HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	連結したインプラント 周囲におけるストレスシールディング
Author(s)	堀, 聖尚
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(歯学)
Dissertation Number	甲第13854号
Issue Date	2020-03-25
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k13854
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/78197
Type	doctoral thesis
File Information	Kiyotaka_Hori.pdf



Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

博 士 論 文

連結したインプラント周囲における
ストレスシールディング

令和　２年　３月申請

北海道大学

大学院歯学研究科口腔医学専攻

堀　聖尚

「連結したインプラント周囲におけるストレスシールディング」

北海道大学大学院　歯学研究院　口腔機能補綴学教室　堀　聖尚

Ⅰ. 緒言

インプラント治療は，欠損補綴治療の選択肢のひとつとして広く普及しており，多くの良好な長期予後が報告されているが[1-3]，経過不良例も報告されており，特にインプラント周囲炎が大きな問題となっている．インプラント周囲粘膜炎およびインプラント周囲炎は感染性疾患とされており[4-6]，インプラント周囲粘膜炎は，骨吸収を伴わない粘膜に限局した炎症病変であり[7,8]，インプラント周囲炎は，周囲粘膜の炎症と生理的な骨のリモデリングを超える進行性の骨吸収を生じるインプラント周囲の炎症性疾患である[6,7,8,9]．

インプラント周囲の骨吸収が，デンタルプラークを原因とする炎症のみによるものなのか，咬合力などによる機械的な過重負担，異物反応，あるいは喫煙やその他の宿主の因子などが関係するのか多くの報告はあるものの明らかにはなれていない[4-6,12-15]．

淵上ら[16]は，日本におけるインプラント周囲骨吸収の長期経過による臨床的評価において，インプラントの表面性状，残存歯，対合歯の状態，補綴装置の連結がインプラント周囲骨吸収の発症率に影響を与えたと報告している．Koller[18]らは，82人の患者のうち，上部構造が単独のものと，2～3本の連結されたものにおいてインプラント周囲骨吸収を調査し，前者が平均1.22mmであったのに対し，後者は平均1.50mmであり有意差があるとしている．一方，インプラントの上部構造の連結と非連結では，インプラント周囲骨吸収に統計学的に有意差はないとされている報告[17]もある．日常臨床においても，連結されたインプラント頸部に骨吸収が認められることをしばしば経験するが，その原因については不明な点が多い．

一方，整形外科領域においては，人口股関節置換術後，大腿骨側の人工関節(ステム)周囲には骨形成が起こり，より強固な固定が得られるが，ステム遠位で強固な固定がなされると，近位部では骨萎縮が起こることがある．この骨萎縮は，応力がヤング率の高い構造体に優先的に負荷され，周囲骨への正常な応力伝達が阻害されるストレスシールディング（応力遮蔽）が主たる原因と考えられている[19-23]．

本研究においては，連結されたインプラント周囲に起こる骨吸収にはストレスシールディングが関係しているという仮説を構築し，インプラント上部構造に荷重を加えた場合の顎骨内のひずみ分布に及ぼす影響を三次元有限要素法により解析した．

Ⅱ. 材料および方法

1.有限要素モデル

Uedaら[24]およびSugiuraら[25]の報告を参考にしてMSC Software社製 Marc.Mentatを用いて解析モデルを作成した. 解剖学的平均値を基に角丸直方体で皮質骨と海綿骨からなる歯槽骨のモデルを作成した. インプラント体はφ4.0×10mmのチタン製とした. 上部構造は形状を簡略化して直方体とした. インプラント体, アバットメント, および上部構造は完全に一体化しているものとした.

これらを第一小臼歯部, 第二小臼歯部, 第一大臼歯部に3本埋入したモデルを作成した(図1). 節点数は425269, 要素数は423296となった.

皮質骨, 海綿骨, インプラント, アバットメント, 上部構造は全て均質で等方性とみなし, インプラントは骨と完全なオッセオインテグレーションが得られているものとした. 本研究に用いた材料のヤング率およびポアソン比はPoelertら[26], O'Mahonyら[27]の報告に準拠し, 表1に示すように設定した.

歯槽頂部の皮質骨の厚みは0.55mmと1.10mmの2種類, 海綿骨のヤング率を2種類, 計4種類の組み合わせについて解析した.

2.境界条件

各モデルの上部構造の上面でインプラントの中心軸上の位置に計3点の荷重点を設定し, この中から選択した1点または2点, あるいは3点すべてに荷重を加えた. 荷重方向は垂直方向から頬側に30°傾斜させた方向とした[28](図2).

荷重点の選択により, 1点荷重として第一小臼歯部, 第二小臼歯部, 第一大臼歯部に負荷したものを, それぞれF4, F5, F6, 2点荷重として同様にF45, F46, F56, 3点荷重をF456とした. 荷重量は総計で100N, または200Nとした.

モデルの拘束は, 下顎骨の近遠心面の断面における近遠心方向と, 下縁を構成する節点のすべての方向の変位を拘束した(図3).

3.上部構造の連結

上部構造はその連結状態により, 全て単冠のもの(S4+5+6), 全て連結したもの(S456), 第一小臼歯と第二小臼歯を連結し第一大臼歯は単冠のもの(S45+6), 第一小臼歯は単冠で第二小臼歯と第一大臼歯を連結したもの(S4＋56)の4種類とした.

4.解析と結果の評価

有限要素解析にはMSC Software社製 MSC.Marc2010を用いた. 結果の評価は, Frost[30,31]はストレスシールディングが起こる条件が50～200microstrain以下としていることから, この小さいひずみの下顎骨における分布により行った.

Ⅲ. 結果

1. 皮質骨厚さと海綿骨の物性の影響

図5にモデルS456, 荷重F456, 荷重量100Nにおける相当ひずみ分布を示す. 皮質骨が厚く, 海綿骨のヤング率が大きい場合では, 相当ひずみが小さくなった. また, 前者の影響がごくわずかであったのに対し, 後者の影響は顕著であった(図4).

2. 3本連結モデル(S456)

相当ひずみの最も小さい歯槽頂部の皮質骨厚1.10mm, 海綿骨ヤング率1,370MPaのモデルの荷重総計100Nでの解析結果を示す(図5). どの荷重条件においても第二小臼歯部のインプラント周囲には, 200 microstrain 以下の小さいひずみしか生じていなかった. 特にインプラント間距離の狭い第一小臼歯と第二小臼歯間は50 microstrain以下となる条件も多く見られた. さらに, このモデルにおいて荷重総計を200Nとした場合でも, 第二小臼歯部のインプラントの周囲には200 microstrain 以下の小さいひずみしか生じていなかった(図6). 一方, 相当ひずみが最も大きくなる歯槽頂部皮質骨厚み0.55mm, 海綿骨ヤング率500MPaのモデルについては, 荷重総計100Nの場合, どの荷重条件下においても第二小臼歯部のインプラント周囲には200 microstrain 以下の小さなひずみしか生じていなかった. しかし50microstrain以下の範囲は存在しなかった(図7).

3. 2本連結モデル(S45+6)

歯槽頂部皮質骨厚み0.55mm, 海綿骨ヤング率500MPaのモデルの荷重総計100Nでの解析結果を図8に示す. どの荷重条件下においても, 第一小臼歯部と第二小臼歯部のインプラント間辺縁骨には200 microstrain 以下の小さなひずみしか生じていなかった. また, 皮質骨が厚い場合やヤング率の大きい場合には, さらにその範囲が拡大し, ひずみの値も小さくなった. 荷重総計を200Nにすると, 全てのインプラント周囲について, すべての荷重条件下で200 microstrain 以上のひずみが生じていた(図9).

4. 2本連結モデル (S4+56)

歯槽頂部皮質骨厚み0.55mm, 海綿骨ヤング率500MPaのモデルの荷重総計100Nでの解析結果を示す(図10).

この条件下では第二小臼歯部と第一大臼歯部のインプラント間辺縁骨には, 200 microstrain以下の小さなひずみしか生じていなかったが, 荷重総計を200Nにした場合のみ全てのインプラント周囲に200 microstrain以上のひずみが生じていることがわかった(図11).

5. 全て単冠の場合(S4+5+6)

相当ひずみの最も小さい, 歯槽頂部皮質骨厚み 1.10mm, 海綿骨ヤング率 1,370MPa のモデルについて, 荷重総計 100N での解析結果を示す(図 12). 全て単冠の場合は, どのインプラントの周囲についても, 200 microstrain 以上のひずみが生じる

荷重条件が必ず存在した.

Ⅳ. 考察

1. 皮質骨厚みと海綿骨の物性の影響

Sugiuraら[25]は, インプラントの成功率がインプラント部位の骨の種類によって異なることに着目し, 歯槽頂部の皮質骨の厚みと骨密度および海綿骨の骨密度の3つのパラメータを定義し, 実際の下顎骨のCTデータと比較を行った. その結果, この3つのパラメータが実際の下顎骨の骨質を表現し得ることを報告し, 有限要素解析に有効であることを示した. 今回のモデルはこの結果を参考に作成した.

2. Frostの mechanostat theoryによる評価

Frost[30,31]は, ひずみの大きさを骨の応答によって5つに分類しており, その中で, 50～100 microstrain以下の場合は, 廃用萎縮による骨吸収が起こるdisuse windowであるとし, また, 3,000 microstrain以上の場合は, 病的な負荷による骨吸収が起こるpathologic overload windowであるとしている. この理論を基にストレスシールディングによる骨の廃用萎縮を引き起こすひずみ(相当ひずみ)を200 microstrain 以下と仮定し, インプラント上部構造に荷重をかけた際の骨におけるひずみ分布を調べた.

Wolffの法則[29]に基づくと, 骨に応力が加わると強度の高い骨に改変し, 逆に応力が付与されないと骨吸収が生じ脆弱になる. ストレスシールディングにおいては応力がない状態に近いため骨吸収が生じる.

本研究の結果, 上部構造を連結すると, どのように荷重条件を変えても極めて小さなひずみしか生じない部位が存在しうることがわかった.

Frost[30,31]の閾値については議論があり, また, 荷重の頻度や持続時間など, 詳細な条件が不明ではあるが, チタン製インプラントは骨に比べてはるかに高い弾性率を有しおり, 上部構造を連結した場合, その間の歯槽骨における相当ひずみが小さくなったことから, ストレスシールディングがインプラント周囲の骨吸収の原因となる可能性は推察できる.

一方, 最大ひずみ値については, どの場合においても病的な負荷が起こる3,000 microstrain以上の相当ひずみは生じていなかった. 本研究で用いたモデルは, 骨量やインプラントの大きさ, 荷重の量と方向など, 臨床的に予後不良をきたすような要因はほとんどなく, これについては妥当な結果であると考えられる.

インプラント周囲の骨吸収について, 淵上ら[16]は、インプラント周囲骨吸収を有する症例は, 上部構造が連結冠であった406症例中66症例(16.3%), 単冠であった95症例中4症例(4.2%)であり, 単冠により治療を行った症例と比較して, 連結冠により治療を行った症例において有意に骨吸収が大きい結果であったと報告している. 一般的に, 上部構造を連結すると, 清掃性の低下や, 適合精度の低下が起こりやすいと言われており, 前者による炎症や, 後者による過重負荷が骨吸収に原因となっている可能性もあるが, 本研究の結果から, ストレスシールディングが関連している可能性もあると考えられる. また, これとは逆にVigoloら[39]は, 上部構造を連結したものと

連結しないものに関して10年間の経過観察を行い，骨吸収量に関して両群に統計学的な有意差がないことを報告している．しかしこれは一般的に骨質の柔らかいとされている上顎の症例による研究であり，ひずみが生じやすかったためにストレスシールディングが起こりにくかった可能性がある．

3. 本研究における限界と今後の課題

本研究で用いたモデルは，便宜的に幾何学的な形態としており，海綿骨も等方性均質と仮定した解析である．より正確な骨ひずみを計測するには，実際の顎骨をCT撮影し，CT値に基づく骨密度分布を考慮した内部構造をモデル化し解析するべきである．これにより骨の性状やヤング率の違いも考慮できると思われる．

また，インプラント間が近い場合，インプラント埋入窩を形成する際のドリリング時の過剰な摩擦熱による骨火傷も問題となる．骨は47° C以上の加熱が1分以上続くと熱損傷し，この発熱によってインプラント先端で無菌性の骨壊死を引き起こすと言われている[44]．さらに，このような場合，清掃性も低下しやすいことが考えられ，以上の点をコントロールした予後の調査が今後必要と考えられる．

また，今回は，インプラントが完全に平行，かつ一直線に埋入したモデルで解析を行った．Bruschiら[45]は，軸方向にまっすぐに埋入されたインプラントと傾斜埋入されたインプラントでは頬側の骨損失については有意差があるが近遠心の骨損失については有意差がないと述べている．すなわち傾斜埋入によって骨における応力やひずみが変化している可能性がある．Abreuらは[46]，オフセットに埋入したインプラント周囲には直線に埋入したインプラントよりも有意にひずみを軽減できると報告している．この結果によれば，オフセット埋入によってストレスシールディングがより一層起こりやすくなる可能性がある．従って傾斜埋入した場合や，オフセットに埋入した際の影響については今後の検討課題と思われる．今回の研究ではインプラントと歯槽骨間は完全なオッセオインテグレーションを獲得していることを想定したが，以前の研究では，臨床的に成功したインプラントでは，約50～80%の骨とインプラントの接触が一般的に観察されることが報告されている[47,48]．オッセオインテグレーションの範囲が異なれば，骨内部の応力やひずみも当然変化することが予想されるため，これらの影響についても今後検討する必要があると考えられる．

Ⅴ．結論

上部構造のパターン，歯槽頂部の皮質骨の厚さ，海綿骨のヤング率，荷重量の条件により，連結されたインプラント周囲にストレスシールディングが生じる可能性が示唆された．特に3本連結した中央のインプラント周囲に生じやすいことが力学的に予想された．

今後，さらにインプラント間距離，インプラントの埋入方向や位置，インプラントの長さの変更を加え，骨質を加味した顎骨モデル等を使用し研究する予定である．

Ⅵ. 謝辞

本論文の執筆と本研究を行うにあたり，多大な御指導を賜りました北海道大学大学院歯学研究院　口腔機能補綴学教室　横山　敦郎教授と，高山　芳幸講師に深く感謝いたします.

Ⅶ. 文献

1) Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:387-416
2) Blaned RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. Ⅰ: Clinical and radiographic results. Clin Oral Implants Res 2007;18:699-706
3) Lekholm U, Gondahl K, Jemt T. Outcome of oral implant treatment in partially edentulousd jaws followed 20 year in clinical function. Clin Implant D-e ntRelat Res 2006;8:178-186
4) Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. Periodontology 2000 1998;17-63-764:74-80
5) Albrektsson T, Isidor F. Consensus report of session Ⅳ. In: Lang NP, Karring T(eds). Proceeding of the 1st European Workshop on Periodontology. London: Quintessence Publishing,1994.
6) Quirymen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. Clin Oral Implant Res 2002;13:1-19.
7) Albrektsson T, Buser D, Chen ST, Cochran D, DeBruyn H, Jemt T, et al. Statements from the Estepona consensus meeting on peri-implantitis, February 2-4 2012. Clin Implant Dent Related Res 2012;14:781-782
8) Lindhe J, Meyle J. Group D of European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. J Clin Periodontol 2008;35(Suppl):282-285.
9) American Academy of Periodontology. Periimplant mucositis and peri-implantitis: a current understanding of their diagnoses and clinical implications. J Periodontol 2013;84:436-443
10) Koldsland OC, Scheie AA, Aass AM. Prevalence of peri-implantitis related to severity of the disease with different degrees of bone loss. J Periodontol 2010;81(2):231-238
11) Mombelli A, Müller N, Cionca N. The epidemiology of peri-implantitis. Clin Oral Implants Res 2012;23 Suppl 6:67-76.
12) Albrektsson T, Dahrin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? Clin Implant Dent Relat Res 2013. Doi: 10.1111/cid.12142.
13) Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reason for marginal bone loss around oral implants. Clin Implant Dent Relat Res 2012;14:792-807

14) Albrektsson T, Buser D, Sennerby L. On crestal/marginal bone loss around dental implants. Int J Prosthodont 2012;25:320-322.
15) Esposito M, Hirsh J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategied for biologic complications and falling oral implants: A review of the literauture. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:473-490.
16) 淵上 慧, 宗像 源博, 永田 紘大, ほか.部分無歯顎欠損患者を対象としたインプラント周囲骨吸収に関する臨床的検討. 日本口腔インプラント誌 2015;28(4):495-50
17) de Souza Batista VE, Verri FR, Lemos CAA, Cruz RS, Oliveira HFF, Gomes JML, Pellizzer EP. Should the restoration of adjacent implants be splinted or nonsplinted? A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2019 Jan;121(1):41-51
18) Koller CD, Pereira-Cenci T, Boscato N. Parameters Associated with Marginal Bone Loss around Implant after Prosthetic Loading. Braz Dent J. 2016 May-Jun;27(3):292-297
19) Streit MR, Merle C, Clarius M,Aidinger PR. Late peri-prosthetic femoral fracture as a major mode of failure in uncemented primary hip replacement. Journal of Bone and Joint Surgery Vol.93-B 178-183 (Feb.2011)
20) Sköldenberg OG, Sjöö H, Kelly-Pettersson P. Good stability but high periprosthetic bone material loss. Late-occurring periprosthetic fracture with use of uncemented taperd femoral stems in patients with a femoral neck fracture. Acta Orthopedica 85,396-402 (2014)
21) Nishii T[1], Sugano N, Masuhara K, Shibuya T, Ochi T, Tamura S. Longitudinal evaluation of time related bone remodeling after cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1997 Jun;(339):121-131.
22) Tanzer M, Kantor S, Rosenthall L, Bobyn JD. Femoral remodeling after porous-coated total hip arthroplasty with and without hydroxyapatite-tricalc-ium phosphate coating: a prospective randomized trial. J Arthroplasty. 2001 Aug;16(5):552-558.
23) Kärrholm J, Anderberg C, Snorrason F, Thanner J, Langeland N, Malchau H, Herberts P. Evaluation of a femoral stem with reduced stiffness. A randomized study with use of radiostereometry and bone densitometry. J Bone Joint Surg Am. 2002 Sep;84(9):1651-8.
24) Ueda N, Takayama Y, Yokoyama A. Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation. Journal of Prosthodontic Research 2017;6I 324-332.
25) Sugiura T, Yamamoto K, Kawakami M, Horita S, Murakami K, Kirita T. Influence of bone parameters on peri-implant bone strain distribution in the posterior mandible. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2015 Jan 1;20(1):e66-73.
26) Poelert S, Valstar E, Weinans H, Zadpoor AA. Patient-specific finite element

modeling of boned. Proc Inst Mesh Eng H 2013;227:464-478.
27) O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. Clin Oral Implants Res 2000;11:415-421.
28) 野坂 久, Gao Y-H, 駿河 由, ほか. 永久歯における咬合圧,咬合接触面積並びに咬合力に関する研究-成人日本人と中国人の比較-. 小児雑誌 1995;33:963-974
29) Wolff J. The Law of Bone Remodelling. New York:Springer,1986.
30) Frost HM. Bone's mechanostat:a 2003 update. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol 2003;275:1081 ー1101.
31) Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. Angle Orthod 2004;74:3-15.
32) Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang H. The cause of early implant bone loss: myth or science? J Periodontol 2002;73:322-333.
33) Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. Clin Oral Implants Res, 1991;2 (2):81-90.
34) 田代 俊男, 関野 愉, 岡本 浩. 上部構造連結前に見られたインプラントの辺縁骨吸収. 奥羽大学歯学誌 2002;29(2):261-262.
35) Hermann JS, Schoolfield JAD, Schenk RK, Buser AD, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 2001;72(10):1372-1383
36) Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RL, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. J Dent Res 2003;82(3)
37) Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996 Nov-Dec;11(6):811-818.
38) Brägger U, Häfeli U, Huber B, Hämmerle CH, Lang NP. Evaluation of postsurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. Clin Oral Implants Res. 1998 Aug;9(4):218-224.
39) Vigolo P, Mutinelli S, Zaccaria M,et al. Clinical evaluation of marginal bone level change around multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 10-year randomized controlled trial. Int J Oral Maxillofac Implants 2015;30:411-418.
40) Kozlovsky A, Tal H, Laufer B-Z, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, Artzi Z. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. Clin Oral Implants Res 2007;18:601-610.
41) Miyata T, Kobayashi Y, Shin K, Motomura Y, Araki H. The influence of c-

ontrolled occulusal overload on peri-implant tissue. Part 2: A histologic study in monkeys. J Jpn Soc Periodontol 1997;39:234-241.
42) Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions at implants subjected to experimental peri-implantitis and static load. A study in the dog. J Clin Periodontol 2002;29:144-151.
43) Hurzeler MB, Quinones CR, Kohal RJ, Rohde M, Strub JR, Teuscher U, C-affesse RG. Changes in peri-implant tissues subjected to orthodontic forces a-nd ligature breakdown in monkeys. J Periodontol 1998;69:396-404.
44) Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. Clin Biomech (Brist-ol, Avon). 2012 May;27(4):313-325.

45) Bruschi E, Manicone PF, De Angelis P, Papetti L, Pastorino R, D'Addona A. Comparison of Marginal Bone Loss Around Axial and Tilted Implants: A Retrospective CBCT Analysis of Up to 24 Months. Int J Periodontics Restorative Dent. 2019 Sep/Oct;39(5):675-684.
46) Abreu CW[1], Nishioka RS, Balducci I, Consani RL. Straight and offset imp-lant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prosth-eses: strain gauge analysis. J Prosthodont. 2012 Oct;21(7):535-9
47) Degidi M, Petrone G, Lezzi G, Piattelli A. Histologic evaluation of 2 human immediately loaded and 1 titanium implants inserted in the posterior mandible and submerged retrieved after 6 months. J Oral Implantol 2003;29:223-229.
48) Testori T, Szmukler-Moncler S, Francetti L, Del Fabbro M, Trisi P, Weinstein RL. Healing of Osseotite implants under submerged and immediate loading conditions in a single patient: a case report and interface analysis after 2 months. Int J Periodontics Restor Dent 2002;22:345–53.

表1 構成要素の材料定数

	ヤング率(MPa)	ポアソン比
上部構造(金合金)	100,000	0.3
チタン(インプラント)	110,000	0.3
海綿骨1	1,370	0.3
海綿骨2	500	0.3
皮質骨	13,700	0.3

図 1. 有限要素解析モデル

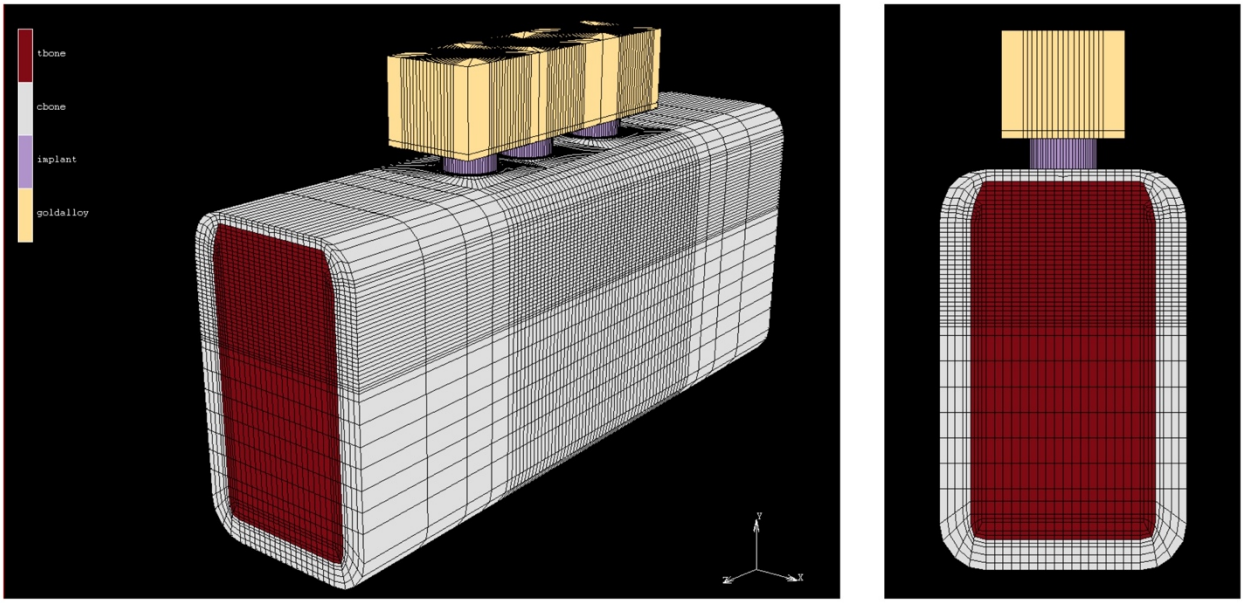


図2. 荷重方向

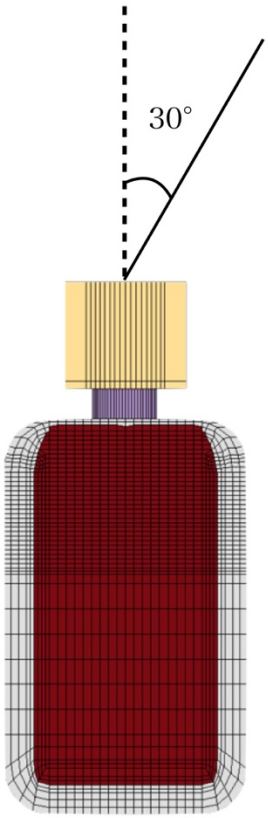


図3. 拘束条件

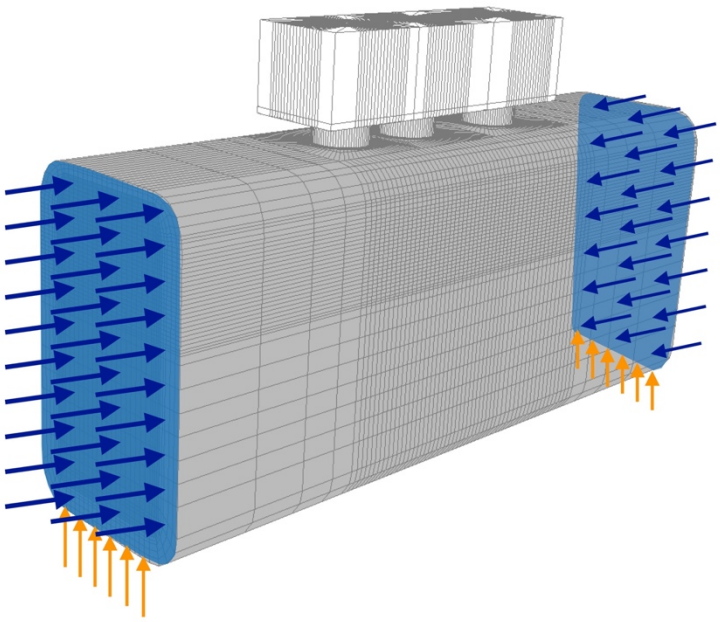


図4. 荷重総計100N, 上部構造（S456）皮質骨の厚みと海綿骨のヤング率の違い

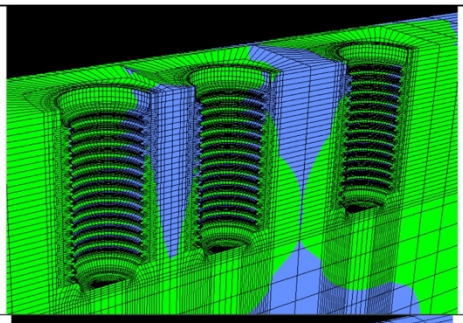
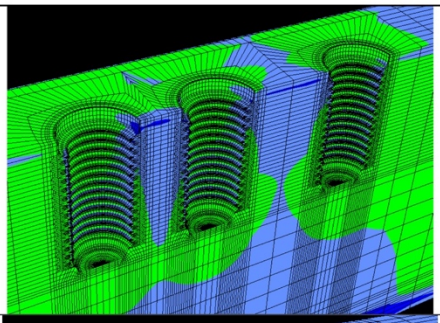
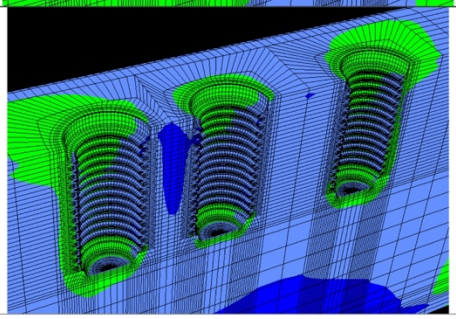
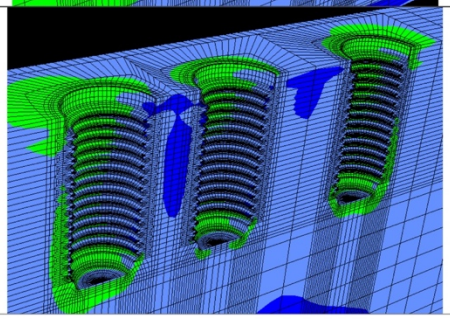
	皮質骨 0.55mm	皮質骨 1.10mm
海綿骨 ヤング率 500MPa		
海綿骨 ヤング率 1,370MPa		

図5. 皮質骨1.10mm,海綿骨ヤング率1,370MPa,荷重総計100N,上部構造(S456)

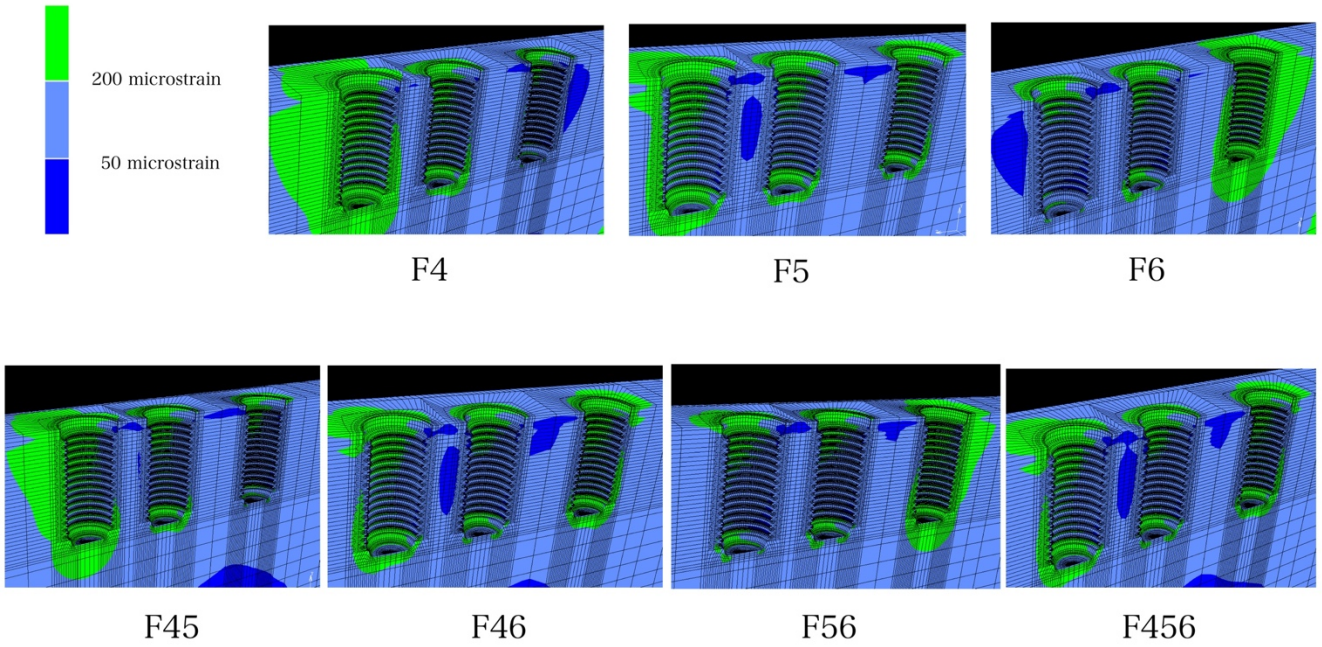


図6. 皮質骨1.10mm,海綿骨ヤング率1,370MPa,荷重総計200N,上部構造(S456)

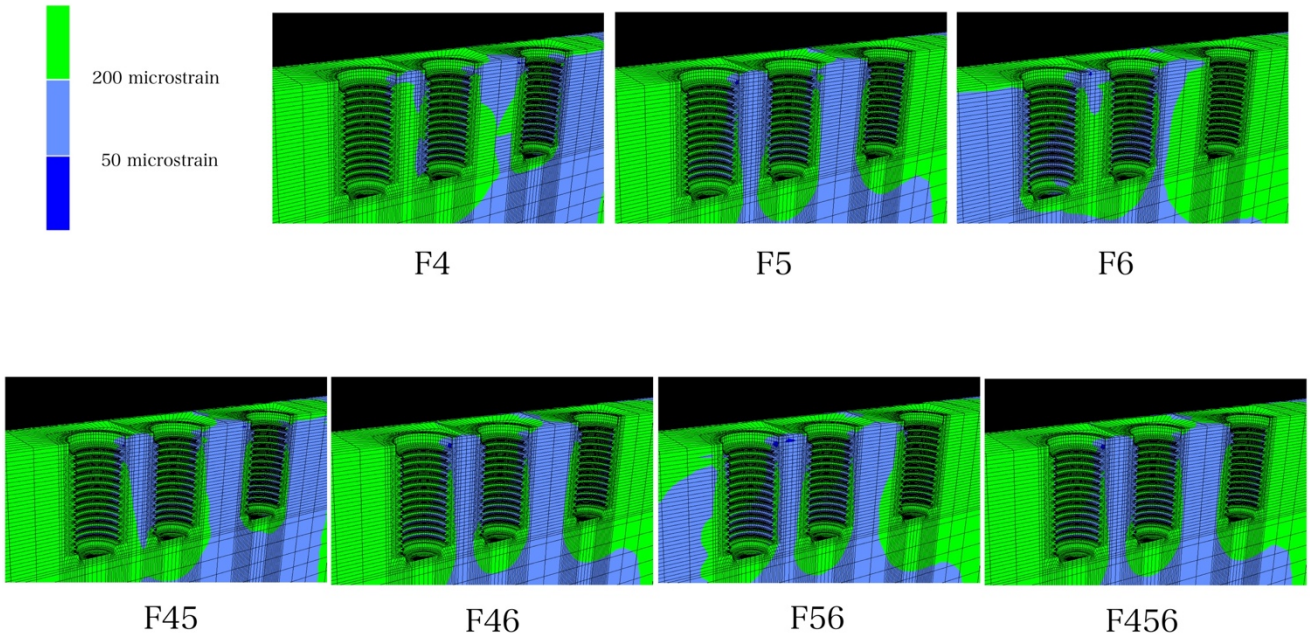


図7. 皮質骨0.55㎜,海綿骨ヤング率500MPa,荷重総計100N,上部構造(S456)

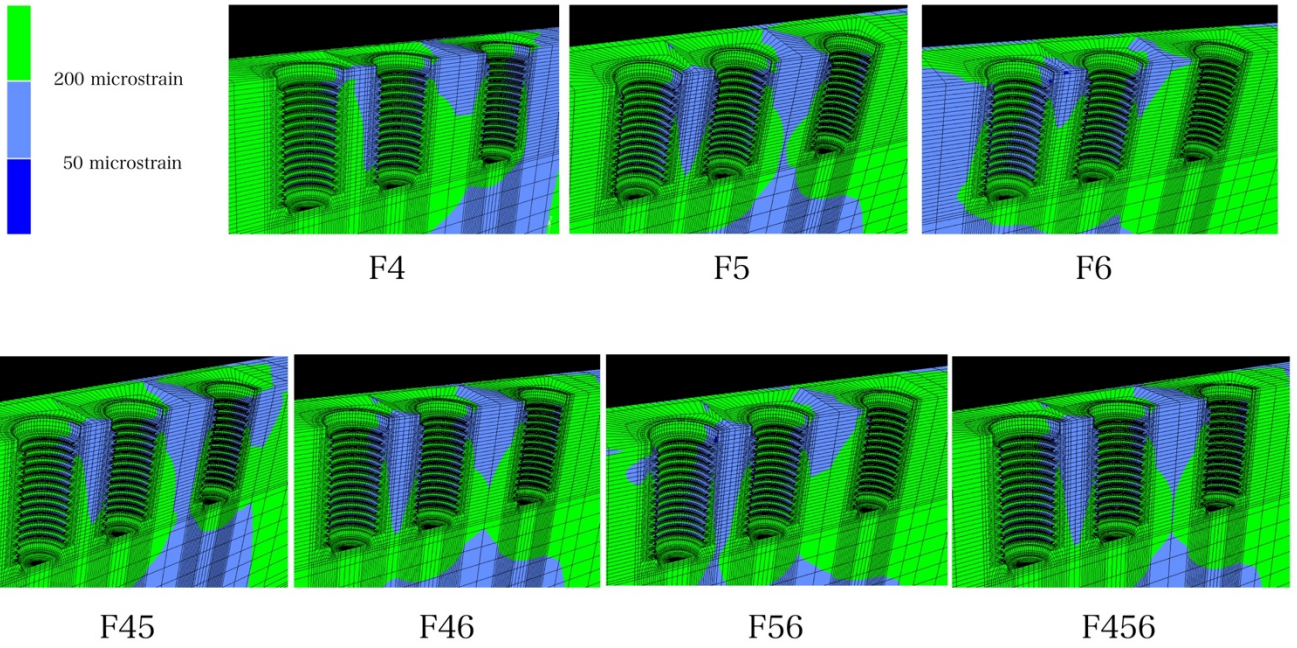


図8. 皮質骨0.55㎜,海綿骨ヤング率500MPa,荷重総計100N,上部構造(S45+6)

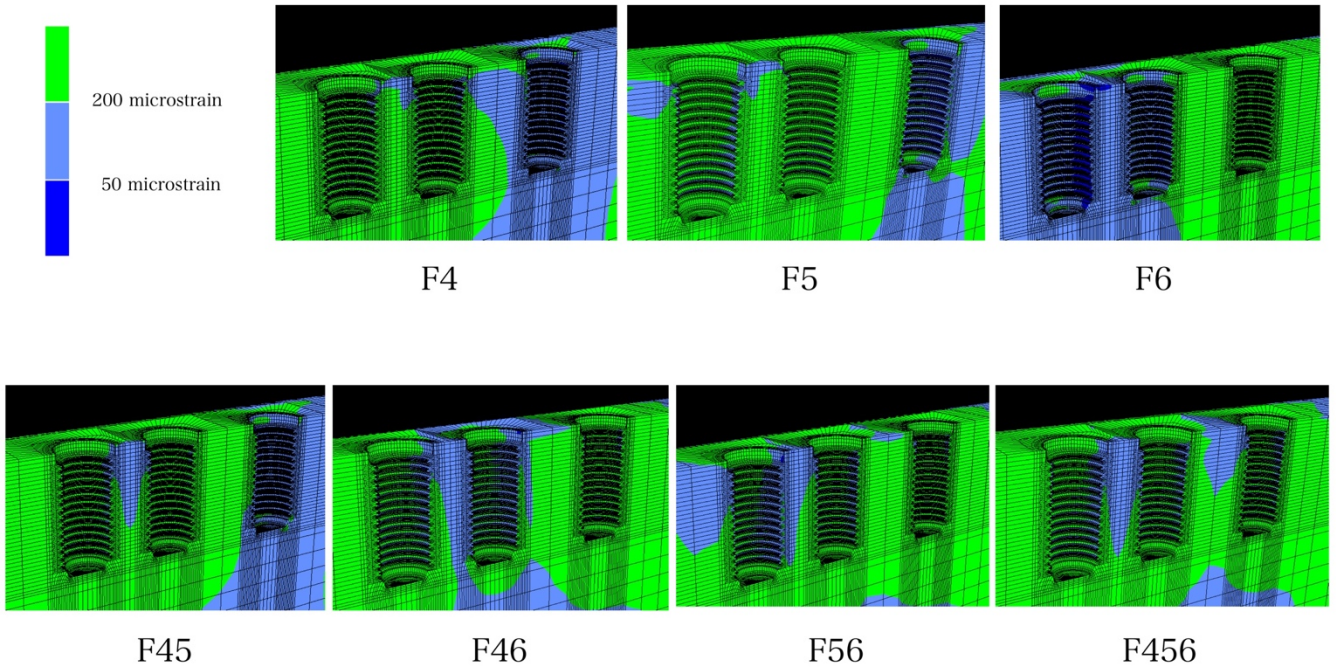


図9. 皮質骨0.55㎜,海綿骨ヤング率500MPa,荷重総計200N,上部構造(S45+6)

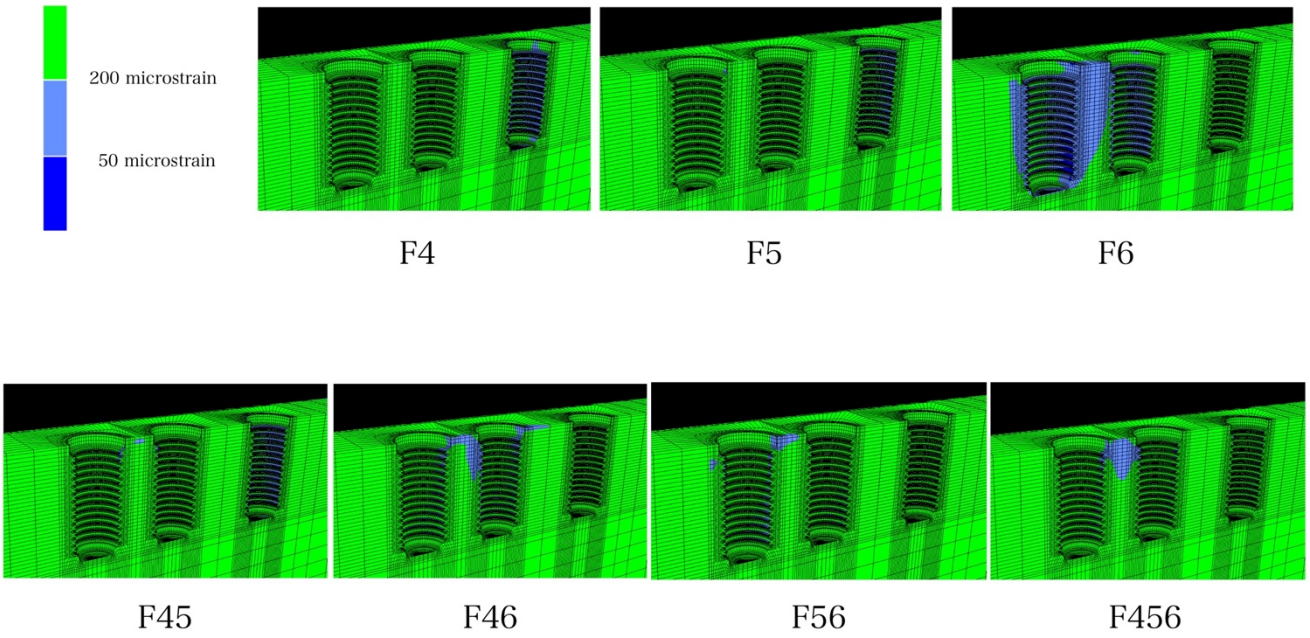


図10. 皮質骨0.55㎜,海綿骨ヤング率500MPa,荷重総計100N,上部構造(S4+56)

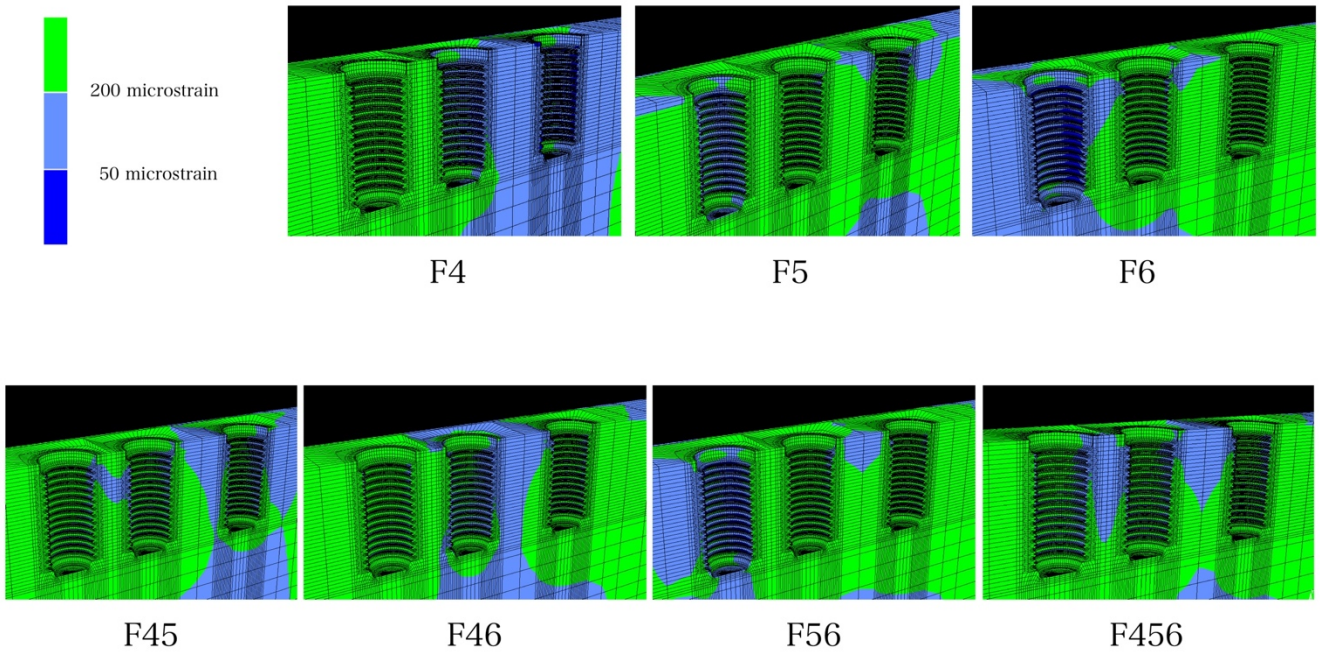


図11. 皮質骨0.55mm,海綿骨ヤング率500MPa,荷重総計200N,上部構造(S4+56)

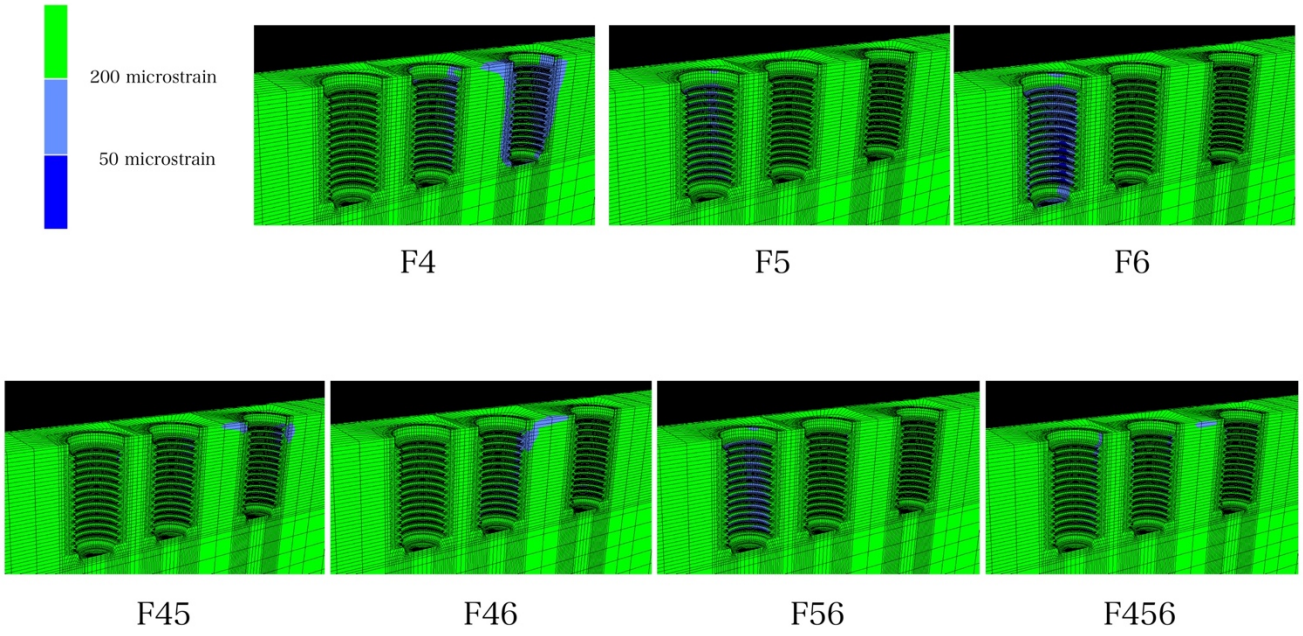


図12. 皮質骨1.10mm, 海綿骨ヤング率1,370MPa, 荷重総計100N, 上部構造(S4+5+6)

