



# 皮膚上のレーザースポット像の非対称ビーム形状

吉見 隆\*・上田 光宏

東京工業大学精密工学研究所 〒227 横浜市緑区長津田町 4259

(1984年8月27日受理)

## Asymmetric Beam Profile of a Laser Spot Image on the Skin

Takashi YOSHIMI\* and Mitsuhiro UEDA

Research Laboratory of Precision Machinery and Electronics, Tokyo Institute of Technology,  
4259, Nagatsuta, Midori-ku, Yokohama 227

We have been developing a profile measuring system of human body which makes use of laser beam as an optical probe. It is well-known that an image of the laser spot on the skin becomes broader. In addition to the beam broadening, we have noticed that the profile of the laser spot image becomes asymmetric. This asymmetry comes from observing the scattered light inside the skin obliquely and it depends largely on the observation angle and the attenuation coefficient of the medium. This phenomenon is analyzed in detail by carrying out computer simulations of the scattering process in the skin. The error in the profile measurement which would be induced by this asymmetry is estimated. It is also mentioned that *in vivo* measurement of the attenuation coefficient of the skin may be possible by estimating degree of asymmetry of the laser spot.

### 1. 序 論

近年、医用計測や被服産業などの分野において、人体形状の自動測定の必要性が高まってきている。これらの分野において現在行なわれている諸々の人体測定はすべて人間の手によって行なわれており、測定者の個人差による誤差が混入したり、多人数を測定する際に時間がかかったりする。

従来の三次元座標測定装置である機械式触針を用いた方法は、測定時間が長く、また人体を傷つけるおそれがあるため、人体測定には向いていはず、この種の応用には光学的測定方法が多く使われている。そのなかには、面測定法（立体写真、モアレ）<sup>1,2)</sup>、線測定法（光切断）<sup>3,4)</sup>、点測定法（三角測量、焦点合せ）<sup>3,5,6)</sup>等の方法がある。

当研究室では、以前より、レーザービームと一次元イメージセンサを用いた三次元座標測定装置の研究を行なってきた<sup>5)</sup>。これはレーザービームで測定対象物を照射

し、物体上のレーザースポットの方向をイメージセンサを用いて測定することにより物体までの距離を測定するものである。この装置を用いて実際に人体形状の測定を行なってみると、人体内部からの後方散乱光のためにスポット像に歪が生じ測定値に誤差を与える可能性があることがわかった。人体などの半透明の散乱性物体にレーザービームを照射したときビーム径が広がって見えることは日常よく経験することであり、これに関する報告もある<sup>7,8)</sup>。しかし、物体上のビームスポットを斜めから観察したとき歪んで見えることは今まで報告されていないようである。そこで、本論文では、このビーム形状の歪をコンピュータシミュレーションにより解析した結果と、この効果が三次元座標測定に及ぼす影響について述べる。また、スポット像の歪が物質内の光学的特性（おもに減衰特性）に対応していることをを利用して、非接触に物質内の光学的特性を測定する可能性についても言及する。

### 2. スポット像歪の測定方法

#### 2.1 実験装置

**Fig. 1** にスポット像歪を測定するための簡単な実験

\* 現在：電子技術総合研究所 〒305 茨城県新治郡桜村梅園 1-1-4

Present address: Electrotechnical Laboratory, 1-1-4, Umezono, Sakura-mura, Niihari-gun, Ibaraki 305

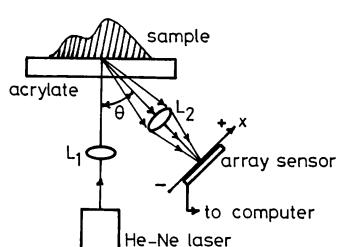


Fig. 1 Apparatus for measuring beam profile.

装置を示す。He-Ne レーザーから出射したビームがアクリル板によって固定されている標本上に垂直入射し、物体表面にビームスポットをつくる。さらに、スポットの像がレンズ 2 を介してアレイセンサー上に結像する。

この装置は原理的にはわれわれのところで開発している三次元座標測定装置と同じものであるが、レンズ 2 の倍率が三次元座標測定装置におけるものよりも大きく、スポット像の微細な形状がわかるようになっている。さらにアクリル板の表面および裏面での反射光は鏡面反射となっているのでアレイセンサーでは検出できないほど弱い。

## 2.2 実験結果

Fig. 2 の上段はヒトの皮膚、下段はジャガイモの断面にそれぞれレーザー光をあてたときのスポット像である。また、点線で示された曲線は、不透明な拡散反射面のモデルとして 18% 標準反射板を用いたときのスポット像である。どの場合も標本を固定された透明アクリル板に密着させて面の位置や傾きが変わらないようにしている。それについて見込み角  $\theta$  を  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  と

して実験を行なった。図の横軸はセンサー上の長さ (mm) であり、縦軸はピーク値によって規格化された出力である。これを見てわかるように、内部散乱光を含んだスポット像は表面反射光のみによるスポット像よりも幅広く、図で向かって左側に、つまり物体中に浸透したレーザービームが観察できる側に緩やかな傾斜をもつ非対称なスポット像となる。この傾向は見込み角  $\theta$  が変化しても定性的には変わらず、皮膚、ジャガイモとともに同じ傾向を示している。また、ピーク値付近では標準反射板のものと同様な鋭利な部分が見えている。

この実験結果から、Fig. 3 に示すような散乱性物質におけるスポット像の歪の発生メカニズムが考えられる。物質に入射するレーザービームは物質表面においてそのパワーの一部が乱反射する。乱反射光のうち受光用レンズに入射する光は標準反射板と同じ形状の像をセンサーにつくる (Fig. 3 の 1 で示す成分)。

乱反射されなかったパワーは、物質内に三次元の光強度分布を形成する。ここで、物質は空間的な光源とみなすことができる。そして物質内から再び放射された光が受光用レンズに入射し、乱反射光よりも緩やかで非対称な後方散乱光による像をつくる。ただし、Fig. 3 の 2 で示すように物体中のレーザービームが観察できる方向に広く広がる。センサー面上で両者が合成されることにより、実験結果に示すような形状をもつ像ができるのである。

このように考えると、スポット像の歪に寄与するのは内部散乱光だけであるとすることができる。そこで、内部散乱光によるスポット像の歪が散乱物質の光学的特性

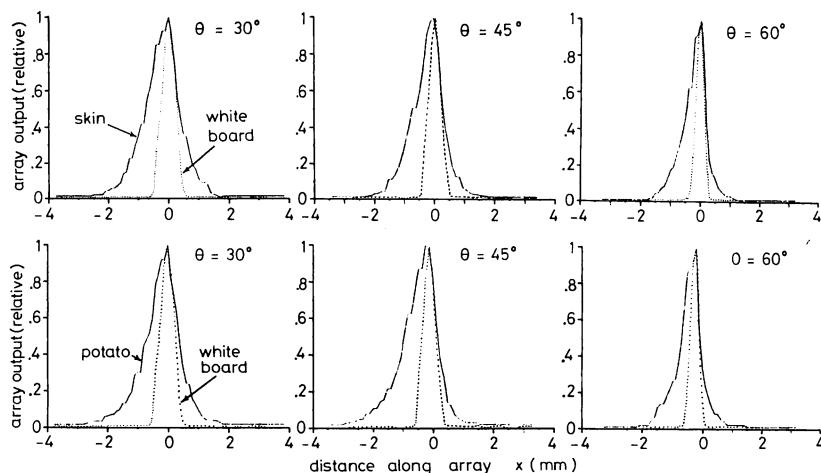
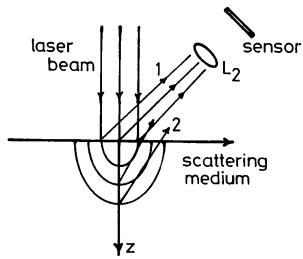


Fig. 2 Profiles of a spot on the skin are shown in the upper row and those on the potato are shown in the lower row. The dotted lines show those on the white paper.



**Fig. 3** Scattering of light beam in the skin. 1 shows the light scattered at the surface and 2 shows that scattered inside the skin.

によってどのように影響を受けるかをシミュレーションによって検討してみよう。なお、このとき、反射光の位置に大きく影響されるピーク位置よりも像の重心位置のほうが、散乱光の特徴を表わしているのでスポット像の位置として適当である。

### 3. スポット像の歪のシミュレーション

#### 3.1 シミュレーションの理論

ここでは、内部散乱光によるスポット像の形状をコンピュータシミュレーションで求めた。そのために、まずレーザービームによって生じる物質内の光強度分布について計算してみる。

一般に、半透明の散乱性の物質内における光強度分布  $I(x, y, z)$  は、(1)式で表わすことができる<sup>8)</sup>。

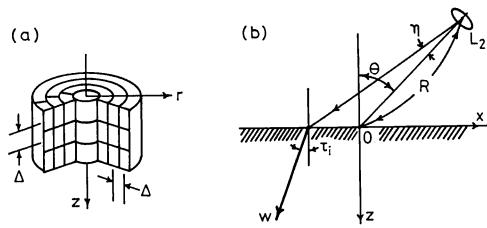
$$\begin{aligned} I(x, y, z) &= I^B(x, y, z) \\ &+ \frac{\beta}{4\pi} \iiint \frac{\exp(-\gamma\rho)}{\rho^2} \cdot I(x', y', z') dx' dy' dz' \end{aligned} \quad (1)$$

ただし、 $\beta, \gamma$  は物質固有の散乱係数および減衰係数を示し、 $I^B$  は直接入射光の光強度分布、 $\rho$  は点  $(x, y, z)$  と  $(x', y', z')$  の間の距離である。式の第1項は、物質内の微小体積間の相互放射による高次散乱を示し、第2項は入射ビームによって与えられる単純な減衰光を示している。(1)式は  $I$  がそれ自身を積分項の中にもっているため、これを漸化式によって表わすと、

$$\begin{aligned} I^{i+1}(x, y, z) &= I^B(x, y, z) \\ &+ \frac{\beta}{4\pi} \iiint \frac{\exp(-\gamma\rho)}{\rho^2} \cdot I^i(x', y', z') dx' dy' dz' \end{aligned} \quad (2)$$

となる。ただし、 $I^i$  は光強度分布  $I$  の  $i$  次の近似解であり、 $I^0 = 0$  である。

次に、離散モデルによって(2)式のシミュレーションを行なった。その際に、計算を速くするためにいくつかの制限条件を設定した。①散乱物質の特性は等方的でか



**Fig. 4** Model for simulating the scattering process (a) and that for simulating the observation of the spot (b).

つ一様である。②物質の表面は平面である。③レーザービームは物質表面に対して垂直に入射する。④レーザービームは等方性のガウシアンビームで、ビームの広がり角は無視できるほど小さい。これらの仮定のもとに Fig. 4(a) に示すような円筒形の離散モデルを用いて計算を行なった。 $z$  方向および  $r$  方向の離散化長さは等しく、またそれぞれの微小体積が等しくなるように動径方向の分割数は半径によって異なる。半径方向の分割数は 20、深さ方向は 100 であり、離散化長さは 0.01 mm、ビームの半径は 0.1 mm である。また、基準となる人体の皮膚の散乱係数および減衰係数として、文献 7) より参考にした  $\beta = 8.89 \text{ cm}^{-1}$ ,  $\gamma = 9.0 \text{ cm}^{-1}$  を用いた。また、漸化式の初期値となる  $I^B$  の値は次の式で表わされる。

$$I^B = I_0 \cdot \exp(-2r^2/r_0^2 - \gamma z) \quad (3)$$

ただし、 $I_0$  はビームの物質表面における中心強度、 $r_0$  はビーム半径である。このようなモデルにより、(2)式の漸化式を解くことで物質内の光強度分布  $I$  を求めるこができる。

その後、この  $I$  を用いて、受光用レンズの方角から見込んだ光強度分布  $I_L(\eta)$  を求める。 $I_L$  を  $I$  で表わすと、次のようになる。

$$I_L(\eta) = c_1 \int_0^\infty I \exp(-\gamma w) dw \quad (4)$$

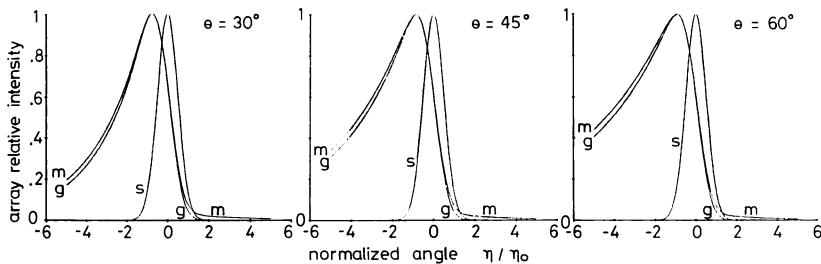
ただし、 $\eta$  はレンズとレーザースポットの物質表面における中心点とを結ぶ線からの角度を示し、 $w$  は  $xz$  平面内でレンズから  $\eta$  方向に出る光線が物質内を進む方向の直線上の座標を示している (Fig. 4(b) 参照)。ここで、

$$\left. \begin{array}{l} x = -[\sin \eta / \cos(\theta + \tau_i)] \cdot R - w \cdot \sin \tau_i \\ z = w \cdot \cos \tau_i \end{array} \right\} \quad (5)$$

である。ただし、 $\tau_i$  は  $\eta$  方向の光線が物質表面で屈折するときの物質内部の入射角である。

#### 3.2 シミュレーションの結果

上で述べた理論によって求めたレンズから見込んだスポット像の光強度分布  $I_L(\eta)$  は、Fig. 5 に示すような



**Fig. 5** Simulated image process.  $m$  shows the result which includes multiple scattering effect,  $g$  shows that which includes no multiple scattering effect, and  $s$  shows that which is scattered at the surface of skin. In the simulations it is assumed that  $r_0=0.01\text{ cm}$ ,  $\beta=8.89\text{ cm}^{-1}$ ,  $\gamma=9.00\text{ cm}^{-1}$ ,  $R=30\text{ cm}$ , and  $n=1.3$ .

形となる。横軸は  $\eta/\eta_0$ 、縦軸は最大値によって規格化された強度である。ただし、 $\eta_0$  は表面乱反射光の強度がピーク値の  $1/e^2$  となるときの角度を示している。**Fig. 5** で  $s$  で表わした曲線は表面反射光、 $m$  は内部散乱光である。

**Fig. 5** と **Fig. 2** とを比較すると、このシミュレーションによって実験値に近い強度分布が再現されていることがわかる。また、**Fig. 5** を見ると、見込み角  $\theta$  の変化によってスポット像の歪が変化していることがわかる。 $\theta$  が増加するにつれて、スポット像の非対称性は増し、最大値の位置ずれは大きくなる。

前述したように、物質内の光強度分布  $I$  を求める際にできる限りの簡単化を試みてはいるが、それでも(2)式の第1項の計算には膨大な計算量を必要とする。そのため、スポット像歪を支配しているパラメータを変えて歪量の変化を見ようとする場合にはやや不便である。

そこで、(1)式において第1項が第2項よりも十分小さく無視できるものとする。すなわち、

$$I \approx I^B \quad (6)$$

このように仮定して、(4)式によって計算した  $I_L(\eta)$  の値を **Fig. 5** に  $g$  で示した。図で見るとわかるように、 $g$  はわずかに  $m$  より急峻で、その広がり方も小さい。この図でみる限り、高次散乱を考慮に入れた場合の散乱光によるスポット像 ( $m$ ) と表面反射光によるスポット像 ( $s$ ) との違いは、高次散乱を考慮に入れた場合のスポット像 ( $m$ ) と一次散乱光のみの場合のスポット像 ( $g$ ) との違いよりもはるかに大きく、物質内の光強度分布は十分(6)式で表わすことができると考えられる。

上で述べたことは、**Fig. 5** で示した場合に限らず、他の場合についても成立することが確認されている。したがって、今後は(6)式の近似が成立するという仮定のもとに議論を進めていくことにする。この場合、物質固

有の光学的特性のなかで影響力をもつものは減衰係数  $\gamma$  のみで、散乱係数  $\beta$  は無視することができる。

### 3.3 歪を表わすパラメータ

光学的条件や物質の特性を変えたときのスポット像の歪やそれによる影響を考えるとき、歪を定量的に表わすパラメータが必要となる。そこで、スポット像の位置と広がりに着目して、以下の3個のパラメータを定義してみた。

#### ① ピーク位置遷移角: $\eta_p$ , $\eta_p^n$

$\eta_p$  は内部散乱光がピーク値の  $1/10$  になる角度であり、 $\eta_p^n$  はそれを  $\eta_0$  で割って規格化したもの。すなわち、

$$\eta_p^n = \eta_p / \eta_0 \quad (7)$$

#### ② スポットの幅: $\eta_w$ , $\eta_w^n$

内部散乱光がピーク値の  $1/10$  になる角度を  $\eta_+$ ,  $\eta_-$  として、 $\eta_w = |\eta_+ - \eta_-|$  で定義し、 $\eta_0$  で規格化したものを  $\eta_w^n$  とする。すなわち、

$$\eta_w^n = \eta_w / \eta_0 \quad (8)$$

#### ③ 重心位置遷移角: $\eta_c$ , $\eta_c^n$

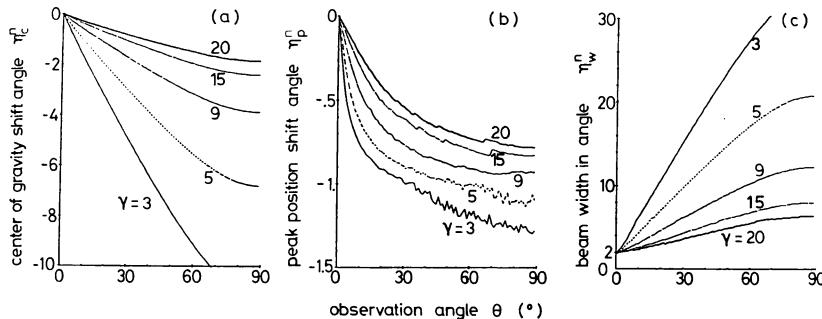
$\eta_+$  と  $\eta_-$  の間で重心を計算したものを  $\eta_c$  とし、それを  $\eta_0$  で規格化したものを  $\eta_c^n$  とする。すなわち、

$$\eta_c^n = \eta_c / \eta_0 \quad (9)$$

$\eta_0$  で規格化するのは、見込み角  $\theta$  の変化によって、たとえ散乱が起きない状態でもスポット像の幅が変化してしまうからである。

以上のように定義された規格化されたパラメータにより、見込み角  $\theta$  と減衰率  $\gamma$  を変えたときのスポット像の変形度をシミュレーションによって求めた。その結果を **Fig. 6** に示す。 $\theta$  は  $0^\circ \sim 89^\circ$ ,  $\gamma$  は  $3, 5, 9, 15, 20\text{ cm}^{-1}$  である。 $\theta=0^\circ$  のときや、 $\gamma=\infty$  のとき、散乱光はガウジアンとなり、 $\eta_p^n = \eta_c^n = 0$ ,  $\eta_w^n = 2$  となる。

シミュレーションの結果から、次のようなことがわかる。



**Fig. 6** Parameters which show the degree of asymmetry are plotted as a function of observation angle.  $\gamma$  shows the attenuation coefficient of medium and it is assumed that  $R=30\text{ cm}$ ,  $r_0=0.01\text{ cm}$ , and  $n=1.3$ .

- ① 規格化された重心遷移角  $\eta_c^n$  は見込み角  $\theta$  に比例して絶対値は大きくなる。
- ② 規格化されたピーク位置遷移角  $\eta_p^n$  は、 $\theta$  が小さい範囲ではほぼ  $\theta$  に比例して絶対値が大きくなる。その後  $\eta_p^n$  は一定になるが、その値は減衰率  $\gamma$  によって異なる。重心遷移角に比べると変化幅ははるかに小さい。
- ③ 規格化されたスポット幅  $\eta_w^n$  は、 $\theta=0^\circ$  のときに  $\eta_w^n=2$  となる直線として近似できる。これは、 $\theta<45^\circ$  の範囲で成り立つ。
- ④ どのパラメータについてもスポット像の変形度は  $\gamma$  が小さいほど大きい。

#### 4. 三次元座標測定装置への影響

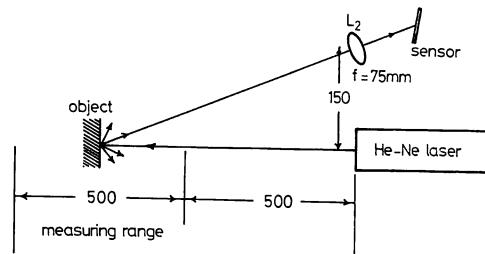
以下では、前章までに解析したスポット像の歪が実際に試作された三次元座標測定装置の測定精度にどのくらい影響を及ぼすか検討してみよう。この装置は、対象物までの距離を三角測量により測定することができる光学系 (Fig. 7 参照) をステージ上で 2 方向に回転できるようにしたものであり、測定範囲は 500 mm から 1,000 mm である<sup>9)</sup>。この幾何学的配置からこの装置において見込み角のとる値の範囲を求めるとき、

$$8.5^\circ \leq \theta \leq 16.7^\circ \quad (10)$$

となる。

減衰係数としてヒトの皮膚の値 ( $\gamma=9\text{ cm}^{-1}$ ) を用い (10) 式の角度範囲に対して重心位置およびピーク位置を計算し、この装置における人体計測を行なった際に生じる測定誤差を推定した。なおこのとき被測定物はレーザービームに対して垂直に置いてあると仮定した。

まず、スポット像歪によってスポット位置がセンサー上で移動する距離について求めてみた。センサー上の移動距離をセンサー 1 素子の長さ (28 μm) を単位として表わすと、ヒトの皮膚の場合、重心位置の位置ずれは



**Fig. 7** Apparatus for measuring distance by laser beam and linear array sensor.

1.5 素子であり、ピーク位置の位置ずれは 1 素子である。このことから、内部散乱光による系統的測定誤差はセンサーの素子が離散的であるために生じる確率的測定誤差 (<1/2 素子) よりもつねに大きいことがわかる。

これを測定誤差で評価すると、この装置においては重心の位置ずれによる誤差は測定距離に依らず一定で、人体の場合には約 0.35 mm であることがわかる。また、ピーク位置のずれによる誤差もほぼ一定である。

それゆえ、この装置においては、対象物の減衰率が既知ならば、減衰率の関数として求まる誤差を測定値から差し引くことにより簡単に補正を行なうことが可能であることがわかった。

ただし、以上の誤差の解析はスポット像が内部散乱光のみで形成されるとした場合である。実際には表面反射光によるスポット像も重ね合わされるので、上記の解析は誤差の上限を与えると考えるべきであろう。

#### 5. 減衰係数の測定

**Fig. 6** よりわかるように、歪を表わすパラメータの値は、物質の減衰係数  $\gamma$  が変化するとそれに応じて変化する。

したがって、光学系の見込み角  $\theta$  を固定し、既知の位

置に未知の減衰係数をもつ散乱性物質を置いてスポット像歪の測定を行なえば、Fig. 6 からその物質の減衰係数を求めることができる。この場合、重心位置およびピーク位置は物体の位置の変動に敏感であるのでビーム径を歪パラメータとして用いるのが適当と思える。この方法の良い点は、光学的に非接触で減衰係数の測定ができるという点である。これにより、生体などのように傷つけると不都合な物質などの減衰係数の測定や、リアルタイムの減衰係数の測定が可能となると思われる。

## 6. 結 論

以上に述べたことから、本研究の成果は次のようにまとめることができる。①高次散乱を考慮しないシミュレーションにより、実験によって得られるものに近いスポット像歪を得ることができた。②スポット像歪を定量的に表わす三つのパラメータを用いてスポット像の歪が散乱性物質の減衰係数と見込み角により変化する様子を示した。③このパラメータは高次散乱光には影響されず、したがって実際の三次元座標測定装置における測定誤差は散乱物質の減衰係数のみから簡単に求めることができる。④逆に、スポット像歪を測定することにより、皮膚等の散乱性物質の光学的特性を非接触で測定するこ

とが可能である。

また、今後の課題としては、シミュレーションを実行する際に仮定したいいろいろな制約条件を少なくしてより一般的な場合のスポット像の歪を明らかにする必要がある。とくに、反射光の影響をとりいれて解析を行なうことは重要である。

最後に本研究の遂行にあたり終始ご助言、ご検討いただいた東京工業大学精密工学研究所の田部井誠氏に深く感謝いたします。

## 文 献

- 1) 日本写真測量学会編：写真による三次元測定（共立出版、1983）p. 136.
- 2) たとえば、日経エレクトロニクス、No. 195, 9月18日号 (1978) 92, にくわしい。
- 3) 杉山聰：計測と制御, 19 (1980) 470.
- 4) 内田真之助、佐藤寿芳、大堀真敬：日本機械学会論文集(C), 46 (1980) 771.
- 5) 田部井誠、上田光宏：光学, 11 (1982) 173.
- 6) セレクティブエレクトロニクス社：非接触光学変位計“オプトケーター”，カタログ。
- 7) W. Kroy, T. Halldorsson and J. Langerholc: Appl. Opt., 19 (1980) 6.
- 8) J. Langerholc: Appl. Opt., 21 (1982) 1593.
- 9) 橋本良樹：東京工業大学修士論文 (1983).