

HAコーティングが顎骨の応力分布に及ぼす効果

—三次元有限要素解析と光弾性実験—

八木原淳史¹ 及川 均² 遠藤 学³
大塚保光⁴ 覚本嘉美⁵ 岡田英俊⁵

Effects of HA-Coating on Stress Distribution in Mandibles

—Three Dimensional Finite Element Analysis and Photo-elasticity Experiment—

Atsushi YAGIHARA¹, Hitoshi OIKAWA², Gaku ENDO³

Yasumitsu OTSUKA⁴, Yoshimi KAKUMOTO⁵ and Hidetoshi OKADA⁵

Force of 100N was loaded vertically or obliquely with a 45 degrees angle on one-piece cylinder titanium implant models with/without HA coating. The stress distribution in the mandible was investigated by a 3-D finite element analysis and the results were evaluated by a photoelasticity experiment using a mandible model made of acrylic resin.

When the vertical force was loaded on the non-coated model, the stress was concentrated at the bottom of the implant. On the other hand, the force being loaded on the HA-coated model, the stress was concentrated at the cortical bone around the implant. When the oblique force was loaded on the non-coated model, the stress was highly concentrated at the upper edge of the cortical bone. In the HA-coated model, the stress dispersed throughout the upper part of the cortical bone. The results of the photoelasticity experiment were consistent with those of the 3-D finite element of analysis.

Key words : non-coated and HA-coated implant models, 3-D finite element analysis, stress distribution, photoelasticity experiment

緒 言

顎骨に埋め込まれたインプラントは、義歯などの上部構造が装着された後、長期間の繰り返しに生じる咬合圧に耐えなければならない。しかし、機械的強度に優れたチタン金属製のインプラントでも長期間の間に破折や破壊を生じることがある。一般に金属材料の破折や破壊の原因の90%は、

繰り返し疲労による疲労破壊であるといわれている¹⁾。チタン製インプラントにおいても食物の咀嚼による負荷が長期間繰り返されるとミクロの傷や応力腐食も加わり疲労破壊を生じる。さらに200N (100kgf) 以上の大きな応力を発生するといわれるブラキシズムにより破折することもある²⁾。咬合力がインプラントを介して顎骨の局所に応力を集中させて骨を破壊し炎症を誘発させること

受付：平成25年12月27日，受理：平成26年2月7日
ファミリー歯科医院¹
及川歯科医院²
遠藤歯科医院³
大塚歯科医院⁴
奥羽大学歯学部生体材料学講座⁵

Family Dental Clinic¹
Oikawa Dental Clinic²
Endo Dental Clinic³
Otsuka Dental Clinic⁴
Department of Biomaterial Science Ohu University
School of Dentistry⁵

もある。この場合は力学的原因により炎症が誘発されたことになる。こうしてインプラントにおける長期間の機能維持のためには、咬合力によって生じた応力の顎骨局所の集中を避け、皮質骨部や海綿骨で広く分散させることが重要と考えられる。

本研究では、円柱体のチタン製ワンピースインプラントの顎骨埋入部に、ハイドロキシアパタイト (HA) コーティングされた条件とされていないノンコーティングインプラントの2条件を実験モデルとした。この実験モデルに100Nの荷重を垂直ならびに斜め45度から負荷した後の、顎骨への応力分布を三次元有限要素解析法にて計算し、チタン製インプラントのHAコーティングが顎骨の応力分布に及ぼす効果を検討した。応力の分布において有限要素解析法では、口腔内の環境を完全に再現する事は不可能である。荷重や拘束条件はあくまでも近似した数値であり、得られる解析結果も近似解である。そこで、今回の研究では物質の応力分布を検討する際に適する光弾性実験も行い、有限要素解析法のシミュレーションが適切であるかを検証した。

材料と方法

1. インプラントモデルの作製

1) 形状と寸法

純チタン (2種) 製のアバットメントとインプラント部が一体となった、単純な円柱体のワンピースインプラントを実験モデルとした。顎骨内に埋め込まれる部分をインプラント部、その上部をアバットメントとした。全長を18.0mm、アバットメント部を8.0mm、インプラント部の長さを10.0mmとし、直径を4mmとした。

2) HA コーティング

インプラント部はスパッタリグ法を用いて厚さ1 μ mでHAをコーティングした。

2. 有限要素解析法

1) 解析法

ANSYS ver6.0 (ANSYS INCORPORATE) を用いて線形解析を行った。

2) 顎骨モデル

顎骨モデルの外観と断面および荷重条件を図1-a, bに示す。皮質骨の厚さを2.5mmとし、そ

表1 材料と顎骨の弾性率およびポアソン比

		弾性率 (GPa)	ポアソン比
純チタン		110	0.3
顎骨	皮質骨	10	0.3
	新生骨	5	0.3
	海綿骨	0.3	0.3

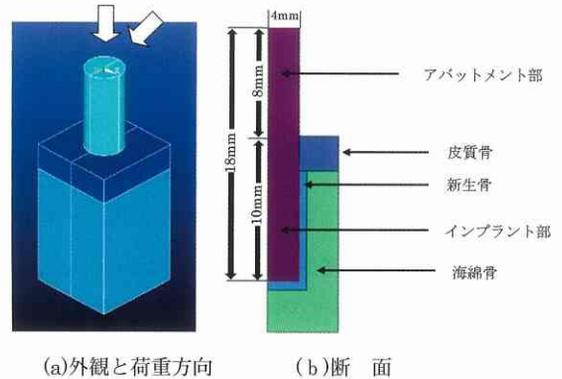


図1 顎骨モデルの外観と断面

れより下の骨を海綿骨とした。新生骨は、円柱体表面から1.0mmに設定した。また、発生する応力分布が十分に観察できる大きさとして、顎骨の幅を9.0mm×9.0mm、高さを14.0mmとした。

3) 荷重条件

荷重は100N (50kgf) とし、作用方向は垂直および斜め45度の荷重とした。垂直荷重は、各インプラントモデル上端面に応力として与え、斜め下方45度方向荷重は荷重をy成分とz成分に分け、それを点荷重としてモデル上端面の4節点に分配して与えた。顎骨内に埋入されているインプラント部周囲およびその底面は、新生骨により拘束されていることとした。

4) 材料の弾性率とポアソン比

解析に用いたワンピースインプラントモデルの材質は、純チタン2種を採用し、チタンおよび顎骨モデルの皮質骨、海綿骨の弾性率は、それぞれ110, 10, 0.3 GPaとした。新生骨は成熟していないものとし、その弾性率は皮質骨の半分の値となる5GPaに仮定した。弾性限界内で応力を加えた時に荷重方向の伸び (%), と荷重に直角方向の寸法の縮み (%) の比を表すポアソン比はすべ

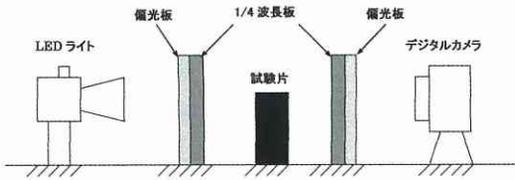


図2 光弾性実験装置の概要

て0.3とした(表1)。

5) HAコーティングの条件設定

HAコーティングモデルの場合、周囲は新生骨で囲まれ、全ての接触面は新生骨と結合状態であると仮定した。ノンコーティングモデルについては周囲の骨と接しているだけで結合はないと仮定した。

6) 単位

弾性率の入力は、メガパスカル (MPa) として、インプラントモデルの寸法入力はメートル (m) として入力を行った。

7) インプラントモデルの要素分割

分割を行う要素として、10節点を持つ四面体要素を選択した。モデルの要素分割には「Free mesh」により行った。

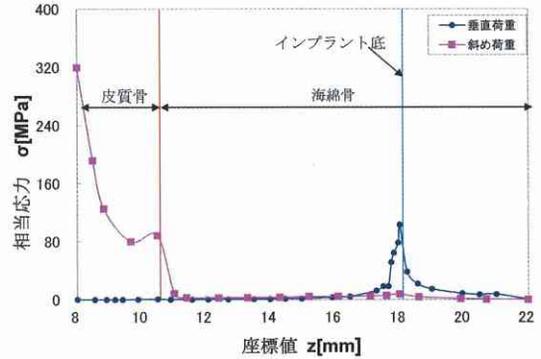
8) 解析結果の表示

解析結果は顎骨に発生する相当応力、相当歪は数値で、応力分布は数値の小さい青色から緑色、黄色、赤色と大きくなるカラーで図示した。

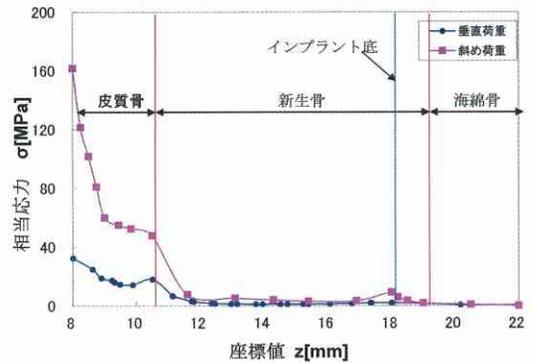
3. 光弾性実験

顎骨モデルは、顎骨と力学的特性に近いアクリル板から作製した。アクリル樹脂の曲げ弾性率は、3GPa前後で海綿骨の0.18~0.33GPaより大きい、緻密骨の10~25GPaより小さい。インプラントはチタンと同様、金属としては比重の小さい軽金属であるアルミニウムを使用した。アルミニウムの弾性率は、約70GPaでチタンの100GPaに近い。光弾性実験の概要を図2に示す。直径4mmの円柱体インプラントモデルを顎骨モデルに固定した。HAコーティングの場合は、周囲の新生骨と結合するという仮定で、高分子系強力接着剤(コニシ株式会社)で固定した。100N(50kgf)の垂直荷重を与えたインプラント試験片にLEDライトにより単色光を透過させ、その前後で偏光

HAコーティングが顎骨の応力分布に及ぼす効果



(a)ノンコーティング



(b)HAコーティング

図3 インプラントモデルの顎骨内における相当応力値

素子によって偏光させる事で、撮影機(デジタルカメラ)で応力分布の像を撮影した。

結 果

1. 有限要素解析法

1) ノンコーティングモデルの相当応力値

ノンコーティングモデルの顎骨内における相当応力値を図3-aに示す。グラフの横軸はインプラントの長軸方向の座標を示す。アバットメント部の長さ8mmはインプラント部の上端になり、それより右側が顎骨内である。皮質骨の厚さが2.5mmと仮定したので12.5mmが皮質骨と海綿骨の境界である。顎骨に埋め込まれているインプラント部の長さは10mmであるので18mmの位置がインプラン

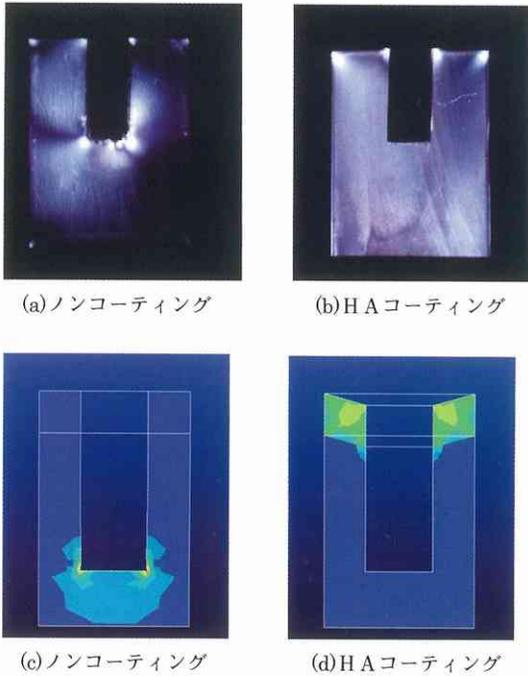


図4 光弾性像および有限要素解析図

ト底部となる。縦軸は相当応力 σ (MPa) である。垂直荷重の場合は、インプラント部周囲は骨と接触しているだけであるので応力は80MPa 前後でインプラント底部に集中した。斜め45度荷重の場合は矢印で示した骨縁部に320MPa の応力が集中した。

2) HA コーティングモデルの相当応力値

HA コーティングモデルの顎骨における相当応力値を図3-b に示す。垂直荷重の場合は、インプラント部周囲は新生骨と結合しているので、応力はインプラント上部の皮質骨部に広く分布し、骨縁部では40MPa 以下であった。45度斜め荷重の場合は矢印で示した骨縁部に160MPa の応力が負荷しているが、ノンコーティングの320MPa に比較して小さい値を示した。

3) 最大相当応力および最大相当歪値

顎骨内における最大相当応力および最大相当歪値を表2 に示す。垂直荷重の場合の応力および歪値は、ノンコーティングが103MPa と 343×10^{-3} であった。一方、HA コーティングは34MPa と8

表2 最大相当応力値および最大相当歪値

インプラント	荷重方向	最大相当応力 (MPa)	最大相当歪値
ノンコーティング	垂直	103	343×10^{-3}
	斜め45度	320	98×10^{-3}
HA コーティング	垂直	34	8×10^{-3}
	斜め45度	162	21×10^{-3}

$\times 10^{-3}$ となった。斜め荷重の場合も同様でノンコーティングが320MPa と 98×10^{-3} 、HA コーティングが162MPa と 21×10^{-3} であった。

2. 光弾性実験

光弾性実験の結果を図4-a, b に示す。図4-a はノンコーティングで、図4-b はHA コーティングの結果である。図の中で、光の縞や模様が見れている部分が、応力が発生した部分である。また、インプラントのモデルであるアルミ製インプラントは光を透過しないため、影となり写真には表示されない。ノンコーティングモデルの写真では、インプラント底面とアクリル板との接触面を中心として、光の模様が最も強く現れた。この部位に最も応力が集中するものと考えられた。一方、HA コーティングモデルの写真では、アルミ板側面とアクリル板の上端とが接触する部分に光の模様が現れており、この部位に最も応力が集中していた。有限要素解析結果と光弾性実験の実験結果を比較するために、光弾性実験で撮影した同断面での有限要素解析結果を図4-c, d に示す。ノンコーティングでは、インプラント底部周辺に最も大きな応力集中が発生しており、HA コーティングでは、顎骨上端部周辺に応力集中が発生していた。

考 察

有限要素解析法を用いて、インプラントの形状やサイズの変化に対して顎骨に発生する応力や歪および応力分布に関する研究報告は多い³⁻⁶⁾。谷本らはHA コーティングインプラントのHA 層の厚みを $5 \mu\text{m}$ と $100 \mu\text{m}$ に変えたインプラントに100N の静荷重を与えた時の相当応力を計算している⁷⁾。HA 層における最大相当応力や顎骨内の最大相当応力はHA 層の厚みに対して大きな違いはないとしている。青木らはシリンダータイ

プとスクリュータイプのインプラントを三次元有限要素解析で解析した結果、ネジは咬合力を皮質骨部で分散させる効果があったと報告している⁹⁾。

本研究では、単純な円柱型インプラントをモデルとしてノンコーティングとHAコーティングの顎骨における相当応力と相当歪を計算した結果、HAコーティングの場合、周囲に形成される新生骨にせん断力で支持され、ネジ付きの効果と類似した皮質骨付近で応力が大きく緩和された結果となった。インプラント埋入時の初期固定を考えなければ、HAコーティングはシリンダータイプでも咬合応力の分散効果は十分であることが示唆された。一方、チタン製ノンコーティングインプラントはシリンダーでは咬合応力がインプラント底部、すなわち海綿骨部に集中するため、骨との安定した固定が難しいことが推定された。

アクリル樹脂製の顎骨モデルとアルミニウム製のインプラントモデルを作製して光弾性実験を行った結果、有限要素解析と同様の結果が得られた。光弾性実験は、ガラス板、エポキシやアクリル樹脂などの高分子素材に荷重を与えると、応力が発生する部分に一時的に光の屈折率が変化することを利用した実験である^{9,10)}。光弾性像は、試験片内の応力状態を視覚的に表した像となる。この像は明暗の縞模様が連続的に生じ、縞模様は主応力の方向や主応力差などを表しているため、これより試験片の各点における主応力方向や各応力成分を求める事ができた。しかし、アクリル樹脂の弾性率は皮質骨より小さく、海綿骨より大きいので、今後さらにより正確な光弾性実験を行うためには、皮質骨や海綿骨とさらに類似した力学的特性を持つ樹脂を使用する必要があると考えられた。インプラントもチタン製を使うことが望ましいと考えられた。接着材の引張強さは約10MPaで、スパッタリング法による緻密なHAコーティング層の引張強さも約10MPaとなり値が類似していた。

以上のことから、HAコーティングは骨親和性を高め、骨形成を早めるばかりでなく、咬合応力の緩和にも大きな役割をすることが明らかとなった。また、光弾性実験は有限要素解析の結果を検証するのに適していることが示唆された。

結 語

垂直的咬合力を円柱状ワンピースタイプのノンコーティングインプラントに負荷した場合、応力はインプラント底部の海綿骨部に集中した。一方、HAコーティングインプラントにおいては皮質骨部に応力が集中した。斜め荷重の場合では、ノンコーティングでは骨縁部に大きな応力が負荷されるが、HAコーティングは1/2以下の値となった。光弾性実験で得られた画像の様相は、有限要素解析の応力分布図と関連していた。

謝 辞

本論文は、元東京電機大学フロティア共同研究センター教授の青木秀希先生ならびに東京電機大学理工学部機械工学科浅岡照夫教授にご指導いただいたことをここに感謝致します。

文 献

- 1) 藤本 栄：機械部品の疲労破壊・破断面の見方。日刊工業新聞社 2-3 2006。
- 2) Calderon, S., Kogawa, M., Lauris, R., Lauris, R. and Conti, C.: The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. *J. Appl. Oral Sci.* 14; 448-453 2006.
- 3) Huang, H. L., Chang, C. H., Hsu, J. T., Fallgatter, A. M., Ko, C. C.: Comparison of Implant Body Designs and Threaded Designs of Dental Implants: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 22; 551-562 2007.
- 4) 仲井太心, 遠藤一彦, 中山英二: 三次元有限要素法によるインプラント傾斜埋入下顎骨モデルの応力解析。北医療大歯誌 30; 37-43 2011。
- 5) 多田伸一郎: インプラントのデザインと骨質がインプラント周囲骨の応力に及ぼす影響—三次元有限要素解析—。新潟歯誌 30; 77-78 2000。
- 6) 太田貴之, 谷野之紀, 比嘉 昌, 大畑 昇: 三次元有限要素法を用いたチタンインプラント周囲骨の応力解析—インプラント体の直径と長径の違いが下顎骨の応力分布に与える影響—。北海道歯学雑誌 32; 156-165 2012。
- 7) 谷本安浩, 安田清次郎, 早川 徹: ハイドロキシアパタイトコーティングインプラントの有限要素法による応力解析—アパタイト層厚さおよび弾性率。日口腔インプラント誌 14; 414-422 2002。
- 8) 青木秀希: 歯科インプラントを科学する。178-

- 188 国際アパタイト研究所 東京 2011.
- 9) Aoki, H. and Ozeki, K. : Effect of a thin HA coating on the stress/strain distribution in bone around dental implants using three-dimensional finite element analysis. *Biomed. Mater. Eng.* **16** ; 157-169 2006.
- 10) 平松良雄, 丹羽義次, 岡 行俊 : 光弾性応力計による応力変化の測定. *材料* **14** ; 486-491 1965.
- 11) 三木 教, 藤本武夫, 石田 武 : 熱応力の光弾性的解析. *山口大学工学部研究報告* **25** ; 83-87 1974.

著者への連絡先 : 八木原淳史, (〒306-0101) 茨城県古河市尾崎7372-3 ファミリー歯科医院
Reprint requests : Atsushi YAGIHARA, Family Dental Clinic
5372-3 Ozaki, Furukawa, 306-0101, Japan