

神奈川歯科大学大学院歯学研究科
2017年度 博士論文

下顎運動アニメーションを用いた
顎関節空隙計測の有用性
—顎変形症者における検討—

2018年3月2日

金田 用将

Kaneda Yosho

神奈川歯科大学大学院歯学研究科
高度先進口腔医学講座

神奈川歯科大学大学院歯学研究科
2017年度 博士論文

下顎運動アニメーションを用いた
顎関節空隙計測の有用性
—顎変形症者における検討—

2018年3月2日

金田 用将

Kaneda Yosho

神奈川歯科大学大学院歯学研究科

高度先進口腔医学講座

不島健持教授 指導

論文内容要旨

【目的】顎関節の生理的機能を理解し、下顎頭の成長発育や顎関節障害の発現に対する下顎運動機能の関わりを知るため、顎関節に加わる負荷の計測は極めて重要な臨床課題と考えられる。顎関節の機能圧を理解する一助とするため、本研究の目的は、①顎関節空隙を計測できる下顎アニメーションシステムを構築すること、②下顎アニメーションの精度検証を行うこと、③咀嚼時の下顎運動と顎関節空隙の関わりを検討することである。【資料及び方法】資料は神奈川県歯科大学附属横浜研修センター・横浜クリニックに来院した顎変形症者 12 名から初診時に採得した、CT-Dicom データと下顎運動データであった。包括的三次元解析ソフト (ManMoS) を用い、顎顔面頭蓋の三次元骨格モデルを再構築した。三次元磁気計測装置 Fastrak[®] (Polhemus 社 米国) を用い、三次元 6 自由度の下顎運動データを 30 Hz にて記録した。骨格モデルと運動データは、下顎歯列に設置した三個の 6 mm チタン真球を参照することで統合され、下顎アニメーションを再現した。再現した任意の下顎位において上下歯列間の距離的計測を行い、実測値との差を比較検討し計測誤差を検証した。タッピング運動時に繰り返される咬頭嵌合位における下顎頭点の座標を抽出し、再現性を求めることで精度検証を行った。下顎骨モデルより下顎頭関節機能面の内側、外側および中央の代表点を抽出し、対応する関節窩面への最短距離を顎関節空隙として算出した。ガム自由咀嚼運動時に認められる顎関節空隙の変化を、咬頭嵌合位における顎関節空隙を基準に拡大時と縮小時に区別し、両者における下顎の開口度を比較検討した。【結果】顎骨歯列統合モデルを作製し、三次元 6 自由度の下顎アニメーションを再現することができた。距離的計測の計測誤差は 0.19 mm であった。タッピング運動時の咬頭嵌合位における下顎頭点の再現性を X, Y, Z 各三次元座標値の標準偏差として求めた結果、それぞれ平均 0.03 mm、0.05 mm、0.07 mm となった。咬頭嵌合位における下顎頭の内側点、中央点、外側点の顎関節空隙は、それぞれ平均 1.5 mm (0.2~3.6 mm)、1.3 mm (0.3~3.5 mm)、1.1 mm (0.4~2.4 mm) であった。自由咀嚼時の顎関節空隙の変化を検討した結果、機能運動に伴い明らかな増減が認められた。咀嚼サイクルにおける下顎の開口度は、下顎頭外側において顎関節空隙の縮小時が平均 2.4 ° であり拡大時の平均 3.6 ° と比較し有意に小さかった ($P < 0.01$)。【考察】三次元画像工学を利用し下顎アニメーションを再現し、顎関節空隙の変化を検討することができた。顎関節に対する機能圧は、咀嚼サイクルのうち下顎の開口度が小さい咬合相で加わっていることが示唆された。また、本システムによる顎関節空隙の計測は臨床診断システムとしての有用性が確認された。

論文審査要旨

学位申請論文である「下顎運動アニメーションを用いた顎変形症者における顎関節空隙の検討」は、顎関節の生理的機能として下顎頭の成長発育や顎関節障害の発現に対する下顎運動機能の関わりを知るため、顎関節に加わる負荷の計測システムの開発とその臨床応用の有用性を示した論文である。

下顎運動の計測には、下顎切歯点、下顎臼歯、下顎頭などが利用され、これまでに数多くの報告があり、その多くはそれらの代表点の運動経路をとらえたものである。また、計測装置の多くは臨床の場で使用することは困難な大型のものが多く、患者への負担も大きいものであった。しかしながら、本論文の下顎運動計測システムは頭蓋側頭骨の関節窩内における下顎頭の運動挙動を正確にとらえ、これまでに困難であった下顎運動中の顎関節空隙量の変化を客観的に計測できるようになり、今後の成長発育期における顎関節に加わる負荷を考慮した新たな歯列矯正法が期待できる。本論文は、上記背景から新規性のある論文テーマと評価した。

研究方法の概略は以下のとおりである。被験者は神奈川歯科大学附属横浜研修センター・横浜クリニックに来院した顎変形症者 12 名である。顎顔面頭蓋の三次元骨格モデルは包括的三次元解析ソフト (ManMoS) を用い構築し、下顎運動データは三次元磁気計測装置 Fastrak® (Polhemus 社) を用い三次元 6 自由度で記録した。骨格モデルと運動データの統合は下顎歯列に設置した三個の 6mm チタン真球を参照し、頭蓋骨付きの下顎アニメーションで再現した。さらに、そのシステムの精度、再現性、顎関節空隙の変化量の評価法を実行し、それらの方法は妥当なものである。

結果として、顎骨歯列統合モデル上で下顎アニメーションを再現することができ、距離的計測の計測誤差は 0.018 mm であった。タッピング運動時の咬頭嵌合位における下顎頭点の再現性を X, Y, Z 各三次元座標値の標準偏差として求めた結果、それぞれ平均 0.03 mm、0.05 mm、0.07 mm であった。下顎頭機能面の内側点、中央点、外側点の咬頭嵌合位における顎関節空隙量は、それぞれ平均 1.54mm、平均 1.34mm、平均 1.09mm であった。自由咀嚼時の関節空隙の変化から、機能運動に伴う空隙量の増減を確認した。咀嚼サイクルにおける下顎の開口度と関節空隙量と比較した結果、開口度の縮小時が平均 2.38 度で拡大時の平均 3.62 度と比較し顎関節空隙量が有意に小さく ($P < 0.01$)、咬頭嵌合位付近の咬合相において空隙量が最小になる、すなわち顎関節に対する機能圧の負荷が加わることを明確に示された。このような点から、本計測システムの臨床での有用性から高く評価でき、本論文は発展性が期待できる。

本審査委員会は、論文内容および関連事項に関して、口頭試問を行ったところ十分な回答が得られることを確認した。さらに下顎運動アニメーションによる

新しい知見は、今後の歯科医療への貢献が期待でき、下顎運動計測意義の発展につながるとの結論に至った。そこで、本審査委員会は申請者の博士論文が博士（歯学）の学位に十分に値するものと認めた。

2018年3月2日

主 査 玉置 勝司 教授

副 査 木本 克彦 教授

副 査 松尾 雅斗 教授

【緒言】

顎関節は、回転と滑走を伴う生体の中で最も複雑な運動を担う滑膜性の関節であり、ポステリオアガイダンスとして上下の歯の咬合接触によるアンテリオアガイダンスとともに下顎運動を制御する。顎関節の軟骨層は、コラーゲン線維の三次元メッシュワークとアグリカンと呼ばれる軟骨型プロテオグリカンにより構成されており¹⁻⁸⁾、機能圧が加わっていない安静時には構造水を保持している。下顎運動時に軟骨層に機能圧が加わると関節軟骨特有の粘弾性を発揮し¹⁾、間歇的な強い負荷を分散し軟骨下骨層への応力を緩衝する⁹⁾。このような関節機構の恒常性の維持には、軟骨層の細胞外基質を合成し代謝する細胞の健全性が不可欠である。軟骨層が無血管性であることより、軟骨層の細胞への栄養は関節腔の滑液と軟骨層の構造水の拡散移動により供給され、そのため咀嚼など下顎機能時に関節軟骨層に間歇的に加わる生理的負荷が決定的に重要である¹⁾。顎関節の生理的機能を理解し、下顎頭の成長発育や顎関節障害の発現に対する下顎運動機能の関わりを知るため、顎関節に加わる負荷の計測は極めて重要な臨床課題と考えられる。

顎関節に加わる負荷の計測は、シミュレーションモデル¹⁰⁻¹²⁾や実験動物¹³⁻¹⁶⁾により行われてきた。Hatcherら¹⁰⁾は乾燥頭蓋骨を利用したモデルを作製し顎関節の応力を計測し、片側臼歯部における咬合部位が後方に行くに従い反対側の

顎関節に加わる負荷は減少し最後方臼歯部の咬合では反対側下顎頭が下方移動することを示した。そして、この結果を数理モデルにより三次元的な下顎の回転と解釈した。Sun ら¹¹⁾は顎関節の三次元有限要素モデルを作製し、最大開口時の顎関節の応力解析を行った結果、関節円板と下顎頭軟骨層に応力集中を認めしたが噛み締め時の応力と比べはるかに小さいものであったと報告した。顎関節の応力解析はこれらシミュレーションモデルだけではなく、実験動物を用いた検討が行われてきた。Hylander と Bays¹³⁾はサルの下顎頭頸部に歪ゲージを装着し、咀嚼時において顎関節に加わる負荷を検討し、咀嚼時に非作業側の顎関節に負荷が加わっていると示した。一方、Boyd ら¹⁴⁾はサルの下顎頭外側部に圧力センサーを埋入し咀嚼時の顎関節負荷を計測した結果、咀嚼時の顎関節に加わる機能的負荷は作業側が非作業側と比べ大きいと報告した。犬束ら¹⁵⁾は関節円板に圧力センサーを埋入し、硬食物咀嚼中に下顎頭に作用する最大荷重および咀嚼周期を記録した。最大開口時、咀嚼時、グライディング時に関節円板に加わる荷重を直接計測したが、咀嚼側における差については報告されていない。実験動物による結果は、いずれも下顎機能時に顎関節に負荷が加わっていることを明確に示したが、その計測法や計測部位の違いにより、咀嚼側における左右差など統一見解は得られていない。

ヒトを対象とした研究として Ward ら¹⁶⁾は関節腔内圧の計測を行い、閉口時、側

方運動時あるいは咀嚼運動に伴い関節腔内圧が上昇することを示した。しかしながら現時点で、ヒトの下顎頭軟骨層や関節円板など顎関節に加わる応力負荷を計測することは不可能である。ヒト顎関節に加わる機能的負荷を推測する一手段として、MRI 画像をもとに顎関節の三次元形態を再構築し顎運動データを統合することで関節窩内の下顎頭の運動をアニメーション画像として再現し、下顎運動時の顎関節空隙の変化を捉えることが試みられた¹⁷⁻²²⁾。Fushima ら^{21, 22)}は正常顎機能者を対象に顎関節アニメーションを再現し、咀嚼時における関節空隙の変化を検討した。その結果、咀嚼サイクルの終末において非作業側の顎関節空隙が縮小したこと、顎関節空隙の縮小が被検食品の硬さと関わっていることを報告した。

顎関節の機能圧を理解する一助とするため、本研究でも顎関節アニメーションと同様のシステムを構築することを目的に以下の検討を行った。

- ① 顎関節空隙を計測できる下顎アニメーションシステムを構築する。
- ② 下顎アニメーションの精度検証を行う。
- ③ 咀嚼時の下顎運動と顎関節空隙の関わりを検討する。

【研究資料および方法】

1. 研究資料

神奈川県立歯科大学附属横浜クリニック矯正歯科を平成 27 年 1 月から平成 28 年 5 月の間に来院し顎変形症と診断された患者のうち、下顎運動データとして咀嚼運動を記録した女性 11 名、男性 1 名の計 12 名を研究対象とした。研究対象者の年齢は 18 歳から 53 歳で、平均年齢は 28.6 歳であった。研究対象に対し初診時の検査、診断の目的で採得された Computed Tomography (以下 CT) の DICOM データと、下顎運動データを研究資料とした。

なお本研究は、神奈川県立歯科大学研究倫理審査委員会による承認を受け行った (承認番号：第 339 号)。

2. 研究方法

①下顎運動アニメーションシステムの構築

ー参照球スプリントの作製ー

CT の DICOM データと、下顎運動データを統合する目的で、上下の歯列弓間に、直径 6 mm のチタン真球 3 個を概ね前歯部と左右臼歯部に配置したアクリルプレートを介在させ、下顎を軽度開口した状態で口腔内に安定し保持できるよう

レジンを築盛し参照球スプリントを作製した。(図 1)

— 歯列顎骨統合モデルの構築 —

参照球スプリントを口腔内に装着し、咬合した状態で CT (東芝メディカルシステムズ株式会社製 Alexion Advance Edition) の撮影を行い、顎顔面頭蓋の DICOM データを得た。

プログラミングランゲージ Visual C++により独自に開発した包括的三次元診断ソフトウェア ManMoS (Mandibular Motion tracking System) を用い、DICOM データより顎顔面骨格モデルを仮想空間上に再構築した。

頭部の CT 画像は、歯冠修復補綴物などによるメタルアーチファクトが問題となる。顎顔面骨格モデルを構築し、画質が乱れた上下歯列部を歯列模型の三次元スキャナーの STL データより構築した歯列表面形状モデルにより置換した。すなわち、顎顔面骨格モデルの歯冠部の中で画質が鮮明な領域を抽出し、特徴点を用いない局所的な位置合わせ法である Iterative Closest Point Alignment (ICP) 法²³⁻²⁵⁾を用い歯列表面形状モデルの対応領域と重ね合わせ統合することで、各症例における歯列顎骨統合モデルを作製した (図 2)。同時にスプリントに設置した 3 個の参照球も自動抽出され、それらの中心座標が計算された。

ー下顎運動の記録ー

下顎運動は、三次元磁気計測装置 Fastrak[®] (Polhemus 社 米国)を用い記録した。Fastrak は、磁界を形成するトランスミッタ、参照球の計測に用いるペン型レシーバ、磁界内の自身の位置を検出する標準レシーバ、レシーバの三次元自由度の位置データを収集しPCに転送するシステムエレクトロニクスユニットからなる (図 3)。転送される三次元6自由度の運動データは、標準レシーバの X、Y、Z の座標値と、Azimuth、Roll、Elevation の方位角であった。

まず患者の頭部にトランスミッタ (250 g、5.5 cm×5.5 cm×5.5 cm) を側頭部ベルトで固定し、下顎歯列に設置したオクルーザルクラッチに標準レシーバを装着した。

下顎運動の記録に先立ち、上下歯列間に参照球スプリントを咬合維持させた状態で、ペン型レシーバを用い各参照球の中心座標を算出した。(図 4)

チタン参照球の中心座標 3 点を参照し、歯列顎骨モデルと下顎運動解析の座標系を統合させた。三次元 6 自由度の下顎運動を、サンプリング周波数 30 Hz で記録した。

ー下顎アニメーションの再現ー

ManMoS により仮想空間において再構築された歯列顎骨モデルを用い、下顎アニメーションの描画を試みた。

②下顎アニメーションシステムの精度検証

②-1 正確性の検証

被験者一名を対象に、切歯開口量 10 mm 程度のシリコンバイトを作製しシリコンバイトを咬合保持した顎位において下顎運動を記録した。ManMoS を用い、上下の右側中切歯の近心切縁点間距離、左右の上下第一大臼歯近心頬側咬頭頂間の、計 3 カ所の距離計測を行った。実体計測として上下歯列石膏模型にシリコンバイトを咬合させた状態で、同様に三カ所の距離をノギス（株式会社 中村製作所 PITA15）を用い計測した。それをそれぞれ 25 回繰り返した。また、開口量や側方移動量が異なる任意の 15 の顎位で下顎が安定するよう上下顎歯列間にシリコンバイトを作製し、咬頭嵌合位とシリコンバイトを咬合保持した顎位において下顎運動を記録した。ManMoS を用い、上下の右側中切歯の近心切縁点間距離、左右の上下第一大臼歯近心頬側咬頭頂間の、計 3 カ所の距離計測を行った。実体計測として上下歯列石膏模型にシリコンバイトを咬合させた状態で、同様に 3 カ所の距離をノギスを用い計測した（図 5）。採得した顎位において、ManMoS の計測と実体計測の両者を比較検討した。

ManMoS の計測と実体計測の計測誤差を、次に示す Dahlberg の公式（1940）を用い求めた。

$$\text{Standard Error (SE)} = \sqrt{\sum d^2 / 2n} \quad (d: \text{計測値の差、} n: \text{症例数})$$

②-2 再現性の検証

顎変形症患者 12 症例の 3DCT モデルの左右の顎関節、計 24 関節を対象に、以下の検討を行った。歯列顎骨モデル上で、下顎頭内側極点を設定した。初診時の下顎運動検査で行った 20 秒間のタッピング運動記録のデータを用い、ManMoS によりタッピング終末に繰り返される咬頭嵌合位時において、下顎頭点の三次元座標を抽出し、X, Y, Z それぞれの座標値に関し標準偏差を求め再現性を検討した。

③咀嚼運動時の顎関節空隙の計測

初診時の下顎運動検査において、市販のガム（RECALDENT、モンデリーズジャパン社）を用い 20 秒間の自由咀嚼運動を記録した。顎変形症患者 12 症例の歯列顎骨モデルを対象に、ManMoS により下顎アニメーションを再現した。下顎運動解析の基準平面として、左右の眼窩下点（Orbita）の中点と左右の外耳道上縁点（Porion）によりフランクフルト水平面を、左右の（Orbita）を結ぶ線分に垂直で鼻点（Nasion）を通る平面を正中矢状面として設定した（図 6 a）。また、下顎骨の左右の顎角点（Gonion）および下顎骨正中結合の最下点（Menton）により下顎下縁平面を設定した（図 6 b）。咀嚼運動中における下顎下縁平面の法線ベクトルを矢状面（YZ 平面）に投影し、水平面との成す角度を計算した（図

6 c)。各サンプリング時において算出された値から咬頭嵌合位の値を引いたものを、咬頭嵌合位からの開口度 (°) とした。

研究対象 12 症例の計 24 関節を対象に、歯列顎骨モデルの下顎頭関節機能面の内側、中央および外側の代表点を抽出し、対応する関節窩面への最短距離を算出した。本論文では関節窩の骨面と下顎頭の骨面の距離を顎関節空隙と表現する (図 7)。図 8 は、咀嚼運動における開口度と顎関節空隙の変化を示した一例である。咀嚼時サイクルに対応し下顎の開閉口が認められ、顎関節空隙が拡大、縮小することが示された。図 9 は同一患者において、縦軸に顎関節空隙の値を、横軸に開口度の値を取った時の散布図である。咬頭嵌合位における顎関節空隙を基準に顎関節空隙の拡大時と縮小時に分け開口度を見ると、この症例では顎関節空隙の縮小時の点が開口度の小さい方に集中している様子が伺える。24 関節において咀嚼運動時の開口度の変化を、顎関節空隙の増減により拡大時と縮小時に分類し、両者を比較検討した。

—統計解析—

下顎運動アニメーションシステムの正確性に関し、仮想空間において設定した 3 カ所の距離計測の値と実測値との差の検定を、Wilcoxon の符号付順位検定を用いた。

顎関節空隙の増減の拡大時と縮小時における開口度の比較検討には対応の無い t 検定 (Student) を用い行った。

【結果】

結果①

図 10 は、本研究で対象とした顎変形症症例の側面セファロ分析の結果を示したものである。頭蓋基準系におけるオトガイの前后的偏位量を計測した結果、多くの症例が正常範囲を超え下顎骨が前突しており、骨格性Ⅲ級症例が多いことが分かる。CT の DICOM データおよび歯列模型の三次元モデルを元に歯列骨格統合モデルが再構築された。参照球スプリントに設置した三個のチタン球の中心座標を計測することで、下顎運動計測の座標系が歯列顎骨モデルの座標系と統合された。下顎運動時に磁気レシーバの運動を追尾し三次元 6 自由度の運動データを PC に転送することで、歯列顎骨モデルの下顎アニメーションを仮想空間上にリアルタイムで再現することができた (図 11 a、b)。また、下顎運動時の顎関節空隙の変化は三次元カラーマッピングで表される (図 12)。

結果②-1

切歯開口量 10 mm 程度のシリコンバイトを咬合させた状態による上下歯列の中切歯間、右側大白歯間、左側大白歯間、三箇所距離計測をそれぞれ 25 回行

い、ManMoS による計測とノギスによる実測の差を求めた。その結果、ManMoS 計測値と実測値の差は、それぞれ平均 $0.11 \text{ mm} \pm 0.14$ ($0.01 \sim 0.49 \text{ mm}$)、平均 $0.1 \text{ mm} \pm 0.11$ ($0.01 \sim 0.45 \text{ mm}$)、平均 $0.1 \text{ mm} \pm 0.09$ ($0.01 \sim 0.34 \text{ mm}$) であった。また、任意の 15 個の顎位においての上下歯列の中切歯間、右側大白歯間、左側大白歯間、3カ所の距離計測を行い、ManMoS による計測とノギスによる実測の差を求めた。その結果、中切歯間、右側大白歯間、左側大白歯間における ManMoS 計測値と実測値の差は、それぞれ平均 $0.21 \text{ mm} \pm 0.17$ ($0.03 \sim 0.72 \text{ mm}$)、平均 $0.29 \text{ mm} \pm 0.20$ ($0.03 \sim 0.70 \text{ mm}$)、平均 $0.27 \text{ mm} \pm 0.21$ ($0.02 \sim 0.67 \text{ mm}$) であり、計測誤差はそれぞれ 0.19 mm 、 0.25 mm 、 0.24 mm であった。(表 1)

結果②-2

24 関節において 20 秒間のタッピングを行った際、運動終末の咬頭嵌合位で下顎頭点の三次元座標値を求めた結果、X, Y, Z 座標の標準偏差の平均は、それぞれ 0.025 ($0.006 \sim 0.11$)、 0.05 ($0.01 \sim 0.21$)、 0.07 ($0.02 \sim 0.33$) であった。

(表 2)

結果③

下顎頭の内側、中央、外側の咬頭嵌合位における顎関節空隙は、それぞれ平均 1.5 mm ($0.2 \sim 3.6 \text{ mm}$)、平均 1.3 mm ($0.3 \sim 3.5 \text{ mm}$)、平均 1.1 mm ($0.4 \sim 2.4 \text{ mm}$) であった。図 9 は、20 秒間の咀嚼中に計測される顎関節空隙の変化と、

下顎の開口度の変化を示した計測結果の一例である。図 10 は、各サンプリング時において顎関節空隙量と開口度の関係を散布図として表したものである。両図とも、咬頭嵌合位における顎関節空隙量を破線にて示してある。咬頭嵌合位時の顎関節空隙量を基準に、顎関節空隙の拡大時と縮小時に分類し、両者の開口度を比較検討した結果、各個人においてそれぞれ t 検定を行った結果、内側点では 24 関節中 7 関節で有意差が無く、4 関節で拡大時開口度が大きくなった。また、全 24 関節における内側点の開口度は縮小時が平均 2.5° ($0.8 \sim 5.3^{\circ}$) で、拡大時の平均 3.4° ($0.5 \sim 7.2^{\circ}$) となり Wilcoxon の符号順位検定の結果、縮小時が有意に小さかった ($P < 0.05$)。同様に外側点では、24 関節中 4 関節で有意差が無く、5 関節で拡大時開口度が大きくなった。また、全 24 関節における縮小時の下顎開口度は平均 2.4° ($0.4 \sim 5.8^{\circ}$) で、拡大時の平均 3.6° ($1.8 \sim 6.7^{\circ}$) と比べ有意に小さかった ($P < 0.01$)。また中央点では 24 関節中 4 関節で有意差が無く、6 関節で拡大時開口度が大きくなった。

全 24 関節における縮小時の下顎の開口度が平均 2.6° ($0.4 \sim 6.2^{\circ}$)、拡大時の平均 3.2° ($0.9 \sim 7.9^{\circ}$) であり、両者間に有意差は認められなかった。(表

3)

m

【考察】

咬合機能を総合的に検討するために顎関節の適切な診断が求められており、下顎の三次元的な運動を正しく把握することが重要である。回転運動と滑走運動を主体とする顎関節の複雑な運動様相を詳細に可視化できるシステムの実用性が求められており、我々は本研究で開発を進めている下顎アニメーションの臨床応用を提案している。

-下顎アニメーションの開発の意義-

これまで MRI 画像と顎運動データから再構築した顎関節アニメーションシステムが報告されており、顎関節の運動に関する詳細な検討が報告されてきた¹⁷⁻²²⁾。近年の医用画像工学の発展は目覚ましく、下顎アニメーションはいわゆるデジタルデンティストリー展開の一環として、より高精度で臨床に即した下顎運動解析システムの開発を目指してきた。本研究で用いている ManMoS は、外科矯正手術シミュレーションシステムとして開発、臨床応用されてきた。手術シミュレーションを行う際、歯列石膏実体モデルの位置を追尾することで、PC モニタ上に再構築された歯列と顎骨の仮想モデルが実時間で連動するという複合現実感を伴うシステムである²⁶⁻²⁹⁾。

本研究では下顎アニメーションを再現するため、頭部に磁気計測機器のトラン

スミッタを固定し、下顎運動を下顎歯列に固定した標準レシーバを追尾記録した。下顎アニメーションにより下顎全体の複雑な運動を可視化するとともに、下顎上の任意の点を抽出しその運動軌跡を解析することができ、上下歯列の咬合接触状態や関節窩内における下顎頭の運動を詳細に検討できる。また下顎運動記録中に下顎アニメーションを実時間で確認することもでき、顎関節症状を確認しながら顎位の変化を把握できる、教育支援ツールとして、また患者とのコミュニケーションツールとして利用できる、などの利点が挙げられる³⁰⁾。

-顎関節空隙の計測の意義-

下顎機能時に顎関節に加わる生理的な負荷は、関節の恒常性を維持するため極めて重要である。本研究では関節の負荷を推測する一手段として、下顎アニメーションを用い下顎頭と関節窩間の関節空隙の計測を試みた。

下顎頭の前上方部と関節結節の下方から後方斜面にかけては関節軟骨層に覆われており、機能的負荷により変形していると考えられる。また下顎骨も完全な剛体ではなく、下顎機能時に少し変形していると考えられる。下顎アニメーションにおける関節空隙は真の関節空隙を示しているとは考えられないものの、関節空隙が減少している領域では機能的負荷が増加していると考えerことは合理的と考えられる。現時点でヒトの顎関節軟骨層や関節円板に加わる機能的負

荷を直接的に計測することは不可能であることより、下顎アニメーションにおける関節空隙の計測は関節負荷を推測する手段として重要と考えられる。

-下顎アニメーションの精度に関して-

下顎アニメーションの精度には、歯列顎骨統合モデルの精度、ソフトウェアのアルゴリズムの妥当性、下顎運動の記録に用いた磁気計測機器 Fastrak の精度、トランスミッタの頭部固定など下顎運動記録状況の安定性、など様々な要因が影響していると考えられる。

最終的に顎関節空隙の計測が目的であったが、生体内の関節空隙の直接的な計測はできない。また下顎の運動を追尾する標準レシーバが下顎歯列の前方に位置し左右の両関節から離れているため、レシーバ部の誤差が顎関節部で拡大する恐れがある。下顎アニメーションシステムの総合的な精度を、以下により検証した。先ず口腔内に設定した上下歯列の中切歯間と左右の大白歯間の三箇所
の距離計測の正確性と再現性を検証した。次いで関節部の代表点として下顎頭内側点を設定し、タッピング時の咬頭嵌合位における三次元座標の再現性を検証した。磁気計測機器 Fastrak は、トランスミッタからレシーバまでの距離が 76 cm の条件下で高精度の計測が保証されている²⁷⁾。本研究における口腔内の中切歯間と左右の大白歯間の三箇所の計測は、ノギスによる実測値と有意な差は

認めず、計測誤差は小さかった。一方、タッピング時の下顎頭内側点の X、Y、Z 座標の標準偏差も十分小さく、標準レシーバから離れた顎関節部でも良好な再現性を有することが示された。

口腔内の三箇所距離計測が正確であること、下顎頭点の再現性が高いことより、下顎アニメーション解析による顎関節空隙の間接的な計測は、十分な精度を有する妥当な手法と判断された。

-研究対象について-

本研究ではガム咀嚼時の顎関節空隙の変化を、下顎運動との関わりで検討した。今回の研究対象は、顎変形症者に限られており、側面セファロ分析から多くは骨格性下顎前突症例であった。本来は形態的にも機能的にも正常と考えられる個体を対象に検討し、そのうえで顎骨形態や咬合関係の異常を有する症例、あるいは顎機能障害を有する症例を検討することが順序であると考えられる。

しかしながら下顎アニメーションの構築には CT 撮影が必要であり、研究目的の撮影は倫理上問題がある。今回は臨床応用可能なシステムを構築すること、臨床症例を対象に顎関節空隙を計測し下顎運動との関わりを検討すること、を目的に、先ず通常の臨床診査において CT 撮影を行った顎変形症者のデータを利用した。

-顎関節空隙の計測方法について-

顎関節空隙は、下顎頭上に設定した点からサンプリングのステップ毎に対応する関節窩までの距離を計測し、その最短距離をもって計測値とした。下顎頭は咬頭嵌合位において関節円板の中央狭窄部を介し関節結節の後方斜面と相対しており、最大開口時には滑走のみならず回転を伴い関節結節の再突出部をやや超える位置まで運動する。このような運動様相より、関節結節では後方斜面が、下顎頭では前方および上方が機能面と考えられ、実際にこれらの部位の軟骨層が厚いことが知られている。

本研究で構築した顎骨モデルでは、下顎頭の機能領域が下顎頭骨表面形状の曲率の変化として周囲から明確に認識された。今回は下顎頭上の機能領域を抽出し、側方的に内側、中央、外側の、前后的には概ね中間に位置する点を、それぞれ内側点、中央点、外側点として設定した。

下顎の運動時、下顎頭軟骨層と関節結節軟骨層の間には円板中央狭窄部が介在し、機能的負荷が加わると軟骨層と円板が変形し緩衝していると考えられる。

下顎頭上の点と関節窩との最短距離として計測した顎関節空隙が縮小した時に、下顎頭軟骨層への応力が増加していると考えられる。

咀嚼時、下顎運動に伴い顎関節空隙の変化が認められた。咬頭嵌合位の顎関節空隙を基準に顎関節空隙の拡大時と縮小時に分類し下顎の開口度を比較した結

果、縮小時の開口度が拡大時より小さいことが示された。すなわち顎関節空隙の縮小は、咀嚼サイクルの中で下顎の開口度が小さい閉口相で認められることが分かる。このことは被検食を噛んだ時に下顎頭に加わる機能的負荷が増加していることを示唆している。Gibbs & Lundeen³¹⁾は Case Gnathic Replicator を用い、下顎頭の咀嚼機能時における切歯点、臼歯点、下顎頭点の運動様相を詳細に報告した。上下顎歯列にフェースボウを装着し三次元 6 自由度の下顎運動を記録、記録した運動データをもとに歯列模型あるいは下顎骨模型を動かし解析した。咀嚼サイクルにおける作業側と非作業側の下顎頭運動経路に明確な運動様相の差を認めたが、機能圧を推測させるような所見は認められなかった。

Fushima ら^{21, 22)}は顎関節アニメーションを解析することで、本研究と同様に顎関節の咀嚼運動時の関節空隙の変化を、形態および機能に異常を認めない被験者を対象に検討した。関節空隙の縮小は咀嚼サイクルの閉口終末において非作業側の顎関節で認められたこと、被検食品の硬度と関わっており咀嚼により食品が粉砕軟化するに従い縮小しなくなってくることを報告した。すなわち咀嚼サイクル終末の咬合相において、食塊粉砕時に非作業側の顎関節に機能圧が増加しており、機能圧は食品が固いほど大きいことを示唆している。Hylander & Bays¹³⁾によるサルを用いた実験でも、同様の結果が報告された。本研究の結果は、閉口終末において顎関節の負荷が高まっていることは示唆されたものの、

作業側と非作業側の差異を示すような結果は得られなかった。Fushima らは被検査食として非常に硬いパンや乾燥肉を使ったのに対し、本研究で用いた被検査食はガムであり、食品の性状の差が研究結果に影響している可能性がある。また Yang ら³²⁾は片側咀嚼時の下顎頭に加わる応力解析を行い、大臼歯の咬合関係がアングルⅠ級とⅡ級の被験者では非作業側の下顎頭に最大の負荷が、Ⅲ級の被験者では作業側の下顎頭に最大の負荷が加わっていることを示唆した。本研究の対象がⅢ級症例に偏っており、このような咬合関係や骨格形態の違いが顎関節に加わる機能的負荷の違いに影響している可能性があると考えられた。

-顎関節に加わる負荷について-

下顎機能時に軟骨層に加わる生理的で間歇的な負荷は、軟骨層自体の栄養供給のため基本的に重要であり、顎関節の恒常性の維持に役立つ³¹⁾。また下顎頭は下顎骨の成長の重要な場であること、下顎頭の線維性軟骨は全身の硝子様軟骨のような一次性の成長能を有さず二次性の成長を示し環境に影響されやすい³³⁾ことより、生理的負荷による軟骨層への栄養供給は顎顔面の成長発育の観点からも重要と考えられる。

顎関節に加わる過大な負荷は、軟骨層の破壊と骨関節症の誘因となり得る³⁴⁻³⁶⁾。

また夜間ブラキシズムなど口腔機能障害により顎関節に加わる過大な負荷は、

滑膜の毛細血管に虚血再灌流をもたらすフリーラジカルを産生、滑膜炎の発症やプロテオグリカンの低分子化による細胞外基質の破壊をもたらすと考えられている^{37, 38)}。このような酸化ストレスによる関節の潤滑システムの崩壊は、下顎頭と関節円板の動態異常をもたらす、関節円板転位を示す顎関節内障の発症機転になることが考えられる³⁹⁾。

顎関節に加わる機能圧の解明は、生理的な口腔機能のみならず機能障害を知るために非常に重要であり、関節空隙の研究は顎関節の負荷を知るための重要な手段と考えられる。

【結論】

下顎運動アニメーションシステムを構築することができた。

本システムを用いることで顎関節空隙の計測が可能となり、顎関節に対する機能圧は、咀嚼サイクルのうち下顎の開口度が小さい咬合相で加わっていることが示唆された。また、本システムによる顎関節空隙の計測精度は、臨床応用においては許容できる範囲と考えられ、臨床診断システムとしての有用性が確認された。

【参考文献】

1. 不島健持, 小林優 : 下顎運動解析の展望 (前) . QDT Art&Practice
39:67-78, 2014.
2. Stegenga B, de Bont LG, Boering G, van Willigen JD. Tissue responses
to degenerative changes in the temporomandibular joint: a review. J Oral
Maxillofac Surg 49:1079-1088, 1991.
3. Mow VC, Ateshian GA, Spilker RL. Biomechanics of diarthrodial joints:
a review of twenty years of progress. J Biomech Eng 115: 460-467, 1993.
4. Roth S, Muller K, Fischer DC, Dannhauer KH. Specific properties of the
extracellular chondroitin sulphate proteoglycans in the mandibular
condylar growth centre in pigs. Arch Oral Biol 42:63-76, 1997.
5. Kobayashi Y, Okamoto A, Nishinari K. Viscoelasticity of hyaluronic acid
with different molecular weights. Biorheology 31:235-244, 1994.
6. Mao JJ, Rahemtulla F, Scott PG. Proteoglycan expression in the rat
temporomandibular joint in response to unilateral bite raise. J Dent
Res 77:1520-1528, 1998.

7. Li LP, Herzog W. Strain-rate dependence of cartilage stiffness in unconfined compression: the role of fibril-reinforcement versus tissue volume change in fluid pressurization. *J Biomech* 37: 375-382, 2004.
8. Grunder W. MRI assessment of cartilage ultrastructure. *NMR Biomed* 19:855-876, 2006.
9. Singh M, Detamore MS. Tensile properties of the mandibular condylar cartilage. *J Biomech Eng* 130:11009-11017, 2008.
10. Hatcher DC, Faulkner MG, Hay A. Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular joint loading. *J Prosthet Dent* 55: 377-384, 1986.
11. Sun M, Yang J, Zhou R, Li N, Xia J, Gu F. Mechanical analysis on individualized finite element of temporal-mandibular joint under overlarge jaw opening status. *Int J Clin Exp Med.* 8:9046-9054, 2015.
12. Comisso MS, Martínez-Reina J, Ojeda J, Mayo J. Finite element analysis of the human mastication cycle. *J Mech Behav Biomed Mater* 41:23-35, 2015.
13. Hylander WL, Bays R. An in vivo strain-gauge analysis of the squamosal-dentary joint reaction force during mastication and incisal

- biting in *Macaca mulatta* and *Macaca fascicularis*. *Arch Oral Biol* 24: 689-697, 1979.
14. Boyd RL, Gibbs CH, Mahan PE, Richmond AF, Laskin JL. Temporomandibular joint forces measured at the condyle of *Macaca arctoides*. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 97: 472-479, 1990.
15. 犬束信一、丹羽金一郎. 微小圧力センサーを用いたサル顎関節部荷重の直接測定 : 日本矯正歯科学会雑誌 55:157, 1996.
16. Ward DM, Behrents RG, Goldberg JS. Temporomandibular synovial fluid pressure response to altered mandibular positions. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98: 22-28, 1990.
17. Krebs M, Gallo LM, Airoidi RL, Meier D, Boesiger P, Palla S. Three-dimensional animation of the temporomandibular joint. *Technol Health Care*. 2:193-207, 1994.
18. Merlini, L, Palla, S. The relationship between condylar rotation and anterior translation in healthy and clicking temporomandibular joints. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 98:1191-1199, 1988.
19. Airoidi RL, Gallo LM, Palla S. Precision of the jaw tracking system JAWS-3D. *J Orofac Pain*. 8:155-164, 1994.

20. Gallo LM, Fushima K, Palla S. Mandibular helical axis pathways during mastication. J Dent Res. 79:1566-1572, 2000.
21. Fushima K, Krebs M and Palla S. Three-dimensional reconstruction and animation of the temporomandibular joint. The Journal of Japan Orthodontic Society 55: 528-538, 1996.
22. Fushima K, Gallo LM, Krebs M and Palla S. Analysis of the TMJ intraarticular space variation: a non-invasive insight during mastication. Med Eng Phys 25:181-190, 2003.
23. 真川純. Free-form Deformation と局所位置合わせを用いた三次元形状解析. 東京大学博士論文, 2006.
24. Besl P and McKay N. A Method for Registration of 3-D Shapes. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 14:239-256, 1992.
25. Makadia A, Patterson IV A and Daniilidis K. Fully Automatic Registration of 3D Point Clouds” , IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition 1:1297-1304, 2006.
26. 不島健持. 外科矯正術後予測システムの臨床的意義. 画像応用技術専門委員会研究報告 18:8-18, 2003.

27. Minaguchi K, Fushima K, Kobayashi M. Measurement error in a newly developed mandibular motion tracking system. Bull Kanagawa Dent Col 35:129-137, 2007.
28. Fushima K, Kobayashi M, Konishi H, Minaguchi K, Fukuchi T. Real-time orthognathic surgical simulation using a mandibular motion tracking system. Computer Aided Surgery 12:91-104, 2007.
29. Fushima K, Kobayashi M : Mixed-reality simulation for orthognathic surgery. Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery 38:13-12, 2016.
30. 不島健持, 小林優 : 下顎運動解析の展望 (後) QDT Art&Practice 39:71-84, 2014.
31. Gibbs CH and Lundeen HC. Jaw movements and forces during chewing and swallowing and their clinical significance. In: Lundeen HC and Gibbs CH, eds. Advances in Occlusion, John Wright, Boston, 2 - 32, 1982.
32. Yang HM, Cha JY, Hong KS, Park JT. Three-dimensional finite element analysis of unilateral mastication in malocclusion cases using cone-beam computed tomography and a motion capture system. J Periodontal Implant Sci 46:96-106, 2016.

33. Proffit W R, Fields HW Jr, Sarver DM. Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity; 4th edition, Mosby, St. Louis, 72-106, 2007.
34. Ohashi N, Robling AG, Burr DB, Turner CH. The effects of dynamic axial loading on the rat growth plate. J Bone Miner Res 17:284-292, 2002.
35. Wong M, Siegrist M, Goodwin K. Cyclic tensile strain and cyclic hydrostatic pressure differentially regulate expression of hypertrophic markers in primary chondrocytes. Bone 33:685-693, 2003.
36. Abramson SB, Atlur M, Yazici Y. Prospects for disease modification in osteoarthritis. Nat Clin Pract Rheumatol 2:304-312, 2006.
37. Grootveld M, Henderson EB, Farrell A, Blake DR, Parkes HG, Haycock P. Oxidative damage to hyaluronate and glucose in synovial fluid during exercise of the inflamed rheumatoid joint. Detection of abnormal low-molecular-mass metabolites by proton-n.m.r. spectroscopy. Biochem J 273:459-467, 1991.
38. Milam SB, Zardeneta G, Schmitz JP. Oxidative stress and degenerative temporomandibular joint disease: a proposed hypothesis. J Oral Maxillofac Surg 56:214-223, 1998.

39. Nitzan DW. The process of lubrication impairment and its involvement in temporomandibular joint disc displacement: a theoretical concept. J Oral Maxillofac Surg 59:36-45, 2001.

【付図説明】

表 1 ManMoS の計測と歯列石膏模型実体計測の差

表 2 タッピング時の運動終末の咬頭嵌合位で下顎頭点の三次元座標値

表 3 顎関節空隙の拡大時、縮小時における開口度の比較検討

図 1 参照球スプリント

図 2 歯列顎骨統合モデル

図 3 Fastrak[®] (Polhemus 社 米国) 構成要素

図 4 下顎運動記録

図 5 ManMoS の計測と歯列石膏模型実体計測

a: 上下の右側中切歯の近心切縁点間距離

b: 右側上下第一大臼歯近心頬側咬頭頂間距離

c: 左側上下第一大臼歯近心頬側咬頭頂間距離

図 6a 正中矢状面の設定

b 下顎下縁平面の設定

c 開口度の計測

図 7 顎関節空隙の算出

図 8 咀嚼運動に伴う開口度と顎関節空隙の変化

図 9 関節空隙と開口度との関わり

図 10 本研究で対象とした顎変形症症例の側面セファロ分析の結果

図 11a, b 歯列顎骨モデルの下顎アニメーションの再現

図 12 顎関節空隙の三次元カラーマッピング表示

表 1

ManMoS 計測値と実測値の差			
n=15	右側上下中切歯間	右側上下大臼歯間	左側上下大臼歯間
Average (mm)	0.21	0.29	0.27
SD (mm)	0.17	0.20	0.21
Min (mm)	0.03	0.03	0.02
Max (mm)	0.72	0.70	0.67
SE (mm)	0.19	0.25	0.24

15個の任意の顎位においての上下歯列の中切歯間、右側大臼歯間、左側大臼歯間、三箇所の距離計測を行い、ManMoSによる計測とノギスによる実測の差を求めた。その結果、中切歯間、右側大臼歯間、左側大臼歯間におけるManMoS計測値と実測値の差は、 $0.21 \text{ mm} \pm 0.17$ (0.03~0.72 mm)、平均 $0.29 \text{ mm} \pm 0.20$ (0.03~0.70 mm)、平均 $0.27 \text{ mm} \pm 0.21$ (0.02~0.67 mm) であり、計測誤差はそれぞれ 0.19 mm、0.25 mm、0.24 mmであった。

表 2

タッピング時の運動終末の咬頭嵌合位で下顎頭点の三次元座標値			
n=24	X	Y	Z
average	0.03	0.08	0.10
SD	0.025	0.05	0.07
min	0.006	0.01	0.02
max	0.11	0.21	0.33

24 関節において 20 秒間のタッピングを行った際、運動終末の咬頭嵌合位で下顎頭点の三次元座標値を求めた結果、X, Y, Z 座標の標準偏差は、それぞれ 0.025、0.05、0.07 であった。

表 3

n=24	開口度 (°)						
	内側点		外側点		中央点		
	縮小時	拡大時	縮小時	拡大時	縮小時	拡大時	
Average	2.5	3.4 *	2.4	3.6 **	2.6	3.2	n. s.
SD	1.35	1.70	1.66	1.23	1.57	1.82	
Min	0.8	0.5	0.4	1.8	0.4	0.9	
Max	5.3	7.2	5.8	6.7	6.2	7.9	

n.s. no significant P<0.05* P<0.01** (Willcoxon signed-rank test)

咬頭嵌合位時の関節空隙量を基準に、顎関節空隙の拡大時と縮小時に分類し、両者の開口度を比較検討した。内側点の開口度は縮小時が平均 2.5° (0.8~5.3) で、拡大時の平均 3.4° (0.5~7.2°) と比べ有意に小さかった (P<0.05)。外側点では、縮小時が、の下顎開口度は平均 2.4° (0.4~5.8°) で、拡大時の平均 3.6° (1.8~6.7°) と比べ有意に小さかった (P<0.01)。また中央点では縮小時の下顎の開口度が平均 2.6° (0.4~6.2°)、拡大時の平均 3.2° (0.9~7.9°) であり、両者間に有意差は認められなかった。

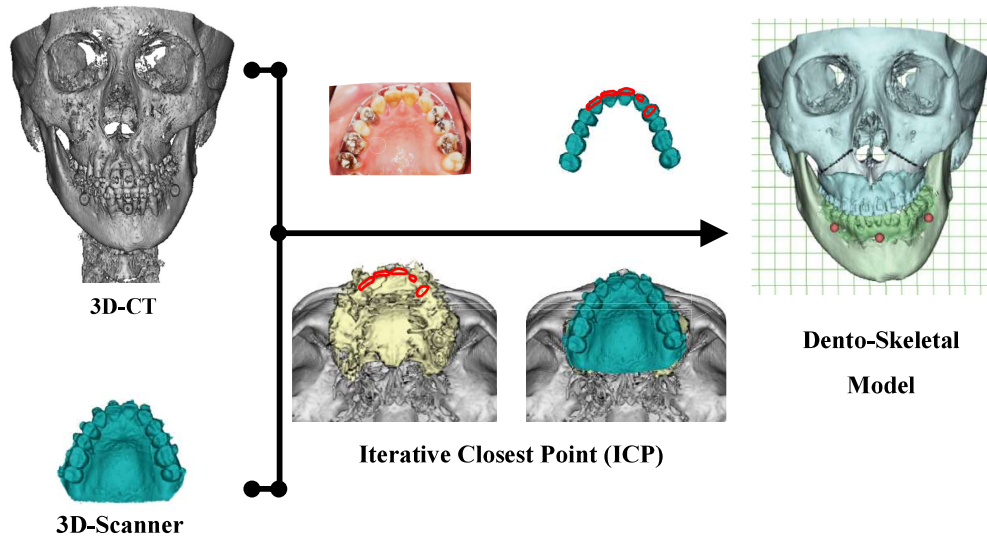
図 1



参照球スプリント

上下の歯列弓間に、直径 6 mm のチタン真球 3 個を概ね前歯部と左右臼歯部に配置したアクリルプレートを紹介させ、下顎を少し開口した状態で口腔内に安定し保持できるようレジンを築盛し参照球スプリントを作製した

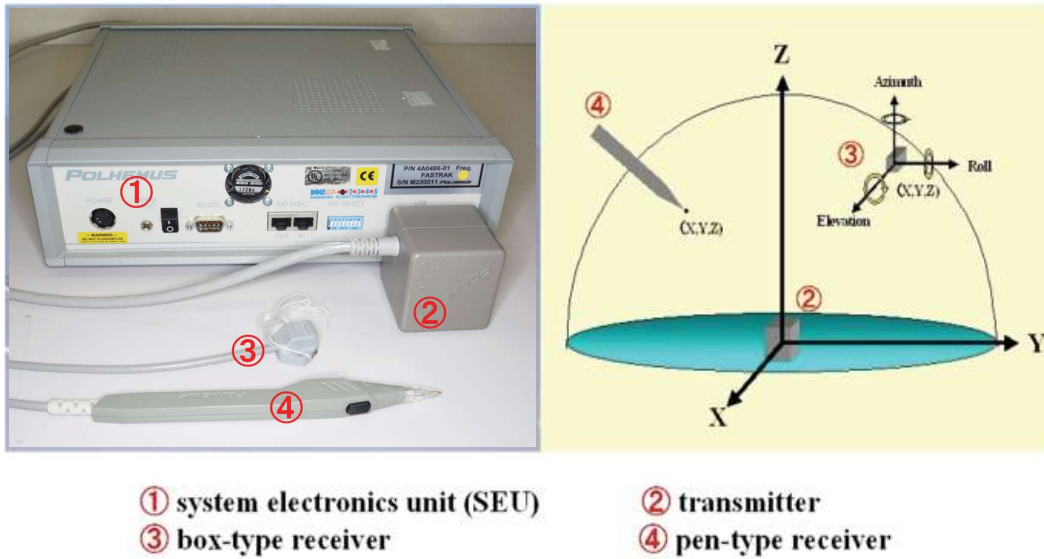
図 2



歯列顎骨統合モデル

歯列模型を 3D スキャナーC-Pro デンタルシステム (Panasonic 社) を用い計測し、STL データを得た。プログラミングランゲージ Visual C++により独自に開発した包括的三次元診断システム ManMoS を用い、Dicom データより顎顔面骨格モデルと、STL データより歯列表面形状モデルの STL データを同一仮想空間上に再構築した。

図 3



Fastrak[®] (Polhemus 社)

- ① レシーバの三次元自由度の位置データを収集し PC に転送するシステムエレクトロニクスユニット
- ② 磁界を形成するトランスミッタ
- ③ 磁界内の自身の位置を検出する標準レシーバ
- ④ 参照球の計測に用いるペン型レシーバ

図 4



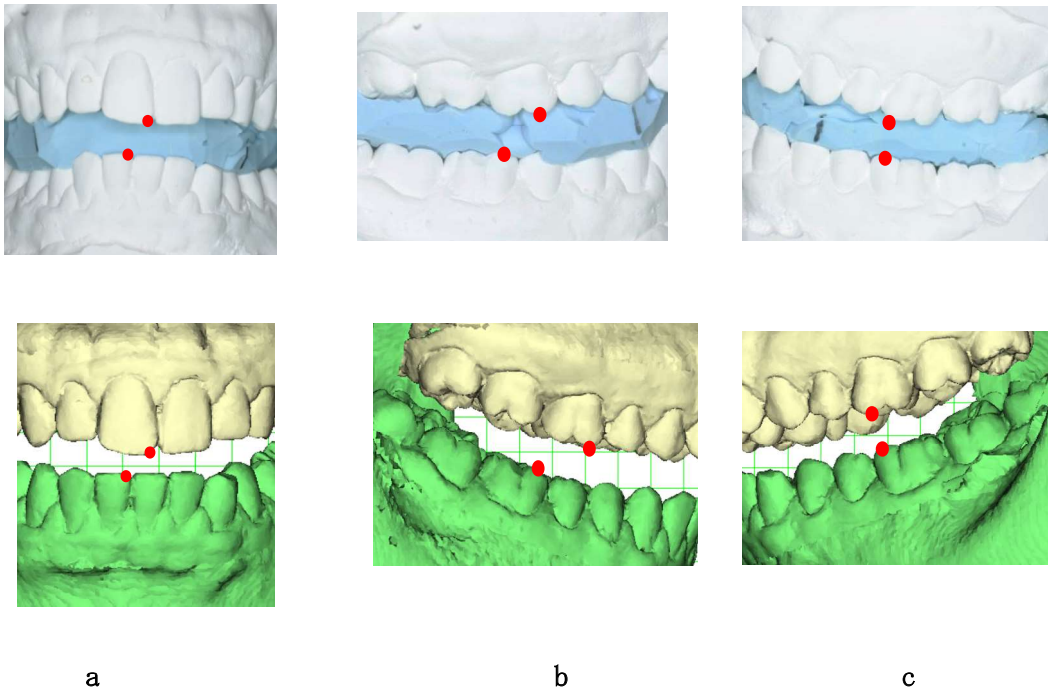
参照球の計測

頭部に トランスミッタ を固定し、下顎歯列に設置したオクルーザルクラッチに標準レシーバを装着した。

下顎運動の記録に先立ち、上下歯列間に参照球スプリントを咬合維持させた状態で、ペン型レシーバを用い各参照球の中心座標を算出した。

チタン参照球の中心座標 3 点を参照し、歯列顎骨モデルと下顎運動解析の座標系を統合させた。

図5



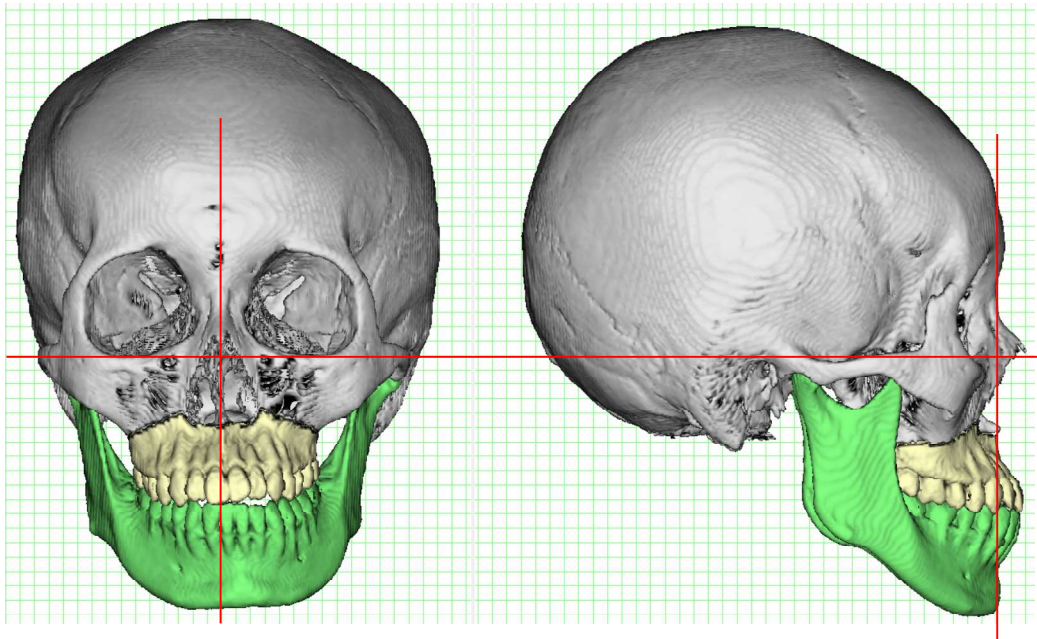
ManMoS の計測と歯列石膏模型実体計測

a: 上下の右側中切歯の近心切縁点間距離

b: 右側上下第一大臼歯近心頬側咬頭頂間距離

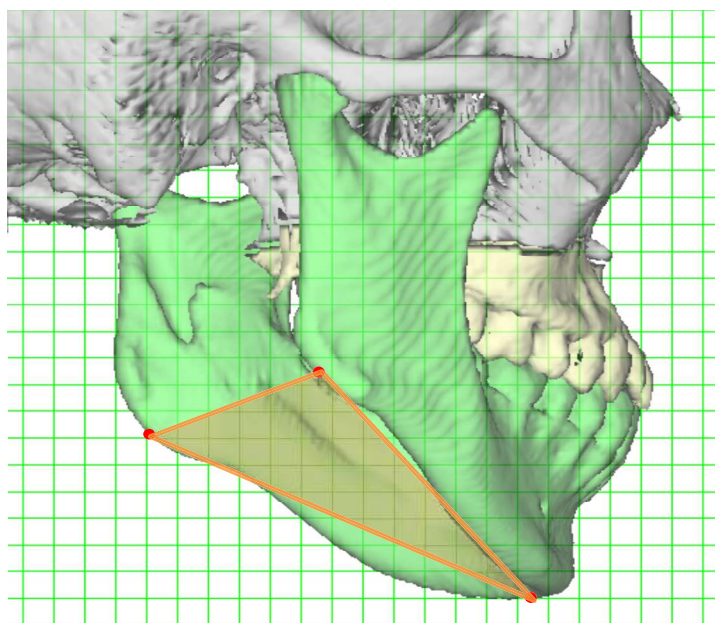
c: 左側上下第一大臼歯近心頬側咬頭頂間距離

図 6 a



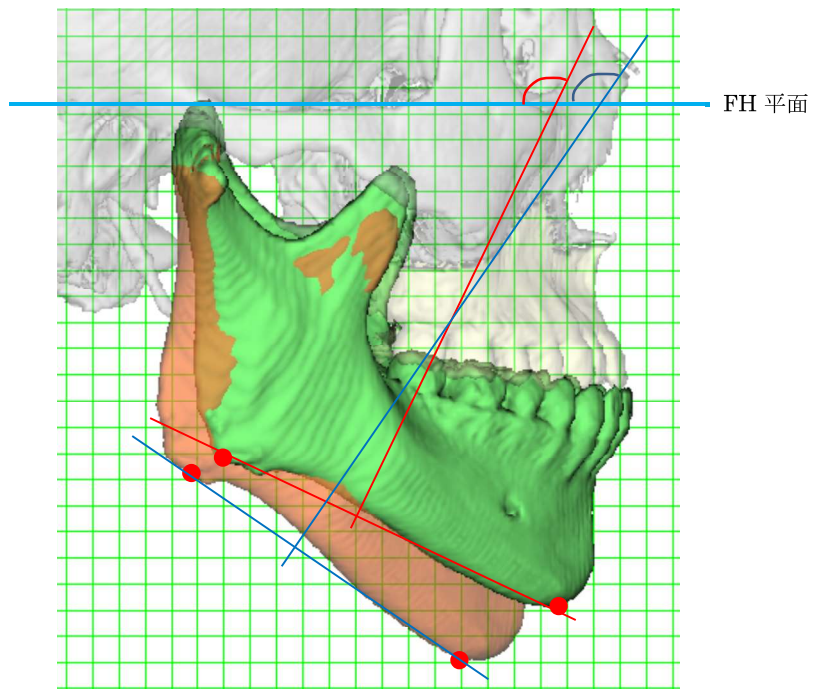
左右の眼窩下点 (Orbita) の中点と左右の外耳道上縁点 (Porion) によりフラン克福ルト水平面を、左右の (Orbita) を結ぶ線分に垂直で鼻点 (Nasion) を通る平面を正中矢状面として設定した

図6b



下顎骨の左右の顎角点（Gonion）および下顎骨正中結合の最下点（Menton）により下顎下縁平面を設定した

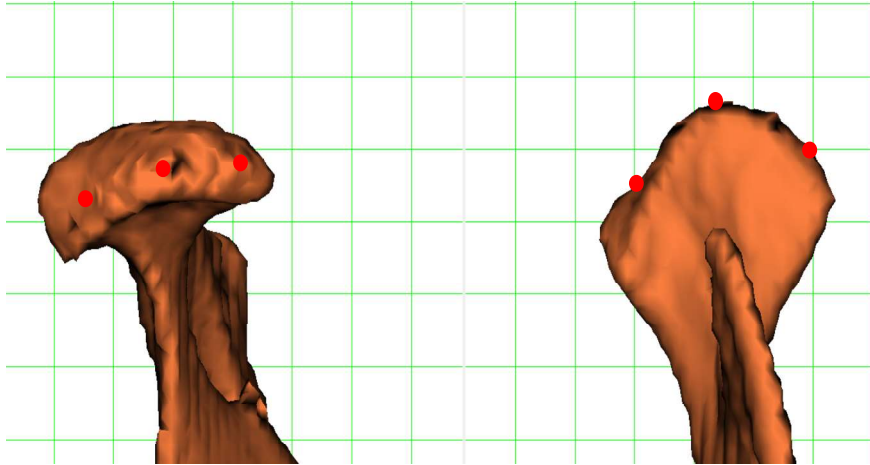
図6c



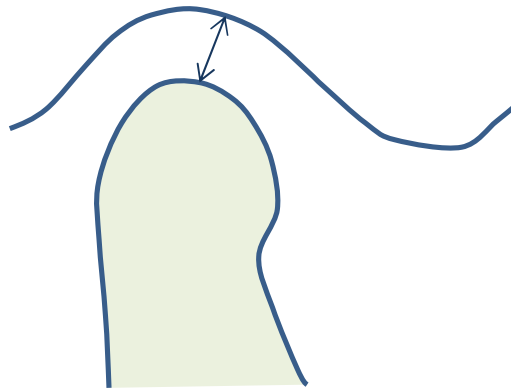
咀嚼運動中における下顎下縁平面の法線ベクトルを矢状面 (YZ 平面) に投影し、
水平面との成す角度を計算した。

各サンプリング時において算出された値から咬頭嵌合位の値を引いたものを、
咬頭嵌合位からの開口度 (°) とした。

図7

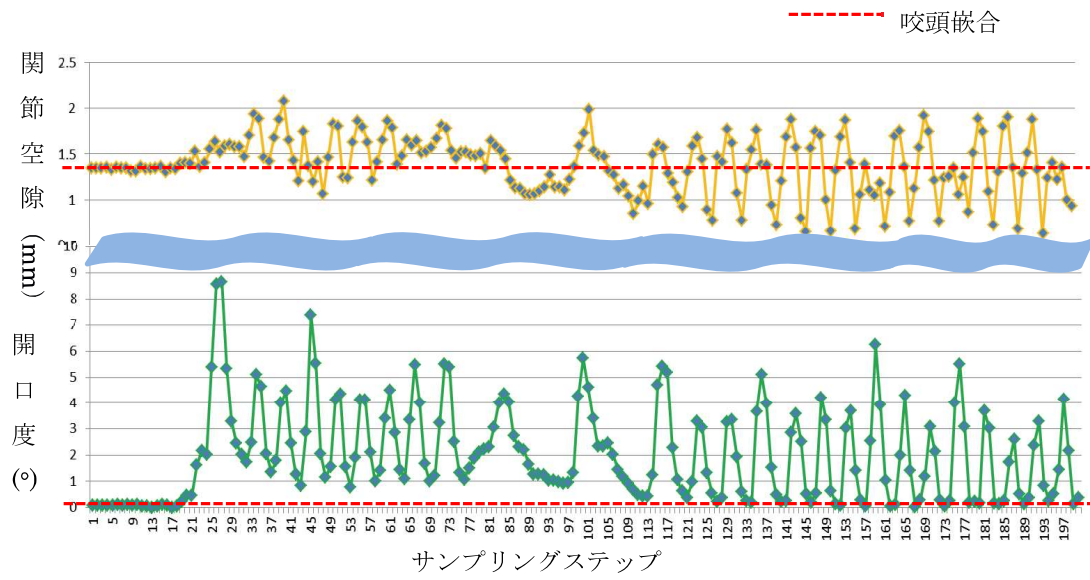


歯列顎骨モデルの下顎頭関節機能面の内側、中央および外側の代表点を抽出



対応する関節窩面への最短距離を顎関節空隙として算出

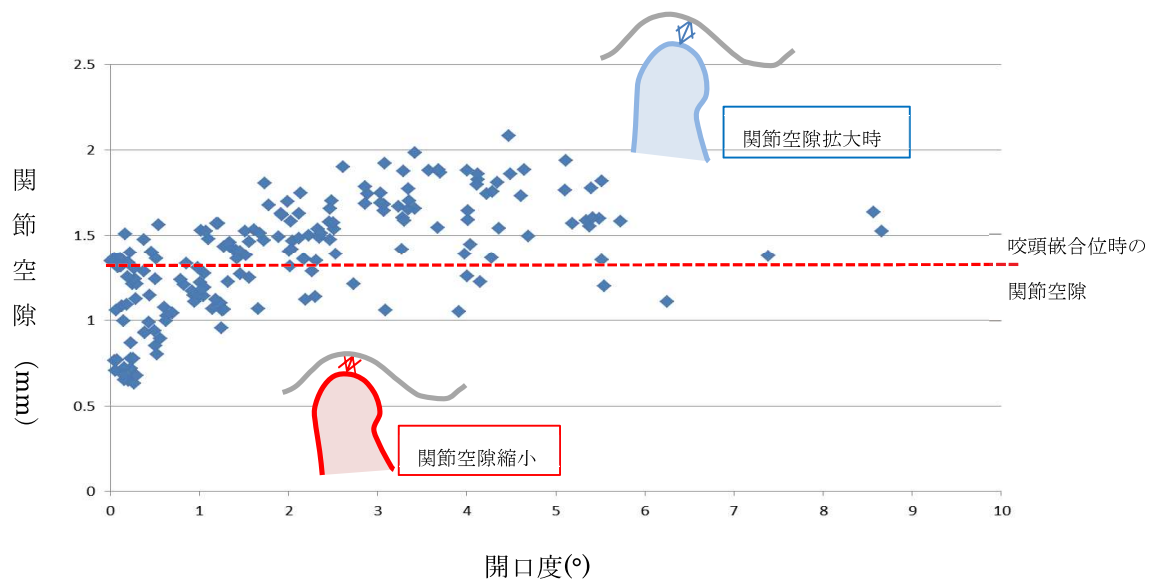
図8



咀嚼運動に伴う開口度と顎関節空隙の変化

咬頭嵌合位における関節空隙を、破線で示した。

図9

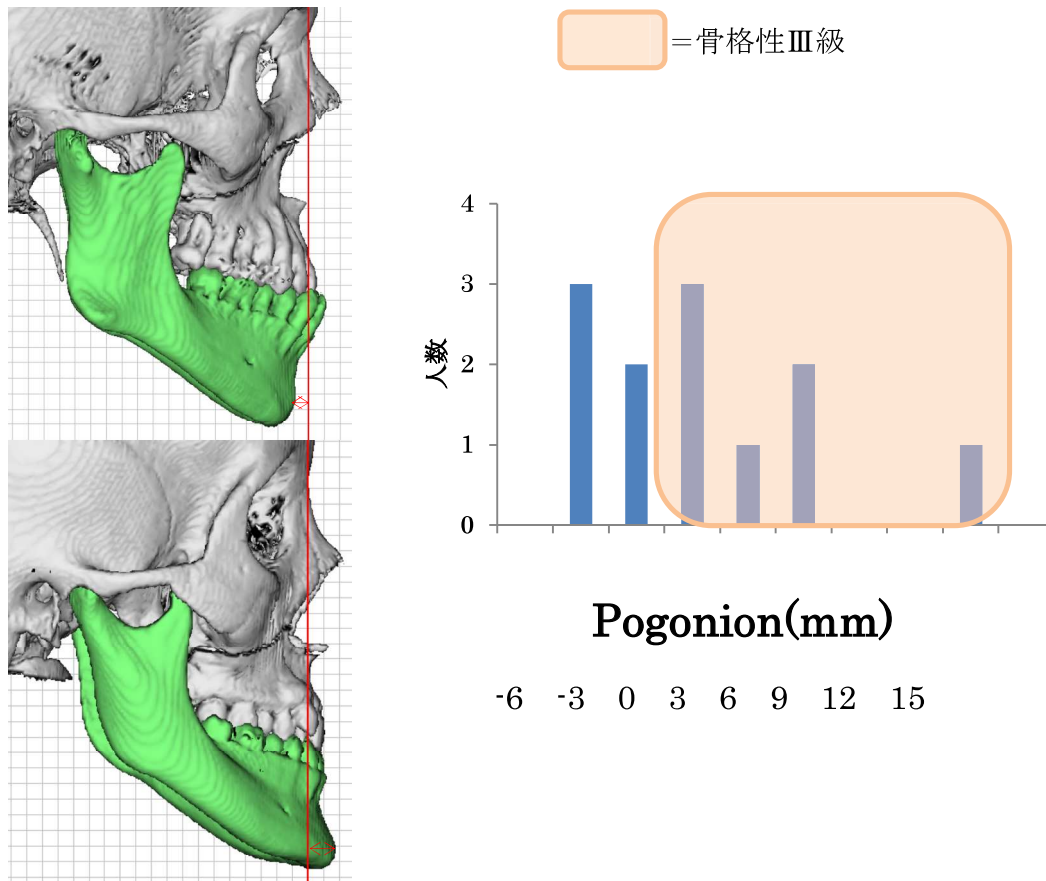


関節空隙と開口度との関わり

縦軸が関節空隙 (mm)、横軸が開口度 (°) を示す。

咬頭嵌合位における関節空隙を、破線で示した。

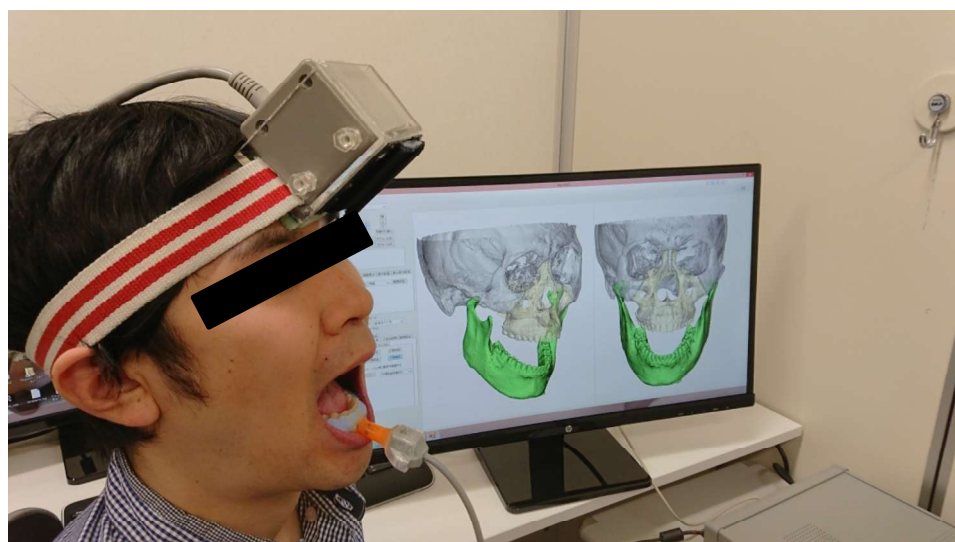
図10



側面セファロ分析の結果

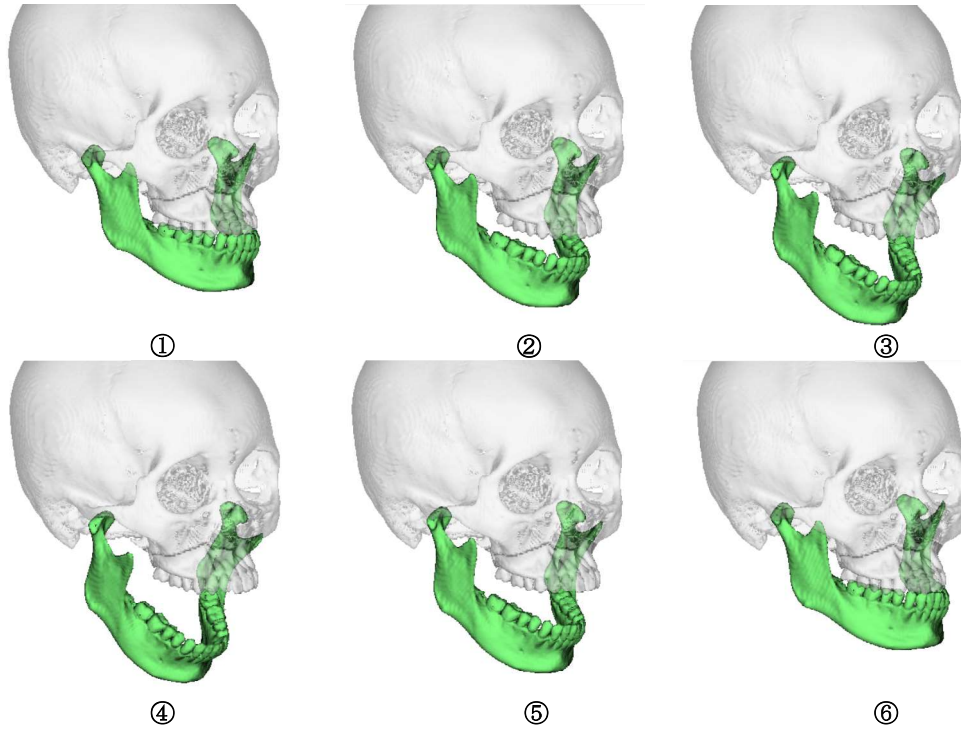
頭蓋基準系におけるオトガイの前后的偏位量を計測した結果、多くの症例が正常範囲を超え下顎骨が前突しており、骨格性Ⅲ級症例が多い

図11a



歯列顎骨モデルの下顎アニメーションが仮想空間上にリアルタイムで再現されている

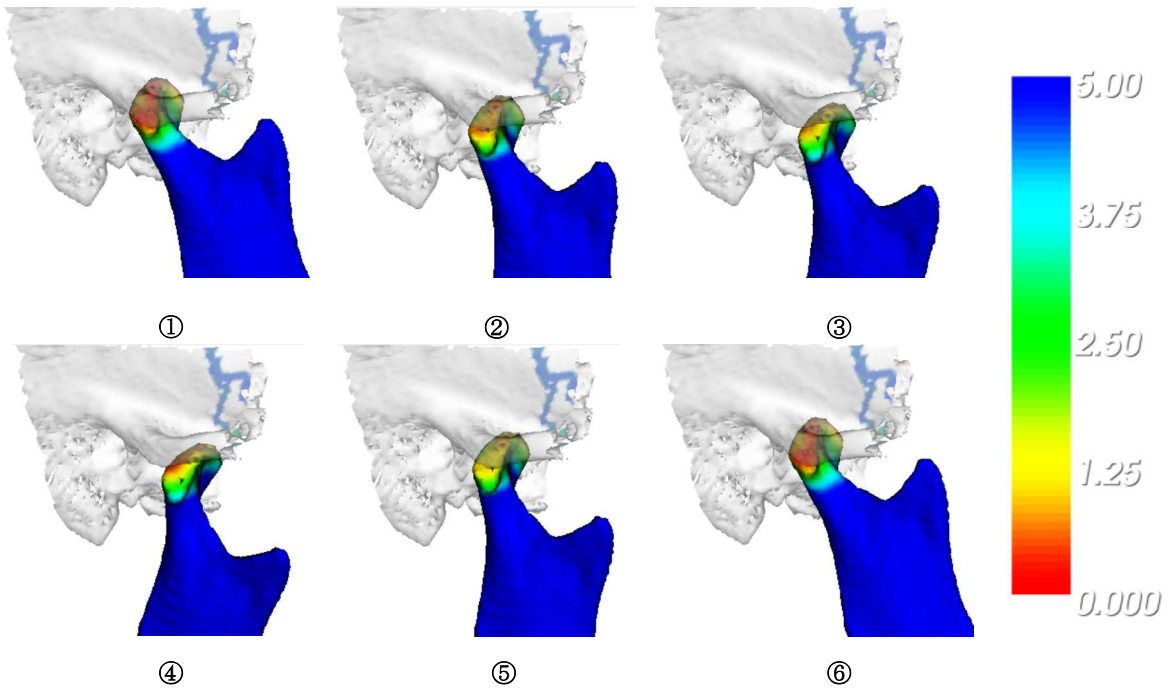
図 1 1 b



歯列顎骨モデルの下顎アニメーションの一例（開閉口運動）

①～③：開口時、④：最大開口時、⑤～⑥：閉口時

図 12



顎関節空隙の三次元カラーマッピング表示

①～③：開口時、④：最大開口時、⑤～⑥：閉口時

右カラムに色表示（赤～青）に対応した顎関節空隙計測値（0 mm ～5.0 mm）を示す。