創外固定された脛骨骨折部の力学的特性の推定法に関する研究*

尾田 十八^{*1}, 坂本 二郎^{*1}, 酒井 卓巳^{*2}
末吉 泰信^{*3}, 富田 勝郎^{*4}A Study on Mechanical Property Evaluation of Bone Fracture
in Tibia with External FixatorJuhachi ODA, Jiro SAKAMOTO, Takumi SAKAI,
Yasunobu SUEYOSHI and Katsuro TOMITA

External fixation technique is a convenient treatment for wide clinical use such as bone fracture. In this treatment, it is important to make decision when the external fixation device is detached and the patient start rehabilitation, in order to achieve early healing. Evaluation techniques for bone healing level can offer useful suggestions to the doctor making decision. Thus, we develop an evaluation method of mechanical properties of callus on bone fracture fixed by external fixator. In the method, strains are measured using strain gauges which are attached to some parts of the fixator fixing bone fracture with a certain loading. The strains are inputted to a mathematical or computational model of the fixator and bone, then the callus properties are evaluated inversely. We consider a case of transverse plane fracture of human tibia with external fixator, and apply the evaluation method using an experimental model, a finite element model and a model based on beam theory. Efficiency of the proposed method is discussed from the results.

Key Words: Biomechanics, Finite Element Method, Medical Engineering, Inverse Problem, External Fixator, Bone Fracture

1. 緒 言

骨折部に直接器具を埋め込んで骨折を固定する創内固定と言われる手術法に対し、ピンのみを骨折部周辺に刺入し、それを介して体外から骨折を固定する創外固定といわれる方法がある。創外固定は、骨折部を大きく切開する必要がなく、また体外から容易に骨折の修復ができると言った利点から、普及しつつある整形外科治療の一つである。この治療法では、患者のリハビリ開始時期や創外固定器の取り外し時期をどうやって確定するかが重要であり、そのために骨折部の修復に伴う力学的特性の変化を把握することが必要とされる。

骨折部の力学的特性の把握は、患部への悪影響を考慮し、非侵襲的に行われることが望ましいが、現在のところ考え得る手法として、レントゲン写真やCTなどの画像情報に基づく手法⁽¹⁾やアコースティックエミッション(AE)法による手法⁽²⁾⁽³⁾などが挙げられる。臨床的には画像情報に基づいた骨折部の治癒評価が最も一般的である。この方法は、画像から求めた骨密度や骨塩量をもとに間接的に骨折部の治癒状況を推察するといったもので、医師の勘や経験に頼るところが多く、必ずしも定量的な評価とはなっていない。AE法

は、骨折部の微視的破壊によって発生する弾性波を測定することにより骨折部の強度を推定するものであるが、骨折部が柔らかい状態の際には効果がないこと、また骨折部に微視的破壊を起こす危険性などから、必ずしも望ましい手法ではない。上記の手法は、骨折一般に対して、その治癒回復を評価するものであるが、対象を創外固定を用いた治療に限定した場合、創外固定器に発生するひずみによって骨折部の力学的特性を推定する方法が考えられる⁽⁴⁾⁽⁵⁾。西村らは死体骨を用いた実験により、その可能性を示唆している。先の二つの方法とこれらの方法を比較した場合、骨折部の力学的特性変化の影響を最も直接的に把握できるという観点から、創外固定器のひずみに基づく手法が最も望ましいと考えられる。

そこで本研究では、創外固定器に発生するひずみを測定し、これをもとに骨折部の力学的特性を逆解析的に推定する方法について検討する。ここでは、まず創外固定された骨折モデルを考え、これに負荷が作用した場合の骨折部および創外固定器に発生する応力やひずみ状態を実験とFEM解析により求める。そして、実験とFEM解析のそれぞれについて荷重とひずみとの関係を求め、それらの結果の比較から、本手法や解析モデルの妥当性を検討する。さらに、骨折部の材料特性を変化させた場合、それが創外固定器に発生するひずみに及ぼす影響を評価することで、ここで想定している推定手法が有効かどうかを検討する。

* 原稿受付 1997年11月4日。

^{*1} 正員, 金沢大学工学部(☎920-8667 金沢市小立野2-40-20)。^{*2} 准員, (株)金沢村田製作所(☎920-2101 石川県石川郡鶴来町曾谷町チ18)。^{*3} 国立金沢病院(☎920-0935 金沢市石引3-1-1)。^{*4} 金沢大学医学部(☎920-8641 金沢市宝町13-1)。

2. 骨折の力学的特性の推定法

2・1 推定法のモデル

本研究では、図1に示すように脛骨中央で起こった開放型の骨折を4本のピンによって挟み込むように固定する場合を想定する。実際の骨折では治療の初期段階で、骨折した部分に仮骨と呼ばれる軟組織状のものが形成される。この仮骨は、骨折治癒の進行に伴い徐々に固くなり、通常の骨と同じ力学的特性を有するまでに回復した時点で骨折の修復が完了する。本研究ではこれらに対応した骨折モデルと骨折の治癒後を想定した非骨折モデルを考える。

なお、力学的特性の推定の方法として以下の二つを考えた。すなわち骨折部に既知の荷重が負荷する場合を想定し、モデルに外荷重を負荷させることで創外固定器に発生するひずみを得る方法と、創外固定器に取り付けた骨延長器によってモデルに強制変位を与えることでひずみを得る方法である。以下では、それぞれを開放系の場合および閉鎖系の場合と呼ぶことにする。

2・2 開放系（外荷重負荷）の場合

2・2・1 実験方法

本実験で使用した創外固定器（Smith&Nephue社製、HexFix）は、大きくはステム部、ユニバーサルジョイント部、および刺入ピンから構成される（図1）。この創外固定器をすべての実験モデルで使用した。脛骨部については、多孔質のポリウレタンフォームからなる模擬骨を使用した。この関節面に相当する両端を水平に切除した後、創外固定器を取り付ける。模擬骨の下端面を固定し、上端面に荷重試験器（島津製作所AGS-5000B）によって試験速度0.1mm/minで圧縮方向に最大98Nまで負荷させた。実験モデルを図2に示す。

ひずみの測定箇所は図2に示すように創外固定器のステム部中央の内外側面とした。骨折部に対して外側の測定点をSG1、内側の測定点をSG2と定め、ステムの軸方向に沿ってひずみゲージを貼付した。

また実験モデルは、骨折モデルとして、骨折後形成される仮骨に相当する材料としてシリコンゴム、およびスポンジ状のポリウレタンフォームの2種類を用意した。それぞれの実験モデルをModel1、およびModel2と呼ぶことにする。また非骨折モデルをModel3と呼ぶ。創外固定器、骨部、および仮骨部の材料特性値を表1に示す。

2・2・2 FEM解析

本研究で用いた創外固定器は2個のユニバーサルジョイント、4本のピンで構成されているが、それぞれは堅固につながり合っている。解析モデルではピンの骨部への挿入部分に両者のゆりみがないものと考え、モデル全体を連続体とした。また骨部と仮骨部の境界も連続しているものと仮定した。

本研究で作成した創外固定された脛骨の有限要素法

Fig.1 External fixator for tibia fracture by Hex-Fix (Smith&Nephue, Inc.)

Fig.2 Experimental model

Table.1 Material properties

			Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
External fixator	Stem, Universal joint	Aluminum	71000	0.34
	Pin	Stainless steel	180000	0.30
Tibia		Polyurethan	271	0.32
Callus	Model 1	Silicon rubber	0.834	0.49
	Model 2	Polyurethan	19.6	0.32

Fig.3 Finite element model

割図を図3に示す。節点数は7437、要素数は5226で、要素には8節点6面要素を用いた。境界条件は、骨部下端の節点全てを3方向に変位拘束した。荷重として骨部上端の節点に、合計で98Nの圧縮荷重が作用するような節点力を与え、線形弾性解析を行った。計算に用いた材料特性値は表1に示すとおりである。なお計算には汎用有限要素法プログラムであるMARC (MARC Analysis Research Co.)を使用した。

2・2・3 はり理論による計算

骨折部の力学的特性を推定するには、ステムに発生するひずみの解析を数多く繰り返す必要があることから、より簡便な解析法が望ましい。そこで創外固定器と脛骨を図4に示すようなフレームモデルに近似し、ひずみを評価する方法を考えた。ここではモデルの単純化のため、ピン部を一本のはりとし、また骨部を単純な円筒に近似した。各部の寸法の記号とその値、断面積および断面二次モーメントを表2に示す。計算で用いた各部の材料特性値はFEM解析で用いたものと同様である。以下に計算過程を示す。

脛骨に荷重Pが作用した場合、創外固定器と骨折部に分担される荷重をそれぞれ P_1 、 P_2 ($P = P_1 + P_2$)とし、図4のようにAC部を片持ちばり、CD部を両端単純支持の段付きばりとして考える。

AC部におけるC点での P_1 によるたわみ角 θ_1 、およびたわみ w_1 を次式に示す。

$$\theta_1 = \frac{1}{E_2 I_2} \left(-M_1 l_2 + \frac{P_1}{2} l_2^2 \right) \quad \dots\dots\dots ①$$

$$w_1 = \frac{1}{E_2 I_2} \left(-\frac{M_1}{2} l_2^2 + \frac{P_1}{3} l_2^3 \right) \quad \dots\dots\dots ②$$

CD部におけるC点での M_1 によるたわみ角 θ_2 、および P_2 による軸方向の変位 w_2 を次式に示す。

$$\theta_2 = \left(\frac{l_3}{E_3 I_3} + \frac{l_4}{2 E_4 I_4} \right) M_1 \quad \dots\dots\dots ③$$

$$w_2 = \left(\frac{l_3}{A_3 E_3} + \frac{l_4}{2 A_4 E_4} \right) P_2 \quad \dots\dots\dots ④$$

AB部の曲げによるC点のたわみ成分 w_3 、および P_1 によるA点の軸方向変位 w_4 を次式に示す。

$$w_3 = \frac{(P_1 l_2 - M_1) l_1 l_2}{2 E_1 I_1} \quad \dots\dots\dots ⑤$$

$$w_4 = \frac{l_1}{2 A_1 E_1} P_1 \quad \dots\dots\dots ⑥$$

C点における回転角と、変位の適合条件から、式①～⑥には次の関係が成り立つ。

$$① - ③ = 0$$

$$② + ⑤ + ⑥ = ④$$

上式を整理すると次の連立方程式が得られる。

$$\begin{cases} aM_1 + bP_1 = 0 \\ cM_1 + dP_1 = e \end{cases}$$

ここで、

$$a = \frac{l_2}{E_2 I_2} + \frac{l_3}{E_3 I_3} + \frac{l_4}{2 E_4 I_4}, \quad b = -\frac{l_2^2}{2 E_2 I_2},$$

$$c = -\frac{l_2^2}{2 E_2 I_2} - \frac{l_1 l_2}{2 E_1 I_1},$$

$$d = \frac{l_2^3}{3 E_2 I_2} + \frac{l_1 l_2^2}{2 E_1 I_1} + \frac{l_3}{A_3 E_3} + \frac{l_4}{2 A_4 E_4} + \frac{l_1}{2 A_1 E_1},$$

$$e = \left(\frac{l_3}{A_3 E_3} + \frac{l_4}{2 A_4 E_4} \right) P$$

である。

これを解くと、

$$M_1 = \frac{e}{c - \frac{ad}{b}}, \quad P_1 = \frac{e}{d - \frac{bc}{a}}$$

よってステムに生ずるひずみは、

$$\varepsilon_z = z \frac{P_1 l_2 - M_1}{E_1 I_1}$$

で与えられる。ここで z はステムの中立軸からひずみを測定する点までの距離で、 $z = 6.9(\text{mm})$ である。

Fig. 4 Beam theory model

Table. 2 Size of beam elements

External fixator	Moment of inertia of area	I_1	2200
	Length	l_1	132
Pins	Moment of inertia of area	I_2	10100
	Length	l_2	110
Tibia	Area	A_3	450
	Length	l_3	61
Callus	Area	A_4	450
	Length	l_4	10

Unit: $I(\text{mm}^4)$, $l(\text{mm})$, $A(\text{mm}^2)$

2・3 閉鎖系（強制変位）の場合

2・3・1 実験方法

上記モデルでは、脛骨軸方向に既知の荷重を負荷した場合を想定してきた。しかし、直立時であっても実際に脛骨に作用する荷重は複雑で、これを同定するのは非常に困難である。方法としては、体内すなわち脛骨に作用する荷重は未知のままにしておき、むしろ体外すなわち創外固定器側に制御可能な負荷条件を与える方が望ましい。そこで骨延長術等に用いられる骨延長器を利用して、創外固定器側に強制変位を与え、その際の創外固定器に発生するひずみを評価することで骨折部の力学的特性を推定する手法を考案した。

本手法で用いた骨延長器を図5に示す。この器具は本来は骨の延長や変形の矯正などに用いるものであり、創外固定器に取り付け、図中右上部のつまみを回すことによって一回転につき1mmの割合でユニバーサルジョイントを変位させることができるものである。

骨延長器を利用した場合の実験モデルを図6に示す。骨延長器は創外固定器のステム部上端に取り付け、上側のユニバーサルジョイントの上面に強制的に変位を与える。変位は骨折部を圧縮する方向に最大2mmの変位を与え、1mmごとにひずみを測定することにする。

ひずみの測定箇所は図6に示すように創外固定器のステム部中央の内外側面、および一番上のピンの上下面とした。ステムに関しては骨折部に対して外側の面

Fig. 5 Bone extender

Fig. 6 Experimental model using an extender

の測定点をSG1、内側の測定点をSG2と定め、ステムの軸方向に沿ってひずみゲージを貼付した。またピンに関しては上面の測定点をSG3、下面の測定点をSG4と定め、ピンの軸方向に沿ってひずみゲージを貼付した。実験モデルは、開放系の場合と同様に骨折の治癒過程に対応した3種類のモデルを作成し、それぞれをModel1～3と定めた。

2・3・2 FEM解析

実験に対応して作成した有限要素分割図を図7に示す。節点数は8360、要素数は5868である。境界条件は、ステム部下端の節点全てを3方向に変位拘束した。骨延長器による強制変位は図に示す6節点に与え、変位量は骨折部を圧縮する方向に1mmまたは2mmとした。

上部のユニバーサルジョイント部とステム部の間には、初期状態では互いに拘束されてはいないが、強制変位時にはステム等が変形し、それに伴って両者が接触し、ステム部に荷重が伝達される。従って、本FEM解析モデルでは両者の間を接触面として定義することで、接触を考慮した解析を行った。この接触部では法線方向のみの力のみが伝達されるものとし、すべり方向の摩擦力は考えないものとした。

Fig. 7 Finite element model with an extender

3. 推定結果とその考察

3・1 開放系（外荷重負荷）の場合

ステム外側（SG1）および内側（SG2）に発生するひずみについて、実験値、FEMによる値、およびはり理論による値を比較したものを図8に示す。非骨折モデル（Model13）では実験、FEM解析とも発生するひずみが無視できるほど小さいので、ここでは主に骨折モデルのModel1と2について比較を行う。

SG1とSG2とを比較すると、実験値およびFEM値において、両者がほぼ等しい値で、正負が逆の値を示していることから、ステムには単純な曲げが作用しているものと考えられる。また、FEM解析値と実験値はほぼ一

致しており、本研究で作成したFEMモデルは妥当なものであると考えられる。はり理論の値については仮骨にシリコンゴムを用いた場合(Model 1)において、特に実験値と大きな開きが見られる。この原因の一つとしては、はり理論において各部材の接合部が剛接と仮定されている点が挙げられる。また、はり理論では面内変形のみを考慮した解析となっているが、非軸対称の形状を有する脛骨やジョイント部は実際には3次元的な変形をすると考えられ、このこともはり理論による解析が他と一致しない原因として挙げられる。

骨折の治療過程を想定した計算では仮骨部のヤング率が0.1MPaから脛骨(模擬骨)のヤング率271MPaまで変化すると考え、それに伴いポアソン比は0.49～0.32まで線形に変化するものと仮定する。この際のFEMによる解析結果を実験値、はり理論値と比較して、図9に示す。仮骨のヤング率が低い領域(約10MPa以下)ではヤング率の変化に対して創外固定器のひずみも敏感に変化するが、ヤング率が高い領域ではひずみの変化はわずかである。これら三者を比較すると、ヤング率が大きい領域ではどれも同じような値を示してい

Fig. 8 Strain-load histories at SG1 obtained by experiment, FEM and beam theory

Fig. 9 Strains with changing of the callus Young's modulus

るが、ヤング率が小さい領域でははり理論による値は他の二者よりやや大きめの値を示している。

次に仮骨のヤング率とポアソン比を独立に変化させた場合の影響について考える。仮骨のヤング率を0.1～271MPa、ポアソン比を0.21～0.49の領域で独立に変化させた際の創外固定器に発生するひずみをFEMにより求めた。これを図10に示す。ひずみの値は主としてヤング率の変化に依存し、ポアソン比の変化による影響はあまり大きくない。ただし、ヤング率が低い領域ではポアソン比の変化がひずみに与える影響が見られ、ポアソン比が大きいほどひずみ値が小さくなるのわかる。このような領域において仮骨部のヤング率を正確に推定するには、ポアソン比の影響を考慮する必要があると考えられる。

Fig. 10 Strains with changing of the callus Young's modulus and poisson's ratio

3・2 閉鎖系(強制変位)の場合

骨延長器によって1mmの強制変位を与えたときのModel1～3の各部(SG1～SG4)に発生するひずみについて、実験値とFEMによる値を比較したものを図11に示す。いずれのモデルもピン側に生ずるひずみ(SG3とSG4)は実験値とFEM値でよく一致しているのに対し、ステム側に生ずるひずみ(SG1とSG2)には両者の値に大きな開きが見られる。これはFEMモデルにおいて接触部の形状(ステムとジョイント間のギャップの寸法など)によるステム部のひずみの影響が大きいことが原因と考えられる。より精度の高い計算を行うには、接触部形状を厳密に表した、より詳細なFEMモデルの作成が必要である。

次に仮骨部の材料特性と、創外固定器に発生するひずみの関係について考える。開放系と同様に治療過程において仮骨部のヤング率が0.1MPaから271MPaまで変化すると仮定する。FEMによる解析結果を実験値と比較して、図12に示す。この場合も仮骨のヤング率が低い領域ではヤング率の変化に対して創外固定器のひずみも敏感に変化するが、ヤング率が高い領域ではひずみ

Fig. 11 Strains obtained by experiment and FEM

の変化はわずかである。こういった傾向は、ステムとピンのひずみに対し、実験とFEMの両方で見られる。しかし、ステムに発生するひずみの方は実験値とFEM値で大きな開きが見られるのに対し、ピンのひずみの方は両者がよく一致を示している。以上の結果から、FEMを用いて仮骨の特性を推定する場合は、ピンで測定されたひずみを用いる方がより望ましいと考えられる。

4. 結 言

本研究の結果をまとめると以下ようになる。

仮骨のヤング率が小さい領域では、ヤング率の変化に対してステムに生じるひずみの感度が高い。このことは、骨折治癒過程の前半において仮骨部の力学的特性の推定が特に精度よく行える可能性があることを示唆している。

また、この領域では仮骨部のポアソン比の値が創外固定器に発生するひずみに与える影響が大きいため、これを考慮に入れた推定法が必要と考えられる。大まかな推定は、はり理論でも可能であるが、ヤング率が

Fig. 12 Strains with changing of the callus Young's modulus

低い領域で正確な推定を行う場合は、FEMを用いた方法がより望ましい。

骨延長器を利用した方法においては、ステムやピンに生じるひずみは、実験値と解析値でその傾向は似か寄っており、ピンのひずみを用いた推定の方がより精度がよいことが明らかになった。しかし、ステムのひずみには両者に開きが見られ、ステムのひずみを基に仮骨の特性推定を行うには、より詳細なFEMモデルが必要であると考えられる。

なお本研究は文部省科研費基盤研究(A)(2)(No. 07405007)によるものであり、ここにその関係機関に謝意を表する。

参考文献

- (1) 平澤・井上, 整形外科MOOK (増刊 2-B1993)
- (2) 野村・中土, 整形外科バイオメカニクス (Vol. 13, 1991)
- (3) 西村・ほか2名, 日本臨床バイオメカニクス学会誌 (Vol. 15, 1994)
- (4) 浜谷・ほか5名, 北信越学生会 第26回学生会卒業研究発表講演会 講演論文集(1997)
- (5) 酒井・ほか4名, 第8回バイオエンジニアリング学術講演会・夏季セミナー 講演論文集(1997)