依頼論文

◆企画:第129回学術大会/シンポジウム4 「口腔内スキャナーを使いこなすために知っておくべき基礎知識」

口腔内スキャナに使われる三次元光計測法の基礎知識

堀田康弘

Basic knowledge of 3D optical measurement methods used for intraoral scanners

Yasuhiro Hotta, DDS, PhD

抄 録

近年、歯科だけにとどまらず、産業界でも 3D プリンティングを中心とした新たな三次元での製造技術の普及と共に、もとになる三次元座標データ収集に対する要求が高まっている。以前は、設計形状を図面として記述するために行っていた製図やクレーモデル製作などの手作業での工程を効率化するために開発がすすめられた CAD/CAM システムであったが、リバースエンジニアリングや CAE (computer-aided engineering) など、デジタルデータをスタートラインとする工程が増えたことで三次元計測に対する研究開発が進められるようになった。本解説では、産業界の三次元計測に用いられる代表的な手法について、その原理と特徴を解説し、歯科の口腔内スキャナで応用されている技術の解説と注意点についてまとめる。

キーワード

CAD/CAM, 口腔内スキャナ, 3次元データ, 光計測法, デジタル印象採得

ABSTRACT

In recent years, with the spread of new 3D manufacturing technologies such as 3D printing, the demand for 3D coordinate data collection technology has been increasing. In the past, CAD/CAM systems were developed to streamline manual processes such as drafting and clay model making, which were used to describe design shapes as drawings. However, as the number of processes using digital data has increased, such as reverse engineering and computer-aided engineering (CAE), research and development on 3D measurement have been promoted. In this article, the principles and characteristics of typical methods used for 3D measurement in the industry are explained, and the techniques applied in digital impression devices are described and notes are summarized.

Key words:

CAD/CAM, Intraoral scanner, 3D data, Optical measurement, Digital impression

I. はじめに

2014年に保険導入された CAD/CAM 冠以降,日常臨床におけるデジタル化は急速に進んでいる. 現在の CAD/CAM 冠は,印象採得・石膏模型による間接法が必須となっているが,将来的には口腔内から直接三次元データを採取し,直接法で補綴装置を製作するのが自然な流れかと思う. また,同年7月には薬事

法の一般名称として「デジタル印象採得装置」が追加されたことで、口腔内スキャナ単体でクラスⅡ認証が受けられるようになり、CAD/CAM 冠と共に一気にデジタル化を加速する原動力となると考えられた。実際に日本での保険診療制度に組み込まれるためには、機器の導入実績だけでなく、その使用法も含め検討すべきことは沢山ある。特に従来使用してきた印象材や模型材は、薬器法上でクラスⅠに分類され、取り扱いの対象が歯科医師に限定されるものではなかったが、

光学式計測法	アクティブ	三角測量方式	パターン投影法 (光切断法)	ポイントレーザー・ラインレーザー ・位相シフト,空間コード化,格子縞		
			光干渉法	波動光学的干涉法	ホログラフィー 法	
				幾何光学的干涉法	モアレ法	
		同軸方式	共焦点法			
			ホログラフィー法			
	パッシブ	ステレオ方式				
		SFX方式	モーション(SFM), シルエット(SFS), フォーカス(SFF)等			

表 1 光学式三次元計測方式の分類

最新米=次元計測 吉澤 微 編著 (朝倉書店)n 31より改変 加筆

表2日本でクラス II 承認を取得しているデジタル印象採得装置

口腔内スキャナ	製造元 [販売]	計測方法	光源	読取り領域 (焦点深度)	画像タイプ
CEREC®AC- Bluecam		パターン光投影での三角測量と 共集点法 3CCDで共晶点法 (Omnicam)	青色可視光		複数画像重ね合せ
→ Omnicam	Dentsply Sirona (ドイツ)		白色可視光 (3CCD)	10×15 mm (0~15mm)	ビデオ像
→ Primescan		超高速コントラスト解析法		16×16 mm (20 mm)	
iTero [®] → iTero®Element™2 → iTero®Element™5D	Cadent → Align Technology (アメリカ)	平行共集点法 →十近赤外レーザースキャン (う蝕検知)	赤色レーザー(680nm) と白色LED (5Dは+850nm LED)	(0~15 mm)	複数画像重ね合せ
E4D → PlanScan®	D4D Technologies →PLANMECA (フィンランド)	光干渉断層法(OCT)と 共無点法	青色レーザー	20×15 mm (16 mm)	複数画像重ね合せ
→ Emerald™			赤、緑、青色レーザー		
Lava TM C.O.S.	3M ESPE →Midmark (アメリカ)	3眼センサーでアクティブ波形サンプリング	青色可視パルス光 192個のLED光源	(0~17 mm)	ビデオ像
→ True Definition scanner		3眼センサーでのステレオ方式と 3D in motion	6個のLED光源 波長465 nmのLED		
TRIOS® → TRIOS Color (2) → TRIOS 3 → TRIOS 4	3Shape A/S (デンマーク)	パターン光投影と共焦点法	白色LED	(0~5 mm)	複数画像重ね合せ (3000以上/秒) (HDカメラ)
Trophy 3DI system → 3DI プロα (CS3600)	Carestream Dental (アメリカ)[ヨシダ]	アクティブ3Dビデオカメラでのサ ンプリング(三角測量)	アンバー、青、緑、UVの イルミネーションLED	13×13 mm (-2~12 mm)	複数画像重ね合せ (CS3500) ビデオ像(CS3600)
Aadva IOS 100	ジーシー(日本)	2台のカメラで構造化光投影法 による三角測量	可視光	21 × 17mm (0~10 mm)	複数画像重ね合せ
コエックス i500	Medit(韓国) [ヨシダ]	2つのカメラで位相シフト法での パターン投影三角測量とステレ オ方式のSFM	青色LED,白色LED	800 × 600 pix (12~21 mm)	ビデオ像(30 fps)
G-Oral スキャン (Aoralscan)	Shining 3D(中国) [ジオメディ]	構造化光パターン投影で三角 測量	LED	11×15 mm (11mm)	ビデオ像(15 fps)

各社特許資料やテクニカルマニュアル、カタログ、文献等より抜粋引用

口腔内スキャナに関してはクラスIIの管理医療機器ということで、患者さんに対して誰が使うのかという部分は明確にされるべきかと思う。現在、厚労省が発表している医療機器の薬事工業生産動態統計で、2020年1月から集計項目として独立したデジタル印象採得装置(口腔内スキャナ)は、2021年4月までの1年3カ月間の国内出荷数が1,803個と急速に普及を始めている一方で、そのすべてが海外からの輸入となっているのは非常に残念な状況である。本稿では、歯科におけるデジタル技工の第一歩を担うスキャナ技術の基本的原理と、歯科で利用した場合にどのような問題があるかについて解説し、将来日本からも新たな口腔内スキャナが開発されるきっかけとなることを期待する。

Ⅱ. 三次元計測法の分類

1970年代に急速な進歩を遂げた産業界の CAD/ CAM システムにおいて,モノづくりのスタートライ

ンは人が考えたデザインを、機械加工用のデータにする作業であった。そのため、最終製品の設計図面をPCの画面上に構築するところから始まるため、当然、三次元計測の必要性はなかった。一方で、同じ頃に産業界のCAD/CAMシステムの概念を歯科へ持ち込んだDr. Francois Düret は、歯科のモノづくりでスタートラインとなる歯の三次元計測方法について研究を始めていた。その時の研究内容は、ホログラフィー法を用いた光学式三次元計測方法であった。一般的な光学式三次元計測方式には、表1に示すような方法があげられる。また、これら光学式計測方式を基に開発され、日本でクラスIIの管理医療機器として販売されてきたデジタル印象採得装置(口腔内スキャナ)の計測方式の一覧を表2に示す。

高精度な光学機器が高価で自由に使えない時代には、立体形状を精確に測定する方式として接触式計測が主流であった。この接触式で使われるプローブは、対象物に接触したことを知らせるトリガーでしかなく、もともと工具自動交換式のマシニングセンタにお

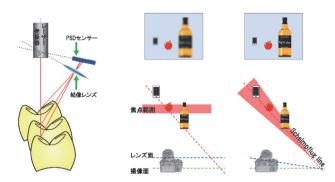


図 I PSD センサー方式の模式図 (左), 光軸とレンズとセンサー の関係 (シャインプルーフ条件) (右)

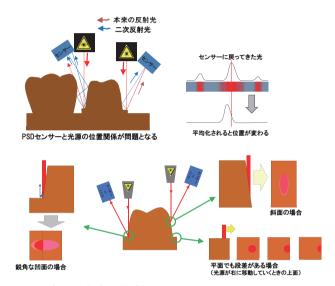


図 2 三角測量方式の問題点

上:二次反射による影響や隣在歯による遮蔽,下:計測対象物の形状によるレーザースポットの変形

ける被削材の位置決めなどに用いられていた。プロー ブが対象物表面に接触したことをトリガーに、その時 の NC 加工機の座標を記録する部分だけを取り出した のが、タッチプローブ方式の計測機となった。1990 年代の歯科用 CAD/CAM システム黎明期には、光学 式計測法における精度が、計測対象の表面形状や表面 性状に影響を受けたり、センサそのものの精度が低 かったりと、収集されたデータが本当に正しいのか疑 間が持たれていだけに、タッチプローブ方式を用いた 計測システムの方が高精度な計測ができると考えられ ていた2. それでも、計測対象の表面を1点ずつ、接 触圧や接触方向を確認しながらデータ収集を行うた め計測時間の短縮が難しく、歯科用 CAD/CAM シス テムの計測機としては2010年頃には消えてしまった が、今でも超高精度なデータ収集に特化した精度検証 用機器として利用されている.

一方、光学式計測方式には、大きくアクティブ方式とパッシブ方式があり、光などのエネルギーを投影してその反射光を読み取るのか、環境光などによって見えたままの映像から判断するのかの違いで区別される。そのため、以下に述べる三角測量や同軸方式の共晶点法やホログラフィー法においては、青色 LED 光やレーザー等などを計測対象に照射することで計測しているが、パッシブ方式においても暗い場所を計測する必要のある歯科用途では、何らかの光源を必要とするためここでは区別しないで解説していく。

1. 三角測量方式

- 1) パターン投影法
- (1) ポイントレーザー

ポイントレーザーと PSD (PSD: Position sensitive device) センサを用いた光学式の三角測量は、図 1 左に示すような機構となっている。現在のように CCD や LED 光源の小型化、低価格化が実現されてい ない時代には、比較的単純な構造で対象物との距離を 測定できる装置として産業界で普及していた。歯科用 CAD/CAM システムの開発が盛んであった 1990 年 代は、この方式を用いた計測システムが各種発表され ていた. この PSD センサは、光源から出たレーザー の反射光が、レンズを通してセンサ上の何処に届いた かをアナログ信号として出力する方式であるが、PSD センサ上で常にピントの合った状態を維持するため に、出力されるレーザーの光軸とレンズ、センサの三 者がシャインプルーフ条件 (Scheimpflug principle)3) を満たすように設計する必要があった(図1右). こ れは PSD センサに限らず、他の三角測量を行う計測 方式においても同様に重要な条件となる。しかし、い かにピントの合った状態を維持できても, 反射してき た光がセンサ上で読み取り可能な明るさとならなけれ ば、正しいデータにはできない。特に、歯科の技工作 業で利用している石膏模型表面でも、 隣在歯や支台歯 軸面などで複雑に二次反射し、本来データとして入手 すべき反射光以外の光も、センサ上の違う場所に結像 してしまうため、平均化されると違う位置を認識する ことになる. さらに、傾斜角度のきつい支台歯軸面や マージンラインなどでは、照射された光が引き延ばさ れたり、欠けてしまったりするため、正しい位置情報 が得られなくなる要因となる(図2).

(2) 光切断法 (ラインレーザー)

さらに、PSDセンサを用いた計測方式では、ポイントレーザーで1点ずつ座標を読み取るため、接触式より高速な計測操作が可能であったが、計測範囲が

広くなると走査に時間がかかるのが問題であった。

そこで、レーザーのスポット光をガルバノミラーやポリゴンミラーなどを用いてラインレーザーとし、CCD センサで記録することで、一度に収集できるデータ量を増やす手法が登場した。しかし、2000年頃に産業界で用いられていた高精度 CCD センサの画素数は30万画素程度と低く、三次元計測をするための分解能としては、現在の高精度 CCD センサと比べ10倍以上の差があり、この分解能の低さから、当時はまだ PSD センサを用いた計測方式の方が高精度であると考えられていた。

また、画素数が増えると、一度に入ってくるデータ量も増えるため、その演算処理を受け持つコンピュータの能力が問題となる。われわれが CAD/CAM システムの開発に着手した 1993 年当時のインテル製 CPUは、最上位モデル(初代 Pentium)でも浮動小数点演算能力が $300~\mathrm{M}$ (メガ: $\times10^\circ$)FLOPS に過ぎなかった。それに対し、 $2021~\mathrm{fm}$ 年の最上位モデル Core i9 では652 G(ギガ: $\times10^\circ$)FLOPS と 2,000 倍以上の処理能力を持っている。

こうした光学機器やコンピュータの進歩により現在 のスキャナ機器の精度は急速に高められていったが、 基本となる技術に関しては大きな変化はなかった.

2003年にDECSY Scan として販売を開始したラインレーザーとCCDカメラ方式のスキャナでは、一度に収集できるデータが増えたことで、PSDセンサによる三角測量に比べ計測時間は早くなったが、先に述べたようにコンピュータ側での処理能力が問題となり、片顎模型のデータ収集ですら5分以上の時間が必要であった。その後、CDDの高画素化やコンピュータの処理能力向上だけでなく、MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)(図3)の普及により光の投影パターンの自由度も増し、何よりも装置の小型化に貢献したことで、現在のような口腔内スキャナが実現できるようになった。

(3) 位相シフト方式,空間コード化,格子縞

光切断法の中でも、ラインレーザーの場合は、途中で影ができて線のつながりが途切れたとしても、その先につながる部分を探すのは容易であるが、縞模様のパターン光を投影する場合は CCD 上に記録された線の連続性が大きな問題となってくる。そこで、光の位相(明暗差の波)を変化させて投影する位相シフト方式や、縞模様の幅を変化させる空間コード化方式(図4)などを用いることで、パターンの連続性を補いながら、さらに分解能を高めてきた。現在用いられている模型計測用スキャナでは、この方式を採用している



MEMS (Micro Electro Mechanical Systems)

DMD (Digital Micromirror Device)

図3 MEMS の構造とパターン縞の投影像

左:微小化した機械要素部品やセンサ,電子回路などを1つのシリコン基板上に集積した MEMS デバイス.

右:ミラーのオン/オフを,毎秒数千回のスピードで切り換えるデバイス。各ミラーの一辺は $5-10\mu$ m、

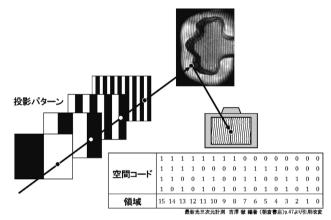


図4 空間コード化方式

部分的に影ができると縞の連続性が失われるが、幅の違うパターンを連続的に投影することで線のつながりを判断できる。 また、縞模様の位相をずらしていくことで、より分解能を高めることもできる(空間コード化法).

ものが多い。

2) 光干渉法

(1) 波動光学的干渉法

波動光学干渉法とは、ホログラフィーと呼ばれる、光の干渉現象を用いて写真のフィルムなど感光性媒体に光の情報をすべて記録する方法である。その原理は、物体から届いた光と参照光と呼ばれる別の方向からの光を重ねるように照射することで、2つの光が干渉しあって感光性媒体表面に干渉縞が記録される。この記録されたものをホログラムと呼び、記録時と同じ参照光を当てると、元の光と等価な光が発生し、観察する位置を変えるとあたかもそこに実物があるように見える。つまり、このホログラムとして記録された縞模様を解析することで、物体までの距離を導き出すことができる。ここであげているホログラフィー法では、計測対象物からの光と参照光が同一方向となら

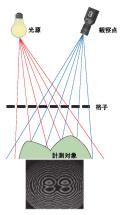


図 5 幾何光学的干渉法 (モアレ干渉縞計測方式)

規則正しい繰り返し模様を複数重ね合わせた時に、それらの周期のずれにより視覚的に発生する縞模様をモアレ縞と呼ぶ.光源と視点をずらすことでできるのがモアレ干渉縞.格子を上下動させることで、モアレパターンの位相をシフトすることができ、詳細な解析が可能となる.

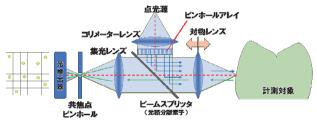


図 6 非走查型共焦点方式

投影方式を点光源からピンホールアレイを通したパターン光源に変え、検出器にエリアカメラ (CCD や CMOS) を用いることで、面の計測ができる非走査型共晶点方式 (パラレルコンフォーカル).

ない三角測量方式であるが、参照光の作り方によっては後述する同軸方式としても利用可能となっている。この方式を利用していると考えられるのが、E4Dシステム(D4D Technologies, Texas, USA)として登場し、その後 PlanScan® (PLANMECA, Helsinki, Finland) として販売されているスキャナで、特許文書によると赤色レーザーを用いた光干渉方式で、Optical Coherence Tomography (OCT) と記載されている⁴。

(2) 幾何光学的干渉法

幾何光学的干渉法とは図5に示すような、格子模様を投影した対象物をカメラで同じ格子を通して観察すると、単なる縞模様ではなく、立体形状に合わせた等高線のような縞模様が浮かび上がる方式で、この縞模様をモアレ干渉縞と呼ぶ。この格子を上下動することでモアレパターンの位相をシフトできるため、それを解析することで高さのデータを詳細に分割すること

ができるようになる.

2 同軸方式

三角測量方式では,入射光と反射光の間にある程度の開きがないと距離を測ることができなかった.歯科では,狭い隙間を持った歯列を計測する必要があるため,同軸方式での計測方式が望まれた.これを最初に実現したのが,2007年に発表されたiTero® (Align Technology Ltd, Or-Yehuda, Israel)であった.このiTero®では,それまでCEREC-1やCEREC-2 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany)が,光切断法式や位相シフト方式による三角測量方式による計測を行っていたところに,顕微鏡などで採用実績のあった共晶点方式での同軸方式を打ち出してきた.その後,CEREC AC Bluecam が登場した際には,この共晶点法を採用しただけでなく,赤色より波長の短い青色レーザーを採用したことで,照射する光の分解能を高めてきた.

1) 共焦点方式

共晶点方式は図6に示すように、対物レンズを通 して戻ってきた光が、ピントの合っている状態であれ ば共晶点ピンホールを通過し、ピントが合っていない 状態では大部分の光がピンホールを通過できなくなる ため、光検出器上での輝度情報と対物レンズの駆動位 置から距離を測定する。通常は、点光源による計測と なるため、広い範囲を計測するには何らかの走査が必 要となるが、iTero®の場合は、点光源からの光自体 をパターン光とし、検出器側をエリアカメラ (CCD や CMOS センサ等)とすることで、一度に広い範囲 のデータを収集できるパラレル共晶点法として登場し た. また、CEREC においても Bluecam 以降は、パ ターン投影による三角測量に加え,この共晶点方式も 組み合わせているようであったが、特に、Omnicam になってからは単一色のパターン光ではなく、カラー バーのような光を投影することで線の連続性を確保し ている5

2) ホログラフィー法

同軸方式におけるホログラフィー法は、先の波動光学的干渉法に登場するホログラフィー方式とは違い、2つの経路を通ってきた光の波長のずれを干渉縞としてとらえる方式で、代表的なものとしては図7上に示すような2光東干渉方式がある。

一方,模型計測用スキャナとして,同軸方式を採用していた NobelProcera™ GENION (Nobel Biocare™ Germany GmbH, Kohlscheid, Germany) では,レーザーを用いたコノスコピックホログラフィー方式による 1 光東方式での計測を行っている(図 7 下). コ

ノスコピックホログラフィー方式は、イスラエルの Optimet, Optical Metrology Ltd の特許技術⁶⁾で、 レーザーの飛翔距離に応じて生じる散乱光をコノスコ ピック・クリスタルという複屈折結晶体を通すことで、 正規の反射光との間で干渉波を発生させるもので、非 常に単純な機構で干渉縞を発生させることができる。

3. ステレオ方式

ステレオ方式は基本的に2つのカメラを用いて, エピポーラ幾何(図8上)によって相対的な距離を 計算するもので,元々の分類ではパッシブ方式に分類 されるが,一般的にはパターン光を投影することで対 応点の判別を容易にしている.

4. SFX 方式

1) Shape from Motion (SFM)

先のステレオ方式では、2つのカメラを用いて計測点までの距離を算出していたが、逆に動きの中から対象物の特徴点の移動量を計算していくことで、カメラーつでも立体形状を計算することができる。これを shape from motion といい True Definition スキャナ (3M ESPE, Minesota, USA) や i500 スキャナ (Medit, Seoul, Korea) などの仕様書に記載されている 3D in motionに相当すると考えられる。特に、True Definition スキャナで使用されていたパウダーは、CEREC などで用いられてきたパウダー(計測対象物表面の透過性を均一にする)とは意味合いが違い、特徴点としての役割を担っていると考えられる。

2) Shape from Focus (SFF)

SFX 方式の中でも、カメラのピント合わせ機構をもとに距離を計測するシステムを利用した Depth form Focus (DFF) があり、代表的なものとして位相差方式とコントラスト方式がある。

(1) 位相差方式

位相差方式は、入射光の通り道の途中にセパレーターレンズを配置することで光を2分割して、AF用センサ上に投影された2か所の像の間隔から、対象までの距離を計測する方式となっている。そのため位相差AF方式では、撮影用とは別にAF専用のセンサが必要で機構的には複雑となるが、距離計測時に対物レンズを動かす必要がないため、動きの速い被写体への対応がしやすいのが特徴となっている。

(2) コントラスト方式

カメラのピント合わせ機構として良く用いられるコントラストオートフォーカス方式は、レーザー光や可視光線を照射しその反射光を CCD センサで受けると

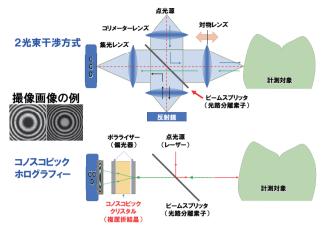


図 7 干渉波測定法 反射光の位相変化を干渉縞に変換し測定

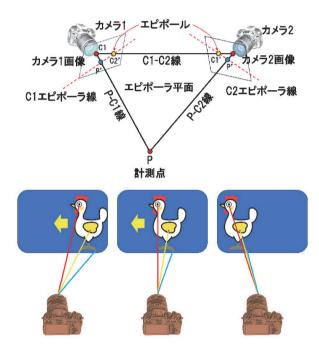


図8 ステレオ方式 (上) と Shape from Motion (下) (3D in motion)

ステレオ方式は計測点 P とカメラ位置 C1, C2 で構成される三角形をエピポーラ面(平面)と呼び、この三角形内のエピポールの位置関係から計測点の座標を解析する.

3D in Motion と呼ばれる方式では、1台のカメラで対象物上の特徴点の移動量を相対的に解析して座標化する.

ころまでは共晶点方式と同じであるが、途中に共焦点ピンホールは無く、対物レンズを動かしながら明暗差(コントラスト)が大きくなるところを探す方式となる(図9). そのため、機構としては非常に単純であるが、レンズを駆動しながらピント合わせを行うため、ピント合わせに時間がかかる方式といわれていた。そ

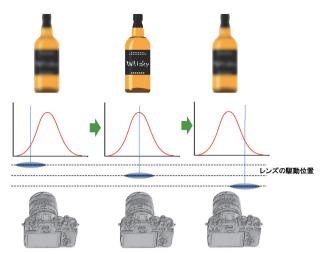


図 9 コントラストオートフォーカスの仕組み レンズを駆動させて撮像面上でコントラストが一番高い位置を 探す.

れでも、遠くから近くへ1回レンズを駆動するだけで、CCDセンサのすべての範囲の輝度信号を記録できるため、レンズの駆動スピードを速くできれば三次元データの収集には有利となる。

また、最近ではピントが合っていない状態のコントラスト(ボケの状態)を比較することで、レンズ駆動させることなく位置を認識する Depth from Defocus (DFD) の技術も開発されている。

2019年に発表された CEREC Primescan (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany)では、カタログに「1 秒間に 15 億回を超える高速コントラスト画像処理」と記載されており、こうしたシェイプフロムフォーカス (SFF) の方式を応用していると考えられる。

Ⅲ. 技術の進歩と口腔内スキャナ

口腔内スキャナの開発が可能となった背景には、先にも述べた小型化技術の進歩が大きく貢献している。例えば、2009年に発表された 3Mの True definition scanner (現在は Midmark, Illinois, USA) や CEREC AC Bluecam で採用された青色 LED は、1989年に日本の研究者らによって開発されたもので、それまで主流であった赤色 LED に比べ波長が短くなったことで投影する光の波長を細分化でき、精度向上に大いに貢献した。また、構造化光方式などでパターン光の発生に用いられる DLP チップも、1987年にアメリカ・テキサスインスツルメンツ社の開発した DMD

(Digital Micromirror Device) と呼ばれる MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) デバイスが 基となり、21世紀にはそれら技術が急速に進歩し た. その理由は、20世紀に取得された基本技術特許 の保護期間が終了したことで、さまざまなメーカー が参入しやすくなったためである。特に、3Dプリン ターに関する基本特許などは、2007年に VPP (Vat photopolymerization, 液槽光重合法), 2009年に FDM (Fused Deposition Modeling, 熱溶解積層法), 2014年に SLS (Selective Laser Sintering, レーザー 焼結法) に関する基本技術の特許保護期間が終了した ことで、装置の小型化や低価格化が急速に進んだで さらに、スマートフォンの普及と共にカメラの小型化 や撮像素子の高画素化,極小レンズの解像度向上など, 三次元光計測を行う上で必要となる光学機器について も目覚ましい進歩を見せている。三次元光計測方式の 次なるステップとして、測定対象に投影した光の反射 時間を測定し、光の速度から距離を計算する Time of Flight (ToF) 方式にも期待が高まっている⁸. この ToF 方式は, 2018 年に Sony が裏面照射式 ToF 距離画 像センサを出荷開始したことで、スマートフォンのカ メラとしての採用が始まり、同様の技術である LiDAR (Light Detection and Ranging) 方式も iPhone で利 用され、立体感のある写真を撮影できるだけでなく、 AR(Augmented Reality, 拡張現実)での利用などに 期待が高まっている。しかし、センシング技術の進歩 した現在においても、やはり秒速30万キロの光の飛 行時間を正確に計測するのは難しく, 今もってその分 解能は高くないが、近い将来スマートフォンで写真を 撮るだけで、クラウンやインレーが製作できる時代が やってくるのではないかと考えられる.

また、模型用スキャナと比べ、絶対的な原点座標を持たない口腔内スキャナでは、撮影画面内の三次元データを順次重ね合わせることで歯列などの大きな範囲を計測する。このつなぎ合わせ(スティッチング)の精確さによって最終的に再現される歯列模型の信頼性が担保されるが、この工程で計測対象物の形状に明確な特徴がなかった場合は、重ね合わせに失敗するケースがある。その積み重ねが最終的な精度として現れるため、スキャナーの計測ソフトウエアによっては、計測に失敗している部位を画面上で示すとともに、どの方向に走査する必要があるか指示が出るようになっている。それでも、重ね合わせるデータが増え続けると計算上の誤差が増える原因ともなるため、できる限り無駄なデータの蓄積は避けるべきであると考えられる。ただ、こうした部分においても、CEREC

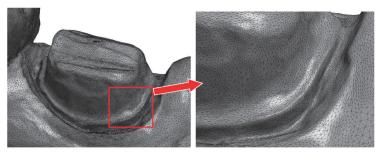


図 10 口腔内スキャナーから出力された STL データ マージンラインに沿ってデータの密度が高くなっている.

Primescan の計測ソフトウエアでは、スキャニング 処理を行っている間も自動的に余剰なデータ(指や口 唇などの映り込み)を取除く処理をして、最終的なデー タに影響しないような工夫がされている。

IV. まとめ

本稿では、現在発売されている口腔内スキャナで利 用される三次元計測の基本技術について解説してきた が、歯科特有の形状を正しく再現するために、計測ソ フトウエアには多くのブラックボックスが存在する. 例えば、歯質や修復・補綴材料の光学的特性の変化や 修復形態毎に特有のマージン形態などは、計測ソフト ウエアの内部処理により自動的に補正がされていると 考えられる。以前は、この光学的特性に関する問題を 補うためにパウダー塗布が必須と言われてきたが、現 在はパウダーフリーを謳うものがほとんどとなった。 また、計測後に出力されたデータを見ても、マージン ラインなどのデータだけ他の部位と比べて, データ密 度が高くなっている場合がある(図10)。これは、出 力されるデータの中でも製作物の精度に関係しない 部分のデータ量を減らすことで、CAD 処理を軽快に 実施できるよう工夫されたものであるが、どの部分 が精度に関係するかを見分ける条件についても、AI (Artificial Intelligence) 処理によるブラックボック スとなっている.

こうした AI 技術の蓄積により、現在の CAD/CAM システムで製作される補綴装置は高い適合性が得られるようになってきたが、口腔内スキャナを利用した直接法では、CAD/CAM 工程の途中で適合性の確認をする術はなく、すべての責任はデジタル印象採得の段階に集約されるだけに、使用する機器の特徴をよく理解したうえで、操作手順も含めたスキルアップに努めていただきたい

文 献

- 1) http://www.francoisduret.com/Accueil/media/download/Publication/4-FD%20-%201976-Analysis%20 of%20dental%20holographic%20images%20for%20 the%20command%20of%20automatic%20systems.pdf (2021 年 7 月 21 日参照)
- 2) Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. Journal of Prosthetic Dentistry 1995; 74: 223–229.
- 3) Scheimpflug, Theodor. 1904. Improved method and apparatus for the systematic alteration or distortion of plane pictures and images by means of lenses and mirrors for photography and for other purposes. GB Patent No. 1196. Filed 16 January 1904, and issued 12 May 1904.
- 4) Quadling M, Quadling H, Blair A. Optical coherence tomography imaging. International Patent WO 2004/10068 A2; 2004.
- 5) Axel Schwotzer. Measuring device and method that operates according to the basic principles of confocal microscopy. US Patent 2007/0296959 A1; 2007.
- 6) Gabriel YS, Jacob Vecht, Yann Malet. Linear conoscopic holography. US Patent 1999/5953137 A; 1999.
- 7) 堀田康弘. わだい「3D プリンター (樹脂系)」。 歯理工誌 2020; 39: 233-236.
- 8) Hua Hui. Methods and systems for hierarchical dealiasing Time-of-Flight (ToF) systems. US Patent 2011/0188028 A1; 2011.

著者連絡先:堀田 康弘

〒 142-5555 東京都品川区旗の台 1-5-8 昭和大学歯学部歯科保存学講座歯科理工学部門

Tel: 03-3784-8178 Fax: 03-3784-8179

E-mail: hotta@dent.showa-u.ac.jp