

A Review:

Finite element contact analyses as critical solution in dental biomechanics

For the *Journal of Prosthodontic Research*

総説：歯科バイオメカニクス領域において基幹技術となる接触有限要素解析

村上奈津子, 若林則幸

## Introduction

有限要素解析は、コンピュータ上に構築したモデルに力学的な条件を与え、その内部の物理データを算出するための手法の一つである。実験と比較した有限要素解析の利点として、1) 実験で計測することが不可能、あるいはきわめて困難な物体内部の力学応答を推定できる。2) 一度解析が終了すれば、応力、歪み、変位、温度、速度、磁気などの多様な物理データを必要な部分について抽出できる。3) 形態が少しずつ異なる試料を作ることが容易であるため、試験片の形態を決めるスクリーニングに適している、などが挙げられる。

技術的な側面から、有限要素解析は従来広く用いられてきた線形解析と、歯学領域では近年適用されるようになった非線形解析とに分類される。線形解析ではモデルに含まれる全ての材料は一体と捉えられ、弾性率を数値でモデルに入力し、結果は外力を受けたある瞬間の状態を示す。しかし、臨床における材料や組織の物理現象を再現しようとする線形解析では不十分である。それは、歯根膜や粘膜など多くの生体組織は一定の弾性率ではなく、歪み量の変化に伴って堅くなったり柔らかくなったりする材料非線形の性質を示すこと、また力による生体や生体材料への影響は、ほとんどの場合、時間依存性の現象であるからである。

非線形解析が扱う物理現象の中でも、歯科医学において最も重要なものは接触である。口腔内においては歯と歯の接触に代表されるように、ほとんどの分析対象は一体ではなく、互いに接触したり離れたりする関係だからである。接触点がずれたり移動したりするとその材料と生体組織の表面に生じる応力と歪みも劇的に変化する。このため、歯や口腔内組織、そして補綴装置を構成する歯科材料に生じる応力を正確に分析するためには、接触解析は必要不可欠な手法と考えられる。接触解析をコンピュータ上で実施するときハードウェアにかかる負担と所要時間も線形解析とは比較にならないほど膨大になるが、近年は補綴領域を始めとする様々な歯科の研究に接触解析を用いる試みが見られるようになった。しかし、それらの研究に用いられた接触解析の利点や特徴、そして結果を解釈する際に議論となるいくつかの点について、十分なコンセンサスは得られていない。そこで本総説では、歯学研究において現在扱われている接触解析の中でも、とくに議論となりやすい臨床的なモデルについて、現状と課題、さらに今後の可能性について説明する。

## Tooth-to-Tooth Contact Stress

エナメル質やセラミック材料の破折リスクを検討する目的で、歯の咬合接触部位の応力を算出する方法が採られてきた。モデル上の咬合面部のある決まった点や面に外力を付与すれば、比較的簡便な線形解析により、エナメル質やセラミックの表面と内部の応力分布が計算される。しかしながら、この荷重方法では現実とかけ離れた応力値が算出されることになる。例えば、荷重をモデル上のある一点に付与すれば、その点の周囲には実際には生じない極端な応力集中が生じる。

セラミック修復物の破折のメカニズムの内、咬合面を基点とする、いわゆる Hertz 破壊のリスクを分析するためには、対合歯のモデルを用いることが重要である。すなわち、最初離れていた歯と歯が接触し、その後起こる表面のすべりと微小変形による「めり込み」、さらに接触点が刻々と変化する現象を考慮することが、セラミック材料に生じる応力値を正確に分析することを可能にする。

接触解析は高度な非線形問題であり、その難しさは大きく二つの点に起因する。一つは、接触している部分が次の瞬間にどこに移動するのかを計算し、次に新しい位置でその次の瞬間までの移動を計算するというステップを限りなく繰り返すため、線形解析と比較して膨大な計算が必要であり、解析エラーも生じやすいことである。二つ目の問題は、接触解析が摩擦を考慮しなければならないことである。摩擦係数の計測は複雑で環境依存性が強く、正確な実験データを得ることが難しい。

歯科臨床の研究では、対合歯との咬合面接触を接触解析で分析することが不可欠である領域が潜在的に多く存在する。歯の接触に伴う咬合面に生じる応力分析を試みた初期の研究では、二次元モデルを用いて咬合接触時にエナメル質表面に生じる応力を基に、咬合様式の違いによる歯質の破折リスクの比較を行っている {Magne, 2002, 425-434}。この研究では対合歯も含めたモデルが用いられているが、咬合接触の動きに従って接触点が変わる様相は再現されていない。同じ研究グループはその後、モデル形状の基となる CT データを、エナメル質と象牙質を別のポリウムとして取り込んで STL ファイルに変換し、三次元の歯のモデルを構築する手法を提示した {Magne, 2007, 539-48; Magne, 2009, 361-9}。一連の研究では咬合接触による歯の微小変形の大きさを算出し、それを修復方法ごとに比較して検証し、モデルの妥当性を評価している。また、咬合力によって生じるセラミックやコンポジットなどの修復材料のストレスは、負荷される咬合力の大きさによって非線形的に変化することも示している {Magne, 2010, 343-51; Magne, 2010, 343-51; Magne, 2010, 343-51}。これらの研究で、対合歯は三次元の球状形態でモデル化されている。同じグループの最近の研究では、修復物表面のストレスを正確に算出しようとする試みが、とくに従来よりも薄く製作できるとする新しい修復用材料の破折リスクを評価するのに役立つと示されている {Magne, 2012, 777-82}。

歯の動きに伴う咬合面の応力の接触解析による算出が Dejak らのグループから発表されるようになったのは 2003 年以降である。一連の研究では、歯質と修復材料のストレスを正確に算出しようとする目的で、食品と咬合面との間に接触解析が用いられている。初期の分析は二次元モデルを使って行われ、食品の硬さが咬合面のストレスに及ぼす影響 {Dejak, 2003, 591-597}, 咬合面ストレスが歯頸部欠損, {Dejak, 2005, 520-529}セラミック修復物の破損へ及ぼす影響 {Dejak, 2007, 89-100}, さらに三次元モデルを使って接着の剥離が経時的に進展するプロセス {Dejak, 2008, 131-140}の分析が発表されている。中でも重要なアプローチと考えられるのは、2005 年の論文以降で用いられている Tsai-Wu Criterion を用いた歯質破壊のシミュレーションである。これは、強度よりも高いストレスに達したエナメル質や象牙質のモデル要素を「削除」し、新しい状態での応力分析を随時行っていく非線形解析である。一般に組織の内部に亀裂や欠陥などが生じると力の伝達は連続的でなくなり、亀裂の先端に応力の集中が起こって応力分布は劇的に変化する。破壊の進展は常に新しい応力分布に従うことになるので、モデルによる破壊現象の予測は随時新しい応力分布を算出し続けることが必要である。現在まで歯科領域の研究でこの概念を FEM の破壊解析に応用する例はほとんど見られないが、生体材料や硬組織の変形や破損の予測だけでなく、軟組織を含むほとんどの物質の損傷過程の予測に必要な概念である。同グループの最近の研究では {Dejak, 2012, 433-41}, 対合歯の咬合面のモデルに食片を介在させたモデルを用いて、クラウンの材質を変化させた時の応力解析をおこなっている。

一方、最近の臨床的な研究では CT データから実際の天然歯の歯冠形態をモデル化することが多く行われており、咬合接触と滑走時にエナメル質と歯根表面に生じる応力の算出も報告されている {Benazzi, 2011, 259-272}。また、対合歯のモデルを作製し、咬合接触を有限要素プログラムとは別のソフト (Occlusal Fingerprint Analyser) を用いて再現することにより実際の咬合状態に基づいた接触を再現する試みが見られる {Benazzi, 2013 #401}。天然歯同士の咬合接触をモデル化し、咬合面のエナメル質や他の部分の歯質に生じる応力分布を分析することにより、咬耗やエナメル質の破折、歯頸部のアブフラクションの病因を解明しようとする研究 {Benazzi, 2012 #397} {Benazzi, 2013 #401} でも、接触解析が有効である。新しいセラミック修復の材料と製作法に関して、咬合面の破折強度の観点から評価する研究においては、荷重実験と同時に接触解析を用いた FEM を併用することによって、実験結果の背景を説明しようとする試みられている {Schmitter, 2013 #335}。

咬合接触だけでなく、隣接する歯同士の隣接面接触に接触解析を用いることも効果的な技法として取り入れられるようになった。例えば、インプラント周囲骨の歪み分布を算出するためには、隣接面の接触を再現することが重要である。最近の研究ではインプラント周囲骨の歪みを Digital image correlation (DIC) による実験値と FEM とで比較検証し、このモデルで隣接面接触を再現している {Tiossi, 2013, 788-96}。ただし、データは骨内部の歪み値に限られており、接触解析による隣接コンタクト部の応力値などは提示されていない。

また、エナメル質のクラック進展に分析を絞り込んだ研究も多く報告されている{Barani, 2011, 2285-2292; Barani, 2012, 121-30}。例えば、エナメル質のクラック進展の様式を接触解析による応力分布から分類した最近の研究では、モデルは対合歯ともに円形の二次元であり、摩擦係数はゼロに設定され、考察では食物の性質との関連を議論している{Ford, 2009 #411}。また、エナメル小柱の角度が咬頭上の部位によってことなることから、咬耗の抵抗強度も部位によって異なること、咬頭の摩擦係数によっても異なることを示した研究も見られる{Shimizu, 2005 #435}。これらの研究で共通して指摘されている課題は、接触部の摩擦係数の決定が困難であることである。

接触解析の適用は臨床的な力学環境の再現だけでなく、基本的とされる多くの力学試験の再現においても必要不可欠である。生体材料の力学試験をモデルで再現することにより、実験で破壊や変形が生じた原因を材料内部の応力分布から説明し、実験結果の解釈の手助けとなることが出来る。力学試験の多くは接触現象を含んでおり、例えば4点曲げ試験の支持部分{Mutluay, 2013 #341}や引っ張り接着試験のグリップ部分{Raposo, 2012 #344}、ピストンと小球を用いたセラミックディスクの強度試験{Huang, 2011 #429}を再現する場合にも接触解析が不可欠である。2つの支点が試験片と一体となった条件で試験片中央に上部から荷重を付与すれば、左図のように試験片下面の支点と接触した部位には大きな第一主応力（引っ張り）の集中が見られる。これは試験片全体が荷重によってたわんで底面が中央に向かって引っ張られた時に、両側の支点が固定されているためにそこで生じたストレスである。しかしながら、実際の三点曲げ試験では試験片と支点との間は固定されていないため、荷重時には試験片と支持部との間で滑りが起こるため、このようなストレスは生じない。右図は試験片と支点とを別の物体と設定し、両者の接触部に接触要素を配置して解析を行った結果である。引っ張りストレスよりも支点が接触することで生じる圧縮ストレスが優勢となり、第三主応力（圧縮）が顕著な、実際の状態をよく現した応力分布の算出が可能になっている。

一方、歯と歯の接触とは異なるが、生体組織と補綴材料との界面で起こる応力応答も、同様の接触現象に支配されており、すべりやズレによる応力分布の劇的変化を考慮することが正確な分析には不可欠であることが知られている。義歯のレストと歯面との間、そして隣在歯と支台歯の間のすべりの現象は、歯周組織の力の負担を知る上で影響の大きな因子である。このすべり現象は三次元モデルによる接触解析で再現され、レストの設置位置の違いによる歯根膜の負担の違いが明らかにされている {Muraki, 2004, 659-65}。一方、アタッチメントを支台としたインプラントオーバーデンチャーの研究で、インプラントと骨の界面に生じる相当応力がアタッチメントの種類によってどのように変化するかを分析した論文がある。この研究では接触解析を用い、義歯床と粘膜との界面の滑りを再現している {Hussein, 2013, 333-40}。モデルが再現すべき義歯と顎堤は固定されていない別の物体であり、現実には義歯床と粘膜表面の接触面は接触状態にある。義歯が咬合

力を受けると両者の界面には滑りが起こることが予測され、そのズレの大きさは義歯の変形よりも遙かに大きいことが確実で、粘膜の変形よりも大きい可能性もある。モデル内部の最も大きな動きを無視した場合、インプラント周囲骨の応力値の計算に致命的な誤差が生じることは間違いないと考えられる。従って、上記論文の研究の目的を考えると、義歯床と粘膜表面への接触要素の適用は妥当な方策であると考えてよい。

## Interfacial Stress in Restorative Materials

歯と修復物、骨とインプラントなど、モデルを構成する各部が完全に一体である場合、荷重を受けるとその力はモデル内部で連続的に伝達され、その結果モデル各部に応力が生じることになる。しかし、モデル内に含まれる異なる物質同士が一体ではない場合、その境界部にはズレが生じて隙間が生まれ、力の伝達は連続的でなくなる。この場合、界面を構成する小さな部分に大きな応力の集中が起こり、その一方でモデル全体の応力分布は劇的に変化することがある。この応力分布の不均等が生体材料の破壊と劣化、骨や歯質など組織の損傷の重要な原因となる。

修復材料と歯質をモデル化し、その内部に生じるストレスを計算して歯質と修復物の破折や脱離のリスクを評価しようとする研究は数多い。しかし、従来これらの研究のほとんどは線形解析で行われたため、材料と歯質が完全に接着しているという前提での解釈にとどまり、有限要素解析の利点が十分に活かされなかった。生体と生体材料との接着操作を完璧に遂行することは不可能であり、接着部に欠陥や不完全な組織構造が生じることは避けられない。最近になって、修復物の強度に及ぼす要因として接着界面の剥離や不完全な性質が重要視されるようになり、修復材料と歯質とを一体として扱わず、両者の界面間に接触解析を適用することで、各境界部の応力分布を分析する試みが行われるようになった{Lanza, 2005, 709-715}.

中でも、内側性修復と歯質との界面に生じる応力を、材料の違いによる影響をもとに分析した研究{Hubsch, 2000, 1015-1019}からは、レジン重合初期における塑性変形が、界面応力の抑制に役立つことが示されている。ただしこの研究では、界面応力と界面剥離のリスクとの関係については考察されていない。レジン修復の接着材の重合収縮や咬合力による負荷を受けた時の接着界面への影響を、三次元モデルとバネ要素を用いて分析した研究では、接着層の弾性が重要な因子となることが示されている{Ausiello, 2002 #437}。一方、インレーで修復した歯質に生じる主応力の最大値は、窩洞の深さが増すと増加し、界面を接触要素で計算すると、最大値はさらに劇的に上昇することを明らかにした{Lin, 2001, 517-525}。接触による解析により一点接触を生じたときの最大応力の上昇が再現されたと思われる。接着界面に生じる応力を算出する利点は、その応力を接着強さと比較できることにある。例えば、接着強さよりも大きな界面応力が生じるならば、その部位においては理論的に界面剥離が生じることになる。このような前提のもと、重要な解析例が報告されている。まず、接触要素を使ったコンポジットと歯質との界面応力を算出し、接着強さをこれで割った安全率を定義することにより、窩洞形態の違いによる安全性の分析

方法が提唱されている{Fennis, 2005, 443-448}. 修復材料と窩洞内面との接着が不完全である場合, 材料の剥離を引き起こす応力集中の部位が変化することも確認されている{Couegnat, 2006, 3-12}. 歯頸部欠損に充填した材料と歯質との界面におけるクラック進展に関しては, 破壊の進展に応じたモデルの再構成を自動的に行う破壊要素を適用して充填材料の弾性率の最適化が検討されている{Ichim, 2007, 1562-1569}. 最新の研究では, 接触解析による動的な接着界面に生じる応力を修復窩洞の形態因子に基づいて分析し, 形態因子は必ずしも界面応力の上昇と一致するわけではないと示されている{Rodrigues, 2012, 123-32}. 補綴領域では, 義歯床用レジンとの重合時の収縮によって金属フレームとの界面に生じる応力を接触解析によって算出し, レジン剥離の危険性が明らかにされている{Ikeda, 2006 #20}.

ベニアセラミック修復材とエナメル質との間の界面に生じるストレスを, バネ要素を用いて詳細に算出した研究も見られる{Perillo, 2010 #386}. この論文では界面の接着層の各主応力と文献的に報告されている接着部の引っ張り強度や剪断強度のデータと比較して, ある部分では最大応力が強度を超えることを示している. ただし, この解析は接触解析ではなく, 接着が剥離したときの応力分布の変化については予測されていない. 歯質との接着界面ではなく, オールセラミッククラウンのジルコニアとベニアの界面が不完全である状態を接触解析で分析し, そのときの修復材料内部の応力分布を明らかにした研究でも, やはり界面が不完全である場合に最大応力が上昇する傾向が明らかであった{Rocha, 2011 #332}. 接着界面における接触解析の利点を示した論文は, ごく最近になって見られるようになった. その一つは, 合着に用いたセメントが溶解して劣化したときのオールセラミッククラウンの破折強度を実験と接触解析によるFEMで確認した研究である{Lu, 2013 #329}. FEMの結果から, セラミックの最大主応力は接触解析により高くなり, 荷重後のマージン部には間隙が生じたことが明確に示されている.

失活歯のポストコアの材料の違いが歯根破折のリスクに与える影響については, FEMを利用した多くの研究が行われてきた. この領域の研究でも, 接触解析が必要となる場合が少なくない. ポストを合着するセメントと歯根の象牙質との界面に接触解析を用いた研究では, メタルポストを用いた方が歯質に生じる最大応力は低く抑えられ, 歯根破折のリスクは軽減するとされている{Dejak, 2011 #394}. 同じグループの研究では, 髄腔の築造を含んだエンドクラウンをセラミックで製作した修復方法の安全性{Dejak, 2013 #393}, さらにフェールールの影響{Dejak, 2013 #396}について, 同様の設定により分析している. これら一連の研究では, セメントと象牙質の界面に接触解析が設定されている反面, セメントと金属が一体としてモデル化されており, 金属とセメントが剥離した場合についての影響は分析されていない.

接着界面の応力を評価する上では, 応力の方向を考慮することがきわめて重要である. 実験で得られる接着強さは, 引っ張り試験であれ剪断試験であれ荷重方向が一定であるのに対し, 実際の窩洞内部の接着界面においては必ずしも方向は一定しておらず, 実験にお

ける応力の方向と一致することは稀である。界面に生じた様々な方向の主応力は、界面に対して垂直方向や剪断方向に分解してから実験データと比較する必要がある。

接着部に生じる応力の算出には大きな関心が払われており、研究の進展も著しい。剥離や材料の破壊に対するリスクの検討を目的として、接着強さとの比較だけではなく、破壊要素の導入によるクラック進展の予測を行い、その結果に基づいた材料や修復方法の評価を目指す研究が増えると予想される。

### 3. Bone-Implant Interfacial Stress

インプラントとその周囲の骨のモデルは、歯学研究で最も多く見られる有限要素解析の一領域となっている。多くの場合、研究の目的はインプラント形状や上部構造の設計の違いがインプラント周囲の骨吸収など治療後に「起こるかも知れない」臨床上的問題に及ぼす影響を見ようとするものである。この領域の研究が多く行われる背景には、インプラントの臨床に関連する未解決の仮説が現在でも多く存在することが理由として考えられる。

過去に多く見られた線形解析による研究では、インプラントと骨とがその接合界面において完全に結合し、一体化しているという条件で行われる。この条件下では、骨よりも弾性率の高いインプラントがストレスを吸収するストレスシールドの効果が生じ、周囲の骨組織のストレスは一様に低く抑えられる。しかしこの結果は、インプラントの脱落や骨吸収など、臨床問題のほとんどがインプラントと骨の界面部から生じている現実とは一致しない。近年では、インプラントと骨とを一体とせず両者を別の物体として設定してその界面に接触要素を設定し、界面部に微小なズレや摩擦が生じる設定をすることにより、モデルの妥当性を高める努力が見られるようになってきている。

図は皮質骨と海綿骨からなる歯槽骨にインプラントした時のモデルで、左は両者が完全に結合したモデル、右は接触解析である。接触解析では接触部に微小なズレが生じて力が伝達されず、結果として皮質骨上縁の角に大きなストレスの集中が生じる。

これまで、インプラントと骨の界面の接触解析は、主として結合部の骨質の影響を評価する方法として利用されてきた。これは、即時荷重においてインプラント周囲の骨がまだ十分に結合しておらず、骨の剛性も低い状態を、接触解析の設定で摩擦係数を低くして表現しようとするアプローチである。

この方法論に基づいて、即時荷重やサイナスリフトを行ったときの界面を3種類の摩擦係数を設定して比較し、それぞれの場合で骨に生じるストレスの違いを分析した研究、即時荷重直後の界面を接触面として表現し、インプラントの直径と長さの違い{Ding, 2009, 279-87}やアングルのついたインプラント {Kao, 2008, 623-30}, 矯正用ミニインプラントのデザイン評価{Lin, 2010 #430}, インプラントの埋入角度の違い {Hussein, 2013 #19}によって骨に生じるストレスが変化することを示した研究などが行われた。

即時荷重による骨界面の状態を接触解析による低摩擦係数を適用してモデル化した研究は、その後も、ジルコニアインプラントの評価{Chang, 2012 #406}やスレッドの形態{Chang, 2012 #489}やインプラント体の直径の影響{Lee, 2012 #490}, ジルコニアインプラントの評価{Fuh, 2013 #487}など多くの研究に応用されている。また、抜歯後にインプラントを埋入した場合の界面の条件を低い摩擦係数で表現した研究でも、通常の骨への埋入時と比べて骨の一部に応力集中しやすい傾向が示されている{Atieh, 2013, 123-32}.

同様の研究には、インプラントとアバットメントスクリューの界面にも接触要素を設定して、インプラントシステムの違いが骨のストレスに及ぼす影響を検証したのもみられる{Pessoa, 2010, 219-34}。この研究の結果では、金属同士の僅かなすべりは骨のストレスに影響を及ぼさないことが示されている。

これらの研究が概して示す結果からは、接触要素を用いてその摩擦係数を低くした場合、インプラントから骨へ伝達される咬合力は骨のある一部、大抵はインプラント頸部の皮質骨の一部に集中することが明らかとなっている。ただし、中には、オーバードンチャー用のインプラントを骨を一体としてモデル化した場合と接触解析を用いた場合とで骨に生じる歪みに大きな差がなかったとの報告もある{Akca, 2013 #488}。そもそも、即時荷重後の結合部の状態を摩擦係数の高低によって適切に表現されるのかについては、大いに議論の余地がある。即時荷重におけるモデルに接触解析を用いて骨表面の歪みを算出し、これを人骨に歪みゲージを貼付して得た歪みと比較した研究があり、両者の結果はそれほどかけ離れていなかったことが報告されている。しかし、この研究で設定された摩擦係数は一種類であり、またこれ以外にこの設定の妥当性を検証するための実験的な研究は見られない。現在まで、接触解析の適用によって骨とインプラントのマイクロモーションが正確に再現されているという多角的な検証結果は得られていない。さらに、オッセオインテグレーションの達成度が単純に界面の摩擦係数で表現できるのかを実験的に確認した研究は見られない。このため、論文の読者が接触解析の方法論をよく理解していない場合、これらの有限要素解析の結果の解釈を見誤る恐れがある。これらの実験条件の設定のためには、基盤的な研究が必要である。

即時荷重以外でも、海綿骨の骨梁構造とインプラント表面との界面に接触要素を設定した研究が見られる{Limbert, 2010, 1251-61}。この研究では海綿骨の弾性率を3種類仮定し、それぞれで生じる骨梁の微小歪みを計算している。インプラントに垂直荷重を加えたときの微小歪みの大きさは homeostasis を示す安全なレベルであることが確認された。

骨とインプラントの界面に接触要素を適用することの本来の目的は、オッセオインテグレーションのレベルを表現することではなく、遙かに本質的な問題解決の可能性を目指したものである。それは、もしもインプラントと骨の結合部の強度が基礎的な実験から明らかになっているならば、接触解析で算出される界面部のストレス値を実験値と比較することによってインプラントの剥離や骨のダメージを予測可能だということである{Mellal,



2004, 239-48}. このことは、歯科の研究において大きな価値がある。この強度データは、歯質と修復材料や接着剤の接着強度を測定するための方法と同じ引っ張り試験や剪断試験によって得ることができるが、今日まで歯科用インプラントと骨との接合部に関して、規格化された引っ張り強度や剪断強度のデータはほとんど見られない。このため現状では、界面に働く応力を接触解析から算出できたとしても、その結果からインプラントの剥離や骨の損傷を予測する試みは実現していない。

接触解析の必要性とは別に、骨とインプラントのモデルを用いた多くの研究には、一つの共通する前提条件が存在することを理解しなければならない。それは、「骨に生じる応力が高いと危険である」という前提で結果を評価している点である。実際には、この前提は検証済みの既成事実ではない{Cehreli, 2004, 123-132}。骨の一部にその周囲よりも高い応力が生じたとき、そこに骨吸収などの不都合な現象が起こるという確証はない。骨に生じる応力とインプラント周囲の骨吸収との関連についての報告として、ウサギの脛骨に埋入したインプラントに側方荷重を付与し、インプラントと骨との結合状態と有限要素モデルから算出した応力値とを比較検討した興味深い論文がある{Duyck, 2001, 207-218}。応力値と骨吸収との関係の一端を示唆する研究ではあるものの、圧縮側と引っ張り側のそれぞれにおいてどの程度の応力が生じれば骨が吸収し、インプラントから剥離するかという基準値は、現在に至るまで明らかになっていない。

図はインプラントのスレッド部周辺の骨に生じる応力分布の例である。ここで示される赤い領域は主応力が最も高いことを示すが、この領域が将来吸収するのか、このまま維持されるのか、あるいは骨が増大していくのか、歪み値や応力値から予測するための理論的な背景は現在までに確立していない。

骨内部の微小歪みと骨のリモデリングとの関係については、「Mechanostat Theory」と呼ばれる概念が提唱されている。これは、骨組織は日常的に各部に生じる歪みの大きさに応じてリモデリングを起こすという考えであり、Frost は 200 $\mu$ 歪み以下では骨は萎縮し、それより大きいと骨量が維持されるか増加し、4000 $\mu$ 歪み以上では微小骨折による骨吸収が起こるとしている。この考えを基に、これまで多くの検証研究が報告されている{Brunski, 1999, 99-119} {Lanyon, 2008, 298-300} {Mosley, 1998, 313-318}。Frost の定義に従えば、有限要素モデルで皮質骨の歪み値が 4000 $\mu$ 歪み以上の領域が見られればその部位は骨吸収すると予測できることになる。Frost が実験に用いたのは長管骨であり、歪みの計測方法も応力解析ではなく骨表面の変形量から算出した歪み量であるため、これらの数値をそのまま利用することが適切かは議論を呼ぶところである。しかし、この概念は有限要素解析の結果の解釈に重要な示唆を与えるものである。

現在、インプラントの治療成績を評価する主要な検査項目として、インプラント頸部の骨レベルの低下がある。臨床レベルの議論においては、この骨レベルの低下を決める最有力因子はインプラント周囲の細菌叢の存在であり、骨に負荷される力(=応力)は骨レベルの低下を決める因子ではなく、従ってインプラントの成功不成功を決める因子ではな

い, と考えるのがコンセンサスになっている{Carlsson, 2009, 3-10}. しかし, 骨に生じる応力や歪みの生物学的な意味の明確化については現在多くの研究者が取り組んでおり, 近い将来において新しく重要な知見が明らかになるとされる. その中でも, 本論文で述べた組織モデルの活用による細胞レベルの検証が, 今後の方向性を示す基盤的な研究になるとされる.

(2014年1月2日, 下書き途中)