

— 原 著 —

3次元有限要素法を用いた下腿骨骨折術後における 荷重安全域予測の試み

佐野 博 高, 阿部 博 男, 入江 太 一
猪苗代 敬, 野口 森 幸, 徳永 雅 子
園 淵 和 明, 岡村 博 輝, 渡辺 樹 一*

はじめに

四肢長管骨の骨折に対する手術療法においては、骨折部を解剖学的に整復し、早期の荷重負荷に耐えられるように強固に内固定するのが原則である。実際の臨床では、骨折部位や骨折型に応じて、アンカーやスクリュー、プレート、髄内釘など、様々なインプラントが用いられている。しかし、大きな骨欠損や粉碎の強い骨折、骨粗鬆症を有する症例などでは、術後に骨片の再転位やインプラントの脱転が起こることがあり、リハビリテーションの中止や再手術を余儀なくされることも稀ではない。こうした合併症の発生を避けるためには、個々の症例について術後の荷重負荷量を慎重に決定していく必要がある。しかし、これまでは主治医が骨折部の固定性やX線所見を参考にしながら、経験的に荷重負荷量を決定する以外になかった。

近年、CTデータを基にした3次元有限要素法により、骨強度が定量的に予測できるようになってきている。本法は、骨密度に代わる次世代の骨折リスク予測法として先進医療項目に収載されており、骨粗鬆症や骨腫瘍患者における骨折の予測に有用とされている^{1,2)}。筆者らは、これまでこの方法を肩腱板修復術に用いるスーチャーアンカーの緩みの発生機序の解明などに用いてきた³⁾。

こうした背景を踏まえ、本研究ではCTデータを用いた3次元有限要素法を骨折手術患者に応用

し、手術によるインプラント挿入後の骨に対して荷重負荷シミュレーションを行い、その荷重安全域を明らかにすることを目的とした。

症 例

39歳男性。道路工事に従事していて、倒れてきた700 kgの機械にはさまれて左大腿骨、左下腿骨（図1）、左足根骨骨折を受傷した。本研究では、これらのうち、術後に骨片の転位が残存した左下腿骨（図2）について、治療目的で撮像したCT画像を対象として解析を行った。

なお、本研究は仙台市立病院倫理委員会の承認を受けた後、患者の文書による同意を得て行った。

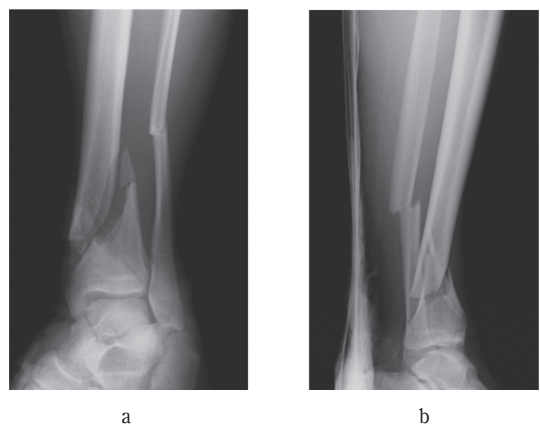


図1. 術前単純X線所見
左脛腓骨の遠位部に粉碎骨折を認める（a：
正面，b：側面）。

仙台市立病院整形外科

*自衛隊仙台病院整形外科

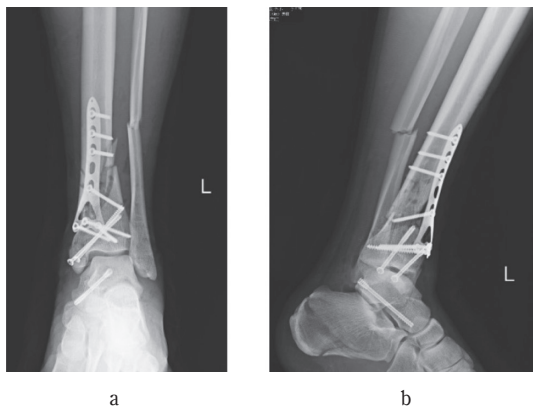


図2. 術後単純X線所見
骨折部はプレートとスクリューで固定されているものの、gapと外反変形が残存している (a: 正面, b: 側面).

解析方法

モデルの作成

術後、整復状態確認のために撮像したCTのDICOM data を出力し、3次元有限要素法用ソフトウェア・Mechanical Finder (Extended Edition, version 7.0, RCCM, 日本) 上に読み込んだ。最初に、プレートとスクリューのみ輪郭抽出を行って(図3)、メッシングの後にSTLファイルとして出力した。次に、術前後の単純X線像とCT像を参照しながら骨のみの輪郭抽出を行い、骨のモデルを作成した(図4)。この時、骨の輪郭が金属よりも大きくなるように注意した。また、骨折線がモデル上に正確に再現できるように、輪郭抽出の際に水平断面・前額面・矢状面の3方向で調整を繰り返した。さらに、各骨片間に若干の間隙を作成し、メッシュサイズについても骨片と骨折線が滑らかに描出されるように調整した。

骨の弾性率はKeyakらの換算式⁴⁾に基づいて算出し、ポアソン比は0.3とした。一方、インプラントの弾性率については、Mechanical Finderの材料データベースから、チタン合金の値(弾性率: 110 GPa, ポアソン比: 0.28)を用いた。また、骨表面には厚さ0.3 mmのシェル要素を定義した。

解析の実行

骨の遠位端を完全拘束して、近位端部に垂直に

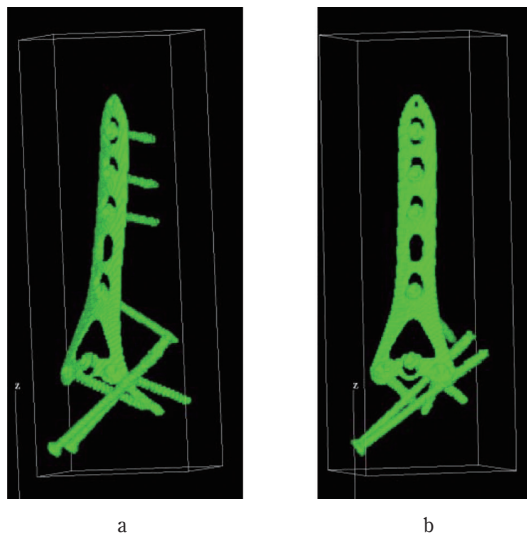


図3. プレートとスクリューのモデル
CTデータからインプラントの輪郭を抽出して作成した3次元モデル。スクリューのスレッドの形状は再現されていないが、各インプラントの位置関係は正確に再現されている (a: 正面, b: 側面).

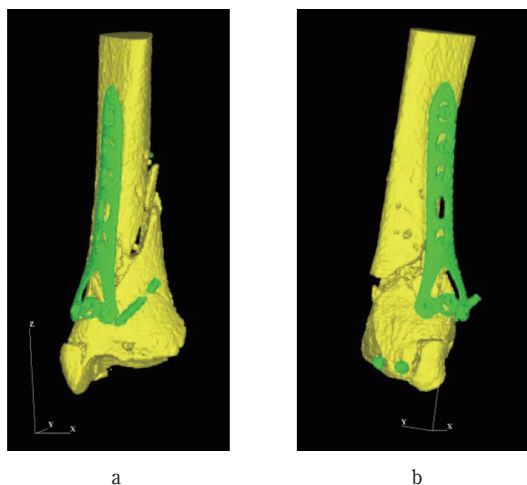


図4. 骨の外形メッシュ像
CT情報を基に作成した骨モデルに、プレートとスクリューをインポートして作成したモデル。骨折部の整復状態や骨片間のgapを、正確に反映していることがわかる (a: 正面, b: 内側面).

200 kgfの荷重を20ステップで負荷し、非線形骨折線予測解析を行った。骨内のvon Mises相当応力分布を計算し、シェル要素に破断が起こり始め

る荷重値を本モデルにおける骨折荷重と定義した。

結 果

今回のモデルでは、30 kgf（荷重負荷開始から6ステップ目）の荷重で骨折部の外側にシェル要素の破壊が起こり始め、そこから要素破壊が連続的に進行した。そのため、この値を本症例における骨折荷重と判定した。骨内の応力分布については、骨折部周囲の脛骨外側骨皮質に高い応力集中がみられたが、逆に内側に当てられたプレートの直下では、応力はむしろ低い値を示していた（図5）。

考 察

骨折手術後のモデルを作成して有限要素解析を行う場合、1) 骨折により連続性のない複数の骨片に分かれていること、2) 多種多様なインプラントがさまざまな部位・方向に挿入されていること、3) CT画像上において、金属によるハレーションが起こること、の3つの問題に留意する必要がある。以下、それぞれについて考察する。

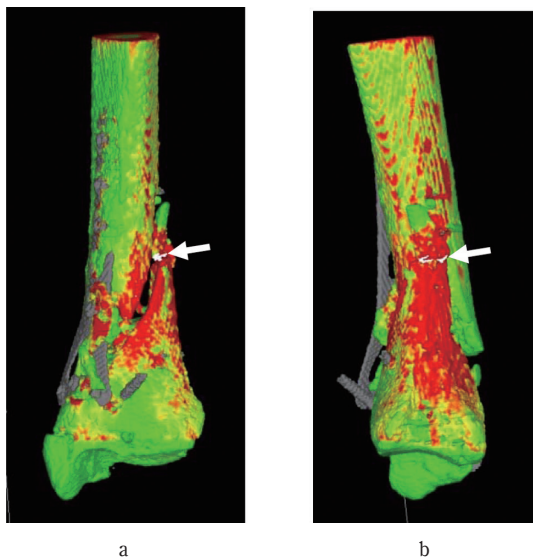


図5. 応力分布と予測骨折部位
骨折部のgapに沿って、特に外側に高い応力集中と要素の破壊（矢印が示す白色部分）がみられる（a: 正面, b: 外側面）。

1) モデル上における骨折部の再現

モデル作成は、骨の輪郭抽出の過程で骨片間に連続性を持たせれば比較的容易に行うことができる。しかし、そのようにして作成したモデルを用いたモデルでは、200 kgfの荷重を負荷しても要素の破壊が生じなかった。これは、作成したモデルが、ソフトウェア上で「変形を有する単骨」として解析されたためと考えられた。このことから、骨折手術直後の荷重限界を明らかにするためには、骨折部を正確に再現し、各骨片がインプラントのみで連結されているモデルを作成する必要があると考えた。

そこで、CTの骨の輪郭抽出を行う際に、単純X線像と見比べながら3方向で丹念に骨折線を抽出するようにしたところ、臨床的判断に近い解析結果を得ることができた。しかし、その結果モデル作成のための作業量は膨大になった。こうした経験から、骨の輪郭抽出の際にいかにして骨折線を再現するかが今後の課題と考えている。

2) インプラントのモデル化

骨折の手術では、安定性を得るために、多種多様なインプラントがさまざまな部位・方向に挿入される。同一種のインプラントであっても、骨片の大きさや長さに応じて異なるサイズのものを選択される。さらに、こうしたインプラントの正確な形状データは各メーカーにとって重要な企業秘密に位置づけられており、たとえ研究目的であっても提供が得られないことが多い。これらの問題を踏まえて、インプラントのモデル化についても、術後のCTデータから行う方がよいのではないかと考えた。

本研究では、対象症例の術後CTからまずインプラントのみを抽出し、メッシュ切りを行った後にSTLファイルとして出力して、形状データとして利用するという手順をとった。その結果、図3に示すように、スクリューのスレッドはあらく描出されているが、インプラント全体の形状や挿入部位はモデル上で概ね正確に再現することができた。

3) 金属によるハレーションの影響

CT画像において、金属周囲の骨組織にはハレー

ションが起こり、高濃度に描出される。Mechanical Finder では骨の弾性率を Hounsfield unit value を用いて算出するため、金属周囲の骨組織はこうしたハレーションの影響を受けることになる。この現象は、単骨であれば解析結果にも一定の影響を与えると考えられる。しかし、本研究ではインプラント周囲の骨強度が若干上昇していたとしても、骨片間の連続性をなくしたことでその影響は最小限に抑えられたと考えている。

今回の解析結果から、本症例における荷重安全域の上限は 30 kgf と推測された。この値は単純 X 線写真を基にした主治医の臨床的評価と概ね一致しており、3次元有限要素法の予測結果が臨床的にも有用である可能性が示唆された。また、内側のプレート直下において骨内の応力がむしろ低下していたことは、いわゆる stress shielding 現象を反映したためと考えられた。

本研究はまだ pilot study の段階にあり、今回予測された荷重安全域が実際の荷重量を反映しているかについて、今後さらに検証が必要である。しかし、術後の単回の CT から患肢に対する安全な荷重負荷量を推測できるようになれば、その臨床

的意義は大きいと考えている。

ま と め

四肢長管骨の骨折手術後の CT データを基に有限要素解析を行い、患肢に対する荷重安全域の推測を試みた。各骨片やインプラントの形状抽出の簡略化など、技術的に解決すべき課題は多いが、本症例については臨床的判断の裏付けになる解析結果が得られた。

文 献

- 1) Bessho M et al: Prediction of the strength and fracture location of the femoral neck by CT-based finite-element method: a preliminary study on patients with hip fracture. *J Orthop Sci* **9**: 545-550, 2004
- 2) Bessho M et al: Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *J Biomechanics* **40**: 1745-1753, 2007
- 3) Sano H et al: Stress distribution inside the bone after suture anchor insertion — A simulation using three-dimensional finite element method. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **21**: 1777-1782, 2013
- 4) Keyak JH et al: Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *J Biomech* **31**: 1235-133, 1998