



二重露光ホログラフィ干渉法による腰椎の変形測定

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2013-11-12 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/10.24729/00007964

二重露光ホログラフィ干渉法による腰椎の変形測定*

Holographic Investigation of Deformation of Lumbar Vertebral*

松本 俊郎**, 河田 米栄**, 藤田 寿之**, 児島 新***

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

(昭和59年4月10日受理)

あ ら ま し

二重露光ホログラフィ干渉法により腰椎の静的荷重による変形を測定し、この方法の整形外科における適用性について検討した。晒し骨および死体骨を用いこれらの正常骨および人工的に作成した分離骨について、各関節突起に荷重を加えることによる変形を考察した。関節突起に加えられる荷重により椎弓は曲げの力を受ける。下関節突起に荷重を加えた場合の方が上関節突起の場合よりも後方要素の変形は大きい。分離骨の変形の程度は正常骨のそれよりも著しく大きいことがわかった。

1. 結 言

人類が4足歩行より2足歩行に進化して以来、身体の移動に伴って体幹を形成する脊椎には常にストレスが加わり、中でも腰椎はその腕曲の形態により前下方へすべりやすい状況におかれている。そのため腰痛を経験することが少なくなく、中には椎間板ヘルニアになっている場合もある。また少年期に激しいスポーツ活動を行なうことにより脊椎分離症が発生する場合がある。このような腰椎の疾患の合理的治療のためには力学的解析が重要であり、これの実現が要望されている。この解析のために腰椎の荷重による変形測定法として従来、光弾性法¹⁾、ストレインゲージ法²⁾が用いられてきた。前者は2次元もしくは3次元的に応力解析を行なえるが、測定対象は光弾性材料を用いたモデルを用いている。後者は実際の骨を用いることができるが、ゲージを貼りつけた点のひずみがわかるだけである。

ところで、工学において精密測定に用いられるホログラフィ干渉法³⁾は粗面物体を非接触、高精度で変形を測定できる特長により様々な分野に応用され、医学方面においても今まで歯科学⁴⁾、眼科学⁵⁾等における諸問題に測定が行なわれてきた。しかし整形外科における応用は、著者らの知る限りでは、二、三の研究⁶⁾があるのみである。そこで本研究ではこの方法による腰椎の正常骨および人工的に作成した分離骨後方要素の変形測定を行ない、この方法の適用性に関する検討ならびに腰椎の荷重による変形の基礎的考察を行なった。

2. 実験方法

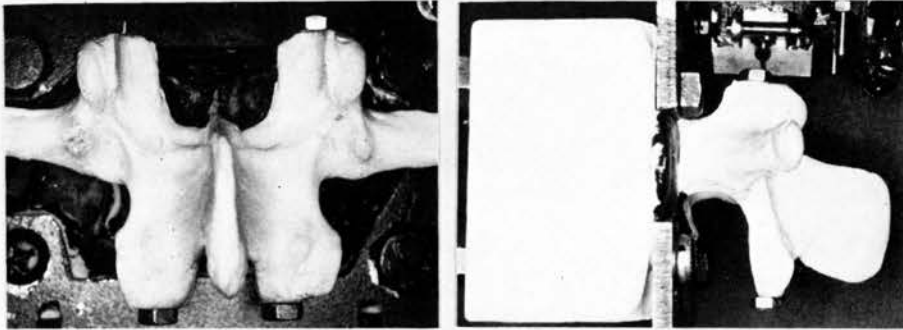
試料は図1に示すように人の第1～第5腰椎晒し骨および死体骨合計5体12椎を用いた。こ

* 本論文の一部は、第57回日本整形外科学会学術集会(1984年6月)で発表した。

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

*** 関西医科大学, 整形外科学教室

これらの正常な腰椎について図2に示すように関節突起間部に片側分離を実験的に作成し分離椎と正常椎の変形の違いを検討する試料とした。試料を固定するために椎体の上面が水平面と一致するように設定し超硬石膏に埋没し、これをバイスで固定した。荷重方法として図3に示す



(a) 後面像 (b) 左側面像

図1 測定に使用した腰椎

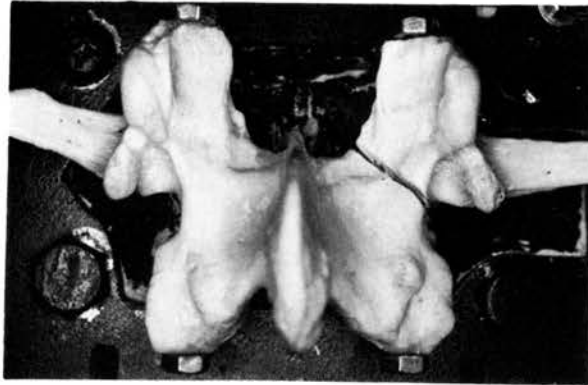
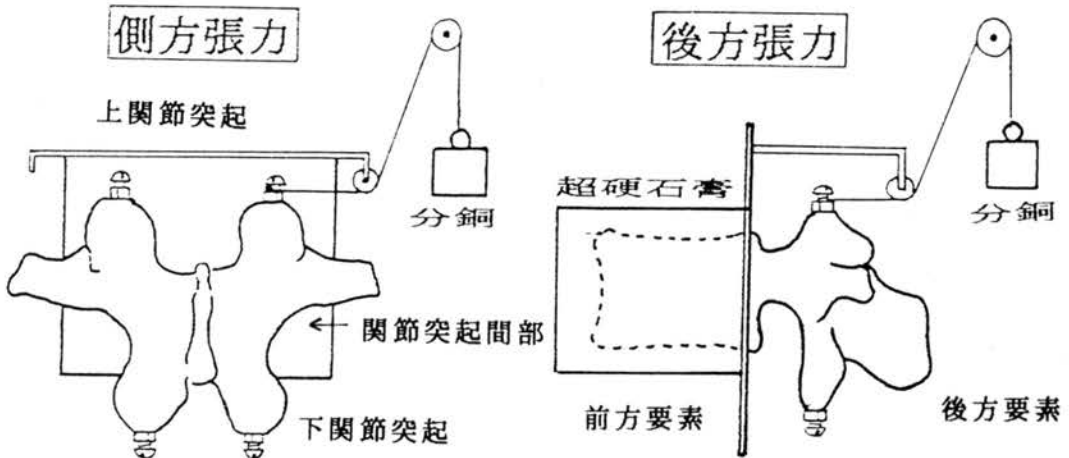


図2 右分離骨の作成



(a) 後面像 (b) 左側面像

図3 荷重方法

ように上下関節突起先端に瞬間接着剤（アロンアルファ）でナットを接着し、これにビスを取り付けることにより荷重点を作成した。荷重は 5g～200g の分銅を用い糸の一端を荷重点に取り付け他端に滑車を介して分銅を吊るして負荷し、腰椎後方要素を変形させた。荷重方向は図 3 に示すように左および右側方、ならびに後方とした。各荷重方向により生じた変位量を後面および両側面より、それぞれ二重露光ホログラフィ干渉法により測定した。光学系を図 4 に示す。He-Ne レーザ（NEC 製）より出た光波は半透過鏡 HM で 2 分され透過波は反射鏡

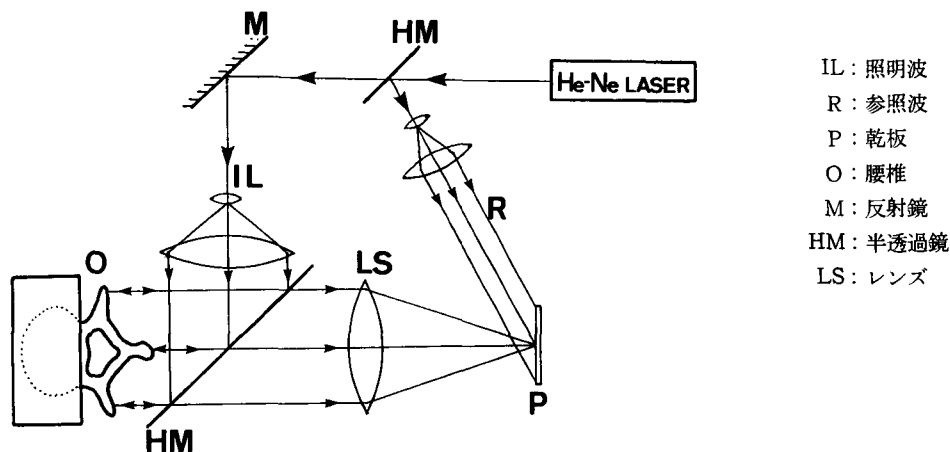


図 4 測定用光学系

M を経て、物体照明波 IL として対物レンズ (×40) および凸レンズにより平面波になり、半透過鏡 HM によって腰椎後方要素 O を照明する。腰椎 O による反射波はレンズ LS によりその焦点においたホログラム乾板 (10E 75, アグファゲパルト製) P 上に集められる。他方半透過鏡 HM によって反射された光波は参照波として乾板 P に入る。得られたホログラフィ干渉じまの明部と明部の間隔は $0.3\mu\text{m}$ の面外変位に対応している。ホログラムの作成にあたっては、腰椎後方要素の観察方向および荷重をかける関節突起の場所を決めたあと図 4 の測定光学系により 1 回露光を行なう。その後、あらかじめ決められた荷重を図 3 のように関節突起に加え、一定時間経過した後、第 2 回目の露光を行なう。現像してできあがったホログラムに参照波のみを照明することによって、もとの腰椎が配置されていた方向をホログラムを通して観察することにより干渉じまと共にもとの腰椎後方要素の再生像を得ることができる。

3. 実験結果

図 5 は正常な第 4 腰椎晒し骨の左下関節突起に後方張力を初期荷重 50g より各々 50g, 100g, 150g と漸増せしめた時に生じる変形を示す二重露光ホログラフィ干渉法による再生像である。後面像によれば後方張力の増加にほぼ比例して、椎弓の関節突起間部より左下関節突起に向かう縞次数、従って、後方変位が増加するが、同時に非荷重側の右下関節突起および関節突起間部にも縞次数が広がっており、これらもまた後方へ変位を起している事がわかる。上関節突起にはその変位量は少ないが、下関節突起の変位と逆方向への変位、すなわち前方への変位が起こっていることもわかる。左側面像からは、椎弓根部は殆ど変形せず、棘突起ならびに左下関節突起において側面方向への変形が生じていることがわかる。次に、左上関節突起に後方張力を加えた結果を図 6 に示す。図 5 における荷重増分量と同様であるにもかかわらず、いずれ

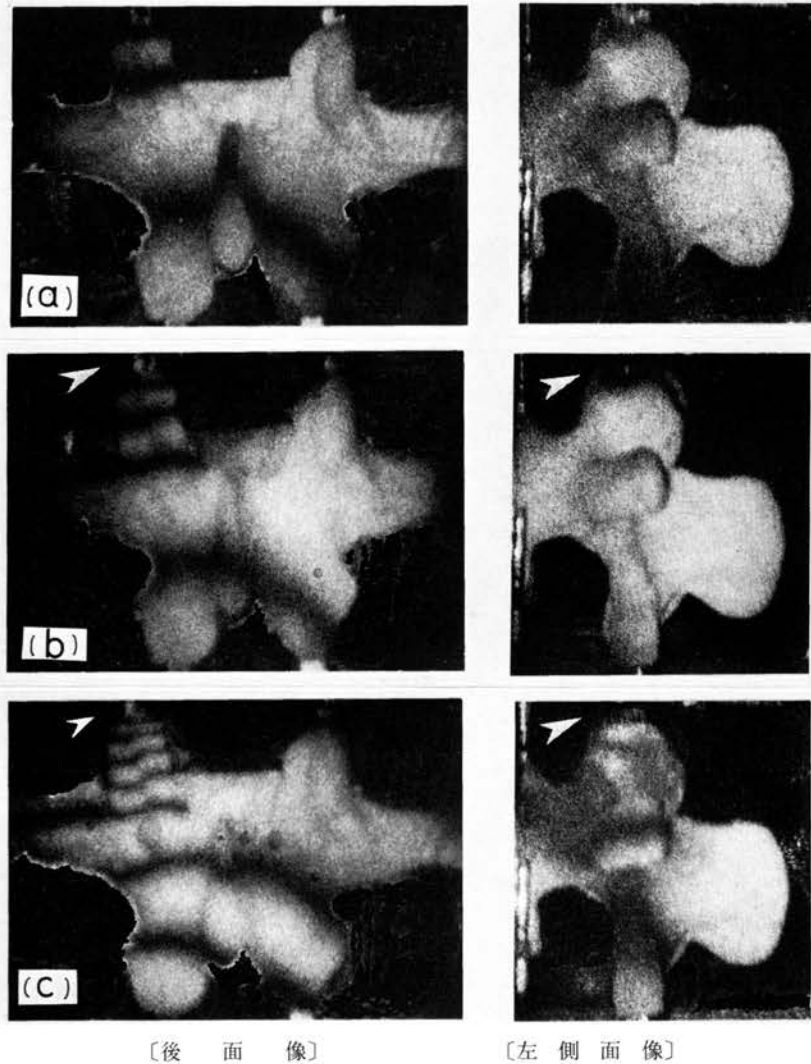


図5 正常椎左下関節突起に後方張力を加えた時に生じる変形を示す再生像
 (a) 初期荷重 50g→100g, (b) 50g→150g, (c) 50g→200g

の場合も変位量はわずかである。しかし荷重に比例した変形が見られ、反対側の関節突起間部ならびに左側面像における側方変位は殆どないことがわかる。荷重側の関節突起間部および下関節突起にはわずかに前方への面外変位が観察される。図7は荷重増分量は同じで異なる初期荷重に対して変形測定を行なった結果である。これより初期荷重が異なっても同様の変形が生じることが予想される。

次に、これまで用いてきた第4腰椎の関節突起間部を人工的に切断し片側分離を行なった試料(図2)により、分離椎と正常椎の変形の相異を検討した。図8において(b)、(c)は右分離作成後の再生像で、分離部を境にして右上関節突起部には干涉縞が表われていない。これらは、荷重点がそれぞれ左下関節および右下関節突起であるためまったく力が及ばないためである。(c)のような干涉じまの表われ方から左関節突起間部を軸とする回転および曲げ変形が生じてい

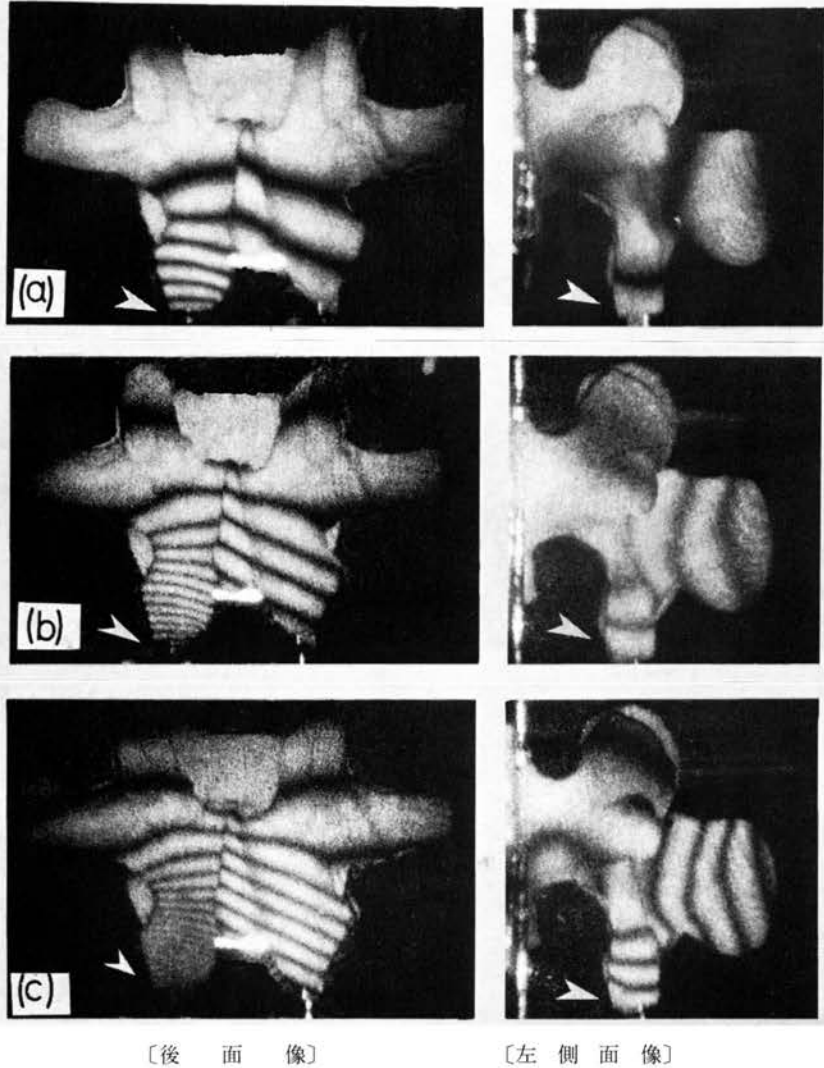


図6 正常椎左上関節突起に後方張力を加えた時に生じる変形を示す再生像
 (a) 50g→100g, (b) 50g→150g, (c) 50g→200g

るものと考えられる。正常骨および分離骨に対する結果(a)および(b)を比較して同様の縞次数であるにもかかわらず荷重増分量が分離骨の方が少ない。これにより骨分離が生じることにより後方要素が弱くなることがわかる。

4. ま と め

正常椎においては上下関節突起に加えられた荷重に対して、椎弓全体の変形が観察され、同一の大きさの外力に対しては下関節突起に加えられた時に生じる変形のほうが、上関節突起に加えられた場合よりも大きいことが観察された。次に骨分離症における関節突起間部の破断に関連して脊椎の力学的特性の変化を考察するため、人工的に片側分離を作成し、分離前後の椎

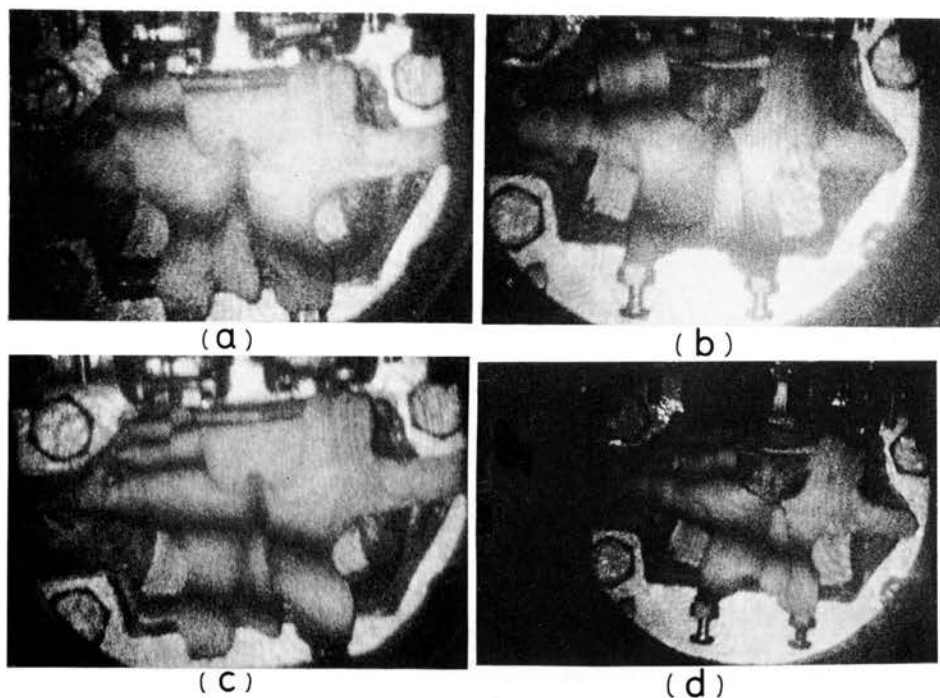


図7 異なる初期荷重による変形を示す再生像

(a) 50g→100g, (b) 1000g→1050g, (c) 50g→150g, (d) 1000g→1100g

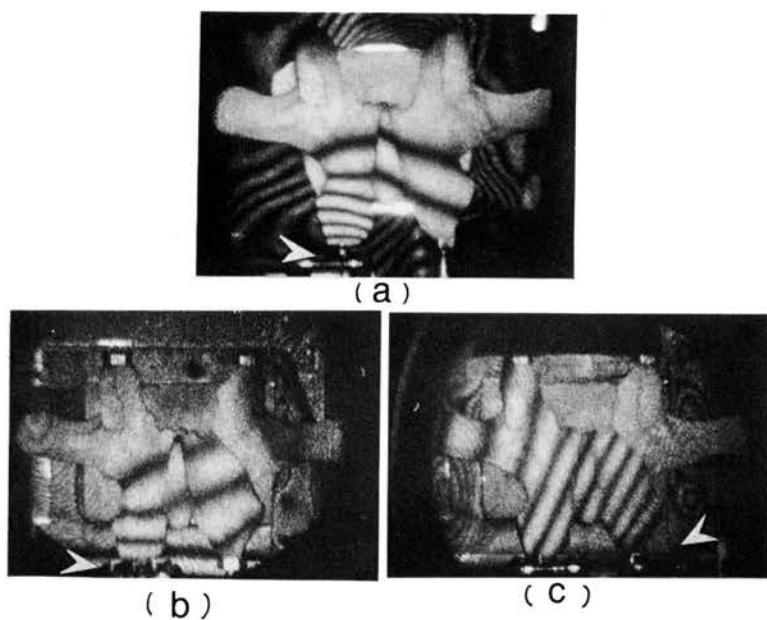


図8 右分離腰椎作成前後における変形の比較

(a) 正常椎の左下関節突起に 50g→100g の荷重を加えた時, (b) 右分離作成後左下関節突起に 50g→70g の荷重を加えた時, (c) 同じく右下関節突起に 50g→60g の荷重を加えた時

体後方要素の変形を比較検討した。その結果片側分離を作成した後の脊椎後方要素は正常椎に比べて小さな外力に対しても著しく変位量が増加することがわかった。片側分離作成後の後方要素の変形は荷重点を作用点として、椎弓根および関節突起間部付近を中心とする回転ならびに曲げ変形を示していることがわかった。正常椎において上関節突起よりも下関節突起に荷重を加えた方が変形が大きいのは、突起端より関節突起間部までの距離が、前者について短かいため、回転モーメントとして小さい値になるためと考えられる。ホログラフィ干渉法によるこの種腰椎の変形測定については、より生体に近い状態の骨を直接に測定できる長所があることが明らかになり、今後この分野において利用されてよい有用な測定法であると考えられる。

本研究の一部は文部省科学研究費（奨励研究）第58770965号の助成による。付記して謝意を表す。

参考文献

- 1) 齊藤 守, 日整会誌 **47** (1973) 951.
- 2) 笠原俊昭 他, 災害医学 **XVIII** (1975) 953.
- 3) C. M. Vest, *Holographic Interferometry* (John Wiley & Sons, New York, 1979).
- 4) 松本俊郎 他, 光学 **10** (1981) 184.
- 5) T. Matsumoto et al., *Appl. Optics* **17** (1978) 3538.
- 6) G. von Bally (ed.), *Hologray in Medicine and Biology* (Springer Series in Optical Sciences) Vol. **18**, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, (1979).