

臨床応用のための歯列骨格統合モデルの精度検証

岩 下 英 夫¹⁾ 濱 野 奈 穂¹⁾ 清 水 統 太^{*、1)} 一 色 ゆかり¹⁾
 福 山 卓 志¹⁾ 辻 村 有 哉¹⁾ 藺 部 悠 司 郎¹⁾ 大 川 公 子^{1、2)}
 三 宅 忠 隆^{1、3)} 井 野 智¹⁾

¹⁾神奈川歯科大学歯科補綴学講座有床義歯補綴学分野

²⁾相武歯科

³⁾医療法人審美会 鶴見歯科医院

(受付：2021年10月15日, 受理：2021年11月26日)

Evaluation of the Accuracy of Craniomandibular 3D models for clinical application

Hideo IWASHITA¹⁾, Naho HAMANO¹⁾, Tota SHIMIZU^{*、1)}, Yukari ISSHIKI¹⁾,
 Takushi FUKUYAMA¹⁾, Yuya TSUJIMURA¹⁾, Yujiro SONOBE¹⁾, Kimiko OHKAWA^{1、2)},
 Tadataka MIYAKE^{1、3)} and Satoshi INO¹⁾

¹⁾Department of Removable Prosthodontics, Kanagawa Dental University

²⁾Soubu dental clinic

³⁾Tsurumi dental clinic

Abstract

Remarkable improvements in the accuracy and precision of three-dimensional (3D) digital technology have been observed in the field of dentistry, and its application to prosthodontics is expected to increase in the future.

The purpose of this study was to compare the scanning accuracy of the intraoral scanner and the desktop scanner, and evaluate the accuracy of Craniomandibular 3D models, which integrated data obtained from maxillofacial computed tomography (CT) images and images of the dentition.

A dental skull model with 17 reference points was prepared. Using a 3D coordinate measuring machine, the distance between two points was calculated and defined as the standard value. Maxillofacial CT image data from a CT scan (CT3D), dentition image data from an intraoral scanner (IOS), and dentition image data from a desktop scanner (DS) were integrated using the Mandibular Motion Tracking System to obtain the Craniomandibular 3D model data (Integrated IOS, Integrated DS). The distances between points were calculated from the data obtained and compared with the standard values.

The distances between the reference points in CT3D showed an increasing tendency when compared to the reference values. The mean error values between the measured values (CT3D, IOS, and DS) and the standard values were 1.338, 0.812, and 0.827 mm, respectively. The correlation coefficient of errors in the Craniomandibular 3D models presented a strong correlation between CT3D and Integrated IOS and a moderate correlation between CT3D and Integrated DS.

Thus, these findings indicated that the scanning accuracy of dental arch superposition in the Craniomandibular 3D models was high in the Integrated IOS and the Integrated DS, and could be considered for use in the clinical setting. Furthermore, Integrated IOS was associated with lower interventions and costs when compared to Integrated DS.

*責任著者連絡先：〒 238-8580 神奈川県横須賀市稲岡町 82 番地

神奈川歯科大学歯科補綴学講座有床義歯補綴学分野

清水統太

TEL: 046-822-8880 FAX: 046-845-3132 e-mail: t.shimizu@kdu.ac.jp

緒 言

近年の 3D デジタル技術の精度向上は著しく、補綴領域における応用が期待されている。中でも歯科用 CAD/CAM システムは、補綴分野において広く利用されるようになり、歯冠補綴装置の設計・製作から有床義歯補綴装置の応用まで検討されている^{1,2)}。また、デジタル画像処理技術は検査・診断から治療計画の立案に応用され、患者に適した治療の提供を可能にしている³⁾。特に、歯列石膏模型をスキャニングするデスクトップ型スキャナーに対して口腔内スキャナーは、患者の口腔内歯列の 3D データ化に際して、従来行われてきた印象採得および石膏模型の製作を行うことなく、パソコン上での口腔内歯列の三次元構築を可能とし、臨床での応用が進んでいる⁴⁾。

一方、顎顔面骨格の三次元的な骨格診断には、Computed Tomography (CT) による三次元画像により顎関節の構造、顎頭の形態、下顎骨の状態など、重要な情報を得る事ができる。この CT データでは、口腔内の歯・歯槽部に関しては解像度の不十分さや、金属アーチファクトの影響などの問題も認められるが、別途、口腔内スキャナーでスキャンした口腔内歯列の STL データをスーパーインポーズ法により重ね合わせることで、顎顔面骨格データと歯列データを統合した歯列骨格統合モデルを構築することができ、今後の治療への応用が期待されている⁵⁾。

そこで、本研究の目的は、今後ますます需要が高まるとされる口腔内スキャナーで光学印象した歯列データと、デスクトップ型スキャナーで石膏模型をスキャンした歯列データの精度を比較すること、ならびに CT による顎顔面骨格データと各歯列データを統合した歯列骨格統合モデルの精度を検証することにある。

方 法

1. 頭蓋骨歯列模型へのリファレンス球の貼付

計測対象には、頭蓋骨歯列模型 (QS8/11, Marxus Sommer SOMSO Modelle, Coburg, Germany) を用いた。模型表面に計測ポイントを設定するために直径 2.0 mm のリファレンス球 (スチール球 2.0 mm, スチール製, 泰豊トレーディング株式会社, 東京, 日本) を骨格や歯列形状に合わせて 17 部位における任意の位置に貼付した (図 1, 表 1)。

2. 接触式三次元精密測定機による基準値の計測

頭蓋骨歯列模型の測定には、接触式三次元精密測定機 (UPMC850 CARAT HSS, カールツァイス社, Oberkochen, Germany) を用いた。測定精度は (0.8

+ L/600) μ m (L:測定長 mm) であり、直径 0.8 mm 球のプローブを用いた。頭蓋骨歯列模型に設置したリファレンス球表面の任意の 3 点の三次元座標を計測し、リファレンス球の中心座標を以下の数理により算出した。

(数理)

中心 $P_q (x_q, y_q, z_q)$, 半径 r (1 mm) として
 $(x-x_q)^2 + (y-y_q)^2 + (z-z_q)^2 = r^2$ であるから

球体上の 3 点 (x_1, y_1, z_1) , (x_2, y_2, z_2) , (x_3, y_3, z_3) として

$$(x_1-x_q)^2 + (y_1-y_q)^2 + (z_1-z_q)^2 = r^2 \quad \dots \textcircled{1}$$

$$(x_2-x_q)^2 + (y_2-y_q)^2 + (z_2-z_q)^2 = r^2 \quad \dots \textcircled{2}$$

$$(x_3-x_q)^2 + (y_3-y_q)^2 + (z_3-z_q)^2 = r^2 \quad \dots \textcircled{3}$$

①~③を 3 元 2 次連立方程式として中心 $P_q (x_q, y_q, z_q)$ を算出。

また、このリファレンス球の中心座標をリファレンスとし、リファレンスそれぞれ 2 点 (x_{q1}, y_{q1}, z_{q1}) と (x_{q2}, y_{q2}, z_{q2}) 間の距離 (d) を $d = \sqrt{(x_{q1}-x_{q2})^2 + (y_{q1}-y_{q2})^2 + (z_{q1}-z_{q2})^2}$ として算出し、精度検証の基準値として用いた。

3. 頭蓋骨歯列模型の三次元画像データの取得

1) 顎顔面骨格 CT 撮影

頭蓋骨歯列模型を、医科用 16 列 CT (Alexion Advance Edition, 東芝メディカルシステムズ株式会社社製, 栃木, 日本) にて CT 撮影 (スライス厚 0.5 mm, 管電圧 120 kV, 管電流 200 mAs, FOV 232.5 mm) を行った。撮影は頭蓋骨歯列模型を安頭台に固定し頭頂部より撮影し顎顔面骨格三次元画像を DICOM データ (以下, CT3D) にて得た。

2) 口腔内スキャナーによるデジタイジング

頭蓋骨歯列模型の歯列部を、口腔内スキャナー (TRIOS 3, 3 shape 社, Copenhagen, Denmark) にてスキャニングを行い、STL データ (以下, IOS) を得た。

3) デスクトップ型スキャナーによるデジタイジング

頭蓋骨歯列模型の歯列部をアルジネート印象材 (アルジエース Z, デンツプライシロナ株式会社, 東京, 日本) にて印象採得を行った。模型材には硬石膏 (エコストーン, 吉野石膏株式会社, 東京, 日本) を使用、歯列模型を成形した。歯列模型はデスクトップ型スキャナー (C-Pro デンタルシステム, DU-E103JA, パナソニックデンタル株式会社, 大阪, 日本) にてスキャニングを行い、STL データ (以下, DS) を得た。

4) 歯列骨格統合モデルの構築

CT3D, IOS, DS の各データは、不島らにより開発された、包括的三次元診断システム (以下,

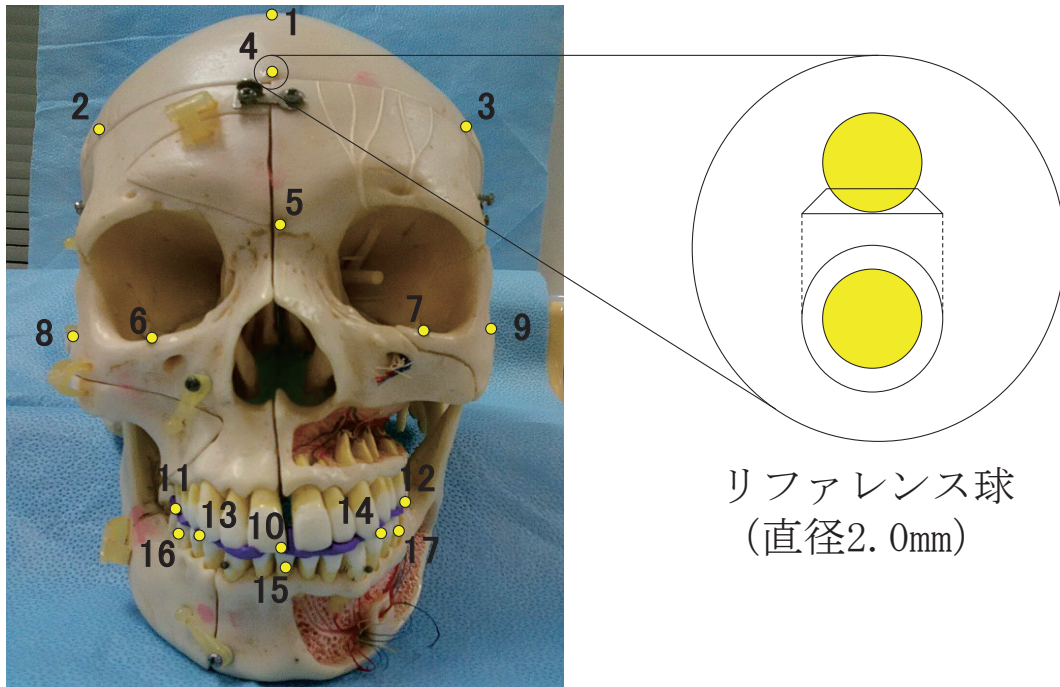


図1 頭蓋骨歯列模型へのリファレンス球の貼付
頭蓋骨歯列模型表面17部位にリファレンス球を貼付した。

表1 リファレンス球の設定位置

1. 頭頂部	10. 上顎右側中切歯
2. 右側頭部	11. 上顎右側第一大臼歯
3. 左側頭部	12. 上顎左側第一大臼歯
4. 前頭部	13. 上顎右側犬歯
5. 鼻根部	14. 上顎左側犬歯
6. 右眼窩下	15. 下顎右側中切歯
7. 左眼窩下	16. 下顎右側第一大臼歯
8. 右外耳道上	17. 下顎左側第一大臼歯
9. 左外耳道上	

ManMoS)⁶⁻⁹⁾を用いて同一仮想空間上に再構築した。顎顔面骨格データであるCT3Dの歯列部を、IOS、ならびにDSの歯列と統合して、歯列骨格統合モデル(以下、統合IOS、統合DS)を構築した(図2)。

4. 三次元画像データ上でのリファレンス間の距離計測

ManMoS上にて構築された画像データ上で、リファレンス球面上の任意の3点を選択(プロット)し、それぞれの座標値からリファレンス球の中心座標を算出しリファレンスとした。各中心座標をもとに、基準値と同様の数理にて、リファレンス2点間の距離を算出して、計測データとした。

5. 基準値と各三次元画像データ上の計測値の比較

1) 顎顔面骨格三次元画像上のリファレンス間距離の比較

CT3Dの頭頂部のリファレンス1から他の各リファレンスまでの距離を算出(図3)、三次元精密測定で得られた基準値と、CT3D上の2点間の距離の誤差を比較した。

2) 歯列上のリファレンス間距離の比較

歯列上のリファレンス間距離を算出(図4)、基準値に対するCT3D, IOS, DSの各データの距離の誤差から比較を行った。

3) 頭蓋-歯列のリファレンス間距離の比較と統計分析

頭蓋上のリファレンスと歯列上のリファレンス間距離を算出し(図5)、基準値に対して、CT3Dと統合IOSと統合DSそれぞれの誤差を求めた。求めた誤差間の相関関係をPearsonの積率相関係数を用いて統計学的に検討した(使用統計ソフト:SPSS, Ver. 25 for Windows, SPSS, Chicago, IL, USA)。

結 果

1. 顎顔面骨格三次元画像上のリファレンス間距離の比較

三次元精密測定による基準値とCT3Dから求めたリファレンス間距離を表2に示す。計測データは、

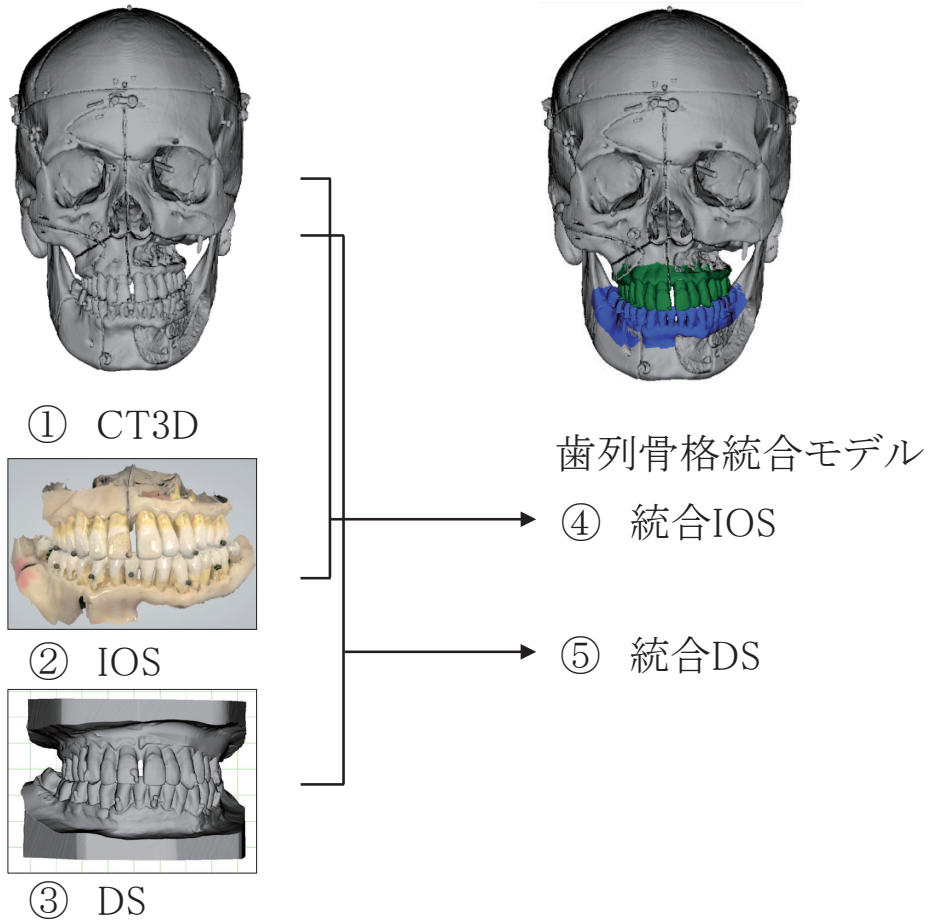


図2 歯列骨格統合モデルの構築
CT3Dの歯列部をIOS, DSの各歯列と統合し, 歯列骨格統合モデルを構築した。

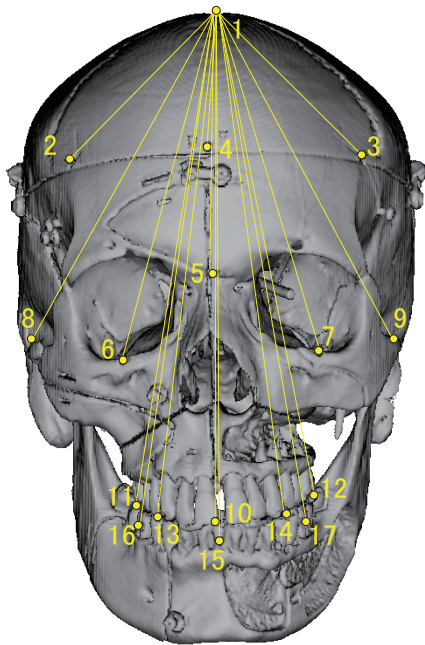


図3 顎顔面骨格三次元画像上のリファレンス間距離の比較

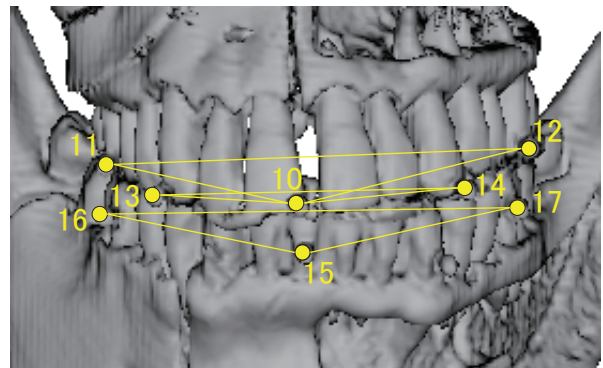


図4 歯列上のリファレンス間距離の比較

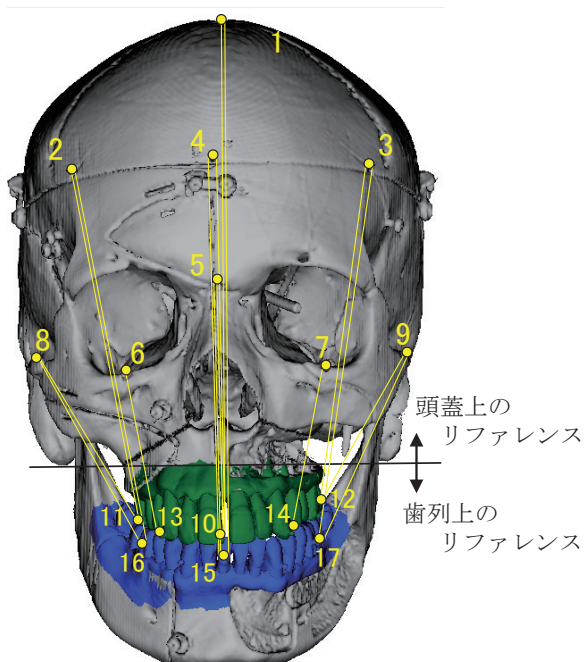


図5 頭蓋-歯列のリファレンス間距離の比較

表2 顎顔面骨格三次元画像上のリファレンス間距離の比較

計測点	基準値	CT3D	誤差
1-2	76.090	77.182	1.092
1-3	74.460	76.487	2.027
1-4	73.144	73.930	0.786
1-5	108.982	110.823	1.841
1-6	130.961	131.106	0.146
1-7	129.081	130.688	1.607
1-8	130.074	131.361	1.288
1-9	127.909	130.314	2.405
1-10	183.586	184.936	1.350
1-11	172.074	173.223	1.149
1-12	170.380	171.575	1.196
1-13	180.069	181.460	1.391
1-14	179.808	181.442	1.634
1-15	187.664	189.000	1.336
1-16	178.819	179.766	0.947
1-17	177.812	179.003	1.191
Ave.			1.337
MAX			2.405
MIN			0.146

(mm)

CT3D上のリファレンス間距離を算出し、基準値との誤差を求めた。

表3 歯列上のリファレンス間距離の比較

計測点	基準値	CT3D		IOS		DS	
			誤差		誤差		誤差
10-11	38.696	40.007	1.310	38.953	0.257	39.147	0.451
10-12	42.714	43.702	0.988	42.787	0.073	43.09	0.376
10-13	21.802	23.035	1.233	22.465	0.663	22.239	0.437
10-14	24.716	25.483	0.767	25.451	0.735	25.57	0.855
11-12	58.016	60.226	2.210	59.285	1.268	59.372	1.356
13-14	42.294	44.075	1.781	43.434	1.140	43.419	1.125
15-16	34.825	35.935	1.110	35.453	0.628	35.183	0.358
15-17	37.792	38.617	0.825	38.855	1.063	39.208	1.415
16-17	56.434	58.250	1.816	57.919	1.485	57.507	1.073
Ave.			1.338		0.812		0.828
MAX			2.210		1.485		1.415
MIN			0.767		0.073		0.358

(mm)

歯列上のリファレンス間距離を算出し、基準値との誤差を求めた。

基準値と比べ、すべての値において拡大傾向にあった。最も誤差が大きかったのは頭頂部-左外耳道上間(1-9)の2.405 mm、最小であったのは頭頂部-右眼窩下間(1-6)の0.146 mmであった。誤差の平均は1.337 mmであった。

2. 歯列上のリファレンス間距離の比較

歯列上の計測データならびに、基準値と比較した誤

差を表3に示す。誤差は最も大きいものでCT3Dでは上顎右側第一大臼歯-上顎左側第一大臼歯(11-12)間の2.210 mm、IOSでは下顎右側第一大臼歯-下顎左側第一大臼歯(16-17)間の1.485 mm、DSでは下顎右側中切歯-下顎左側第一大臼歯(15-17)間の1.415 mmであった。最も小さいものはCT3Dで上顎右側中切歯-上顎左側犬歯(10-14)間の0.767 mm、IOS

表 4 頭蓋-歯列のリファレンス間距離の比較

計測点	基準値	CT3D		統合 IOS		統合 DS	
			誤差		誤差		誤差
1-10	183.586	184.936	1.350	184.932	1.346	184.533	0.947
2-11	118.195	117.973	-0.223	117.623	-0.572	118.151	-0.044
3-12	116.603	116.012	-0.591	116.313	-0.290	116.906	0.303
4-10	126.245	126.567	0.322	126.584	0.339	126.256	0.011
5-10	82.976	82.295	-0.681	82.311	-0.665	81.992	-0.984
8-11	86.106	86.386	0.280	86.473	0.367	86.248	0.143
9-12	84.657	84.305	-0.352	83.994	-0.664	84.861	0.204
6-13	55.079	55.901	0.822	56.600	1.521	56.084	1.005
7-14	57.017	56.976	-0.041	57.174	0.157	56.814	-0.203
1-15	187.664	189.000	1.336	188.496	0.832	188.018	0.354
2-16	125.083	124.627	-0.457	124.242	-0.842	124.931	-0.153
3-17	124.919	124.414	-0.505	125.046	0.127	124.896	-0.023
4-15	132.555	132.773	0.218	132.312	-0.243	131.811	-0.743
5-15	89.617	88.826	-0.791	88.384	-1.233	87.877	-1.741
8-16	90.623	91.102	0.479	91.071	0.448	90.998	0.375
9-17	89.424	89.207	-0.217	89.659	0.235	89.206	-0.218

(mm)

頭蓋と歯列上のリファレンス間距離を算出し、基準値との誤差を求めた。

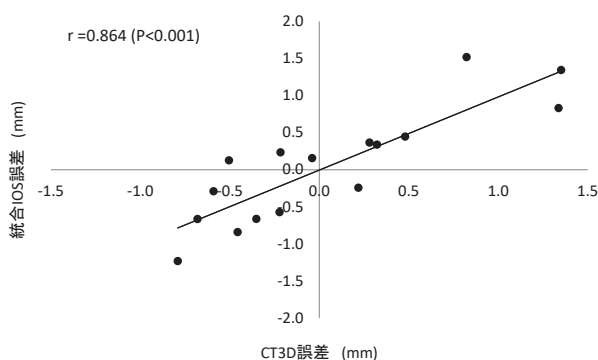


図 6 CT3Dと統合IOSの計測誤差の相関関係

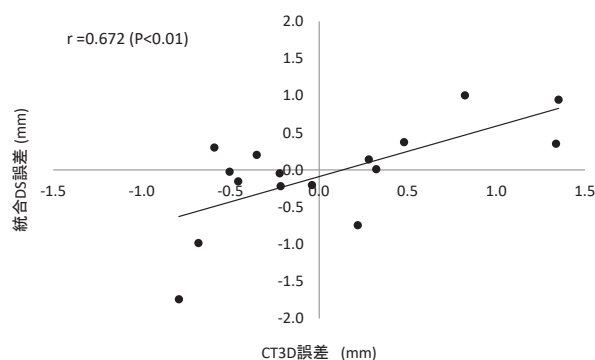


図 7 CT3Dと統合DSの計測誤差の相関関係

で上顎右側中切歯-上顎左側第一大臼歯(10-12)間の0.073 mm, DSで下顎右側中切歯-下顎右側第一大臼歯(15-16)間の0.358 mmであった。差の平均はCT3Dで1.338 mm, IOSで0.812 mm, DSで0.828 mmであった。

3. 頭蓋-歯列のリファレンス間距離の比較と統計分析

頭蓋上のリファレンスと歯列上のリファレンス間距離の計測データとその誤差を表4に示す。CT3Dと統合IOSの誤差は $r = 0.864$ ($P < 0.001$)で高い相関を示した(図6)。またCT3Dと統合DS誤差では, $r = 0.672$ ($P < 0.01$)となり中等度の相関を示した(図7)。

考 察

寸法精度の実証検査においては、リファレンスへの

反復計測をいかに確実にできるかが重要である。一般には、実体顕微鏡を用いる方法などもあるが、三次元的精度計測においては、非接触式光学機器を用いる場合は、特にZ軸における被写界深度による測定誤差が大きく、目視による人為的エラーが介在する可能性が指摘されている¹⁰⁾。それに対して、本研究ではリファレンスに直径2.0 mmの金属球を設置、接触式プローブを用いて球体表面上の3点を計測して、その3点の座標から数的にリファレンス用に設置した球体の仮想中心座標を求め、この中心座標をリファレンスとするという方法を選択した。これにより、反復計測における人為的・機械的誤差を最小限に抑えることができたものと推察した。

また本研究では、CT3D上でリファレンスの2点間距離を算出し、基準値との誤差を比べたところ、測定

誤差は最大で2.405 mm、最小で0.146 mmとすべてにおいて拡大傾向を示した。誤差の平均は1.337 mmであった。CT撮影画像は高精度化しており、1990年代のHildeboltらの研究では頭蓋部のCT撮影時の距離測定誤差を0.9～5.6 mmと報告している¹¹⁾。現在に至るまでの技術の進歩はこの誤差の問題を解決してきており、高精度なCT撮影を実現している。近年注目される超高精細CTでは最小スライス厚0.25 mm高い空間分解能を有するようになってきている¹²⁾。CT撮影時の誤差の発生の理由の一つとして、部分体積効果の影響が考えられる。部分体積効果はCT画像において、スライス画像の境界で吸収値が不正確になり、表示される辺縁が不明瞭になることで寸法誤差に繋がる。この影響を小さくするためにはスライス厚を小さくすることが有効である。そこで本研究では、CT撮影時に0.5 mmという薄いスライス厚を設定して撮影を行うことで、部分体積効果の影響を最小限に抑制する事が出来たと考える。

従来の歯列のデジタルデータ化には、デスクトップ型スキャナーを使用して歯列石膏模型をスキャンする間接的な手法が用いられてきた。しかしながら、印象採得や石膏模型製作時の寸法変化は排除することはできない。一方で、口腔内スキャナーにより直接的に歯列をデジタル化する方法は、患者にとって苦痛な印象材の使用や石膏模型の製作が不要となり、臨床的に許容できる精度が確保されるようになり、臨床応用が進んでいる¹³⁻¹⁵⁾。

そこで本研究では、口腔内スキャナーと従来使用してきたデスクトップ型スキャナーの精度を比較した。その結果、リファレンス間距離に関して両者の間に大きな差は認められず、両スキャナー共にCT3Dのデータと比較すると基準値との誤差は顕著に小さく、同等の精度であることが示唆された。すなわち、1980年代に考案された口腔内スキャナーの開発と進歩は、従来行われてきた印象採得および石膏模型の製作を行うことなく、データ上での口腔内歯列の三次元構築が可能となるため、①従来の印象採得と比較して印象材使用時の不快感がなく、患者負担の軽減につながる。②印象材硬化時間からの解放や石膏模型製作の省略などの時間コストの削減がはかれること。③使用材料の省略により、コストの軽減が期待できること。④データとしての記録保存により、石膏模型保存が不要となり、保管スペース確保の負担がなくなること。⑤印象材の変形や、石膏の硬化膨張の危惧がないことや、粘膜面への加圧がなく口腔内の自然な形態を再現することが可能などの理由により、デスクトップ型スキャナーと比較して、臨床で、有用であることが示唆され

た。

本研究にて用いたManMoSは、神奈川歯科大学で開発された顎変形症治療用の手術シミュレーションシステムで、矯正歯科・歯科口腔外科分野にて治療・手術シミュレーションを行うために歯列骨格統合モデルを構築するためのシステムである。本研究では、このシステムを用いたCT3Dと統合IOSにて高い相関性を、CT3Dと統合DSで中等度の相関性を示した。このことから、CT3Dデータに対する歯列弓の重ね合わせの寸法精度が高いことが示唆された。

結 論

医用CTで撮影した顎顔面骨格三次元画像と口腔内スキャナーによるデジタルデータを統合させた歯列骨格統合モデルは、その汎用性に加えて、その精度面において臨床応用が大いに期待されるものと考えられた。

謝 辞

本研究を遂行するにあたり、終始、ご協力いただいた本学・高度先進矯正歯科学分野不島健持教授ならびに萩原俊一助教、神奈川県立産業技術総合研究所大澤寿様に心より感謝申し上げます。

利益相反

本研究の実施に際し、申告すべき利益相反はない。

文 献

1. Miyazaki T: Current status and future perspective of digital prosthodontics. *Ann Jpn Prosthodont Soc.* **4**: 123-131, 2012.
2. Nagata K, Fuchigami K, Hoshi N *et al.*: Accuracy of guided surgery using the silicon impression and digital impression method for the mandibular free end: a comparative study. *International Journal of Implant Dentistry.* **7**: 2, 2021.
3. 小川 匠, 井川知子, 木原琢也ほか: バーチャル咬合器の現状と未来. *Ann Jpn Prosthodont Soc.* **13**: 5-12, 2021.
4. Mehl A, Ender A, Mörmann W *et al.*: Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent.* **12**: 11-28, 2009.
5. Gateno J, Xia J, Teichgraber JF *et al.*: A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg.* **61**: 222-227, 2003.
6. Fushima K, Kobayashi M, Konishi H *et al.*: Real-time orthognathic surgical simulation using a mandibular motion tracking system. *Comput Aided Surg.* **12**(2): 91-104, 2007.
7. Minaguchi K, Fushima K, Kobayashi M: Measure-

- ment error in a newly developed mandibular motion tracking system. *Bull Kanagawa Dent Col.* **35**: 129-137, 2007.
8. Fushima K, Kobayashi M: Mixed surgical simulation for orthognathic surgery. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery.* **38**: 13, 2016.
 9. 萩原俊一, 佐藤允俊, 小林 優ほか: 歯列顎骨統合モデルを用いた顔面非対称におけるデンタルコンベンションの三次元評価法. *Orthodontic Waves-Japanese Edition.* **78** (2) : 77-91, 2019.
 10. 井野 智, 菊田大士, 田中欽也ほか: 模型計測のための実験的研究 — 三次元座標測定機のプローブに関する検討. *神奈川歯学.* **27** (2) : 231-237, 1992.
 11. Hildebolt CF, Vannier MW, Knapp RH: Validation study of skull three-dimensional computerized tomography measurements. *Am J Phys Anthropology.* **82**: 283-294, 1990.
 12. 町田治彦, 西川真木子, 菊安俊哉ほか: 最新 CT 技術の臨床応用 — 超高精細 CT とスペクトラル CT の臨床的有用性 —. *杏林医学会誌.* **52** (3) : 123-132, 2021.
 13. Wiranto MG, Engelbrecht WP, Tutein Nolthenius HE *et al.*: Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **143**: 140-147, 2013.
 14. Naidu D, Freer TJ: Validity, reliability, and reproducibility of the iOC Intraoral scanner: a comparison of tooth widths and Bolton ratios. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **144**: 304-310, 2013.
 15. Schaefer O, Decker M, Wittstock F *et al.*: Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent.* **42**: 677-683, 2014.
-