

420 有限要素法による骨幹骨折プレート固定における大腿骨のひずみ解析

Strain analysis of the plate fixation for the femoral shaft fracture using finite element method

○大木 章如・宇都宮大学

Akinao Oki, Utsunomiya University

酒井 直隆・宇都宮大学

Naotaka Sakai, Utsunomiya University

嶋脇 聡・宇都宮大学

Satoshi Shimawaki, Utsunomiya University

Key Words: *Finite element method, Femur, plate*

1. 緒論

近年、高齢化社会による老人の増加、スポーツによる事故により大腿骨骨折が増加している。大腿骨は、日常の基本動作やスポーツにおける動作において非常に重要な骨であるため、骨折治療後大腿骨に負荷を掛けるとどのような影響があるのかを調べることは重要と考えられる。

また、骨折の治療する際のインプラントの選択も重要である。現在は、ステンレス鋼やチタン合金のように金属が一般的である。しかし、チタン合金に含まれるアルミニウム、バナジウムなどは生体毒性が強い物質として指摘されている。そのため、金属以外にセラミック、ポリマー、カーボン複合体、生体吸収性材料の研究が行われている。

これまでの研究では、死体やダミーを用いた荷重実験⁽¹⁾などが主流であったが、そのような実験においては、荷重の応力分布や細かな変形まで調べることはできない。そのような、詳細状態を解明する方法として、数値シミュレーションが有用であるといえる。そのため、最近では人の骨をモデル化し、荷重や圧力を加えるシミュレーションが盛んにおこなわれてきた。そこで本解析では、より生体に近い大腿骨モデルの作成を目指し、脛上・脛部への荷重によるプレートとスクリューの材質の影響をシミュレーションすることを目的とする。

2. 方法

2.1 大腿骨、プレート、スクリューモデルの作成

ヒト大腿骨断面画像として、人体を水平に 1mm 間隔で切断していった断面画像 Visible Human (LEXI) を用い、この画像から輪郭抽出用ソフトウェア SURFdriver (ver.4.0, David Moody and Scott Lozanoff) を使用して、大腿骨は 2 層構造にするため皮質骨と海綿骨、脛骨は皮質骨のみの輪郭を目視にて選出した。また、骨折プレートとスクリューは、3DCAD ソフトウェア Rhinoceros3.0 (Robert McNeel & Associates) を使用し、MATHYS 社のブロード DCP プレート、コーテックススクリュー 4.5mm を参考にして作成された (Fig.1)。

得られた大腿骨 (皮質骨、海綿骨)、脛骨、プレート、スクリューのデータを有限要素法解析ソフト ANSYS LS-DYNA (ver.7.0 サイバネット社) を入力して、有限要素モデルを作成する。大腿骨の全長は 490mm で、中間部を任意に破断させることにより骨折とした。作成したモデルを Fig.2 に示す。大

腿骨モデルは、要素数 18504 から構築されている。

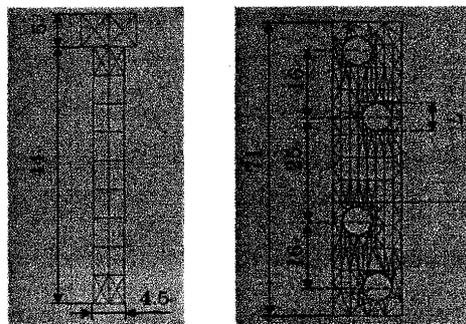


Fig.1 (a)screw

(b)plate

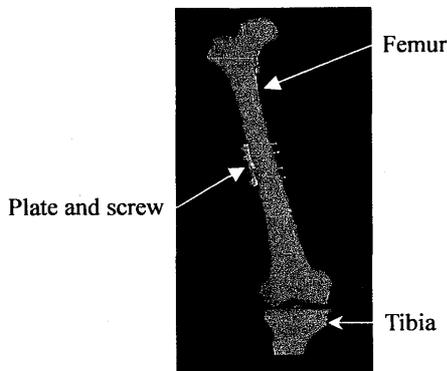


Fig.2 Finite element model

2.2 解析条件

解析では、大腿骨の軸を垂直から 11° 傾け、大腿骨骨頭部の寛骨臼に覆われている部分を完全拘束し、脛骨に荷重をかけ (F)、大腿骨と接触させた (Fig.3)。荷重の定義として 700N、2100N、7000N の 3 通りとした。なお、今回の解析では脛骨の半月板は除外し軟骨をシェル要素とし接触問題として解析を行った。また、プレートとスクリューの材質は、チタン合金 (Ti-6Al-4V)、ステンレス鋼 (SUS316L)、セラミック材はアルミナ (Al_2O_3)、骨により近い剛性をもつインプラントとしてヒト皮質骨を選択し、材質によって大腿骨にどのような主ひずみの変化があるのか調べた。

今回の解析では、大腿骨、プレートとスクリューは線形弾性材、脛骨は剛体とした。それぞれの物性値を Table1,2 に示す。また、主ひずみの測定位置を Fig.4 に示す。

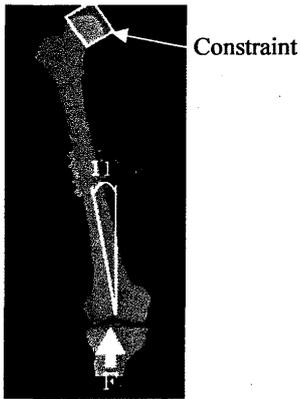


Fig.3 Analysis conditions

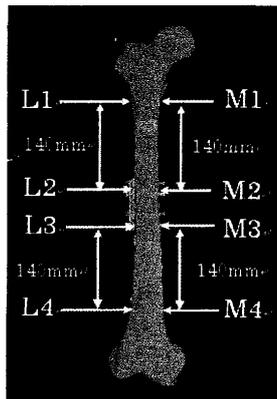


Fig.4 Strain measurement positions

Table.1 Material properties

	Young's moduls (GPa)	Poisson's ratio	Density (g/cm ³)
Cortical bone	17	0.3	1.8
Cancellous bone	4	0.3	1.0
Cartilage	0.014	0.49	1.19

Table.2 Material selection of a plate and a screw

	Young's moduls (GPa)	Poisson's ratio	Density (g/cm ³)
Ti-6Al-4V	113	0.33	4.42
SUS316L	193	0.3	8.03
Al ₂ O ₃	360	0.23	3.8
Cortical bone	17	0.3	1.8

3.結果

解析の結果得られた主ひずみ分布の一例として、荷重 2100N におけるプレートとスクリューの材質をチタン合金 (Ti-6Al-4V) 時の主ひずみ分布図を Fig.5 に示す。



Fig.5 Analytical results(2100N)

各材質とも主ひずみの分布の広がりは一様であり、スクリュー部は大きくひずみが生じていた。ヤング率の低いヒト大腿骨(皮質骨)を材質にすると、他の 3 つの材質に比べプレートに大きなひずみが生じていた。

Fig.6 に荷重 2100N 時の各部位の主ひずみの関係を示した。また、Fig.7 に主ひずみの差が顕著に現れていた L3 の部位におけるプレートとスクリューのヤング率と主ひずみの関係を示した。

Fig.6 より骨折プレート治療をした際に、荷重かかるとスクリュー挿入部に大きなひずみが生じるのがわかる。

Fig.7 より全ての荷重でプレートとスクリューのヤング率の増加に伴い、主ひずみが増加した。つまり、プレートのヤング率が高くなることによりひずみが大きくなる。

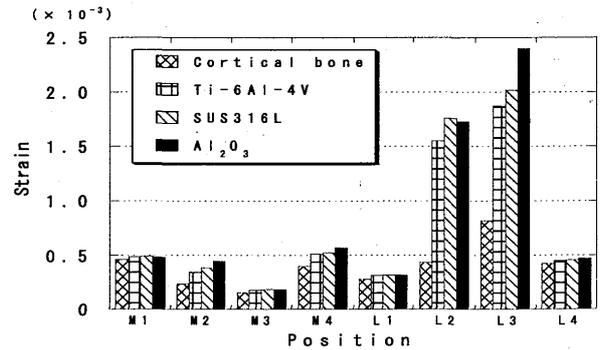


Fig.6 Effect to give to the strain that materials of plate and screw and the measurement are positions

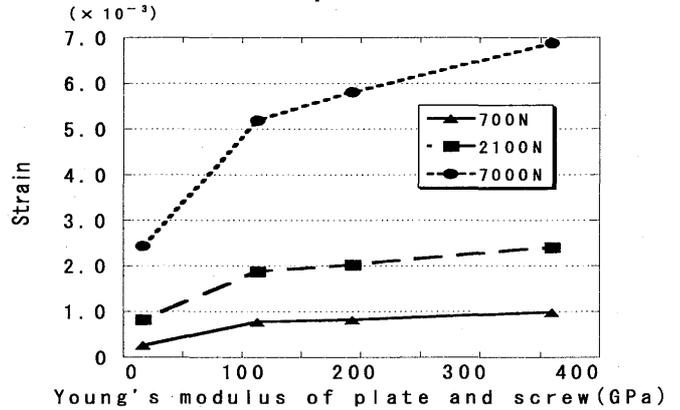


Fig.7 Relationship between Young's modulus of a plate and a screw, and strain at L3

4.考察

材質を変えた際的主ひずみの影響だが、ヤング率を高くすることにより大腿骨に大きなひずみの差が生じていた。ヒト大腿骨(皮質骨)と同様のヤング率にすることによって大腿骨のひずみが大きく減少していた。しかし、ただひずみの減少だけでは良いインプラントとしては評価できない。プレートのような内固定材は、修復組織が形成されるような安全域まで、骨折部の動きを減少させる事が必要をされるため、ある程度の剛性が必要である。また、プレートとスクリューには高い荷重がかかるため、ヤング率の低い材質だと破断、変形してしまい骨折部の固定ができないと考えられる。それ故、ヤング率を低くした材料が良いインプラントにつながるわけではない。つまり、プレートとスクリューの材質は力学的観点から金属が望ましいと考えられる。

5.結論

本解析では、ヒト大腿骨骨折プレート固定術 3 次元モデルを作成し、700N、2100N、7000N の 3 通りの荷重を脛上・脛部へかけ、プレート・スクリュー部の材質をアルミナ (Al₂O₃)、ステンレス鋼(SUS316L)、チタン合金(Ti-6Al-4V)、ヒト大腿骨(皮質骨)とし解析を行い、プレートとスクリューの材質の影響を調べた。脛上・脛部への荷重が増加するに伴いプレートとスクリュー部に応力は集中し、プレートとスクリューの材質は力学的に金属が望ましい。

参考文献

- (1) J.Cordey, M.Borgeaud, S.M.Perren, Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone, Injury, Int. J. Care Injured 31 (2000) S-C21-28