【論文】

大腿骨転子下骨折における ストレッチ運動が骨折部位に与える生体力学的影響

Biomechanical Effects of Stretching Exercise on Site of Femoral Subtrochanteric Fracture

野口愛子(正会員), 笹川圭右(非会員)*, 尾田雅文(正会員)**,
塩田直史(非会員)***, 佐藤徹(非会員)***, 原利昭(非会員)*
Aiko Noguchi, Keisuke Sasagawa*, Masafumi Oda**,
Naofumi Shiota***, Toru Sato***, Toshiaki Hara*

Abstract

The biomechanical effects of an intramedullary nail system for treating subtrochanteric fracture during bone healing is still unclear. The aim of this study was to analyze the stress conditions of a subtrochanteric fracture model implanted with an intramedullary nail system and augmentation plate under stretching exercise. Two displacement conditions assuming stretching exercise were considered. The finite element (FE) model of a subject undergoing surgery with the intramedullary nail system and augmentation plate was constructed based on post-operative computed tomography images. A 1-mm-thick callus was set in the gaps positioned at the fracture line. Bone healing was defined as a change in the Young's modulus of the callus. The forced displacements from the medial and lateral sides were applied to the distal part of the FE model, respectively. In the initial stage of bone healing, there was a noticeable difference between stress distributions of the callus under displacements from the medial and lateral sides. The compressive stress was widely distributed in the callus by the displacement from the lateral side. However, the tensional stress in the callus was increased by displacement from the medial side. Stretching exercise, such as displacement from medial direction, carries a risk of non-union.

Key Words

Stretching exercise, Intramedullary nail system, Subtrochanteric fracture, Finite element method

1. はじめに

大腿骨転子下骨折は、大腿骨転子部よりもさらに遠位での骨折であり、大きな外力によって受傷することが多く、骨折部周辺に中殿筋、腸腰筋、内転筋など多くの筋群があるため、受傷後に骨片が転位しやすいとされる。したがって、大腿骨転子下骨折の治療には、良好な整復(折れた骨を元の形態に戻す)と強固な固定が必要とされる¹⁾。骨折部での強固な内固定を可能とする骨接合術の一つに、髓内釘固定法がある。この方法は比較的低侵襲であり、患者の早期回復・早期離床が期待されることから良好な治療法の一つである²⁾。一方、固定力不足による偽関節形成などの骨癒合不全³⁾や、髓内釘インプラントの破損^{4),5)}などの報告も散見されることから、骨折部の固定力をより確実にするために、髓内釘とプレートを併用する手法も用いられる^{6),7)}。

骨折治療では、整復や固定、そして骨折治療後のリハビリテーションも重要であり、ギプスなどによる外固定の場合、下肢を長期間動かさないと、筋力の低下や関節拘縮などの事例も見られる。リハビリテーションでは、これらを回避し、筋力や関節機能を可能

2016 年 12 月 6 日受付

2017 年 6 月 13 日掲載決定

新潟工科大学大学院, 〒945-1195 新潟県柏崎市藤橋 1719

*新潟工科大学, 〒945-1195 新潟県柏崎市藤橋 1719

**新潟大学, 〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐二の町 8050

***国立病院機構岡山医療センター, 〒701-1154 岡山県岡山市北区田益 1711-1

Niigata Institute of Technology, 1719 Fujihashi, Kashiwazaki, Niigata, 945-1195

*Niigata Institute of Technology, 1719 Fujihashi, Kashiwazaki, Niigata, 945-1195

****Niigata University, 8050 Ikarashi 2-no-cho, Nishi-ku, Niigata, 950-2181

*****National Hospital Organization Okayama Medical Center,

Fig.1 X-ray images of a patient with femoral trochanteric fracture (a) before surgery, (b) 2 months after surgery, and (c) after revision surgery.

な限り骨折受傷前の状態に戻すことが試みられる。そのうちの一つであるストレッチ運動は関節拘縮の治療に有効とされ⁸⁾、機能障害対応治療として頻繁に実施される⁹⁾。

骨折治療における生体力学的問題は、炎症期、修復期や再造成期の骨治癒過程で発生する¹⁰⁾。しかし、骨接合術を対象とした有限要素解析研究は、その多くが術直後におけるインプラントの影響を調べており、骨治癒過程でのインプラントの効果や各荷重に対する影響は十分に調査されていない。これらの影響を調べることは、リハビリテーションの内容や開始時期を計画する上で重要である。そこで、本研究では大腿骨転子下骨折偽関節例への髓内釘プレート固定症例を対象として、骨折治療過程中的のストレッチ運動によって骨折部およびその周辺に発生する応力・歪みの影響を有限要素法(FEM)によるシミュレーション解析によって明らかにすることを目的とした。

2. 研究方法

2.1 解析対象

本研究では、左大腿骨転子下骨折の治療に際し、髓内釘固定とプレート固定を併用して施術された症例(60歳男性)を解析対象とした(Fig.1)。本症例では、左大腿骨転子下骨折に髓内釘固定法を適用したが、インプラントが破損して(Fig.1b)、偽関節に至ったため、Fig.1cに示す様に、新たな髓内釘とプレートを用いた再固定を行った結果、骨癒合が得られた。本症例に基づいて有限要素(FE)モデルの構築を行い、解析を行った。

2.2 有限要素モデル構築

大腿骨の表面形状モデルは再手術後のCT画像に基づいて、三次元形状再構築ソフトウェア Mimics (Ver.16.0, Materialise, BE)を用いて作成した。大腿骨モデルには、大腿骨転子下の骨折部位に厚さ1mmの仮骨層を設置し、骨折部を再現した¹¹⁾。髓内釘、プレートおよびスクリューのCADモデルは、3DCADソフトウェア Solid Works (2011 x64 Edition, Dassault Systemes SolidWorks, US)を用いて作成した。

大腿骨FEモデルは、要素サイズ約2mmの4節点4面体要素で構成され、その外殻には、皮質骨として厚さ約0.4mmの3角形シェル要素を構築した。また、仮骨層は、その厚みに合わせて要素サイズ約1mmの4面体要素で構成した。大腿骨FEモデルを構成する要素数は4面体要素740,506、3角形要素56,217となった。髓内釘、スクリューおよびプレートの節点数はそれぞれ33,669、3,032、4,849であり、要素数はそれぞれ165,321、11,115、18,492となった。本モデルにおいては、モデル全体で、節点総数は182,180、要素総数は991,651となった。

Table 1は、構築したFEモデルの材料特性等の緒元を示す。大腿骨FEモデルの材料特性は、患者の臨床画像データのCT値に基づいて、患者固有の骨特性分布を設定した^{12),13)}。なお、術後CT画像にはインプラント周囲にメタルアーチファクトの影響を受ける領域が存在した。そのため、本研究では、インプラント周囲領域においては、先行研究¹⁴⁾と同様に、患者の大腿骨部のCT値ヒストグラムに基づいて物性値を求め、皮質骨の平均ヤング率 $E=15.2\text{GPa}$ 、海綿骨領域の平均ヤング率 $E=600\text{MPa}$ をそれぞれ適用する補正を行った。

骨折部の仮骨層に設定するヤング率は、骨折治癒過程を想定して変化させた¹¹⁾。すなわち、手術直後の治療初期ではヤング率 $E=1\text{MPa}$ 、治療後期では $E=600\text{MPa}$ としてそれぞれ設定した。なお、この治療後期想定ヤング率は、CT値に基づき算出した患部周辺の海綿骨領域の値を考慮した。

Table 1 Material properties and element type of each finite element model.

	Young's modulus [MPa]	Poisson's ratio
Cancellous bone ^{12),13)} (Solid element)	$E=33,900\rho^{2.20}$ ($\rho>0$ but ≤ 0.27) $E=5,307\rho+469$ ($\rho>0.27$ but ≤ 0.6) $E=10,200\rho^{2.01}$ ($\rho>0.6$) (ρ : Bone density)	0.4
Cortical bone ⁴⁾ (Shell element)	10,000	0.3
Callus ⁸⁾ (Initial stage of bone healing) (Final stage of bone healing)	1 600	0.3
Nail, Plate, Screws ⁸⁾	110,000	0.3

Fig.2 Boundary conditions for finite element analysis. (a) Antero-posterior view and (b) craniocaudal view, (c) the pelvis and femur in Agura (sitting cross-legged) and Yokosuwari (sitting with legs doubled back to one side) positions.

2.3 解析条件

ストレッチ運動を行う姿勢として、男性の一般的な座り方である“あぐら姿勢”と、女性に多い座り方である“横座り”に着目した。左

Fig.3 Principal stress distribution maps for subtrochanteric fracture model in (a) initial and (b) final stages of bone healing under displacement (F. Disp.) from the medial side.

大腿骨転子下骨折モデルが股関節屈曲，外転，外旋位にあるときを以下“あぐら位”，股関節屈曲，内転，内旋位にあるときを以下“横座り位”とした。ここで，骨頭部を完全固定するとともに，大腿骨遠位部に Fig.2a,b に示すように，内側顆または外側顆に，それぞれ斜め 45° 方向から 10mm の強制変位を設定した。あぐら位と横座り位での骨盤と大腿骨の状態を Fig.2c にそれぞれ示す。あぐら位では大腿骨遠位部の内側顆が，横座り位では外側顆がそれぞれ上方を向くことから，それら内側顆および外側顆に強制変位を設定した。内側顆への強制変位は，股関節屈曲，外転，外旋位における外側へのストレッチ，以下「外側ストレッチ」，外側顆への強制変位は股関節屈曲，内転，内旋位における内側へのストレッチ，以下「内側ストレッチ」を想定した。Yamamura ら(2007) は，あぐら位における股関節の回旋角度が 34.7° から 48.5° 外旋の範囲であることを報告しており¹⁵⁾，本研究では内側顆および外側顆への強制変位の方向に 45° の角度を採用した。

接触条件は，大腿骨－髄内釘間および髄内釘－スクリュー間の両方にクーロン摩擦を定義し，摩擦係数をそれぞれ $\mu=0.1$ ， $\mu=0$ とした。また，大腿骨－スクリュー間には結合拘束を設定した¹⁶⁾。ABAQUS (Ver.6.13, Simulia, US) による非線形静解析を行い，解析結果に基づいて骨折部の力学的状態を検討した。

3. 結果

Fig.3 は，骨折治癒過程を想定した大腿骨転子下骨折モデルの外側ストレッチ条件での主応力分布を示す。Fig.3a には骨折治療初期を想定した仮骨 $E = 1$ MPa とした結果を，Fig.3b には治療後期を想定した仮骨 $E = 600$ MPa とした結果を示し，それぞれ応力値の正値は引張応力，負値は圧縮応力で表している。同図から治療初期と後期において大腿骨近位部の前方側から内側にかけて引張応力が作用する領域が存在する一方，頸部上部には圧

Fig.4 Principal stress distribution maps for subtrochanteric fracture model in (a) initial and (b) final stages of bone healing under displacement (F. Disp.) from the lateral side.

Fig.5 Principal stress distribution maps for callus layer.

Fig.6 Area ratios of tension and compression stresses in callus layer under displacements from the lateral and medial sides.

縮応力が観察された。さらに治療初期においては、骨折部周辺に作用する応力は小さいのに対し (Fig.3a), 治療後期では骨折部周辺に引張力が生じた (Fig.3b)。

Fig.4 は、骨折治療過程を想定した大腿骨転子下骨折モデルの内側ストレッチ条件での主応力分布を示す。同図では、Fig.4a に示す治療初期において、大腿骨近位部の前方側に引張応力が、内側に圧縮応力がそれぞれ作用する領域が確認されるとともに、プレート遠位部付近においては引張応力が生じている。また、Fig.3a と同様に骨折部周辺において、作用する応力は小さい。一方、Fig.4b に示す治療後期では、応力分布は概ね治療初期と同様であるが、骨折部周辺において、引張応力が観察された。

Fig.5 は、骨折治療過程における外側ストレッチと内側ストレッチ条件での骨折部の仮骨層に作用した主応力分布をそれぞれ示している。また、Fig.6 には、各条件において、仮骨層断面に作用した引張および圧縮応力の面積比を示す。Fig.5 に示すように、両方の強制変位条件下において骨折治療の進行によって仮骨層の主応力分布が変化することがわかる。外側ストレッチ条件では、治療初期および後期の両方において、仮骨層に引張応力と

Fig.7 Principal strain distribution maps for callus layer.

圧縮応力が観察された。引張および圧縮応力が作用する面積比は、治療初期ではそれぞれ 55%, 45%であったが、治療後期になると、それぞれ 32%と 68%に変化した (Fig.6a)。その一方、内側ストレッチ条件では、治療初期において圧縮応力が作用する面積が 99.5%に及ぶ一方で、後期においては、引張応力が作用する面積が増加し、それらの面積比はそれぞれ 65%, 35%となった (Fig.6b)。

4. 考察

骨折治療において、骨折部への圧縮力は骨治癒を促進する一方で、過度の引張力は骨治癒を阻害する¹⁰⁾。大腿骨の転子下領域は骨癒合が得にくい部位であるが、先行研究において、髓内釘とプレート併用する手法が転子下骨折部の骨治癒に有効であることを明らかにした¹⁷⁾。本解析ではその髓内釘プレート併用固定に対して、日常的に起こりそうなストレッチ運動が転子下骨折部に及ぼす影響を調査した。着目した姿勢のあぐら位と横座り位は、男性および女性の一般的な座り方であり、骨折治療中の患者においても日常的にそれら座り方を行うことが考えられる。さらに、それら座り方で姿勢が保てない場合、姿勢維持を図るために本解析で想定したストレッチ運動を行う可能性がある。そのようなストレッチ運動が転子下骨折部の骨治癒にどのような影響を与えるか、を調べることは重要である。

治療初期において、内側ストレッチ条件下での仮骨層の主応力分布では、圧縮応力が仮骨層全体に作用する一方で、外側ストレッチ条件下では、仮骨層に圧縮応力と引張応力が作用する面積は、ほぼ等しいことが示された。(Fig.5 と Fig.6)。このことは、外側ストレッチ条件と同様な外力を大腿骨に与えた場合、引張応力の作用によって、骨治癒が阻害されることを示唆している。したがって、あぐら位は横座り位よりも骨治癒不全の危険性が高いことが考えられる。

治療後期になると、外側ストレッチおよび内側ストレッチ条件において、仮骨層に圧縮応力と引張応力がそれぞれ作用した。このことは、仮骨が周囲骨の弾性率に近づくことで、周囲骨で見られるような曲げ変形に近づいたためと考えられる。これは Fig.3 や

Fig.4 に示すように、骨折周辺領域に応力が生じており、荷重伝達が回復していることが推測される。

仮骨層の変形状態については、Fig.7 に示した各条件における主ひずみ分布より明らかにできる。すなわち、仮骨層の厚さ 1mm を考慮することで、主ひずみ量は変形量に容易に換算することができる。治療初期において、外側ストレッチ条件下では、引張方向へ最大約 0.14mm、圧縮方向へ最大約 0.06mm 変形する一方、内側ストレッチ条件下では引張方向へ最大約 0.007mm、圧縮方向へ最大約 0.16mm 変形する。他方、治療後期では、両方の負荷条件における変形量は、引張方向と圧縮方向で約 0.015mm の範囲内にあった。これは仮骨層の弾性率回復によって変形量が軽減されたことを示す。Claes ら(1997)は骨折部に 2mm 以上の裂隙があると、骨癒合が遅れることを報告している¹⁸⁾。本解析において、治療初期の外側ストレッチ条件下で見られた 0.14mm の引張方向の変位はその裂隙に比べて十分に小さいため、骨癒合への影響も少ないといえる。なお、これら仮骨の変形は髓内釘プレート併用によって小さく抑制された結果であり、プレート併用しない場合の変形量は、これよりも大きくなると予想される。しかしながら、使用した左大腿骨転子下骨折モデルでは、複雑な骨折面となる骨折部を厚さ 1mm の均一な仮骨層として簡略化したことから、実際の変形状態を厳密に求めることは困難である一方、仮骨層の局所における引張・圧縮変形の定性的な評価は可能であると考えている。

臨床の整形外科医師は、髓内釘のインプラント形状から回旋運動に対しての固定力に問題があることを認識しており、その問題対策として、髓内釘への横止めスクリューの追加や、その本数の増加などによって回旋固定力を向上させる改良を重ねてきている。しかし、術後の実臨床においては、あぐら位や横座り位といった姿勢の制限を支持するエビデンスがなく、本研究結果は骨折治療過程におけるあぐら位・横座り位の影響を詳細に調査している点で、新たな知識を臨床に役立てることが期待される。

骨折治療において、リハビリテーションは、受傷後に低下した機能を受傷前の状態へ回復させるために重要な処置である。特に高齢骨折患者の場合、寝たきり状態の予防のために、できるだけ早期のリハビリテーションを開始することが重要である。しかしながら、その開始時期の判断は、骨折の形態や固定方法、骨粗しょう症の有無などの考慮を必要とする¹⁹⁾。ストレッチ運動による関節の可動域訓練や筋力回復などを積極的に行うことで、早期の機能改善が見込める一方で、骨折治療過程におけるストレッチ運動の内容については、さらなる検討が必要と考えられる。

本研究では、一般的な男性・女性の座り方であるあぐら位と横座り位におけるストレッチに着目したが、骨折治療過程では横座り位よりもあぐら位において骨折部への影響が大きく、制限されるべき運動であることが示唆された。

5. 結 言

大腿骨転子下骨折への髓内釘プレート併用症例を解析対象として、ストレッチ運動によって骨折部とその周辺に発生する応力・歪みの影響を生体力学的に評価した結果、下記のことが得られ

た。

1. 股関節屈曲、外転、外旋位における内側へのストレッチでは、仮骨層に引張応力が生じ、骨癒合不全の危険性が推察された。
2. 股関節屈曲、内転、内旋位における外側へのストレッチでは仮骨層に引張応力がほとんど生じず、骨癒合への影響は小さかった。

参考文献

- 1) 藤本和弘, 越智康博, 國司善彦, 谷川泰彦, 木戸健司, 大腿骨転子下骨折における整復法の再検討. 整形外科と災害外科 2014; 63: 189-192.
- 2) 糸満盛憲, 水野耕作, 骨折治療学. 東京: 南江堂, 2000.
- 3) Y.Watanabe, N.Takenaka, M.Kobayashi, T.Matsushita, Infra-isthmal fracture is a risk factor for nonunion after femoral nailing: a case-control study. Journal of Orthopaedic Science 2013; 18: 76-80.
- 4) D.B.Alvarez, J.P.Aparicio, E.L.A.Fernandez, I.G.B.Mugica, D.N.Batalla, J.P.Jimenez, Implant breakage, a rare complication with the Gamma nail. A review of 843 fractures of the proximal femur treated with a Gamma nail. Acta Orthopaedica Belgica 2004; 70: 435-443.
- 5) S.Griza, C.G.Zimmer, A.Reguly, T.R.Strohaecker, A case study of subsequential intramedullary nails failure. Engineering Failure Analysis 2009; 16(3): 728-732.
- 6) A.Birjandinejad, M.H.Ebrahimzadeh, H.A.Chabock, Augmentation plate fixation for the treatment of femoral and tibial nonunion after intramedullary nailing. Orthopedics 2009; 32(6): 409-412.
- 7) G.Z.Said, H.G.Said, M.M.El-Sharkawi, Failed intramedullary nailing of femur: open reduction and plate augmentation with the nail in situ. International Orthopaedics 2011; 35(7): 1089-1092.
- 8) 武村啓住, 細正博, 由久保弘明, 松崎太郎, 小島聖, 渡邊晶規, 他, ラット膝関節 2 週固定後の拘縮に対するストレッチが関節構成体に及ぼす病理組織学的影響. 理学療法学 2004; 31: 76-85.
- 9) 森山英樹, 増子潤, 金村尚彦, 木藤伸宏, 小澤淳也, 今北英高, 運動器疾患に対するストレッチングの効果—システムティックレビューとメタアナリシスによる検討—. 理学療法学 2011; 38: 1-9.
- 10) X.Wu, M.Yang, L.Wu, W.Niu, A biomechanical comparison of two intramedullary implants for subtrochanteric fracture in two healing stages: A finite element analysis. Applied Bionics and Biomechanics 2015; Article ID 475261, 1-7.
- 11) H.Fouad, Assessment of function-graded materials as fracture fixation bone-plates under combined loading conditions using finite element modelling. Medical Engineering & Physics 2011; 33(4): 456-463.
- 12) T.S.Keller, Predicting the compressive mechanical behavior of

- bone. *Journal of Biomechanics* 1994; 27(9): 1159-1168.
- 13) J.H.Keyak, S.A.Rossi, K.A.Jones, H.B.Skinner, Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *Journal of Biomechanics* 1998; 31(2): 125-133.
- 14) 野口愛子, 勝山恵子, 笹川圭右, 尾田雅文, 塩田直史, 寺島正二郎, 他, 高齢患者の多発骨盤骨折内固定における骨盤傾斜の影響. *臨床バイオメカニクス* 2015; 36: 157-164.
- 15) M.Yamamura, H.Miki, N.Nakamura, M.Murai, H.Yoshizawa, N.Sugano, Open-configuration MRI study of femoro-acetabular impingement. *Journal of Orthopaedic Research* 2007; 25: 1582-1588.
- 16) G.Cheung, P.Zalzal, M.Bhandan, J.K.Spelt, M.Papini, Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. *Medical Engineering & Physics* 2004; 26(2): 93-108.
- 17) 野口愛子, 笹川圭右, 尾田雅文, 塩田直史, 佐藤徹, 原利昭, 大腿骨転子下骨折の髓内釘固定術モデルにおける力学的検討. *臨床バイオメカニクス* 2016; 37: 173-180.
- 18) L.Claes, P.Augat, G.Suger, H.-J.Wilke, Influence of Size and Stability of the Osteotomy Gap on the Success of Fracture Healing. *Journal of Orthopaedic Research* 1997; 15: 577-584.
- 19) 石橋秀明, 大腿骨頸部骨折のリハビリテーション. *理学療法科学* 2005;20(3): 227-233.