

平成 30 年 6 月 5 日現在

機関番号：32622

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2015～2017

課題番号：15K11353

研究課題名(和文) 下顎骨のイメージベース動的有限要素解析法の開発と骨隆起発生原因の解明

研究課題名(英文) Development of image-based dynamic finite element analysis method of mandible and elucidation of cause of torus

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) 3,700,000円

研究成果の概要(和文)：本課題は、下顎骨のイメージベース動的有限要素解析法の開発と骨隆起発生原因の解明を目的に研究を行った。最初に(1)動的有限要素解析を行う上で骨密度分布が解析に影響を与えるか検証した。その結果、下顎骨応力解析においては骨密度とヤング率の空間的な分布を考慮する必要が無いと示唆された。次に、(2)骨隆起発生原因の解明のため、応力波の停留を引き起こす荷重条件の探索を行った。その結果、パラメータの条件によって応力分布に影響を与えることは確認できた。しかし、応力波の停留を起こすようなパラメータを探索するのは難しく、多次元パラメータ空間の効率的なサンプリング手法の開発を行っていく必要があると考えられた。

研究成果の概要(英文)：The purpose of this study is to develop a dynamic finite element analysis method for mandibular images and to identify the factors that cause bone protuberance. First, the effect of bone density distribution on the analysis was evaluated using a dynamic finite element method. The results suggested that it was not necessary to consider the bone density level and spatial distribution of Young's modulus in mandibular stress analysis.

Next, the load conditions that cause the stress waves to be stationary were explored to identify the factors that affect bone protuberance. The results confirmed that stress distribution may be affected by the parametric conditions. However, it was difficult to explore the parameters that cause the stress waves to be stationary. This suggests that the development of an effective sampling method for multi-dimensional parameter space is necessary.

研究分野：歯科矯正学

キーワード：下顎骨 動的有限要素解析 骨隆起 骨密度 ヤング率 応力波 荷重条件 多次元パラメータ

1. 研究開始当初の背景

顎顔面領域では、その力学的挙動を把握するために有限要素法(以下、FEM)が応用されている。その多くは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、咀嚼やブラキシズム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ならば、慣性(加速度)を考慮した動的解析を行う必要がある。

一方、加齢と共に発生する下顎骨の骨隆起(図1)や歯科矯正治療で引き起こされる唇側歯槽骨の骨隆起は、痛みや咀嚼障害、審美的障害を引き起こすため、発生原因の解明が急務である。原因が分かれば、予防や治療に反映することが可能となる。



(図1; 骨隆起)

2. 研究の目的

我々は、顎顔面領域でX線CT画像を用いたイメージベース静的FEM法を応用してきた^①。そこで、骨隆起の発生原因を、顎顔面のイメージベース大規模動的FEM解析を用いて検証し、骨変化に対する歯並びや咬合、咀嚼、ブラキシズム、矯正治療メカニクス等の力の影響を解明することを考えた。骨隆起などの骨変化と下顎骨に加わる応力波の関係が明らかとなれば、骨隆起の発生予防や骨成長誘導の診断・治療法を確立できる。

そこで本研究は、下顎骨のイメージベース動的FEM解析法の開発と咀嚼やブラキシズムから発生するメカニカルストレスの伝播経路を動的に解析し、骨隆起の発生原因を解明することを目的として以下の2つの研究を行った。なお、本研究は昭和大学歯学部人を対象とする研究等に関する倫理委員会承認されている(2016-007号)。

(研究1) 下顎骨の動的FEM解析における骨密度分布の影響

我々の過去の動的FEM解析研究^②は、CT値に関係なく単一のヤング率を与えて解析を行ってきた。しかし、皮質骨内には無数の微細孔が存在しているため、空間的な骨密度の分布を考慮したモデルを用いた動的解析結果と違いが現れるのではないかと考えた。

そこで本研究は、マイクロCTで計測した骨密度分布を基に、骨密度を空間的に分布させた解析モデルを用いたFEM解析を行うことによって、これまでの静的・動的解析結果の妥当性の検証を行う事を目的とした。

(研究2) 下顎骨における動的FEM解析を用いた骨隆起発生原因の解明

歯に加わる荷重を3次元的に測定した研究

から、歯に加わる荷重は時間に依存する複雑な荷重になることが知られている^③。この歯に加わる動的荷重が骨隆起の発生に影響しているのではないかと考え、下顎骨に対する動的FEMを行うことを考えた。特に、頭部の衝撃解析の研究^④において、応力波の停留によって脳を損傷させるような高応力部位が生じることが示されていることから、下顎骨の骨隆起の発生も同様に応力波の停留によって生じるのではないかと仮説を立てた。

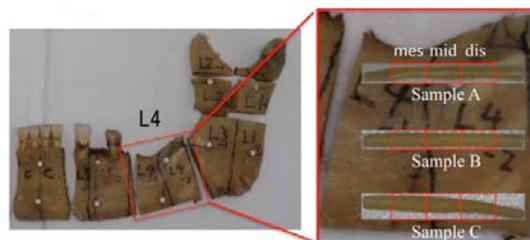
一方、これまでマイクロCTを用いて歯がない顎の骨(無歯顎)を対象とした動的FEMに関する研究^⑤を行ってきた。この研究では、皮質骨と海綿骨の間での応力波の伝播が起きるため、顎骨全体の応力波の伝播を正しく表現するには、細かく要素分割して海綿骨の複雑な微視構造を考慮する必要があることを報告している。しかし、有歯顎に対して歯に加わる荷重を考える本研究では、衝撃力を吸収する役割を持つ歯根膜を考慮する必要がある。下顎骨において海綿骨の微視構造と歯根膜の両方を考慮した動的FEM解析を行った事例は報告されていない。

そこで本研究は、下顎骨において海綿骨の微視構造と歯根膜の両方を考慮した動的FEM解析を考案し、骨隆起と応力波の停留の関係を引き起こす荷重条件の探索を行うことを目的とした。

3. 研究の方法

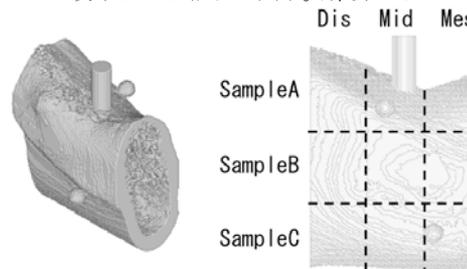
(研究1)

対象はヒト下顎骨L4部位である。マイクロCTを用いてL4から取り出した3本の皮質骨試験片を撮像し骨密度分布を計測した(図2)。



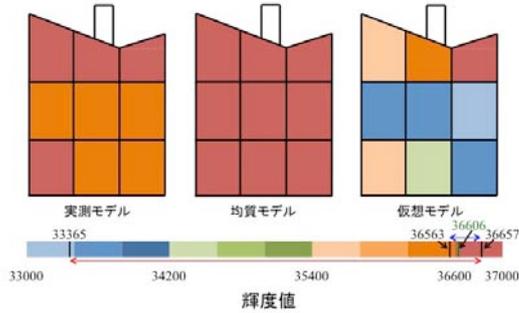
(図2; ヒト下顎骨L4部位)

CT画像から立体再構築し、インプラントを埋入した解析モデル(図3(a))を作成、骨部分を9つに分割した(図3(b))。解析モデルは、



(a)解析モデル (b)9分割したモデル
(図3; インプラントを埋入した解析モデル)

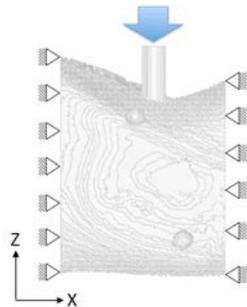
実測した骨密度分布を与えた実測モデル (図 4 (a))、均一な骨密度を与えた均質モデル (図 4 (b))、さらに CT 値を誇張した骨密度分布の仮想モデル (図 4 (c)) を数種類作成した。



(a) 実測モデル (b) 均質モデル (c) 仮想モデル
(図 4 ; 解析モデルの骨密度分布)

ボクセル要素寸法は、130 μm 、要素数は 1,230,997 である。インプラントの物性値は、ヤング率 115.7 GPa、密度 4.54 g/cm^3 とした。骨とインプラントのポアソン比はそれぞれ 0.4、0.321 とした。解析モデルの両端を完全拘束し (図 5)、インプラント上面から 50 μs の間 100N の衝撃荷重を加え、モデル全体に均一な骨密度とヤング率を与えたモデルと骨密度分布を与えた実測モデル、さらに数種類の骨密度分布誇張モデルの静的 FEM 解析および動的 FEM 解析の比較検討を行った。

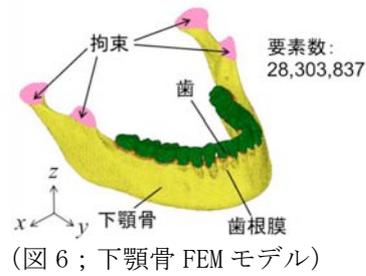
動的 FEM 解析の計算には陽解法を用い、クーラン条件を満たすように時間ステップを決定した。使用ソフトはイメージベース FEM 解析ソフト VOXELCON (Quint Corporation, Tokyo, Japan) である。



(図 5 ; 拘束条件)

(研究 2)

対象はヒト有歯顎下顎骨を用いた。下顎骨を工業用 μCT 装置 (TOSCANER-30000 μC 、東京都立産業技術研究センター) によって分解能 0.17 mm で撮像し、二値化処理などを施した画像を用いた。イメージベース・モデリングは市販のソフトウェアであるイメージベース FEM 解析ソフト VOXELCON (Quint Corporation, Tokyo, Japan) を用いた。イメージベース・モデリングにより構築した下顎骨モデルを、薄い歯根膜の変形を考慮するためには、要素をできる限り細かくすることが望ましいため、1 辺 0.10 mm の 8 節点立方体要素 (ボクセル要素) によりメッシュ分割した (図 6)。拘束条件は図 6 のように、下顎頭と筋突起を拘束した。



(図 6 ; 下顎骨 FEM モデル)

各々の物性値は表 1 に示す。いずれの材料も線形弾性体・等方性を仮定している。

	ヤング率 E	ポアソン比 ν [-]	密度 ρ [kg/mm^3]	伝播速度 c [m/s]
骨	10GPa	0.30	2,500	2320.4
歯	20GPa	0.30	3,000	2995.7
歯根膜	0.68MPa	0.49	1,040	105.8

(表 1 ; 下顎骨の物性値)

今回、応力波の停留を引き起こすような荷重条件の探索を行うにあたり、荷重条件などを次のようなパラメータを用いて定義した。

n : 荷重を加える歯の本数 ($1 \leq n \leq 16$)

i : 荷重を加える歯の番号 ($1 \leq i \leq 16$)

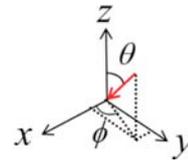
F_i : 歯 i に加える荷重ベクトル (次式で定義)

$$F_i = P_i(t) e_i(\theta_i(t), \Phi_i(t))$$

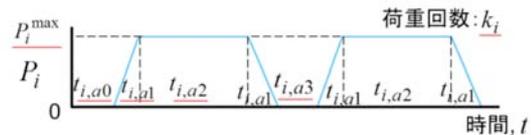
θ_i, Φ_i : 歯 i に加える荷重の方向 (図 7 で定義)

P_i : 歯 i に加える荷重の大きさ (図 8 で定義)

X_j : 下顎骨の個体差 (j : 個体番号)



(図 7 ; 荷重方向の定義 [赤 : 荷重ベクトル])



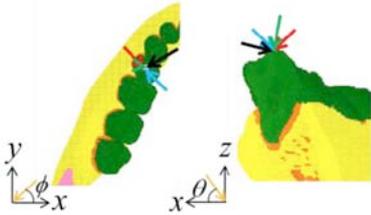
(図 8 ; 荷重の大きさの定義)

これらのパラメータの組み合わせを考えると、例えば荷重を加える歯の箇所の総組み合わせ (n が 1~16 の場合の組み合わせの足し算) だけでも約 65000 通り存在する。また例えば図 7 で定義した荷重方向をそれぞれ 15 度ずつ (24 水準) で与えると、荷重を加えるすべての歯の荷重方向単体の組み合わせは 24^{2n} 通り存在する。さらに他のパラメータも考慮すると、上で定義した荷重条件に関するパラメータの総組み合わせは非常に膨大となる。そのため、応力波の停留を引き起こす荷重条件の探索を行うためにこのすべての組み合わせについて 1 つずつ動的 FEM を実行するのは事実上不可能である。そこで今回は、定義したパラメータのうち、荷重方向のみを変えた

場合、および荷重をかける歯の本数を変えた場合の例解析を行う事とした。

2.1 荷重方向のみを変えた場合の例解析

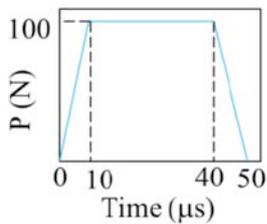
図9および表2に示す4種類の荷重方向について動的FEM解析を行った。いずれの荷重方向についても、荷重をかける歯は1本($n=1$)とし、左側の第二小白歯($i=4$)の一番上の面の $1.0\text{ mm} \times 1.0\text{ mm}$ の領域に図10に示した荷重の大きさ($P_4^{\max}=100\text{ N}$, $k_4=1$, $t_{p,a0}=0\text{ }\mu\text{s}$, $t_{p,a1}=10\text{ }\mu\text{s}$, $t_{p,a2}=30\text{ }\mu\text{s}$, $t_{p,a3}=0\text{ }\mu\text{s}$)を持つ荷重条件を与えた。



(図9; 2.1例解析の荷重方向)

	矢印の色	θ [degree]	Φ [degree]
解析1	赤	54.7	135
解析2	青	54.7	-45
解析3	緑	11.3	171.9
解析4	黒	77.1	31.0

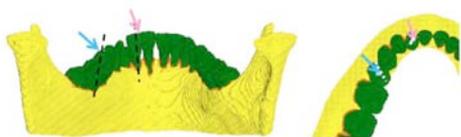
(表2; 図9の荷重方向のパラメーター表示)



(図10; 2.1例解析の荷重の大きさ)

2.2 荷重本数を変えた場合の例解析

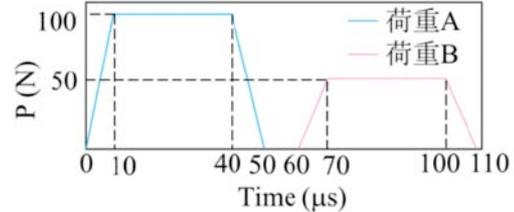
2本の歯に異なるタイミングで動的荷重をかけた場合に、応力波の干渉が起こること高応力部位が生じる可能性があるかどうか検討した。左側の第2小白歯に荷重をかけた直後に左側の側切歯に動的荷重をかけることとし、これによって応力波の干渉が起こり高応力部位が生じるのではないかと考えた。この例解析における荷重条件を図11および表3に示す。また、荷重の大きさPは図12のように与えることとした。今回は、比較のために荷重Aのみを与えた場合、荷重Bのみを与えた場合、荷重AとBの両方を与えた場合の3つについて動的FEM解析を実施した。



(図11; 2.2例解析の荷重方向)

荷重箇所	矢印の色	荷重領域面積 S [mm ²]	θ [degree]	Φ [degree]
荷重A 「5	青	1.0	54.7	135.0
荷重B 「2	赤	0.5	45.0	107.5

(表3; 図11の荷重方向のパラメーター表示)

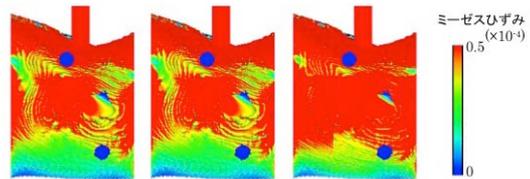


(図12; 2.2例解析の荷重の大きさ)

4. 研究成果

(研究1)

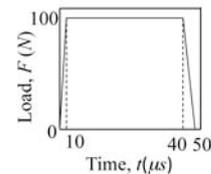
ミーゼスひずみでの静的FEM解析結果を図13に示した。実測モデルと均質モデルでは解析結果に差は見られなかったが、仮想モデルでは明らかに違いが見られた。



(a)実測モデル (b)均質モデル (c)仮想モデル

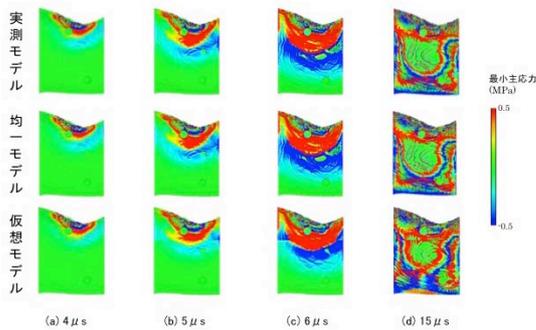
(図13; 静的FEM解析結果)

動的FEM解析は、静的解析と同様に両端完全拘束し、インプラント上面から図14に示す応力波を入力した。



動的FEM解析結果を(図14; 動的荷重条件)最小主応力で図15に示す。モデル全体に均一な骨密度とヤング率を与えた均質モデルと実測モデルとの衝撃解析を比較すると有意な差異は観察できず、空間的な骨密度とヤング率の分布は下顎骨の衝撃解析において考慮する必要が無いことが確認できた。また、骨密度とヤング率の空間的な分布が変化した場合のモデルを図4(c)のように作成し、同様に衝撃解析結果を比較した。数種類の誇張モデルを作成し、同様の解析を行った結果、骨密度が33%以上変化すると解析結果に明確な変化が表れることが確認できた。これは骨密度が荷重によって時間的に変化した際に解析結果に影響を与えるという知見を得るものとなる。

以上のことから、マイクロ CT による骨密度とヤング率の分布を反映した静的・動的 FEM 応力解析において、結果に有意な差は表れず、下顎骨の衝撃解析において骨密度とヤング率の空間的な分布は考慮する必要がないことが確認できた。さらに骨密度とヤング率の空間的な骨密度分布が時間的に変化することを想定した誇張モデルを作成し衝撃解析を行った結果、時間的に骨密度が 33%程度変化すると解析結果に明らかな差異が表れることが確認できた。しかしながら、実験から 33%以上骨密度が変化することは無いと考えられるため、時間的な変化についても考慮する必要が無いと確認できた。

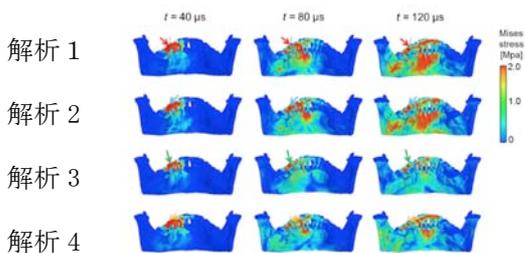


(図 15 ; 動的 FEM 解析結果)

(研究 2)

2.1 荷重方向のみを変えた場合の例解析

解析 1~4 について動的 FEM を行った場合のミーゼス応力分布を舌側から見ると図 16 のようになった。いずれの荷重方向でも時間が経つごとに応力波が下顎骨内を伝播して応力が高い領域が広がっていく様子が観察できる。一方で、荷重方向によって応力分布が異なっており、時間が経つほどその違いは大きくなった。特に、解析 3 は他の解析結果と比べて骨領域の舌側表面の応力が全体的に低いことが分かる。これは、解析 3 の荷重方向が歯の長軸（歯軸）方向に最も近いことと関係していると考えられる。歯軸方向に近い動的荷重の場合、歯の内部に生じた応力波は、歯根膜を通過した後、大半はそのまま歯の下側にある海綿骨に向かうと考えられる。それにより、骨隆起が生じやすい舌側表面に向かう応力波の割合が相対的に減ったために、全体的に応力値が小さくなったと考えられる。



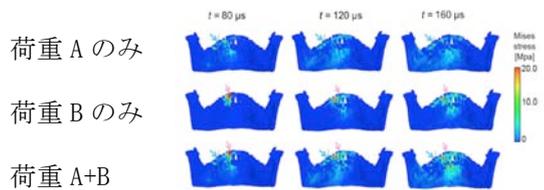
(図 16 ; ミーゼス応力分布)

本節における例解析では、歯軸に近い荷重の場合に全体的な応力分布が小さくなり、歯軸から離れていてかつ頬舌方向ないしは舌頬方向に近い荷重方向の場合に全体的な応力分布が高くなる可能性が示唆された。しかし、この知見が他の荷重パラメータ条件、他の大きさ・形状の歯に適用できるかどうかについては現時点では判断できず、さらなる検討が必要であると考えられる。

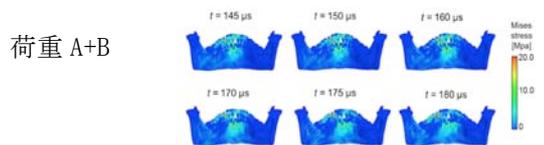
2.2 荷重本数を変えた場合の例解析

表 3 に示した 3 つの解析について動的 FEM を行った場合のミーゼス応力分布を舌側から見ると、図 17 のようになった。このうち、骨の領域に着目すると、 $t = 80 \text{ ms}$ では、荷重 B のみの解析の応力分布は全体的に 0 に近い値を示したのに対し、荷重 A のみの解析と荷重 A+B の解析の応力は大きさも含めて似たような分布となった。これは、荷重 B をかけ始めたのが 60 ms と遅かった上に歯根膜での応力波の伝播速度が骨や歯よりも遅いために、 $t = 80 \text{ ms}$ の段階では荷重 B による応力波が舌側表面まで達していなかったためであると考えられる。

それに対し、 $t = 160 \text{ ms}$ では、荷重 A+B の解析の応力分布は、解析 A のみの解析や解析 B のみの解析よりも全体的に大きくなり、特に左側の側切歯ならびにその右隣の中切歯の下側で高い応力値を示す赤色の領域が見られた。このことから、 $t = 160 \text{ ms}$ では荷重 A と B の干渉によって単体のときよりもより高い応力部位が生じたことが確認できた。



(図 17 ; ミーゼス応力分布)



(図 18 ; 高応力部位の持続時間の観察)

本研究においては、応力波の停留を起こすパラメータ条件の探索方法の開発を目指している。この応力波の停留とは、ある一定量以上の高応力状態がある一定時間以上続くことである。そこで、荷重 A+B のときに応力波の停留が起きているか確認することとした。今回は、応力が 20 MPa 以上の高応力領域が骨表面に見られ続ければ、応力波の停留が起きているとした。応力分布を 5 ms おきに観察し、そのうちの一部 ($t = 160 \text{ ms}$ 前後) の応力分布を示すと図 18 のようになった。このうち、

t=150~175 ms の範囲で明らかに赤色(20 MPa 以上)の高応力領域が見られた。しかし、応力波の停留と言えほど高応力部位は持続していなかったことから、図 18 の観察からは今回の荷重条件(荷重 A+B)では応力波の停留は生じなかったと言える。以上より、現段階では応力波の停留を起こすようなパラメータを探索するのは難しく、そのためにも多次元パラメータ空間の効率的なサンプリング手法の開発を行っていく必要があると考えられる。

将来的には、今後開発する多次元パラメータ空間のサンプリング手法を用いて、様々な荷重条件の解析一つ一つで応力波の停留が起きているか判断する必要がある。そのためには、応力波の停留を定量的に評価する必要がある。これらのことから、下顎骨内部の応力値も反映できる定量的な評価方法を検討する必要があると考えられ、今後この点について検討していきたいと考えている。

<参考文献>

- ① 榎宏太郎, 久保田雅人, 中納治久, 柴崎好伸, 伊能教夫; 骨形態における力学的適応メカニズム, 日本骨形態計測学会雑誌(査読有), 7 巻 1 号, 23-29, 1997.
- ② 高野直樹; マルチスケール有限要素法による海綿骨の力学解析とその品質保証, 日本骨形態計測学会雑誌(査読有), 24 巻 1 号, 33-40, 2014.
- ③ T. Kawata et al., Behaviours of three-dimensional compressive and tensile forces exerted on a tooth during function, *Journal of Oral Rehabilitation*, (査読有) Vol. 34, pp. 259-266, 2007.
- ④ 渡邊大ら, ボクセル要素による衝撃解析用人体頭部有限要素モデルの開発と局所性脳損傷の評価シミュレーション, 日本機械学会論文集(A編)(査読有), Vol. 74, pp. 611-620, 2008.
- ⑤ H. Nakano et al., Desktop micro-CT image-based dynamic FEM analysis of stress wave pathways between mandibular trabecular bone and cortical bone with comparisons to virtual models with eliminated materials on pathways, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, (査読有) Vol. 11, No. 3, Paper No. 16-00313, 2016.

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 1 件)

- (1) Nakano H, TAKANO N, Maki K., Desktop micro-CT image-based dynamic FEM analysis of stress wave pathways between mandibular trabecular bone and cortical bone with

comparisons to virtual models with eliminated materials on pathways, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, (査読有) Vol. 11, No. 3, Paper No. 16-00313, 2016.

[学会発表] (計 7 件)

- (1) 中納治久, 3次元データの機械学習を用いた歯冠・歯根形態のクラスタリング, 第76回日本矯正歯科学会大会, 2017年10月18-20日, 「さっぽろ芸文館(北海道・札幌市)」
- (2) 中納治久, 梅川克己, 高梨知宏, 榎宏太郎, 歯科におけるデジタル技術の応用, 第41回日本口蓋裂学会大会, 2017年5月18-19日, 「ホテルオークラ東京(東京都・港区)」
- (3) 中納治久, 大竹亮介, 梅川克己, 榎宏太郎, 蓄積されたデジタル歯列モデルを用いた歯冠形態のクラスタリング, 第75回日本矯正歯科学会大会, 2016年11月7-9日, 「アスティとくしま(徳島県・徳島市)」
- (4) 中納治久, 大竹亮介, 梅川克己, 榎宏太郎, ビッグデータを用いた歯冠形態のクラスタリング, 第7回日本デジタル歯科学会大会, 2016年5月28-29日, 「かでの2・7(北海道・札幌市)」
- (5) 中納治久, 高野直樹, 榎宏太郎, 皮質骨の骨密度分布が動的有限要素解析に与える影響, 第74回日本矯正歯科学会大会, 2015年11月19日, 「福岡国際会議場(福岡県・福岡市)」
- (6) 高野直樹, 中納治久, 榎宏太郎, 下顎海綿骨のマイクロCT画像に基づく動的有限要素解析, 第23回顎顔面バイオメカニクス学会, 2015年11月17日, 「アクロス福岡(福岡県・福岡市)」
- (7) 中納治久, 高野直樹, 榎宏太郎, 皮質骨の骨密度分布が動的有限要素解析に与える影響, 第23回顎顔面バイオメカニクス学会, 2015年11月17日, 「アクロス福岡(福岡県・福岡市)」

6. 研究組織

(1) 研究代表者

中納 治久 (NAKANO Haruhisa)
昭和大学・歯学部・准教授
研究者番号: 80297035

(2) 連携研究者

高野 直樹 (TAKANO Naoki)
慶応義塾大学・理工学部・教授
研究者番号: 10206782