮影したときのような生地(テクスチャ)を張ることもできる。実際には、表面に光沢のある市販人工歯は計測光を乱反射するので、ノイズが発生する。そこで今回は図2に示すように表面に白色スプレーを吹付けることで、光を吸収しやすい表面に改質し、計測を行った。

2. 点群データの編集

3次元レーザスキャナによって採得した点群データをもとにして、面を生成し、6面のデータ合成を行った。そして、計測テーブルに固定するために付与した軸を除去し、それによって生じた欠損部の編集を行った。このような作業はサーフェイス生成ソフトと呼ばれ、システムに標準付属している場合が多い。このようなソフトを用いて、データの編集作業を行い、3次元CADが扱えるデータ形式STL(Stereo Lithography)に変換した。

3. 人工歯3次元形状のシェーディング

ソフトウェアのグラフィックス表現能力について観察するために、人工歯形状のSTLフォーマットデータ(3次元自由局面を三角パッチの集合体で近似する方式)をCADソフト(Rhinoceros株式会社アプリケーション)を利用して画面上に表示して、あらゆる角度からその形状を確認した。

4. データ編集ソフトの比較

点群データをサーフェイス生成ソフトで編集する際に生じる誤差について比較することで、ソフトウェアの精度を検討した。標準付属ソフトウェアとRapid-Form(INUS Technology)とを用いて、それぞれ点群データを編集、合成し、前歯部および臼歯部人工歯の3次元形状をSTLフォーマットにて保存した。そし

て、CADソフトを用いて、歯冠の幅、厚さ、長さをそれぞれ計測した。一般的にこのようなCADソフトでは水平寸法などを2点間のマウスクリックによって容易に得ることができる。この値と、検者3名がノギスで実測した値の平均値とを比較し、サーフェイス生成ソフトの精度を評価した。

5. データの保存

市販人工歯のデータライブラリを作成する際のファイルサイズを予測するために、STLフォーマットとDXF(Drawing Interchange File)フォーマットで出力し、保存した。

Ⅲ. 結 果

1. 市販人工歯形状の3次元レーザスキャナによるデータ化

人工歯のデータ化に要した時間は1歯約5分程度であった。計測点数としてのデータ量は前歯部で6619点±969点、小白歯部で6328点±204点、大白歯部で7087点±1143点であった(図3)。

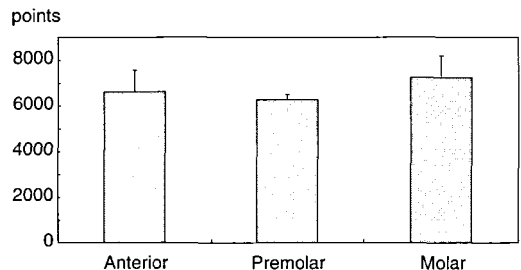


図3 3次元レーザスキャナによる計測点数

2. 点群データの編集

点群データの編集プロセスを図4から図9に示した。このようなソフトウェアでは、別角度から計測された2画面上の任意の同じ3点が一致する接合点によって高精度に連結することができ、この作業に関して専門的なデータ処理の知識は不要である。製作したサーフェイスモデルのメッシュポリゴン数は、前歯部で15339面±3420面、小白歯部で15262面±1649面、大白歯部で17690面±3233面になった(図10)。

3. 人工歯3次元形状のシェーディング

CADソフトにおける表示画面を図11に示した。STLデータの表示において、それぞれ解剖学的特徴を十分に表現できており左右の鑑別も可能であった。

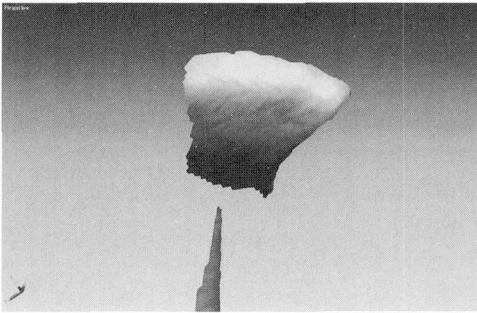


図4 隣接面データ

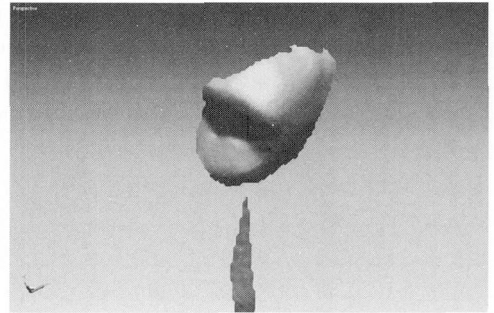


図5 咬合面データ

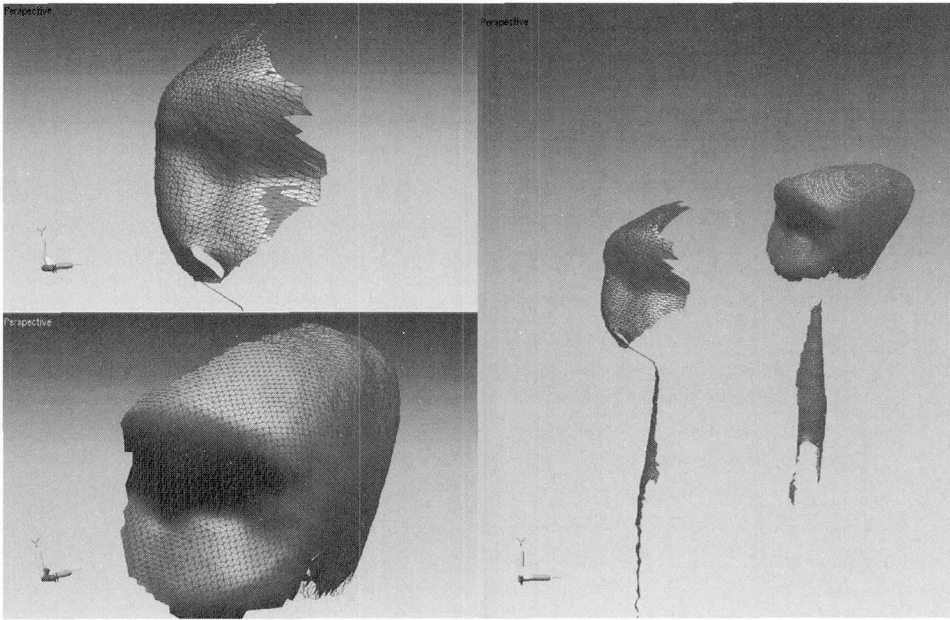


図6 データの合成

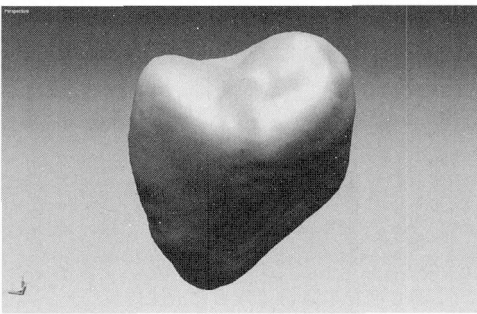


図7 合成が完了したデジタル人工歯

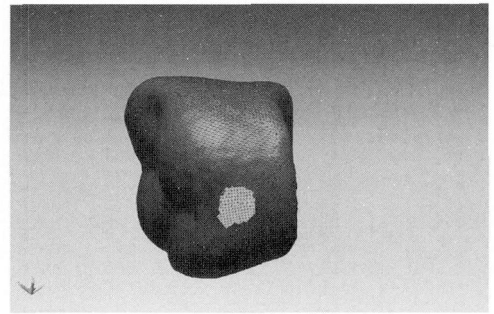


図8 軸を除去してできたデータの欠損

4. データ編集ソフトの比較

RapidForm から得た STL データ上の寸法と実測値の間において平均値の差の検定を行った結果、有意な差は認められなかったが、高さ寸法の平均値において、

付属編集ソフトから得た STL データと実測値との間において危険率 5% で有意な差が認められた。(図12)

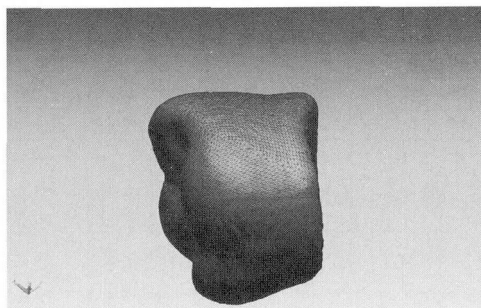


図9 データの欠損を修復した人工歯

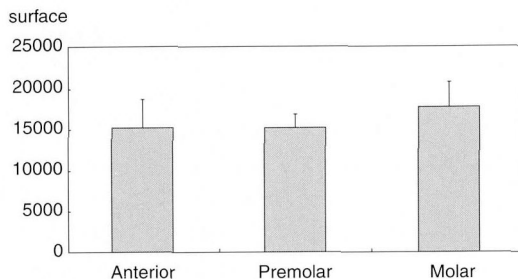


図10 サーフェイスモデルのメッシュポリゴン数

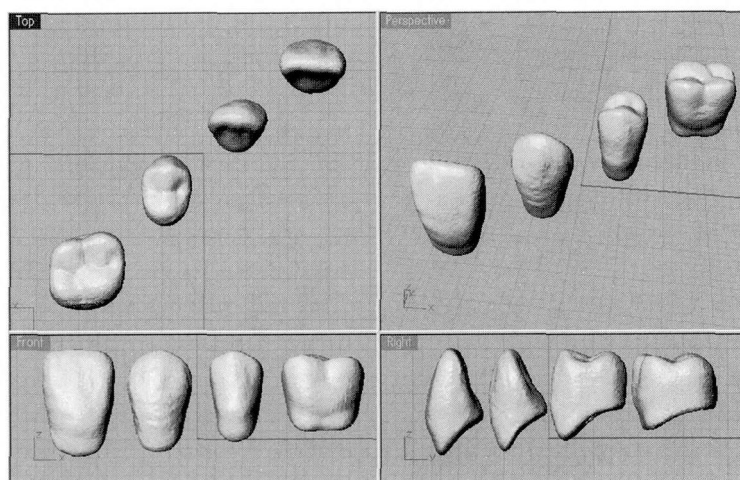


図11 CADソフトにおける表示画面

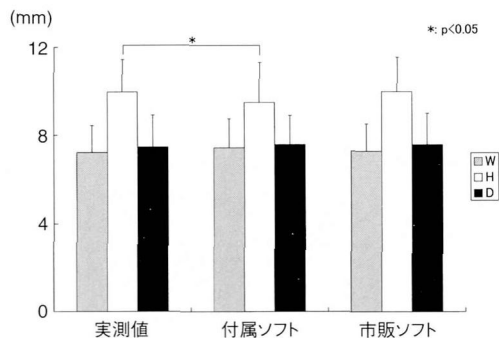


図12 編集用ソフトウェアの精度

5. データの保存

各拡張子におけるファイルサイズを図13, 14に示した。データライブラリのサイズに直接影響する人工歯のSTLデータサイズは、前歯部で0.8 MB±0.2 MB、小白歯部で0.8 MB±0.1 MB、大白歯部で0.9 MB±0.1 MBであった(図13)。また、DXFデータサイズは、前歯部で1.3 MB±0.3 MB、小白歯部で1.3 MB±0.1 MB、大白歯部で1.6 MB±0.2 MBであった(図14)。

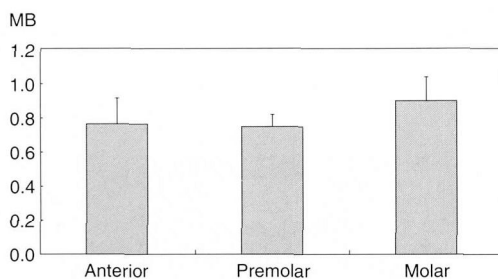


図13 STLデータサイズ

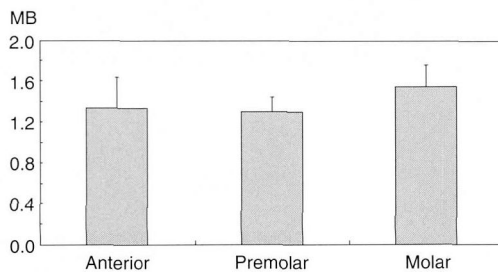


図14 DXFデータサイズ

IV. 考 察

1. リバースエンジニアリングについて

近年、製品サイクルが短くなっているといわれる工業デザインの分野では、デザインや設計の速度が要求されることから、図15に示すようなリバースエンジニアリングと呼ばれる考え方が発達している。この方法は、最初から完全な詳細形状をCADソフトで仕上げていくのではない。3次元造形機で試作品を製作し、実際に触りながら改良を加えた後、3次元レーザスキャナを活用して、さらに高度な設計データをCADソフトに取り込むことを繰り返して完成度を高める考え方である。

リバースエンジニアリングでは、仮想現実における設計（バーチャルリアリティ・チェック）と現実における試適（リアリティ・チェック）によってその考え方が成立しているといえる。これは、試作段階における種々の予測や判断、あるいは思い込みや先入観を排除するために、実際の状態を確認するシステムであるといえる。このような仮想空間と現実とを造形装置と3次元レーザスキャナが連結している（図15）。

従来、有床義歯の製作でも試作と試適を繰り返すことによって、完成度を高めることがあるが、特別な場合を除き、装置の設計データが残ることはない。たとえば、咬合採得後の咬合堤上に記録された3次元形状を崩しながら人工歯は排列され、その重合後には作業模型も壊れてしまうことが多い。このような製作方法は、口腔内で採得された記録や基準を崩しながら装置

を製作する方法であり、歯科技工操作の最終段階において、歯科技工士が補綴装置の質を定量的に判定することが困難な方法である。

一方で、リバースエンジニアリングの考え方は、補綴装置製作の過程における試作と試適をより効果的に、そして建設的に支援する。それは、従来行われてきたような、口腔内で採得された記録を崩しながら装置を製作する方法ではなく、補綴装置製作後にも、そこで行われた試行錯誤が3次元デジタル情報として残るものである。外科領域においては、すでにこのような考え方による義足製作の試み¹¹⁾が行われている。従来法では、歯科補綴装置のそれと同様に、1つの石膏模型から1つの義足しか作ることができない。再び同じ形の義足を作ることや若干の修正を加える場合も採形や採寸からやり直さなければならない問題点が指摘されている。このような従来法では、製作時間、経済面での課題が多だけでなく、石膏などの廃棄物処理など環境面での改善もその課題としている。一方で、その製作課程の一部をデジタル化したこのような方法によれば、義肢ソケット形状の保存が可能であり、経時的な変化を容易に見ることができるので、より適切な形状修正が可能であることが指摘されている。

このような課題は歯科補綴装置の製作にも、そのまま当てはめて考えることができる。同時に、補綴装置の設計においては、その一切を最初からモデリングするよりも、人工歯肉部分を含めて、データライブラリに前もって準備された形状をマイナーチェンジしなが

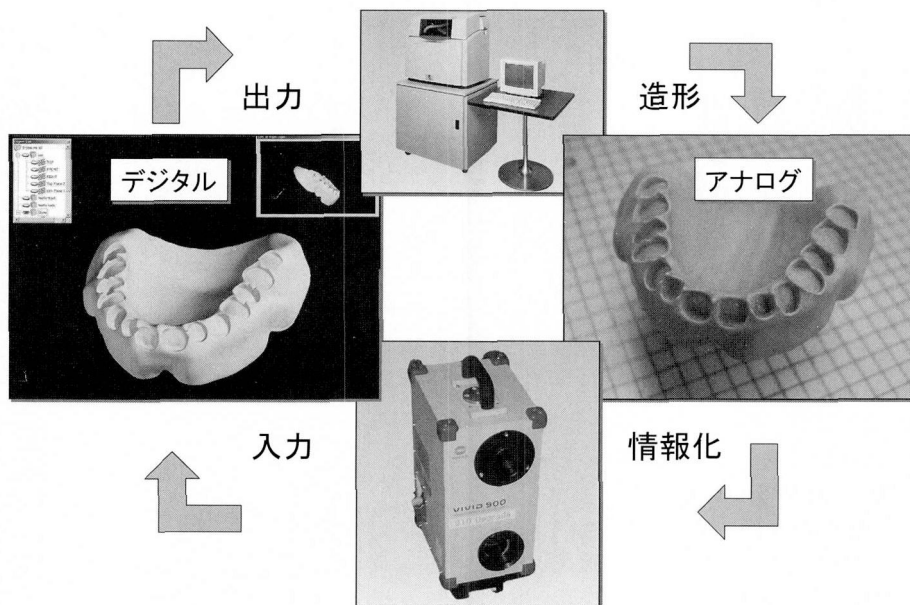


図15 リバースエンジニアリング

ら再活用する方法が効率的である。本研究は、このようなリバースエンジニアリングにおける設計段階において、その効率を高めるためのデータライブラリーの構築方法に関するものとして位置付けることができると考えている。

2. 3次元レーザスキャナのリバースエンジニアリングにおける役割

3次元レーザスキャナは個々の形状をパーソナルコンピュータに取込むための装置である。これらには計測物に接触しながら計測する接触式と、接触しない非接触式がありそれぞれに特徴がある。接触式は、精度が高く比較的安価である一方、計測に要する時間が長いことや、金属表面などのように滑沢な表面ではスタイラスが滑るために計測しにくい場合もある。以前はその精度の高さから接触式が利用されることが多かったが、その計測には多くの時間を要していた。1997年には4倍大の石膏歯冠模型データのデータ化に100時間以上要している報告もある¹²⁾。過去に、歯冠補綴装置製作に限定された研究はいくつかなされている¹³⁻¹⁵⁾。しかしこれらは単体で市販されるものではなく、製品としての汎用性は低い。最近ではレーザー光を利用した非接触式3次元レーザスキャナが、比較的安価に、そして従来と比較して高精度になったといわれている。我々も予備実験においてローランド DG 社製 LPX-250 非接触式3次元レーザスキャナを用いてニッシン社製402の無歯顎模型をデータ化した結果、約50分必要であることを確認している。この作業に今回の VIVID910 を使えば約3分程度で完了する。また、人工歯のようなサイズでも、一面を約2秒で計測することができる。

この装置は、試行錯誤の過程において残しておきたい形状をデジタル化する装置であるといえる¹⁶⁾。たとえば、図15に示す様子は、歯科医療におけるラボワークとチェアワークにおいて、プロビジョナルレストレーションや治療用義歯などの考え方によって、補綴装置を生体が許容するレベルになるまで、その完成度を高めていく様子であり、そこへ、このような装置を導入することは、このような歯科医療の術式をデジタル化する方法につながる。このようなエンジニアリングでは CAD ソフトのオペレーターは最も初めに作られる試作品の形に極端に固執することから解放される代わりに、何よりもまずは手に取れる形にする造形速度が問われるようになる。したがって、3次元レーザスキャナのリバースエンジニアリングにおける役割は、おもに、計測速度を提供することであるといえる。一方で、ラボワークにおける最終的な微調整を歯科技工士が手で行うことを考慮すれば、一定以上の機械造形の精度は必要ないと考

えることが経済的であるといえる。たとえば、自動車産業に用いられているような高速、高精度のものは非常に高価であり、歯科用として一般的ではない。今回使用した VIVID910 では予備的にニッシン社製402の無歯顎模型をデータ化した。計測に要した時間は約3分であったことから、この装置のこのようなエンジニアリングへの応用は十分に可能であると考えられる。残存歯や、複雑なアンダーカットが存在するような場合には、撮影角度についての工夫やある程度の習熟が要求されることから、合理的な撮影法に関する更なる研究が必要になる。

3. サーフェイス生成ソフトのリバースエンジニアリングにおける役割

3次元レーザスキャナが採得するのは、スムーズな曲線や面を持たない表面の座標が集まった点群データと呼ばれるデータである。計測物の表面にあたる光が反射されることによって起こるノイズや、光りがあたらなかった影の部分の欠損、あるいは重複しているデータ部分を修復しながら、点群データを合成、編集する必要がある。また、CAD ソフトで立体表示するためには点同士を適切に結んで面(ポリゴン)を貼る作業が必要になる。さらに、ポリゴンの近似曲面からさらにスムーズな NURBS (非一様有理 B スプライン Non-Uniform Rational B-Spline) 曲面に変換する必要がある。以前は、咬合面を分割撮影する際、内分比を設定しなければならないなどの工夫が必要であった。現在は、図4から図9に示すようなソフトで、比較的容易にポリゴン最適化や NURBS 曲面変換と呼ばれるデータ処理を行い、STL などのファイルフォーマットを経由して、補綴物をデザインできるソフトで作業を開始することができるようになっている。このように、点群データの編集や合成には CAD ソフトとは別に専用のソフトが必要であり、このソフトの編集精度がそのまま CAD で取り扱うデータの精度になる。したがって、3次元レーザスキャナとサーフェイス生成ソフトなどの編集ソフトはトータルなシステムとして考える必要があり、データライブラリ構築において、ソフトの精度は、スキャナと同様に高いものが望ましいといえる。また実際にも、多くの3次元レーザスキャナにはこのようなソフトが標準で付属している場合が多く、ローランド DG 社製 LPX-250 のシステムのように、比較的評価が高い RapidForm の用途を制限したソフトウェア (Pixform) が付属しているシステムもある。一方で、精度が低い付属ソフトも少なくない。そこで、VIVID910 に標準付属のポリゴン編集ソフトと RapidForm とを比較する目的でそれぞれのソフトで合成した STL データをもとに CAD ソフトを用いて表示して、

実測値と比較した。その結果、長さ方向において、有意な差が認められた。もちろん標準付属のポリゴン編集ソフトを利用できるような場合もあるが、より精度の高いライブラリを構築するためには、高速な3次元レーザスキャナはもとより高精度の編集ソフトが必要であることがわかった。

4. 人工歯のデータライブラリのリバースエンジニアリングにおける役割

有床義歯の構成要素とその製作に必要な口腔内の情報は表1のようにまとめることができる。顎堤や残存歯などの患者固有の情報は、3次元レーザスキャナとサーフェイス生成ソフトの精度に直接的に影響され、それらの位置や形状は原則的に変更できない上に、データライブラリを構築する有用性は現時点では低いといえる。一方で、すべての有床義歯構成要素については、その形状を一般化し、データライブラリにすることができる。特に人工歯の3次元情報においては、形状の情報だけでなく、角度の情報ももって準備しておくことができる。そして、それらを前歯部人工歯列弓、臼歯部人工歯列弓のようにグループ化し、データライブラリを構築することができる。また、このようなグループと、仮想歯肉とを関連付けて保存しておくことにより、設計効率を高めることが期待できる。

表1 有床義歯の構成要素とデータライブラリ

	人工歯・既製アタッチメント	義歯床・連結子	顎堤・残存歯
位置変化	可	可	不可
角度変化	可	可	不可
形状変化	不可	可	不可
データライブラリ化	可	可	不可

5. データライブラリの表示

人工歯などをディスプレイ上に表現するためのデータ構造には、その表現形式によって3通りある。物体を点と線だけで表現するものを、ワイヤフレームモデル、それに面を貼ったものをサーフェイスモデル、中身を詰めたものを、ソリッドモデルという。人工歯データライブラリの用途ではサーフェイスモデルが適している。ワイヤフレームモデルでは、点と線分によってのみ表現されるので、データ量が少なく表示速度も早いですが、面のデータを持っていないためにモデルの立体感をつかみにくい。一方で、サーフェイスモデルの曲面モデルなどのようにスムーズな面に見えるように多面体で曲面を近似することによって表示する場

合は、データ量が増加するが実用的である。今回、図11に示すサーフェイスモデルは約16000の面で構成されており鑑別が十分可能であった。このようなデータはSTLフォーマットで1歯が約1MBであると考えることができていることがわかった。

V. 結 論

1. 非接触式3次元レーザスキャナで人工歯を実用的にデータ化できることが示された。
2. 複雑な形状をデータ化する合理的な撮影法に関する更なる研究が課題である。
3. 人工歯のデータサイズはSTLで約1MB、DXFでは約1.4MBであり、データライブラリ構築に必要な記憶容量の目安が示された。
4. ポリゴン編集ソフトの精度が直接STLデータの精度に影響することが分かり、RapidFormの優位性が示された。

以上の結果から、VIVID910のような高速高精度の非接触式3次元レーザスキャナを利用することで、誰でも自由にデータライブラリを構築することができることが示された。

文 献

- 1) Hikita K, Uchiyama Y, Iiyama K, Duret F: Function and clinical application of dental CAD/CAM "GN-1". *Int J Comput Dent* 5(1), 11-23, 2002.
- 2) Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M and Nokubi T: A CAD/CAM system for removable denture Part I Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont* 7(1), 17-21, 1994.
- 3) Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T and Nagaoka E: Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM. *J Oral Rehabil* 24(7), 540-548, 1997.
- 4) Sohmlura T, Kojima T, Wakabayashi K, Takahashi J: Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shape of dentition and occlusion. *J Prosthet Dent* 84, 345-352, 2000.
- 5) Bisler A, Bockholt U, Kordass B, Suchan M, Voss G: The virtual articulator. *Int J Comput Dent* 5(2-3), 101-106, 2000.
- 6) 荒木孝二, 須田英明: 歯内療法模型実習教育内容の評価について. *日歯教誌* 12, 169-176, 1997.
- 7) 平田健一, 中嶋正人, 井村清一, 山本宏治, 関根一郎, 森脇 豊, 吉田定宏: 非接触高速三次元計測システムの歯科保存領域への応用 (第1報). *日歯保存誌* 40, 287-293, 1997.
- 8) 平田健一, 中嶋正人, 井村清一, 山本宏治, 関根一郎, 森脇 豊, 吉田定宏: 非接触高速三次元計測システムの歯科保存領域への応用 (第2報).

- 日歯保存誌 41, 320-336, 1998.
- 9) 平田健一, 中嶋正人, 井村清一, 山本宏治, 関根一郎, 森脇 豊: 非接触高速三次元計測システムの歯科保存領域への応用 (第3報). 日歯保存誌 41, 337-342, 1998.
 - 10) 上田康夫: 歯冠補綴物設計のための CAD/CAM システムに関する研究. 補綴誌 40, 992-1003, 1996.
 - 11) 大柴勝彦, 萩原茂, 河西伸一, 清水誠司, 木島一広, 石田正文: 義肢ソケット製作システムの開発. 山梨県工業技術センター研究報告 16, 45-50, 2002.
 - 12) 会田英紀, 上田康夫, 依本卓見, 疋田一洋, 内山洋一: 歯冠補綴物の CAD システムに用いる標準歯冠モデルの作成. 補綴誌 41, 787-795, 1997.
 - 13) Pfeiffer J: Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (I). *Int J Comput Dent* 1(1), 29-33, 1998.
 - 14) Pfeiffer J: Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II). *Int J Comput Dent* 2(1), 65-72, 1999.
 - 15) Mehl A, Hickel R: A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent* 2(2), 129-136, 1999.
 - 16) 中野田紳一: 歯科医療情報の科学的管理法に関する考察—特に義歯補綴領域の臨床的, 教育ならびに研究的, 経営管理的用法について—. 広歯誌 35(1), 98-104, 2003.