

散乱X線補正法を用いたコーンビーム CT 下顎骨像における咬合条件下の有限要素解析
Finite Element Analysis of Mandible in Occlusion Condition based on Dental Cone-beam CT Images
with Scattered X-ray Correction Method

馬場理香^{1,2,4}, 伊能教夫², 小関道彦³, 高橋満理子⁴, 中納治久⁴, 槇宏太郎⁴
Rika BABA^{1,2,4}, Norio INOU², Michihiko KOSEKI³,
Mariko TAKAHASHI⁴, Haruhisa NAKANO⁴ and Koutaro MAKI⁴

Abstract

Dental computed tomography (CT) has a feature of high speed scanning as well as low radiation exposure owing to a cone-beam scanner and an area detector. However, the image quality of cone-beam CT is not enough for performing stress analysis of maxillofacial bones because of X-ray scattering effect. In our previous paper, we proposed a correction method of X-ray scattering effect and showed quality improvement of CT numbers in reconstructed images. This paper evaluates the correction method by performing stress analysis with a patient-specific finite element model of a human mandible under a bilateral condition. For the examination test, we applied a head phantom in which actual maxillofacial bones are embedded. The analytical results were compared to those based on fan-beam CT image data that are thought to be reliable quality. For the comparative study, eight finite elements were selected on the same line segment of the models. The average equivalent stress of the elements was improved from 6.36 MPa to 5.16 MPa by the correction method while the stress on the corresponding fan-beam CT data is 4.82 MPa. These results show that dental cone-beam CT image data are available to examine mechanical characteristics of maxillofacial bones by the correction method.

Key words

Cone-beam CT, Finite Element Analysis, Dentistry, Occlusion, X-ray scattering.

1. 緒言

現在、歯科の領域では、インプラント(人工歯根)手術や歯列矯正などにおいてCT装置による3次元像が利用されるようになってきている。特にインプラント埋入では、CT像を用いることにより配置や治療効果を3次的に観察することが可能と

なり、従来のX線透過像やパノラマ撮影像では得られない有用な情報を得ることができ、治療計画や診断に活用されている[1]。また、CT像から頭蓋骨の有限要素モデリングを行い、応力解析によって骨の強度の解析を行うことにより、形状だけでなく、力学的な特徴を解析し、治療計画に役立てようとする研究も進められている[2,3]。

3次元像の利用増加に伴い、歯科用に小型で低被曝のCTとして、座位あるいは立位型のコーンビームCT装置が開発された[4-6]。コーンビームCT装置の特徴は、一般的な医療用CTであるファンビームCT装置がライン検出器を用いることに対し、検出素子を横方向と同等のピッチで縦方向にも配置した面検出器を用いる点にあり、等方的で高い空間分解能の3次元再構成像を得ることができる[7]。また、半回転あるいは一回

原稿受付日：2010年12月22日，受理日：2011年2月15日

¹ 日立製作所中央研究所

Central Research Laboratory, Hitachi Ltd.

² 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

³ 信州大学繊維学部応用生物学系

Faculty of Textile Science and Technology,
Shinshu University

⁴ 昭和大学歯学部歯科矯正学教室

School of Dentistry, Showa University

転で再構成処理に必要な投影データを全て取得することができるため、ファンビーム CT 装置よりも撮影時間を短縮できる。

一方で、コーンビーム CT 装置ではコーン状の X 線ビームによって被写体の広い範囲に X 線が照射され、面検出器の広い範囲で検出されるため、ファンビーム CT 装置に比較して散乱 X 線が増加する。散乱 X 線は再構成像において画素値の精度低下を引き起こすため、コーンビーム CT 装置はファンビーム CT 装置に比較して CT 値としての信頼性が低下する課題がある[8]。

この画素値の精度低下は、歯科の治療計画用に3次元再構成像を元に力学評価を行う際に問題となる。具体的には、再構成像に対してしきい値処理などを行い、骨を抽出して得られる有限要素モデルにおいて、骨の形状の精度が低下する。さらに、有限要素モデルに対して応力解析を行う際に、対象の物性が再構成像の値に基づいているため、解析に必要なヤング率を算出する際に誤差が増大する。応力解析の結果はこれらの影響を受けるため、信頼性が低下する可能性がある。

そのため、現状のインプラント治療用の応力解析には、信頼性の点でコーンビーム CT データを用いることは難しく、ファンビーム CT データが用いられる[9]。また、解析自体も、インプラント体の周辺に限られた局所的な解析が主であり、咀嚼運動などを想定した実際の臨床に即した条件下で行われてはいない[10]。そこで本研究では、コーンビーム CT データに対して散乱 X 線補正を行うことで、現実的な運動である咬合条件下において適正な応力解析を可能とすることを目的とする。

散乱 X 線の補正に関しては、幾つかの手法が提案されている[11-18]。これらの手法では、補正演算は計測像から散乱 X 線量を差し引く減算処理であり、高速に行うことが可能である。しかし、散乱 X 線量を求める演算にシミュレーションやコンボリューション等の複雑な処理を用いており、高速化は困難である。

これに対し、被写体を楕円柱と仮定する近似理論式を用いることにより、簡潔な演算処理で計

測像から散乱 X 線量を算出する手法が著者等により報告されている[19,20]。文献[19]では近似理論式を導出し、それに基づく散乱 X 線補正法を提案し、水円柱を用いて補正法の原理確認を行っている。また、文献[20]では、頭部模擬被写体の再構成像において画素値の精度向上効果を評価し、被写体を楕円柱とする近似法が頭部において有効であることを示している。

本研究では、提案した散乱 X 線補正法を歯科用コーンビーム CT 実験系における頭部模擬被写体データに適用し、咀嚼運動を想定した咬合時の力学条件下で、下顎骨に対して有限要素解析を行った結果について報告する。

2. 有限要素モデリングおよび応力解析

散乱 X 線補正法を歯科用コーンビーム CT 実験系における頭部模擬被写体データに適用し、個別有限要素モデリングを行い、応力解析において評価を行った。この画像補正による効果の評価は、ファンビーム CT 像に基づく結果と比較することで行った。

2.1 コーンビーム CT 撮影

Fig. 1 に、歯科用を想定したコーンビーム CT 実験系と、評価に用いた頭部模擬被写体の外観を示す。模擬被写体は人体軟部組織と同等の X 線透過率を持つ樹脂でできており、内部に頭蓋骨が入っている。実験では、検出器に約 250mm×200mm 角のフラットパネル検出器を用い、被写体を回転しながら撮影を行うことにより、コーンビーム CT 撮影を行った。X 線管電圧は一般的な CT の計測条件である 120kV とし、散乱 X 線除去用のグリッドは使用していない。

比較のために、同じ模擬被写体をファンビーム CT 装置で計測した。再構成像の1画素の大きさは、X, Y, Z 方向に対してコーンビーム CT では 0.315×0.315×0.315mm であり、ファンビーム CT では 0.488×0.488×1.25mm である。

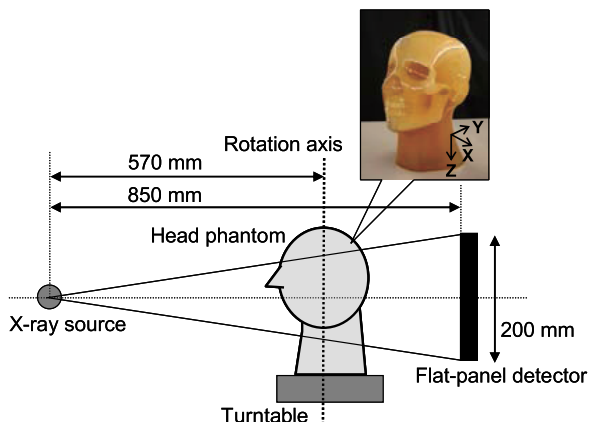


Fig. 1 Cone-beam CT apparatus (side view).

2.2 散乱X線補正

Fig. 1の実験系で撮影した頭部模擬被写体のコーンビームCTデータに対して、文献[19]で提案した散乱X線の画像補正を行った。

Fig. 2 に、補正手順を示す。最初に、被写体の計測像を、被写体を置かずに計測した感度像で除算し、透過率像を得る。次に、透過率像のX線照射領域内平均値 \bar{t} と、 t のべき乗のX線照射領域内平均値 $\frac{1}{t^{1-k}}$ を求める。ここで、 k は散乱X線に関するパラメータである散乱吸収係数比であり、散乱X線の発生係数と直接X線が被写体内で減衰する際の吸収係数の比として求められる。Fig. 1の実験系では、 $k=0.155$ であった。

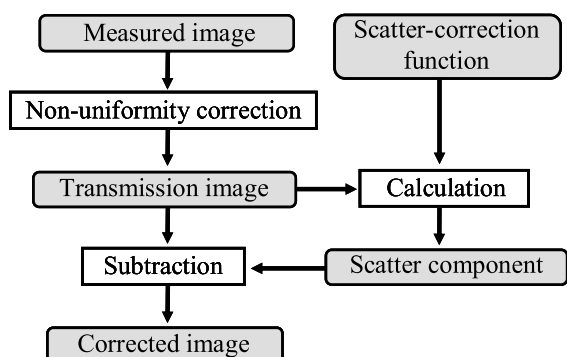


Fig. 2 Scatter-correction process.

透過率像の各画素に対して、散乱X線成分 s

として、 \bar{t} と $\frac{1}{t^{1-k}}$ の差を求め、各画素の値から減算して補正像とする。この手順を各投影角度で得られた計測像に対して行い、得られた補正像を再構成処理し、3次元再構成像を得る。

2.3 下顎骨のメッシュモデル

コーンビームCTおよびファンビームCTで得られた3次元再構成像に対して、個体別有限要素モデリングを行った。モデリングでは最初に、各再構成像に対してしきい値処理を行い、解析対象である顎骨の領域を抽出した。さらに、手動処理によって、上顎骨との分離および歯冠部の削除を行い、下顎骨を抽出した。次に、抽出領域のボリュームデータ内に節点を配置し、Delaunay分割法に基づくモデリングを行った[21,22]。

Fig. 3に、コーンビームCTの補正なし、補正あり、ファンビームCTにおける下顎骨のメッシュモデルを示す。今回は、大きさがほぼ同等の四面体要素で構成されるモデルとした。ファンビームCTでは、断層間隔が画素に対して大きいため、四面体要素を小さくし過ぎるとメッシュに乱れが生じる。この影響を受けないモデル規模として、節点数約8,000を設定した。コーンビームCTでは、画素が等方的であるため、精度比較の意味で3割ほど節点数を増やしたモデルを作成した。

Table 1に、作成したメッシュモデルの節点数と要素数を示す。コーンビームCTにおける補正なしと補正ありでは抽出領域を一致させたメッシュモデルを構築した。これらのモデルを用いて、散乱X線補正が対象内部の物性に与える影響と、それに伴って生じる応力状態の違いを評価する。

Table 1 Number of node and element.

| | Fan-beam CT | Cone-beam CT | |
|---------|-------------|--------------------|-----------------|
| | | Without correction | With correction |
| Node | 8,007 | 11,109 | 11,109 |
| Element | 39,972 | 55,745 | 55,745 |

2.4 下顎骨のヤング率

メッシュモデルの各要素に対し、それぞれが等方性材料であるとしてヤング率を設定した。ヤング率 E [GPa]は式[1]で表されるものとし、また、骨密度 ρ [g/cm³]はCT値の値 V を用いて式[2]で表されるものとして算出した[23,24]。

$$E = 10.5 \cdot (1.0 \cdot 10^9) \cdot (0.877 \cdot \rho + 0.079)^{2.29} \quad [1]$$

$$\rho = (0.78 \cdot 10^{-3}) \cdot V - (5.6 \cdot 10^{-3}) \quad [2]$$

Fig. 4 に、Fig. 3 のメッシュモデルに対して求めたヤング率分布を示す。コーンビームCTにおいて補正を行わない場合、下顎骨の上部と内側の広い範囲で、ファンビームCTと比較してヤング率が約 1/4 に低下していることが分かる。散乱X線の画像補正を行うことにより、ヤング率はファンビームCTの分布に近づいている。

2.5 咬合時の力学条件

下顎骨の有限要素モデルに対して、文献[25]に従って、両側噛み締めを想定した咬合時の力学条件をFig. 5 のように設定した。有限要素モデルに設定する力学条件を示す。

境界条件は、左右の下顎頭を通る直線をX軸として、右下顎頭はX軸、Y軸、Z軸方向の移動を拘束し、X軸、Y軸、Z軸周りの回転は全て自由とした。一方、左下顎頭はY軸、Z軸方向の移動を拘束し、X軸方向の移動およびX軸、Y軸、Z軸周りの回転は自由とした。また、モデル全体の回転を抑えるために、左右の切歯の中央部1箇所のみZ軸方向の移動を拘束した。

歯牙荷重は中切歯、側切歯、犬歯、第一小臼歯、第二小臼歯、第一大臼歯、第二大臼歯の7本の歯に対して設定した。荷重は各歯において歯根方向に下向きにかかるものとし、中切歯から第二大臼歯に向けて1N, 3N, 5N, 10N, 20N, 70N, 100Nの大きさとし、左右対称に設定した。

また、下顎骨に作用する咀嚼筋は咬筋(M)、内側翼突筋(Pm)、外側翼突筋(Pl)、側頭筋前腹(Ta)、

側頭筋後腹(Tp)とし、筋力方向は解剖的知見を参照して設定した[26]。筋力の大きさは、文献[25]の筋力推定手法に従って算出した。

Fig. 6に、コーンビームCTのメッシュモデルに対して設定した歯牙荷重のベクトルと、算出された筋力のベクトルを矢印で示す。

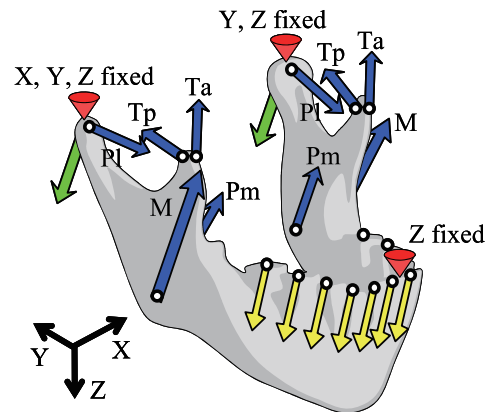


Fig. 5 Mechanical conditions in occlusion.

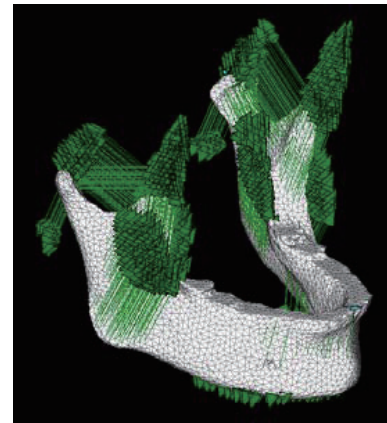


Fig. 6 Muscular forces on mandible and reaction forces on teeth for stress analysis.

2.6 応力解析結果

Fig. 7 および Fig. 8 に、上述した咬合条件下における応力解析結果を示す。ファンビームCTにおいて、下顎骨の側面で、下顎頭からオトガイにかけて帯状に相当応力の高い領域が生じている。この傾向は、Maki らの論文[2]で報告されている

ものと同様である。コーンビームCTでは、補正を行わない場合には応力の高い帯状の領域が下顎骨全体に広がっているが、補正後はファンビームCTの応力分布に近付いている。

下顎骨に発生する応力を定量的に評価するために、各モデルでほぼ同じ箇所の有限要素を選択し、その応力値を比較した。選択箇所は、Fig. 7の骨体表面において白色で示したライン上で、ほぼ等間隔に8箇所とした。

Fig. 9に、選択した有限要素の相当応力の値を示す。グラフ横軸の数字は、頭部後方側の端点から前方部へ1から番号付けした有限要素を示している。コーンビームCTのデータをそのまま使用すると、ファンビームCTに基づく解析結果と比べて全て高めの応力分布となっている。これに比べて散乱X線補正を行ったコーンビームCTデータによる解析では、ファンビームCTによる解析結果にかなり近づいていることがわかる。

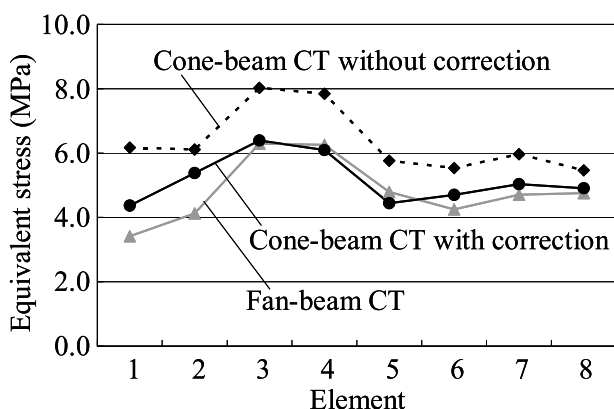


Fig. 9 Equivalent stress at selected elements on white line in Fig. 7.

定量的に比較するために8箇所の応力値の平均を求めると、ファンビームCTでは4.82MPaとなる。コーンビームCTにおいて補正を行わない場合には6.36MPaであるが、補正により値は5.16MPaとなっている。即ち、ファンビームCTの値を基準として、補正を行わない場合には応力値は132%となり約3割高い値となっているが、補正により107%に縮まっている。

Table 2には、上述の8つの有限要素の平均値の比較に加えて、ファンビームCTに基づく有

限要素解析で相当応力が最大(σ_{max})および最小(σ_{min})となる箇所を調べ、それと同じ箇所でもコーンビームCTによる応力値を比較している。この比較でも、補正を加えたコーンビームCTによる解析結果はファンビームCTの解析結果に近づいている。これらの結果から、本散乱X線補正法は咬合時の応力解析結果の信頼性向上において有効であると考えられる。

Table 2 Equivalent stress (MPa) at selected elements.

| | Fan-beam CT | Cone-beam CT | |
|-----------------------|-------------|--------------------|-----------------|
| | | Without correction | With correction |
| Average (rate) | 4.82 (1.00) | 6.36 (1.32) | 5.16 (1.07) |
| σ_{max} (rate) | 6.29 (1.00) | 8.03 (1.28) | 6.39 (1.02) |
| σ_{min} (rate) | 3.42 (1.00) | 6.17 (1.81) | 4.37 (1.28) |

3. 考察

散乱X線補正の有無により、コーンビームCTにおける下顎骨のヤング率分布に明らかな違いが現れた。この分布の違いは、力学解析の結果に影響を与えると予想される。ファンビームCTは、コーンビームCTよりもX線ビームを絞るため散乱X線が少なく、CT値は信頼性があると一般に考えられている。本稿ではまず、コーンビームCTのヤング率分布が補正によって、ファンビームCTから得られる分布に近くなることを確認した。次に、有限要素解析を行うことによって、この補正効果を骨体に生じる応力状態のレベルで評価した。

両側噛み締め咬合条件下で応力解析を行った結果、補正の有無により応力分布に明確な違いが現れた。この違い(応力値の差)は有限要素モデルの力学条件および比較箇所に変化するが、今回の比較的応力が発生する箇所と比較して3割ほど値が異なる結果となっている。つまり、コーンビームCTの画像データを補正なしでそのまま有限要素解析に使用するのには、骨体の力学評価において問題となる可能性がある。

また、画像補正を行うことにより、コーンビームCTに基づく有限要素解析でも、ファンビームCTの解析結果に近い応力値が得られることが確認できた。ファンビームCT像に基づく解析結果はすでに多くの実績があり、コーンビームCTでもこれと同等な応力値が得られたことになる。つまり、散乱X線の影響を考慮した補正手法を適用すれば、コーンビームCTの画像データでも、骨体の力学評価が実施できると期待される。

4. 結言

提案した散乱X線補正法を歯科用コーンビームCT実験系における頭部模擬被写体データに適用し、下顎骨に対して咬合時の力学条件下で有限要素モデリングに基づく応力解析を行った。相当応力の値を評価した結果、本散乱X線補正法は咀嚼運動を想定した咬合時の応力解析結果の信頼性向上において有効であると考えられる。本散乱X線補正を行うことにより、コーンビームCT像を用いて、骨体の力学評価が実施可能になると期待される。今後、インプラント埋入などの治療計画シミュレーションにおいて、コーンビームCT像を用いた力学評価を行う予定である。

文献

- [1] 槇宏太郎, 柴崎好伸, 荒木和之, 岡野友宏, 上野完, 山本一雄, 瀬尾邦彦. 歯科における新しい画像診断の現状と未来. *the Quintessence* 2003; 22(7): 3-14.
- [2] Maki K, Inou N, Takanishi A, Miller AJ. Modeling of structure, quality, and function in the orthodontic patient. *Orthod Craniofacial Res* 2003; 6: 52-58.
- [3] Inou N, Koseki M, Maki K. Patient Specific Finite Element Modeling of a Human Skull. *Advances in Science and Technology* 2006; 49: 227-234.
- [4] Arai Y, Tammisaro E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac radiol* 1999; 28: 245-48.
- [5] Sukovic P, Brooks S, Perez L, Clinthorne NH. DentoCAT™ - A Novel Design of a Cone Beam CT scanner for Dentomaxillofacial Imaging. 15th International Congress and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery 2001; 659-664.
- [6] Maki K, Inou N, Takahashi A et al. Computer-assisted simulations in orthodontic diagnosis and the application of a new cone beam X-ray computed tomography. *Orthod Craniofacial Res* 2003; 6: 95-101.
- [7] Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33(5): 285-290.
- [8] Draenert FG, Coppentrath E, Herzog P, Müller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36(4): 198-203.
- [9] 中曾根祐司, 喜多晋也, 長谷川亜紀, 新谷明喜. in vivo CT画像より直接構築した3次元有歯顎モデルに埋入した仮想インプラント周囲骨に生じる応力分布の有限要素解析. *日本機械学会 第21回計算力学講演会講演論文集* 2008;21: 628-629.
- [10] 中嶋昭. 歯科用小照射野X線CTを用いた歯科診断支援システム開発 - 第1報有限要素解析のための三次元構造解析モデル構築 -. *日大歯学* 2001; 75: 448-454.
- [11] Jarry G, Graham SA, Jaffray DA et al. Scatter correction for kilovoltage cone-beam tomography (CBCT) images using Monte Carlo simulations. *Proc SPIE* 2006; 6142: 61425401-10.
- [12] Liu X, Shaw CC, Wang T et al. An accurate scatter measurement and correction

- technique for cone beam breast CT imaging using scanning sampled measurement (SSM) technique. Proc SPIE 2006; 6142: 61423401-07.
- [13] Ning R, Tang X. X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging. Med Phys 2004; 31: 1195-1202.
- [14] Zhu L, Bennett NR, Fahrig R. Scatter correction method for X-ray CT using primary modulation: Theory and preliminary results. IEEE Tran On Med Imaging 2006; 25: 1573-1587.
- [15] Suri RE, Virshup G, Zurkirchen L et al. Comparison of scatter correction methods for CBCT. Proc SPIE 2006; 6142: 61423801-10.
- [16] Seibert JA, Boone JM. X-ray scatter removal by deconvolution. Med Phys 1988; 15: 567-575.
- [17] Honda M, Ema T, Kikuchi K et al. A technique of scatter-glare correction using a digital filtration. Med Phys 1993; 20: 59-69.
- [18] Baba R, Ueda K, Kuba A et al. Development of a subject-standing-type cone-beam computed tomography for chest and orthopedic imaging. Frontiers Med Biol Engng 2001; 11: 177-189.
- [19] 馬場理香, 植田健, 高橋満理子, 中納治久, 槇宏太郎. コーンビームCTにおける散乱X線の補正. Medical Imaging Technology 2009; 27(3): 177-184.
- [20] 馬場理香, 植田健, 伊能教夫, 小関道彦, 高橋満理子, 中納治久, 槇宏太郎. 散乱X線補正による歯科用コーンビームCTにおける再構成像の精度向上. 日本コンピュータ外科学会誌 2010; 12(1): 5-12.
- [21] 伊能教夫, 鈴木知, 槇宏太郎, 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 2002; 68(669): 1481-1486.
- [22] 小関道彦, 上西雅也, 伊能教夫, 槇宏太郎. X線CT画像に基づく骨体の個別モデリング手法に関する研究(骨形態を考慮した要素分割手法の提案). 日本機械学会論文集C編 2006; 72(717): 1470-1477.
- [23] Taddei F, Cristofolini L, Martelli S, Gill HS, Viceconti M. Subject-specific finite element models of long bones: An in vitro evaluation of the overall accuracy. Journal of Biomechanics 2006; 39: 2457-2467.
- [24] Schileo E, Dall'Ara E, Taddei F, Malandrino A, Schotkamp T, Baleani MM, Viceconti M. An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. Journal of Biomechanics 2008; 41(11): 2483-2491.
- [25] 小関道彦, 伊能教夫, 槇宏太郎. ヒト下顎骨の個別別応力解析を目的とした咀嚼筋力推定. 日本機械学会論文集C編 2008; 74(743): 1857-1864.
- [26] 槇宏太郎. 歯科矯正学サイドリーダー 第4版. 学建書院 2009.

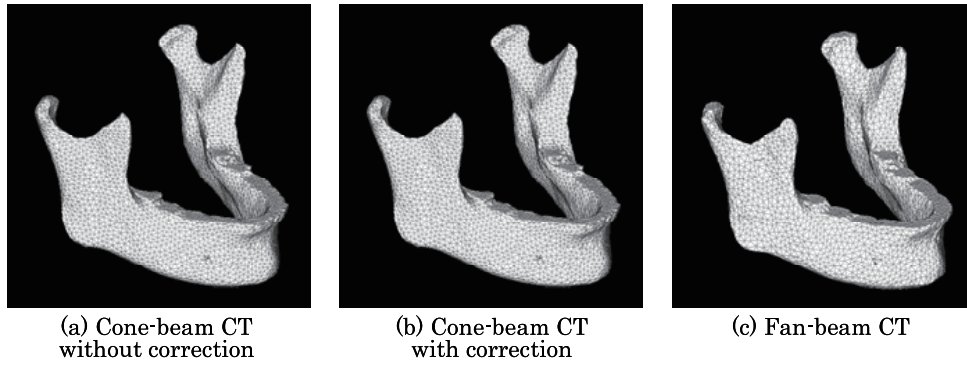


Fig. 3 Mesh model of mandible.

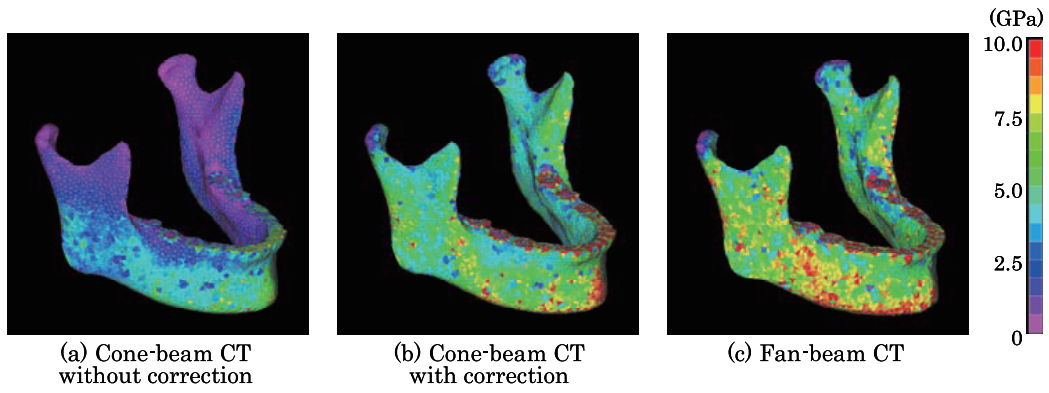


Fig. 4 Distribution of Young's modulus.

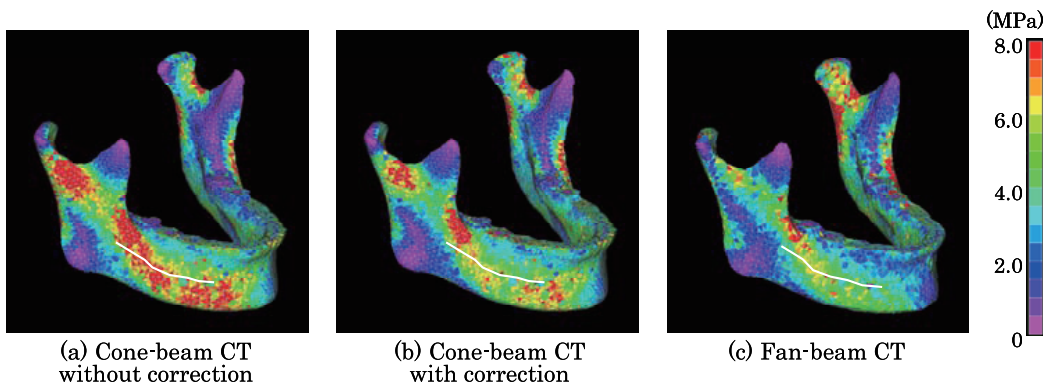


Fig. 7 Distribution of equivalent stress (right side view).

The white line denotes selected elements at the same position for evaluation of the three models.

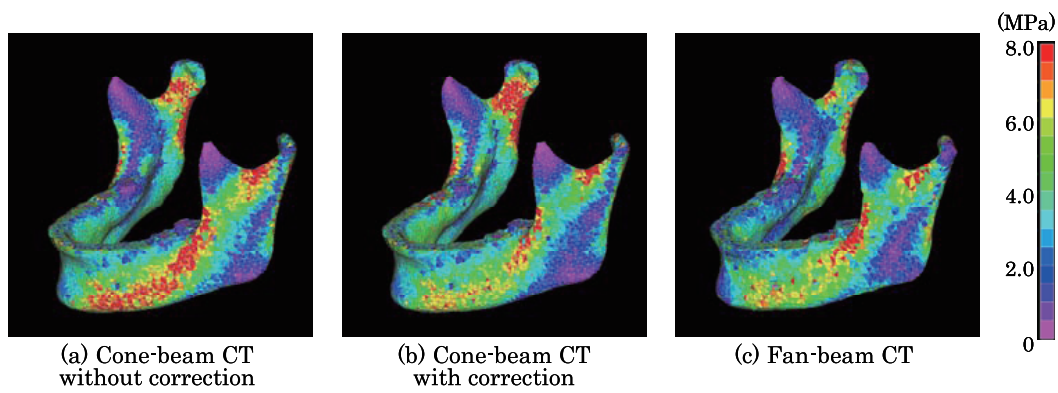


Fig. 8 Distribution of equivalent stress (left side view).