

原 著

口腔内スキャナーを用いた
インプラントアバットメントの位置再現性の検討

深澤 翔太

岩手医科大学歯学部補綴・インプラント学講座 補綴・インプラント学分野

(主任：近藤 尚知 教授)

(受付：2016年12月28日)

(受理：2017年1月6日)

抄 録

口腔内スキャナーならびにデスクトップ型スキャナーを使用して、インプラントアバットメント間における距離の真度、精度の比較検討を行い、口腔内スキャナーの精度を評価した。

接触式三次元測定機により基準模型の計測を行った。続いて、口腔内スキャナーとデスクトップ型スキャナーを用いて基準模型の測定を行った。得られたデータを基に、距離における真度と精度の比較解析を行った。

真度に関して、True Definition Scanner (TDS)、Carestream3500 (CS) は TRIOS3 (TR3) と KaVo (KA) との間で有意な差を認めた。精度に関しては、CS と全てのスキャナーとの間で有意な差を認めた。基準模型に関して、CS によって測定された精度は、他の口腔内スキャナーによって測定されたものと比較して、有意に大きかった。CS を除く口腔内スキャナーの誤差範囲は非常に小さかった。

本研究から、口腔内スキャナーによる光学印象法は、複数歯のインプラント治療への臨床応用が可能であることが示唆された。

緒 言

近年の急速なインフォメーションテクノロジーの発展により、口腔内スキャナーを使用した光学印象法が普及しつつあり歯科医療は新たな局面を迎えている。歯科医療において機器と技術の発展により、患者の持つ多様な要求に応えることが可能となってきた¹⁾。

光学印象法は、主に作業用模型の三次元形状を計測するシステムを中心に発展してきた。デスクトップ型スキャナーは、接触法から非接触法へと変遷し、計測速度が飛躍的に向上している¹⁾。デスクトップ型スキャナーの進歩により製作過程の効率化が図られる一方、作業用模型の製作を必要とせずに口腔内を直接計測する新たな印象法として、口腔内スキャナーによる光

Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners
Shota Fukazawa

Department of Prosthodontics and Oral Implantology, School of Dentistry,
Iwate Medical University
(Chief: Prof. Hisatomo Kondo)
1-3-7 Chuodori, Morioka, Iwate, 020-8505, Japan

岩手県盛岡市中央通 1-3-7 (〒 020-8505)

Dent. J. Iwate Med. Univ. 42 : 22-32, 2017

学印象法が開発された²⁾。

口腔内スキャナーを用いるこの方法は、口腔内の静止画あるいは動画を撮影後、迅速に三次元モデルに構築することで、臨床操作ならびに技工操作の簡略化に成功している。加えて、小型化された口腔内スキャナーを用いることで、従来の印象採得では困難な開口障害や嘔吐反射を有する患者への適用が期待されている。また口腔内スキャナーによる光学印象法は、補綴装置の適合精度の向上、製作方法ならびに手技の簡略化を可能にするものと期待されており³⁾、すでにセラミック修復において、支台歯形成から印象採得、補綴装置製作を行い、装着までの過程を1日の診療で完了する(One day treatment system)ことが可能となっている⁴⁾。

現在、計測方法も多様化し、撮影範囲の拡大とともに、多数歯欠損への応用が期待されている。しかしながら、多数歯欠損に対する光学印象法の測定精度に関する報告は少なく不明な点が多い。部位によっては、唾液等の口腔内環境の影響を受ける場合があり、操作時間が延長し正確な計測が困難な場合もある。

さらに、口腔インプラント治療における光学印象法の応用に関する報告が見受けられるが^{5,6)}、口腔内スキャナーの使用による光学印象法で再現された位置再現精度に関しては未だ不明な点が多いため、単独歯欠損症例の一部に限られているのが現状である。

そこで本研究では、口腔内スキャナーによる、複数歯欠損の補綴装置製作への応用について検証するため、2本のインプラントボールアバツ

ットメント間の距離の真度、精度および誤差の変化率の比較検討を行った。

材料および方法

1. 基準模型の製作

基準模型の製作に際して、下顎インプラント実習用顎歯模型(D16-EP.27, NISSIN, 京都, 日本)を使用した(図1)。

顎歯模型に、基準平面を設定するための、校正用基準球(クロム鋼球φ10.0mm 28等級, 佐藤鉄工, 余山, 日本)を舌側部に固定した。

続いて、顎歯模型に、外側性6角構造を有するインプラント(Branemark System MK III GroovyRP, φ4.0×10.0mm, Nobel Biocare, チューリッヒ, スイス)を下顎左側第二小白歯, 下顎左側第一大臼歯相当部に埋入した模型を基準模型A, 下顎右側第二小白歯, 下顎右側第二大臼歯相当部に埋入した模型を基準模型Bとした。

基準模型に埋入したインプラント体に、φ5.0×5.0mmのチタン製のボールアバツメント(Branemark System regular platform 5.0mm, Nobel Biocare, チューリッヒ, スイス)を、トルクレンチ(prosthetic torque wrench, Nobel Biocare, チューリッヒ, スイス)とドライバー(machines driver, Nobel Biocare, チューリッヒ, スイス)を用いてインプラント体上部に15Nで締結した。

本研究では、ボールアバツメントを装着した基準模型Aと基準模型Bを使用して、2本のボールアバツメント上部のボール中心点間の距離を測定した。

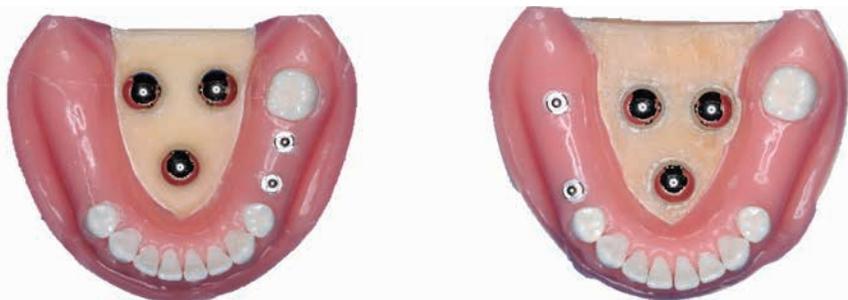


図1. 本研究で使用した基準模型

2. 測定方法

1) Computer numerical control coordinate measuring machine (CNC) 三次元座標測定機
 基準となる真の値を算出するために、接触式三次元測定機として CNC 三次元座標測定機 (UPMC 550-CARAT: Curl ZEISS, オーバーコッヘン, ドイツ) と ϕ 0.8mm のスタイラス (Curl Zeiss, オーバーコッヘン, ドイツ) を使用した (図2). CNC 三次元座標測定機は $1\mu\text{m}$ 以下の高い寸法精度で測定することが可能である⁷⁾. 本装置は、日本工業技術 (JIS B7440-2) の適切な規格に準拠しており、長さの測定において最大誤差 $0.8+L/600 \mu\text{m}$ (L =長さ:mm) とされている. 測定前にはキャリブレーションを行い、誤差が $1 \mu\text{m}$ 以下になるように調整を行った. その後、基準模型 A および基準模型 B に装着されたボールアバットメントの上部に位置する、球の中心部の三次元的な位置座標を 10 回測定し、平均値を算出して基準値とした.



図2. 接触式三次元座標測定機による基準模型の測定
 接触式三次元測定機のスタイラスを基準模型のボールアバットメントに接触させ、アバットメントの三次元的な中心座標を決定し、2本のボールアバットメント間の距離を計測した.

2) 口腔内スキャナー

本研究では、口腔内スキャナーとして 3M™ True Definition Scanner (以下 TDS と略す, 3M, ミネソタ, アメリカ), TRIOS3 (以下 TR3 と略す, 3Shape, コペンハーゲン, デンマーク) と, Carestream3500 (以下 CS と略す, Carestream, ニューヨーク, アメリカ) を使用し

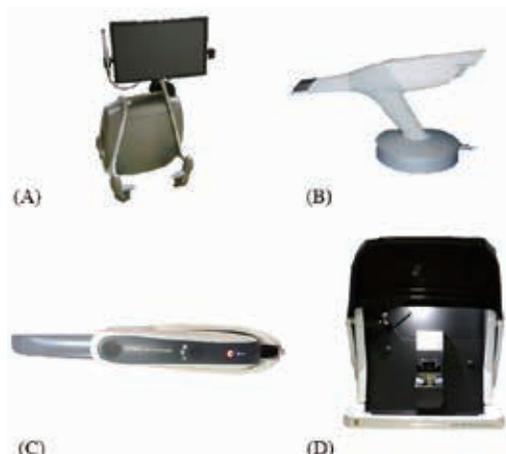


図3. 本研究で使用した各スキャナー
 (A) True Definition Scanner (TDS)
 (B) TRIOS3 (TR3)
 (C) Carestream3500 (CS)
 (D) KaVo Arcica (KA)

た (図3). TDS は、Active wavefront sampling 法を採用しており、この測定法は、測定対象に対してセンサー上に投影された対象物の情報を取り込み、その距離を認識してリアルタイムで三次元的データを採得する. 一方、TR3、CS は共焦点法を採用しており、光源からの光が対物レンズを通過し、焦点が合致した部分の画像情報のみを取り込み、対象物との距離を求め、三次元的データを採得する.

口腔内スキャナーの使用に際しては、外光の影響を排除した室内の実験台に基準模型を固定し、測定を行った. 測定を行う前には、基準模型表面の反射率を一定にするため、二酸化チタンパウダー (Lava Powder:3M, ミネソタ, アメリカ) を薄く一層噴霧した. 各メーカーの測定プロトコルに従って 10 回ずつ測定を行った. また、測定のキャリブレーション後、画像データに欠落がないことを確認したうえで、得られた 3D データを Standard Triangulated Language (以下 STL と略す) データに変換し出力した (図4).

3) デスクトップ型スキャナー

デスクトップ型スキャナーは、KaVo

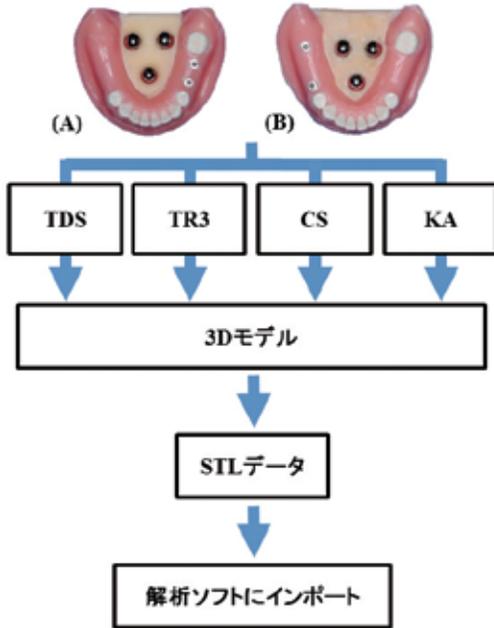


図4. 各スキャナーの実験概要
各基準模型を各スキャナーにて光学印象後、3Dモデルを作成し、STLデータに変換して、解析ソフトにSTLデータをインポートした。

ARCTICA Auto Scan (以下KAと略す, KaVo dental Excellence, ビーベラッハ, ドイツ)を使用した(図3)。口腔内スキャナーと同様に基準模型表面の反射率を一定にするため、二酸化チタンパウダー(Lava Powder:3M, ミネソタ, アメリカ)を薄く一層噴霧した。キャリブレーション後、メーカーの測定プロトコールに従って10回ずつ測定を行った。口腔内スキャナーと同様、測定データに欠落がないことを確認したうえで、得られた3DデータをSTLデータに変換し出力した(図4)。

3. ボールアバットメント間の距離の測定方法

出力したSTLデータは、三次元解析ソフトウェア(Focus Inspection: Nikon, 東京, 日本)に入力した。なお、基準模型の舌側に固定している3個の基準球は、座標設定に必要となる基準点と基準平面を設けるために使用した。

距離の測定に使用するボールアバットメント

上部のボール中心点は、解析ソフト中のSTLデータ上の球を抽出するツールによって導き出され、そのボール中心点の位置座標を用いて距離を算出した。ボールアバットメントAのボール中心点座標： (x_A, y_A, z_A) 、ボールアバットメントBのボール中心点座標： (x_B, y_B, z_B) とした場合、次の数式によって2つのボール中心点間の距離を求めた(図5)。

$$D = \sqrt{(x_A - x_B)^2 + (y_A - y_B)^2 + (z_A - z_B)^2}$$

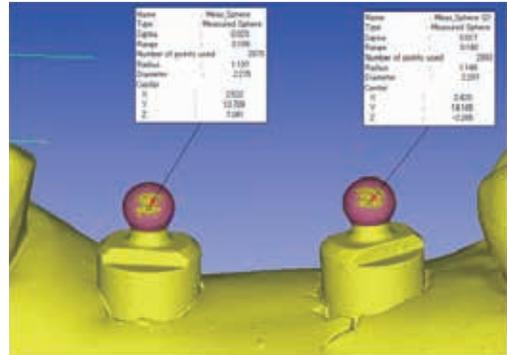


図5. 三次元座標を用いてボールアバットメント中心点間の距離を計測
ボールアバットメントの球の中心点を座標にて抽出し、その三次元座標をもとに2本のボールアバットメント間の距離を計測した。

4. ボールアバットメント間の距離の誤差の変化率

各基準模型の各スキャナーで測定した距離のデータから誤差の変化率を求めた。変化率は日本工業技術(JIS2554:2005)で適正に規格されており、測定された距離を、 l_0 =接触式三次元計測で測定されたデータの平均値(mm)、 l_1 =各スキャナーで測定されたデータの平均値(mm)とした。次の数式によって各スキャナーの、1mmあたりの距離の誤差の変化率(ΔL_C)を算出した。

$$\Delta L_C = \frac{l_1 - l_0}{l_0} \times 100$$

5. 統計処理

各スキャナー群間の統計処理には、一元配置分散分析およびBonferroni法を用いて行った。

統計学的解析には、統計解析ソフトウェア (SPSS Statistic19.0, IBM Japan, 東京, 日本) を使用して、有意水準は5%とした。

結 果

1. ボールアバットメント間の距離における誤差の解析

基準模型 A のボールアバットメント中心点間距離を CNC 三次元測定機で測定した際の距離の平均は $9560.6\mu\text{m}$ であった。基準模型 B のボールアバットメント中心点間距離を CNC 三次元測定機で測定した際の距離の平均は $18426.5\mu\text{m}$ であった。基準模型 A, B のボールアバットメント中心点間距離の平均をそれぞれ基準値とした。基準値と各スキャナーの測定値を比較した際の距離の差を真度とした。また、各スキャナーで 10 回反復測定し得られた、測定値の平均からの誤差を精度とした。本研究では、4 機のスキャナーで測定した基準模型 A のボールアバットメント中心点間距離と、基準模型 B のボールアバットメント中心点間距離を解析した。

Bonferroni 法より、基準模型 A における真度に関して、TDS は $14.2 \sim 21.3\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。TR3 は $1.9 \sim 7.5\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。CS は $13.2 \sim 44.9\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。KA は $0.2 \sim 4.1\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。TDS, CS は TR3, KA の間で誤差が有意に大きかった (図 6)。

精度に関しては、TDS は $0.3 \sim 4.6\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。TR3 は $0.3 \sim 6.4\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。CS は $3.8 \sim 16.3\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。KA は $0.2 \sim 2.0\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。

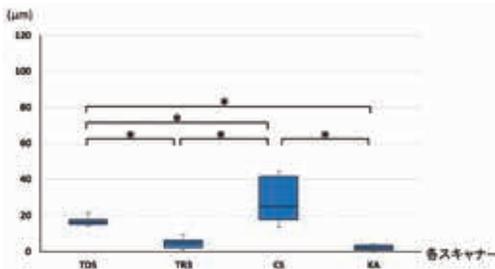


図 6. 基準模型 A における各スキャナーの真度

CS は全てのスキャナー間で誤差が有意に大きかった (図 7)。

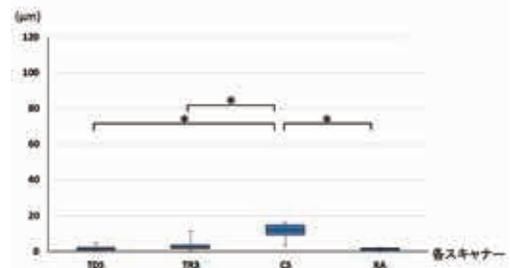


図 7. 基準模型 A における各スキャナーの精度

基準模型 B における真度に関して、TDS は $46.5 \sim 69.2\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。TR3 は $6.5 \sim 22.0\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。CS は $42.5 \sim 97.2\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。KA は $3.5 \sim 17.5\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。TDS, CS は TR3, KA の間で誤差が有意に大きかった (図 8)。

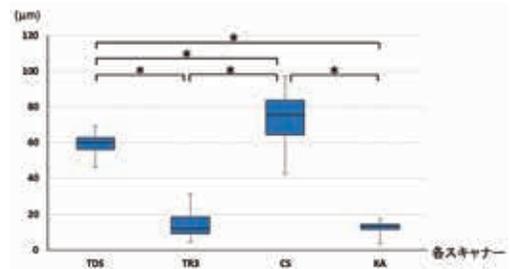


図 8. 基準模型 B における各スキャナーの真度

精度に関しては、TDS は $1.5 \sim 12.8\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。TR3 は $1.5 \sim 10.9\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。CS は $47.0 \sim 98.2\mu\text{m}$ の誤差範囲であった。KA は $0.2 \sim 8.8\mu\text{m}$ の誤差範囲で

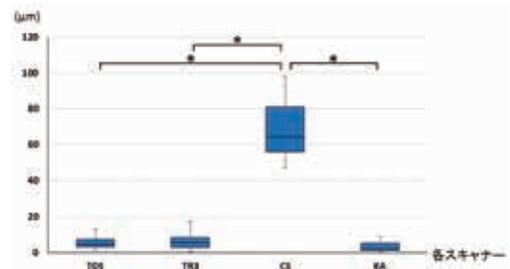


図 9. 基準模型 B における各スキャナーの精度

あった。CSは全てのスキャナー間で誤差が有意に大きかった(図9)。ボールアバットメント間の距離が増加すると真度と精度の両方の誤差が増加する傾向があることが明らかになった。

2. ボールアバットメント間の距離における誤差の変化率の解析

基準模型 A よりも距離がおおよそ2倍である基準模型 B において誤差の変化率は増加する傾向が認められた。基準模型 A における 1mm あたりの誤差の変化率は、TDS で 0.167%、TR3 で 0.031%、CS で 0.298%、KA で 0.023% となった(図 10)。

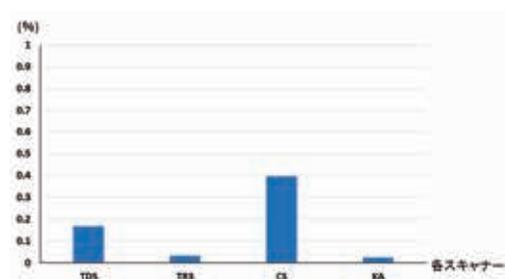


図 10. 基準模型 A における誤差の変化率

基準模型 B における 1mm あたりの誤差の変化率は、TDS で 0.322%、TR3 で 0.077%、CS で 0.526%、KA で 0.067% となった(図 11)。基準模型 A よりも距離が長い基準模型 B は変化率が約 2 倍に増加する傾向が認められた。

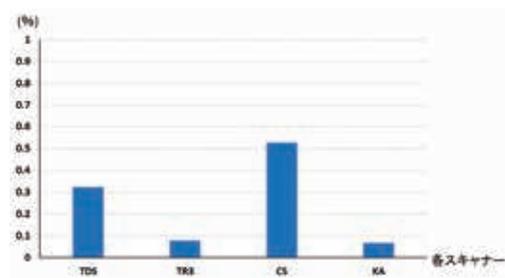


図 11. 基準模型 B における誤差の変化率

考 察

1. 本研究の臨床意義について

口腔内スキャナーを使用した光学印象法によ

る歯科用 CAD/CAM システムは当初、セラミックインレーに限定して実用化に成功した²⁾。歯冠補綴装置をコンピュータ支援、コンピュータ製造することにより早期の機能回復が可能になることが臨床医に受け入れられたと言える⁸⁾。しかしながら対象に制限があり、咬合面形態をコンピュータ上で設計できないという制約があった。

一方、1980 年代以降、咬合面をコンピュータで設計してクラウン・ブリッジを製作することが目標になったが、当初、口腔内における辺縁形態を高い精度で光学印象するのは困難であったため、実用的な歯科用 CAD/CAM システムの開発が進歩し発展してきた¹⁾。光学印象法を用いた歯科用 CAD/CAM システムを使用することにより、歯科技工士サイドにおいては、作業環境、安心・安全な補綴装置の設計・製作、生産性の向上、製作時間の短縮など多くの利点がある。患者サイドにおいては、強い嘔吐反射を持つ患者や、動揺歯の多い歯列、開口障害によるシリコーン印象における従来法が困難な場合に、非常に有効であると推察される。

また、口腔インプラント領域においては、シリコーン印象材によるインプラント精密印象採得において、オープントレー法を用いた際、ドライバーの使用が付加欠になるが、後方臼歯部の場合、たとえ開口量が確保されていても上下顎のクリアランスがない場合の印象操作は困難を極めることが推察される³⁾。インプラント治療における光学印象法への応用は、光学印象専用のヒーリングアバットメントを直接測定することにより、臼歯部の印象操作が簡便となり、時間の短縮とともに設計の自由度の拡大、均一な適合精度の確保が容易になる可能性がある³⁾。これに加えて、ヒーリングアバットメント上面に付与されている形状から、アバットメントの高さ、回転防止機構の位置関係、インプラント体の直径などの情報を読み取り、ヘッド部の測定データのみで最終上部構造まで製作することも可能となる。しかし現在、CAD/CAM の精度においては、従来の歯科技工用 CAD/CAM

システムの模型を対象にしたデジタイザーにおいて、接触計測方式やポイントレーザやラインレーザを用いた、いわゆるデスクトップ型の方式についての報告はあるが^{9,11)}、口腔内スキャナーの精度についての報告は少なく、口腔内スキャナーによる光学印象法から得られたデータに関しては未だ不明な点が多いのが現状である^{12,13)}。特にインプラント印象におけるシリコン印象材を用いた従来法にとって代わることができる精度を兼ね備えているかは、必ずしも明らかにされていないのが現状である。

そこで、本研究では口腔内スキャナーとデスクトップ型スキャナーの光学印象法の精度を比較検討し、スキャナーにおける光学印象法の有用性を評価した。

2. 研究方法について

精密な補綴装置製作のためには、印象採得において高い真度と精度が要求される。本研究のように、光学印象法における真度と精度に関しては、様々な報告があり^{12,14,15)}、多くの研究で、基準となる模型と光学印象法で測定して得られたデジタル模型を、Best fit algorithm に基づいて重ね合わせ、変形がどの部位に生じているか評価したものである。この手法は、模型全体の変形を視覚的に表現することが可能であり、またカラーマップによる変位量も確認することができる¹⁴⁻¹⁸⁾。

しかし、上記のソフトウェアによって得られる変位量は評価を行うソフトウェアのメカニズム的な要素に大きく依存しており、本研究のようなボール中心点間の2点間距離といった特定部位における誤差の評価には適さない。そのため本研究では、Best fit algorithm を使用せずにボール中心点の座標を抽出し、ボール中心点間における距離の数値を算出した。これにより各スキャナーにおける具体的な精度の解析が可能となった。

測定方法の精確さを表すために、真度と精度の2つの用語がISO5725-1で定められている^{18,19)}。真度は、基準値となるゴールドスタン

ダードと、得られた測定値を比較し、一致の程度を示すものである。これにより、測定された試料によって得られた参照値から、どの程度の誤差が生じているかを確認することができる。一方精度は、複数回行った測定結果の間の一致の程度を示すものであり、いわゆるばらつきをみている。精度が誤差を評価するうえで必要なのは、測定値のばらつきが大きいと、精度が不良であるということになる。これはたとえ平均値が基準値に一致しても、ばらつきが大きいと正確な測定ができていないとも言えないからである。実際に測定データの解釈においては、このばらつきを考慮する必要がある。精確さという用語は、この規格においては、真度と精度の両方を表すために使用されている¹⁹⁾。

測定項目として、真度は測定結果のばらつきに関しては考慮されておらず、また精度は真の値に対しては関連性がなく、測定における繰り返しの誤差となる。そのため補綴装置製作には、真度と精度の両方の概念を併せ持つ精確さが要求される。精確さが低い補綴装置は適合不良の原因となり、スクリューの緩みや破折、咬合接触不良といった力学的な影響による問題が生じる。そのため不適合な補綴装置が装着されれば、インプラント周囲組織に対して好ましくない生物学的影響が生じる可能性がある³⁾。

CAD/CAM システムにより製作されたインプラント補綴装置の辺縁および内面の適合状態に関して、上部構造の臨床応用が許容されるという報告があるが³⁾、光学印象法によって再現されるインプラント体間の位置関係の誤差については明らかにされていない。また印象の精確さを、製作された補綴装置の適合によって分析した研究²⁰⁾もあるが、補綴装置の全ての製作過程が誤差の影響を受ける可能性があるため、印象の精確さだけの影響として述べるのは非常に困難であると考えられる。

3. 研究結果について

本研究のボール中心点間距離の測定結果は、4機のスキャナー間で真度、精度ともCSが最

も低く、KAが最も高い結果であった。デスクトップ型スキャナーは、外光を遮断された状態を確保し、測定対象物を一定の距離で固定して、広範囲で高性能なカメラによって様々な方向から測定を行う。その後ソフトウェア上で自動的に複数のデータを合成してSTLデータを作成するので手技に左右されない。上記理由で、真度と精度の偏差は非常に小さく、高い真度、精度を持ち合わせていることが示唆される。

一方、口腔内スキャナーは測定時間においてデスクトップ型スキャナーよりも優位であるものの、デスクトップ型スキャナーと比較してカメラのサイズが小さいため、一度に測定できる範囲が限定され、随時測定したデータをつなぎ合わせ、数珠状に合成してデータ全体を構成し、STLデータを作成するため、歪みが生じやすいことが考えられる。これまでの研究で^{15,18)}、口腔内スキャナーを使用した際の歯列全体の再現性における研究が行われており、歯列弓において歪みが発生する結果も報告されている。そのため、本研究においても距離が長い基準模型Bにて真度、精度とも誤差が増加したことが考えられる。これは距離が長くなることにより、測定されたデータを合成する際の誤差を生じる頻度が多くなるためと考えられる。

さらに同じ口腔内スキャナーでも、測定原理の違いが精度に影響を及ぼしている可能性が示唆される¹²⁾。測定原理に関しては、大きく分けて2種類あり、TDSは動画撮影形式を用いたActive wavefront sampling (AWS)法、TR3、CSは画像撮影形式を用いた共焦点法といった方式である。動画撮影形式においては連続した撮影になるため、測定手技の影響による誤差は生じにくいと考えられるが、情報量が過多となる場合はデータ合成の際に誤差が大きく生じる可能性がある。画像撮影形式においては合成量が動画撮影方式ほどは多くないため、データ合成を行う際の誤差は生じにくいと考えられるが、測定操作時に撮影がぶれる。しかしながら、動画撮影方式と比較して撮影時間が長い場合、測定時にぶれが生じ、情報量の変化や

誤差が発生する可能性も考えられる。そのため臨床応用に際しては、その原理を理解した上で正確な操作方法を身につける必要がある²⁾。実際、口腔内スキャナーによる測定は術者や手技によって真度や精度に影響を受けることも報告されている²⁾。測定操作や対象物との距離など術者の手技的影響が大きいものと思われるが、全てを排除することは困難だと考えられる。本研究においては、CSが真度、精度とも誤差が大きい結果となった。これは他の口腔内スキャナーと比較して球の計測が困難で、アバットメント上部の再現が十分でなかったことによるものと考えられる。

実際の臨床の場では、単独歯の欠損補綴から全顎にわたる多数歯欠損補綴まで、様々な大きさの歯列弓の印象採得が行われている。中でも、ロングスパンやフルアーチの印象採得は容易ではない。本研究では、ボール中心点間距離が約9.6mmの基準模型A、ボール中心点間距離が約18.4mmの基準模型Bを用いて、歯列弓の長さによる真度の違いを検討した。結果は、より長い歯列弓の場合に口腔内スキャナーの誤差が増加することを示した。口腔内スキャナーによる測定による最大誤差は、ボールアバットメント間の距離が長い基準模型Bで得られた。これは、複数歯の測定に関して、距離が長くなるとデータの合成頻度が多くなり、より大きな誤差を生じるという原因に起因する可能性がある。本研究では、図8に示すように、最大誤差の平均値は97.2 μm であった。口腔内スキャナーによって得られたこの値はかなり高かったが、臨床的に許容できる可能性がある。なぜならShimらは、100 μm 以下のセメントスペースは臨床的に許容可能であることを報告している²¹⁾。基準模型Bで使用された各口腔内スキャナーの誤差は許容範囲内であり、少数歯欠損の場合には口腔内スキャナーの誤差をセメントスペースで補償できると思われる。

また、デスクトップ型スキャナーを用いる際は、従来法であるシリコン印象と石膏を使用した作業用模型との併用となり、作業用模型を

製作する際に生じる誤差は in-vitro 研究で真度は $20.4 \pm 2.2 \mu\text{m}$ 、精度は $12.5 \pm 2.5 \mu\text{m}$ との報告¹⁸⁾がある。さらに別の研究による作業用模型の誤差は、真度が $22.5 \pm 12.4 \mu\text{m}$ であり、精度が $13.5 \pm 8.6 \mu\text{m}$ であったという我々の研究の結果と類似している報告もある⁷⁾。この研究に基づくと、いくつかの口腔内スキャナーの誤差は、作業用模型の誤差よりも小さかった。本研究においては、デスクトップ型スキャナーは口腔内スキャナーよりも誤差が小さいという結果であった。このことから、デスクトップ型スキャナー自体の真度と精度の高さが明らかになった。しかし、実際の臨床においてデスクトップ型スキャナーは、作業用模型を測定するため、印象材や石膏といった材料に起因する誤差を排除できない。

一方、基準模型 B の口腔内スキャナーの真度の誤差値は、基準模型 A よりも高く、1mm あたりの距離の誤差における増加率は約 2 倍であった。したがって距離が増加するとデスクトップ型スキャナーに比べ、口腔内スキャナーは誤差の変化率が大きいことから、歯列全体を測定する必要がある症例においては、デスクトップ型スキャナーを使用したほうが望ましいと推察される。以上の結果から、口腔内スキャナーとデスクトップ型スキャナーのどちらを使用するかに関しては、症例に応じた対応が必要になることが考えられる。また、インプラント上部構造製作において従来法ではなく、口腔内スキャナーによる光学印象法を用いることで、印象用コーピングとアナログ接続時のエラーを排除し、さらに口腔内スキャナーは印象材や石膏を必要としないことから、印象材の収縮、撤去時の変形、石膏の硬化膨張による誤差を排除することが可能である。これらを考慮すると、口腔内スキャナーの使用による光学印象法の有用性は高く、光学印象法を用いた複数歯におけるインプラント上部構造の製作は可能であることが推察される。

結 論

距離の精度に関しては、デスクトップ型スキャナーと同等の誤差範囲内で、アバットメントの位置関係を再現可能な口腔内スキャナーも存在することが明らかとなった。口腔内スキャナーは材料による誤差を排除することができるため、真の値に近い寸法安定性を有する可能性があり、複数歯のインプラント治療において、口腔内スキャナーによる光学印象法は、臨床応用可能であることが示唆された。

謝 辞

稿を終えるにあたり、丁寧なるご指導と多大なるご協力を賜りました。地方独立行政法人岩手県工業技術センター素材材技術部機械班の和合健先生に、謹んで感謝の意を表します。また、絶えず多くのご支援とご協力を頂きました補綴・インプラント学講座の諸先生方に心より御礼申し上げます。

利 益 相 反

なお、本研究において、開示すべき利益相反はない。

引 用 文 献

- 1) Beuer, F., Schweiger, J., and Edelhoff, D.: Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br. Dent. J.*,204:505-511,2008.
- 2) Mehl, A., Ender, A., Mörmann, and W., Attin, T.: Accuracy Testing of a New Intraoral 3D Camera. *Int. J. Comput. Dent.*,12:11-28,2009.
- 3) Nayyar, N., Yilmaz, B. and McGlumphy, E.: Using digitally coded healing abutments and an intraoral scanner to fabricate implant - supported, cement - retained restorations. *J. Prosthet. Dent.*,109:210-215,2013.
- 4) Zimmer, S., Göhlich, O., Rüttermann, S., Lang, H., and Raab, W.: Long-term survival of Cerec restorations : a 10-year study. *Oper. Dent.*,33:484-487,2008.
- 5) Andriessen, F. S., Rijkens, D. R., van der Meer, W. J., and Wismeijer, D.W.: Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J.*

- Prosthet. Dent.,111:186-94,2014.
- 6) Kurbad, A. and Kurbad, S.: CAD/CAM-based implant abutments made of lithium disilicate. *Int. J. Comput. Dent.*,16:125-141,2013.
 - 7) Ajioka, H., Kihara, H., Odaira, C., Kobayashi, T., and Kondo, H.: Examination of the Position Accuracy of Implant Abutments Reproduced by Intra-Oral Optical Impression. *PLoS. One.*,10, e0164048, doi,10.1371/journal.pone.0164048,2016.
 - 8) Miyazaki, T., and Hotta, Y.: CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian. Dental. Journal.*,1:97-106,2011.
 - 9) Fluegge, T., Att, W., Metzger, M., Metzger, M., and Neison, K.: A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *J. Prosthodont.*, doi:10.1111/jopr.12362:14,2015.
 - 10) Hamza, T. A., Ezzat, H. A., El-Hossary, M. M., Katamish, H. A., Shokry, T. E., and Rosenstiel, S. F.: Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J. Prosthet. Dent.*,109:83-87,2013.
 - 11) Kim, B. C., Lee, C. E., Park, W., Kang S. H., Zhengguo, P., Yi, C. K., and Lee, S. H.: Integration accuracy of digital dental models and 3-dimensional computerized tomography images by sequential point and surface-based markerless registration. *Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. Oral. Radiol. Endod.*,110:370-378,2010.
 - 12) van der Meer, W. J., Andriessen, F. S., Wismeijer, D., and Ren, Y.: Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS. One.*,7, doi: 10.1371/journal.pone.0043312,2012.
 - 13) Boeddinghaus, M., Breloer, E. S., Rehmann, P., and Wöstmann, B.: Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin. Oral. Investig.*,19:2027-2034,2015.
 - 14) Patzelt, S. B., Vonau, S., Stampf, S., and Att, W.: Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J. Am. Dent. Assoc.*,144:914-920,2013.
 - 15) Patzelt, S. B., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J. R., and Att,W.: Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin. Oral. Investig.*,18:1687-1694,2014.
 - 16) Güth, J. F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F., and Edelhoff, D.: Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin. Oral. Investig.*,17:1201-1208,2013.
 - 17) Nedelcu, R. G., and Persson, A. S.: Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J. Prosthet. Dent.*,112:1461-1471,2014.
 - 18) Ender, A., and Mehl, A.: Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J. Prosthet. Dent.*,109:121-128,2013.
 - 19) DIN ISO 5725-1: 1997-11. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results-Part1: General principles and definitions (ISO 5725-1:1994) .
 - 20) de França, D. G., Morais, M. H., das Neves, F. D., and Barbosa, G. A.: Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J. Prosthet. Dent.*,113:22-28,2015.
 - 21) Shim, J. S., Lee, J. S., Lee, J. Y., Choi, Y. J., Shin, S. W., and Ryu, J. J.: Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J. Appl. Oral. Sci.*,23:515-522,2015.

Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners

Shota Fukazawa

Department of Prosthodontics and Oral Implantology, School of Dentistry,
Iwate Medical University

(Chief : Prof. Hisatomo Kondo)

[Received : December 28, 2016 : Accepted : January 6, 2017]

Abstract : We examined the accuracy, including trueness and precision, of the intraoral scanners comparing with laboratory desktop scanner to clarify the error level of intraoral scanners.

Measurements were performed using a computer numerical control coordinate measuring machine (CNCCMM) of the reference models as a control. Subsequently, intraoral scanners and a laboratory desktop scanner were used for measurements of the reference. Trueness and precision of distance were evaluated by image analyzing software.

The trueness measured by the True Definition Scanner (TDS) and Carestream3500 (CS) was bigger than that measured by TRIOS3 (TR3) and KaVo (KA) . With regard to reference model, there was a significant difference between the precision measured by CS and that measured by the other scanners. With regard to reference model, error of trueness measured by CS was significantly bigger, compared with the one measured by the other scanners. However, error range of intraoral scanners, except for CS, was considerably small.

The results of this study indicated that an optical impression method with an intraoral scanner could be applied to implant therapy for multiple teeth missing.

Key words : Intraoral scanner, CAD/CAM, Trueness, Precision, Optical impression