

三次元顎運動表示システムの精度向上

Development of Display System of Individual Mandibular Movement

小関 道彦*1, 新妻 晃*2, 伊能 教夫*1, 榎 宏太郎*3

Michihiko KOSEKI, Akira NIITSUMA, Norio INOU and Koutarou MAKI

Abstract

It is expected to develop an intelligible diagnostic system of temporomandibular disorders (TMD) for both medical doctors and patients. This study proposes a display system that visualizes motion of the human mandible. The system integrates two engineering methods. One is an optical motion capture technique for measuring the mandibular movements. The other is an individual modeling method based on the X-ray CT data. It is important for a proper diagnosis of TMD to grasp the mandibular movements with high accuracy. This paper discusses experimental verification of the total performance of the system using a device of hinge movement. The verification clearly shows that precision of the model has a great effect on accuracy of the movements. For improvement of the accuracy, scale of the model is corrected by change of pixel pitch of the CT images. The total performance of the system is achieved within an accuracy of 0.2mm at the hinge of the device. The system provides not only three-dimensional visual information of the mandibular movements as animations but also quantitative information of position, velocity and acceleration at an arbitral point of the model. The system will be useful for informed consent for medical treatments of TMD.

key words : Temporomandibular disorders, Mandibular movement, Individual modeling, X-ray CT, Accuracy verification.

1. 緒言

日本顎咬合学会の調査によれば¹⁾、日本の顎関節症の有病率は男性9.9%、女性は17.3%にのぼり、適切な診断が急務となっている。顎関節症の診断には下顎切歯点の矢状面上の限界運動路を記録する手法が従来から多く用いられている。しかしこの方法では、下顎頭の回転と滑走の複合した複雑な運動を直接観察することができないため、データ判読には医師でも経験を要し、患者が自らの病状を把握することはさらに難しい。インフォームドコンセントが重視される現代では、顎運動状態を医師と患者が対話的に閲覧可能なシステムの実現が求められている。そこで本研究では、上下顎骨の形状モデルと運動データを組み合わせたアニメーション表示により、顎運動状態を視覚的に把握可能なシステムの実現を目指している。

前報では、顎運動測定装置MM-JIE（松風）を用いて測定した運動データと、X線CT画像やセファロをもとに生成した顎骨形状データとを対応づけることによって下顎骨全体の運動および顎関節部の運動を表示するシステムについて報告した²⁾。しかし、MM-JIEは歯列に装着する測定器の機構部が重いため、患者の負担が大きいという問題があった。

この問題を解決するためには、顎運動計測には軽量コンパクトな標識点装置を用いた非接触運動計測手法を用いることが望ましい。さらに、顎顔面全体の動きを把握するためには運動計測データと形状情報とを連係することが必要である。LEDを用いた光学式顎運動計測装置は、装置重量に対する要求を満たしており、常盤らによるナソヘキサグラフ（小野測器）や河野らによるTRIMET（東京歯材社）などが製品化されている^{3,4)}。しかし、これらの計測装置が用いているLEDおよび電力供給のための銅線などの金属材料は、上下顎骨の形状情報をX線CT画像から抽出する際に画像にメタルアーチファクトなどの問題を誘発し、形状抽出および運動データとの対応付けが困難になると予想される。

顎骨の3次元形状と運動データを連係させる方法としては、重田らによる四次元下顎運動解析システムがある⁵⁾。この手法は、赤外線を反射する標

原稿受付 2004年9月9日, 受理 2004年11月29日

*1 東京工業大学大学院理工学研究科

Graduate School of Science and Engineering,
Tokyo Institute of Technology.

*2 東京工業大学大学院情報理工学研究科

Graduate School of Information Science and
Engineering, Tokyo Institute of Technology.

*3 昭和大学歯学部

Department of Orthodontics, Showa University.

識点を上下歯列に3点ずつ装着し、その運動を赤外線カメラで撮影することによって得られる運動データと、X線CT画像から抽出した骨体の3次元モデルを組み合わせることで表示するものであり、コンセプトは筆者らが目指すシステムと同じである^{6~9)}。この報告では、運動計測に平均自乗誤差が0.35mmの市販製品を用いている。しかし、歯列に装着した標識点全てが切歯より前方に突出する配置になっているため下顎頭部では測定誤差が拡大していると考えられ、このことに対する検証が不十分なようである。また、重田らはCT画像から骨体領域を手作業で抽出しており、臨床の現場で多数の患者について個別に運動計測するにはさらに検討の余地があると思われる。

本研究では、筆者らが提案しているX線CT画像に基づいて骨体の個別モデルを生成する手法と、CCDカメラを用いた運動計測手法を統合することによって、患者に肉体的・経済的な負担をかけずに顎運動を正確に計測するシステムを開発することを目的としている。本稿では、提案するシステムの精度について実験装置を用いて検証し、次に、ヒトの顎運動に適用した結果について報告する。

2. 顎運動表示システムの精度向上

顎運動は物理的にみれば上顎骨および下顎骨の独立した剛体運動として捉えることができる。このため、上下顎骨の3次元絶対座標系における位置変化が得られれば、顎運動を三次元的に把握することができる。

本システムは、以下に示す手順で顎運動を計測し、顎骨の3次元モデルと連係することによって、複雑な顎運動を容易に理解可能なアニメーション表示を行うものである(図1参照)。

手順 1. 患者の上下歯列に3点ずつの標識点を装着する。

手順 2. 標識点を装着した状態でCT撮影を行い、上下顎骨の3次元モデルを構築する。

手順 3. 上下歯列につけた標識点の運動を2台のCCDカメラを用いて計測する。

手順 4. CCDカメラ画像から標識点位置を抽出し、DLT法を用いて標識点の3次元座標を算出する。

手順 5. 標識点の運動データと顎骨の3次元モデルを対応づけることによりPC上で顎骨の運動表示を行う。

ここで示した手順は、運動計測のための基本的な技術を顎運動測定に適用したものである。しかし、本システムを顎関節症の診断に用いるためには、下顎頭部での測定精度が重要であり、これを正確に測定するためにはそれぞれの手順を顎運動計測に適した方法で行う必要がある。以下に、各

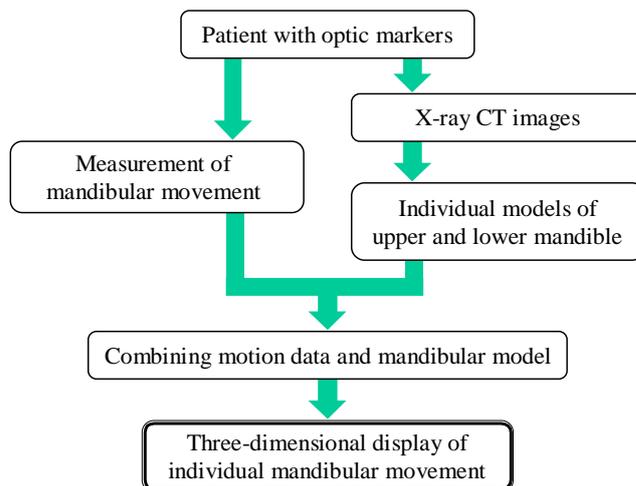
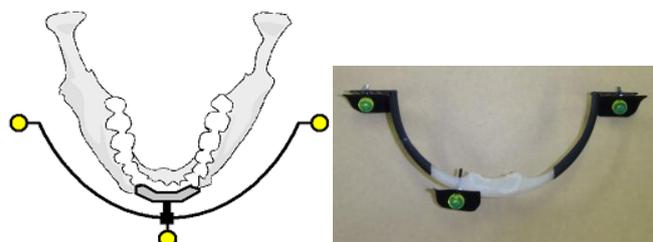


Fig. 1 Diagram of 3-D display system.



a. Schematic diagram of optic markers for measurement of mandibular movement.

b. Concrete design of the face-bow with the optic markers.

Fig. 2 Schematic diagram and concrete design of the face-bow.

手順の具体的な処理について詳細に述べる。

手順 1: 標識点の装着

顎骨各部の運動の軌跡は標識点との位置関係から決定される。この中で下顎頭は精密な動きを知りたい最重要ポイントである。顎運動を測定する際に、下顎頭から離れた位置に標識点を設けると、運動計測時に生じるわずかな誤差が、下顎頭位置で拡大されて表現されてしまう可能性がある。このため標識点は、下顎頭にできるだけ近い位置に配置することが望ましい。そこで、ヒトの顔面形状にあわせて図2に示すフェイスボウを製作した。フェイスボウはポリプロピレン製であるため上下歯列用ともに約10gと非常に軽量であり、フェイスボウの断面形状をL字型とすることにより顎運動時の振動を抑制した。

運動計測には赤外線を標識点に照射してその位置を検出する手法もあるが、本研究では紫外線を照射することによって発光する直径10mmの亚克力製の球体を標識点として用いた。この方法に

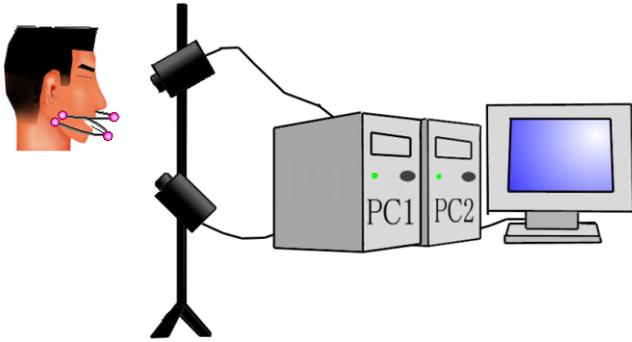


Fig. 3 Schematic diagram of the display system.

より、IT 産業の発展に伴い低価格化した CCD カメラを測定システムに利用することが可能であり、システム全体を安価に構築することを目指している。

明るい診察室内でも計測が可能となるように、標識点背面には黒いフェルト材を貼付した。紫外線の照射には照度のムラが少ない蛍光管型のブラックライトを用いている。ブラックライトから照射される紫外線には、人体に有害な波長はほとんど含まれていないことを確認している。

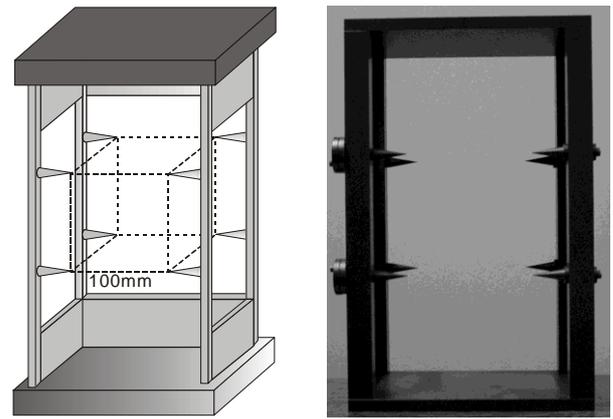
手順 2: 3次元モデルの構築

筆者らは、生体骨の応力状態を個別別に解析するために、X線 CT 画像をもとに骨体の有限要素モデルを構築する手法を提案している¹⁰⁾。この手法は、CT 画像群から抽出される骨体領域に節点を配置した後、デラウニー分割法を適用して骨体領域を四面体要素からなる有限要素モデルとして構築するものである。骨体抽出は、局所的な閾値処理を用いることによって、下顎頭のように CT 値が軟組織と大差ない箇所についてもほぼ自動的に適切な抽出が可能となっている。

本システムでは、この手法を応用して上下顎骨の有限要素モデルを構築した後、表面要素だけを抽出して骨体のサーフェスモデルを生成した。有限要素モデルからサーフェスモデルを構築することにより、顎運動を表示する際の高速化を図っている。さらに、同一の形状で有限要素モデルとサーフェスモデルが存在するため、将来は静的な力学解析と動的な運動解析を連携させて顎顔面の様々な症例の診断を支援するシステムへと発展可能である。

手順 3: 標識点の運動計測

3次元運動の測定を行うシステムは図 3 に示すように 2 台の CCD カメラと 2 台のパーソナルコンピュータからなる。CCD カメラ (XC-7500, ソニー株式会社) はノンインタレースのモノクロ VGA 画像を 30 フレーム/秒で取得する性能を持つ



a. Schematic diagram of a camera calibrator. b. Concrete design of the camera calibrator.

Fig. 4 Schematic diagram and concrete design of the calibrator.

ており、PC に搭載された画像キャプチャボード (DIG-PCI, 株式会社ディテクト) を介して取得することが可能となっている。2 台の CCD カメラで得られる画像から各標識点の 3 次元座標を算出する際に利用する DLT 法は、事前のキャリブレーションが計算精度に大きく影響を及ぼす。そこで、3 次元座標系を正確に表現する装置として図 4 に示すキャリブレータを製作した。キャリブレータはフレーム内におかれた 8 本のピンで基準となる座標を示すものとし、顎運動時に標識点が移動する範囲を考慮してその大きさを 1 辺 100mm の立方体とした。

本システムではすでに述べたように紫外線を照射することによって自発光する蛍光アクリル球を標識点として用いている。一般にモノクロ画像からの領域抽出には閾値を設けた 2 値化処理によって行われることが多い。しかし、標識点は全表面で均一に発光するとは限らず、そのため得られる画像を 2 値化すると円形にならないことが多い。このような状態の 2 値化画像をもとに標識点の重心座標を算出すると誤差が拡大し、DLT 法により 3 次元座標を算出する際に問題となる。

そこで本研究では、標識点が球であることを利用して精度を向上させる手法を考案した。球体を CCD カメラで撮影した場合、円形として表現されることが期待される。このことから、図 5 に示すように標識点の輪郭点を抽出し、その点列データに円形を最小二乗法でマッチングすることによって標識点を抽出している。

手順 4: 標識点の 3次元座標の算出

筆者らが提案するシステムでは上下歯列に 3 点ずつの標識点を装着し、その運動データから座標変換行列を算出して顎骨の運動を表現している。

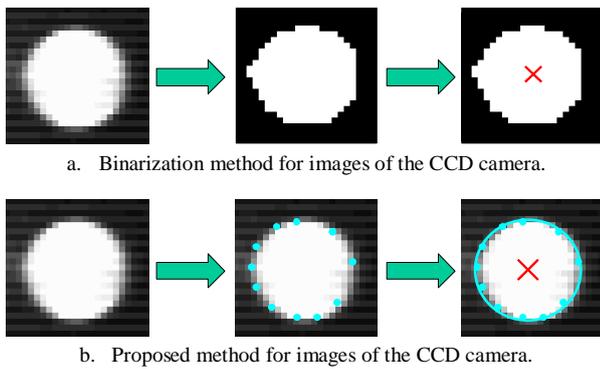


Fig. 5 Extraction methods of the optic markers in the CCD images.

ここで、上下歯列に装着した標識点はそれぞれ、顎運動中であってもその相対位置関係は変化することがない。しかし、CCDカメラを用いた運動計測では、上述のように適切な座標抽出を試みても微小な誤差が含まれてしまうため、3つの標識点の相対的な位置関係は正確に保たれていない。標識点の相対的な位置関係が狂うと、そこから算出される座標変換行列に影響を与え、結果としてモデルの運動時に誤差が拡大されてしまう可能性がある。

そこで、標識点の相対位置関係と、運動計測により求めた標識点位置とを最小二乗法でマッチングすることにより、運動計測時に生じる誤差をキャンセルする操作を行っている。

手順 5: 顎運動表示

本研究では、患者に標識点を装着した状態でCT撮影を行うことにより、マルチスライス画像情報を利用して顎骨の3次元モデルと標識点の正確な位置関係を求めている。

2台のCCDカメラから得られる画像情報からDLT法により標識点の3次元座標を求め、それに基づき各フレームでの座標変換行列を算出する作業を行うソフトウェアを開発した。さらに、得られる座標変換行列により3次元モデルの運動をアニメーション表示するソフトウェアも構築した。本ソフトウェアシステムはOpenGLを用いて実装されており、マウス操作により直感的に視点や拡大率を変更することが可能である。

3. 精度検証

本論文で提案するシステムで正確な顎運動を計測するためには、3次元モデリングに用いるX線CT画像の精度および運動計測の精度が重要である。そこで、臨床での利用に先立ち本システムの実効性能を検証するため、実際に臨床で活用されているCT装置と、新たに製作した実験装置を用

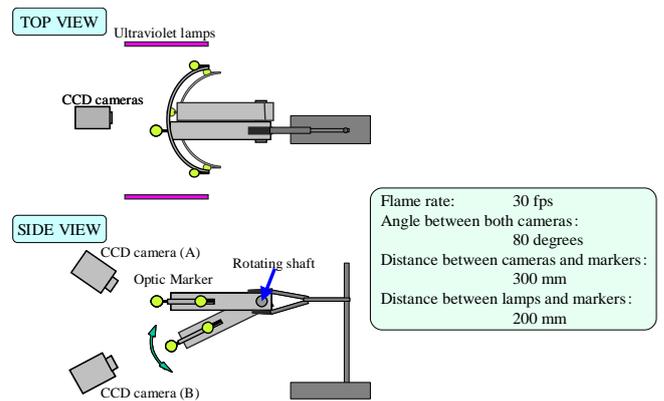


Fig. 6 Schematic diagram of the experimental device.

いて、ヒトの顎運動を計測する場合と全く同じ手順での予備実験を行った。

図6に実験装置の概略を示す。本装置は2本のアクリル角柱(20mm x 20mm x 100mm)からなり、両者が直径6mmの回転軸で結合されている。すなわち本装置は、並進運動と回転運動が組み合わされた複雑な顎運動のうち、回転運動だけを模擬するものである。標識点はヒトの顔面形状にあわせて製作されたアーチ型のフェイスボウに装着されている。

CT撮影は歯顎顔面用コーンビームX線CT装置CB MercuRay(株式会社日立メディコ)を用いて行った。本CT装置は、撮影対象物の周囲を1回転するだけで512x512x512の立方体ボクセル空間の情報を取得できる¹¹⁾。今回の測定ではCT画像の画素ピッチが0.377mmであることをDICOMファイルのヘッダ情報から確認し、3次元モデルの大きさを設定している。

フェイスボウを含む運動部分をX線CT装置で撮影後、2本の角柱のうち1本を固定し、もう1本を周期的に上下させる回転運動について、100フレーム(約3.3秒)の運動測定を行った。開口角は約45度とし、約0.3Hz、1Hzおよび2Hzの往復運動を手動で行った。1Hzの場合について、回転軸の座標の変化を図7に示す。

システム全体が十分な精度を持っている場合、回転軸の中心位置の3次元座標は不動となることが期待される。今回の実験結果では、回転軸中心の変動がy成分・z成分ともに0.5mm以内となっており、比較的良好な結果であると言える。しかし、下顎頭の大きさや関節円板の厚みを考えるとさらに高い精度があることが望ましい。この誤差が生じた原因について、モデリングの精度と運動計測の精度の両面から検討を行った。

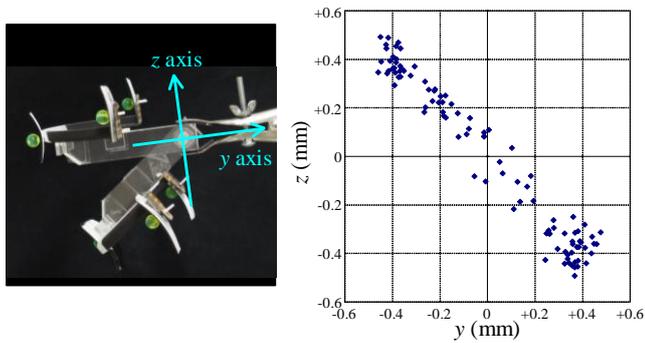


Fig. 7 An experimental device (left side) and fluctuation in the position of the rotating shaft (right side).

3.1 モデリング精度

回転軸中心の座標変化を図 8 に示すように 2 つの方向成分 (y 成分、z 成分) に分けて時間履歴としてみると、それぞれが周期的に変動しており、その周期は蝶番装置を動かすタイミングと一致することがわかった。これは、計算時の回転軸の位置が実際と異なっているために発生している現象であり、CT 画像の画素ピッチが正しく設定されていないためにモデルの大きさが実際と異なっていることが原因であると考えられる。

今回の実験では再構成画像の精度をチェックする計測を行わなかった。そこで、撮影対象物である蝶番運動装置の外形寸法をもとに画素ピッチを調整することを試みた。画素ピッチを 0.373mm に調整したときの回転軸の座標変化を図 9 に示す。

CT 画像の画素ピッチを調整することによって座標変化は y 成分・z 成分ともに最大でも 0.2mm 程度とすることができている。すなわち、画素ピッチのわずかな変化は画像を観察する上では問題とならなくても、形状データと運動データを連係して評価する上では測定精度に大きく影響することが明らかとなった。

なお、本研究で使用したコーンビーム CT 装置の画像再構成アルゴリズムは継続的に改良が加えられており、今後画像精度は高まると予想される。しかしその際にも、測定の信頼性を得るためには CT 画像の画素ピッチについて詳細に評価するプロセスが必要であると考えている。

3.2 運動計測の精度

回転軸の座標変化に関して、上述の通り大きな振動成分は CT 画像の画素ピッチの誤差が原因であると考えられる。一方、細かい振動成分は CCD カメラ画像のフレームごとに値が変動していることを意味しており、これは運動計測において生じ

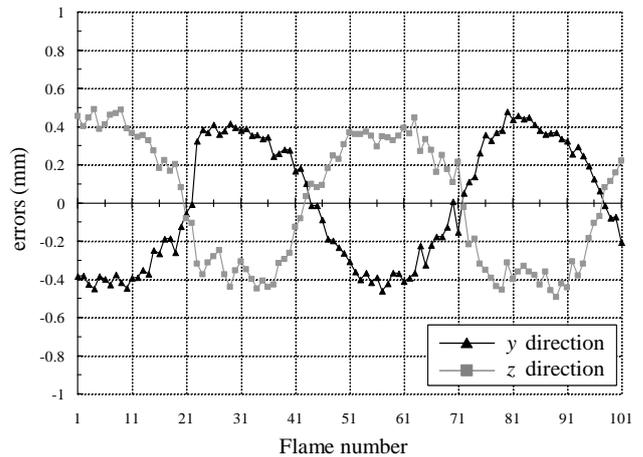


Fig. 8 Fluctuation in the position of the shaft (original model).

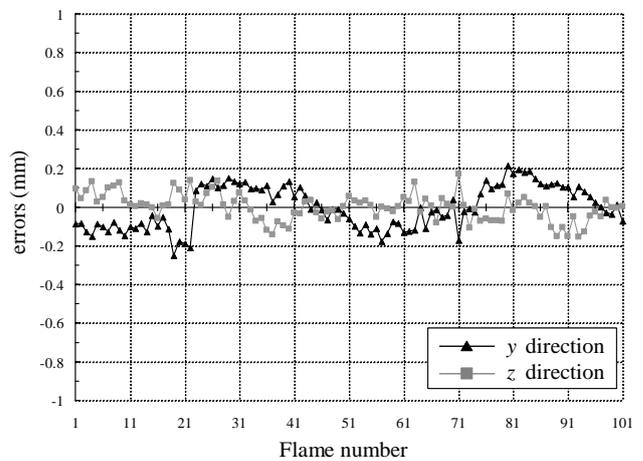


Fig. 9 Fluctuation in the position of the shaft (revised model).

た誤差であると言える。

そこで、蝶番運動装置の回転軸の位置について運動計測を原因とする誤差がどの程度であるか検証を試みた。まず、図 8 に示した回転軸の変動履歴のうち、モデリング精度による影響を履歴の 3 点平均として求めた。そして、原データと 3 点平均との差を算出した。この方法により、回転軸の変動のうち運動計測の精度を概略的に見積ることが可能である。

図 10 に結果を示す。図に示された通り、原データと 3 点平均との差は y 成分・z 成分ともに最大でも 0.1mm 程度であり、ほとんどが 0.05mm 以内に収まっている。この値は正確な意味では運動計測の精度を示すものではないが、モデリング精度による影響に比べ、運動計測の誤差は大幅に小さい誤差であることが明らかとなった。

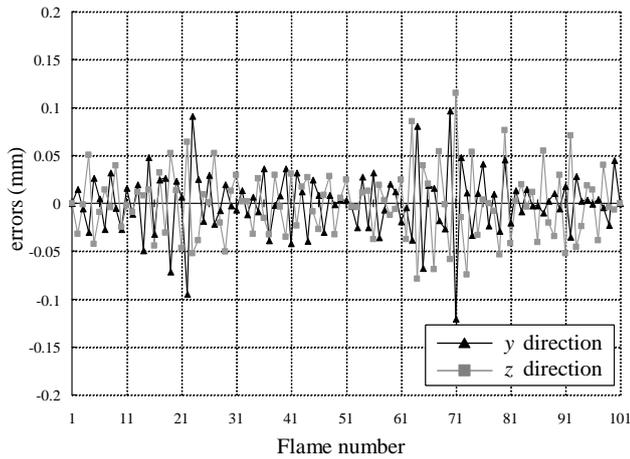


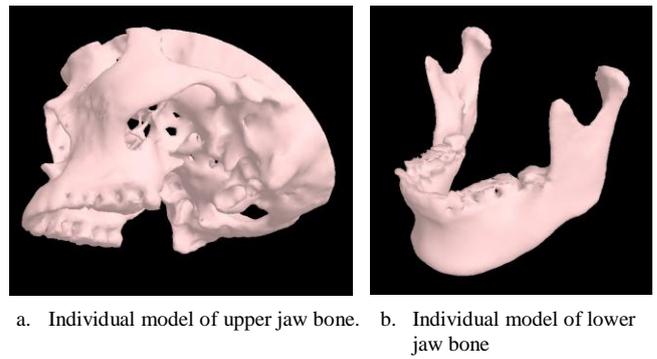
Fig. 10 Differences between original data and moving averages.

4. ヒト下顎運動への適用

蝶番運動装置を用いた精度検証結果から、臨床に活用可能な精度が得られていることを確認し、実際にヒトの顎運動の計測を行った。対象は欠損歯のない22歳の健常な男性ボランティア1名である。被験者は顎関節症を特に自覚していないが、測定前の医師の観察によれば、開閉口運動時に左関節部に時々クリックがあることがわかっている。

被験者の歯列頬側歯面にシアノアクリレート系接着剤にて接着したレジン製の固定用シーネを介してフェイスボウを装着し、その状態で X 線 CT 撮影を行った。CT 撮影を上述の蝶番運動装置と連続して同一設定で行ったことから、最もモデル精度が高いと考えられる画素ピッチに基づいてモデルを構築した。モデルの3次元画像を図11に示す。顎運動測定時の様子を図12に示す。測定は昭和大学歯学部矯正科の診察室にて天井の照明器具を点灯した状態で行い、診察時の部屋の明るさとなるよう留意した。顎運動の計測対象として、最大開閉口運動やタッピング運動などの基本的な顎運動に加え、被験者の平常の咀嚼状態を再現するためガムを咀嚼してもらった。計測はそれぞれの動作について100フレーム(約3.3秒)行い、評価を試みた。最大開閉口運動について、本システムが出力するアニメーション表示のスナップショットを図13に示す。

さらに本システムは顎形状を正確にモデリングしていることから、任意点をクリックすることで当該箇所の運動軌跡や、その速度や加速度を算出しグラフ化することが実装可能である。ただし、現段階では本システムのユーザーインターフェース部を開発中であり、上記機能は実装されていない。このため、別途製作したツールを用いてフレーム



	Upper jaw	Lower jaw
# of nodes	24,916	5,779
# of elements	51,508	1,270

Fig. 11 Patient-specific models of upper and lower jaws.

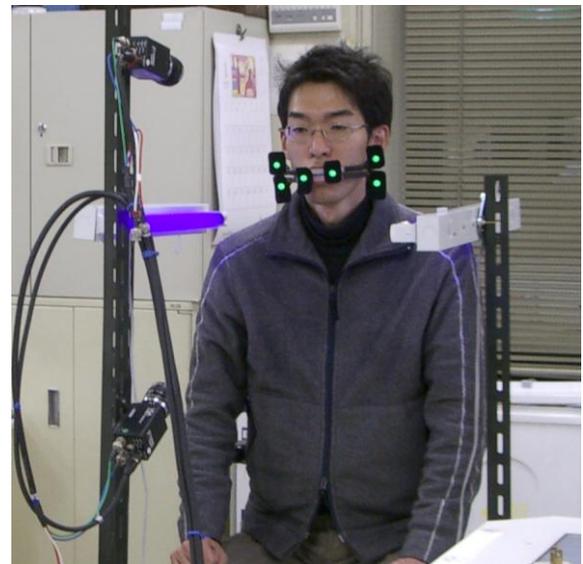


Fig. 12 Measurement of individual mandibular movements.

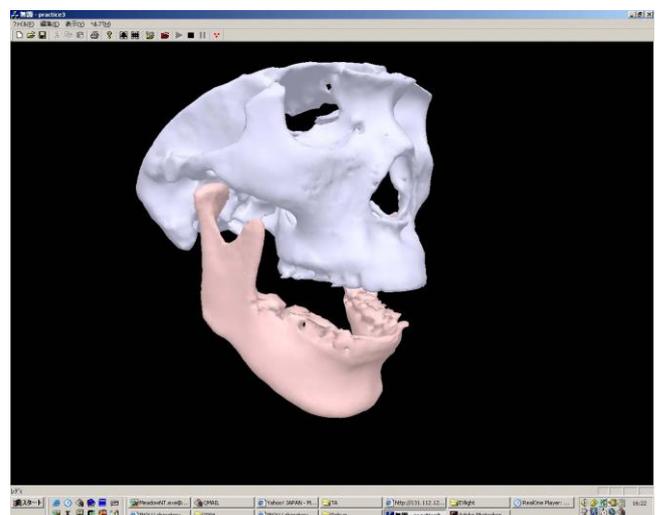


Fig. 13 Snapshot of the proposed system.

ごとに得られる 3 次元座標を 3 次スプライン補間することによって運動軌跡を算出した。被験者に 1 周期あたり約 1.3 秒で行ってもらった最大開閉口運動について、上顎に対する下顎の相対運動として求めた左右下顎頭の運動軌跡を図 14 に示す。また、このときの速度および加速度の履歴を図 15 に示す。

5. 考察

今回開発したシステムによって、被験者の顎運動を上下顎骨のアニメーション表示として任意の方向から観察することが可能となった。また、下顎頭の運動軌跡、速度・加速度履歴ともに左右で比較的似たグラフを得ることができている。

さらに、左下顎頭の運動軌跡を詳細に見ると、開口角が最大に近づくにつれて軌跡が大きく異なっている場合がある。この様子は、アニメーション表示からも明確に観察でき、速度・加速度履歴でも大きな左右差となって定量的に示されている。これより、今回の被験者は左顎関節部において円板転位が発生している場合があることが予想された。

以上のことから、提案するシステムを用いることによって、医師にも患者にもわかりやすい診断システムが構築可能であり、複雑な顎運動について任意箇所の速度や加速度履歴に基づく定量分析に活用できることがわかった。

これまでに報告されている 6 自由度顎運動測定でも、下顎頭の運動に関して考察が行われており、その軌跡や速度変化が顎関節症の診断において有用な情報であることが指摘されている。これらのシステムでは個体別モデリングを行っていないため骨体の 3 次元形状と運動計測の対応付けが困難であり、下顎頭位置を設定するには触診に頼っていた。本システムを用いて検証を行ったところ、下顎頭位置を 5mm 程度ずらしてその運動を計算しても、その軌跡や速度・加速度履歴は定性的には大幅な変化が見られなかった。しかし、本システムのように 3 次元モデルから直接座標を設定して運動分析を行う方が合理的であり、安心感の高い診断システムが実現できると考えられる。

6. 結言

本稿では、低侵襲状態で下顎運動を三次元的に把握する表示システムについて議論した。まず、明るい歯科治療室で使用可能であり、低価格で製品化可能な運動計測手法を提案し、その測定精度について 3 次元モデリング精度および運動計測精度の 2 つの観点から考察した。そして、提案するシステムを用いてヒトの顎運動の計測を行い、アニメーション表示により医師にも患者にもわかり

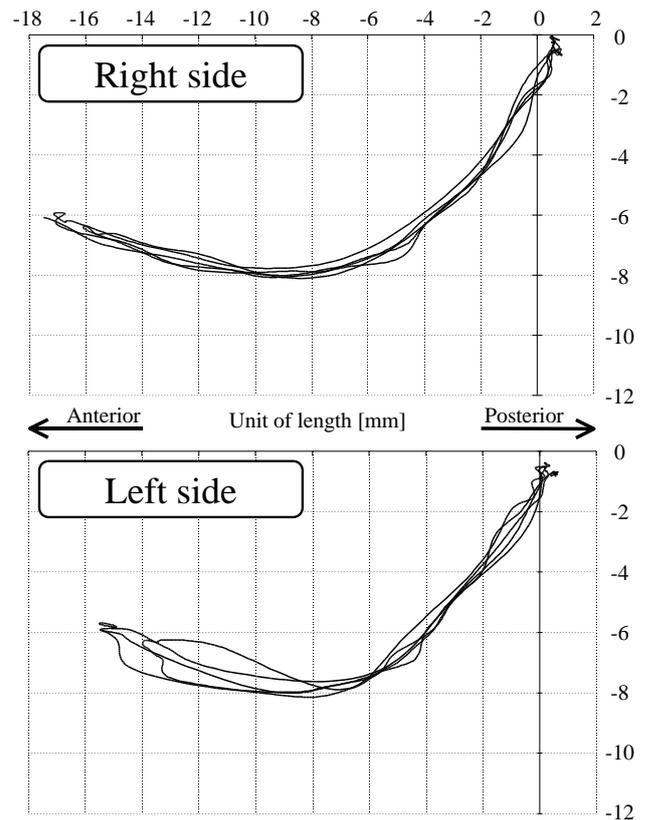


Fig. 14 Loci of condyles.

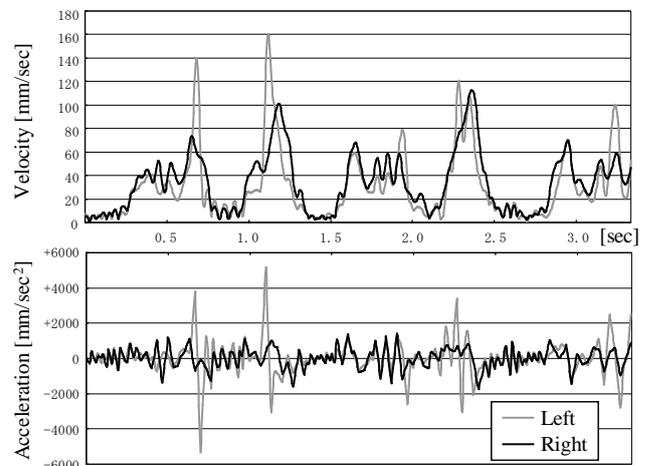


Fig. 15 Histories of velocities and accelerations of condyles.

やすく症状を示すことが可能であり、さらに任意点の運動軌跡や速度・加速度履歴から定量的な分析も可能であることを示した。今後、多数の顎関節症患者に適用し、その症状について定量分析を試みたい。

参考文献

- 岡部良博・藍稔・屋嘉智彦・佐藤雅之・榎澤宗司・岡本英彦・森野桃子・藤井薫・原吉宏・嘉山淳・山本裕信・星野高之: 日本の地域歯科医

- 療における顎関節症患者の実態 (第1報 予備調査結果 - 有病者の年齢構成と地域性); 日本顎咬合学会誌, Vol.24, No.1, pp.94-100, 2004.
2. 伊能教夫・中村光宏・榎宏太郎・宇治橋貞幸: 個別別顎運動表示システムの開発; 顎顔面バイオメカニクス学会誌, Vol.3, No.2, pp.28-34, 1997.
 3. 常盤肇・桑原洋助: 顎機能の臨床的診査 - ナソヘキサグラフを用いて - ; 補綴誌, Vol.42, No.6, pp.902-912, 1998.
 4. 河野正司: 6 自由度顎運動測定装置 TRIMET を使って; 補綴誌, Vol.42, No.6, pp.913-920, 1998.
 5. 重田優子・鈴木直樹・大竹義人・服部麻木・小林馨・小川匠・福島俊士: 光学的位置計測とリアルタイムイメージングを用いた四次元下顎運動解析システムの開発; 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.4, No.2, pp.61-66, 2002.
 6. Inou N, Kurami T, Maki K and Ujihashi S: Three-dimensional Display System of Mandibular Movement Using X-ray CT Data; World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (Nice/France), pp.613, 1997.
 7. 伊能教夫・榎宏太郎・赤穴昇・倉見俊光・宇治橋貞幸: 3D-CT 画像を用いた個別別顎運動表示システムの開発 (FEM モデルを用いた三次元表示); 顎顔面バイオメカニクス学会誌, Vol.3-1, pp.3-4, 1997.
 8. Inou N, Akaana N, Kurami T and Ujihashi S: Three-dimensional Display System of Individual Mandibular Movement; Proceeding of the Fifth Japan-USA-Singapore-China Conference on Biomechanics, pp.172-173, 1998.
 9. 伊能教夫・榎宏太郎・鈴木知: 三次元顎運動表示装置、方法及び三次元顎運動表示プログラムを記憶した記憶媒体; 特許出願公開番号 [特開2001-112743].
 10. 伊能教夫・鈴木知・榎宏太郎・宇治橋貞幸: X線 CT データに基づく骨体の自動モデリング手法(デラウニー分割を利用した有限要素モデルの生成); 日本機械学会論文集 C 編, Vol.68, No.669, pp.1481-1486, 2002.
 11. 瀬尾邦彦・山本一雄・上野完・田仲一宏・松岡幹夫・岡部邦義・加納正浩・日比野淳: 歯顎顔面用コーンビームX線CT装置 CB MercuRay の開発; MEDIX, Vol.37, pp.40-45, 2002.

