連　載

Mechanical Finder
－イメージベースの骨強度評価ソフトウェア－

坂　本　二　郎[1†]，田　原　大　輔[2]，村　上　英　樹[3]，川　原　範　夫[3]
加　畑　多　文[3]，尾　田　十　八[4]，富　田　勝　郎[4]
[1] 金沢大学理工研究域　機械工学系
[2] 龍谷大学理　工学部　機械システム工学科
[3] 金沢大学附属病院
[4] 金沢大学名誉教授

1.　はじめに

機械工業の分野においてはこの10年間で，より高度で効率の良いものづくりを行うために3次元CADやCAEの技術が急速に進歩し，実際の設計開発において信頼性が高く使いやすい商用ソフトウェアも数多く開発され普及している．現状では，かなり複雑な形態をもつ機械部品をもモデル化して，様々な条件下で力学解析を行うことが可能になっている．しかし，人工物ではなく生体を解析対象とした場合，現状で普及しているCAEソフトウェアの機能は必ずしも十分ではない．骨や歯などの生体硬組織は，生体材料としては力学的な取扱いが比較的容易だが，それでも自由曲面からなる複雑な形状を有し，内部には多くの空孔を有する不連続体で，場所により材料や密度が異なる不均質性と，方向により特性が変化する異方性を持つ．しかも，生体内部に存在するため，生きている状態では，その形状や力学的特性を直接的に求めることは不可能である．

その一方で，CTやMRIなどの医療画像情報に基づいて生体の力学モデルを構築し力学解析を行うイメージ連成バイオメカニクスの技術が発達してきた．この技術を既存のCAEと組み合わせることで，生体の力学解析を実現するソフトウェアが幾つか開発されている．最も早くから開発され普及しているものとしては，Materialise社製のMimicsが挙げられる[1)]．これは医療断層画像からCADモデルや有限要素モデルを作成するソフトウェアで，力学解析には既存の有限要素解析ソフトウェアを使うことを前提にしている．既存の解析ソフトウェアの使用を前提とした同様のものとしては，この他にSimpleware社製のScanIPがある[2)]．両者とも汎用のCAEソフトウェアにデータを渡して解析することを前提としているため，骨の強度解析に限らず血管内の流れの解析等，広い応用が可能である．しかし，CAEソフトが別途必要であるため，それを持たないユーザーにとっては費用の面だけでなく，ソフトの使い方もあわせて修得する必要があり，負担は少なくない．これに対して，本解説で紹介するMechanical Finder（（株）計算力学研究センター，略称RCCM）は，スキャン画像の入力から力学解析とその結果表示までを1パッケージで行うことができる骨強度評価のための専門ソフトウェアである．汎用のCAEソフトと比較すると解析機能は限定されているが，一連の解析作業を1つのソフトで行うことができるため使い方の習得も比較的容易であり，骨の強度評価だけが目的のユーザーにとってはより望ましいソフトウェアと言える．以下では，Mechanical Finderの使い方を簡単に説明し，著者の研究グループにおける応用例について述べ，それを通じてこのソフトウェアの特徴を紹介する．

2.　解析方法[3)]

Mechanical Finder（以下MFと略記）は，骨全体を3次元構造物としてとらえ，これに有限要素法による構造解析を適用することで骨強度を評価するソフトウェアである．有限要素解析に必要な形状データと材料特性のすべてをX線CT画像のみから得ることができ，また，骨の非均質性を反映した非均一な材料設定が可能である．従来では多くの労力と経験が必要とされてきたメッシュ生成が自動で行われるため，簡便で，迅速かつ再現性の高い解析結果を得ることが可能であり，患者別の評価も容易である．MFの一般的な作業の流れを以下に示す．

2.1　データの取り込み

医療画像DICOM（Digital Imaging and Communication in Medicine）データもしくは，BMPやJPEGファイルからスライスデータをMF内に取り込む．

2.2　関心領域（ROI）の抽出

各スライス画像から解析対象の輪郭線を抽出する．X線

2009年8月5日受付
†〒920-1192　石川県金沢市角間町
金沢大学理工研究域機械工学系
坂本　二郎
Tel: 076-234-4667　Fax: 076-234-4668
E-mail: sakamoto@t.kanazawa-u.ac.jp

CT 画像の場合，輪郭線抽出では CT 値の閾値を設定して，閾値以上の領域境界を自動もしくは手動で抽出する（図 1）.

2.3　メッシュの自動生成

要素の基準サイズを決定すると，抽出した輪郭線を基に 3 次元有限要素モデルの外形データが自動で作成され，その後，領域全体のメッシュ分割が行われる（図 2）．これにより，特別な知識を必要とせずに複雑な骨形状を精度良く再現して 3 次元有限要素モデルを作成できる.

2.4　不均質材料の設定

X 線 CT 画像の場合，モデルの骨領域には CT 画像から得られる骨密度を基に不均質な材料特性を各有限要素毎に割り当てることができる．これにより，例えば弾性係数は皮質骨で高く海綿骨で低い値が自動的に設定される.

2.5　荷重拘束条件の設定と解析

荷重範囲と作用する荷重値及びその方向を与える．また，拘束範囲を決め，各方向における拘束条件を与える．その後，弾性解析等を実施すると変位や応力，ひずみ等が計算される.

2.6　結果の表示

材料特性や変位，応力，ひずみの各成分がコンター図やテンソルもしくはベクトル図等の様々な形式でグラフィカルに表示できる．これらの結果を基に骨の強度を評価する.

以上が MF で行う作業の概要であるが，幾つかの点について以下に補足する．2.2 の ROI 抽出は全て自動で行われるわけではなく，形状不連続部の修正やノイズ除去等は目視で確認しながらの手作業が必要となる．2.3 のメッシュ生成においては，モデル内部には四面体ソリッド要素が，モデル表面には三角形薄肉シェル要素が使用される．この理由は，骨にはしばしば皮質骨の皮薄化した部分が存在し，特に骨粗鬆化した骨には多く見られるが，シェル要素の使用によりそれらの薄い皮質骨の影響を考慮できるからである．2.4 では骨の質量密度が CT 値から計算されるが，より正確に骨密度を計算するには，骨量ファントムなどと同時に CT 撮影を行い，MF のファントム機能を使って計算することが望まれる．なお，材料特性については，質量密度を基にヤング率，ポアソン比，降伏応力，引張方向臨界応力などが換算式より計算される．MF では，質量密度からヤング率への換算式について，Keyak，Carter，南澤，Keller らの論文に基づいた各換算式から選択するようになっている．例えば，これらの式の中で古くから一般的に用いられている Carter らの式を用いると，ヤング率 E (MPa) は，質量密度 ρ (g/cm^3) から以下の式で計算される [4].

$$E = 2875\,\rho^3 \qquad (1)$$

なお，ソリッド要素は，要素毎にそれぞれ異なる材料特性を与えるが，シェル要素には皮質骨の材料特性が均質に与えられる．2.5 の計算では，普通の弾性解析の他に，引張破壊の生じた要素を直交異方性材料に置き換えて弾性計算を数回繰り返すことにより骨折危険領域の予測を行なう弾性骨折線予測解析や，荷重を増分させながら要素の破壊状態を評価する非線形骨折線予測解析を行うことができる．非線形骨折解析については以下の適用事例でも説明する.

3.　適用事例

以下では，筆者の研究グループが MF を利用して実施した研究の中から，幾つかの事例を紹介する.

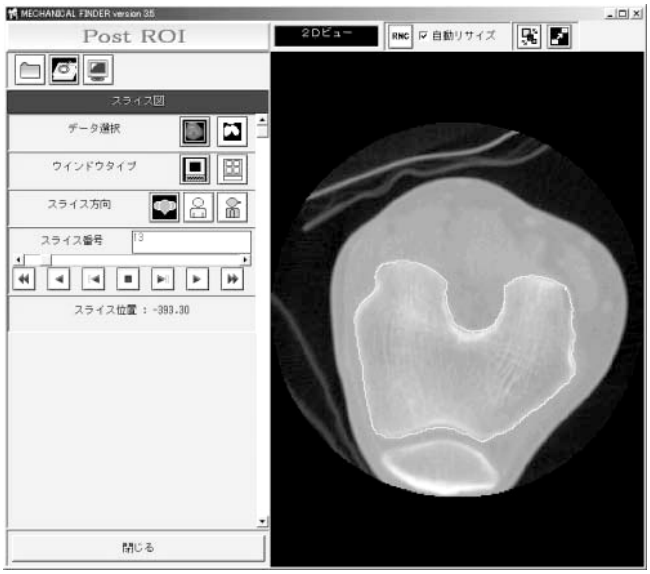

図 1　Mechanical Finder による CT 画像における ROI 抽出（大腿骨の例）

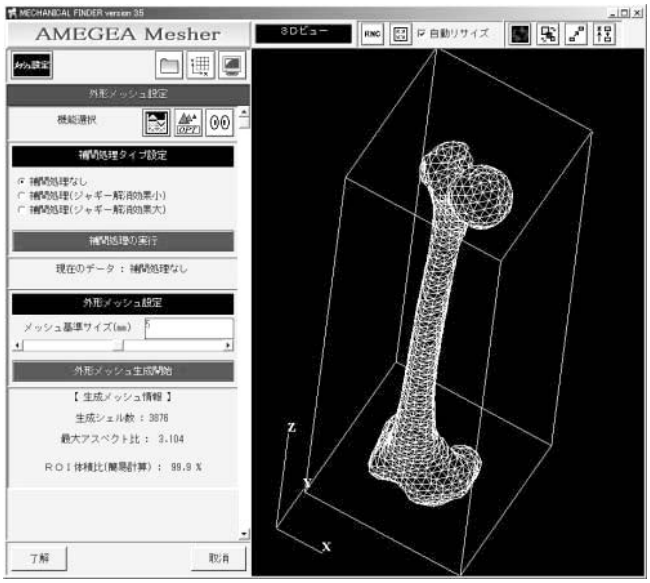

図 2　Mechanical Finder で作成した有限要素モデル（大腿骨の例）

3.1　骨粗鬆症脊椎の患者別強度評価とその応用[5)]

脊椎圧迫骨折は骨粗鬆症の合併症の中では最も多く，痛みや姿勢の悪化を招くため，骨折の危険性を正確に評価し，それに基づく適切な治療が望まれる．現状の骨粗鬆症の診断には，2 次元的な X 線計測より脊椎の平均的な骨密度を算出する DXA（Dual Energy X-ray Absorptiometry）法が最も一般的で，その他には超音波を用いた評価法などがある．しかし，これらはいずれも，計測部位の平均的な骨密度を評価しているだけで，これから骨折の危険性を評価することはできない．骨折，すなわち骨の破壊という力学的な現象については，力学的な解析に基づいて危険性評価を行うのが妥当である．以下では，MF を利用して，骨粗鬆症脊椎において，圧縮負荷により発生する応力や骨折が起こる荷重を求め，脊椎圧迫骨折の危険性を評価した解析例について述べる．

3.1.1　解析対象

骨粗鬆症による脊椎圧迫骨折頻度が高い第 1 腰椎（L1）を対象とし，骨粗鬆症と診断された 53 歳（A），61 歳（B），72 歳（C），73 歳（D）の女性 4 名の患者について解析を行った．初診時は，DXA で測定された骨ミネラル密度の値（BMD 値）から，A は 0.623 g/cm^2 で中程度，B は 0.683 g/cm^2 で中程度，C は 0.435 g/cm^2 で重篤，D は 0.800 g/cm^2 で中程度の骨粗鬆症と診断されている．これらの患者はいずれも Alendronate とビタミン D_3 を服用する骨粗鬆治療を行ったが，解析は治療前，治療後半年，1 年，2 年，3 年と経時的に実施し，投薬治療の力学的効果を検討した．L1 を体軸方向に 1mm 間隔で CT スキャン撮影し，各断層像から L1 の輪郭線を抽出した．断層像から輪郭線を抽出しモデル化する過程の一例を図 3 に示す．平均的な要素長を 1mm，シェル要素の厚さを 0.4mm とし，3 次元有限要素モデルを作成した．作成したモデルを図 4 に示す．

3.1.2　線形弾性解析

荷重拘束条件は，相対的な比較を容易にするため，全患者とも同一で単純なものを考えた．すなわち，L1 椎体の底面を完全拘束し，L1 椎体上面に 1000N の一様荷重を軸方向に与えた．シェル要素のヤング率はすべて 10GPa と設定し，それ以外の要素では Keyak の式[6)] を用いて有限要素ごとに骨内のヤング率を与えた．なお，ポアソン比は 0.40 で一定とした．通常，物体の破損評価には，応力や降伏応力に対する発生応力の大きさ（応力－強度比）などが用いられるが，これらの分布を表示しても，非均質な骨密度に対応してヤング率と降伏応力値の両方が変化するため，椎体の力学的状態の空間変化が明瞭に表すことができない．そこで，ここでは圧縮主ひずみによって評価を行った．図 5 に各モデルの正中断面における圧縮主ひずみ分布の変化を示す．A と B では投薬 1 年後から 2 年後にかけて断面全体にわたりひずみの発生が抑えられており，投薬前に見られた局所的に大きなひずみは，投薬 3 年後にはほとんどなくなり，より均一なひずみ状態になっている．C と D でも高いひずみの領域は減少していることがわかる．これより，骨粗鬆症治療によって椎体全体の力学特性が改善したと考えられる．

3.1.3　非線形骨折解析

骨折挙動は荷重の増加に伴って発生する破壊の過程に依

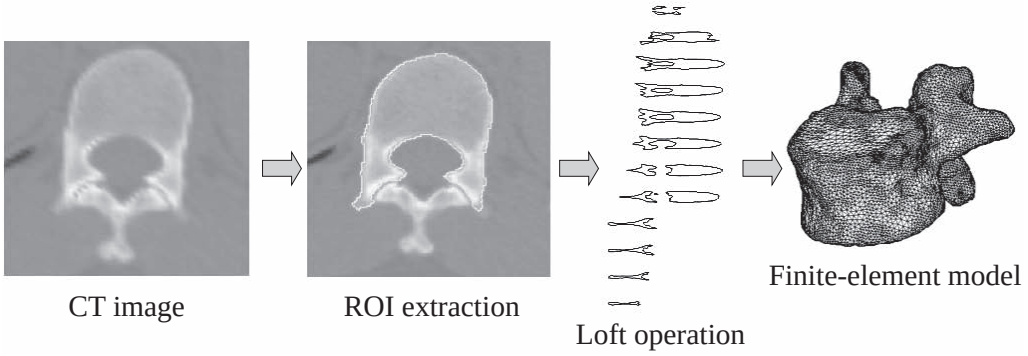

図 3　第 1 腰椎を体軸方向に CT スキャン撮影し断層像から輪郭線を抽出しモデル化する過程

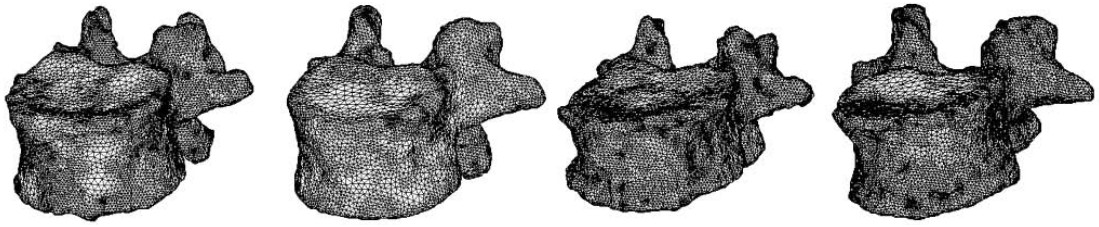

図 4　Mechanical Finder を用いて CT スキャン画像から作成した骨粗鬆症患者 4 人（女性）の第 1 腰椎の有限要素モデル．左からモデル A（53 歳），モデル B（61 歳），モデル C（72 歳），モデル D（73 歳）．A，B，D は中程度の骨粗鬆症，C は重篤な骨粗鬆症と診断されている．

存するため，荷重増分解析が必要となる．荷重増分解析は以下のように行う．すなわち，①定めた増分量だけ荷重を増加させ，②応力解析を行う．③応力が降伏応力や破壊基準を超えている要素が存在した場合，その材料特性を変化させる．④新たに破壊や降伏する要素がなくなる平衡状態に達するまで，②③の操作を繰り返す．⑤平衡状態に達したら①で新たに荷重を増分させる．上記の過程を，破壊が広がって解析が不可能になるまで繰り返す．MF における破壊や降伏としては，要素毎の引張破壊と圧縮破壊および圧縮による降伏が考慮されている．このような非線形解析を行うことで，より臨床的な骨強度評価が可能で，また徐々に荷重が増大していく際の椎体の圧迫骨折に至るまでの経緯を追うことができる．図 6 に，各患者の圧縮破壊要素と引張破壊要素の分布図を示す．それぞれの図では，投薬 1 年後および投薬 2 年後のうち破壊荷重値が低い方を基準とし，その荷重を与えた際の破壊要素分布を示している．A と B では投薬前に見られた側面部の破壊要素が，投薬 3 年後には大きく減少している．A，B ほど顕著ではないが C，D でも破壊要素は減少もしくは同程度に維持されており，骨粗鬆症の投薬治療が脊椎骨の強度を改善もしくは維持する上で効果的であることを示している．

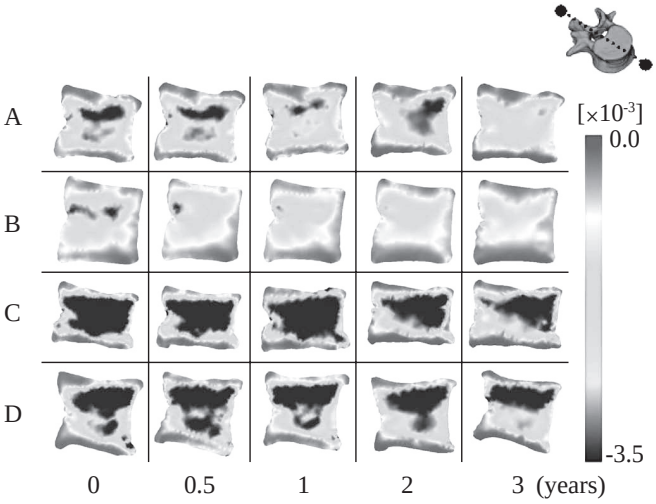

図 5　骨粗鬆症患者の第 1 腰椎（モデル A ～ D）の正中断面における圧縮主ひずみ分布の変化．左から，治療前，治療後 1 年，2 年，3 年時における解析結果を表す．

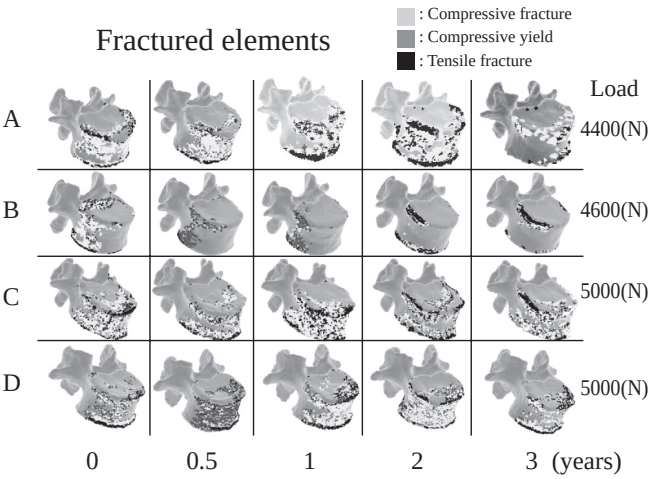

図 6　骨粗鬆症患者の第 1 腰椎（モデル A ～ D）における破壊もしくは降伏要素の分布．左から，治療前，治療後 1 年，2 年，3 年時における解析結果を表す．

3.2　表面置換型人工股関節の力学評価 [7]

表面置換型の人工股関節手術は，大腿骨頭壊死だけでなく若年者の変形性股関節症においても，その後の再置換に備えて自分の骨が多く残せるという利点が指摘されている．しかしながら，臨床に使われている表面置換型のインプラントにおいては，各部の寸法や大腿骨への設置角度などが力学的な観点から十分検討されていない．筆者の研究グループは，臨床で得られた CT 画像に基づいて，表面置換型インプラントを大腿骨頭に設置した有限要素モデルを作成し，その配置角度やステム長さについて検討を行った．

3.2.1　解析モデル

大腿骨頭壊死症に対する人工骨頭置換術では，骨壊死部を切除した後, インプラントを挿入して骨セメント（PMMA）で固定する．ここでは，最も一般的な骨壊死を想定し，骨頭表面に骨壊死発生点を定義した．壊死の形状は，骨頭と同直径の球が直径の 5/8 まで進行したものと，壊死部以外の骨セメントは，手術時と同様にその厚みを 1mm とした．MF は Version 5.0 から骨の 3 次元モデルにインプラントを挿入することが可能となり，CT 画像を表示して骨密度を確認しながら，インプラントの位置を調整することもできる．ここでは MF のこの機能を利用して解析モデルを作成した．まず，臨床で得られた大腿骨断面の X 線 CT 画像から大腿骨の 3 次元モデルを作成する．この大腿骨モデルに，CAD で作成したインプラント，骨セメント，壊死部のモデルを設置し，大腿骨，インプラント，及び骨セメント（壊死部を含む）の一体型モデルを作成する．この一体型モデルに要素分割を施し，材料特性，荷重，拘束条件を設定する．大腿骨のヤング率については，ここでは Carter らの式を用いて，質量密度から自動的に算出した．なお，CAD には Solid Works（Solid Works Japan. K. K）を用いた．

3.2.2　解析条件

骨セメントで固定される以外の箇所，すなわちインプラントのステム部には骨との間にすべりを伴う接触条件を与える必要がある．接触条件を伴う解析を行うために，MF で作成したモデルのデータを有限要素解析ソフトウェアである MSC.Marc 用に変換し，解析を実行した（MF でも Version 6.0 から接触解析が可能となったため，最新の MF を利用する場合は，この過程は必要ない）．この際の MF, CAD，および Marc の間のデータの流れを図 7 に示す．なお，

荷重拘束条件としては，片足での静止立位状態の股関節に作用する分布荷重を想定した．すなわち，大腿骨頭上部に上体からの 1500（N），大転子上面に 1000（N）の分布荷重をかけ，モデル最遠位端面を完全拘束とした．図 8 に解析モデルの作成から解析実施までの過程を示す．

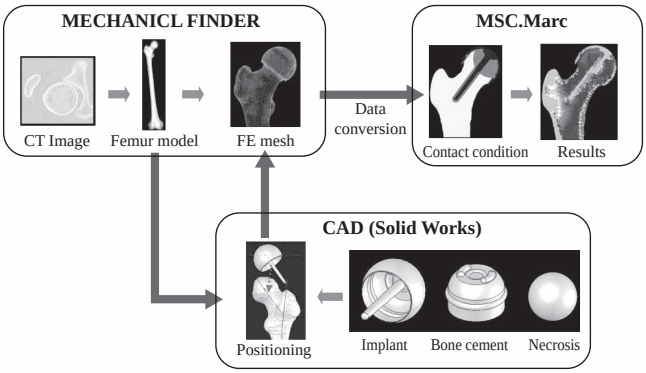

図 7　表面置換型人工股関節の力学解析における MF, SolidWorks および Marc の間でのデータの流れ

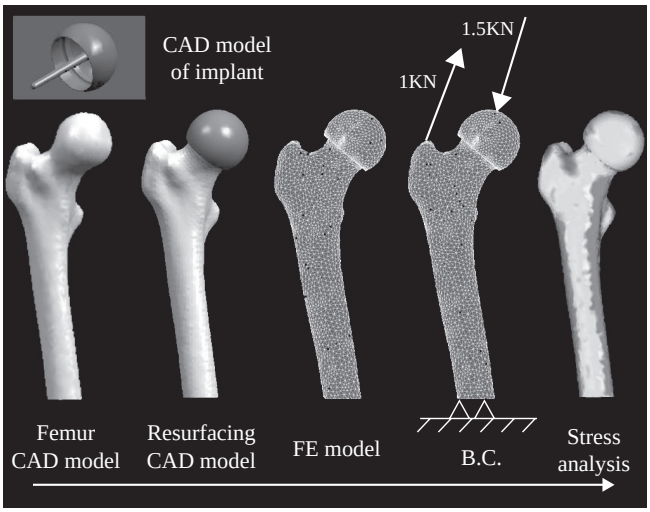

図 8　表面置換型人工股関節の解析モデルの作成から弾性解析までの過程

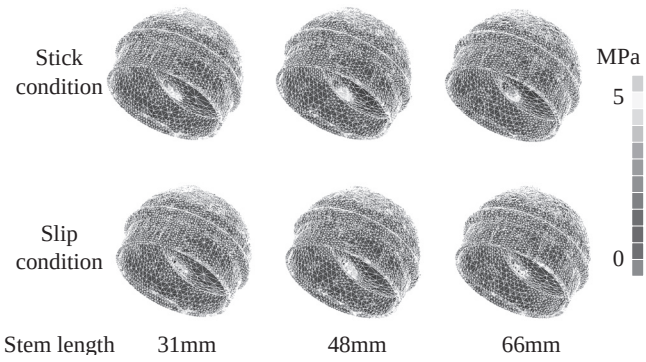

図 9　表面置換型インプラント周辺の骨セメント部における引張主応力分布．ステム長さが 31，48，66 mm のモデルに対して接触条件が固着（Stick）と滑り（Slip）の場合の解析結果を示す．

3.2.3　解析結果

解析結果の一例として，インプラントのステムの長さが 31，48，66mm のモデルについて，ステムと骨との接触条件を固着（Stick）もしくは滑り（Slip）とした場合の，骨セメント部における引張主応力分布を図 9 に示す．PMMA の降伏応力は約 36MPa であることから，骨セメント剥離の可能性はいずれの場合も低いと考えられるが，ステム長さが長くなると骨頭内の骨セメントの応力が低下するのに対し，エッジ部での骨セメントの応力が増加することがわかった．また，滑りの接触条件を与えると骨セメントの応力が高くなるが，これは，ステムと海綿骨間の力の伝達が少なくなった分，ヘッド部の骨セメントへの荷重負担が増加したためと考えられる．骨頭内部の海綿骨の密度分布はインプラントから骨への荷重伝達に影響し，全体の応力分布にも影響を与えることから，MF のようなソフトウェアを使い骨の非均質性を考慮したモデル化を行うことは重要であることがわかった．

3.3　キツツキ頭部およびキリン頸椎のモデリング

先に示した整形外科領域の研究以外でも，MF は大いに活用されている．ここでは，特殊な生物の骨をモデル化して解析した例として，キツツキ頭部の衝撃負荷解析と，キリン頸椎の応力解析を示す．

3.3.1　キツツキ頭部の解析例 [8)]

キツツキは大きな力で，繰り返し木に向かって，自らのくちばしを打ちつける．この行動はドラミングと呼ばれ，一日に 500 ～ 600 回，1 秒間に 18 ～ 22 回もの速さで行われるが，この行動により脳震盪や脳への損傷が見られることはない．人間では脳への損傷なしに強く頭部を打ち付けることはできないことを考えると，キツツキは独自の耐衝撃メカニズムを有していると考えられ，これを明らかにすることは医学上はもちろん工学上も有意義である．筆者らはキツツキ目キツツキ科のアオゲラを対象として頭部の CT 撮影を行い，MF を用いてくちばしを含めたアオゲラ頭部の 3 次元有限要素モデルを作成し，衝撃解析を行った．同時に光造形モデルも製作し，衝撃負荷実験を行った．これらの解析と実験から，くちばし形状の衝撃に対する効果の検討を行った．図 10 にキツツキ頭部の CT 画像の一部と，MF を用いて作成した 3 次元モデル，およびそれに基づいて作成した光造形モデルを示す．MF により作成した有限要素モデルのデータを変換して汎用有限要素解析ソフト ANSYS に入力し，衝撃負荷解析は ANSYS LS-Dyna にて行った．荷重拘束条件は，首の下を完全拘束し，くちばしの先端に 0.001 秒間，2N のステップ波を集中荷重で負荷した．図 11 に応力波が拘束部まで到達した後のミーゼス応力分布を示す．この解析結果だけでなく，光造形モデルによる実験からも，キツツキのくちばしの形状には，発生する衝撃波をくちば

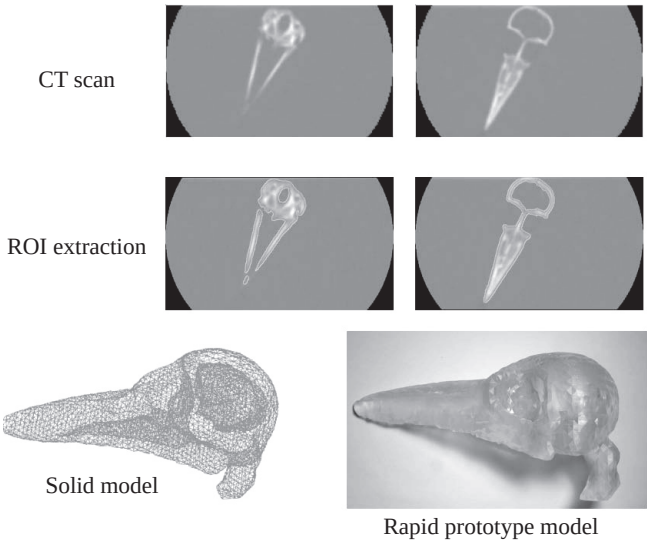

図 10　キツツキ（アオゲラ）頭部の CT 画像と MF を用いて作成した 3 次元モデルおよびそれに基づいて作成した光造形モデル.

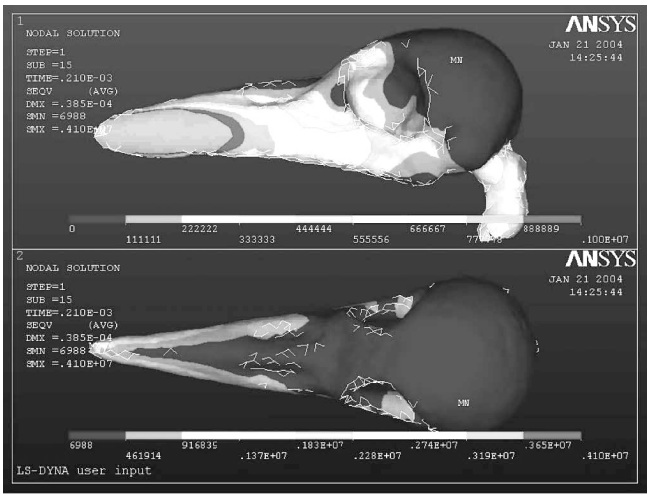

図 11　くちばし先端に衝撃負荷を受けるキツツキ（アオゲラ）頭部のミーゼス応力分布. 応力波が拘束部まで到達後の状態を示す.

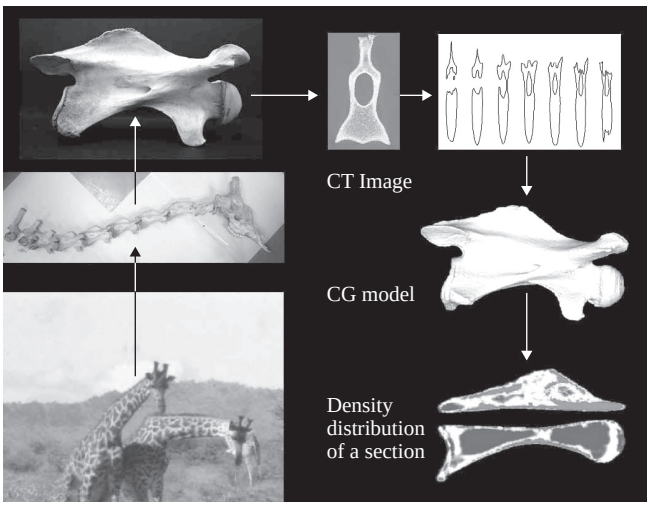

図 12　キリン頸椎の骨格標本とその CT 画像および MF で作成した 3 次元モデルと正中断面における骨密度分布の例.

しの下顎を伝播させ，頭部に伝えず首へと逃がす効果があることが確認された.

3.3.2　キリン頸椎の解析例 [9)]

キリンの頭頸部の長さは 2.5m，重さは 150kg にも達する．このキリンの細長い頸部には大きなモーメントが作用し過酷な力学条件にあると考えられる一方で，その運動可能領域は非常に広く柔軟な運動が可能である．このように，キリンの頸部は構造的な強さと柔軟性を両立している点から機械工学的にも注目に値する．筆者らは，キリンの頸椎から頭骨の CT 撮影を行い，MF を用いて頸椎の 3 次元有限要素モデルを作成して，その骨密度分布の特徴を調べるとともに，弾性解析を行い各頸椎の強度を評価した．モデルの作成は大阪市立自然史博物館所蔵のキリン骨格標本（M2039）を基に行った．図 12 に解析対象としたキリン頸椎の骨格標本とその CT 画像の例および MF で作成した 3 次元モデルと正中断面における骨密度分布を示す．骨密度分布と弾性解析の結果から，キリンの頸椎は人間の頸椎のような短骨とは異なり，むしろ大腿骨などの長骨に似た力学的特徴を持つことがわかった.

4.　おわりに

ここでは，医療断層画像から骨の有限要素モデルを作成し，様々な荷重拘束条件下で弾性解析や骨折線予測解析を行うことのできる骨強度評価ソフトウェア Mechanical Finder について，その使い方の概要と適用事例について紹介した．適用事例では，骨粗鬆症脊椎の解析，表面置換型インプラントの解析，キツツキやキリンなど特殊な動物の骨の解析など，様々な骨のバイオメカニクスの問題に MF が適用できることを示した．解説のはじめでも述べたように，力学計算を目的とした生体モデリングのためのソフトウェアは，これ以外にも数多く存在する．それらと比較した場合の Mechanical Finder の主な特徴について以下にまとめる.

1）骨の強度解析に焦点を絞っている（他の生体組織・器官は対象外）.
2）一つのソフトウェアの中で画像の入力から解析および結果の表示までが可能である.
3）骨の材料の非均質性を反映した解析モデルが作成できる.
4）荷重を増分させながらの非線形骨折解析が可能である.

上記 1）2）の特徴は汎用性が低いという欠点にもつながるが，骨の力学解析を臨床に応用しようとする医師や医工学者にとってはより望ましい利点と言える．また，3）4）は骨粗鬆症患者の骨強度を評価する上でなくてはならない機能であるから，その機能を持つ MF には，今後，骨粗鬆症の診断や治療への活用が大いに期待される．しかし，その一方で注意すべき点も幾つか存在する．その一つに，微視的には多くの骨梁からなる多孔質体の海綿骨を MF では等価な力学的特性を持つ連続体に近似して解析しているこ

とが挙げられる．微視的な骨梁に発生する応力を求めるには，骨の微細構造までもモデル化して解析する必要がある．しかし，臨床用の CT 画像データからそのようなモデルを作成することは不可能であるため，現実的な選択肢として骨を近似的な連続体としてモデル化する方法が採られていることを理解しておく必要がある．また，もう一つは，骨の力学解析全般にわたって言えることであるが，複雑な筋骨格系の一部として生体内に存在する骨に対し，正確な荷重拘束条件を与えるのが難しいという点である．どれだけ正確な形態を持つ骨の力学モデルを作成しても，与える荷重や拘束条件が適切でなければ，臨床的に意義のある解析結果を得ることは難しい．従って，これらのソフトウェアの導入に際しては，荷重や拘束条件を正確に与える方法を予め検討しておくことが望ましい．

著者らの研究室では Mechanical Finder を 2002 年から導入したが，現在までにその Version も 1.0 から 6.0 まで上がり，その間，様々な機能追加や改良が成されてきた．現在では，効率良く骨の有限要素モデルを作成できるツールとして重宝している．国内で使われている多くの CAE ソフトウェアが外国製であることを考えると，このような国産ソフトウェアの存在は貴重であり，今後もさらなる発展と普及を期待したい．また，RCCM の松永繁氏をはじめ Mechanical Finder の開発に携わった技術者にこの場を借りて謝意を表したい．

参考文献

1) http://www.materialise.com/materialise/view/en/92078-Mimics. html
2) http://www.simpleware.com/
3) 計算力学研究センター：MECHANICAL FINDER version 5.2 エクステンデッド・エディション 骨強度評価ソフトウェア機能説明書，(2007).
4) Carter, D.R. and Hayes, W.C.: The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure, J. Bone and Joint Surgery, 59A(7), 954-962, (1977).
5) Tawara, D., Sakamoto, J., Murakami, H., Kawahara, N., Oda, J., Tomita, K.: Mechanical evaluation by patient-specific finite element analyses demonstrates therapeutic effects for osteoporotic vertebrae, J. Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2, (2009). in Press.
6) Keyak, J.H., Rossi, S.A., Jones, K.A. and Skinner, H.B.: Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling, J. Biomechanics, 31, 125-133, (1998).
7) 奥田昌大，坂本二郎，梅本雄一郎，加畑多文，坂越大悟，富田勝郎：表面置換型人工股関節置換術の接触状態を考慮した有限要素解析，日本機械学会第 21 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集，08(53), 45-46, (2009).
8) 尾田十八，坂本二郎，坂野憲一：キツツキの骨格構造・組織の力学的評価と耐衝撃システムについて，日本機械学会論文集（A 編），71(701), 89-94, (2005).
9) 在原健太朗，坂本二郎，：キリン頸椎の強度評価に関する研究，日本機械学会年次大会論文集，08(6), 41-42, (2008).