

脊椎骨折の計算生体力学

坂本 二郎*

要旨

計算生体力学によって生み出された技術は、研究だけでなく臨床における診断や治療に応用可能な技術として、その可能性を広げている。整形外科の分野においても、計算力学と医療画像処理の融合により、個々の患者の症状を反映した患者別の骨体力学解析が実用化しつつある。例えば、X線CT画像から骨の有限要素モデルを作成して力学解析を行うソフトウェアが開発されている。これにより、従来は多くの日数が必要であった骨の有限要素モデルの作成が数時間で可能となった。ここでは、そのようなソフトウェアを利用して、骨粗鬆症脊椎の有限要素解析を患者別に行い、骨粗鬆症における脊椎圧迫骨折の危険性を評価する方法について解説する。

1. はじめに

近年のコンピュータの計算能力の飛躍的な進歩、それに伴う計算科学理論の高度化、ならびにCAEを中心とした使いやすい解析ツールの整備、さらにはCTやMRIの普及と医療画像処理技術の発展が、生体計算力学の研究に新たな可能性を広げつつある。大きな注目を集めている例としては、ボクセル有限要素解析を基礎とした生体組織のミクロレベルまでを視野に入れた大規模計算が挙げられる。CTやMRIの空間分解能の向上に従って1要素のサイズが小さくなり、モデル形態の精度が大きく向上している。特に骨体解析の分野においては、海綿骨の骨梁構造や皮質骨の骨単位をも正確に表現するような1億要素を越える規模の μ FEM解析が実施されている¹⁾。それらは今後の発展が大いに期待される研究であるが、CTに高い空間分解能を要求するため患者への被爆量が多くなり、現状での臨床応用は不可能である。この一方で、臨床診断で利用される通常CTのデータを用い、画像処理技術によって骨の輪郭線を抽出し、それに基づいて表面もしくは立体モデルを作成した上で、CAEソフトを用いて力学解析を行う手法

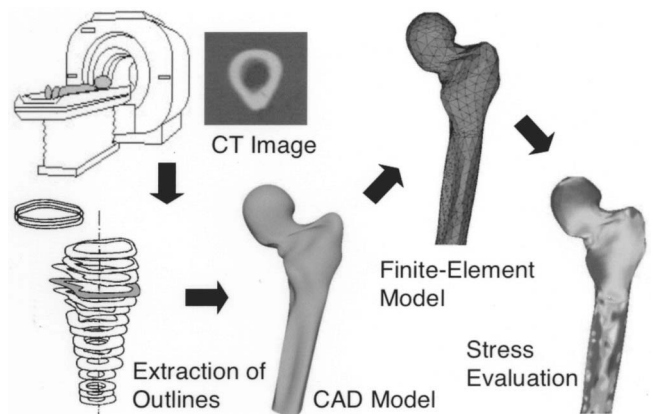


図1 CT画像に基づく有限要素モデリング(大腿骨近位部の例)

が従来から行われてきた(図1)²⁾。また、CTデータの読み込みから対象となる骨の有限要素解析までを一貫して行う解析ソフトウェアも既に開発されている³⁾。これらは骨内部のミクロな構造までは反映していないものの、臨床的な患者別の解析にはむしろ実用的と考えられる。

そこで本解説では、X線CT画像から患者別に骨の有限要素モデルを作成することが可能な、画像処理と力学解析の統合ソフトウェアであるMECHANICAL FINDERTM(株式会社計算力学研究センター)を用いて、骨粗鬆症患者を対象に脊椎の力学解析を行った事例を紹介する。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と呼ばれる方法が最も一般的で、その他には超音波を

2004年8月4日受付

* 金沢大学大学院自然科学研究科システム創成科学専攻

〒920-8667 石川県金沢市小立野2-40-20

Tel: 076-234-4667 Fax: 076-234-4668

E-mail: sakamoto@t.kanazawa-u.ac.jp

キーワード: バイオメカニクス, 計算力学, 有限要素法, 脊椎, 骨粗鬆症

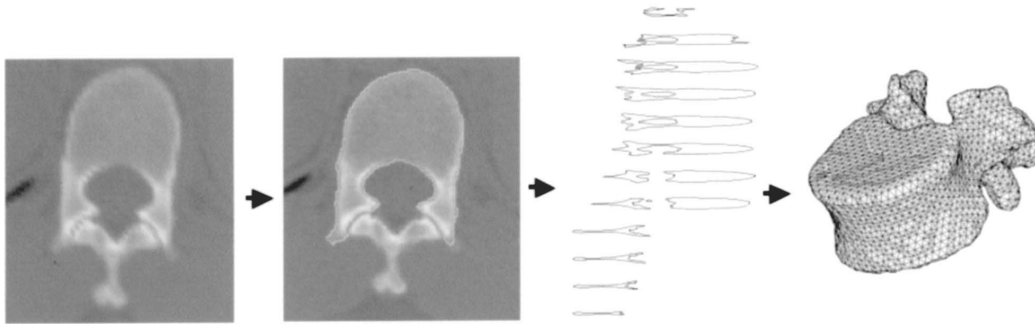


図2 脊椎のCT画像から輪郭線を抽出し有限要素モデルを作成する過程の一例

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、MECHANICAL FINDER™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説明する。

2. 解析方法

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の作業の流れを以下に示す。患者から連続スライスX線CT画像を撮影し、①CT画像をDICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine)形式でMF内に取り込む。②次に各CT画像から解析対象となる骨の輪郭線を抽出する。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。③要素のサイズを決定すると、②で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、その後メッシュ分割が行われ、3次元有限要素モデルが自動で作成される。④X線CT画像のCT値から骨の材料特性(密度、ヤング率、ポアソン比、降伏応力、引張方向臨界応力など)が選択した換算式に基づいて計算され各要素に与えられる。その後は、⑤境界条件を与え、⑥力学解析を行う。

要素はモデル内部に四面体ソリッド要素を使用し、モデル表面には三角形薄肉シェル要素を使用する。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。材料特性については、C

T値から線形の換算式により得た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。本研究では、この3式の中で古くから一般的に用いられている以下のCarterらの式を用いた⁴⁾。

$$E = 2875 \rho^3 \quad (1)$$

ここでEはヤング率(MPa)、 ρ は質量密度(g/cm^3)である。また、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、シェル要素には均質な材料特性を与え、各患者の皮質骨に対応した材料特性とした。

3. 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)を解析対象とし、また健康者と骨粗鬆症患者との比較のため、59歳女性(以下A)、84歳女性(以下B)、64歳女性(以下C)、71歳女性(以下D)の4者の患者について解析を行った。DXA (Dual Energy X-ray Absorptiometry)で測定された放射線的な骨ミネラル密度の値(BMD値)による骨粗鬆症の評価から、L1での単位面積当たりのBMD値がAは $1.043 \text{ g}/\text{cm}^2$ で正常、Bは $0.865 \text{ g}/\text{cm}^2$ でやや骨粗鬆症、Cは $0.667 \text{ g}/\text{cm}^2$ で骨粗鬆症、Dは $0.435 \text{ g}/\text{cm}^2$ で骨粗鬆症と診断されている。

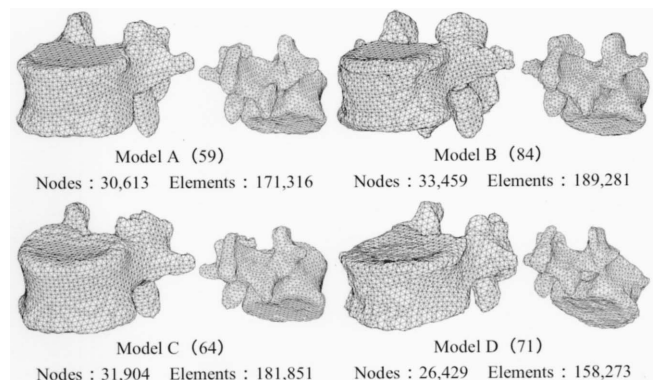


図3 第1腰椎(L1)の患者別有限要素モデル。各モデルにおいて、左は斜め前方より見た図で、右は斜め後方から見た図である。

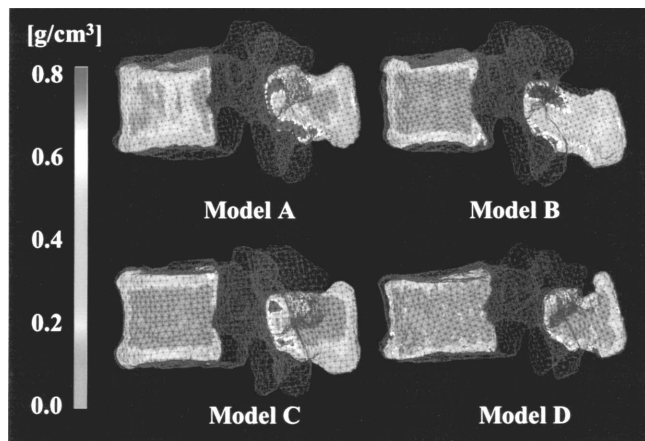


図4 L1患者別有限要素モデルの正中面における質量密度分布

患者のL1を体軸方向に1mm間隔でCTスキャン撮影を行い、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2に示す。平均的な要素長を1.5mm、シェル要素の厚さを0.3mm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3に示す。また、各モデルの質量密度の正中面における分布を図4に示す。モデルB～Dは高齢者の骨のため、骨棘の影響で局所的に骨密度の高い箇所が見られたが、全体的に見てDXAの値を反映していた。また各モデルの密度分布の違いについては、椎体内部の海綿骨で著しい差が見られたが、皮質骨周囲では差は顕著でなかった。臨床的にも椎体の骨粗鬆化は内部の海綿骨から骨密度が低下すると言われており、本モデルにおいてもその傾向が確認できた。

4. 解析条件

上記の4つの解析モデルに対して荷重条件を与え、有限要素解析を実施する。ここでは、骨折前の状態を想定した線形弾性解析と、骨折を想定した非線形骨折解析を行った結果について示す。

4.1 線形弾性解析

線形弾性解析での有限要素モデルに対する境界条件を図5に示す。境界条件は、相対的な比較を容易にするため、

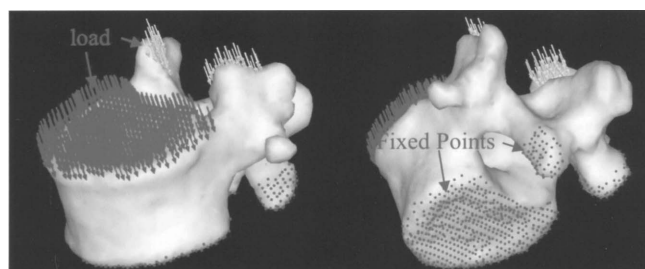


図5 L1有限要素モデルにおける境界条件。(左：椎体上面に400N、棘関節上面に100Nを負荷。右：椎体下面および棘関節下面を完全固定)

全患者とも同一で単純なものを考えた。すなわち、L1椎体の底面と下関節突起の関節部を完全拘束し、L1椎体上面に400N、上関節突起の関節部に100Nの一律荷重を椎体上面に対し垂直の向きに与えた。このような条件の下で、椎体に発生する応力強度比の評価を行った。骨体の解析では、部位によって材料特性が異なるため、応力だけで骨折の危険性を評価することはできず、その部位における強度についても考慮する必要がある。応力強度比とは、各部に発生する応力を強度で除した値であり、その値が1を超えると骨折が発生すると考える。ここでは、圧縮主応力と引張主応力から要素ごとに応力強度比を求めることとした。要素ごとの圧縮強度(降伏応力) σ_c (MPa)は、質量密度 ρ (g/cm^3)からCarterらにより与えられた以下の換算式⁴⁾に基づいて計算した。

$$\sigma_c = 51.6 \rho^2 \quad (2)$$

引張強度は、上式で計算される圧縮強度の80%と仮定して計算を行った。要素ごとに圧縮応力強度比と引張応力強度比を求め、いずれかの大きい方をその要素の応力強度比としている。

4.2 非線形骨折解析

骨に作用する荷重を増加させていくと、ある箇所で破壊が発生する。破壊が発生するとその部位は骨折前とは異なる材料特性を持つことになり、これを考慮して新たな材料特性の下で再度解析を行うと、応力状態も変化しその後の破壊の発生に影響を及ぼす。このように、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。ここでは、解析が不可能になる直前の荷重を骨折荷重として求めた。破壊としては、引張主応力が臨界値を越えた場合の引張破壊を考えており、その場合には引張主応力方向の要素剛性が0となるような異方性の材料特性を与えている。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。骨折解析の場合の境界条件は、弾性解析の場合と同様であるが、荷重はL1椎体上面に対してのみ与えた。荷重増分の大きさは200Nとし、各荷重での破壊要素分布を確認しながら、圧迫骨折に至る経緯を見た。

5. 解析結果と考察

5.1 応力強度比による骨折リスク評価

L1の後方要素部分を除く椎体部における各患者の応力

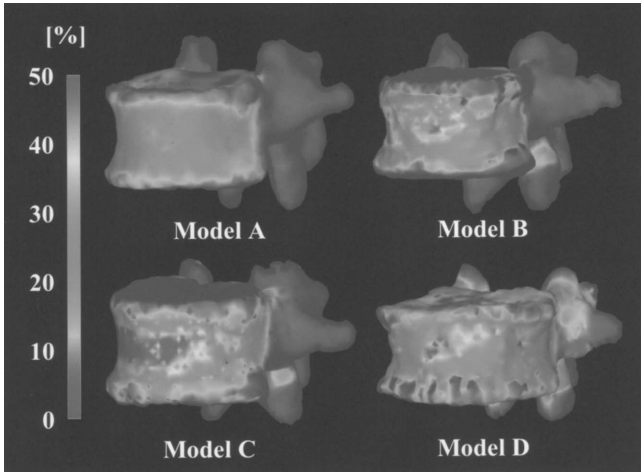


図6 L1患者別有限要素モデルにおける応力強度比の分布(斜め前方)

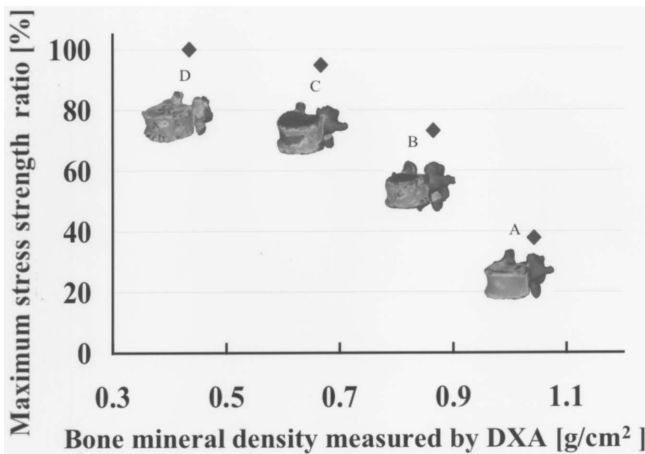


図7 DXAによるBMD値と椎体の最大応力強度比の関係

強度比の分布を図6に、椎体部における応力強度比の最大値とBMD値との関係を図7に示す。L1の椎体部における応力強度比の最大値は、モデルAでは37.8%、Bでは73.1%、Cでは94.8%、Dでは100%であり、BMD値が低い程応力強度比の最大値は大きくなった。R²値は0.867でBMD値と応力強度比の最大値は高い相関性を示した。骨粗鬆症の椎体においては、特に内部の海綿骨の密度減少とそれに伴う弾性率の低下が著しいため、椎体中心部で負荷分担が減り、その分、周辺の皮質骨部への負荷分担が増加する。そのため、曲率の大きい椎体前方や側方の中央部では高い応力が作用し、応力強度比も高い値を示していると考えられる。臨床的にも骨粗鬆症による椎体の圧迫骨折はこの椎体前方における潰れから発生することが多く、応力強度比の高い部分とよく対応している。しかし、最大の応力強度比は椎体前面ではなく、椎体内部で発生する傾向があった。特にモデルDでは椎体内部の海綿骨において骨折が発生するような応力が生じていた。つまり、このことは、骨粗鬆症脊椎骨折の初期段階では内部の海綿骨から骨折が進行することを示唆している。以上のように、弾性解析に

おける応力強度比は、初期段階の骨折の危険性を評価するだけでなく、最終的に大きな骨折が起こる部位の予測にも有効な指標であると考えられる。

5.2 骨折荷重値による骨折リスク評価

非線形骨折解析では、骨の破壊が進行し最終的な骨折に至るまでの過程を追うことができる。その一例として、図8にモデルCにおける荷重増分ごとの破壊要素(シェル要素)の分布を示す。荷重増分に伴う破壊要素の分布の変化から、モデルCと同じく全ての患者において、海綿骨内部で小さな骨折が発生し、その後、椎体前方の皮質骨が破損して骨折が周方向に広がり最終的には圧迫骨折に至るプロセスが確認された。椎体の後方要素は前方要素に比べ、皮質骨が厚く骨粗鬆化しにくい。これに対し前方の皮質骨はより皮薄化しており、これが椎体前方から骨折が発生する原因と考えられる。各患者のL1モデルについて、BMD値と骨折荷重(骨折直前の荷重)の関係を図9に示す。骨折荷重は、モデルAで1000~1100Nの間、モデルBで800~1000Nの間、CとDでは共に600~800Nの間であり、BMD値が高い程、骨折荷重は大きくなった。R²値は0.852でBMD値と骨折荷重値は高い相関性を示した。CとDは600Nの負荷まで耐えられるという結果が出たが、前屈時の荷重や動的な負荷を考慮すると極めて危険な状態であると言える。医学的にもBMD値が0.8 g/cm²を下回ると骨粗鬆症と診断されており、DXAの値が0.8 g/cm²以下であるCとDは解

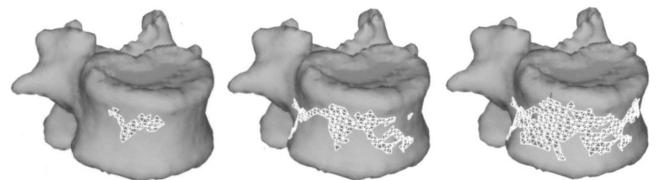


図8 L1患者別モデルCの非線形骨折解析における破壊要素(シェル要素)分布の荷重増分に伴う変化。左: 荷重450N時の収束後の破壊要素分布, 中央: 荷重600N時の破壊要素分布(初回の解析), 右: 荷重600N時の収束後の破壊要素分布。

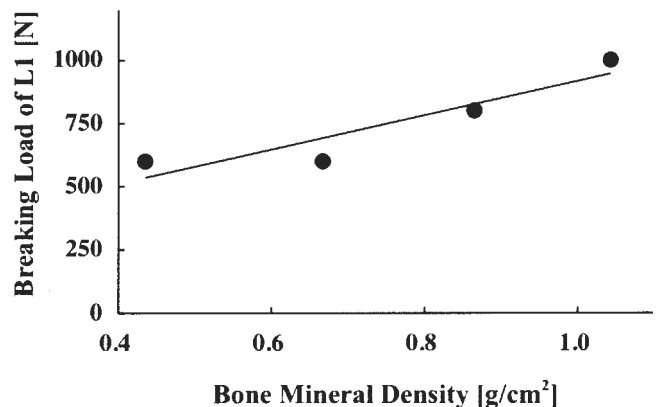


図9 DXAによるBMD値と椎体の骨折荷重値の関係

析結果からも大きな骨折危険性が示唆され、治療を急ぐ必要があると考えられる。

6. おわりに

整形外科医療における骨粗鬆症の診断法を支援するため、X線CT画像から骨の有限要素モデルを作成して患者別の力学解析を行うソフトウェアを用い、脊椎圧迫骨折の危険性を評価する方法の解説を行った。以下に要点をまとめる。

1) MECHANICAL FINDER™を用いた脊椎の3次元有限要素モデルの作成では、従来の方法に比べ、労力、時間とも格段に減少し、得られたモデル形状も妥当なものであった。また要素ごとの材料特性も不均一な傾向を示し、健常者と骨粗鬆症患者との大きな違いを反映するものであった。

2) 脊椎圧迫骨折においては、海綿骨内部で小さな骨折が発生した後、椎体前方の皮質骨が破損して骨折が広がり最終的に圧迫骨折に至るプロセスが確認された。

3) DXAで測定したBMD値と本研究で求めた応力強度比および骨折荷重値の相関性が確認でき、BMD値が 0.8g/cm^2 以下の骨粗鬆症については脊椎圧迫骨折の危険性が極めて高くなることが分かった。

DXAによるBMD値との相関については、ここで示した4つの解析だけでは不十分であるが、今後、多数の患者に対して解析データを積み上げていくことで、より正確な評価が期待できる。圧迫骨折リスクの評価については、非線形解析により骨折荷重を求める方がより望ましいが、解析時間や解析評価の容易さの観点からは、弾性解析により応力強度比を求める方がより現実的と考えられる。また、本解説では材料特性や要素および境界条件の設定において、安全側、すなわち骨の強度をやや低く見積もるような条件の解析を示した。しかし、より正確に骨折リスクを評価するには、特に境界条件について、臨床的な条件を与える必要があると考えている。今後は、様々な条件下で解析を行いより詳細なデータを積み上げていくことで、臨床的にも多くの骨粗鬆症患者の治療に役立つ成果が上がるものと期待している。

なお、本解説で紹介した研究は金沢大学大学院医学系研究科がん医科学専攻機能再建学科（整形外科）との共同研究である。栗森世里奈氏、村上英樹氏、川原範夫氏、富田勝郎氏に謝意を表す。また、研究の実施に大きく貢献した、金澤秀泰氏、小川貴史氏には深く感謝の意を表すものである。

参考文献

- 1) Van Rietbergen, B., Huiskes, R., Eckstein, F. and Ruegsegger, P.: Trabecular bone tissue strains in the healthy and osteoporotic human femur, *Bone Miner. Res.*, 18(10), 1781-1788, (2003).
- 2) 尾田十八, 坂本二郎, 濱谷正吾, 兼氏歩, 松本忠美, 西野暢, 三浦利則, 杉森端三, 富田勝郎, 藤田正彦: 日本人に適した人工股関節ステムの開発研究(股関節症大腿骨形状の分類とその適合ステムの検討), *日本機械学会論文集(A編)*, 66(645), 1068-1074, (2000).
- 3) 金澤秀泰, 坂本二郎, 栗森世里奈, 羽藤泰三, 村上英樹, 川原範夫, 尾田十八, 富田勝郎: イメージベースト有限要素法による骨粗鬆症の脊椎骨折リスク評価に関する研究, *日本機械学会第15回バイオエンジニアリング講演会講演論文集*, 02(35), 393-394, (2003).
- 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).



坂本 二郎 (さかもと じろう)

1988年金沢大学大学院工学研究科修士課程修了。1998年博士(学術)。1988年金沢大学工学部機械システム工学科助手。現在、金沢大学大学院自然科学研究科システム創成科学専攻助教授。脊椎のバイオメカニクス、患者別の骨体有限要素モデリング、人工股関節の

計算力学解析、適応骨再構築の研究、創外固定器の開発等、主として整形外科バイオメカニクス、生体計算力学の研究に従事。日本機械学会、日本ME学会、日本臨床バイオメカニクス学会、日本設計工学会各会員。