

無歯顎の症例に対するインプラント治療とデジタル技術を併用した新たなフルアーチ補綴装置作製に向けたデジタルワークフローの検討

青木, 司

<https://hdl.handle.net/2324/6787533>

出版情報 : Kyushu University, 2022, 博士 (歯学), 課程博士
バージョン :
権利関係 :



無歯顎の症例に対するインプラント治療と
デジタル技術を併用した新たなフルアーチ補綴装置
作製に向けたデジタルワークフローの検討

九州大学大学院歯学府

口腔機能修復学講座 歯周病学分野

青木 司

指導教員

九州大学大学院歯学研究院

口腔機能修復学講座 歯周病学分野

西村 英紀 教授

本研究の一部は下記の論文に受理され、公表された。

Application of a new scan body for face-driven fixed prosthetics

Naruto Otawa, Tsukasa Aoki, Tomoki Sumida, Tsukasa Yanagi, Hirofumi Kido

Clinical and Experimental Dental Research : Volume 8, Issue 1, p. 275 – 281, February,
2022

目次

- I 緒言
- II 口腔外スキャンボディと新たなデジタルワークフローの検証
- III 新たなデジタルワークフローの精度検証
- IV 大きさが口腔外スキャンボディへ与える影響の検証
- V 総括
- VI 謝辞
- VII 引用文献

要旨

デジタル技術を用いた補綴装置の設計のための新たなデジタルワークフローを確立するための研究を行った。

デジタル技術の普及による恩恵は歯科においても見られ、Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (以下 CAD/CAM)を用いて患者の補綴装置を設計することができるようになった。CAD/CAM で歯科用の補綴装置を設計するにあたって、口腔内の軟組織と硬組織のみが参考にされることが多々ある。しかしながら、機能性および審美性を考慮すると口腔内だけではなく口腔外、つまり顔面上の解剖学的情報も重要である。補綴装置を設計するためには顔面の軟組織と補綴装置の調和が重要であることから、現在の CAD/CAM を用いた設計では、審美性はもちろん、機能性の高い補綴装置を設計するには限界がある。例えばフルアーチの補綴装置の咬合平面は全部床義歯の設計と同様に、口腔内の解剖学的特徴だけではなく患者の顔面上に存在する解剖学的特徴から得られる指標に合わせて咬合平面などを付与するのが望ましいものの、未だ顔面の軟組織情報を CAD ソフトウェアに正確に取り込む技術はない。よって、より審美性と機能性を追求したフルアーチのインプラント固定式補綴装置を CAD で設計するため、所謂 Virtual patient(仮想患者)を作成することを目的とした新たなデジタルワークフローを確立することとした。

インプラント治療における顔面の軟組織情報を CAD に組み込んだ新たなデジタルワークフローを開始するためには、顔面に対するインプラントの空間的位置を特定することが不可欠である。しかし、今日存在する歯科用治具に顔面に対して空間的にインプラントの位置を特定する歯科用治具がないため、ポリエーテルエーテルケトンを用いて新たな口腔外スキャンボディを開発した。次に新たな CAD のデジタルワークフローを用いて Virtual Patient を作成でき

ることを検証した。インプラントが 12, 15, 22, 25 相当部に 4 本埋入された上顎模型と歯科用マネキンを用いた。口腔内の情報は超硬質石膏で作製した作業模型をラボスキャナー(以下 LS)で、顔面の三次元情報はハンドヘルドスキャナー(以下 HS)で採得した。歯科用マネキンに模型を装着し口腔外スキャンボディ装着と非装着の状態で HS による光学印象採得を行い、従来のスキャンボディを装着した上顎模型の光学印象を LS で採得した。各光学印象より得られたインプラントのアバットメントの位置データを重ね合わせると顔面に対するインプラントの空間的位置が特定された Virtual Patient を作成することができた。

採得した光学印象の精度を検証するため、従来のスキャンボディと口腔外スキャンボディを用いて得られたアバットメントの位置を CAD ソフトウェア上で重ね合わせた。従来のスキャンボディと LS で採得した光学印象データは精度、正確度ともに高いことから、これを Reference data とした。口腔外スキャンボディと HS で採得したデータを Scan data とし、Scan data を Reference data と重ね合わせ作成した color coded deviation map 上では、全てのアバットメントにおいて両者間でほぼ相違がないことが明らかになった。両者間の平均偏差は $0.0733 (\pm 0.0245) \text{ mm}$ であった。さらに、CAD 上で設計し 3D プリンターで作成したインプラント固定式補綴装置を歯科用マネキンに装着してマネキンの正中と補綴装置の正中の相違を計測することで精度を検証したところ、上顎模型と実際に CAD で設計し作製した上顎補綴装置の間に差を認めず、有意差もなかった。

最後に今回考案した新たなデジタルワークフローの臨床応用を目指すにあたって、口腔外スキャンボディの被スキャン部位の大きさが精度に影響を与えるかを検証した。被スキャン部位にある三角形の一辺が試作のものよりも 1.5 倍、2.0 倍長いものを作成し CAD ソフトウェア上で重ね合わせた。被スキ

ャン部位が大きくなるほど精度が高くなる傾向が見られたものの有意差がなかったため、試作のサイズでも臨床応用に十分効果的であることが示唆された。

以上のことから、新しく開発した口腔外スキャンボディは Virtual Patient を作成するために十分な精度を有し、これを用いた新たなデジタルワークフローは口腔内だけではなく口腔外の情報を用いて補綴装置の設計を行えるため、従来の CAD/CAM 技術では困難だった無歯顎の症例に対して顔面の解剖学的情報を用いて補綴装置への咬合平面の付与が容易になると考えられた。

I 緒言

デジタル技術の発達は歯科治療に多くの革新をもたらし、歯科治療の質の向上に貢献している¹。その代表例としてComputer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (以下CAD/CAM)の歯科治療への応用が挙げられる。CAD/CAM技術を歯科に取り入れたことにより、従来法と比較して補綴装置の設計がより簡便になり製作時間を大幅に短縮でき、患者さんとの接触時間も短縮できるためウイルス感染リスクが低下するなど様々な恩恵を歯科治療にもたらした²⁻⁶。CAD/CAMのワークフローを開始するためにはスキャナーを用いたデジタル印象が必要である。使用するデジタル印象方法は目的によって異なるが、口腔内スキャナー(以下IOS)による光学印象採得からコンピューター断層撮影(以下CT)など、用途により撮影方法は様々ある⁷。

従来の補綴装置の設計方法、もしくはデジタル技術を用いた補綴装置の設計方法を問わず、歯科の補綴装置を設計する際は口腔内の軟組織および硬組織を参考にしながら設計を行ってきた。少数歯欠損の症例であるなら口腔内の情報でのみ設計は可能であるが、欠損歯数が増加するほどこれらの情報だけでは機能性および審美性の高い補綴装置を追求するには情報が不足するため困難になってしまう。特に現在普及しているCADを利用した方法で無歯顎の症例に対してフルアーチの補綴装置を設計する場合、口腔内の情報だけではカンペル平面などの補綴装置に付与する咬合平面⁸の参考となる解剖学的特徴が不足しており、その判断は歯科医師や歯科技工士の裁量に委ねられることが多々ある。また、顔面上に存在する解剖学的特徴は咬合平面の指標として重要なだけではない。より審美性の高い補綴装置を設計、作製するためには患者の顔面軟組織と補綴装置の調和が重要であることから、患者の顔面上に存在する組織の情報が必要である⁹⁻¹³。現在は患者の正面から顔面を撮影した写真などを参考

にしながら補綴装置を設計しているが、写真はあくまでも二次元の情報しか得られないことから、三次元(以下3D)情報が不足しており、今日のデジタル技術が持つ潜在的能力を十分に発揮できていないのが現状である。

以上から、現在歯科用の補綴装置を設計する際に広く用いられているデジタル技術を用いた方法における問題点として、補綴装置を設計する際の患者の顔面の解剖学的情報の欠如により、無歯顎の患者には適応することが難しい点が挙げられる。よって、デジタル技術を用いて無歯顎の患者にもより機能性と審美性を追求した補綴装置を設計、作製するためには顔面の3D情報を得ることが必須である。これを実現するためには、補綴設計作業を行うパーソナルコンピュータ上で所謂Virtual Patient (仮想患者)を作成することが必須であるといえる。

診断、治療のシミュレーション、または補綴装置の設計のために患者の顔面の解剖学的情報を用いたVirtual Patientの作成を試みた研究は多数報告されている¹⁴⁻¹⁶。無論これらの方法はVirtual Patientを用いて補綴装置を設計、作製するには効果的な方法であるが、いずれの方法においても顔面の軟組織ではなくCT撮影によって得られた顔面の硬組織と口腔内の情報のみを用いており、顔面の軟組織の情報は補綴装置の設計にほとんど用いられていない。またこれらの方法はデータの重ね合わせの際、口腔内の歯列を指標として顔面の硬組織データと口腔内のデータを重ね合わせるため、残存歯がある症例にしか適応しておらず、無歯顎の症例には用いることができない。

今日、無歯顎の患者への治療として全部床義歯だけではなくインプラントを支台としたフルアーチの補綴装置を用いた治療が注目されている^{17,18}。以上から、現在需要が高まっているインプラント治療において、顔面軟組織の情報をCAD/CAMに組み込んだフルアーチの補綴装置を設計するための無歯顎

の患者に対応できる新たなデジタルワークフローを確立し、臨床応用に向けた有益性を検討することを本研究の目的とした。

II 口腔外スキャンボディと新たなデジタルワークフローの検証

目的

顔面の軟組織情報をCAD/CAMに取り込んでVirtual Patientを作製する方法がないため、まず顔面の軟組織情報をCADソフトウェア上に取り込む歯科用治具を作成し、この歯科用治具を利用したインプラント治療における新しいデジタルワークフローを作成することとした。

使用器材と方法

i) 新たなデジタルワークフローの立案

新たなCAD/CAMのデジタルワークフローを作成するためには、現在普及しているデジタルワークフローを理解することが重要である。現在のインプラント治療後の補綴装置設計のためのCAD/CAMワークフローは、オッセオインテグレーションのためインプラント体埋入後3-4ヶ月待ったものに対してスキャンボディを装着しIOSにて直接光学印象採得する直接法、もしくはシリコーン印象材などで口腔内の精密印象採得したものに超硬質石膏を流し込んで作製した作業模型にスキャンボディを装着、そして歯科用ラボスキャナー(以下LS)で光学印象採得を行う間接法によって始まる。いずれかの方法によって得られた3DデータをStandard Tessellation Language (以下STL)ファイル形式に変換しCADソフトウェアにて使用できるようにする。その後CADソフトウェア上で設計した補綴装置のデータを歯科用ミリングマシンに送信して補綴装置を作製する、といった流れが現在のスタンダードである¹⁹⁾。

今回新しく考案したデジタルワークフローは現在主流のものを踏襲し

つつ新しい手順を含んでいる。手順は以下に示す通りである：

- 1) 患者の安静時の顔面および笑顔をハンドヘルドスキャナー(EinScan Pro-plus, Shining 3D, 以下HS)を用いてそれぞれの3Dデータを採得する(図1)。
- 2) 患者に口腔外スキャンボディを装着した状態でHSを用いて顔面の3Dデータを採得する。
- 3) 通例通り、事前にシリコーン印象材などで患者さんの口腔内を精密印象採得し超硬質石膏で作製した作業模型にDESS社製の従来のスキャンボディ (Lab Scan Body, DESS, アメリカ)を装着したものをLS (PRIME, DOF、韓国) (図2)にて撮影することで、口腔内の硬組織および軟組織の情報および口腔内におけるアバットメントの位置が明らかになる。
- 4) 手順1)および手順2)で得られたデータを重ね合わせることで、顔面におけるアバットメントの空間的な位置情報が得られる。
- 5) 手順2)と手順3)で得られたデータを重ね合わせることで口腔内におけるアバットメントの空間的位置が明らかになる。このデータと手順4)で得られたデータを歯科用CADソフトウェア(exocad、ドイツ)を用いて、アバットメントの位置をベストフィットアライメントにて重ね合わせる。



図1 ハンドヘルドスキャナー

今回の検証で用いた Shining 3D 社製のハンドヘルドスキャナー、EinScan-Pro+。



図2 ラボスキャナー

今回の検証で用いた DOF 社のラボスキャナー

これを簡略化し図示化したフローを図3に示す。このデジタルワークフローを用いた補綴装置作製は、インプラント治療を受けてオッセオインテグレーションが起きた患者には誰にでも使用できる。今回の検証においてはChanらの報告によって紹介されているインプラントを支台としたフルアーチの補綴治療の方法に倣い、インプラントが12, 15, 22, 25相当部に4本埋入された無歯顎の上顎模型と歯科用マネキンを用いた²⁰。

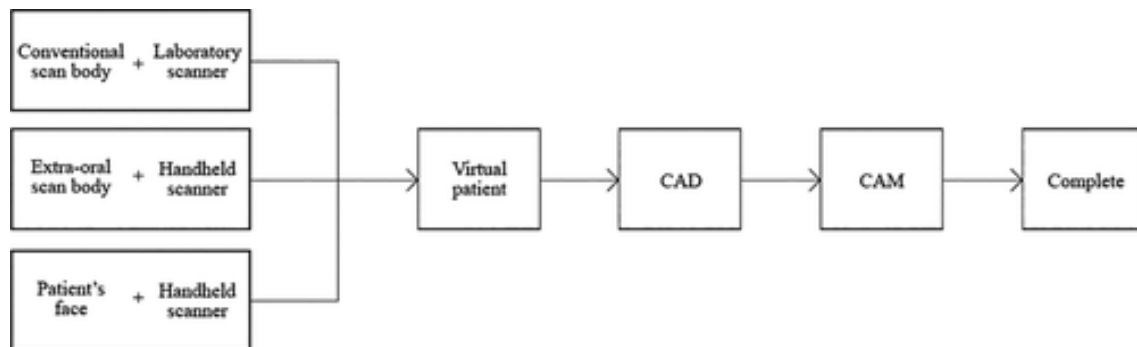


図3 新しく考案したデジタルワークフローのフローチャート

これらのデータを用いることでVirtual patientを作成し補綴装置を設計することが可能となる。設計が問題なければ補綴装置の作製を行う。(CAD : Computer-aided design, CAM : Computer-aided manufacturing)

ii) 口腔外スキャンボディの設計および作製

先述した新たなデジタルワークフローを実現するためには、現在顔面におけるインプラントの空間的位置情報を採得するための歯科用治具が無いため、新しく設計した口腔外スキャンボディをブレーンベース社に依頼し口腔外スキャンボディを作製した。HSでスキャンしたときに複雑な形状だと影になりスキャンできない部分が発生し、データの歪みが大きくなる可能性がある。よって、スキャンが困難な部分によるデータの歪みが最小限になるよう、口腔外スキャンボディはなるべく単純な形状にすることとし、スキャンされる部位は辺の数が最も少ない三角形を採用した²¹。口腔外スキャンボディは、Extra-oral region、Pillar region、Base regionの3つの区画に分けて設計した(図4, 図5)。

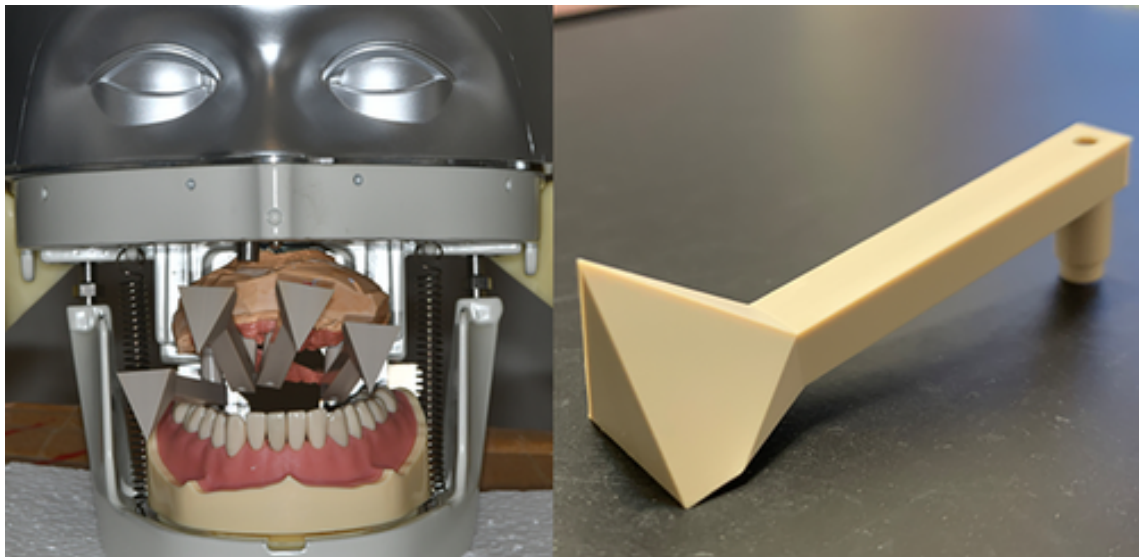


図4 新たに考案した口腔外スキャンボディ

- (右) ポリエーテルエーテルケトンを用いて作製された口腔外スキャンボディ。
- (左) 口腔外スキャンボディを作業模型に装着し、歯科用マネキンの口腔内に装着した。

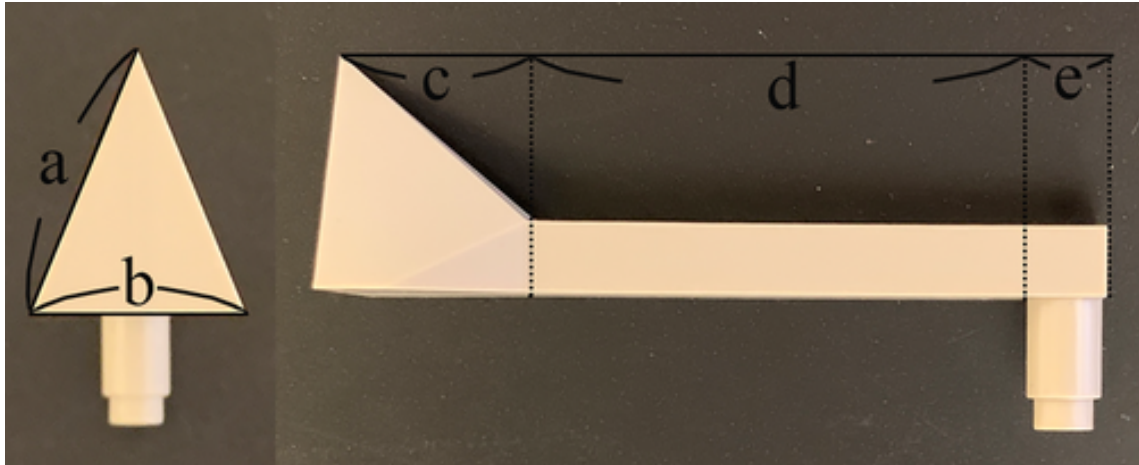


図5 口腔外スキャンボディの各部位の名称

(a) Legs of extra-oral triangle, (b) Base of extra-oral triangle (c) Extra-oral region (d) Pillar region, (e) Base region

Extra-oral regionにある三角形が主にスキャンされる部位であり、Base regionがスクリューを用いて埋入されたインプラント体とアバットメントに締結される部位である。Pillar regionはExtra-oral regionとBase regionを繋ぐ部位であり、一部口腔外に出ていることから被スキャン部位としても機能する。各区画および各部の名称と具体的な寸法は図5と表1に記載の通りとした。

表1 口腔外スキャンボディの寸法

	a) Legs of extra-oral triangle	b) Base of extra-oral triangle	c) Extra-oral region	d) Pillar region	e) Base region
長さ	20 mm	15 mm	15 mm	40 mm	7 mm

各部位は図5を参照。

結果

新しく考案したワークフローに則って、図6に歯科用マネキンの特徴を参考にしながら行った上顎のフルアーチの補綴装置設計過程の一部の画像を示す。図6では、HSとLSを用いて口腔内および顔面に対する各インプラントのアバットメントの位置を特定することによって、上顎のフルアーチのデジタルワックスアップを上顎の模型を装着したマネキンのデータと重ね合わせて、補綴装置を設計することができた。今回はマネキン上で明らかになっている解剖学的特徴である目、鼻の一部および耳と下顎の残存歯列を参考にしつつ、正中および咬合平面を付与しながら様々な角度から上顎フルアーチの設計を行うことができた。これにより、補綴装置設計時に口腔内だけではなく顔面の解剖学的特徴を有効に活用できたといえる。

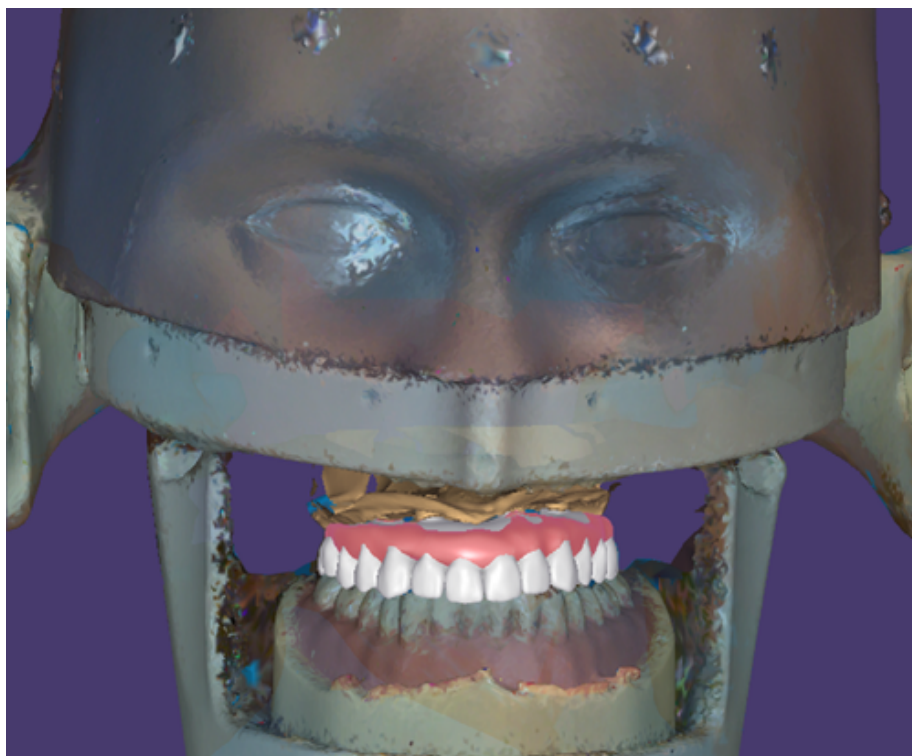


図6 マネキンと口腔内の模型を重ね合わせての補綴装置の設計

従来のスキャンボディとLS、口腔外スキャンボディとHSを用いてVirtual Patientを作成してからの補綴装置の設計過程を示す。補綴装置のCADデータがマネキンの口腔内に重ね合わされている。様々な角度から確認し、細かい設計が可能となった。

考察

今回の検証で使用した歯科用マネキンは目や耳、そして鼻の一部など限られた解剖学的特徴しか再現されていなかったが、口腔外スキャンボディを用いた新しいデジタルワークフローによりVirtual Patientを作成し、Virtual Patientに合わせて上顎のフルアーチの補綴装置を設計することができた。実臨床ではより多くの顔面および口腔内の解剖学的特徴を参考にすることができるため、より機能的かつ審美的に精密な補綴装置を設計することが可能となることが示唆された。今回は上顎のみの補綴装置の設計であったが、上下顎ともに無歯顎の患者にフルアーチの補綴装置を施すことも想定される。従来の方法では困難であった上下無歯顎の症例においても、今回の新しいデジタルワークフローを用いることで、CADソフトウェア上で患者の解剖学的特徴を参考にしつつ適切な咬合平面を付与することが期待される。今回の検証において使用した歯科用マネキンは図7で示すように、全部床義歯の咬合平面を設定する際に用いられるカンペル平面を設定するための解剖学的指標である鼻下点が固定バンドに隠れて不明であったこと、耳が通常の解剖学的位置より下に設定されていることなどから新しいデジタルワークフローでの咬合平面の設定を証明することが困難だった。ただし、実際の無歯顎の患者さんにこのデジタルワークフローを用いることで、カンペル平面などの咬合平面を補綴装置に設定できることが強く示唆された。

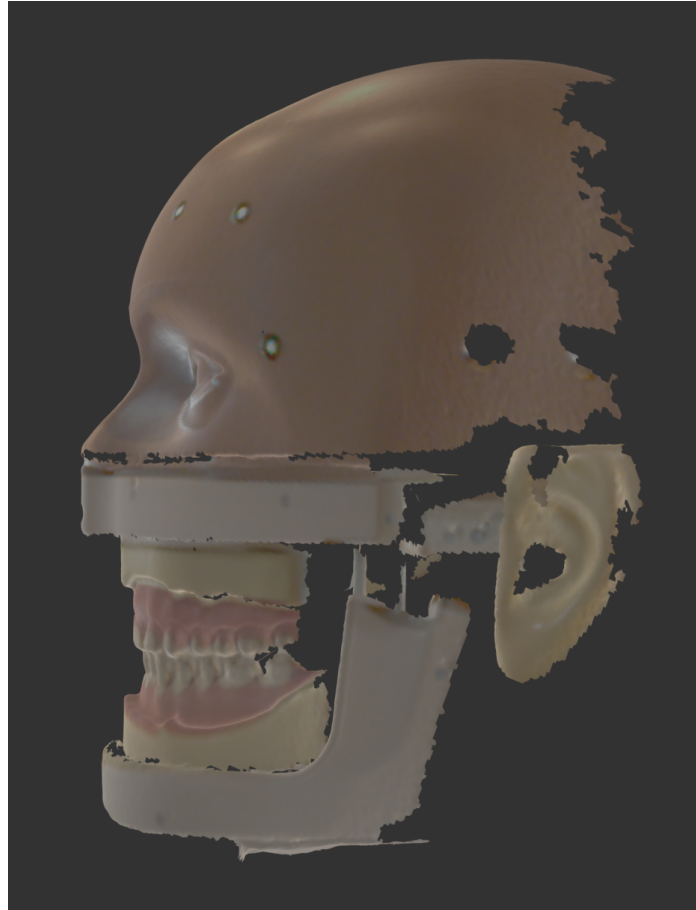


図7 検証に使用したマネキンの側面観

今回用いたマネキンは中顔面と下顔面を繋ぐ構造物が鼻下点と重なっていること、耳の位置が実際のヒトより下部に配置してあることからカンベル平面を設定できなかったが、実臨床ではカンベル平面の設定が可能と考えられる。

本研究においては歯科用マネキンを使用したため、撮影時に体動はなかった。しかし、HSで患者の撮影を行う場合、患者が体動を起こすことが想定されるため、モーションアーチファクトが生じる可能性がある。モーションアーチファクトにより得られたデータでは、歪みが生じデータの精度が低下するため、今後は実際の患者に使用しモーションアーチファクトによるデータの歪みを検証する必要がある。また、このデータの歪みを想定して一度設計した補綴装置で不具合がないかを確認するため、最終補綴装置を作成する前に、最終補綴装置と同じ設計で別の簡易な素材で作製したものを患者の口腔内に試適して詳細に観察することが必要と考えられる。

新しいデジタルワークフローのために新規に口腔外スキャンボディを作製した。新たなスキャンボディを作製にするにあたって、現在スキャンボディに使用される素材はチタンやポリエーテルエーテルケトン(以下PEEK)などあるが、今回はPEEKを素材として使用することを採用した。PEEKは耐屈曲疲労性や形状を維持するのに十分な剛性を有し、物理的および機械的性質が申し分ない素材であることや^{22,23}、Arcuriらが示したように、スキャンボディの素材として使用されているチタンなどと比較して3Dスキャンを行うとき最も精度が高い素材であったことから選択した²⁴。

口腔外スキャンボディで顔面に対してインプラントの空間的位置を特定することができ、それにより新しいデジタルワークフローでVirtual Patientの作成が可能になった。しかし、口腔外スキャンボディの印象精度はまだ確認はできていない。臨床応用に向けてはVirtual Patientの精度が重要である。診断や治療計画立案の補助などのためのVirtual Patientを作成するためJodaらは次に示す情報のうち最低でも2つは必須であると述べた：1)顔面の硬組織、2)顔面の軟組織、そして3)歯列などの硬組織を含む口腔内の情報である²⁵。Jodaらによる

と、これらの中で1)顔面の硬組織と3)歯列などの硬組織を含む口腔内の情報を利用した方法が最も多く、顔面の硬組織の情報を得るためにCTを用いた方法が多数であった。口腔外スキャンボディを用いる方法は顔面の軟組織情報とアバットメントを含んだ口腔内の情報を基にVirtual Patientを作成するため、従来の方法と比較するとCTのような大きな機器は必要なく非侵襲的かつ反復可能であるという利点があり、臨床で用いるのに容易であるといえる。

小括

埋入したインプラントに装着するためのフルアーチの補綴装置を全てデジタル技術で設計するため、Virtual Patientを作成する新たなデジタルワークフローを考案し、実際に歯科用マネキンを用いてVirtual Patientを作成することに成功した。また、新たに開発した口腔外スキャンボディによって顔面に対して空間的にインプラントの位置を特定することができることも確認できた。

III 新たなデジタルワークフローの精度検証

目的

前章において新しく開発した口腔外スキャンボディを用いてVirtual Patientの作成が可能であること、またフルアーチの補綴装置をVirtual Patientを参考にしながら設計することが可能であることを示した。しかし口腔外スキャンボディを用いたデジタルワークフローを臨床応用するにあたって作成したVirtual Patientに重ね合わせるCADデータの位置が正確でなければならない。よって、CADデータの重ね合わせ、および設計した補綴装置を実際に作成したものをマネキンに装着し、規格化された写真撮影を行い精度の検証を行うこととした。

使用器材および方法

i) CADデータ上で重ね合わせによる精度の検証

II章で用いたLS、HS、上顎模型、従来のスキャンボディと口腔外スキャンボディを今回の検証でも引き続き用いた。上顎模型に従来のスキャンボディを4つ装着し、LSで光学印象採得を行った(図8)。これを重ね合わせに用いる元データとして「Reference data」と呼ぶこととした。次に、口腔外スキャンボディを4つ装着した上顎模型を歯科用マネキンに装着し、HSを用いてスキャンを行った(図9)。これらのデータを「Scan data」と呼ぶこととした。HSを用いて撮影する前に、毎回キャリブレーションを行った。Scan dataの撮影は、HSを用いた撮影に精通した撮影者1名によって行った。Reference dataとScan dataの撮影をそれぞれ20回行い、得られたインプラントのアバットメントのSTLデー

タを重ね合わせることによって生じる差異を計測用のソフトウェア(Geomagic Studio 2014)を用いて自動的に最適な状態に重ね合わせてくれるベストフィットアライメント機能を使用し、ベストフィットアライメントの状態の偏差を計測し精度を検証した(図10)。

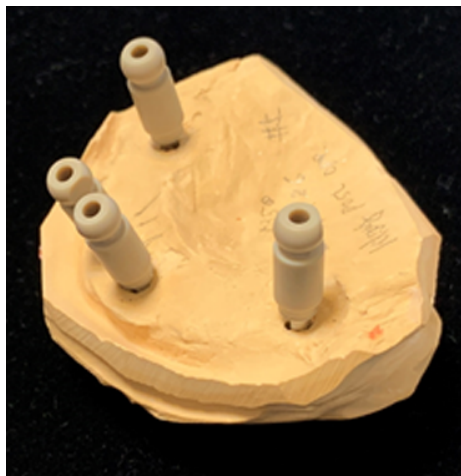


図8 Reference dataの撮影

従来のスキャンボディを12, 15, 22, 25相当部に装着した上顎作業模型。これをラボスキャナーで撮影しReference dataを取得する。



図9 Scan dataの撮影

口腔外スキャンボディを12, 15, 22, 25相当部に装着した上顎作業模型。これをハンドヘルドスキャナーで撮影しScan dataを取得する。

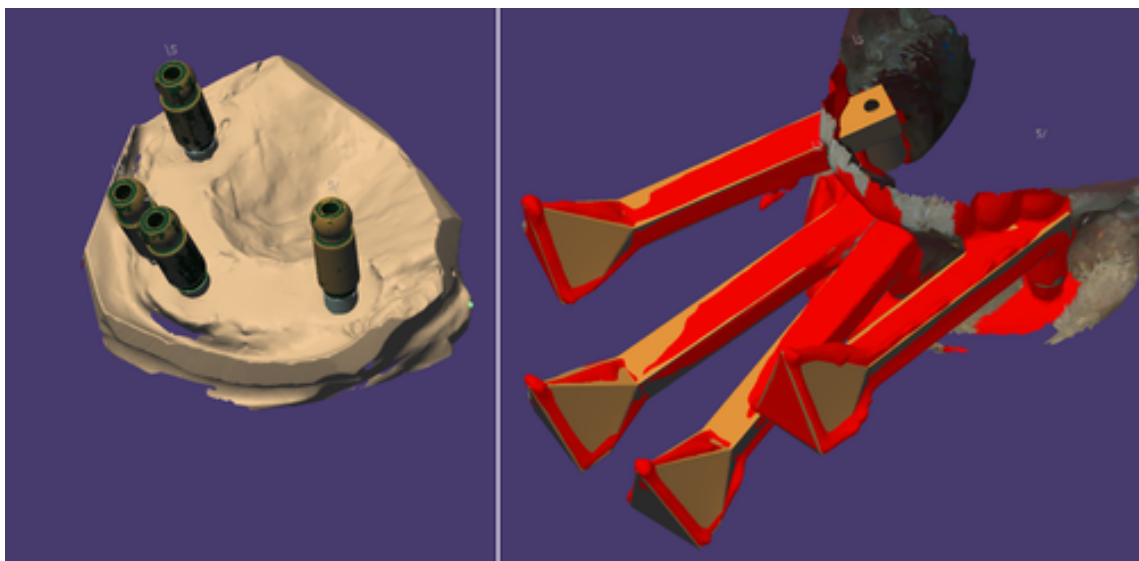


図10 アバットメントの位置特定

(左) ラボスキャナーと従来のスキャンボディを用いて取得したデータの解析過程を示す。緑色はラボスキャナーで得たデータ、ベージュ色はCADデータを示す。

(右) ハンドヘルドスキャナーと口腔外スキャンボディを用いて取得したデータの解析過程を示す。赤色はハンドヘルドスキャナーで得たデータ、ベージュ色はCADデータを示す。

ii) 作製した補綴装置を用いての規格化撮影の評価

II章で行った口腔外スキャンボディを用いたデジタルワークフローを用いて、実際に設計し作製した補綴装置を歯科用マネキンに装着し、規格化撮影を行った。前述したように今回使用した歯科用マネキンは一部の解剖学的指標しか再現されておらず側貌から見た咬合平面の評価は不可能と判断したため、正中の差異を用いて精度を比較した。現在歯科の領域において写真上での正中を評価する方法が確立されていないため、Rosarioらが紹介した整形外科における写真上での姿勢の評価を行う方法を改変し、今回の評価に用いた²⁶。

Rosarioらの方法に倣って、マス目が1cm x 1cmの方眼紙を歯科用マネキンの後方に配置し、マネキンの前方 1mの位置からカメラ(Nikon社、Nikon D3500)で規格化撮影を行った。マネキンで左右の瞳孔より得られた瞳孔間線の中点(左右の瞳孔から3cmの位置)から瞳孔間線に対する垂線を引き、この垂線と上顎左右中切歯の接触点からの距離を計測した(図11)。歯科用マネキンに付属していた上顎模型で計測した数値を基準とし、作製した補綴装置(図12)を用いて計測したものを比較した。画像は解析ソフトウェアのimage Jを用いて解析を行った。正規性が確認されたため、統計学的検定方法としてスチューデントのt検定を用いて、p値が0.05以下を有意な差とした。

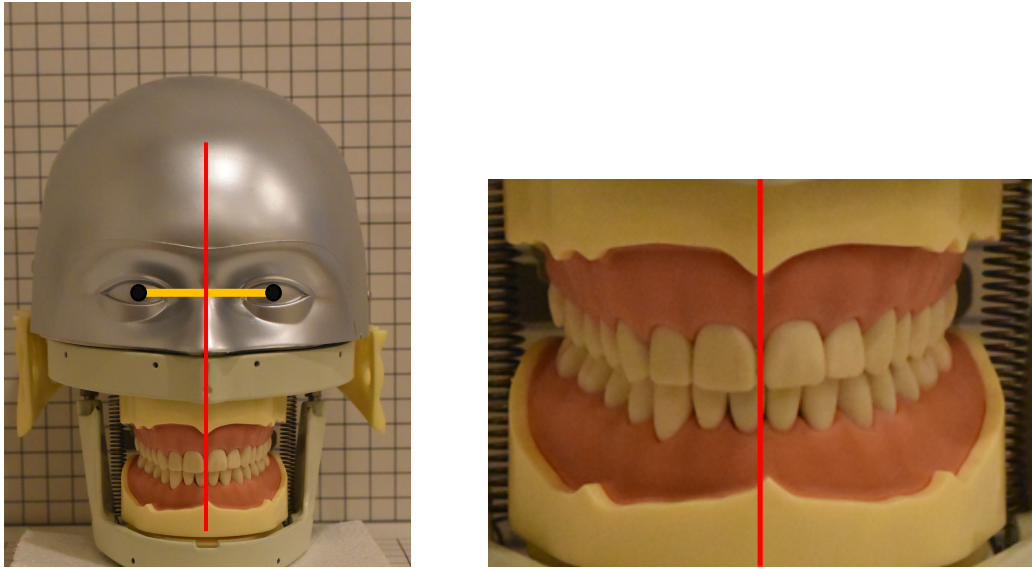


図11 模型の精度の検証方法

左右の瞳孔から引いた瞳孔間線の中点から垂線を引き、接触点との差を image J を用いて計測する。

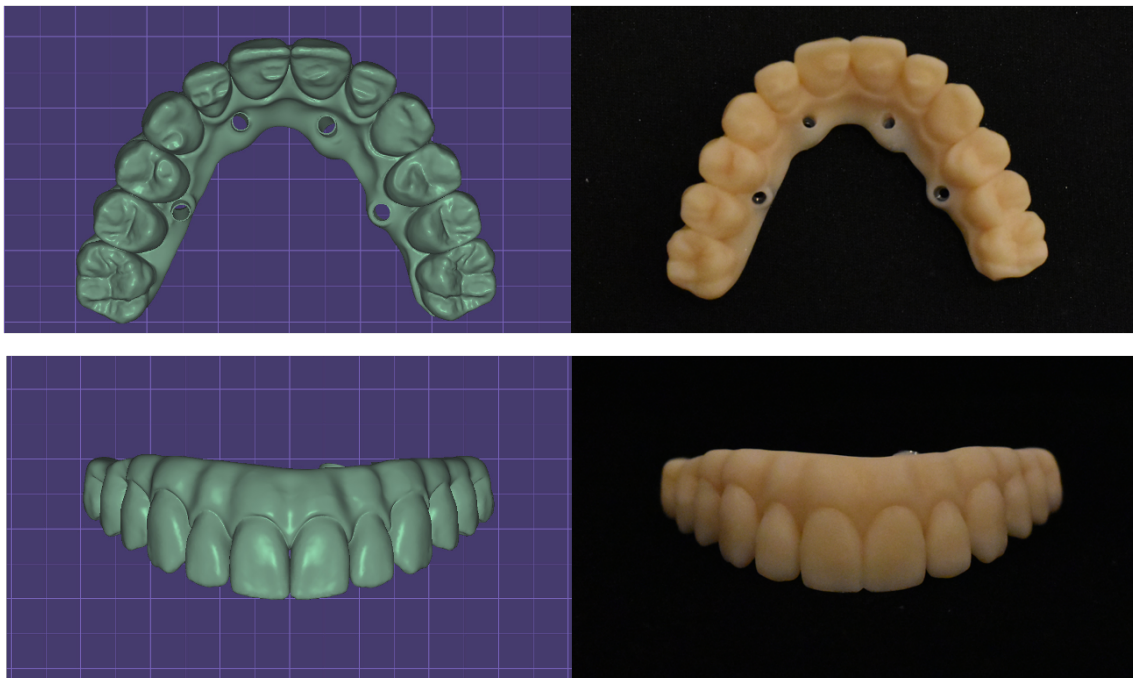


図 12 精度検討のためにフルアーチの補綴装置を実際に作製

新しいデジタルワークフローを用いて設計、製作した上顎補綴装置。このようにして 10 パターンほど作製し計測を行った。

結果

i) CADデータ上での重ね合わせによる精度の検証

Reference dataとScan dataをそれぞれ20回撮影した。Reference dataとScan dataのSTLデータを重ね合わせた画像を図13に示す。Color coded deviation map上で4つの重ね合わせされたアバットメントはほぼ黄色を示した。つまり偏差は0.1mm以内であった。偏差解析の結果、Reference dataとScan dataの平均偏差は0.073 (± 0.025) mmだった。(表 2)

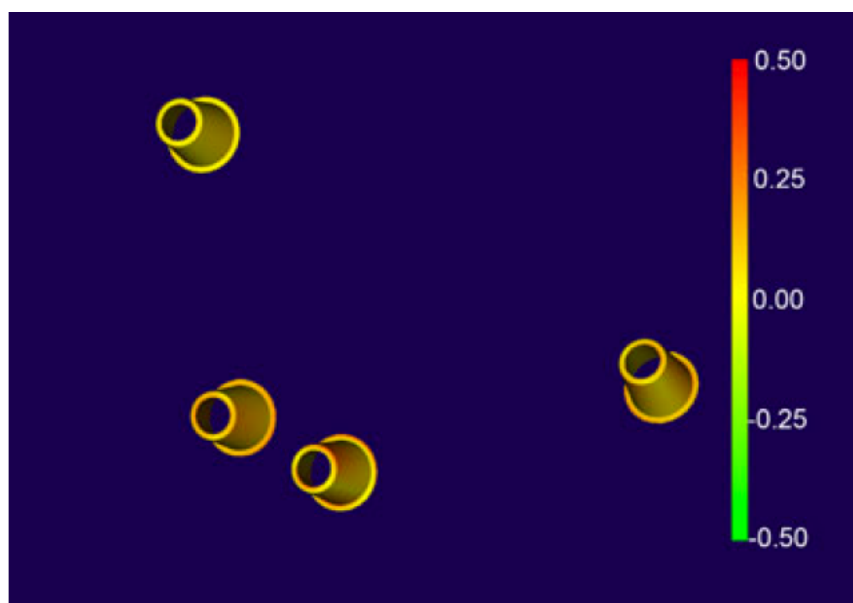


図13 Reference dataとScan dataの偏差

Reference dataとScan dataのSTLデータをベストフィットアライメントによって重ね合わせ、偏差をcolor coded deviation mapで示したもの。4つのアバットメントはほぼ黄色であったことから、Reference dataとScan dataはほぼ同じ位置であることがわかった。

表 2 Reference data と Scan data の偏差

	Reference data と Scan data との偏差 (mm)
1	0.046
2	0.062
3	0.104
4	0.120
5	0.028
6	0.086
7	0.070
8	0.077
9	0.084
10	0.092
11	0.104
12	0.052
13	0.066
14	0.078
15	0.096
16	0.039
17	0.082
18	0.052
19	0.091
20	0.037
Average	0.073
Standard Deviation	0.025

解析ソフトで算出した Reference data と Scan data の偏差を示す。

ii) 規格化撮影上での検証

歯科用マネキンに付属の上顎模型を10回撮影して得られた正中との差異は $0.081 (\pm 0.012)$ mmであり、新たなデジタルワークフローを用いて作製した10個の上顎補綴装置を撮影して同様に解析した正中との差異は $0.070 (\pm 0.019)$ mmであった。スチューデントのt検定より、付属の上顎模型と新たなデジタルワークフローを用いて作製した10個の上顎補綴装置を計測して見られた正中との差異は $p = 0.174 > 0.05$ であり、有意差は認められず新たなデジタルワークフローで設計、作製した補綴装置はマネキンに合わせて作製された付属の上顎模型と同様にマネキンの特徴に合わせて設計し、付属の模型と同じ精度であることを示した。(図14、表3)

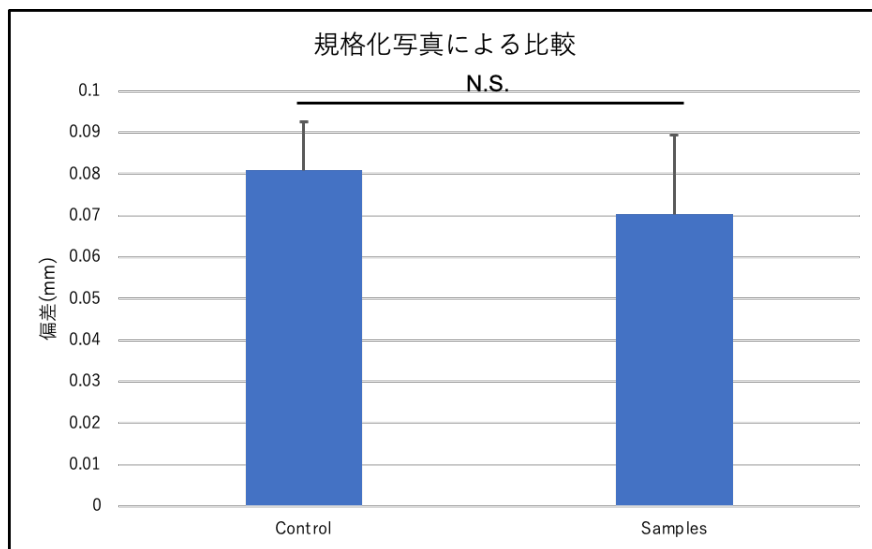


図 14 規格化写真による比較

Control と Samples との間に有意差は認められなかった。(各 $n = 10$, $p = 0.174 > 0.05$, N.S. = No significant difference)

表 3 規格化撮影にて算出した正中から中切歯の接触点の距離

	Control (mm)	Samples (mm)
1	0.076	0.056
2	0.087	0.042
3	0.071	0.056
4	0.109	0.042
5	0.076	0.085
6	0.076	0.080
7	0.065	0.085
8	0.076	0.074
9	0.087	0.080
10	0.087	0.103
Average	0.081	0.070
Standard Deviation	0.012	0.019

二つのグループの間に有意差は認められなかった。

考察

新しいデジタルワークフローにおいて、デジタルワックスアップと顔面の3Dデータを重ね合わせるのに用いた指標はアバットメントだった。これは、使用したCADソフトウェアではインプラント体をSTLファイル形式で書き出すことができなかったからである。しかし、アバットメントのデータをSTLファイル形式で書き出すことができたため、重ね合わせを行う際の指標として用いた。

前章(Ⅱ章)において、口腔外スキャンボディを用いたデジタルワークフローによってVirtual Patientを作成することが可能であることは示せたが、口腔外スキャンボディによって得られたアバットメントの位置の精度は示せなかった。精度が高くなければ臨床応用に用いることは困難である。口腔外スキャンボディの精度の検証のため、LSを用いて従来のスキャンボディと口腔外スキャンボディから得られたアバットメントのSTLデータを重ね合わせたものを比較する際の基準となるデータとして用いることを試みた。しかしながら、口腔外スキャンボディの全体の長さがLSのスキャン可能な範囲を超えていたため、アバットメントの位置を特定するのに必要な部位であるExtra-oral regionがスキャンできず、断念した。よって、(i)では取得したReference dataとScan dataから得られたアバットメントのSTLデータの重ね合わせ、(ii)では実際に設計して作製した補綴装置を用いて口腔外スキャンボディの精度を検証することとした。(ii)においては、設計した補綴装置を作製し、付属の上顎模型と写真上で比較した結果、正中の偏位が上顎模型とほぼ変わらなかったことから、考案したデジタルワークフローで作成した補綴装置は解剖学的指標を考慮しながら補綴装置が設計可能であることを示せた。よって臨床でも活用することができると考えられる。今後は、実際の患者でデジタル技術を使用しない従来の方法と比較する

ことで、新しく考案したデジタルワークフローの有益性をさらに検証していきたい。

スキャンボディの精度がインプラントの位置を特定するために重要であることは明らかであるが、顔面および口腔外スキャンボディの3Dデータ取得のために用いるHSも精度を左右する重要な因子である²⁷⁻³⁰。今回の研究においては、一つのHSしか使用しなかったが、性能の異なるスキャナーを用いることによって結果が変わることも考えられる³¹。一般的には3Dスキャナーはレーザーを利用したものと構造化光を利用したものの二種類に分けられる。今回の実験で用いたものは構造化光を用いたものである。この種類のスキャナーの原理は、データを取得したい物体に対して数学的に構成された光のパターン・セットを照射することで物体に当たって反射される際に生じる光の歪みにより奥行きや形状などの物体の特徴を捉え、3Dデータを取得する。この種類のスキャナーの利点としては、精度が高く広範囲の撮影が可能であり、スキャン時間が短時間であることが挙げられる。また、顔面のデータ採得を行うにあたって、レーザー照射と異なり目を保護する必要がなく安全に用いることができることから、臨床応用のためには今回使用したスキャナーと同程度もしくはそれ以上の性能を持つスキャナーを使用することが望ましい。

加え、データの精度には撮影者の熟練度も重要な因子となる。口腔内スキャナーによって撮影されたデータは、撮影者の熟練度に影響を受けないことがArcuriらによって明らかとなっているが³²、HSによる撮影の精度は撮影者の熟練度に大きく左右される。よって、HSを臨床で用いて撮影する前に、十分な訓練を行うことが推奨される。

口腔内スキャナーを用いた3Dデータの精度に関して、インプラント同士の距離に比例して3Dデータの歪みが大きくなることが報告されている³³⁻³⁷。

しかし、HSを用いることでインプラント同士の距離によるデータの歪みを考慮する必要がなくなることから、今回のようにフルアーチの補綴装置を設計する予定のインプラント治療ではとりわけ有利であると思われる。

今回の検証において、製造した補綴装置の精度を検証するために正中を基準とし、上顎左右中切歯の接触点との距離を用いた検証方法を用いた。しかし、距離だけではなく多角的な方法で精度を確認しなければならないと思われる。例えば基準を設定した上で複数の歯牙の傾斜などを計測してControlとSamplesで比較し精度を確認しなければならない。また、今後実際の患者さんで用いることで咬合平面を設定しカンペル平面との角度のずれなどを用いるなどの検証もしていかなければならないと思われる。

小括

口腔外スキャンボディとHSによって得られたデータが従来のスキャンボディとLSで得られたデータと差異がないこと、また写真による解析からデジタルワークフローに則って作成した補綴装置と上顎模型との差異がほぼなかったことから、口腔外スキャンボディの精度が高いこと、および新たなデジタルワークフローを用いた補綴装置が臨床において有益である可能性を示すことができた。今後は、実際の患者でデジタル技術を使用しない従来の方法と比較する予定である。

IV 被スキャン部位の面積の大きさが口腔外スキャンボディへ与える影響の検証

目的

III章にて、口腔外スキャンボディを用いて得られるデータの精度が高いことから、臨床において有益である可能性が示唆された。より精度を高めるためには、図5で示した口腔外スキャンボディの被スキャン部位であるExtra-oral regionの大きさを変えて検証する必要がある。よって、臨床応用に向けてより精度の高いデータを得られるように、3種類のExtra-oral regionの大きさの口腔外スキャンボディから得られたScan dataをReference dataと比較することで被スキャン部の大きさが精度に影響を与えるかを検討した。

使用器材および方法

II章で用いたLS、HS、上顎模型、従来のスキャンボディと口腔外スキャンボディを今回の検証でも引き続き用いた。Reference dataもII章(i)で行ったものと同様に、従来のスキャンボディを上顎模型に装着しLSで撮影したものを用いた。口腔外スキャンボディの大きさはII章の表1で示した通りであり、試作の口腔外スキャンボディをx1.0と設定し、被スキャン部位であるExtra-oral regionの三角形の辺の長さが1.5倍長いものをx1.5、2.0倍長いものをx2.0とした(表4)。

表4 口腔外スキャンボディのサイズ別寸法

	a) Legs of extra- oral triangle	b) Base of extra- oral triangle	c) Extra- oral region	d) Pillar region	e) Base region
Size x1.0	20 mm	15 mm	15 mm	40 mm	7 mm
Size x1.5	30 mm	22.5 mm	22.5 mm	40 mm	7 mm
Size x2.0	40 mm	30 mm	30 mm	40 mm	7 mm

各サイズの部位の寸法を示す。

II章(i)で得たScan dataと同様に、x1.5とx2.0でもそれぞれ20回ずつ光学
印象採得を行いScan dataを得た。得られた3群のデータをReference dataと比較し
差異を算出した。統計学的検定として、ノンパラメトリック検定であるKruskal
Wallisの検定を用いた。

結果

Reference dataとx1.5およびx2.0をそれぞれ20回撮影し得られたScan dataを図15と表5に示す。x1.5は $0.072 (\pm 0.022)$ mmであり、x2.0は $0.070 (\pm 0.019)$ mmだった。Kruskal Wallisの検定より $p=0.0558 > 0.05$ であり、3群に有意差は認められなかった。つまり、x1.0でもx2.0でも同程度の精度を示せたことから、偏位が臨床許容範囲内であるx1.0でも臨床で十分用いることができると言える。

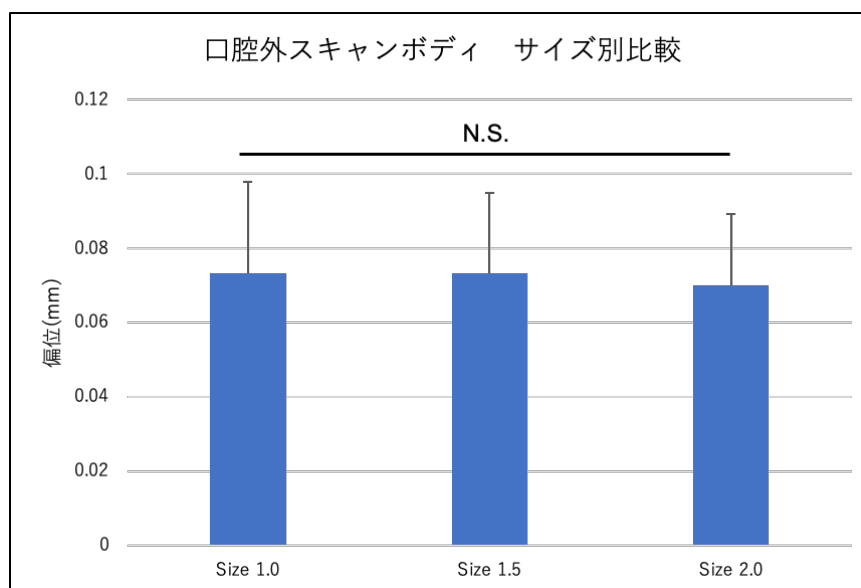


図15 口腔外スキャンボディのサイズ別比較

三種類の大きさの口腔外スキャンボディを用いて偏差を確認し、互いに有意差は認められなかった。(各 $n = 20$, $p = 0.0558 > 0.05$, N.S. = No significant difference)

表 5 被スキャン部位のサイズ別偏差の結果

	x1.0	x1.5	x2.0
1	0.046 (mm)	0.092 (mm)	0.074 (mm)
2	0.062	0.086	0.080
3	0.104	0.072	0.083
4	0.120	0.015	0.081
5	0.028	0.062	0.121
6	0.086	0.104	0.062
7	0.070	0.079	0.082
8	0.077	0.043	0.055
9	0.084	0.085	0.060
10	0.092	0.084	0.058
11	0.104	0.084	0.068
12	0.052	0.080	0.082
13	0.066	0.090	0.050
14	0.078	0.081	0.058
15	0.096	0.054	0.085
16	0.039	0.079	0.076
17	0.082	0.069	0.087
18	0.052	0.082	0.028
19	0.091	0.030	0.046
20	0.037	0.094	0.066
Average	0.074	0.072	0.070
Standard Deviation	0.024	0.022	0.019

三群に有意差は認めなかった。

考察

口腔外スキャンボディのExtra-oral regionの大きさを変えても精度に影響を与えなかったことから、試作型であるx1.0の大きさでも十分臨床応用が可能であると考えられた。今回の検証は全て歯科用マネキン上にて行ったが、まだ口腔外スキャンボディを実際の患者で使用はしていないため、こちらが想定していない不具合などが生じる可能性がある。これにより、口腔外スキャンボディのデザインの変更も必要になることも考えられるため、今後は実際に患者に用いての検証を基に、改善点などの検討を行わなければならないと思われる。

今回の検証においては被スキャン部分をより大きくして精度に影響を及ぼすかの検証を行い、有意ではないが精度は向上する傾向があることが確認できた。しかし、被スキャン部位を小さくすることによる精度の低下は検証していない。実臨床では、患者の口腔状態によって十分に開口することができず口腔外スキャンボディの使用が困難であることや、長時間の口腔外スキャンボディの装着が困難になることも想定される。よって、上述のようなケースにも対応できるように、より小さいサイズの口腔外スキャンボディを使用して検証していくことが必要であると考えられる。

小括

口腔外スキャンボディの試作型のサイズの1.5倍のもの、2.0倍のものを使用して精度を検証したが、いずれのグループに差異は認められず、被スキャン部位を大きくすることでも精度に影響がないことを確認し、試作型のものでも臨床応用に十分有益であることが示唆された。より小さいものの検討が今後必要と考えられた。

V 総括

新しく開発した口腔外スキャンボディを用いたデジタルワークフローを確立し、フルアーチの補綴装置を想定したインプラント治療を施した歯科用マネキンに対し、Virtual Patientを作成することを可能とした。これにより、患者さんの口腔内だけではなく、患者さんの顔面上に存在する解剖学的特徴を参考にしたフルアーチの補綴装置を設計することが容易になると考えられた。本研究では従来のスキャンボディと口腔外スキャンボディから得られたアバットメントのSTLデータを重ね合わせ偏位を確認することで精度を検証し、color coded deviation mapより臨床応用へ向け許容範囲内の偏位であったことが確認できた。実際に新しく考案したデジタルワークフローを用いて設計、作製した複数のフルアーチの補綴装置を用いて元の模型との正中の偏位を規格化写真で比較したところ有意差は認められず、新しいデジタルワークフローで設計、作製したフルアーチの補綴装置は顔面の解剖学的特徴を基に作製できることを示せた。また、口腔外スキャンボディの大きさと精度への影響を確認したが、スキャンボディの大きさは精度にあまり影響を及ぼさないことを確認できた。以上から、新たなデジタルワークフローはインプラント治療を施したフルアーチ補綴治療の臨床応用へ十分有益である可能性を示せた。新しく考案したデジタルワークフローはインプラント治療を併用した無歯顎の患者さんに対して口腔内外からのアプローチを行い補綴装置の設計を行えることから、従来の方法では困難だったフルアーチの補綴装置に顔面上の解剖学的特徴を参考にしながらカンペル平面などの咬合平面を設定することを可能とするとしてのメリットがある。今後は、歯科用マネキンではなく、実臨床で用いることで起こり得る不具合などを確認し、さらに患者さんからのフィードバックを得ることで設計したフルアーチの補綴装置の審美性および機能性の確認や今回の検証では明らかに

ならなかった改善点などを模索していくことが重要だと考える。

VI 謝辞

稿を終えるにあたり、終始御懇篤なる御指導や御校閲を賜りました九州大学大学院歯学研究院口腔機能修復学講座歯周病学分野の西村 英紀教授に深甚なる謝意を表します。そして、本研究にあたって終始御協力してくださった大多和 徳人先生に深謝いたします。また、本研究を遂行するにあたり終始有益なご助言を賜りました同教室員諸兄に厚く御礼申し上げます。

VII 引用文献

1. Mangano, F., Shibli, J.A., & Fortin, T. (2016). Digital dentistry: new materials and techniques. *International Journal of Dentistry*, 2016, 1–2. doi: 10.1155/2016/5261247.
2. Alshawaf, B., Weber, H.P., Finkelman, M., El Rafie, K., Kudara, Y., & Papaspyridakos, P. (2018). Accuracy of printed casts generated from digital implant impressions versus stone casts from conventional implant impressions: A comparative in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 29, 835–842. doi: 10.1111/clr.13297.
3. Lee, S.J., Betensky, R.A., Gianneschi, G.E., & Gallucci, G.O. (2014). Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clinical Oral Implants Research*, 26, 715–719. doi: 10.1111/clr.12375.
4. Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28, 3–12. doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014.
5. Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R., & Bilir, H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 14, 10. doi: 10.1186/1472-6831-14-10.
6. Barengi, L., Barengi, A., Garagiola, U., Di Blasio, A., Gianni, A.B. and Spadari, F., (2021). Pros and cons of CAD/CAM technology for infection prevention in dental settings during COVID-19 outbreak. *Sensors*, 22(1), 49.
<https://doi.org/10.3390/s22010049>
7. Polido, W. (2010). Digital impressions and handling of digital models: the future of dentistry. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 15, 18–22.
8. Spratley MH. (1980) A simplified technique for determining the occlusal plane in full denture construction. *Journal of Oral Rehabilitation*, 7(1), 31-33.

doi:10.1111/j.1365-2842.1980.tb01460.x

9. De Smit, A., & Dermaut, L. (1984). Soft-tissue profile preference. *American Journal of Orthodontics*, 86, 67–73. doi: 10.1016/0002-9416(84)90278-1.
10. Esposito, S. (1980). Esthetics for denture patients. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 44, 608–615. doi: 10.1016/0022-3913(80)90456-4.
11. Mack, R. (1996). Perspective of facial esthetics in dental treatment planning. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 169–176. doi: 10.1016/s0022-3913(96)90095-5.
12. Pound, E. (1951). Esthetic dentures and their phonetic values. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1, 98–111. doi: 10.1016/0022-3913(51)90085-6.
13. Rosati, R., De Menezes, M., Rossetti, A., Ferrario, V.F., & Sforza, C. (2012). Three-dimensional analysis of dentolabial relationships: Effect of age and sex in healthy dentition. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 41, 1344–1349. doi: 10.1016/j.ijom.2012.04.002.
14. Hassan, B., Greven, M., & Wismeijer, D. (2017). Integrating 3D facial scanning in a digital workflow to CAD/CAM design and fabricate complete dentures for immediate total mouth rehabilitation. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9, 381–386. doi: 10.4047/jap.2017.9.5.381.
15. Mack, R. (1996). Perspective of facial esthetics in dental treatment planning. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 169–176. doi: 10.1016/s0022-3913(96)90095-5.
16. Rosati, R., De Menezes, M., Rossetti, A., Ferrario, V.F., & Sforza, C. (2012). Three-dimensional analysis of dentolabial relationships: Effect of age and sex in healthy dentition. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 41, 1344–1349. doi: 10.1016/j.ijom.2012.04.002.

17. Thomé, G, Caldas, W, Bernardes, SR, Cartelli, CA, Gracher, AHP, Trojan, LC. (2021) Implant and prosthesis survival rates of full-arch immediate prostheses supported by implants with and without bicortical anchorage: Up to 2 years of follow-up retrospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 32, 37– 43. <https://doi.org/10.1111/clr.13678>
18. Papaspyridakos, P., Bordin, T.B., Natto, Z.S., Kim, Y.-J., El-Rafie, K., Tsigarida, A., Chochlidakis, K. and Weber, H.-P. (2019), Double Full-Arch Fixed Implant-Supported Prostheses: Outcomes and Complications after a Mean Follow-Up of 5 Years. *Journal of Prosthodontics*, 28, 387-397. <https://doi.org/10.1111/jopr.13040>
19. Joda, T., & Brägger, U. (2014). Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clinical Oral Implant Research*, 25, 1304–1306. doi: 10.1111/clr.12270.
20. Chan, M. H., & Nudell, Y. A. (2021). All-on-4 concept update. *Dental Clinics*, 65(1), 211-227. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2020.09.014>
21. Salvi, J., Fernandez, S., Pribanic, T., & Llado, X. (2010). A state of the art in structured light patterns for surface profilometry. *Pattern Recognition*, 43, 2666–2680. doi: 10.1016/j.patcog.2010.03.004.
22. Najeeb, S., Zafar, M.S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60, 12–19. doi: 10.1016/j.jpor.2015.10.001.
23. Rae, P.J., Brown, E.N., & Orler, E.B. (2007). The mechanical properties of polyether-ether-ketone (PEEK) with emphasis on the large compressive strain response. *Polymer*, 48, 598–615. doi: 10.1016/j.polymer.2006.11.032.

24. Arcuri, L., Pozzi, A., Lio, F., Rompen, E., Zechner, W., & Nardi, A. (2020). Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *Journal of Prosthodontic Research*, 64, 128–136. doi: 10.1016/j.jpor.2019.06.001.
25. Joda, T., Brägger, U., & Gallucci, G. (2015). Systematic literature review of digital three-dimensional superimposition techniques to create virtual patient. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.*, 30, 330–337. doi: 10.11607/jomi.3852.
26. do Rosário, J. L. P. (2014). Photographic analysis of human posture: a literature review. *Journal of bodywork and movement therapies*, 18(1), 56-61.
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.05.008>
27. Eiríksson, E.R., Wilm, J., Pedersen, D.B., & Aanæs, H. (2016). Precision and accuracy parameters in structured light 3-D scanning. *International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, 5, 7–15.
28. Geng, J. (2011). Structured-light 3D surface imaging: a tutorial. *Advances in Optics and Photonics*, 3, 128–160. doi: 10.1364/AOP.3.000128.
29. Georgopoulos, A., Ioannidis, C., & Valanis, A. (2010). Assessing the performance of a structured light scanner. *International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, 38, 251–255.
30. Modabber, A., Peters, F., Kniha, K., Goloborodko, E., Ghassemi, A., Lethaus, B., Hölzle, F., & Möhlhenrich, S.C. (2016). Evaluation of the accuracy of a mobile and a stationary system for three-dimensional facial scanning. *Journal of Maxillofacial Surgery*, 44, 1719–1724. doi: 10.1016/j.jcms.2016.08.008.
31. Amornvit, P., & Sanohkan, S. (2019). The accuracy of digital face scans obtained from 3D scanners: an in vitro study. *International Journal of Environmental Research*

and Public Health, 16, 5061. doi: 10.3390/ijerph16245061.

32. Arcuri, L., Pozzi, A., Lio, F., Rompen, E., Zechner, W., & Nardi, A. (2020). Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *Journal of Prosthodontic Research*, 64, 128–136. doi: 10.1016/j.jpor.2019.06.001.
33. Amin, S., Weber, H.P., Finkelman, M., El Rafie, K., Kudara, Y., & Papaspyridakos, P. (2017). Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clinical Oral Implants Research*, 28, 1360 –1367. doi: 10.1111/clr.12994.
34. Flügge, T.V., Att, W., Metzger, M.C., & Nelson, K. (2016). Precision of dental implant digitization using intraoral scanners. *The International Journal of Prosthodontics*, 29, 277–283. doi: 10.11607/ijp.4417.
35. Giménez, B., Özcan, M., Martínez - Rus, F., & Pradíes, G. (2015). Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect of clinically relevant parameters. *Implant Dentistry*, 24, 498–504. doi: 10.1097/ID.0000000000000283.
36. Miyoshi, K., Tanaka, S., Yokoyama, S., Sanda, M., & Baba, K. (2020). Effects of different types of intraoral scanners and scanning ranges on the precision of digital implant impressions in edentulous maxilla: An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 31, 74–83. doi: 10.1111/clr.13548.
37. Vandeweghe, S., Vervack, V., Dierens, M., & De Bruyn, H. (2017). Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clinical Oral Implant Research*, 28, 648–653. doi: 10.1111/clr.12853.