

## 原 著 Telescopic rod を用いた荷重とひずみ計測

昭和大学藤が丘病院整形外科

佐藤 馨\* 安田 知弘 新井 昌幸  
中村 弘毅 神崎 浩二

抄録：創外固定器を用いた骨折治療や脚延長は、リング型創外固定器を用いた Ilizarov 法の普及とともに広がり、閉鎖骨折や変形矯正、骨欠損への治療に応用される。リング型創外固定器は、ハーフピンとワイヤーを用いて骨を固定することで、強固な力学的安定性を獲得できる静的創外固定器としての機能を有する一方、駆動部を持つことで骨片を徐々に動かすことが可能であり、骨片間の Compression-Distraction を特徴とする動的創外固定器としての機能も有する。その力学的特徴は、強固にして弾力性のある固定を特徴とし、鋼線、リングシステムの力学的弾性研究で明らかにされている。リング型創外固定器による圧迫固定は、偽関節部の治療や docking site での固定の際に経験する。骨接触領域に compression をかけた際に生じるひずみが、100~2,000  $\mu$ Strain であれば仮骨形成に有利であると報告があるが、リング型創外固定器における、その接触領域での力学特性は明らかになっていない。Telescopic rod（以下、延長器）を組み込んだ基本的な 4 ring system を模擬骨に装着し、接触面に荷重計測用ロードセルとひずみゲージを骨折面上下へ取り付け、短縮量に対する荷重を計測した。短縮量 5 mm~5.5 mm で 100  $\mu$ Strain を超え、荷重量は 148~164 N を計測した。本研究によって短縮量に対する、力学的特性が明らかになった。

キーワード：荷重、ひずみ、骨癒合、イリザロフ

### 緒 言

リング型創外固定である Ilizarov 創外固定器は、旧ソ連のシベリアの町、クルガンの Dr. Gavriil Abramovich Ilizarov が 1951 年に開発した治療方法である。西欧諸国で初めて使用されたのは 1981 年になってからであり、その有用性から世界に普及した治療方法である。2 骨片を相互に圧迫すると同時に、骨切り部で延長するというその力学的特性のため Compression-Distraction Apparatus と呼ばれている<sup>1)</sup>。Ilizarov 創外固定器は、患者個々の整形外科上の要求を考慮した組み立てにより、600 種類を超える異なった組み立て方法があり、近年、新しいリング型創外固定器の開発により、治療に難渋するような複雑な変形矯正もコンピュータ上で矯正プログラムを正確に組むことができ、比較的容易に治療するまで発展している<sup>2)</sup>。その使用法は骨折、変形矯正、偽関節、骨髄炎、骨欠損治療など多岐に亘り、いまや整形外科医にとってなくてはならない治

療ツールの一つとなっている。

Ilizarov 創外固定器の力学的特徴は、強固にして弾力性のある固定を特徴とし、鋼線、リングシステムの力学的弾性研究で明らかにされている<sup>1)</sup>。

リング型創外固定器の compression による圧迫固定は、偽関節部の治療や docking site での固定に用いられているが、30 例の上腕骨骨折偽関節例に対して、2 日に 0.25 mm ずつ 2 週間 compression をかけることによって 28 例の骨癒合が得られたという報告もあり、臨床的有用性が高いことは諸家によって報告済みである<sup>3)</sup>。骨接触領域に compression をかけた際に生じるひずみが 100~2,000  $\mu$ Strain であれば仮骨形成に有利であると動物実験で報告されているが、リング型創外固定器における荷重、ひずみの力学特性はわかっていない<sup>4)</sup>。調査し特性をつかむことにより、docking site での偽関節の予防に寄与する可能性がある。本研究の目的は、リング型創外固定器における compression の際に生じる荷重とひずみを調査することである。

\*責任著者

## 研究方法

Smith & Nephew 社製の Ilizarov 創外固定システムを使用した。延長器を組み込んだリングシステムを模擬骨（下腿横骨折モデル）に装着し、骨折面に荷重計測用ロードセル、ひずみゲージを装着し、0.25 mm ずつの短縮させた際に生じる荷重とひずみを計測した。

### Ilizarov 創外固定器の配置

リングは、Ilizarov stainless steel ring (Smith & Nephew, Car. no. 10-1306, Memphis, Tennessee, USA) を用いた。リングシステムの構成は標準的な4リングフレームとした。180 mm ハーフリングを2つ用いフルリングとし、脛骨1本に対して4枚（フルリング）を使用した。近位骨片、遠位骨片に対して各2枚（フルリング）使用し、設置位置は横骨折部より5 cm 近位、遠位の部分とした。等間隔（前方を0度として、45度、135度、225度、315度）で配置し4本のロッドでリング間を固定した。各リングに対して2本ずつの Ilizarov スムースワイヤーを90度の角度をなすように刺入した。

### Ilizarov 創外固定器の設定条件

ボルトは、wire fixation slotted bolts (Smith & Nephew, Car. no. 100-700, Memphis, Tennessee, USA) を用いた。ロッドをリングに固定する際の

ボルトは、25 N にてトルクレンチ (GEK030-C3A : KTC) にて設置した。

リングに対するワイヤーの設置は、Dynamometric Wire Tensioner (Smith & Nephew, Car. no. 10-3101, Memphis, Tennessee, USA) を用いてワイヤーに130 kgの張力をかけ溝付きワイヤーボルトにて14 Nで固定（図1a）。近位、遠位リング間は延長器を4本等間隔で固定し、compressionの際は近位横断面を0.25 mm ずつ短縮させ計測した。

荷重計測はeZT, eLM-1000N（株式会社イマダ）を用いた（図1b）。計測は短縮量10 mmまでの荷重を5回計測し平均値を算出した。

骨接触面のひずみは、KFGS 汎用箔ひずみゲージ（株式会社共和電業）を接触面の近位断端、遠位断端のゲージ接触面を研磨平坦とし、それぞれ1枚貼付。貼付の際は、共和電業製のゲージ用接着剤を使用した。ゲージ使用条件は、常温下（ $20 \pm 15^\circ\text{C}$ ）、模擬骨の強度を計測し、ゲージ校正（模擬骨のセンサ物理量は $600 \mu\epsilon$ 、センサ出力は近位 $4,372 \mu\epsilon$ 、遠位 $4,914 \mu\epsilon$ 、校正係数は近位 $0.137237$ 、遠位 $0.1221001$ ）を行った。模擬骨とひずみゲージの貼付方向は荷重軸に対し、平行に設置し接触面のひずみを計測した。測定は $100 \mu\text{Strain}$ を超える短縮量に対するひずみを調査した（図1c）。荷重計測と同様に5回計測しその平均値を算出した。

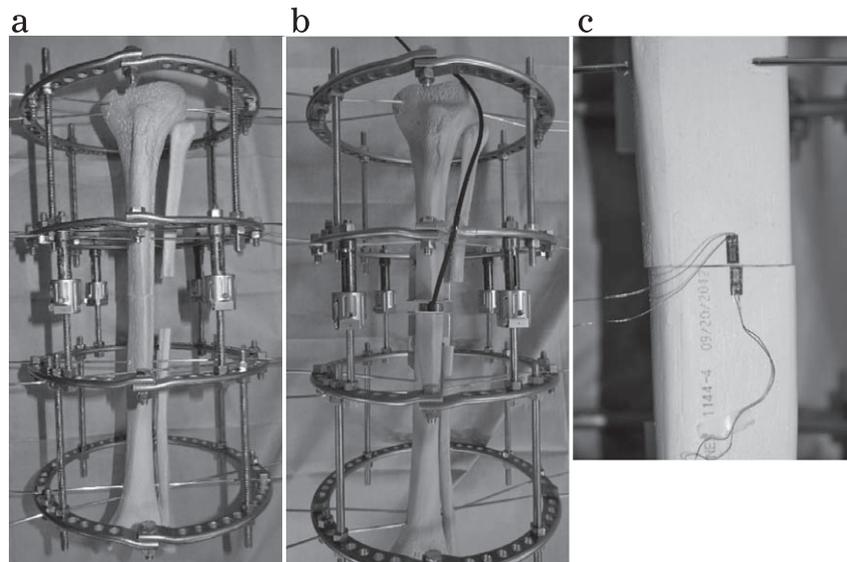


図1 a: 延長器を組み込んだ4リングフレーム  
b: 荷重計測用ロードセルの装着  
c: 横断面上下へひずみゲージの装着

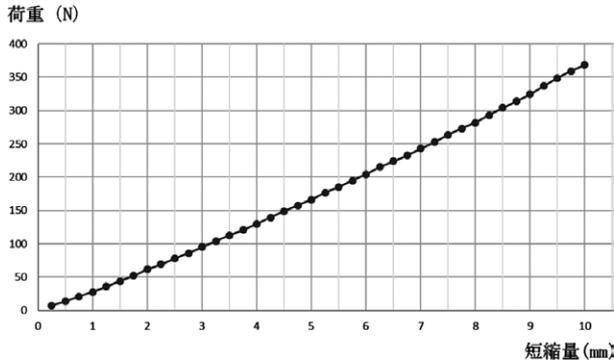


図 2 荷重量は 0.25 mm ずつの短縮で一定の荷重となり、10 mm の短縮量で 368.5 N となった。

## 結 果

### 1. 荷重計測 (図 2)

荷重は、0.25 mm ずつの短縮量に対する荷重量を計測し、10 mm まで計測した。荷重量は均等に増加した。10 mm の短縮量で、骨片間にかかる荷重は平均  $368.5 \pm 13.17$  (N) であった。

### 2. ひずみ計測 (図 3)

ひずみ値 100  $\mu$ Strain を超えるまで計測した。模擬骨横断面近位側、遠位側の 2 データを計測。

5 mm の短縮量近位側  $90.0 \pm 7.4$  ( $\mu$ Strain)、遠位側  $101.5 \pm 9.0$  ( $\mu$ Strain)、5.5 mm で近位側  $103.9 \pm 6.4$  ( $\mu$ Strain)、遠位側  $117.8 \pm 8.1$  ( $\mu$ Strain) で双方 100  $\mu$ Strain を超える結果となった。5 mm ~ 5.5 mm での荷重量を示す。100  $\mu$ Strain を超える荷重量で 166.5 N ~ 185.5 N であることが示された (図 4)。

## 考 察

骨折部への骨癒合に影響を与える要因が臨床的・実験的研究により報告されている。1960 年、Pauwels は骨折間に介在する仮骨が機械刺激によって組織分化すると初めて報告した<sup>5)</sup>。局所静水圧が間葉系幹細胞を軟骨芽細胞、軟骨細胞へと順次分化成熟させる。一方、剪断力によるひずみが間葉系細胞を骨芽細胞および線維芽細胞に分化させ、骨細胞・線維組織へ分化させると理論づけた。Perren と Cordey らは骨折部を強固な固定をすることで、骨癒合を促進すると述べ、Goodship と Kenwright は micromotion によって骨癒合プロセスが得られると報告した<sup>6,7)</sup>。近年では、骨折型、骨片間の gap size、固定強度および荷重が骨癒合に影響する要因であると多くの研究によって報告されている。

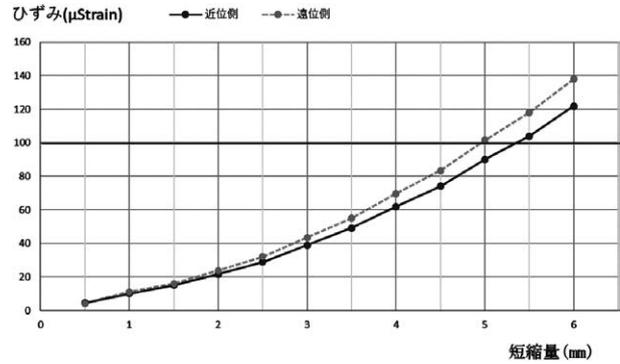


図 3 ひずみ計測。近位側：5.5 mm の短縮量で 103.9  $\mu$ Strain を計測した。遠位側 5 mm の短縮量で 101.5  $\mu$ Strain を計測した。

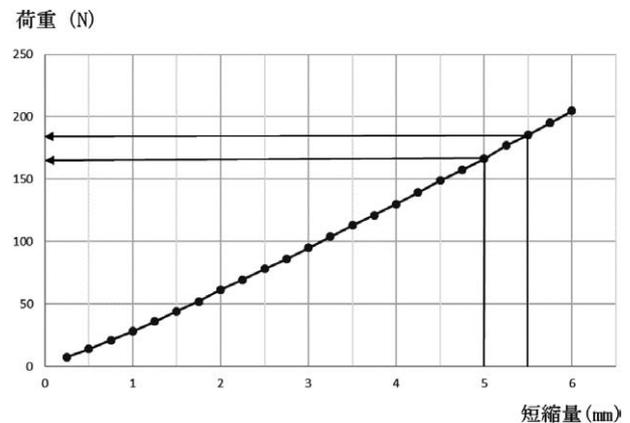


図 4 短縮量 5 ~ 5.5 mm での対応荷重を示す。5 mm で 166.5 N、5.5 mm で 185.5 N であった。

それらを踏まえ現在、臨床的に応用されているのは弾性力を有した創外固定器による固定である。重度四肢外傷患者は骨折型が粉碎骨折・関節内骨折など特殊型であることに加え、特に皮膚・軟部組織損傷が問題となることが多い。骨折部の血行は骨膜といった軟部組織に頼るところも多く、重度四肢外傷患者の治療は皮膚・軟部組織をいかに温存しながら治療するかが重要である。その点、ピン・ワイヤーといった単純なインプラントを使用し、皮膚・軟部組織の侵襲を最小限にし、骨折部を強固に固定できる創外固定は非常に有用であり、世界中で頻用されている治療方法である。Ilizarov 創外固定の特徴としては、骨片間を強固に安定させる静的安定性を高く有することに加え、駆動部を持つことで骨片を徐々に動かすことが可能であり、骨片間の Compression-Distraction が可能である動的固定器とし

ての機能も有するという点である。通常の創外固定はシンプルな構造にて、最小侵襲で強固な固定性が得られる有用な方法であるが、簡便である故、固定方法によって時として5 mmを超えるような fracture gap を生み、骨片断端間の不安定性をもたらす。Lutz は骨折治療モデルで1 mm を超える gap size は一次性骨癒合を阻害し、2 mm を超えるような fracture gap は、骨癒合における仮骨形成に不利な条件であり、それに準ずる骨片間の動きは仮骨形成に寄与しないと報告した<sup>8)</sup>。Lutz は gap size は小さいほど、曲げに対する剛性をもたらす、gap size が小さいほど骨片間の micromotion により骨膜下仮骨形成を促すと報告した。2 mm ほどの中等度の gap size は仮骨形成が多くなる傾向にあるが、曲げ剛性が低下し、6 mm を超えるようなものは偽関節化すると述べている。Hannu は骨癒合の促進条件として、fracture gap が1 mm 未満であり、dynamic に周期的な接触を得るように荷重をかけることでありと報告した<sup>9)</sup>。gap size を小さくし骨コンタクトが得られれば、骨微小血管構造であるハーバース管の開通とともにオステオンの再生により一次性骨癒合が得られる。動的な荷重はさらに、Anchoring Callus および Bridging Callus の形成を促進し、二次性骨癒合が得られる。荷重をかける際に骨片間に生じるひずみが、100~2,000  $\mu$ Strain であれば骨癒合に有利であると報告がある<sup>1)</sup>。Dynamic に周期的に荷重をかけることによってひずみを生むことが必要であり、8 週間の経過観察期間で周期的に荷重をかけた場合とかけなかった場合で比較した場合、20% 程度の仮骨量の差が生じたと報告している<sup>10, 11)</sup>。本研究では Ilizarov 創外固定器に代表されるリング型創外固定を用い、荷重とひずみの計測を行った。延長器は骨延長や骨短縮の際に利用されるツールであり、その応用は骨折、骨欠損、偽関節、変形矯正、骨髄炎治療と多岐にわたる。軟部組織と骨を自由に伸長することで、histogenesis による組織欠損充填が可能である。延長器を用いた compression は、偽関節部での圧迫固定や、骨移動術終盤の docking site への圧迫固定で利用される。単支柱型創外固定器と比較し、リング型創外固定器はリング間を短縮すると均等に圧迫力がかかり、骨片間が強固に固定され、圧迫によりさらに固定性が増す。圧迫刺激により、偽関節部や docking site で

は微小構造が破壊されるとともに成長因子が放出され、血管新生と細胞誘導が起こり、骨形成が起こると推測され、両病態に対してはリング型創外固定での治療が推奨される。しかし実際の臨床の現場においては、骨接触面において、どの程度の荷重量をかけ圧迫固定すれば良いか明確になっておらず、何となく硬くなったところで止めるという術者の経験や裁量によるところが大きい。docking site では偽関節化、偽関節部では癒合不全が問題であり、海綿骨移植や偽関節部・docking site の新鮮化、骨切りによる骨形成、cross pinning による固定力の増強など種々の方策がとられている<sup>12)</sup>。われわれは、諸家が報告した骨癒合に有利な条件である最小限のひずみ【100  $\mu$ Strain】を生じる短縮量に着目し測定した。遠位断端のひずみは5 mm の短縮量：166.5 N で100  $\mu$ Strain を超え、近位断端は短縮量5.5 mm：185.5 N で超える結果となった。被験体の重量により遠位・近位端のひずみに差異が生じているが、短縮量は近似する結果となっている。本研究での使用検体は模擬骨であり生体骨ではないことが Limitation として挙げられる。臨床で使用される Ilizarov 創外固定器では、骨単体の問題もさることながら皮膚・筋肉・靭帯といった軟部組織が骨延長に大きく影響してくる。今回の研究では、4リングフレームを最小リング構成とし計測を行ったが、実験の過程で近位・遠位に1リングを設置した2リングフレームでの compression の際の荷重計測を予備実験として行った。短縮をかけても、荷重が上昇せず、被験体が接触面から逃げていく荷重分散：Rotational Slip 現象が確認され、2リングフレームでの荷重計測は行えなかった経緯がある。生体内での compression は骨自体が皮膚・筋肉といった軟部組織によって連結・固定されており、模擬骨単体での荷重量より、生体内での荷重量は上昇することが予想される。それに応じ、今回計測された短縮5~5.5 mm よりも短い短縮でひずみが100  $\mu$ Strain を超える可能性があり、実際の臨床の compression は注意する必要がある。また、本研究で使用した模擬骨は、連続して計測された値であり、データ自体は大きく偏位はしなかったが、ワイヤー・模擬骨の機械的摩耗も考慮すべきである。

Lag screw technique に代表される骨片間をスクリューで圧迫固定する方法は、2,500 N~3,000 N の

力がかかるとされるが、それに比較し小さく、局所 compression による骨壊死の可能性は低いと考えられる。一般的な歩行では、1,000~3,000  $\mu$ Strain のひずみが生じるとされ<sup>1)</sup>、外傷や骨欠損治療患者における術後間もない患者に歩行を励行するのは難しい。体動困難患者に 100  $\mu$ Strain を超える最低限の compression をかけることは、gap size を可能な限り小さくし剛性をもたせ、骨癒合を促す有用な方法であると考えられる。本研究により、標準的な 4 リングフレームでの接触領域における荷重とひずみが明らかになった。

謝辞 本研究に際し、研究機材を準備して頂いた Smith & Nephew 社に、この場を借りて謝辞を申し上げます。

#### 利益相反

論文内容に関連し、新たに開示すべき COI 関係にある企業などはありません。

#### 文 献

- 1) Gianfranco B. The compression-distraction apparatus of Ilizarov: fundamental theoretical principles and mechanical characteristics. In *The Ilizarov method*. Philadelphia: Deker; 1990. pp1-19.
- 2) Solomin NL, ed. General aspects of external fixation. In *The basic principles of external fixation using the Ilizarov device*. New York: Springer; 2008. pp1-38.
- 3) Lammens J, Bauduin G, Driesen R, *et al*. Treatment of nonunion of the humerus using the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop Relat Res*. 1998;353:223-230.
- 4) Mavcic B, Antolic V. Optimal mechanical environment of the healing bone fracture/osteotomy. *Int Orthop*. 2012;36:689-695.
- 5) Pauwels F. Eine neue Theorie uber den Einfluss mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stutzgewebe. *Z Anat Entwicklungsgesch*. 1960;121:478-515.
- 6) Perren SM, Cordey J. The concept of interfragmentary strain. In *Current concepts of internal fixation of fractures*. Berlin; New York: Springer-Verlag; 1980. pp63-77.
- 7) Goodship A, Kenwright J. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 1985;67:650-655.
- 8) Claes L, Augat P, Suger G, *et al*. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res*. 1997;15:577-584.
- 9) Aro HT, Chao EY. Bone healing patterns affected by loading fracture fragment stability, fracture type, and fracture site compression. *Clinic Orthop Relat Res*. 1993;293:8-17.
- 10) Panjabi MM, White AA 3rd, Wolf JW Jr. A biomechanical comparison of the effects of constant and cyclic compression on fracture healing in rabbit long bones. *Acta Orthop Scand*. 1979;50:653-661.
- 11) Wolf JW Jr, White AA 3rd, Panjabi MM. Comparison of cyclic loading versus constant compression in the treatment of long-bone fractures in rabbits. *J Bone Joint Surg Am*. 1981;63:805-810.
- 12) Paley D, Catagni MA, Argnani F, *et al*. Ilizarov treatment of tibial nonunions with bone loss. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;241:146-165.

## LOAD AND STRAIN MEASUREMENT USING A TELESCOPIC ROD

Kaoru SATO, Tomohiro YASUDA, Masayuki ARAI,  
Koki NAKAMURA and Koji KANZAKI

Department of Orthopedic Surgery, Showa University Fujigaoka Hospital

**Abstract** — Fracture treatment including an external fixator and leg lengthening by the Ilizarov method uses the ring type external fixator; it is applied for the treatment of closed fractures, deformation correction, and bone defects. When treating pseudarthrosis and fixing at a docking site, a pressing and fixing procedure utilizing shortening by an Ilizarov external fixator is applied. In animal experiments, when compression is applied to the bone contact area, it is reported that it is advantageous for callus formation if the strain generated is from 100 to 2,000  $\mu$ Strain. However, the mechanical properties in the bone contact area in external fixation have yet to be clarified. We investigated the load and strain generated when pressing and fixing using a telescopic rod (hereinafter, an extender). A ring fixation system equipped with an extender was mounted to a simulated bone. A load cell, for load measurement, and a strain gauge were attached to the bone fracture surface to measure the load and strain generated when shortened 0.25 mm at a time. The ring fixation system used was a standard four-ring frame system. The load with 5–5.5 mm shortening on the simulated bone was 148–164 N. Through this study, it was possible to clarify the load and strain in the contact area in the standard four-ring frame system.

**Key words:** load, strain, bone healing, Ilizarov

[受付：12月10日，受理：12月28日，2018]