



ホログラフィ干渉法による人脛骨の骨接合法に関する研究

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2013-11-20 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 松本, 俊郎, 河田, 米栄, 藤田, 寿之, 児島, 新 メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24729/00007895

ホログラフィ干渉法による 人脛骨の骨接合法に関する研究*

松本俊郎**, 河田米栄**, 藤田寿之**, 児島 新***

Experimental Study on various Osteosynthesis of Human Tibia by
Holographic Interferometry

Toshiro MATSUMOTO**, Yoneei KAWATA**, Toshiyuki FUJITA**,
Arata KOJIMA***

ABSTRACT

The deformations of the dried human tibia with different osteosynthetic devices such as Küntscher nail, AO plate, Eggers plate are measured by holographic interferometry and the rigidity of fracture immobilization is investigated for each plate. The experimental results showed that the rigidity of osteosynthesis of AO plate was larger than Eggers plate. However, each tibia fixed with plates and Küntscher nail was rotated by load of front direction. On the other hand, rigidity of fracture immobilization due to Hoffmann external fixation was smaller than internal fixation.

Key Word: Holographic Interferometry, Biomechanics, Tibia, Osteosynthesis

1. はじめに

長管骨骨折の接合法には、内固定法と外固定法がある。前者は、手術的治療法であって観血的に骨接合を行う。これにはキューンチャー釘、AO及びエガース各プレート固定法等がある。後者は、保存的治療法であって皮下骨折でなく開放骨折の場合に用いられ、これにはホフマン創外固定があげられる。¹⁾ これらの骨接合法を脛骨に適用した場合荷重を加えることによって骨が変形し各接合法の固定力に影響を与えることが予想される。これらのことを調べることは、接合材料の力学的性質及び接合法の選択にとって有意義な結果をもたらすものと思われる。これらの測定に、光弾性法やストレインゲージ法が考えられるが、前者は実際の物体よりモデル実験が殆どであ

り、後者は点計測で全体的な変形を把握することは困難である。ところでホログラフィ干渉法は実際の物体を用いることができ、変形状態を非接触で広い範囲にわたって干渉じまより求めることができる。²⁾

そこで、本研究では、正常脛骨の変形を測定しこれを基準にして、各種骨接合法を伴う骨の変形をホログラフィ干渉法によって比較、検討した。

2. 実験方法

実験材料は、人脛骨晒し骨でその上端（近位部）を超硬石膏に埋没した。脛骨下端（遠位部）を自由端として脛骨の長軸に対して前後方向及び側方向に荷重を加えた。³⁾

図1に測定用光学系を示す。図において光源には50

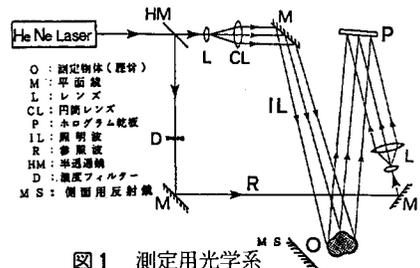


図1 測定用光学系

平成元年4月10日受理

* 本論文の一部は、日本機械学会関西支部第247回講演会（1987年11月）で発表した。

** 機械工学科（Department of Mechanical Engineering）

*** 関西医科大学 整形外科科学教室（Kansai Medical University）

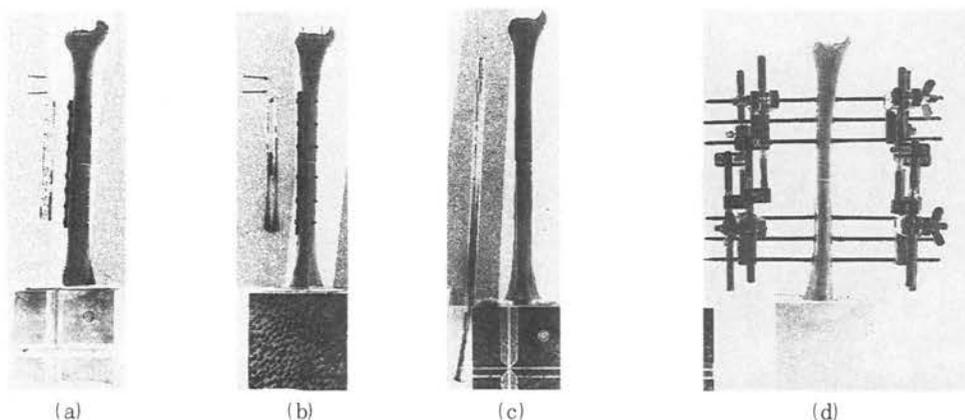


図2 実験に用いた骨接合法

(a) AOプレート, (b) エガースプレート, (c) キュンチャー釘, (d) ホフマン創外固定

mwHe-Ne 及び 2 wAr レーザを用いた。感光材料として、ガラス乾板 (10 E 75, AGFA-GEVAERT) 及びサーモプラスチックフィルム (NEWPORT Corp) を用いた。反射鏡 MS は試料の変形を前方と側面の両方から、一回の実験で観察し、記録できるようにするため設定した。

骨接合法として、図2に示すように AO プレート、エガースプレート、キュンチャー釘及びホフマン創外固定を用いる。一般に骨に適度の圧迫力が加わることが骨形成を促進するので、AO プレートではプレートによる骨接合の時螺子による圧迫力を加えることによって固定する。エガースプレートも AO プレートと同様骨接合のため螺子を任意の設置に設定して骨にプレートを固定する方法である。キュンチャー釘では、骨髄腔に図に示されるような一種の長い釘状の棒を刺入して骨折部を固定する方法である。ホフマン創外固定は、骨折部より離れた所で上下各々 3 本の貫通ピンを通してそれらの両端を、ストレートバーで固定する方法である。

実験手順として、骨接合に用いるすべての正常骨について荷重前後で二重露光を行ない、荷重による骨の変形パターンを撮影し、再生像を得る。次に人工的に骨を切断し、図2の骨接合法による骨を接続した後、荷重を加えて変形させホログラム作成を行う。この操作を各接合法について行う。得られた再生像で干渉じまが表われているので、定性的な検討を行うことができる。その上で定量的な把握をするためには、しま次数を読み取り、変位量に変換する作業が必要になる。隣接する干渉じまと変位量との関係は光学系の配置と変位方向の考察から、光源の半波長に相当する面外変位を示している。これを基準にして各場所ごとの変位量の表示を行う。

図化作業の手間を除くため、デジタイザーを用いて定められたしま次数を与える脛骨上の場所を入力し、マイクロコンピュータによって変位曲線を作成する。

3. 実験結果

(1) 正常脛骨の変形

骨を人工的に切断する前に正常な脛骨について荷重を加えることによる変形測定を行った。その結果を図3に示す。荷重量は 20 gf であるが、変位量は(a), (b)を比較

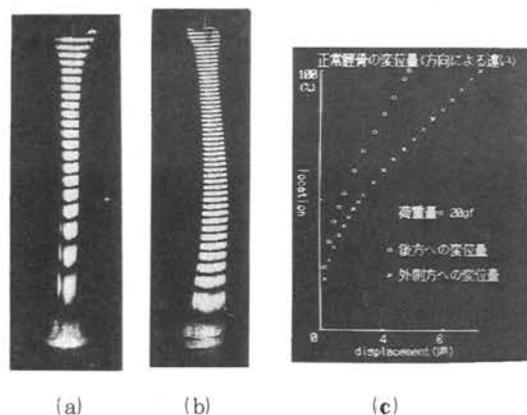


図3 正常脛骨の変形測定

(a) 後方荷重による変形を前方より観察した場合, (b) 側方荷重により発生した変形を側方より見た場合, (c) 両方の測定結果の比較

して(b)の方が干渉じまが細かいので、大きいことがわかる。(c)によれば外側方への変位量は、後方への変位量に比べて2倍近いことが自由端で見いだされる。同図において横軸は変位量、縦軸は場所を示す。これはデジタイザによる座標読みとり作業から得られたデータで変位に変換され表示されている。変位量が0 μ mとなる位置は

脛骨の固定端である。同一荷重であれば側方に変形しやすいことがわかる。

(2) 各種固定法による骨接合後の変形

図4に同一荷重のもとで、各種骨接合法による固定後の変形を示す。(a)(b)及び(c)は内固定に属し、隣接する

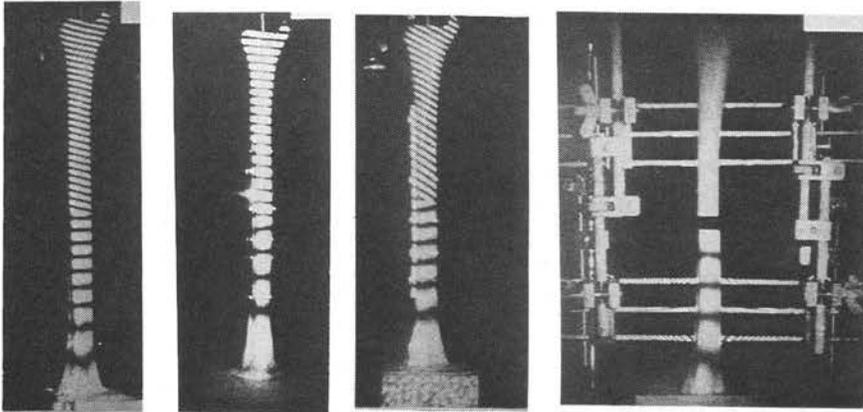


図4 各種骨接合法による脛骨の変形

前方面像で後方荷重を20 gf加えた。(a) キュンチャー釘, (b) AOプレート, (c) エガースプレート, (d) ホフマン創外固定

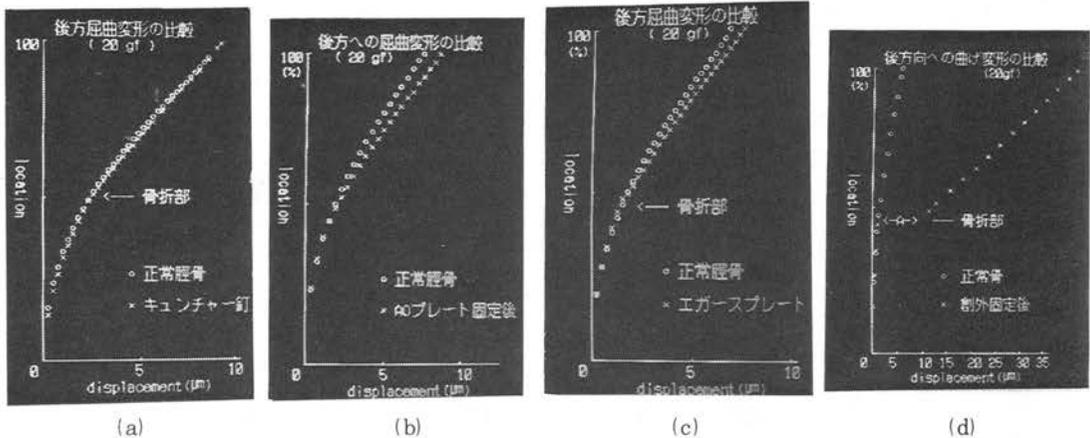


図5 正常骨と骨接合法を行った骨の変形比較

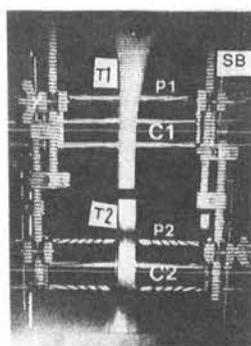
干渉じまの間隔を各結果について調べてみると骨折部位を境にして上部の方が下部より干渉じまの密度が増大している。(a)のキュンチャー釘や(c)のエガースプレートでは、骨折部より上部は干渉じまが斜めに表われているのが見いだされる。これは図2(c)に示されるキュンチャー釘が骨髄腔に入れられることによって骨折部を固定しているので荷重が自由端に加わった場合釘を軸にして骨の切断部より上部が回転したためと考えられる。また、

(c)のエガースプレートの場合も脛骨の長軸とプレート接合部が一致していないため曲げ外力に対して回転モーメントが生じたためと考えられる。しかし、(b)のAOプレートでは、プレートによる骨接合が強いため上述のような変形が生じにくいことが、干渉じまの表われ方から言える。(d)は創外固定法で骨接合を行った脛骨の後方への曲げ変形を示す再生像である。骨切断部より下の脛骨は干渉じまが5本表われ上部では干渉じまが認められない

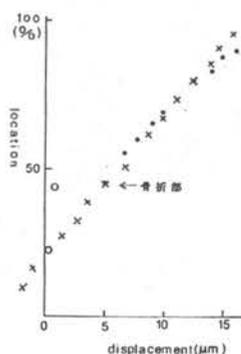
位大きく変位しているのがわかる。この接合は骨接合部に相当する部位でプレートのように直接接合するものがなく貫通ピンとストレートバーで間接的に接合されている状態であって、従って脛骨上部に荷重を加えた場合、骨接合部に力が加わり荷重負荷側である上部の脛骨が大きく変形することになる。図5に図4で得られた再生像について、試料固定端をしま次数の0として自由端までしま次数を読み、変位量を求めた結果を示す。(a)において脛骨上同一場所に変位量を読みとると正常脛骨とキューンチャー釘により固定された骨とは同じ値を示し変形が同じであることがわかる。(b)では、切断部がAOプレートで固定されており、正常脛骨の変位量より大きい。同様の傾向はcの場合も見い出される。(d)では、正常骨は

連続的に変形しているのに対して、骨接合された試料では、骨接合部で前後方向に5 μ m程のずれが発生しその後直線的に変位していることがわかる。このようなずれは、臨床的に考察すれば、骨癒合の上から問題となる。このずれがホフマン方式の構成要素のどこから生じているかをホログラム再生像から考察した。

図6においてストレートバー(SB)や脛骨は各々干渉じまの間隔が同じであるから全体が傾いたことを示している。脛骨の上部(T1)が最も間隔が狭く傾斜角度が大きいことを示している。しかし、貫通ピンについてはC1, C2付近を軸とする回旋変形が生じておりこれが脛骨変形の主な原因であることがわかる。この骨切断部におけるずれをなくすためには、貫通ピンの強度を増加す



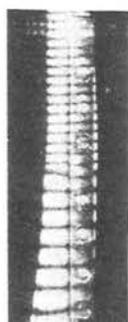
(a) 前方面再生像



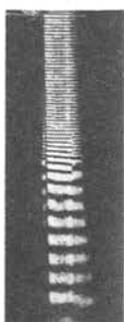
(b) 脛骨の変形測定結果

図6 ホフマン創外固定と脛骨の変形

(b)において、○脛骨近位部(T1)、●同遠位部(T2)、×創外固定バー(SB)、後方荷重10gf.



(a) AOプレート



(b) エガースプレート

図7 プレート付近の変形の違い(拡大図)

ることやストレートバーの数を増やして骨折端に圧迫力を加える方法も考えられる。図6(b)は脛骨(T1, T2)、ストレートバー(SB)の変形を示している。後方荷重を加えて前方から試料全体を見ているので、ストレートバーの下端部は前方に変位しており、負の値で示されている。

図7にAOプレートとエガースプレートの骨接合の強

さを見るために拡大した図を示している。側方への曲げ変形であるが、(a)では骨切断部の上下で干渉じまの間隔は徐々に狭くなっているが、(b)では上部の干渉じまの間隔が(a)より急に狭くなっている。これには、試料自体の強さが違うことも関係しているが、プレートの剛性と螺子のプレート固定力の違いが大きいと考えられる。

4. まとめ

- (1) 骨接合法により骨が変形しやすい方向があることがホログラム再生像より見い出された。
- (2) 内固定法ではプレートの剛性と骨に固定する螺子の固定力が各接合法で異なることがわかった。創外固定では貫通ピン及びストレートバーの剛性に問題があると考えられる。
- (3) プレート固定法、キューンチャー釘では、前後方向の荷重に対して回旋変形が生じていることが観察された。

参考文献

- (1) 寺山和雄他編, 標準整形外科学(医学書院, 1986).
- (2) 児島 新他, 中部整災誌 29(1986)362.
- (3) 松本俊郎他, 大阪府立工専研究紀要 20(1986).