ホログラフィ干渉法を用いた大腿骨の全視野変形解析に関する研究*

格内 敏** 坂本 亨** 阿保政義** 藤原紘郎***

Deformation Analysis of All Views of a Femur Using Holographic Interferometry

Satoshi KAKUNAI, Tohru SAKAMOTO, Masayoshi ABO and Hiroo FUJIWARA

With age, disease or injury the joints in the body can wear out or bones may even fail catastrophically. So, various implants are employed to recover the function of the femur by providing mechanical fixation. However, pain due to the stress concentration in the bone and new fracture are caused, when the implant does not physically suit the patient. For the improvements in design and implementation techniques to be realized, detailed deformation of a femur before and after implantation must be understood. This paper describes the mechanical evaluation method of a femur with complicated structure and shape. The deformation behavior of all views of a femur was simultaneously measured using the holographic interferometry and analyzed using the CAD system. Furthermore, the finite element model which reflects the load of the experimental condition was built by CAD and the deformation analysis was carried out. The result agreed with the holographic analysis. Since this technique can measure the overall structural behavior of a femur, it is also a validation tool for FE model construction.

Key words: holographic interferometry, CAD system, femur, deformation, biomechanics, finite element method

1. 緒 言

高齢化が進むにつれて、運動や荷重を支える股関節の疾患や大腿骨の骨折が増加している。これらの機能を回復するために、種々のインプラント（人工補綴物）が研究・開発されているが、インプラントのデザイン、手術手技、術後の痛み、感染症などが起因して、新たな苦痛や骨折が起こることがある。そのため、インプラント挿入前後における骨の力学的挙動を詳細に解析することは、インプラントの設計開発や医療現場にとって重要であり、これまでに多くの研究がなされてきた^{1)~9)}。実験力学的解析では、一般にひずみゲージ法が用いられているが、複雑な構造と形状を持つ大腿骨では離散的なデータであるひずみゲージ法は、全体の挙動を詳細に把握するには充分とは言えない。そのため、光を用いる全視野的な測定法としての光弾性⁹⁾、ホログラフィ干渉法^{10)~14)}や、熱弾性応力画像解析法¹⁵⁾など非接触測定を用いる研究が試みられている。一方、有限要素解析を用いた研究は、解析モデルを一度構築できれば、内部応力を含めた多くの有益な知見が得られる。しかし、構築する解析モデルの信頼性が重要であり、実験力学的手法を用いた実験結果と比較・検討することが必要である。

本研究ではホログラフィ干渉法を用いた大腿骨の新しい変形解析方法について報告する。一般に、ホログラフィ干渉法は小さな実験荷重によって、実物体の弾性変形パターンを得ることができる。しかし、測定感度が高いことは、実験の小さな誤差も測定結果に反映されるため、実験には慎重で繊細な作業が要求される。大腿骨の全周囲の変形挙動を知るには、注意深く大腿骨を回転して実験の再現性を維持して、異なる観察方向からの測定を繰り返す必要がある。一方、大腿骨の周りに同じ光学

系を何組か配置して、同時に測定する方法も考えられるが、設備経費が高くシステムが肥大化する。本研究では大腿骨の全周囲の変形を1回のホログラフィ干渉実験によって求め、3次元CAD上で構築した実験光学系を用いて解析する方法について提案した。さらにCADモデル大腿骨から有限要素モデルを構築して有限要素解析を行い、ホログラフィによる実験結果と比較した。その結果、本手法は大腿骨の全周囲の変形挙動の把握を可能とし、また、有限要素解析モデルを正確に構築するための評価技術としても有用であると思われる。

2. 実 験

2.1 測定原理

実験光学系を図1(a)に示す。大腿骨の後方にミラーを配置し、正面と両側面後方の3方向で物体を同時に照明し、それぞれの反射光を参照光と干渉させて1方向で観察する。その結果、大腿骨を回転することなく、コンパクトな光学系で図1(b)のような3方向からの像を同時に記録・再生できる。しかし、左右のミラーに写った再生像は、実際に大腿骨を横から眺めた場合とは異なり反転され、正面の像に比べて少し小さくなる。干渉縞の解析では、CADシステム上に大腿骨と光学系を構築し、解析に必要な幾何学的な寸法情報を光線追跡によって求める。

ホログラフィ干渉法では^{16)~18)}、物体の変形前後における2つの光波を干渉させて波長オーダーの精度で変位分布が測定でき、変位と位相変化 ϕ の関係は次式となる。

$$\phi = \frac{2\pi}{\lambda} d \cdot (S_o - S_i) \quad (1)$$

ここで、 d は物体上の任意点の変位ベクトル、 S_i と S_o は任意点を照明するレーザ光の単位ベクトルと観察方向の単位ベクトル、 λ は使用光源の波長である。式より任意点の変位による光路変化は、ベクトル $(S_o - S_i)$ と変位ベクトル d との内積で与

* 原稿受付 平成16年10月27日

** 正 会 員 兵庫県立大学大学院工学研究科（姫路市書写2167）

*** 水島中央病院（倉敷市水島青葉町4-5）

Fig.1 Optical system for simultaneous measurement of three aspects of femur
(a) Optical Arrangement with two sets of plane mirror
(b) Photographs of femur taken with three aspects

えられる。いま照明方向と観察方向を二等分するベクトルを感度ベクトル S と定義すると、 $S \equiv S_o - S_i$ となり、変位 d による光路変化は変位ベクトルの感度ベクトル方向への正射影に等しい。位相変化 ϕ が 2π ごとに明るい干涉縞が現れるので、干涉縞の次数を数えることによって ϕ が求まり、 S_i 、 S_o は光学系で決まるので、変位ベクトル d の成分が決定できる。

2.2 実験装置

図 2 に実験装置を示す。複雑な構造を持つ大腿骨の全周囲の変形パターンを一度にホログラフィ記録するために、大腿骨の内側面を正面に向け、その両側面の後方の左右（この両側面を今後は後面方向、前面方向と呼ぶ）に、2 枚のミラーを配置した。大腿骨の内側面とミラーに写る両側面は同時にホログラフィ乾板に記録される。アルゴンイオンレーザ光 ($\lambda=0.514 \mu\text{m}$) は、ハーフミラーで物体照明光と参照光に分離する。物体照明光はミラーで反射した後、ホログラフィ乾板の近傍で対物レンズにより拡散光となり、大腿骨の内側面およびミラーを通して両側面を同時に照明する。ただし、3 方向での物体照明光が他の方向の物体照明光に対する迷光とならないように、適所に遮蔽板を配置した。一方、大腿骨の正面と両側面間では光路差がアルゴンイオンレーザ光の可干渉距離を超えるため、参照光はハーフミラーを通して 2 つに分ける。一方の参照光は、大腿骨

Fig.2 Schematic diagram of experimental setup

Fig.3 Model femur

の正面から反射してきた物体波と干渉してホログラフィ乾板に記録される。他方の参照光は、大腿骨の両側面から反射してきた物体波と干渉してホログラフィ乾板に記録される。

ホログラフィ記録にはサーモプラスチック乾板を使用し、その場で電氣的に現像処理を行った。現像処理後、乾板をそれぞれの参照光で照明すると再生像が現れる。再生された物体像上には、変形の等高線を現す干涉縞が局在する。これらの像は、乾板の後方に置かれた CCD カメラで記録して解析する。

実験にはヒト大腿骨に類似した形状と力学的特性を持つ図 3 に示す概観のモデル大腿骨 (Pacific Research Laboratories, USA, #3103) を使用した。大腿骨は後面を水平面上に置き、そこから垂直に 90° 回転して下部を樹脂で固めた。このとき骨幹軸は荷重方向に対して 9° 傾く。図 4 に大腿骨試料と荷重装置を示す。大腿骨の取り付けでは、装置の荷重方向と大腿骨の荷重軸が一致するように X,Y ステージを調節した。はじめに、大腿骨が荷重装置上で安定するように初期荷重 63N を与えてホログラムを記録し、次に縞解析と変形パターンの可視化にとって都合の良い干涉縞密度が得られる実験荷重 9.8N を与えて大腿骨の変形パターンを得た。なお、ホログラフィ干涉縞は測定感度が高いために、低荷重によって大腿骨の弾性変形パターンを得ることができる。干涉縞は観察方向における感度ベクトル方向

- ①Incremental load, ②Pre-stressing load, ③Loading rod
④Linear bearing, ⑤Cup holder, ⑥Concave cap,
⑦Femur, ⑧Base clamp, ⑨X stage, ⑩Y stage

Fig.4 Experimental femur and loading apparatus

への変位成分の等変位線を表す。

2.3 有限要素解析モデル

実験に用いたモデル大腿骨を X 線 CT スキャナによって骨頭部から骨幹下部までを 140 枚の断面に分割した。ただし、骨頭部から 90mm のネック・大転子部下部までは、形状が複雑なために 1mm 間隔に断面形状を測定し、次の 20mm は 2mm 間隔、形状変化が小さい骨幹部では 4mm 間隔とした。これらの断面図の外形線はスプライン曲線で近似した後、各段面を積み上げて断面間のスプライン曲面補間により全体の CAD モデルを構築した。図 5 に構築したモデル大腿骨の 3 方向での皮質骨と海綿骨領域を示す縦断面図を表す。大腿骨の有限要素解析モデルには、実験の荷重状態をできるだけ類似させるために、図 4 の荷重ロッド③、軸受け部分④を含めた 3 次元モデルを構築した。解析ソフトには ANSYS を使用し、メッシュ分割は 4 面 10 節点で、荷重ロッド・軸受け部は水平方向には変位を拘束し、大腿骨下端部は完全固定とした。なお解析に用いた材料特性を表 1 に示す。

3. 結果と考察

3.1 ホログラフィ干渉縞の解析

図 6 に大腿骨の後面方向、内側面方向および前面方向におけるホログラフィ干渉縞の写真を示す。ただし、実際の再生像では、左右の像はミラーを通して観察しているために像の向きが反転している。このため、図では左右の再生像を実際に横から見える方向に回転した。いま、図 2 の実験光学系で大腿骨と観察点までの距離が長く、大腿骨が観察方向からの拡散光で照明されると仮定する。このとき、それぞれのホログラムでは、照明・観察の方向がほぼ同じで、感度ベクトルも同じ方向と見なせる。したがって、それぞれのホログラムで観察される干渉縞は、式(1)から観察方向である紙面にほぼ垂直方向の成分が $\lambda/2$ の等変位分布を示す。干渉縞パターンの傾斜方向と密度分布から、

Fig.5 Finite element model of a femur

Table.1 Material properties

	Young's modulus E(GPa)	Poisson's ratio ν
Cortical bone	18.6	0.30
Cancellous bone	1.0	0.30
Loading rod	93	0.30

Fig.6 Interference fringes of three aspects of a femur simultaneously measured using holographic interferometry

ら、大腿骨の回転や捩りおよび変形の程度が推察できる。内側面の干渉縞は横にほぼ平行で縞密度がネック部で高く、小転子の下部の骨幹部上部で粗（最大たわみ部）となる単純曲げ変形の縞パターンを示した。一方、後面方向での干渉縞は、少しねじれを持った回転を現す縞パターンを示し、前面方向では、主に回転成分を現す縞パターンを示した。この一連の干渉縞から、骨頭部の荷重は主に大腿骨の内側面への曲げ変形として伝達されるが、後面方向には少しねじれと回転を与え、前面方向には回転成分として伝達されることがわかる。本手法では大腿骨の全周囲の変形挙動が同時に観察できるため、一度に 3 方向にお

Fig.7 Coordinate system for measuring position and sensitivity vector

Fig.8 Out-of-plane displacements of three aspects along the central line

ける信頼性の高い実験データが得られる。

干渉縞から変位量を算出するには、前もって干渉縞が局在する位置の照明方向と観察方向の二等分線方向である感度ベクトルを知る必要がある。そのため、CAD 上で大腿骨と実験光学系を構築し、干渉縞が局在する位置の照明方向と観察方向を光線追跡から決定した。いま図2の実験光学配置において、大腿骨と観察点までの距離は長く、大腿骨は近似的に観察方向 (CCD カメラレンズ焦点) からの拡散光で照明すると仮定する ($S_0 = -S_i$)。このとき、それぞれの干渉縞が局在している近傍では、その干渉縞は感度ベクトル方向に $\lambda/2$ の変位成分を持つ。図7に縞の局在位置と感度ベクトル方向の関係を示す。いま、図の照明・観察方向 (座標原点0) と同じ高さの大腿骨中央部の位置を参照点と呼び、この点の相対変位をゼロと仮定する。参照点と座標原点を通り光学系が置かれている定盤に垂直に YZ 面、平行に XZ 面を取る。このとき、YZ 平面内の測定位置の Z 方向成分は次式となる。

$$\delta z = \frac{\lambda}{2} \cos \alpha_i \quad (2)$$

ここで、 α_i はそれぞれの干渉縞が局在する位置の感度ベクトル

Fig.9 Displacement patterns of femur by finite element analysis

の角度である。したがって、参照点から YZ 面内の任意の点までの Z 方向成分の総和は、それぞれの縞に対する Z 方向成分の和から算出できる。変位量は干渉縞の明と暗の中心位置から算出する。図6の前面、後面では座標系の YZ 平面に対して、測定位置が少し傾いているが、同じ高さの YZ 平面における感度ベクトルを用いて算出した結果を図8に示す。図の縦軸は大腿骨の参照点から骨幹軸方向へ測った距離で、横軸は観察方向での Z 方向の相対変位を示し、図中の▲印は測定値である。内側面では曲げ成分、後面方向では振れ成分、前面方向では回転成分による YZ 面への変位分布が主に現れている。なお変位方向は文献¹⁴⁾を参考にして決定した。

3.2 有限要素法による変位解析

実験に用いた大腿骨の有限要素解析により変形挙動を解析した。図9に図6のホログラフィ解析と同じ観察方向に対する有限要素解析による等変位分布を示す。図中には各方向における変形の紙面に対する変位方向と回転方向を矢印で示した。実験装置の荷重部分を含めた解析モデルによって、両者の変位分布は定性的に良く一致した結果が得られた。図10に有限要素解析の結果とホログラフィ干渉縞から算出した変位量 (図8) を比較して示す。内側面では両者が良く一致するが、後面、前面方向では、両者にわずかな違いが見られる。これらの原因は実験における荷重ロード支持部の軸受け部分の遊び、有限要素モデルのメッシュ切りや要素数、接触面の境界条件などが考えられる。

4. 結 言

本研究では複雑な形状を持つ大腿骨について、ホログラフィ干渉法により全周囲を同時に測定し、その解析に CAD システムを用いる方法について述べた。また、得られた実験結果と有限要素解析結果とを比較・検討した。その結果、つぎのことが明らかとなった。

- (1) ホログラフィ光学系において、大腿骨の内側面の左右後方にミラーを配置することにより、大腿骨内側面と両側面後方の変形挙動を同時に記録して解析することが可能である。
- (2) 大腿骨の骨頭に負荷された荷重は、主に内側面の単純曲げ

Fig.10 Out-of-plane displacements in three aspects of the femur

変形として伝達されるが、後面方向にねじれと回転を少し与え、前面方向に回転成分として伝達される。

- (3) 3方向でのホログラフィ干渉縞の変位量の算出には、CAD上で光学系を構築すると解析が容易である。
- (4) 複雑な構造を持つ大腿骨の全周囲の変形解析は、大腿骨の有限要素解析モデルの構築、およびその評価において有用であると思われる。

謝 辞

本研究にあたり、和歌山県工業技術センターのCTスキャナ装置を使用させて頂きました。実験には学生、嶋崎裕也君（現、マツダ（株））の協力を頂きました。また、本研究の一部は、平成14年度姫路工業大学後援財団の助成金を受けていることを付記し、深く感謝の意を表します。

参 考 文 献

- 1) 島津 晃, 浅田莞爾: バイオメカニクスよりみた整形外科, 金原出

版, (1993).

- 2) 室田景久, 白井康正, 桜井 実 編集: 図説整形外科診断 治療講座 (15) 人工関節・バイオマテリアル, メジカルビュー社, (1990).
- 3) A. F. Tencer and K. D. Johnson: Biomechanics in orthopedic trauma, Martin Dunitz, (1994).
- 4) 但野 茂, 鶴飼隆好, 落合 宏, 佐々木剛宏: 正常大腿骨と人工股関節置換大腿骨の三次元応力解析, 機論, 60, 569, (1994) 278.
- 5) 尾田十八 他 9 名: 日本人に適した人工股関節ステムの開発研究, 機論, 66, 645, (2000) 1068.
- 6) 厳 希哲, 格内 敏, 坂本 亨, 阿保政義, 藤原紘郎: 有限要素法による大腿骨転子部骨折固定器具の評価(ガンマネールの力学的特性について), 日本機械学会論文集(A), 69, 677, (2003) 135.
- 7) 厳 希哲, 格内 敏, 坂本 亨, 村上 惇, 池田大作, 藤原紘郎: 大腿骨転子部骨折固定法の力学的評価, 機論, 69, 681, (2003) 952.
- 8) M. Taylor, K.E. Tanner, M.A.R. Freeman and A.L. Yettram: Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis -an elastic-plastic finite element analysis-, Medical Engineering, Physics, 17, 7, (1995) 544.
- 9) 例えば; X.M. Zhou, P.S. Walker and D.D. Robertson: Effect of press-fit femoral stems on strains in the femur -A photoelastic coating study-, J. Arthroplasty, 5, 1, (1990) 71.
- 10) G.V. Bally ed: Holography in medicine and biology, Springer- Verlag, Berlin, (1979).
- 11) B. Ovrin, M.T. Manley and L.S. Stern: Holographic interferometry, A critique of the technique and its potential for biomedical measurements, Annals of Biomedical Engineering, 15, (1987) 67.
- 12) B. Ovrin: Holographic interferometry, CRC critical reviews in biomedical engineering, CRC J, 16, 4, (1989) 269.
- 13) 格内 敏: インプラント装着大腿骨のホログラフィ干渉による変形解析, 非破壊検査, 49, 7, (2000) 416.
- 14) S.Kakunai, T.Sakamoto, X.Yan, Murakami, D.Ikeda, H.Fujiwar and T.Matsumoto: Deformation measurement of trochanteric fracture fixation systems by holographic interferometry, 12th Conf. of the European Society of Biomechanics, (Dublin, 2000) 341.
- 15) 兵藤元志, 山田昌弘, 立石哲也: ヒト脛骨・大腿骨の熱弾性応力画像解析, 非破壊検査, 48, 10, (1999) 661.
- 16) C.M. Vest: Holographic interferometry, John Wiley & Sons, (1979) 387.
- 17) P. Hariharan: Optical holography, Cambridge University Press, (1984) 246.
- 18) 辻内順平: ホログラフィー, 裳華房, (1997) 211.