

## 科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 6 月 6 日現在

機関番号：32622

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2012～2014

課題番号：24593110

研究課題名(和文) 海綿骨を考慮した下顎骨のイメージベース・大規模マルチスケール動的解析

研究課題名(英文) Image-based, large-scale multi-scale dynamic analysis of the mandible in consideration of the cancellous bone

研究代表者

中納 治久 (NAKANO, Haruhisa)

昭和大学・歯学部・准教授

研究者番号：80297035

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,100,000円

研究成果の概要(和文)：近年、顎顔面領域では、歯科用コーンビームCTから得られた三次元形態とCT値を用いて静的有限要素解析が行われている。一方、咀嚼は荷重条件が時間とともに変化する非定常状態にあり動的解析が必要である。以上より本研究は、海綿骨を考慮した下顎骨のイメージベース・大規模マルチスケール動的解析の実現を計画した。

本研究の結果、下顎骨における海綿骨を考慮したイメージベース・大規模動的有限要素解析が可能となった。今後、咀嚼による応力波と成長発育・顎骨形態などの関係を動的解析し、新しい知見を得ることが出来ると期待される。

研究成果の概要(英文)：In recent years, static finite element analysis has been performed using three-dimensional morphology and CT values obtained from dental cone-beam CT in the maxillofacial field. On the other hand, because mastication is in an unsteady state and loading conditions change with time, dynamic analysis is necessary. Therefore, in this study, we developed an image-based, large- and multi-scale dynamic analysis of the mandible in consideration of cancellous bone. Based on the results, the utility of the analysis was established. It is expected that new findings will be obtained by dynamic analysis of the relationship between stress waves during mastication and growth and development, and the jaw bone morphology.

研究分野：歯科矯正学

キーワード：下顎骨 有限要素法 動的解析 皮質骨 海綿骨 放射光CT CT値 ヤング率

## 1. 研究開始当初の背景

近年、歯科用コーンビームCT (以下CBCT) は広く歯科分野で利用されている。しかし、CBCTは散乱線やビームハードニング効果が生じCT値の信頼性は低く骨密度を推測できない。一方、顎顔面領域では有限要素解析 (以下FEM) が応用されCTから得られた三次元形態とCT値を用いて線形の等方性材料モデルとして解析されている。しかし、骨にはランダムなマイクロ構造を持つ海綿骨が存在し、CT値の信頼性が低いCBCTからFEM解析を行うことには疑問がある。さらに、咀嚼や衝突という現象は荷重条件が時間とともに変化する非定常状態にあり、物体の慣性や減衰の影響を考慮する必要がある。つまり、個別別FEMモデルで力学解析をするには、静的のみならず動的解析が必要と考えた。

以上より本研究は、CBCTにおけるCT値を補正すると共に、3000万画素～6000万画素で力の伝搬を可視化するために、海綿骨を考慮した下顎骨のイメージベース・大規模マルチスケール動的解析の実現を計画した。

### <研究の学術的背景>

#### (1) CT値に関して

CBCTは、撮影時間の短縮と被曝線量の軽減、そして等方性データにより高い解像度 (空間分解能) を得ることを可能である。しかし、CBCTのCT値は散乱線やビームハードニング効果により信頼性が低く定量性がない<sup>①</sup>。つまり、CBCTではCT値から骨密度を推測できず、骨の物理的性状と相関しないことが課題であった。そこで我々は、CBCTにおけるCT値の定量性を向上するために散乱X線を補正する手法を開発し、その有効性を報告した<sup>②</sup>。散乱X線成分を推定する近似式と、計算された透過率データから散乱X線成分を除き、真の透過率である直接X線透過率を求める理論式を導出した。

一方、近年、放射光をX線源としたCT (以下、放射光CT) により、骨微細形態の解析が可能となった。さらに、放射光CTで利用されるX線は単色化して利用できるためビームハードニング効果によるアーチファクトの影響を受けず、物質密度と吸収係数には高い線形性がある<sup>③</sup>。このため、放射光CTで得られる吸収係数ヒストグラムでは骨に相当するピークが背景から明確に分離され定量CTが可能である。そこで、ヒト大腿骨および下顎骨皮質骨を用いた不均質性を考慮したヤング率推定方法に関する研究を計画した。

なお、本研究に関する我々が行った先行研究で、皮質骨の不均質性を考慮したヤング率推定方法を提案した。ヒト大腿骨皮質骨を用いて均一断面試験片を作製、 $\mu$ CT装置 (SMX-90CT) で測定し、万能試験機 (INSTRON 5500R) による3点曲げ試験を行った。さらに、 $\mu$ CT画像からCTイメージベース有限要素解析を行い、骨密度からヤング率同定方法を推定した。その結果、CTイメージベース有限要

素解析による皮質骨内の微視構造に着目した骨密度をパラメータとしたヤング率を  $E(\rho) = 17000\rho^{3.745}$  と推定した<sup>④</sup>。

#### (2) イメージベース・大規模マルチスケール動的解析に関して

不均質なマイクロ構造を有する複合材料・多孔質材料・多結晶材料のマクロ特性予測、マイクロ挙動とマクロ挙動の予測を行うことができる均質化法を中心としたマルチスケール法の研究が1990年代より盛んに行われ、世界中の研究者が参入して線形解析から非線形解析への拡張がなされてきた。しかし、均質化法にも適用限界があり、連携研究者の高野は唯一この問題に取り組み、解決法として独自の重合メッシュ法を提案した<sup>⑤</sup>。さらに、2008年以降は静的マルチスケール法を動的マルチスケール法に拡張する研究に取り組んでいる。これらの研究業績は市販ソフトウェアVOXELCON (株式会社いんと製) として提供されている。

また、今までの大規模解析は100万程度の要素分割で行われてきた。しかし、イメージベース・大規模マルチスケール動的有限要素解析を海綿骨を含めた下顎骨に応用するためには3,000万～6,000万程度の要素分割が必要であり困難を極める。そこで、連携研究者の高野らの技術を用いることで、今までの大規模解析の30～60倍の計算を24GBメモリの市販パソコンで計算可能である。これらの技術を下顎骨に応用することは世界初の試みであり、現在、日常的に行われているFEM解析の妥当性を検証する意味でも重要である。さらに、力の伝搬を皮質骨、海綿骨を含めた状況で可視化することは、今まで疑問であった「どうして下顎骨に海綿骨が存在するか」の理由が、骨が軽くて強い最適形状になっているというだけでなく、力の伝搬経路が成長方向や骨の形を支配している可能性について何らかの考察を与えてくれると考えた。

## 2. 研究の目的

### (研究1 ; CT値に関する研究)

近年、歯科用コーンビームCT (以下CBCT) を用いたイメージベース有限要素解析が応用されている。CTイメージベース有限要素解析は、骨のHU値 (CT値) から各ボクセルのヤング率を推定し、線形の等方性材料モデルと定義している。しかし、CBCTは骨の内部構造を現すことが出来る空間的な分解能を得ることは困難であると共に、散乱X線やビームハードニング、コーン角の影響により3次元像のCT値の信頼性が低い。我々は、CBCTにおけるCT値の定量性を向上するために散乱X線を補正する手法を開発し、その有効性を報告した<sup>②</sup>。しかし、その補正は医用CTのCT値に近似させるもので、骨の物理性状を正しく反映しているか分からない。

一方、高エネルギー加速器研究機構の放射光CT装置は、単色化されたエネルギーの平

行 X 線を用いることから骨の内部構造を識別可能な空間分解能と正確な骨密度が算出可能である。

本研究では、放射光 CT によって下顎骨を撮影し、骨の内部構造と骨密度を正確に計測することを目的とした (図 1)。さらに、骨サンプルを加圧装置 (図 2) を用いて圧縮試験を行いながら放射光 CT 撮影を行い、若干の知見が得られたので報告する。

本研究の最終目標は、CBCT を用いたイメージベース有限要素解析の臨床的妥当性と問題点、必要なら補正方法の提案を行うことである。

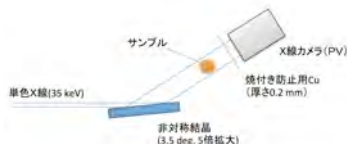


図 1 ; 放射光CTの装置配置図



図 2 ; CT測定用加圧装置

(研究 2 ; イメージベース・大規模マルチスケール動的解析の研究)

顎顔面領域では、X線CT画像を用いた有限要素法 (以下FEM) が応用されている。FEMの多くは、X線CTから得られた三次元形態とCT値を用いて線形等方性材料モデルとして解析されている。さらに、計算量を減らすために静的問題として扱われている。しかし、咀嚼や衝突という現象は荷重条件が時間とともに変化する非正常状態にあり、物体の慣性や減衰の影響を考慮する必要がある。

そこで本研究は、個別別FEMモデルで動的応答下における応力波伝播を可視化するために、海綿骨を考慮した下顎骨イメージベース・大規模動的解析の実現を目的とした。

(研究 3 ; イメージベース・大規模マルチスケール動的解析を応用した研究)

本研究は、研究 2 で開発した個別別動的FEMモデルで応力波伝播を可視化し、下顎骨右側の動的解析による皮質骨と海綿骨の応力伝播の特性を考察することを目的とした。

### 3. 研究の方法

(研究 1 ; CT 値に関する研究)

試料にはヒト下顎骨を用いた。下顎骨皮質骨 (右側頬側顎角部、右側下顎体頬側小白歯部、オトガイ部) を放射光 CT 装置の撮影視野に合せて分割 ( $\phi 2.0\text{mm} \times 20.0\text{mm}$ ) し、高エネルギー加速器研究機構 放射光施設で、エネルギー35KeV、カメラ視野  $36 \times 36\text{mm}$ 、画

素サイズ  $18 \mu\text{m}$ 、露光時間 5sec、プロジェクション数 1000 の条件で撮影を行った (図 3)。さらに、頬側顎角部のサンプルをCT測定用加圧装置 (図 2) にて圧縮 (1 回目; 7.4N、2 回目; 37.0N) しながら放射光撮影を行った。



図 3 ; 下顎骨の分割

(研究 2 ; イメージベース・大規模マルチスケール動的解析の研究)

試料にはヒト下顎骨を用いた。下顎骨をマイクロ CT 装置の撮影視野に合せて分割し、画像を重ね合わせる際の特徴点として、骨表面にアルミナ製の直径  $3/32\text{in}$  セラミックボールを貼付した (図 3)。分割下顎骨はマイクロ CT 装置 (SMX-90CT) で撮像、下顎骨の合成画像を作製した後、イメージベース有限要素解析ソフト VOXELCON (くいと製) を用いて動的解析を行った。本解析は、下顎左側臼歯部にインプラントを埋入した打撃試験を想定した。

(研究 3 ; イメージベース・大規模マルチスケール動的解析を応用した研究)

試料にはヒト下顎骨を用いた。高解像度を得るために下顎骨を 9 分割して 90 kV、110mA の条件でマイクロ CT (SMX-90CT: Shimadzu) 撮影、骨梁構造を  $103 \mu\text{m}/\text{pixel}$  の分解能でとらえ、今回は右半分のみデータを用いて有限要素 (FE) モデルを作成した。

モデルは、骨髄は考慮せず、材料は線形弾性、等方性を仮定した。さらに、分割の際にノコギリ歯の厚さ ( $0.3\text{mm}$ ) だけ失われた情報を補う必要があった。以上より、皮質骨は切削面の端をわずかに除去し、断面が  $1.0\text{mm}$  のギャップで完全に平行になるように置換した。海綿骨は、厚さ  $1.0\text{mm}$  の層を 2 つの層に分け、近隣の海綿骨を用いて計算した均質化モデルで満たした (図 4)。

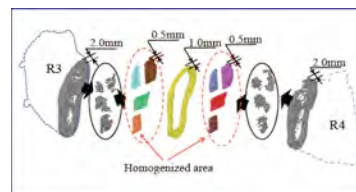


図 4 ; 分割下顎骨の均質化モデルでの補完

FEM モデルは、キュービックボクセルを用いてイメージベース静的解析 FEM ソフト VOXELCON (Quint Corporation, Tokyo, Japan) で自動作成した。さらに仮想チタン製インプラント ( $\phi 3.0 \times 12.0\text{mm}$ ) を埋入し、上面に衝撃荷重を負荷、皮質骨、海綿骨に伝わ

る応力波の伝播経路を VOXELCON をカスタム化して観察を行った。要素数は、9,668,202であった(図5)。

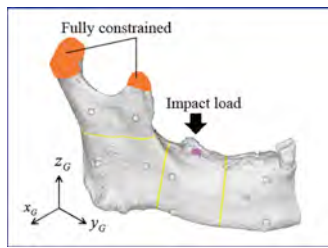


図5 ; FEMモデル

インプラント周囲の海綿骨の機械的役割について明らかにするため、今回作成したFullモデル(モデルF)と典型的な経路を遮断した4種の仮想モデル(モデルA~D)について調べた(図6)。

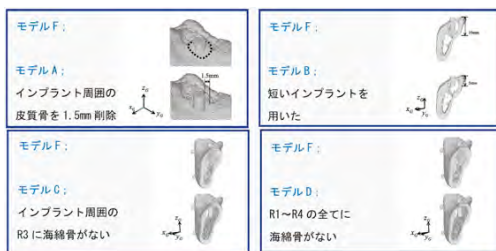


図6 ; 4種の仮想モデル

#### 4. 研究成果

(研究1 ; CT値に関する研究)

各々の骨サンプルを計測し、三次元再構築を行った。その結果、右側顎角部頬側皮質骨は管腔構造が少なく、緻密な構造を呈していた。また、オトガイ部皮質骨は管腔構造が多く比較的粗造な構造を呈した。さらに、スライス断面からCT値を求めたところ、頬側顎角部(535~556) > 下顎体頬側小白歯部(529~545) > オトガイ部(508~545)の順に高い値を示していた(図7)。

Slice No.	頬側顎角部 (μCT値)	頬側小白歯部 (μCT値)	頬側オトガイ部 (μCT値)
10	556	545	545
50	545	545	518
100	535	540	508
150	535	529	518
200	535	535	508
250	540	529	518

放射光CTの3D再構築画像

図7 ; 放射光CTによる計測結果

さらに、頬側顎角部皮質骨の圧縮実験下での放射光撮影結果を以下に示す(図8)。加重に伴い、CT値が高くなる傾向が認められた。

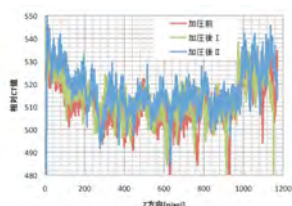


図8 ; 圧縮実験下での放射光撮影結果

具体的には、

①放射光CTから18μmの精度で真のCT値を求める事が可能となった。放射光CTの撮影結果から、下顎骨のCT値は部位による差が認められた。このCT値の差は、構造特性(単位体積の管腔構造の量)と骨の材質(HApの量)によるものと考えられる。そこで、μCT(CBCT)で得られた値と比較し、CBCTのCT値特性に関して考察する必要がある。

②有限要素解析(FEM)を行う際、材料の特性として縦弾性係数(ヤング率)を設定する必要がある。そのヤング率は、例えば1977年のCarter&Hayeらの報告から骨のヤング率は骨密度の三乗に近似していると設定している。そして、その骨密度はCT値から換算すると共にフックの法則に従い線形であることが前提である。今後、皮質骨は部位によって材質の違いがあり、非線形を検討する必要があると示唆された。

③頬側顎角部皮質骨の圧縮試験下での放射光撮影結果から、加重に伴い、CT値が高くなる傾向が認められた。このことは、加重によって骨密度が変化することを示している。このCT値の変化は、加重に伴い管腔が圧迫され構造特性(単位体積の管腔構造の量)と材質としての単位体積辺りのHApの密度が変化していること推測される。

以上より、正確な力学解析を行うためには、加重に伴った構造と骨密度の変化を加味した動解析の必要性があると示唆された。歯科用コーンビームCTから有限要素解析を行う際、CT値の不確かさと、力を加えた時の構造の変化を加味する必要があると示唆された。

(研究2 ; イメージベース・大規模マルチスケール動的解析の研究)

応力波の伝搬を、要素数1,500万画素の下顎骨イメージベース・大規模動的解析を用いて可視化することができた(図9)。解析モデルに直径3.0mm×12.0mmのチタン製インプラントを埋入、100Nの打撃試験を行った。その結果、応力波はインプラントから約70.0mm離れた下顎頭まで0.025ミリ秒で伝搬し、その後、反響を繰り返している様子が観察できた。

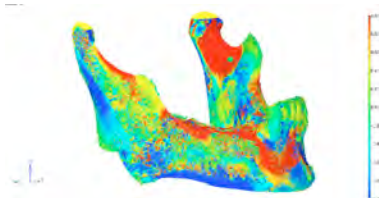


図9 ; 下顎骨イメージベース・大規模動的解析

具体的には、

①インプラント体に与えた打撃は、皮質骨を伝って早く左側下顎頭に到達(第一波)し、その後、少し遅れて海綿骨を伝った応力波が到達した(第二波)。

②さらに、その応力波は皮質骨で反射し、反

響を繰り返していた。つまり、下顎骨は力を与えたことにより、若干歪んでいることが推察された。

③インプラント体に打撃試験を行ってから、まず最初に約 70mm 離れた左側下顎頭に応力波が到達していた。次に約 145mm 離れた右側下顎頭に応力波が到達していた。

以上より、下顎骨表層基質は束状のコラーゲン線維で形成されており、その走行は各部位で異なっていると報告されている。今回の動解析における応力波の伝搬経路とコラーゲン線維の走行が類似しているため、動解析からコラーゲン線維の走行を推測できる可能性が示唆された。

(研究 3 ; イメージベース・大規模マルチスケール動的解析を応用した研究)

チタン製インプラント上面に衝撃荷重を与えた場合の最小主応力分布により、10  $\mu$ s から 50  $\mu$ s までの応力波の伝播を、Full モデル (モデル F) と典型的な経路を遮断した 4 種の仮想モデル (モデル A~D) について視覚的に表示した (図 1 0)。

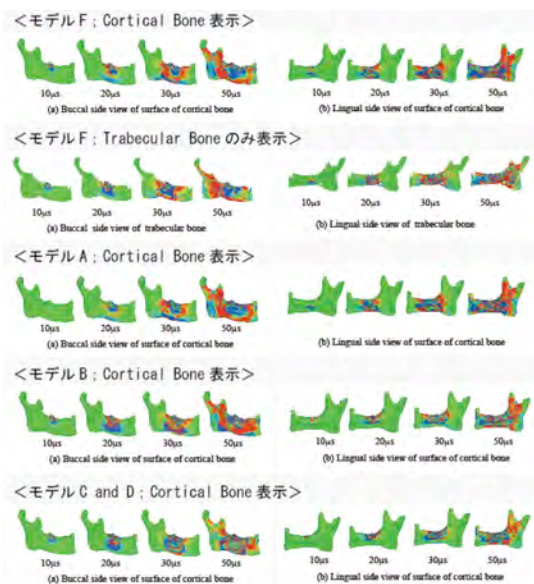


図 1 0 ; 各モデルにおける応力波の伝搬

具体的には、

- ①モデル F では、10  $\mu$ s の時点でインプラント頸部から皮質骨までの経路とインプラント端部から海綿骨を経由した皮質骨までの経路の両方が見つかった。その後、応力波はインプラントを中心に同心円上に伝播した。
- ②モデル A では、10  $\mu$ s の時点で、インプラント頸部から皮質骨への応力波の伝播は認められなかった。しかし、50  $\mu$ s までのその後の時点での挙動はフルモデル F のものに極めて近かった。
- ③モデル B では、30  $\mu$ s と 50  $\mu$ s の時点でモデル F やモデル A のものとは異なっていた。舌側側面図で、10  $\mu$ s の時点でインプラント端部からの応力波の伝播が遮断されていることが明確に示された。

④モデル C とモデル D の結果は、モデル F, A, B と異なっていた。

⑤モデル F の皮質骨と海綿骨の比較から、海綿骨領域の見かけの伝播速度は、皮質骨と同程度であった。

以上より、

1) フルモデル F と 4 種の仮想モデルの数値解析結果において、インプラント周囲 (Peri-implant) およびインプラントとは離れた部位 (Far-off-implant) とともに、異なる応力伝播経路がみられた (図 1 1)。

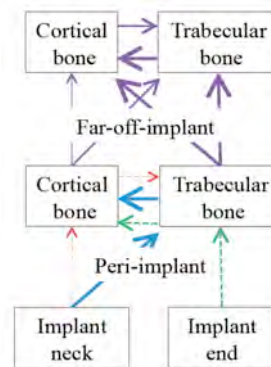


図 1 1 ; 応力伝播経路

2) モデル F, A とモデル B, C, D の 50  $\mu$ s 結果が明らかに異なっていたことから、インプラント上面に与えた衝撃力が下顎頭に伝播する経路としては、インプラント先端から海綿骨を介して皮質骨に伝播する応力波が重要であると推察された。

3) 海綿骨領域の見かけの伝播速度は、皮質骨と同程度であったことから、皮質骨と海綿骨の間で応力波が cross transfer (交互伝達) されていると示唆された。

4) 本研究によって、衝撃荷重に対する下顎骨全体の挙動における海綿骨の存在は極めて影響の大きいと考えられた。

5) 動的解析と静的解析の大きな違いは、慣性(加速度)の効果を考えるか否かである。歯科的には、噛みしめは静的、カチカチ噛むタッピングや咀嚼は動的と考えられる。動的解析は静的解析では知ることが出来ない衝撃荷重を観察できることから、咀嚼による応力波と成長発育・顎骨形態などとの関係を解析し、新しい知見を得ることが出来ると期待される。

<参考文献>

- ① Endo M et al: Magnitude and effects of s-ray scatter in a 256-slice CT scanner. Med Phys 33:3359-3368, 2006
- ② 馬場理香 他、コーンビーム CT における散乱 X 線の補正、MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol27 No3 May 2009, 177-184
- ③ 松本健志、田中正夫、放射光 CT による皮質骨微細形態解析、日本生体医工学学会雑誌、44 巻 4 号、2006、517-521
- ④ 中納治久 他、ヒト大腿骨皮質骨を用いた

不均質性を考慮したヤング率推定方法に関する研究, 第31回日本骨形態計測学会、2011年5月20-22日「長良川国際会議場(岐阜県・岐阜市)」

- ⑤ Kawagai M et al: Image-based Multi-scale Modelling Strategy for Complex and Heterogeneous Porous Microstructures by Mesh Superposition Method, *Modelling Simul. Mater. Sci. Eng.* **14(1)**: 53-69, 2006

## 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計0件)

**Computer methods in biomechanics and biomedical engineering** に投稿中。

〔学会発表〕(計12件)

(1) 大森淳也、高野直樹、中納治久、榎宏太郎、下顎骨の衝撃・静的FEM解析におけるBMDに起因する不均質性の影響、日本機械学会第27回バイオエンジニアリング講演会、2015年1月9日、「朱鷺メッセ新潟コンベンションセンター(新潟県・新潟市)」

(2) 大森淳也、高野直樹、中納治久、榎宏太郎、マイクロCTを用いて計測したBMD分布に基づく不均質性を考慮した下顎骨の衝撃解析、日本機械学会第27回計算力学講演会(CMD2014)、2014年11月22-24日、「岩手大学工学部(岩手県・盛岡市)」

(3) 中納治久、高野直樹、榎宏太郎、ヒト下顎骨の動的有限要素解析—皮質骨と海綿骨における応力波伝播に関する考察、第73回日本矯正歯科学会、2014年10月20-22日、「幕張メッセ国際会議場(千葉県・千葉市)」

(4) 中納治久、平龍太郎、高野直樹、榎宏太郎、ヒト下顎骨の動的有限要素解析—皮質骨と海綿骨における応力波伝播に関する考察、第23回日本シミュレーション外科学会、2013年11月30日、「アクロス福岡(福岡県・福岡市)」

(5) 平龍太郎、高野直樹、中納治久、海綿骨を考慮したヒト下顎骨右側モデルの動的解析、日本機械学会第24回バイオフロンティア講演会、2013年11月1-2日、「同志社大学室町キャンパス寒梅館(京都府・上京区)」

(6) 中納治久、馬場理香、米山明男、兵藤一行、高野直樹、榎宏太郎、放射光CT撮影によるヒト下顎骨皮質骨の微細形態と密度値の測定、第72回日本矯正歯科学会、2013年10月7-9日、「キッセイ文化ホール・松本市総合体育館(長野県・松本市)」

(7) Rika Baba, Akio Yoneyama, Keisuke Yamakawa, Mariko Takahashi, Haruhisa Nakanou, Koutaro Maki, Improving Contrast Resolution of Tomosynthesis Imaging by Dual-energy Synchrotron CT, 11th International Conference on Biology and Synchrotron Radiation (BSR), 2013.9.8-11, 「Hamburg(Germany)」

(8) 平龍太郎、高野直樹、中納治久、下顎骨の動的FEM解析のための海綿骨の均質化モデリング、日本機械学会第25回バイオエンジニアリング講演会、2013年1月9-11日、「産業技術総合研究所つくばセンター(茨城県・つくば市)」

(9) 中納治久、吉田美智、高野直樹、榎宏太郎、ヒト下顎骨における海綿骨を考慮した大規模動的解析、第39回日本臨床バイオメカニクス学会、2012年11月9-10日、「幕張メッセ国際会議場(千葉県・千葉市)」

(10) 平龍太郎、池上健太、高野直樹、海綿骨を考慮したヒト下顎骨のマイクロCTイメージベース動的FEM解析、日本機械学会第25回計算力学講演会、2012年10月6-9日、「計算科学振興財団FOCUS(兵庫県・神戸市)」

(11) 中納治久、吉田美智、藤島昭宏、中島 功、高野直樹、中村 雅典、宮崎 隆、榎宏太郎、ヒト下顎骨における海綿骨を考慮した大規模動的解析、第71回日本矯正歯科学会、2012年9月27-28日、「盛岡市民文化ホール(岩手県・盛岡市)」

(12) 中納治久、吉田美智、藤島昭宏、高野直樹、宮崎 隆、榎宏太郎、ヒト下顎骨における海綿骨を考慮した大規模動的解析、第32回日本骨形態計測学会、2012年6月8-9日、「大阪国際会議場(大阪府・大阪市)」

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

中納 治久 (NAKANO Haruhisa)

昭和大学・歯学部歯科矯正学講座・准教授  
研究者番号：80297035

### (3) 連携研究者

高野 直樹 (TAKANO Naoki)

慶応義塾大学・理工学部機械工学科・教授  
研究者番号：10206782