



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	時間反転原理を利用した散乱効果抑制の試み : 光を用いた生体透視イメージングをめざして
Author(s)	任田, 崇吾
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(工学)
Dissertation Number	甲第13519号
Issue Date	2019-03-25
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k13519
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/74211
Type	doctoral thesis
File Information	Sogo_Toda.pdf



博 士 論 文

時間反転原理を利用した散乱効果抑制の試み
—光を用いた生体透視イメージングをめざして—
Attempt for scattering suppression using time-reversal principle:
For transillumination imaging of animal body

北海道大学 大学院情報科学研究科

生命人間情報科学専攻

任田 崇吾

学 位 論 文 内 容 の 要 旨

博士の専攻分野の名称 博士（工学） 氏名 任田 崇吾

学 位 論 文 題 目

時間反転原理を利用した散乱効果抑制の試み
—光を用いた生体透視イメージングをめざして—

(Attempt for scattering suppression using time-reversal principle:
For transillumination imaging of animal body)

光を利用した多くの生体計測技術が実用化され、様々な研究が進められている。光を用いる利点としては、生体への無侵襲性や、組織の光吸収特性を利用した機能イメージングが挙げられる。代表的な光イメージング手法としては、光コヒーレンストモグラフィ(OCT)がある。OCTは光のコヒーレンス性を利用することで、MRIやCTと比べて空間分解能の高いイメージングが実現できるが、組織到達深度は1 mm程度にとどまっている。その主因は、生体組織の強い散乱特性にある。また、生体透視イメージングでは、散乱特性が得られた透視画像のボケにつながる。このように、光を用いた生体イメージングにおいて、生体組織の散乱特性が到達深度の限界や画像のボケを生じさせることから、散乱効果を抑制する手法が重要となる。

近年、散乱抑制手法として、位相共役光の時間反転性を利用した手法が提案されている。位相共役光とは、ある信号光に対しその位相を反転させた光のことで、信号光の経路を逆伝搬する時間反転性を持つ。この位相共役光の時間反転性を利用したイメージング手法としては、Time-reversal ultrasonically encoded (TRUE)法がある。この手法は、超音波による光の周波数変調と位相共役光を組み合わせた手法で、空間分解能が数10 μm 、深さが数cmのイメージングが原理的に期待できる。しかし、位相共役光の散乱抑制への応用を考えるうえで、位相共役光単独での散乱抑制能を知ることは極めて重要であるにもかかわらず、これまでの検討では十分な性能評価行われてこなかった。さらに、理想的な位相共役光では、その強度情報は信号光と同一である必要がある。それに対し、従来の位相共役光の生体応用に関する検討では、生体から出射した信号光の強度情報は均一であるとみなし、位相変調のみの位相共役光生成システムを用いてきた。しかし、生体試料が不均質である場合や、入射光の強度分布が均一でない場合、信号光の強度分布は均一とはならない。そのため、従来法で生成した位相共役光の強度情報は信号光とは異なったものとなり、イメージング性能が低下することが考えられる。

本研究では、生体の光透視イメージングにおける散乱効果の抑制を念頭に、位相共役光単独の時間反転性について詳細に検討した。その中で、位相共役光の強度成分が散乱抑制効果に与える影響を、実験を通して明らかにした。

初めに、強度分布と位相分布の同時変調が可能な位相共役光生成システムを新たに構築した。このシステムを用いて、散乱体透過後の光に対して位相共役光を生成し、散乱体入射前の入射光形状の復元を試みた。その結果、強度変調を加えることにより、位相変調のみの場合に比べ、復元性能が顕著に向上することを明らかにした。

次に、構築したシステムの基本性能を調べるため、散乱体の散乱係数を変化させつつ同様の実験を行った。その結果、構築したシステムにより OD が 1 以下の範囲で位相共役光による散乱効果の抑制が可能であることが実証された。さらに、散乱体の吸収係数を変化させた実験も行った。この検討を通して、信号光情報取得時に十分な SN 比が得られれば、吸収係数によらず入射パターンが復元できることが分かった。つまり、位相共役光の時間反転性を利用した散乱抑制効果は、散乱体の吸収係数には依存しないことが明らかとなった。この結果は、吸収係数変化が不可避な生体応用に対し、重要な知見となる。

最後に、散乱体として生体試料を用いて入射光の形状復元を試みた。その結果、不均一な構造を持つ生体試料に対しても、位相共役光に強度情報を加えることで時間反転性が向上し、散乱効果の抑制が可能であることが実証された。この結果は、位相共役光を用いた散乱抑制法の研究の中で、位相共役光の強度成分の影響を生体試料において実証した初めての結果である。

これを要するに、筆者は本論文を通じて、これまで検討されていなかった位相共役光単独での散乱抑制能を明らかにし、位相共役光の生体応用における新たな指針を示した。さらに、生体を対象とする位相共役光を用いたイメージングにおいて、位相共役光に強度情報を加えることにより時間反転性による散乱抑制効果の向上が期待できることを示した。これらの知見により、位相共役光を利用した新たな生体イメージング手法の開発が実質的に前進することが期待される。

目次

第 1 章 序論	1
1-1 本研究の目的	1
1-2 本論文の構成	3
第 2 章 背景	4
2-1 生体の光学特性	4
2-1-1 生体の光散乱特性	5
2-1-2 生体の光吸収特性	7
2-2 光を用いた生体イメージング手法	9
2-2-1 NIRS(Near-infrared Spectroscopy: 近赤外線分光法)	9
2-2-2 DOT(Diffuse Optical Tomography: 拡散光トモグラフィ)	10
2-2-3 OCT(Optical Coherence Tomography: 光コヒーレンストモグラフィ)	13
2-3-4 PAI(Photoacoustic Imaging: 光音響イメージング)	17
2-3-5 3 手法の比較	19
第 3 章 位相共役光を用いたイメージング手法の原理	20
3-1 位相共役光	20
3-2 フォトリフラクティブ結晶による位相共役光の生成	23
3-3 デジタル位相共役光生成システム	25
3-3-1 空間光変調器 (SLM : Spatial Light Modulator)	25
3-3-2 位相シフト法	26
3-3-3 デジタル位相共役光の生成手法	28
3-3-4 デュアル位相変調法(DPMM: Dual Phase Modulation Method)	29
3-4 TRUE (Time Reversed Ultrasonically Encoded) 法	32
3-4-1 超音波による光の周波数変調	32
3-4-2 TRUE 法の概要	33
3-4-3 TRUE 法の改良	34
3-5 TRACK (Time Reversal by Analysis of Changing Wavefronts from Kinetic targets) 法	36
第 4 章 強度変調可能な位相共役光生成システムの開発	38
4-1 位相共役光システムにおける強度変調法	38
4-2 反射型 SLM による位相変調の特性解析	41
4-2-1 実験系	41
4-2-2 実験結果	43
4-2-3 考察	45

4-3	透過型 SLM による強度変調の特性解析.....	46
4-3-1	実験系	46
4-3-2	実験結果	47
4-3-3	考察	48
4-3-4	I-SLM による強度変調	49
4-4	実験システム.....	52
4-4-1	位相共役光による入射光形状復元の概要.....	52
4-4-2	デジタル位相共役光システムの構築.....	53
4-4-3	実験系	55
第 5 章	開発システムの基礎特性の評価.....	59
5-1	実験方法	59
5-1-1	位相物体	59
5-1-2	入射光パターン	60
5-2	位相物体を介した入射光形状復元.....	61
5-2-1	パターンなし	61
5-2-2	縦方向パターン	64
5-2-3	横方向パターン	67
5-3	考察	69
第 6 章	体積散乱体への適用可能性.....	72
6-1	散乱係数の影響.....	72
6-1-1	実験方法	72
6-1-2	実験結果	73
6-1-3	考察	76
6-2	吸収係数の影響.....	77
6-2-1	実験方法	77
6-2-2	実験結果	78
6-2-3	考察	80
6-3	信号光の空間周波数の影響.....	82
6-3-1	実験方法	82
6-3-2	周波数解析	82
6-3-3	実験結果	84
6-3-4	考察	88

第 7 章 生体試料における散乱抑制効果の検討.....	89
7-1 実験方法	89
7-1-1 使用生体試料	89
7-1-2 使用光源	90
7-2 生体試料を介した入射光形状復元.....	91
7-2-1 短コヒーレンス長光源の場合	91
7-2-2 長コヒーレンス長光源の場合	94
7-3 考察	96
7-3-1 短コヒーレンス長光源の場合	96
7-3-2 長コヒーレンス長光源の場合	96
第 8 章 結論.....	98

参考文献

謝辞

研究業績

第1章 序論

1-1 本論文の目的

医療現場において、生体内を無侵襲的に観察することは、長い間切望されてきたことの一つである。1895年にX線が発見され、X線写真として医療応用されるようになり、初めて、無侵襲的に生体内の情報を画像として得ることが可能となった。その後、X線CT (X-ray Computed Tomography) や磁気共鳴を利用したMRI (Magnetic Resonance Imaging) が開発され、画像診断装置として広く利用されるようになった。

さらに、近年では、光エレクトロニクス技術の進歩とともに、光を利用した生体計測技術が実用化され、様々な研究が進められている。光を生体計測に用いる利点としては、生体への無侵襲性や、装置の小型化、組織の光吸収特性を利用した機能イメージングが挙げられる。これらの技術は、ライフサイエンス分野において、細胞や組織を対象とした *in vivo* イメージングによる観察や、組織切片に対する機能イメージングによる病態の診断等に応用できる。

しかし、光を用いた生体透視イメージングにおいて、生体組織の強い光散乱性によって得られた透視画像にボケが生じる。そのため、散乱によるボケの効果を抑制する手法が重要となる。近年、散乱抑制手法として、位相共役光の時間反転性を利用した散乱抑制手法が提案されている。位相共役光とは、ある信号光に対しその位相を反転させた光のことで、信号光の経路を逆伝搬するといった時間反転性を持つ。この位相共役光の時間反転性を利用したイメージング手法としては、Time-reversal ultrasonically encoded (TRUE)法がある。この手法は位相共役光と超音波による光の周波数変調を組み合わせた手法で、空間分解能が数 10 μm 、深さが数 cm のイメージングが原理的に期待できる。しかし、これまでの検討において、位相共役光単独の性能検討が不十分であるといった問題がある。今後の位相共役光の散乱抑制への応用を考えるうえで、位相共役光単独での散乱抑制効果の性能を知ることは極めて重要である。さらに、理想的な位相共役光では強度情報は信号光と同一である必要がある。それに対し、従来の位相共役光の生体応用に関する検討では、生体から出射した信号光の強度情報は均一であるとみなし、位相変調のみの位相共役光生成システムを用いている。しかし、生体試料の不均質性や、入射光の強度分布が一様でない場合、信号光の強度分布は均一とはならない。そのような場合、従来法で生成した位相共役光の強度情報は信号光とは異なったものとなり、性能が低下することが考えられる。

そこで本研究では、初めに、強度分布と位相分布の同時変調が可能な位相共役光生成システムを構築した。このシステムを用いて、散乱体透過後の光に対して位相共役光を生成し、散乱体入射前の入射光形状の復元を試みた。次に、構築したシステムの基本性能を調べるため、散乱体の散乱係数および吸収係数を変化させつつ同様の実験を行った。最後に、散乱体として生体試料を用いて入射光の形状復元を試みた。これらの検討は、位相共役光を用いた散乱抑制法の研究の中で、位相共役光の強度成分の影響を生体試料において実証した初めての実験である。

以上の検討を通して，本研究では，位相共役光を散乱抑制に利用した生体の光透視イメージング手法の開発を最終目標に，位相共役光単独の時間反転性についてより詳しく検討を行った．その中で，位相共役光の強度成分が散乱抑制効果に与える影響を，実験を通して明らかにした．

1-2 本論文の構成

本論文の構成を以下に示す。

第 2 章では、本研究の背景となっている生体の光学的特性および近年報告されている光を用いた生体イメージング手法について述べる。

第 3 章では、位相共役光の原理と位相共役光を用いた種々のイメージング手法について詳しく述べる。

第 4 章では、位相変調と強度変調が同時に可能な位相共役光生成システムを構築し、そのシステムに用いた各装置の特性説明と、本論文で行った散乱体を介した入射光形状復元実験の実験系について詳しく述べる。

第 5 章では、薄い位相物体を散乱体とし、入射光形状復元を行い、構築したシステムによる位相共役光生成の確認と、強度情報の効果を検証した結果を示す。

第 6 章では、厚い体積散乱体を用いた実験を通して、本システムで生成した位相共役光の散乱係数や吸収係数の影響を検討した結果を述べる。さらに、点光源に対する入射光形状復元を通して、本システムにおける位相共役光の空間周波数を調べた結果も示す。

第 7 章では、不均一な構造を持つ生体試料を散乱体として実験を行い、位相共役光における強度情報の効果が生体試料に対しても有効であるか検討した。また、コヒーレンス長の長い光源を用いることでより厚い生体試料への適用を目指し、本手法の適用範囲の拡大を試みた。その結果を紹介する。

第 8 章では、本研究のまとめを述べる。

第2章 背景

本章では、まず本研究の背景である生体の光学特性に関して、波長と散乱・吸収の関係から述べる。次に、光による生体断層イメージングの様々な手法の紹介とその比較、課題について説明する。

2-1 生体の光学特性

生体組織は散乱・吸収を持ち、その光学特性は不均一で、平均屈折率は空気の屈折率に比べて高い媒質となっている。そのため、生体組織に入射した光は、空気との屈折率の違いによって境界面では、入射光の一部は反射され、残りの入射光は生体組織中を透過していく。生体組織内部での多重散乱と吸収によって入射光は拡がりを持ち、その強度は減衰していく^[2.1]。

生体組織の光学特性は主に水とヘモグロビンの影響を強く受ける。Fig. 2.1 に水とヘモグロビンの吸光および皮膚の散乱スペクトルを示す。ヘモグロビンは ~ 600 nm の可視光領域の波長の光を強く吸収し、水は $1600\sim$ nm の遠赤外光領域の波長の光を強く吸収する。それに対し、 $600\sim 1600$ nm の近赤外光領域の波長の光では吸収よりも散乱が強く支配している。この波長域を生体の光学的窓といい、吸収が弱いので光は生体組織に深く浸透することができるため、この近赤外光を用いた生体イメージングの研究が盛んに行われている。

皮膚は多層で様々な要素から構成されている組織であるため、光との作用は非常に複雑となる。皮膚角質層では入射光の約 5~7 % が反射され、入射光は空気と角質層との境界面での微小な不均一性によって入射後すぐに拡散光となる。皮膚からの反射光の大部分は、各皮膚層（皮膚角質層、表皮、真皮、血液、脂肪）からの後方散乱光である。また、皮膚色素により拡散された光の吸収からビリルビン含有量、ヘモグロビン濃度、酸素飽和度、血液や組織中の薬剤の濃度の測定ができ、これらの特性が様々な病気の診断で使われている。このように、光を用いた生体計測では、深部への到達は難しいが、出射光から様々な生体情報を得ることができるといった利点がある。

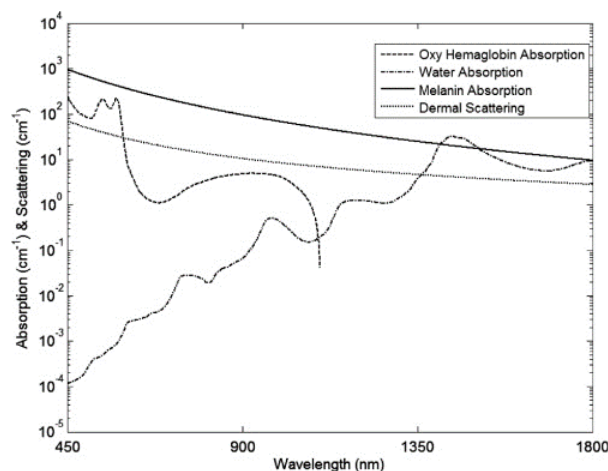


Fig. 2.1. The absorption and scattering spectrum of water and hemoglobin. ^[2.2]

©2015 Optical Society of America. Users may use, reuse, and build upon the article, or use the article for text or data mining, so long as such uses are for non-commercial purposes and appropriate attribution is maintained. All other rights are reserved.

2-1-1 生体の光散乱特性

生体は光学的に不均一な媒質であり、組織界面において反射、屈折等が起きる。さらに多重散乱が生体内部で生じるため、光は入射方向とは異なった方向へと分散される^[2,3]。

ここで、透明媒質中の散乱粒子に光が照射された場合を考える。このときの光散乱現象は、

- (1) 光の波長と比べて散乱粒子が小さい場合
- (2) 光の波長と比べて散乱粒子が同程度の場合

の2つの場合に分けて考えることができる^[2,4]。

(1) 光の波長と比べて散乱粒子が小さい場合

光の波長と比較して小さな粒子に光が当たった時に起こる散乱には、弾性散乱と非弾性散乱がある。前者はレイリー散乱 (Rayleigh scattering) として知られており、入射光の電界により粒子内に誘起された双極子によって入射光と同一の振動数 (ν) の光が放射される散乱である。一方、後者の散乱はラマン散乱 (Raman scattering) と呼ばれ、双極子の固有振動数 (ν') だけ振動数の異なる光 ($\nu + \nu'$) が放射される散乱である。ここでは、本研究に関係するレイリー散乱についてのみ説明する。

波長 λ の直線偏光の入射光 I_0 に対する単位光路長あたりの散乱光強度 I_s は、

$$\frac{I_s}{I_0} = \left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)^4 \cdot \frac{\alpha^2}{r^2} \cdot \frac{1 + \cos^2 \theta}{2} \quad (2.1)$$

で表される。ここで、 λ は入射光の波長、 r は散乱粒子と測定点の距離、 α は散乱粒子の分極率である。また、Fig. 2.2 はレイリー散乱の角度分布を示している。散乱光の強さは入射光と同方向および反対方向が最も強い。それに対し、直角方向が最も弱く、その比は 2:1 となっている。Fig. 2.2 における破線は入射光が自然光の場合における各方向の偏光成分を表したもので、 $I_{//}$ は入射方向に対して平行方向の直線偏光成分を、 $I_{\perp}$ は垂直方向の直線偏光成分を示している。入射光が無偏光な自然光の場合、その散乱光は $I_{//}$ と $I_{\perp}$ の組み合わせとなり、 I_s のように入射光の進行方向を軸とした回転対称の分布となる。

(2) 光の波長と比べて散乱粒子が同程度の場合

散乱粒子が入射光の波長と同程度の場合に起こる散乱は、レイリー散乱に対して、ミー散乱 (Mie scattering) と呼ばれる。この場合では粒子は単一の双極子とは見なすことができず、多数の双極子の集合と考える必要がある。したがって、この粒子に光が入射した場合、各双極子からの放射光は干渉し、双極子同士の相互作用もあって、散乱光の空間強度分布は複雑なものとなる。ミー散乱は Maxwell の電磁場方程式を解くことにより求めることができ、

$$\frac{I_{st}}{I_0} = N\pi r^2 Q \quad (2.2)$$

となる。 I_{st} は散乱光強度、 I_0 は入射光強度、 N は単位体積あたりの粒子数、 r は粒子半径、 Q は粒子の幾何学的断面積と散乱断面積の比である。Fig. 2.3 にミー散乱の角度分布を示す。 $I_{//}$ は

入射方向に対して平行方向の直線偏光成分を、 $I_{\parallel}$ は垂直方向の直線偏光成分を示している．一般的にミー散乱の角度分布はレイリー散乱に比べて、後方散乱よりも前方散乱が大きくなる特性を示している．

以上のように、光の散乱は散乱粒子の大きさに依存し、また、理論式は球形の場合に与えられる．しかしながら、実際の生体においては粒子の大きさは様々であり、そのため、散乱の状態はより複雑なものとなっている．

実際に生体組織内部では、多重散乱と吸収によって入射光は拡がりを持ち、その強度は減衰していく．また、生体組織における光子の平均自由行程は 1 mm 程度とされていて、これより深部を通過した光は可干渉性を失う．このことは本研究における制約の一つとなっている．

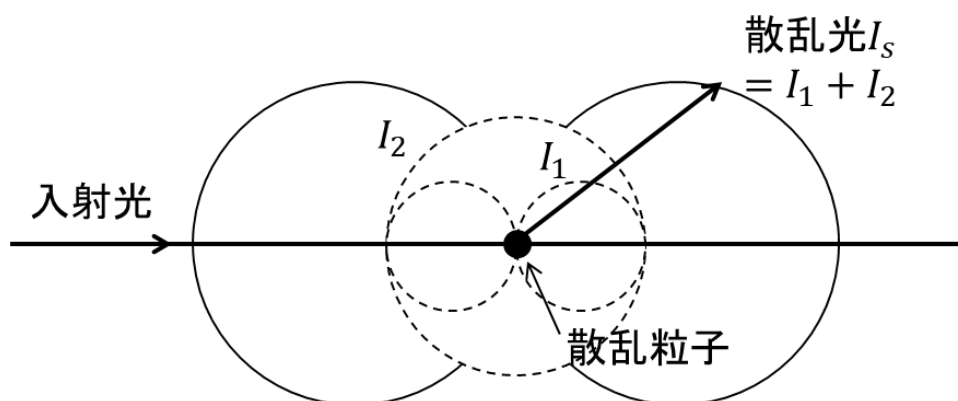


Fig. 2.2. Angular distribution and polarization characteristics of Rayleigh scattering.

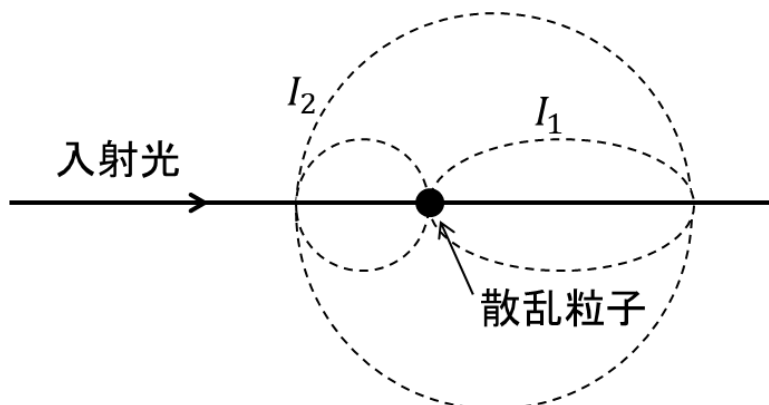


Fig. 2.3. Angular distribution and polarization characteristics of Mie scattering.

2-1-2 生体の光吸収特性

ここでは、平行光が媒質の内部を進んでいく場合の吸収による光強度の変化に関して説明する。簡単化のため、散乱が生じない吸収のみを持つ媒質について考える。

Fig. 2.4 のように、媒質中の dx という十分に薄い層において、強度 I をもつ単色光が dx 進む間に dI だけ吸収されて強度が減少したとする。そのとき dI は dx , I とその媒質中の光吸収物質の溶液の濃度 C に比例すると考えられる。これを式で表すと、

$$-dI = I\epsilon C dx \quad (2.3)$$

となる。ここで、 ϵ はこの媒質の吸光係数である。 $x = 0$ における光強度を入射光強度といい I_0 で表し、 $x = l$ の厚さを持つ媒質を進んだ後の光強度を透過光強度といい I_t で表すと、Eq.2.3 を積分することによって以下の式が得られる。

$$I_t = I_0 \exp(-\epsilon Cl) \quad (2.4)$$

吸光度を E とすると、

$$E = \log\left(\frac{I_0}{I_t}\right) = \epsilon Cl \quad (2.5)$$

と書き表すことができる。Eq.2.4 のことを **Beer-Lambert 則** といい、この式を用いることで入射光が媒質の濃度や厚さによって指数関数的に減少していく様子を表すことができる。**Beer-Lambert 則** は本来透明度の高い溶液に対して用いられる式であり、生体組織のような強い散乱をもつ媒質に対してはそのまま適用できない。これは散乱によって、物理的な光の通った距離と、見かけの距離が異なっているためである。そのような散乱をもつ場合には、一般的に **Beer-Lambert 則** は次のように書き直される^[2.5]。

吸光度 E を、 $E = \epsilon Cl + \sigma Cl = \mu_s l + \mu_a l = \mu_t l$ として、

$$E = \exp(-\mu_t l) \quad (2.6)$$

ここで、 σ を散乱断面積、 μ_t を減衰係数 (extinction coefficient)、 μ_s を散乱係数 (scattering coefficient)、 μ_a を吸収係数 (absorption coefficient) といい、これらの係数の間には、 $\mu_t = \mu_s + \mu_a$ の関係がある。

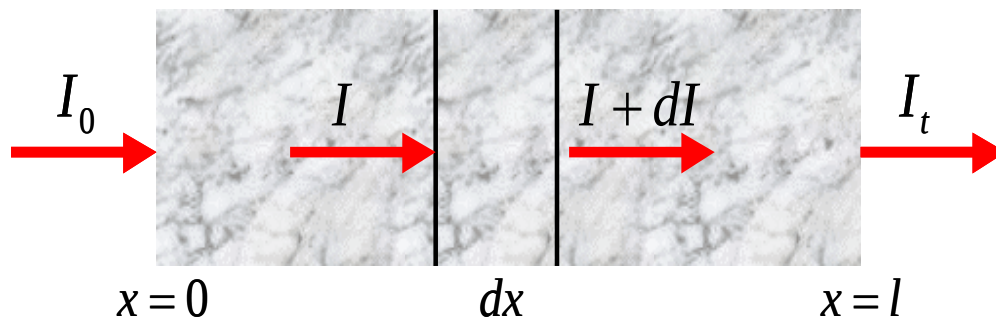


Fig. 2.4. Attenuation of parallel light in absorption medium.

2-2 光を用いた生体イメージング手法

この節では、前節で述べた生体の光学特性を利用したイメージング手法を紹介する。光トポグラフィは2次元イメージングであるが、それ以外の手法は3次元イメージングである。各手法の空間分解能と到達深度の比較と、光イメージングの課題についても述べる。

2-2-1 NIRS (Near-infrared Spectroscopy: 近赤外線分光法)

NIRS とは前節で述べたように、生体透過性は高いが、ヘモグロビンに吸収される近赤外光の特徴を利用することで、血流変化等を測定する手法である。主に、脳を対象とした2次元イメージングとして用いられており、ヘモグロビン濃度の変化から脳血流変化を捉え、それに連動した神経活動を調べることができる^[2.6]。

測定原理について簡単に説明する。頭皮上からファイバを通して、波長・照射位置で異なる周波数で変調された近赤外光を脳に照射する。Fig. 2.5 に示すように、入射光は散乱によって、頭皮や頭蓋骨、大脳皮質を通過して、入射点から2~3 cm 離れた位置で受光素子により脳からの信号を受光する。出射光は頭皮や頭蓋骨の血流量に変化がなければ、大脳皮質のヘモグロビン濃度変化を反映することとなる。検出信号には複数の照射位置からの光が混ざっているため、計測回路部でそれらを特定の光源・検出の組み合わせに対応した信号を抽出する。最後に、波長・計測部位に応じて信号が分類され、画像表示される。

Fig. 2.6 に中国語および英語翻訳時の脳活動を fNIRS で測定した結果を示す^[2.7]。Fig. 2.6(A)は英語から中国語への翻訳時と英語文音読時の脳活動の差をマッピングしたもので、活動部位の違いが可視化されている。さらに、Fig. 2.6(B)は英語から中国語、および中国語から英語への翻訳時の脳活動の違いをマッピングしたもので、同じ翻訳作業だが、言語によって脳活動の違いがみられる。

入出射間距離が2~3 cm であり、すなわち光トポグラフィデータは頭皮下2~3 cm の大脳表面での血流量変化を観察することができる。他の脳機能測定法としては、PET や fMRI などがあるが、それらに比べて、(1) 拘束性が低く、被験者の体勢によらず日常生活や軽い運動時の脳機能を測定できる、(2) 人体に無害な光を用いることで、安全性が高く、乳幼児に対しても繰り返し測定が可能である、(3) 時間分解能に優れ、脳活動の経時的な変化を測定できる、(4) 装置が安価で省スペースである、といった利点がある。しかし、(1) 測定深度が3 cm 程度であるため、大脳皮質表面の活動しか測定できない、(2) 空間分解能が低く、2~3 cm 程度であるといった欠点も存在する^[2.6]。言語発達、処理などの高次脳機能や小児脳機能疾患の研究、脳血流診断などに応用されている。さらに MRI や EEG など他の計測手法との干渉が少ないため、それらの装置と同時計測を行うことで、より高度な診断情報を得ることができる。

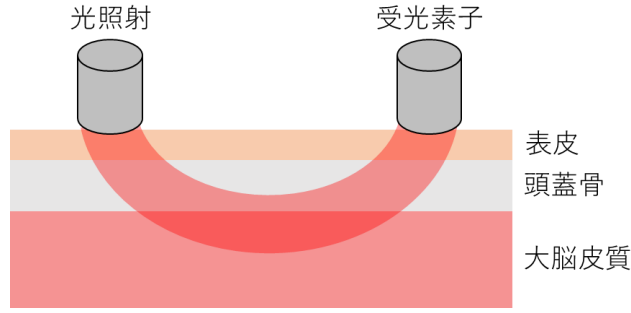


Fig. 2. 5. Light propagation in the head.

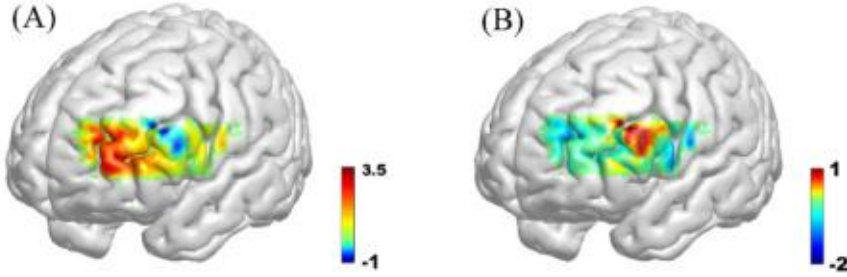


Fig. 2. 6. Measurement of brain activity during language translation, A: difference in brain activity between English to Chinese translation and English reading aloud, B: difference in brain activity between English to Chinese translation and Chinese to English translation.^[2,7]

©2017 Optical Society of America. Users may use, reuse, and build upon the article, or use the article for text or data mining, so long as such uses are for non-commercial purposes and appropriate attribution is maintained. All other rights are reserved.

2-2-2 DOT (Diffuse Optical Tomography: 拡散光トモグラフィ)

厚さ 1 cm 以上の生体組織に対して光を利用した断層イメージングを行う際、生体組織を通過する光は強く散乱されるため、光の直進性などの波動性を失い、拡散光として伝搬する。このような光を利用した断層イメージングを拡散光トモグラフィ (DOT) という^[2,8]。

はじめに、拡散光の考え方について説明する。厚い生体組織を伝搬する光の様子を図示したものを Fig. 2. 7 に示す。照射点から数 mm 程度の近傍では波動性は保たれているため、散乱パターンも生体組織特有の強い前方散乱を示している。しかし、数 mm を超えた領域では、散乱パターンは等方的になり、波動性は失われている。

生体組織をはじめとする媒質を伝搬する光はエネルギーの流れとして解析されることが多く、その代表的な理論として輸送理論がある^[2,9]。この理論において、エネルギーの増減を表す式として輸送方程式が用いられる。光強度 $I(\mathbf{r}, \hat{s}, t)$ を用いると輸送方程式は以下のように表される。

$$\begin{aligned} \frac{1}{c} \frac{d}{dt} I(\mathbf{r}, \hat{s}, t) = & -\hat{s} \nabla I(\mathbf{r}, \hat{s}, t) - (\mu_s + \mu_a) I(\mathbf{r}, \hat{s}, t) \\ & + \mu_s \int_{4\pi} P(\hat{s}, \hat{s}') I(\mathbf{r}, \hat{s}', t) d\Omega' + \varepsilon(\mathbf{r}, \hat{s}, t) \end{aligned} \quad (2.7)$$

ここで、 $c, \mu_s, \mu_a, \Omega, \varepsilon(r, \hat{s}, t), P(\hat{s}, \hat{s}')$ は、それぞれ媒質中の光速、散乱係数、吸収係数、立体角、光源の光強度、光子の伝搬方向の分布を表す確率密度関数である。Eq. 2.7において、右辺の第1項は体積要素からの光の発散による減少分を、第2項は体積要素における散乱と吸収による減少分、第3項は周囲から散乱により加わってくる増加分、第4項は体積要素内に光源がある場合の増加分に該当する。

輸送方程式は、散乱体内部のエネルギー伝搬を表す正確な方程式である。しかし、三次元位置、方向、時間と6つの自由度をもち、解を得るのは容易ではない。そこで、生体組織の強い散乱性による光の拡散に近い挙動に基づき、輸送方程式を、解析の容易な方程式へ近似変形する。これを拡散近似という。等方的に伝搬する特性より、光強度は等方的に伝搬するスカラー成分 $\Phi(r, t)$ と、わずかな方向性を持って伝搬するベクトル成分 $\mathbf{J}(r, t)$ に分けると、

$$I(r, \hat{s}, t) = \frac{1}{4\pi} \Phi(r, t) + \frac{3}{4\pi} \mathbf{J}(r, t) \cdot \hat{s} \quad (2.8)$$

P1 近似と Fick の法則を用いると、Eq. 2.7 は以下のように近似できる。

$$\frac{1}{c} \frac{\partial}{\partial t} \Phi(r, t) = -\mu_a \Phi(r, t) + \nabla \cdot (D \nabla \Phi(r, t)) + S(r, t) \quad (2.9)$$

ここで、 $D = 1/\{3(\mu'_s + \mu_a)\}$ 、 $\mu'_s = (1 - g)\mu_s$ である。また、 g, S は異方散乱パラメータ、媒質中の光源である。

発光がない生体組織内において、 μ'_s および μ_a の空間分布が与えられれば Eq. 2.9 を数値計算によって解くことができ、光の積分強度 $\Phi(r, t)$ の時間変化および空間変化が求められる。これにより、組織表面で測定される光量 $\Phi(r, t) = -D \nabla \Phi(r, t)$ が得られる。このように、与えられた条件下で Eq. 2.9 を解き、測定される光量 $\nabla \Phi(r, t)$ を得る過程を順問題プロセスという。ここで、 $\Phi(r, t)$ は組織中の空間的な μ'_s 、 μ_a の情報を含んでおり、 μ_a には酸素化ヘモグロビンの状態が分かる。

生体組織に照射された光は拡散的に伝搬するため、組織表面の1点に近赤外光を照射しても、同時に表面の多くの点で光強度を計測することができる。照射点を変えながら表面に現れた光を多くの点で計測することを繰り返すことにより、内部の光吸収特性に関する情報を含む多くのデータを得ることができる。これらのデータから、数学的に逆問題を解くことにより、組織内部の光吸収特性の断層像を再構成することができる^[2,8]。

Fig. 2.8 は、拡散光トモグラフィの概要を表している。入射光にはピコ秒の極短パルス光を利用し、光検出にはピコ秒オーダーの時間分解計測法を用いる。生体組織表面の検出器によって得られるデータには、光の空間分布および時間変化がある。また、生体組織中の光学特性の空間分布 μ'_s および μ_a の推定値から先に説明した順方向解析を行い、表面で測定される光の空間分布および時間変化を求める。求めた計算結果が測定結果と一致していれば、推定した μ'_s 、 μ_a は正しいとして、断層イメージングが得られたと考える。計算結果と測定結果が一致しない場合、その誤差に基づいて μ'_s および μ_a を推定しなおし、順問題解析を再び行う。このプロセスを繰り返すことで、計算結果と測定結果の誤差が許容値以下になればそのときの μ'_s および μ_a を解として断層イメージン

グが再構成される．これが逆問題解析である．このように，順問題解析と逆問題解析を繰り返すことでイメージングを行う．

拡散光トモグラフィにおいては， μ_s' および μ_a の再構成画像が得られ，そして複数の波長で得られた再構成画像が生体組織内の血行動態や解剖学的な情報の断層像に変換される．

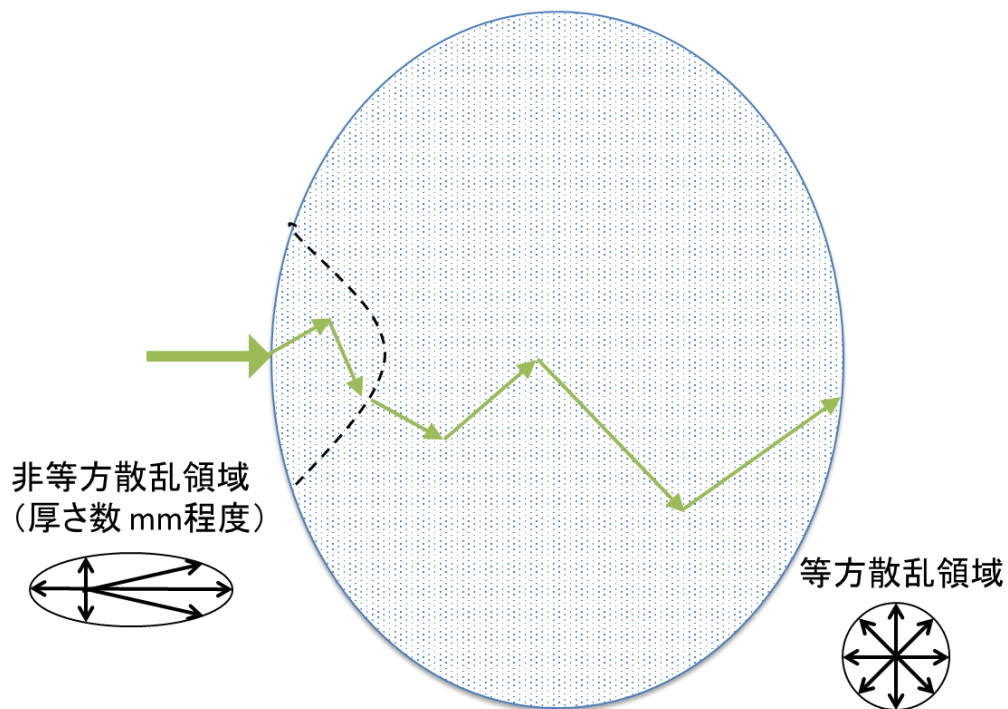


Fig. 2. 7. Light propagation in anisotropic scattering region and isotropic scattering region.

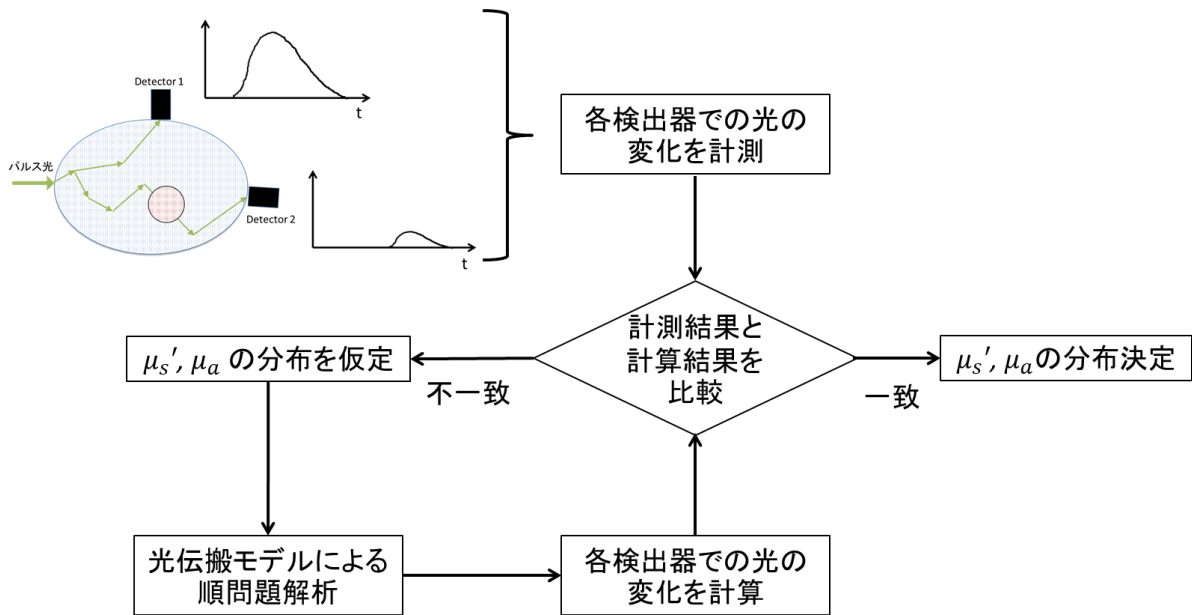


Fig. 2. 8. Concept of diffuse tomography based on inverse problem analysis method.

2-2-3 OCT (Optical Coherence Tomography: 光コヒーレンストモグラフィ) [2.10-2.12]

高分解能かつ高精度な非侵襲な生体計測のためにコヒーレンスなどの波動性や集光性といったレーザの特性を利用したイメージング技術が注目されている。その一つに OCT(Optical Coherence Tomography)がある。OCT とは生体表皮下 1-2 mm の深さの断層画像を 10 μm 程度の空間分解能で非侵襲的にイメージングする技術であり、装置構成が簡便であるといった特徴がある。この手法は低コヒーレンス光を利用した干渉計を基とした技術で、測定対象である生体組織から反射した直進光成分を選択的に検出することで、3 次元のイメージングを実現している[2.10]。

OCT の原理と基本構成について説明する。OCT では基本的に低コヒーレンス光源によるマイケルソン干渉計を用いて断層画像を得る。光源には生体透過性の高い近赤外波長で、時間的コヒーレンスが短い光源が用いられる。よく用いられる光源として、スーパーミネセントダイオード (SLD; Super Luminescent Diode) がある。SLD は、半導体レーザと同程度のスポット径に集光可能で、スペクトル幅は LED のように広いといった特徴を持つ。そのため、高空間コヒーレンスと低時間コヒーレンスを併せ持つ光源となっている。

Fig. 2. 9 に OCT の基本的な構成図を示す。SLD からの出射光はビームスプリッタによって、参照光と生体組織へ入射される信号光に分かれる。ビームスプリッタから光検出器までの光学距離が参照光と信号光で等しくなれば、干渉により強め合った光が観測される。しかし、信号光側の距離が変わった場合、つまり違う深度の光は干渉しないため、観測されない。そのため、生体組織中のある深さからの反射光を特異的に検出することが可能となる。さらに、参照光ミラーの位置を変えることで生体組織の深さ方向のイメージングが実現できる。

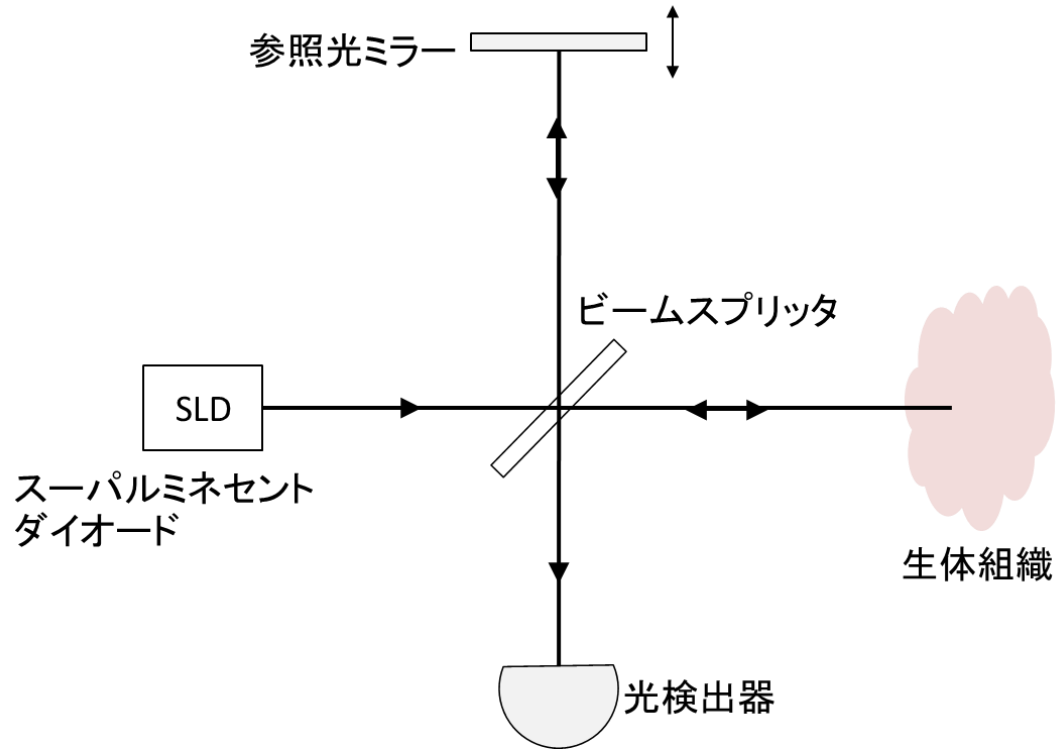


Fig. 2. 9. Basic structure of OCT.

OCT の空間分解能について考える．生体組織の深さ方向の空間分解能 Δz は，光源のスペクトルをガウシアン分布で近似すると，以下の式で表される．

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_c^2}{\Delta \lambda} \quad (2.10)$$

Eq. 2.10 において， λ_c は光源の中心波長， $\Delta \lambda$ は光源のスペクトルの半値全幅である．一般的な SLD では， $\lambda_c = 850 \text{ nm}$ ， $\Delta \lambda = 20 \text{ nm}$ であるので，この時， $\Delta z = 16 \text{ }\mu\text{m}$ である．このように，使用光源によって，深さ方向の空間分解能は決定する．

また，OCT の生体組織の水平方向分解能は信号光のスポットサイズ Δx で決まる． Δx は以下の式で表される．

$$\Delta x = \frac{\Delta \lambda}{\pi} \left(\frac{f}{d} \right) \quad (2.11)$$

Eq. 2.11 において， f は使用した対物レンズの焦点距離， d は信号光のビーム径である．

OCT には，いくつかの種類があり，大きく分けて，参照光ミラーを走査し，時系列の干渉信号がイメージングを行うタイムドメイン OCT (TD OCT) とフーリエ変換を用いて深さ方向の画像プロファイルを求めるフーリエドメイン OCT (FD OCT) がある．

TD OCT には点計測型 OCT (FM OCT) とフルフィールド OCT (FF OCT) がある。FM OCT は Fig. 2. 9 で示した基本構成と同様なもので、単一光検出器で一点ずつ試料を測定していく手法になる。そのため、計測時間が多くかかるといった問題がある。この問題に対し、FF OCT は光検出器に 2 次元光検出器を用いることで試料の水平方向の情報を一度に得ることが可能となり、計測の高速化と高分解能を実現する手法である。

FD OCT は試料の深さ方向プロファイルがフーリエ変換によって得られるといった特徴がある。そのため、試料水平方向の走査を行うだけで 3 次元イメージングが可能となる。FD OCT にはスペクトラルドメイン OCT (SD OCT) と波長走査型 OCT (SS OCT) の 2 種類がある。

SD OCT における計測の基本構成は Fig. 2. 10 の光検出器を分光器に、参照光ミラーを微動しない固定型としたものである。信号光と参照光は分光器へ入射され、スペクトル干渉縞 $I(k)$ が記録される。これを逆フーリエ変換すると、

$$\mathcal{F}^{-1}\{I(k)\} \propto \mathcal{F}^{-1}\{S(k)\} \otimes a(z) = \gamma(z) \otimes a(z) \quad (2.12)$$

Eq. 2. 12 において、 k は波数、 λ は光源の中心波長、 $S(k)$ は光源のスペクトル、 $a(z)$ は試料の反射率、 $\gamma(z)$ は $S(k)$ の逆フーリエ変換で、光源のコヒーレンス関数を表す。なお、 z は試料の深さ方向の位置である。Eq. 2. 12 より、得られたプロファイルの逆フーリエ変換は $\gamma(z)$ と $a(z)$ の畳込み積分であることがわかる。光源が低コヒーレンス光源であるため、光源のスペクトル幅は広いと、 $\gamma(z)$ はデルタ関数とみなせ、 $a(z)$ そのものとなる。この $a(z)$ が試料のある点における深さ方向の情報であるため、水平方向に走査することで 3 次元イメージングが可能となる。TD OCT と比べて深さ方向の走査が不要であるため高速で、高感度といった特徴がある。

SS OCT は光源がこれまでの低コヒーレンスなものとは違い、単一波長発振のレーザを用い、その波長を高速掃引させて測定する。検出器は単一光検出器を用い、得た信号と波長掃引のタイミングから信号処理することでイメージングを行う。

OCT における臨床診断への応用としては、網膜のイメージングと内視鏡型 OCT による消化器系の診断がある^[2,11]。網膜のこれまでの眼底カメラを用いたイメージングでは、網膜の剥離の程度など網膜の断面を正確に観察することはできなかった。前眼部の光透過率は高く容易に OCT イメージングが可能である。そこで、OCT を利用した網膜イメージング装置が開発された。OCT による網膜イメージング画像を Fig. 2. 10 に示す。Fig. 2. 10 を見ると、網膜の各層が正確にイメージングされていることが分かる。

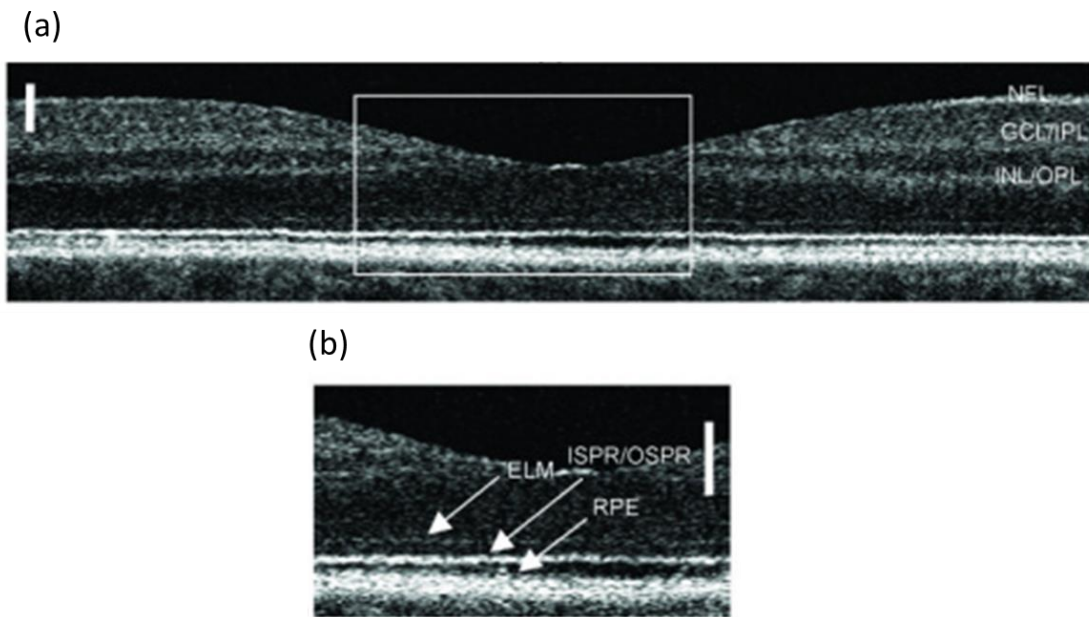


Fig. 2. 10. Tomographic imaging of the retina by OCT: (a) Overall view, (b) Enlarged view. ^[2.11]

©2004 Optical Society of America. Users may use, reuse, and build upon the article, or use the article for text or data mining, so long as such uses are for non-commercial purposes and appropriate attribution is maintained. All other rights are reserved.

消化器系の臨床診断のための内視鏡型の OCT の研究が活発に進められている^[2.12]. Fig. 2. 11 に内視鏡 OCT のプローブの先端部の構造図を示す. 光ファイバによってプローブ先端まで導かれた信号光は集束型レンズで集光され, 直角プリズムによって, 測定部位まで導かれる.

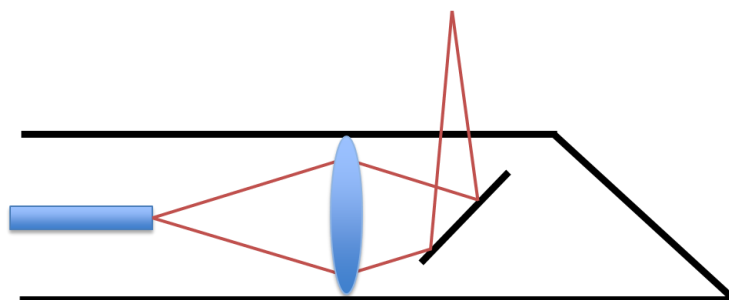


Fig. 2. 11 Structure of probe part of endoscopic OCT.

また, 循環器系への応用としてはカテーテル型 OCT が研究されている. 従来は超音波エコーがイメージングに用いられてきたが, 空間分解能が 80–300 μm 程度である. これに対し, OCT では 20 μm 以下であるため, 高空間分解能なイメージングが実現できる. さらに, 分光情報から組織の生化学的な情報を得ることができる.

2-2-4 PAI (Photoacoustic Imaging: 光音響イメージング)

光を用いた生体イメージング技術において、生体組織の光散乱・吸収特性によって、組織深部の高空間分解能でのイメージングは十分ではなかった。実際の臨床においては深部診断では超音波パルスエコー法が利用されている。これは、これは超音波の人体へ与える影響の小ささや生体組織での減衰の小ささを利用したためである。しかし、生体組織中の音響インピーダンスの変化は小さく、診断に必要なコントラストが得られない場合が多い。そこで、光と超音波を組み合わせた光音響イメージングが提案されている。これは光の高空間分解能と超音波の減衰が小さいことを利用した手法である。

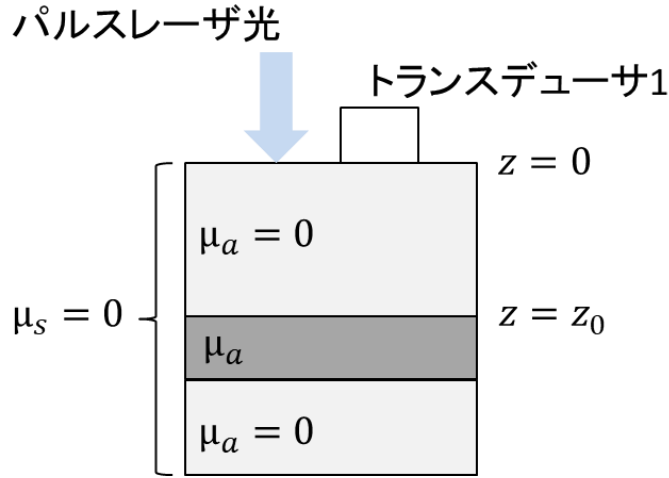


Fig. 2. 12. Principle of photoacoustic method.

光音響法の原理について詳しく説明する^[2,10]。Fig. 2. 12 のように、散乱がなく、深さ z_0 の位置に吸収係数 μ_a の吸収層が存在する試料を想定する。この試料にパルス幅 τ_p 、フルエンス F_0 のパルスレーザー光を入射する。このレーザー光は吸収層で吸収され、熱および応力の閉じ込め条件が満たされると、熱弾性過程によって、Eq. 2. 13 の式で示される応力波が放出される。

$$p(z) = \left(\frac{\beta v_s^2}{c_p} \right) \mu_a F_0 \exp(-\mu_a z) = \Gamma \mu_a F_0 \exp(-\mu_a z) \quad (2.13)$$

Eq. 2. 13 において、 β は体積膨張率、 c_p は定圧比熱、 Γ はグリュナイゼン係数と呼ばれる光から熱弾性波への変換効率を表す係数を示している。放出された応力波は入射面側と透過面側へ分けられる。トランスデューサによって得た振幅と指数関数的スロープから μ_a に関する情報を、伝搬時間と音速 v_s の積から深さ z_0 を得ることができる。光散乱が存在する試料においては、 μ_a が拡散係数 μ_{eff} に置き換わる形となる。また、複数の吸収層が存在する場合は、トランスデューサで観測された波は複数の応力波の合成波と考えればよい。このように、光音響法では、組織の光散乱・吸収の影響を受けず、深部の光吸収の情報を得ることができる。光音響イメージングでは、数 mm から数 cm の計測深度で $10 \mu\text{m}$ から 1 mm 程度の空間分解能を持ったイメージングが原理的に可能となる。

光音響イメージングにおいて、観測対象に対して吸収が大きい波長の光源を用いることでその観測対象をイメージングすることが可能となる。例えば、血管のイメージングを行いたいときは、酸素化及び脱酸素化ヘモグロビンの等吸収点である波長 584 nm の光源を用いればよい。Fig. 2. 13 に光音響法によるマウスの脳の *in vivo* イメージングの結果を示す。

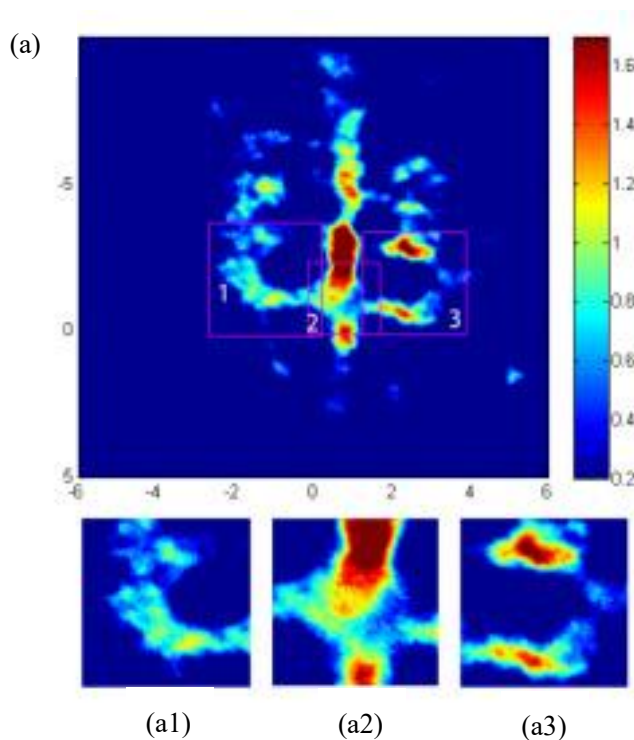


Fig. 2. 13. Noninvasive PAT imaging of a mouse brain through skin and skull at a wavelength of 532nm.;

(a) Overall view, (a1) – (a3) Enlarged view. ^[2.13]

©2015 Optical Society of America. Users may use, reuse, and build upon the article, or use the article for text or data mining, so long as such uses are for non-commercial purposes and appropriate attribution is maintained. All other rights are reserved.

Fig. 2. 13(a)が頭蓋骨や皮膚を介したマウス脳の *in vivo* イメージング結果である^[2.13]。Figs. 2. 13(a1)–(a3)が赤枠部分における拡大図である。頭蓋骨や皮膚を介しても特異的に血管のイメージングが可能であり、また、血液量による光吸収の違いから脳の活動状況も推定できる。

2-2-5 3 手法の比較

生体イメージングにおける諸手法の空間分解能と計測深度をまとめたものを Fig. 2. 14 に示す．本論文で紹介した 3 手法に着目すると，空間分解能においては，OCT > PAI > DOT の順で，計測深度においては，DOT > PAI > OCT の順で優れている．このように，光を用いた生体イメージングにおいては，空間分解能と到達深度はトレードオフの関係となっている．Fig. 2. 14 にはないが，3 章で紹介する位相共役光と超音波を利用した TRUE 法と呼ばれるイメージング手法では，初期検討の段階で，空間分解能が数 10 μm ，測定深度は 10 mm 程度となっており，PAI に近い性能を示しており，今後の検討によってはさらに性能向上が期待できる．このように，位相共役光の利用は光を用いた生体イメージングにおいて，さらなる性能向上と応用範囲の拡大につながる可能性を持っている．

また，光を用いた生体イメージングと CT，MRI や PET を比較すると，空間分解能は大きく優れている．しかし，生体組織の光散乱・吸収の影響を大きく受けるため，X 線などと比べ，透過性が低く深部のイメージングが難しい．光を用いる利点としては，空間分解能に優れているだけでなく，構造イメージングに分光情報による生化学的な情報をイメージングに付加することができる点も大きい．

このように，光を用いた生体イメージングにおいて，様々な利点があるが，その応用範囲は生体組織の散乱・吸収特性によって大きく制限される．そのため，散乱抑制手法が重要となる．

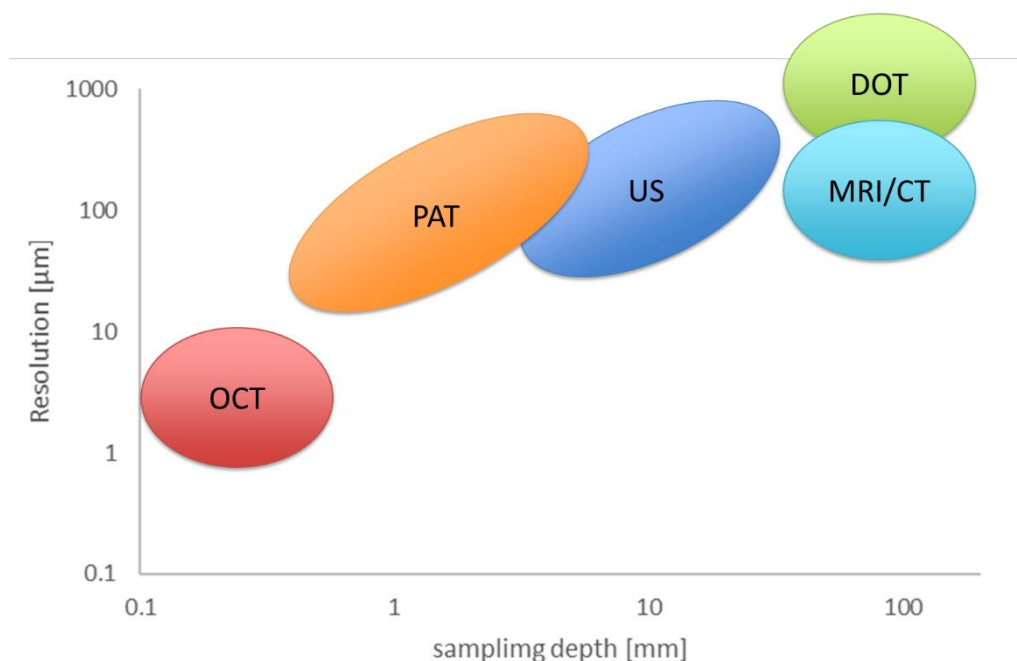


Fig. 2. 14. Spatial resolution and sampling depth in each imaging method.

第3章 位相共役光を用いたイメージング手法の原理

本章では、本論文の主幹要素である位相共役光の原理および、アナログ的な位相共役光の生成方法であるフォトリフラクティブ結晶を用いる手法と、本研究で用いている空間光変調器 (SLM) と撮像素子を用いたデジタル的な位相共役光生成手法を紹介し、それぞれの特徴を述べる。さらに、位相共役光を用いたイメージング手法として、超音波変調と組み合わせた TRUE 法と、ターゲットの動きを利用し、位相共役光で集光を実現する TRACK 法について説明する。

3-1 位相共役光

はじめに位相共役光の基本概念について説明する。

位相共役光とは、ある入射光に対して、その進行方向と位相情報を反転させた光のことである^[3.1]。位相共役光を発生させるための光学系を位相共役鏡 (phase-conjugate mirror) いう。この光には、入射光の経路を再び遡るといった時間反転 (time-reverse) 性や位相補正作用などの性質を持つ。以下の Fig. 3.1 で通常の鏡と位相共役鏡のふるまいを比較することで位相共役光の性質を説明する。

Fig. 3.1 において、入射波である波面 1 (平面波) は位相物体を通過することで、位相のずれが生じ、波面は波面 2 のように歪んだものとなる。この波に対し、Fig. 3.1(a) のように通常の鏡で反射すると、鏡には伝播方向を鏡面で折り返した方向に変える作用があるため、波面 3 のように波面 2 とは凹凸が逆転した波面となる。この波が再び位相物体を通過すると、波面はさらに大きく歪み、波面 4 のようになる。それに対し、Fig. 3.1(b) の位相共役鏡の場合では、反射された波は位相共役波となり、波面 3 のように、波面 2 の形はそのまま伝搬方向のみを反転させたものとなる。この波が再び位相物体を通過すると、位相の歪みが打ち消されるため、位相物体を再通過後の波の波面は波面 4 のように波面 1 と同様の平面波に戻る。この作用を位相補正作用という。

次に、理論的に位相共役光について説明する。

周波数 ω 、伝搬方向 +z の単色平面波の光が入射すると考える。この光を式で表すと、

$$\begin{aligned} E_p(\mathbf{r}, t) &= \frac{1}{2} A_p(x, y) \exp[i(\omega t - k_p z)] + \text{c. c.} \\ &= \frac{1}{2} \Phi_p(\mathbf{r}) \exp(i\omega t) + \text{c. c.} \end{aligned} \tag{3.1}$$

となる。なお、 $A_p(x, y)$ は位相項に比べて空間的にゆっくり変化する複素振幅、 k_p は入射の z 方向波数、 $\mathbf{r}$ は空間座標ベクトル、c.c. は直前項の複素共役である。また、 $\Phi_p(\mathbf{r})$ には空間情報に加えて偏光情報も含まれている。この光に対する出射光を以下の式に示す。

$$\begin{aligned}
E_c(\mathbf{r}, t) &= \frac{1}{2} A_c(x, y) \exp[i(\omega t - k_c z)] + \text{c. c.} \\
&= \frac{1}{2} \Phi_c(\mathbf{r}) \exp(i\omega t) + \text{c. c.}
\end{aligned} \tag{3.2}$$

なお、 k_c は出射光の z 方向波数である．ここで、 $\Phi_c(\mathbf{r}) = \Phi_p^*(\mathbf{r})$ 、即ち $A_c = A_p^*$ かつ $k_c = -k_p$ が満たされる時、出射光 E_c は入射光 E_p の位相共役光であるという．

本研究では光を対象としているが、位相共役の考えは波動全般に成立する．Eq.3.1 と Eq.3.2 を比較すると、以下の式が成立する．

$$E_c(\mathbf{r}, t) = E_p(\mathbf{r}, -t) \tag{3.3}$$

Eq.3.3 は、波面情報はそのまま時間軸だけが反転しているといえるため、位相共役光のことを時間反転光ともいう．

更に、位相共役光の電界を細かく分解し、その性質を詳しく見る．位相共役鏡としての反射特性を次の複素反射係数

$$R \exp(i\phi_{pc}) \tag{3.4}$$

で表す．ただし、 R 、 ϕ_{pc} はともに実数とする． z 方向に伝搬する波の電界の空間座標に依存した部分を実数振幅・位相項に分解したものを以下の Eq.3.5 に示す．

$$\Phi(\mathbf{r}) = \hat{\mathbf{e}} A_R \exp[i\phi(x, y)] \exp(-ik_z z) \tag{3.5}$$

なお、 $\hat{\mathbf{e}}$ は偏光ベクトル、 k_z は z 方向波数とする．

このとき、理想的な位相共役鏡では次の結果が得られる．

- (i) $\hat{\mathbf{e}} \rightarrow \hat{\mathbf{e}}^*$
- (ii) $A_R \rightarrow R A_R$
- (iii) $\phi \rightarrow -\phi + \phi_{pc}$
- (iv) $k_z \rightarrow -k_z$

(i)は位相共役鏡に左回りの円偏光の波を入射した時、左回りの円偏光の波が出射することを示しており、全反射鏡では入射時と出射時で偏光が変化すると対照的である．(ii)の振幅について、全反射鏡では $R < 1$ で波は減衰するのに対し、位相共役鏡では $R > 1$ 即ち入射波の増幅があり得る点で画期的である．(iii)の特性は鏡面と平行な 2 次元平面内での位相の反転を表しており、全反射鏡では $\phi \rightarrow \phi + \phi_M$ (ϕ_M : 鏡固有の位相変化)となるのとは異なる．(iv)の性質は波の伝播方向成分のうち、鏡に対する法線方向成分が反転することを示しており、その点は全反射鏡と共通である．これらの性質により、全反射鏡の場合は単に光路を鏡面に対して折り返す作用のみである．それ

に対し，位相共役鏡の場合では(iii)，(iv)の性質により， $\phi_{pc} = 0$ であれば位相の歪みがあっても位相共役鏡で反射後，波は厳密に元の光路を遡る．

次に，位相共役光が波動方程式を満足することを説明する．以下の Eq.3. 6 に波動方程式を示す．

$$\nabla^2 \mathbf{E} + \omega^2 \varepsilon \varepsilon_0 \mu_0 \mathbf{E} = 0 \quad (3. 6)$$

$\mathbf{E}$ は光電界， ε は媒質の比誘電率， ε_0 は真空中の誘電率， μ_0 は真空中の透磁率である．プローブ光に対する Eq.3. 1 を Eq.3. 6 に代入すると，以下の式が得られる．

$$\nabla A_p^2 + (\omega^2 \varepsilon \varepsilon_0 \mu_0 - k_p^2) A_p - 2ik_p \left(\frac{\partial A_p}{\partial z} \right) = 0 \quad (3. 7)$$

位相共役光に対する Eq.3. 2 を Eq.3. 6 に代入すると以下の式が得られる．

$$\nabla A_c^2 + (\omega^2 \varepsilon \varepsilon_0 \mu_0 - k_c^2) A_c - 2ik_c \left(\frac{\partial A_c}{\partial z} \right) = 0 \quad (3. 8)$$

Eq.3. 7 と Eq.3. 8 を比較すると，両者は互いに複素共役の関係にあることが分かる．したがって，位相共役光が波動方程式を満たし，位相共役波の概念は光波のみならず，電波や音波などの波動方程式を満たす現象全般に適用することができると言える．

位相共役光の実用例としては，大出力レーザによるビーム加工のための波面補正がある^[3.2]．例えば，固体レーザでは，固体内部に温度分布が生じるためひずみが生じ，波面の乱れにつながる．このように，増幅器から出た光は波面が乱れるため，集光しようとした際に，小さいスポットに集めることが難しい．そこで，位相共役光の波面補正作用を利用することで小さなスポットへの集光を実現する．

他にも，光通信におけるゆがみや分散を補償にも用いられることが期待されている．光ファイバによる大容量光信号伝送において波形ゆがみが伝送距離を制限する．この問題に対し，位相共役光を用いることで，複数波長の光信号波形のゆがみをまとめて補正できる可能性がある．実際に光信号の波形ゆがみの量を半減することに成功し，電気信号処理によるゆがみ補償技術に比べて信号処理量を 10 分の 1 以下にできる可能性がある^[3.3]．この技術により，低コストな大容量・長距離ネットワークの構築が期待される．

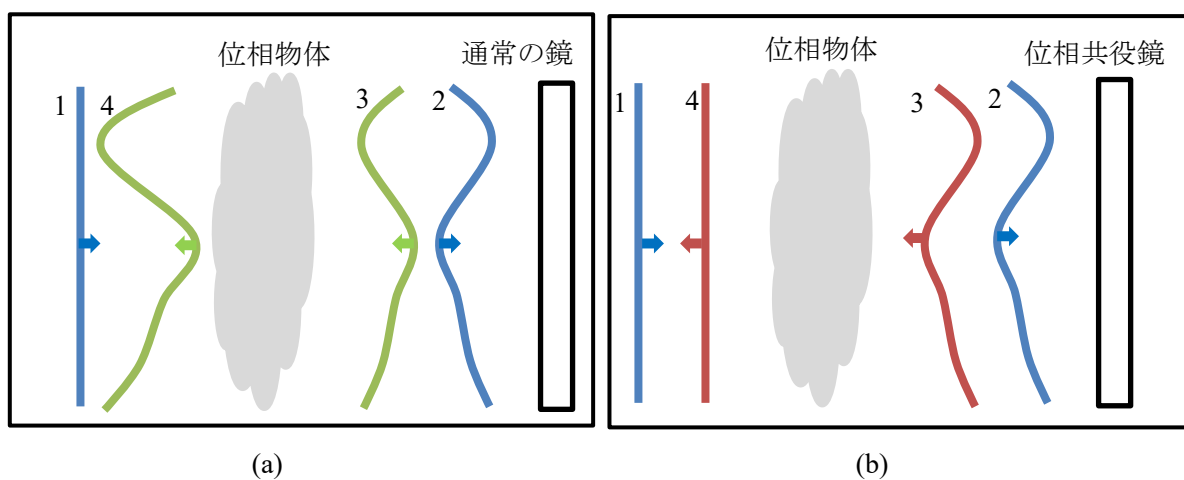


Fig. 3. 1. Wavefront correction by phase-conjugate mirror.

3-2 フォトリフラクティブ結晶による位相共役光の生成

この節では、位相共役鏡としてよく用いられているフォトリフラクティブ結晶について説明する。

フォトリフラクティブ結晶とは、光を照射することで屈折率変化（フォトリフラクティブ効果）を生じる光学結晶のことである。フォトリフラクティブ効果を示す条件として以下のことがあげられる^[3.1]。

- (i) 光伝導性を持つ
- (ii) エネルギーバンド間に深いトラップ準位を持つ
- (iii) 電気光学効果を示す

フォトリフラクティブ効果を示す代表的な材料とその特徴をまとめたものを以下の Table 3.1 に示す。

Table 3.1 Materials and features of each photorefractive crystal. [3,4]

材料	感度波 長帯域	屈折率 変化量	応答 速度	特徴	応用例	代表例
強誘電体	可視～ 紫外	大	遅い (～s)	格子の保持時間が 長い	ホログラフィック メモリー	LiNbO ₃ BaTiO ₃
常誘電体	可視	中	中 (～ms)	旋光能(シレナイ ト化合物) 電場印加で大きな 屈折率変化	ホログラフィック 干渉計	Bi ₁₂ SiO ₂₀ Bi ₁₂ TiO ₂₀
化合物半導体	可視～ 近赤外	小	速い (ms～ μs)	量子井戸構造で大 きな屈折率変化	画像処理・光演算	GaAs GaP InP
有機ポリマー	赤	大	中 (ms)	分子配向効果で大 きな屈折率変化 光電場が必要	画像処理・光演算	PVK:DMNPAA:ECZ:TNF

位相共役鏡としてフォトリフラクティブ結晶を用いる場合は、光照射によって位相共役光を発生させる回折格子を形成する方法（縮退4光波混合）を用いている。

次に、縮退4光波混合について説明する。以下の Fig. 3.2 に縮退4光波混合の原理を図にしたものを示す。

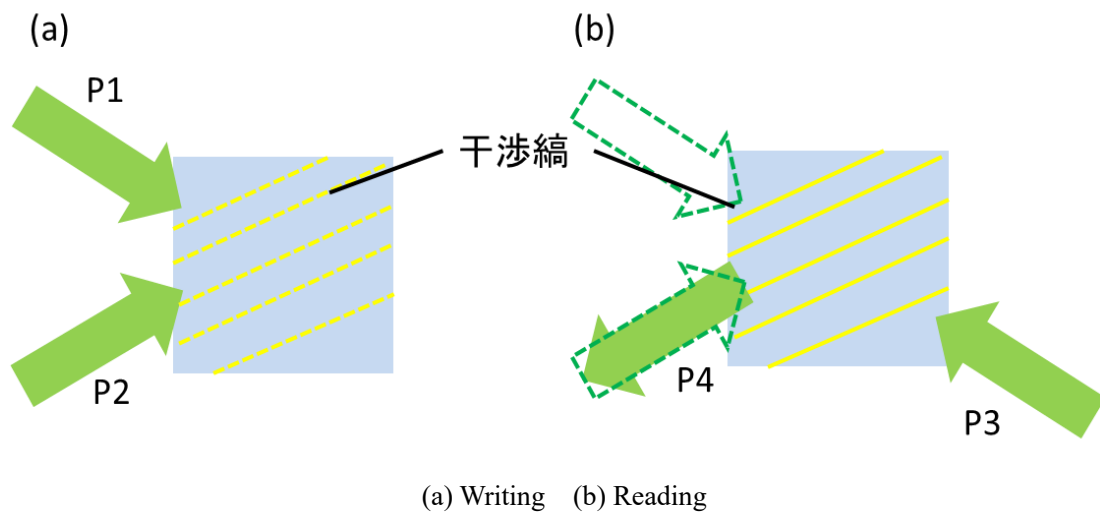


Fig. 3.2. Degenerated Four-Wave Mixing.

まず Fig. 3.2(a)の書き込み時では、フォトリフラクティブ結晶に全身ポンプ光（書き込み光）P1とプローブ光（物質透過光）P2を照射する．これにより、結晶内にP2の位相情報を持った干渉縞が形成され、これが回折格子の役割を果たす．次に Fig. 3.2(b)の読み出し時では、干渉縞が記録された結晶に後進ポンプ光（読み出し光）P3を照射することで、P2に対する位相共役光P4が発生する．この書き込みと読み出しはP1, P2, P3を同時に照射することで一度の手順で行うことも可能である．

実際には結晶内で以下の現象が起こっている．

1. 2つの書き込み光により、周期的な光強度分布を持つ干渉縞ができる．
2. 光強度分布に応じて多数キャリアが拡散し、電荷分布が変化する．
3. この電荷分布に依存した静的空間電界が生じる．
4. この静的空間電界がポッケルス効果^[3,5]により屈折率変化を引き起こす．

以上より、発生した屈折率変化が回折格子の役割を果たし、読み出し光照射により位相共役光が発生する．

フォトリフラクティブ結晶を用いた位相共役光の発生方法の特徴について述べる．大面積のフォトリフラクティブ結晶を作製することが可能であるため、より大きな面積を持つ信号光に対して位相共役光を生成することができる．しかし、後進ポンプ光の強度によって、結晶に記録された干渉縞が消去されるため、発生する位相共役光のエネルギー利得が制限されてしまう．

3-3 デジタル位相共役光生成システム

この節では、本研究で位相共役光の生成に用いているデジタル位相共役光生成システムについて述べる．まず、このシステムにおいて、必要な装置である空間光変調器と、信号光の位相情報の取得に必要な位相シフト法について説明する．その後、一般的なデジタル位相共役光生成システムの概要について述べる．さらに、2つの反射型空間光変調器を用いた強度変調と位相変調が可能な位相共役光システムについて紹介する．

3-3-1 空間光変調器（SLM : Spatial Light Modulator）

光情報処理やその応用分野において、光を2次元的に制御できるデバイスが必須となり、それを実現する装置のことを空間光変調器（SLM : Spatial Light Modulator）と呼ぶ．SLMは目的の2次元の変調情報を書き込むアドレス部と、その情報を基に、読み出し光の位相、偏光面、振幅、強度、伝送方向などの空間分布を変化させる光変調部からなる．開発当初は、ディスプレイ用やフーリエ変換に適用するためのインコヒーレント - コヒーレント光変換器として用いられた．光変調部の開発が進み、高解像度や高速応答性が実現されると、光インターコネクションや波面制御用デバイスとして用いられ、補償光学などへの応用が行われるようになった．

本手法で用いた SLM は光の位相情報のみを変調する反射型の LCOS-SLM（Liquid Crystal On Silicon - Spatial Light Modulator）である．LCOS-SLMはアドレス部が CMOS アクティブマトリクス回路からなり、光変調部は光波の位相だけを変調できるように分子を基板に平行に配向した液

晶層からなる^[3,6]。Fig. 3.3 に LCOS-SLM の光変調部の構造図を示す。Si 基板上にはアクティブマトリクス回路が構築され、最上層のアルミ電極によって画素が構成されている。これにより、各画素で独立して電位を制御できる。この回路と透明電極によって液晶層の液晶分子の角度を制御することが可能となる。液晶分子が寝た状態と起き上がった状態で屈折率の差が生じると、液晶を通過した光の光路長が変化して、位相を画素ごとに変調できる。

この LCOS-SLM により光情報処理だけでなくレーザ加工などの産業応用も可能となった。応用例としては、光ピンセットや収差補正、補償光学などが挙げられる。

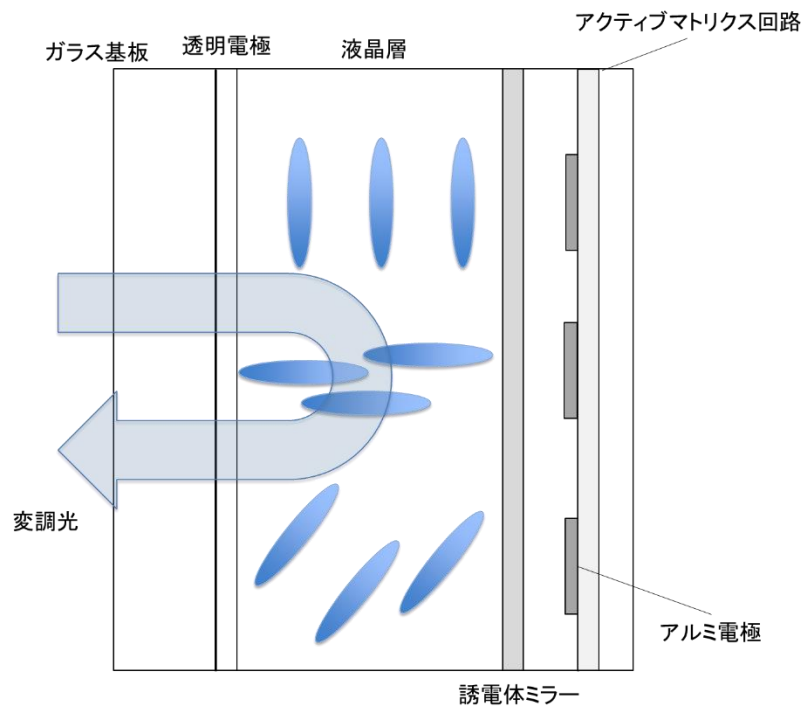


Fig. 3.3. Structure of light modulation section of LCOS-SLM.

3-3-2 位相シフト法

本手法では、散乱体から出射した信号光の空間的な位相情報を獲得する方法として位相シフト法^[3,7]と呼ばれる方法を用いている。この節では、位相シフト法の手法について説明する。

位相シフト法では、信号光とは別に参照光を用いて、この 2 つの光の干渉によるホログラムを利用する。この時に参照光の位相をシフトさせ、複数のホログラムを撮影する。この複数のホログラムから計算することで信号光の位相情報を求めることができる。理論的には 3 枚以上のホログラムが位相情報の算出に必要となるが、本研究では、計算の簡単な 4 枚のホログラムによる 4 ステップの位相シフト法を利用した。

4 ステップの位相シフト法の計算方法について説明する。4 ステップの位相シフト法では、参照光の位相を $0, \pi/2, \pi, 3\pi/2$ にシフトさせてホログラムを撮影する。以下に参照光の位相を $0, \pi/2, \pi, 3\pi/2$ にした場合のホログラムの干渉強度 $I(x,y)$ を式で表したものを示す。

$$I_0(x, y) = I_{sig} + I_{ref} + 2\sqrt{I_{sig}I_{ref}} \cos\{\phi_{sig}(x, y)\} \quad (3.9)$$

$$I_{\frac{\pi}{2}}(x, y) = I_{sig} + I_{ref} + 2\sqrt{I_{sig}I_{ref}} \cos\left\{\phi_{sig}(x, y) + \frac{\pi}{2}\right\} \quad (3.10)$$

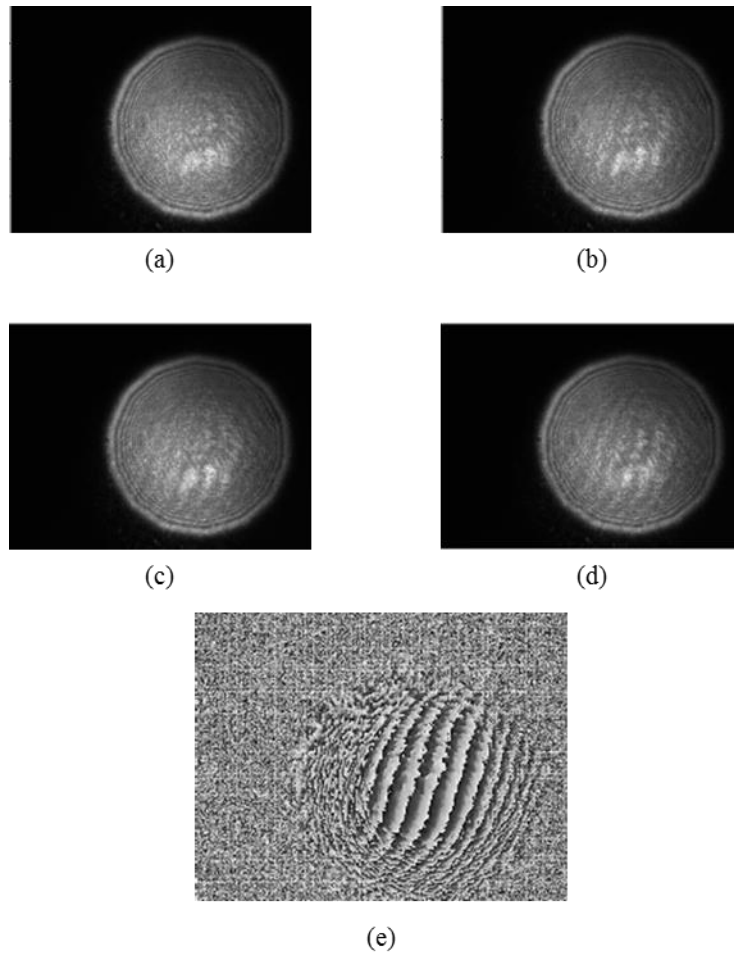
$$I_{\pi}(x, y) = I_{sig} + I_{ref} + 2\sqrt{I_{sig}I_{ref}} \cos\{\phi_{sig}(x, y) + \pi\} \quad (3.11)$$

$$I_{\frac{3\pi}{2}}(x, y) = I_{sig} + I_{ref} + 2\sqrt{I_{sig}I_{ref}} \cos\left\{\phi_{sig}(x, y) + \frac{3\pi}{2}\right\} \quad (3.12)$$

Eq.3.9~3.12 を 1 つにまとめると、以下の式を得ることができる。

$$\phi_{sig}(x, y) = \tan^{-1} \frac{I_{\frac{3\pi}{2}}(x, y) - I_{\frac{\pi}{2}}(x, y)}{I_0(x, y) - I_{\pi}(x, y)} \quad (3.13)$$

この式を用いることで 4 枚のホログラムから信号光の空間的な位相情報を得ることができる。
Fig. 3. 4 に 4 枚のホログラムと位相シフト法により求めた位相情報を示す。



(a)~(d) : Hologram of signal light and reference light
 (phase of reference light : (a) +0 rad, (b) + $\pi/2$ rad, (c) + π rad, (d) + $3\pi/2$ rad)
 (e) : Phase information of signal light by four step phase shift method

Fig. 3. 4. Hologram and obtained phase information.

3-3-3 デジタル位相共役光の生成手法

SLM と撮像素子である CMOS カメラを用いたデジタル的な位相共役光生成システム^[3.8]を Fig. 3.5 に示す. 光学系としては, 参照光を位相変調し, 位相共役光を生成するための SLM と, 参照光と信号光の干渉によるホログラムを記録するための CMOS カメラ, この 2 つの装置に対して垂直等距離な位置に配置されたビームスプリッタから構築されている. このシステムで位相共役光を発生させるためには, 大きく分けて 2 つの過程を必要とする. 第 1 過程では, Fig. 3.5(a)に示すように, 位相共役光としたい信号光と参照光を CMOS カメラ上で干渉させ, そのホログラムを記録する. さらに, 参照光の位相をシフトして, 複数枚のホログラムを記録し, 位相シフト法によって信号光の空間的な位相情報を求める. 第 2 過程では, 第 1 過程で求めた位相情報を基に, 共役の位相パターンをコンピュータ上で作成する. この位相パターンを基に, ビームスプリッタで反射された参照光を SLM で位相変調する. 位相変調された参照光の位相は, 信号光に対して共役の関係となり, 位相共役光を生成することができる. このように, デジタル位相共役光システ

ムは位相共役鏡として機能する。

デジタル位相共役光生成システムの特徴としては、光学結晶を用いるアナログな手法に比べて、複数の装置を必要とするが、SLMの光学的損傷閾値を超えない範囲であれば、より大きなエネルギー利得の位相共役光を得ることができるといった利点がある。さらに、光学結晶では、信号光の入射角度や信号光と参照光の強度比など、様々な光学的制約が存在するが、デジタル的な手法では、実用上の制約が少ない。以上の点により、デジタル位相共役光生成システムは実用性が高く、生体応用には有利と考える。

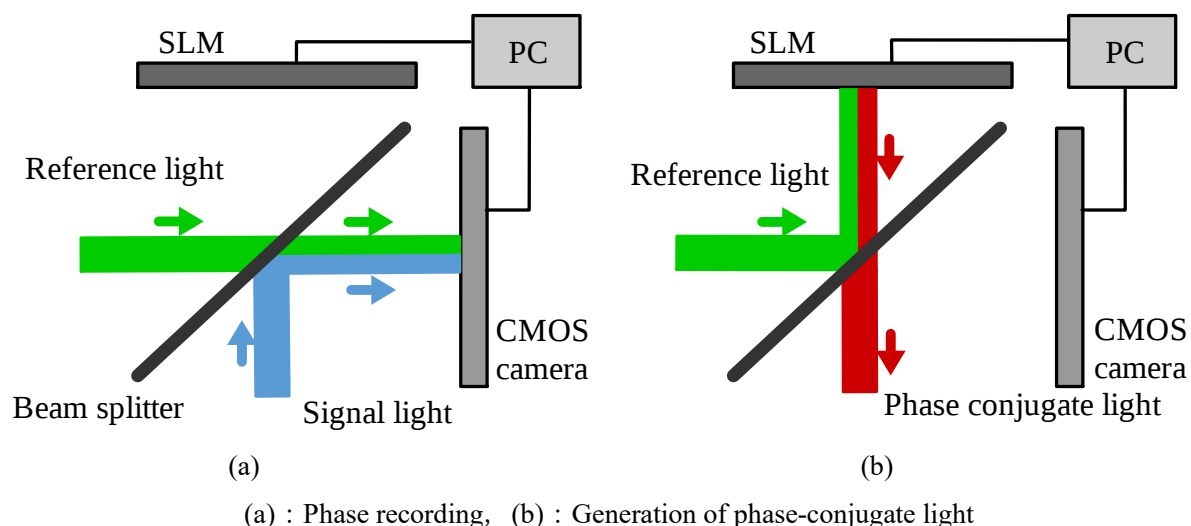


Fig. 3. 5 Principle of phase-conjugate light generation system.

3-3-4 デュアル位相変調法(DPMM: Dual Phase Modulation Method)

前節で説明した1つのSLMと撮像素子を利用した位相共役光生成システムは、位相変調しかできず、生成された位相共役光の強度情報は参照光と同じものとなる。信号光が均一な強度分布を持ち、位相情報が重要である場合は問題がないが、その条件を満たさない場合は適用できず、位相共役光の時間反転性は大きく低下する。

この問題に対し、強度変調と位相変調が可能な位相共役光生成システムが提案されている。その中に、2つの反射型SLMと撮像素子を用いたデュアル位相変調法(DPMM: Dual Phase Modulation Method)がある^[3,9]。

DPMMの変調部分の概要図をFig. 3. 6に示す。位相変調のみが可能な反射型SLM(PSLM1, PSLM2)に対し、垂直等距離な位置にビームスプリッタを配置したものとなっており、比較的簡単な構造のシステムとなっている。

このシステムによる強度変調および位相変調の仕組みを説明する。Fig. 3. 6 において上から入射された参照光はビームスプリッタによって PSLM1 への入射光と PSLM2 への入射光に分けられる。各 SLM で変調された光はビームスプリッタで重ね合わされ、変調光として出力される。変調光 $A\exp(j\varphi)$ は各 SLM からの変調光 $\exp(j\theta_1)$, $\exp(j\theta_2)$ を用いると、

$$A\exp(j\varphi) = \exp(j\theta_1) + \exp(j\theta_2) \quad (3.14)$$

と表される。A, φ は変調したい強度分布と位相分布で、 θ_1, θ_2 は PSLM1, PSLM2 に与えられた位相変調パターンである。 θ_1, θ_2 に以下の位相パターンを与えることで目的の強度変調と位相変調が可能となる。

$$\theta_1 = \varphi + \cos^{-1}\left(\frac{A}{2}\right) \quad (3.15)$$

$$\theta_2 = \varphi - \cos^{-1}\left(\frac{A}{2}\right) \quad (3.16)$$

実際には、各 SLM の変調面のゆがみや SLM 間の光路差などが生じるため、SLM に与える位相パターンは以下ようになる。

$$\theta_1 = \varphi + \cos^{-1}\left(\frac{A}{2}\right) - \alpha - l \quad (3.17)$$

$$\theta_2 = \varphi - \cos^{-1}\left(\frac{A}{2}\right) - \beta \quad (3.18)$$

ここで、 α, β は PSLM1, PSLM2 固有の初期ゆがみであり、 l は PSLM1 と PSLM2 の光路差を表している。

DPMM を用いて生成した位相共役光による散乱体を介した集光結果を Fig. 3. 7 に示す。散乱体には拡散角 0.5° のホログラフィック拡散板を用いており、透過光の強度分布は非均一で、波面は乱れたものとなる。変調のない Fig. 3.7(c) に比べて、位相共役光で返した場合はよく集光できている。しかし、光感度を上げると、強度変調のない位相共役光での集光(Fig. 3.7(f)) に比べて、強度変調を組み合わせた位相共役光での集光(Fig. 3.7(g))の方がノイズが少なく集光できており、高い波面補正作用を有していることが分かる。

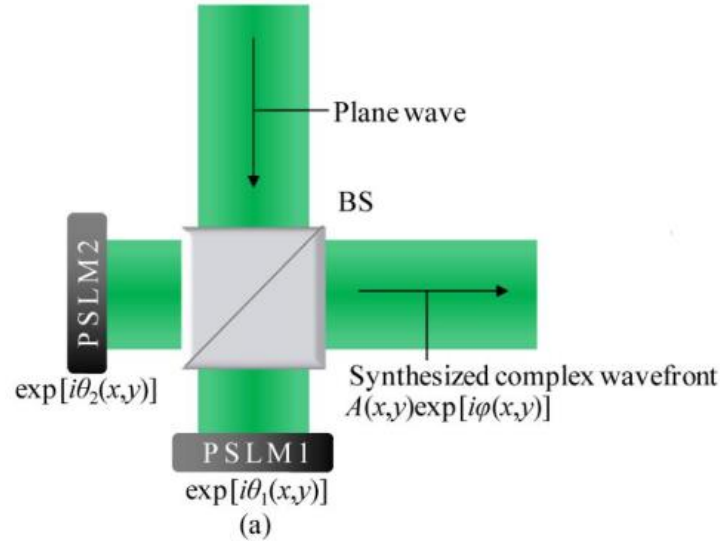


Fig. 3. 6. Conceptual diagram of dual-phase modulation method. ^[3.9]

©2014 Optical Society of America. Users may use, reuse, and build upon the article, or use the article for text or data mining, so long as such uses are for non-commercial purposes and appropriate attribution is maintained. All other rights are reserved.

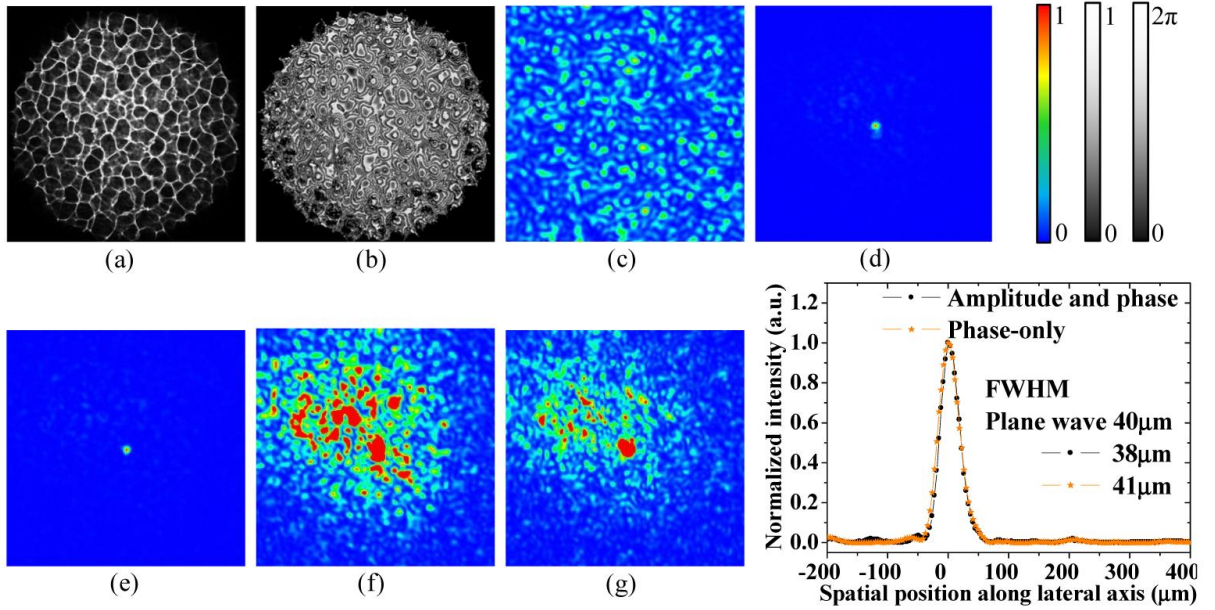


Fig. 3. 7. Focusing through random diffuser with the diffusion angle of 0.5 degree using digital phase conjugate mirror. (a) Intensity distribution of signal light. (b) Phase distribution of signal light. (c) Observed image when no modulation by PSLM1. (d) light focus by conventional phase-conjugate light. (e) light focus by phase-conjugate light using dual-phase modulation method. (f) Increase of exposure time in (d). (g) Increase of exposure time in (e). (h) Profile and FWHM of focus spots. ^[3.9]

©2014 Optical Society of America. Users may use, reuse, and build upon the article, or use the article for text or data mining, so long as such uses are for non-commercial purposes and appropriate attribution is maintained. All other rights are reserved.

3-4 TRUE(Time Reversed Ultrasonically Encoded)法

この節では、位相共役光と超音波による局所的な光の周波数変調を組み合わせた TRUE 法と呼ばれるイメージング手法について紹介する。

3-4-1 超音波による光の周波数変調

超音波による光の周波数変調には、音響光学効果と呼ばれる効果を用いている。音響光学効果とは、音波による媒質の屈折率の変化によって光を変調する現象のことである^[3.10]。この現象は光のビーム幅と音波の音波長との関係によって大まかに分類すると、光の偏向、ラマンーナス回折、ブラッグ反射の 3 種類に分けることができる。TRUE 法では回折による周波数変調を利用している。TRUE 法でも用いられる音響光学変調器 (AOM : Acousto Optic Modulator) を通して、回折による周波数変調に説明する。

AOM とは音響光学効果を利用し、超音波による光の周波数変調を発生させる装置である。代表的な材料には、重フリントガラスや二酸化テルル TeO_2 、モリブデン酸鉛 PbMoO_4 などがある。Fig. 3.8 に AOM の概略図を示す。Fig. 3.8 に示すように、超音波は結晶の端面に取り付けられたトランスデューサ (LiNbO_3 等の圧電体) によって励振され、結晶中を伝搬し、結晶内に位相格子を形成する。その周期 Λ は超音波の周波数 f および伝搬速度 v によって $\Lambda = v/f$ で与えられる。この位相回折格子に光が入射した時に回折が生じる。この回折は超音波の波長 Λ が比較的長く、光との相互作用長 L が短いときにはラマンーナス回折と呼び多次の回折光が得られる。 L が長いときには特定の入射光に対してだけ回折が生じ、これをブラッグ反射と呼ぶ^[3.11]。ブラッグ反射では高次の回折は生じず、1 次回折光のみ得られる。

AOM 中では超音波弾性波によって屈折率変動波 (平面波) が伝搬している^[3.12]。すなわち Fig. 3.8 の座標系において屈折率 n は、

$$n(z, t) = n_0 + \Delta n \sin(\Omega t - Kz) \quad (3.19)$$

と表すことができる。ここで、 Ω は超音波の角周波数、 K はその格子定数である。この超音波にほぼ直角に光波が入射すると次のような位相変調を受けながら y 軸方向に伝搬する。

$$E(y, z, t) = E_0 \sin \left[\omega t - \left\{ n_0 + \Delta n \sin(\Omega t - Kz) \right\} \frac{2\pi}{\lambda} y \right] \quad (3.20)$$

上式はベッセル関数で次のように展開である。

$$E(y, z, t) = E_0 \sum_m J_m \left(-\frac{2\pi}{\lambda} \Delta n L \right) \sin \left[(\omega + m\Omega)t - \left(\frac{2\pi}{\lambda} y + \frac{2m\pi}{\Lambda} z \right) \right] \quad (3.21)$$

これはラマン−ナス回折であり多数の回折波が現れる．それらの周波数が $\omega + m\Omega$ であり，超音波周波数の整数倍だけ周波数シフトしていることが分かる．これは進行してくる弾性波に光波が衝突して生じるドップラシフトと考えることもできる．したがって，向かってくる弾性波に当たった場合には正の周波数シフトが，過ぎていく弾性波に後ろから当たった場合には負の周波数シフトが，進行波と後進波を含む定常弾性波に当たった場合には正負両方の周波数シフトが得られることになる．通常はブラッグ条件に合わせ，1 次回折光のみを利用する．

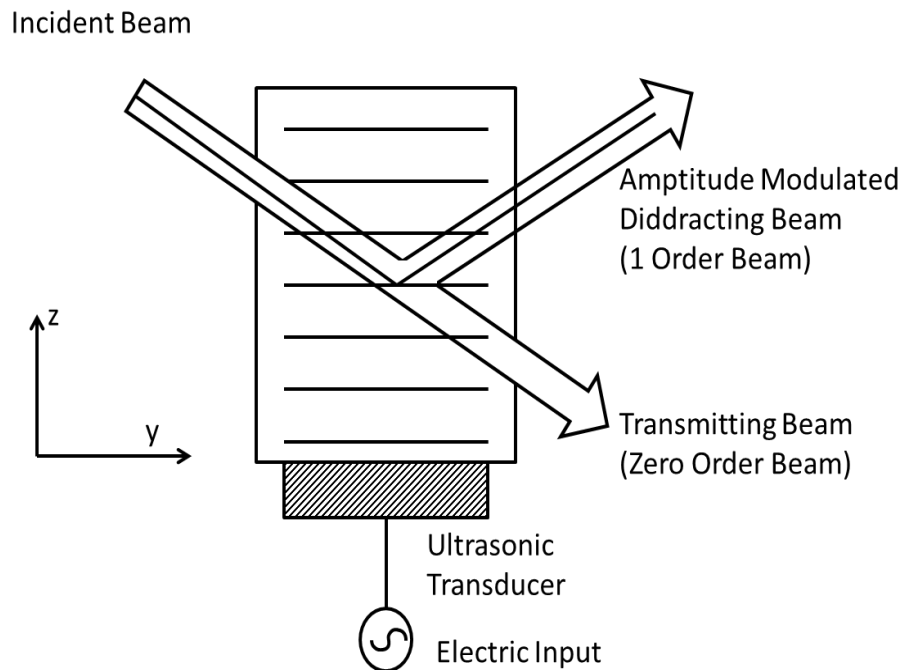


Fig. 3.8. Conceptual diagram of AOM.

3-4-2 TRUE 法の概要

位相共役光を用いてイメージングや散乱体内部での集光を試みるためには，ある 1 点を通じた光に対して，標識付け（タギング）を行い，その光に対して選択的に位相共役光を生成する必要がある．その中に，集束超音波を用いた Time Reversed Ultrasonically Encoded (TRUE)法^[3,13]と呼ばれる手法がある．この手法は生体中でもゆがみが少なく集束が可能であるという超音波の特徴を利用したものである．

Fig. 3. 9 に TRUE 法による散乱光の局所的検出のイメージ図を示す．

TRUE 法では，はじめに，散乱体へ入射させる周波数 f の光を AOM によって f_a だけ周波数シフトさせる．これにより，AOM で周波数シフトされた光の周波数は $f - f_a$ となる．この光が散乱体に入射されるが，Fig. 3. 9 のように散乱体中を広く散乱する．この時に，光軸直交方向から周波数 f_a の集束超音波を照射する．超音波の集束位置を通過した光は音響光学効果によって $+f_a$ だけ周波数変調される．これにより，集束位置を通過した光の周波数は $f - f_a + f_a = f$ となり，通過していない光は $f - f_a$ のままとなり，集束位置の通過の有無を周波数によって区別することができる．

次に、散乱体を透過した光のうち、周波数が f の光のみを位相共役鏡を用いて選択的に位相共役光として反射する。この時に、光学結晶を用いる場合では、光学結晶へ入射する書き込み光の周波数で、デジタル的な手法では、参照光の周波数によって位相共役光とする光の周波数を選択する。発生した位相共役光は時間反転性により、入射光の経路を遡り、再び散乱体中の超音波の集束位置を通過する。そして、散乱体から出射した光を検出器によって検出する。検出した光強度は散乱体内部の集束位置を必ず通過した光のものであるので、特定位置を通過した光の選択的検出が可能となる。超音波の集束位置を3次元的に変位させれば、散乱体内部の3次元透過イメージングが実現できる。

この手法の分解能は、超音波の集束サイズに依存するため、約 $200\ \mu\text{m}$ となる。深さについては、この手法では光のコヒーレンシーが保たれる必要があるため、生体組織では $1\ \text{mm}$ 程度である。

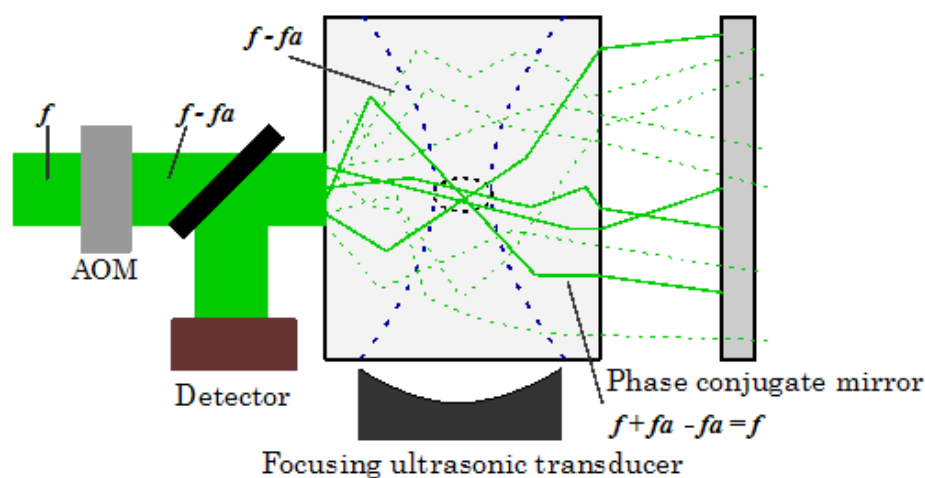


Fig. 3.9. Conceptual diagram of time-reversal method.

3-4-3 TRUE 法の改良

TRUE 法の分解能は超音波の集束サイズによって決まる。これに対し、分解能とスキャン時間を向上させた手法として、位相共役光を繰り返し発生させることで焦点強度を向上させる反復焦点 (Iterative Focus) 法^[3.14]や、超音波の集束位置を微小変位させながらスキャンすることで、分解能とスキャン時間を向上させる連続スキャン (Continue Scanning) 法^[3.15]がある。

反復焦点法は、位相共役光の分解能を超音波の集束サイズより小さくするために提案された手法である。反復焦点法の原理を Fig. 3. 10 に示す。この手法は位相共役光生成システムを2つ使い、繰り返し位相共役光を発生させることで、超音波の集束サイズ以下の分解能が可能となる。従来の TRUE 法では、 $240\ \mu\text{m}$ 程度の分解能だったが、反復焦点法では、6回の位相共役光の生成によって $100\ \mu\text{m}$ の分解能が実現できる。

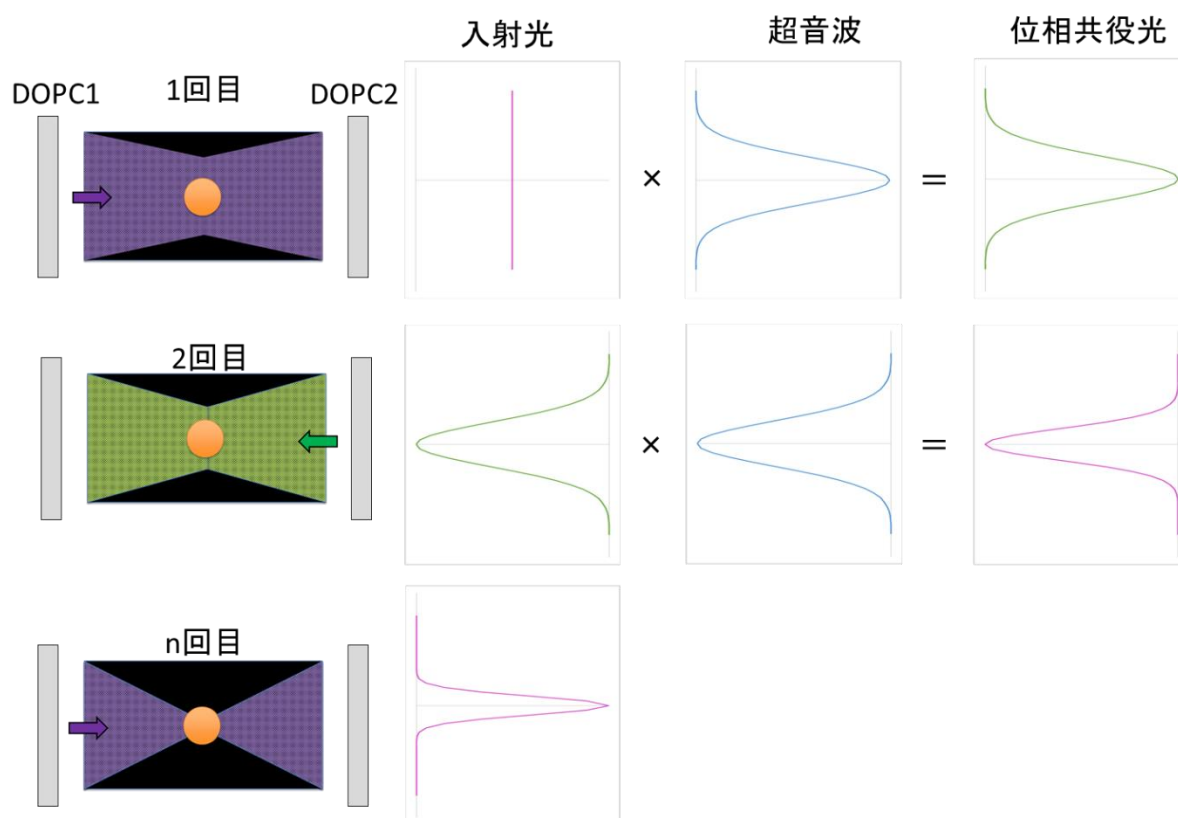


Fig. 3. 10. Experimental system of iterative focus method.

反復焦点法は高分解能が実現できるが、繰り返し位相共役光を生成するため、撮像時間が長くなるといった問題がある。この問題に対し、スキャンイメージングする際に超音波を微小シフトしながら繰り返し位相共役光を生成する連続スキャン法が提案されている。

連続スキャン法を用いることで、通常の TRUE 法でイメージングを行なった場合と比較して、コントラストが良く、分解能は 2 倍の 100 μm と向上している。反復焦点法で同様の分解能のイメージングを実現するには、800 μm のイメージングに 48 回の位相共役光生成を行う。これに対し、連続スキャン法では、23 回の位相共役光生成でよく、高分解能と高速化が実現できる^[3,15]。

3-5 TRACK(Time Reversal by Analysis of Changing Wavefronts from Kinetic targets)法

先に説明した TRUE 法では、超音波焦点によって光をタグ付けしたが、TRACK 法^[3.16]では、動的に動くターゲットをタグ付けに利用している。

TRACK 法による集光の原理について説明する．初めに、散乱体 $T(x_a, x_b)$ に入射光 $U(x_a)$ を入射する．散乱体の入射光側の位置を x_a ，反対側の位置を x_b とする．散乱体からの出射光 $S(x_b)$ とタグ付けに用いる反射ターゲット $R(x_b)$ によって反射された光 $E_1(x_b)$ は、

$$S(x_b) = T(x_a, x_b)U(x_a) \quad (3.22)$$

$$E_1(x_b) = R(x_b)S(x_b) \quad (3.23)$$

反射ターゲットによって反射され、再び散乱体を通過して戻ってきた後方散乱光 $M_1(x_a)$ は、

$$M_1(x_a) = T^t(x_a, x_b)E_1(x_b) + B(x_a) \quad (3.24)$$

なお、 $B(x_a)$ は、反射光以外の背景光である．そして、 M_1 の位相情報を記録する．

次に、反射ターゲットが Δ だけ移動した時、散乱体の定常性が保たれているとすると、反射ターゲットによって反射された光 $E_2(x_b)$ と後方散乱光 $M_2(x_a)$ は Eq. 3.23 と Eq. 3.24 を用いると、

$$E_2(x_b) = R(x_b + \Delta)S(x_b) \quad (3.25)$$

$$M_2(x_a) = T^t(x_a, x_b)E_2(x_b) + B(x_a) \quad (3.26)$$

同様に、 M_2 の位相情報を記録し、 M_1 の位相情報との差分を求めると、

$$M_2(x_a) - M_1(x_a) = T^t(x_a, x_b)[E_2(x_b) - E_1(x_b)] \quad (3.27)$$

これにより、背景光成分を除去できる．Eq. 3.27 を共役すると、

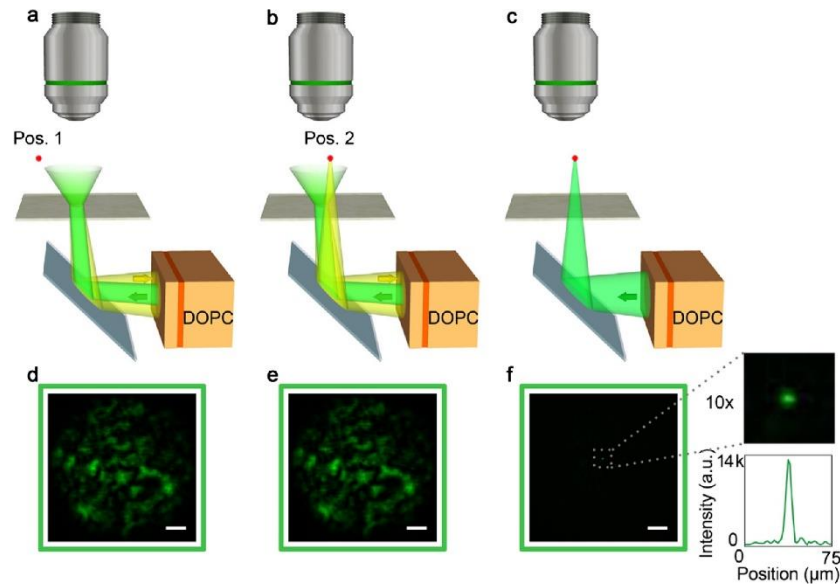
$$T^\dagger(x_a, x_b)[E_2(x_b) - E_1(x_b)]^* \quad (3.28)$$

この光を位相共役光として再び散乱体に入射させると、出射光 $E_f(x_b)$ は、

$$\begin{aligned} E_f(x_b) &= T(x_a, x_b)T^\dagger(x_a, x_b)[E_2(x_b) - E_1(x_b)]^* \\ &\approx [E_2(x_b) - E_1(x_b)]^* \end{aligned} \quad (3.29)$$

Eq. 3.29 より，散乱体の反対側で E_2-E_1 の場を形成することが分かる．さらに， M_1 の記録時に散乱体からの出射光 $S(x_b)$ の範囲外に反射ターゲットを置き， $E_1(x_b)=0$ とすると， Δ の位置にのみ光が集光する．

TRACK 法によって，集光した場合の結果を Fig. 3.11 に示す．



(a)–(b) Transmitted light from the scatterer when shifting the reflection target.

(c) Phase-conjugate light transmitted through the scattering medium.

Fig. 3. 11. Light focus result by TRACK method. ^[3.16]

©2014 Optical Society of America. Users may use, reuse, and build upon the article, or use the article for text or data mining, so long as such uses are for non-commercial purposes and appropriate attribution is maintained. All other rights are reserved.

Fig. 3. 11(c)より，TRACK 法によって，散乱体通過後の位置に焦点を形成できていることが分かる．先に説明したように，TRUE 法の分解能は超音波焦点によるため，数 $10\ \mu\text{m}$ 程度であるが，TRACK 法は動的ターゲットのサイズによるため，微小ビーズを用いれば $10\ \mu\text{m}$ のより微小な焦点を形成することが可能となる．

TRACK 法の応用例としては，動的なターゲットに対する集光による追跡があり，具体的には深海や対流大気中のターゲットの追跡が可能となる．さらに，TRACK 法で形成した焦点を用いた蛍光観察として，試料からの散乱光と蛍光を観測することで，細胞の大きさや生物学的特徴を調べるフローサイトメトリーへの適用が考えられる．

第4章 強度変調可能な位相共役光生成システムの開発

本章では、本研究で用いた強度変調可能な位相共役光生成システムを説明し、システムで用いた2つのSLMの特性解析を行った。そして、位相共役光における強度情報の影響を検討するために行った散乱体を介した入射光形状復元のための実験系を説明する。

4-1 位相共役光システムにおける強度変調法

第3章で述べたように、生体イメージングや散乱体を介した集光を目的とした位相共役光の検討では、従来の位相変調のみの位相共役光生成システムが用いられてきた^[3,14-16, 4.1-11]。これは、生体からの出射光は強い散乱によって、均一な強度分布を持つことや、生体試料のダイナミクスから生成速度が重要であるという考えからきている^[4,12]。しかし、散乱体への入射光が強度分布を持つ場合や薄い生体試料において、出射光は不均一になる可能性がある。従来のシステムでは、生成した位相共役光の強度分布は参照光と同一のものとなり、信号光の強度情報と不一致が生じる。そのため、位相共役光の時間反転性が低下することが考えられる。そこで、本研究では、強度変調可能な位相共役光生成システムを用いることで、生体試料を対象とした場合の、位相共役光における強度情報の影響を検討した。

本研究で用いた強度変調可能な位相共役光生成システムの概略図を以下の Fig. 4. 1 に示す。

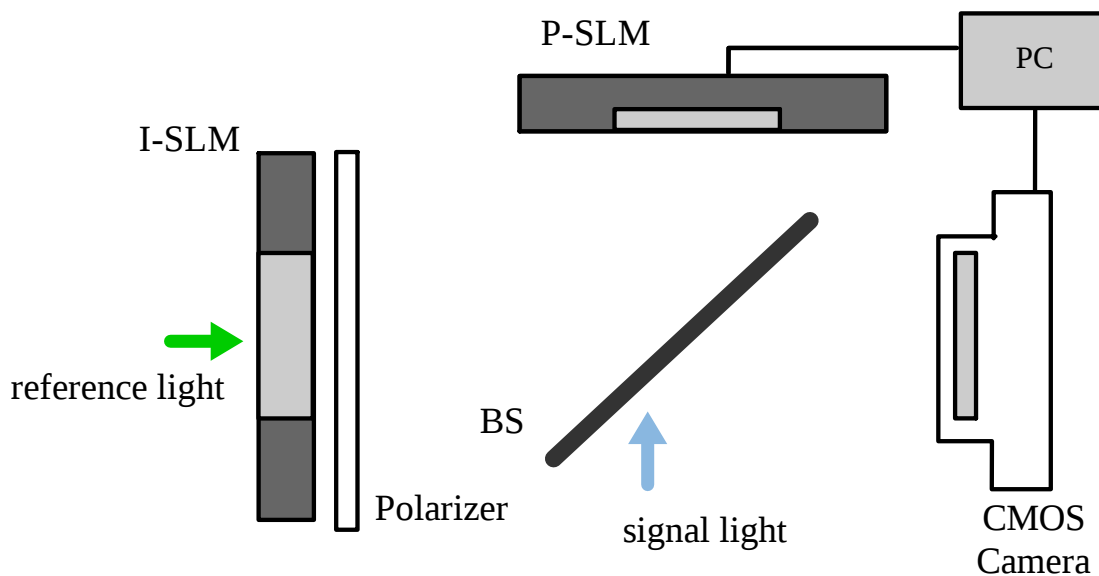


Fig. 4. 1. Conceptual diagram of phase-conjugate light generation system adding intensity modulation.

位相変調のみの位相共役光生成システム (Fig. 3. 5) では反射型 SLM を 1 つのみ用いているが、本研究で用いた位相共役光生成システムは、さらに強度変調のために透過型 SLM(I-SLM)と偏光子を参照光側に追加したものとなっている。I-SLM によって参照光を空間的に偏光変調することができる。変調光に対して偏光子を通過させることで偏光によるフィルタリングが行われ、空間的な強度変調が可能となる。

本システムで、位相共役光を生成するための手順を詳しく説明する。本システムで位相共役光を生成するためには 3 つの手順を必要とする。先ほどの従来システムと比べて、1 つ手順が多くなる。本システムでの位相共役光の生成原理を Fig. 4. 2 に示す。

第 1 過程では、信号光のみを CMOS カメラで観測し、信号光の空間的強度分布を求める (Fig. 4. 2(a))。この時、参照光はシステムに入らないように遮断されている。観測した信号光の強度分布に対し、I-SLM の曲率パターンや参照光の強度分布を基に作成した補正パターンを加えることで強度変調パターンを作成する。このパターンを基に、I-SLM で参照光を強度変調する。これにより参照光の強度分布は信号光と同一となる。

第 2 過程では、強度変調した参照光と信号光を干渉させ、そのホログラムを CMOS カメラで記録する (Fig. 4. 2(b))。ホログラム撮影では、参照光の位相を $\pi/2$ rad ずつシフトし、4 枚のホログラムを記録する。この 4 枚のホログラムを基に、4 ステップ位相シフト法を用いて、信号光の空間的な位相分布を計算する。この位相分布に対し、共役位相パターンを求める。さらに、共役位相パターンに P-SLM の曲率パターンを基に補正した位相変調パターンを作成する。

第 3 過程では、ビームスプリッタで反射された強度変調済みの参照光を、位相変調パターンを基に P-SLM で位相変調して反射する。反射された光の位相は信号光の位相を共役させたものとなる。これにより、信号光と同じ強度分布を持つ位相共役光を生成し、信号光と逆方向に伝搬させることができる。

強度変調と位相変調が同時にできるシステムには、前章で説明した岡本らが提案したデュアル位相変調法[3.9]がある。本手法との違いとしては、デュアル位相変調法では複雑な計算を必要とし、反射型 SLM 同士のアライメントが難しいといった問題がある。それに対し、本手法では、強度変調と位相変調を各 SLM 単独で行っているため、複雑な計算を必要とせず、SLM 間のアライメントは強度変調用の SLM を利用することで容易にできる。しかし、本手法の欠点として、透過型 SLM で偏光変調した光を偏光子でフィルタリングすることで強度変調を行うため、生成した位相共役光の利得が大きく低下する。そのため、大きな利得の位相共役光を生成することは難しい。しかし、本研究では吸収より散乱が支配的な生体試料を対象としていることと、デジタル位相共役光の利点である参照光強度の自由な調整が可能であることを考えると、本手法の欠点は実験結果に大きな影響を与えないと考えられる。

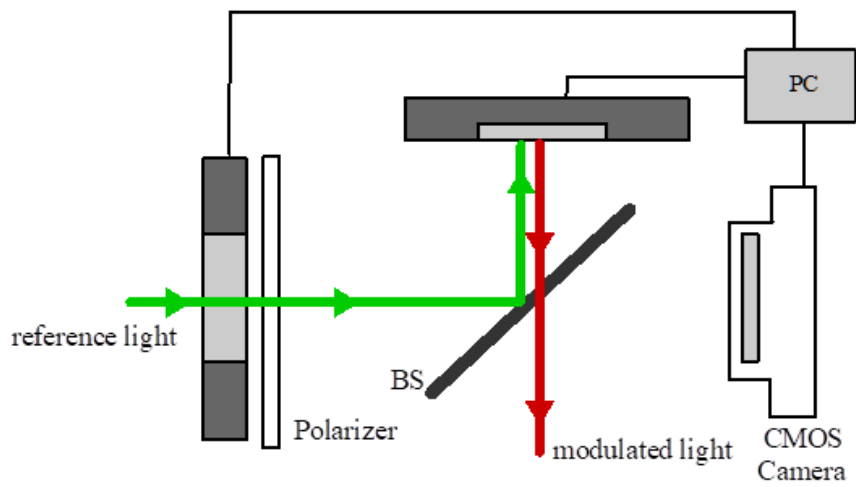
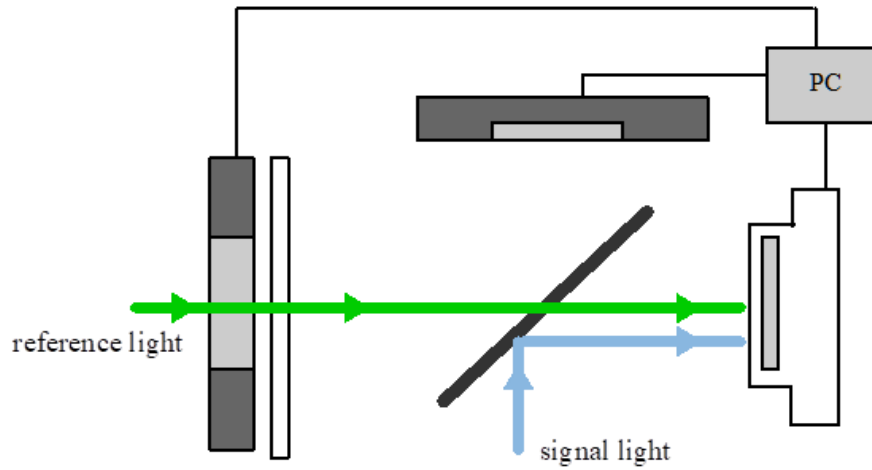
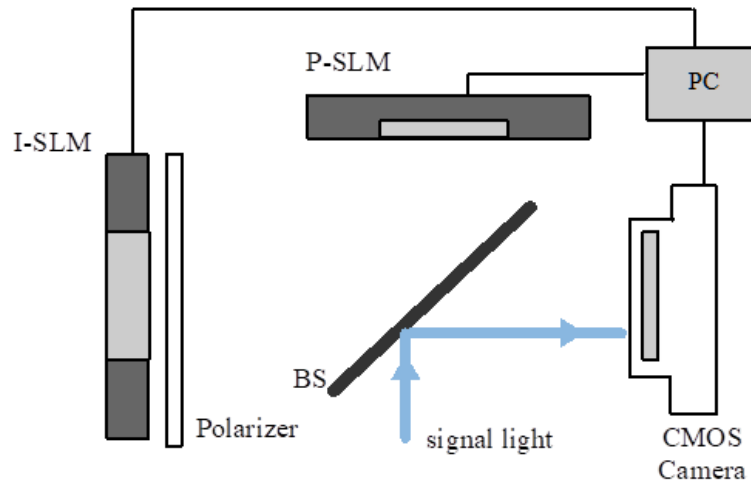


Fig. 4. 2. Principle of phase-conjugate light generation with intensity modulation.

4-2 反射型 SLM による位相変調の特性解析

はじめに、位相変調のために用いた反射型 SLM の特性解析を行った。

本研究では、P-SLM として、浜松ホトニクス社の X10468-01 を用いている。これは位相情報のみを変調する反射型の LCOS-SLM である。この SLM の仕様としては、有効エリアサイズが $15.8 \times 12 \text{ mm}$ 、ピクセルサイズは $20 \mu\text{m}$ 、画素数は 792×600 ピクセル、 $0 \sim 2\pi \text{ rad}$ において 144 の分解能で位相変調する。

この SLM の位相変調の特性解析を行うために、検証実験を行った。この実験では、SLM の位相変調の特性および、SLM で位相変調された光が再び散乱体を通過しても、その位相情報を保つことができるかを検証した。

4-2-1 実験系

実験系の構成図を Fig.4.3 に示す。光コヒーレンス長が 1 cm 未満、最大出力 1.5 W 、ビーム径 1.5 mm の波長 532 nm の CW 型 DPSS レーザ (Laser Quantum, Ventus 532) を光源として用いた。Fig.4.3 中の M はミラー、BE はビームエキスパンダ、BS は無偏光ビームスプリッタを表している。なお、散乱体には厚さ 7 mm で散乱係数 $\mu_s' = 0.1 / \text{mm}$ となるように濃度を調整した Intralipid 懸濁液を用いた。

まず、光源を出たレーザ光はビームエキスパンダによって拡大される。そして、ミラー側へ向かう光（赤矢印）と無偏光ビームスプリッタで散乱体側へ向かう光（黒矢印）に分けられる。ミラー側へ向かう光はミラーで反射され、CMOS カメラへ入射される。それに対し、散乱体へ向かう光は散乱体を通過して SLM に入射する。SLM で反射された光は再び散乱体を通過して、ビームスプリッタを反射し、CMOS カメラに入射する。これにより、CMOS カメラに入射した 2 つの光は干渉を起こす。この干渉縞を CMOS カメラで記録する。この時、散乱体側の光を SLM によって半分の面のみ（右側）を位相変調することによって、干渉縞の変化の様子を観測した。

また、Fig. 4. 4 に使用した SLM の曲率補正パターンを示す。変調パターンに Fig. 4. 4 のパターンを加えることで SLM 変調表面の曲率を補正できる。

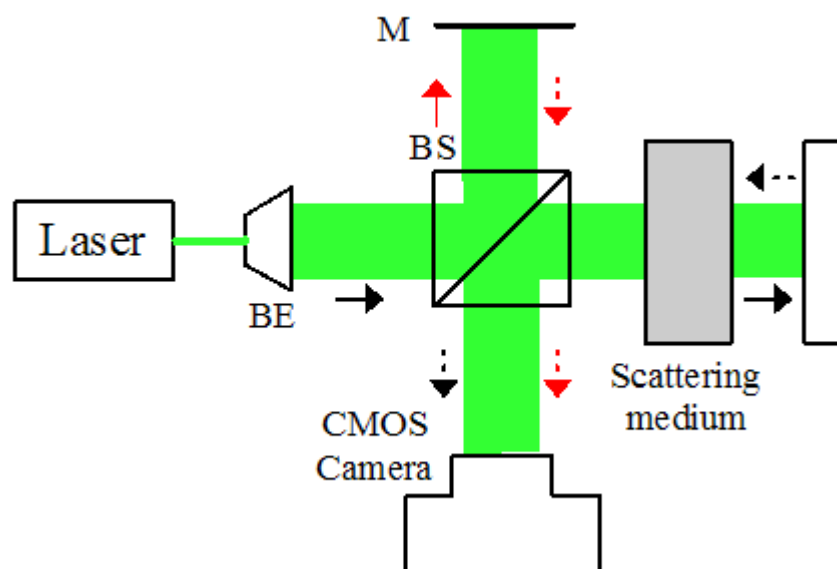


Fig.4.3 Experimental system of verification of phase modulation for light passing through scattering medium.



Fig.4.4 Curvature correction pattern of P-SLM.

4-2-2 実験結果

実験結果を Fig.4.5~4.9 に示す.

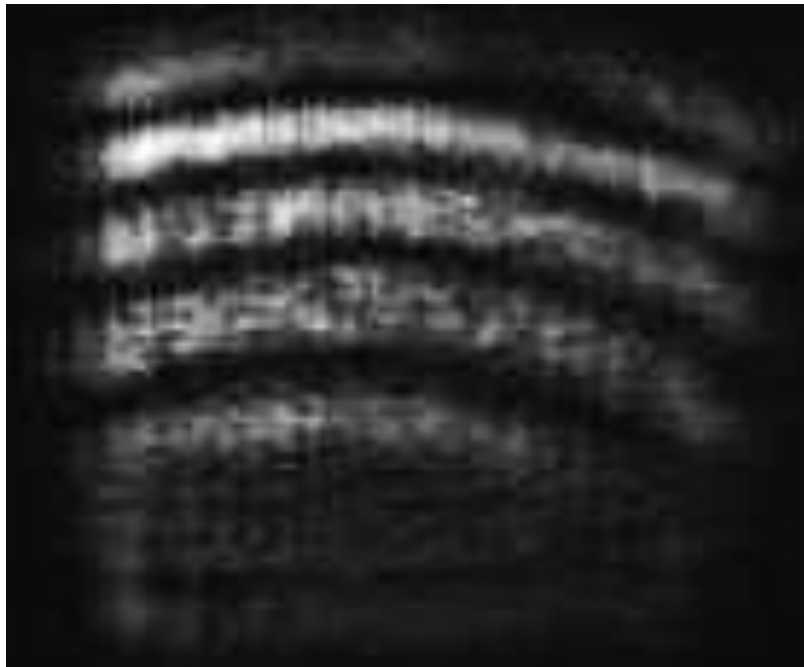


Fig.4.5. No phase modulation.

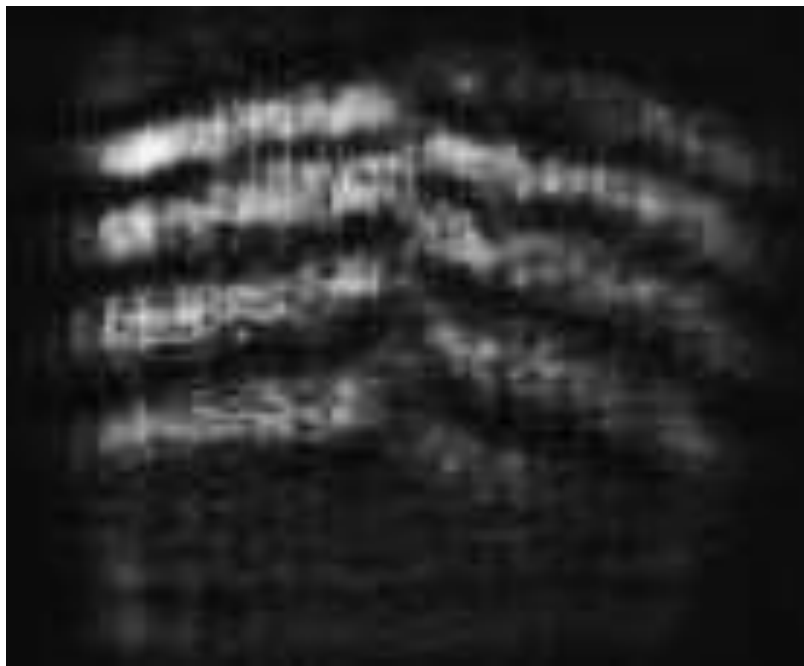


Fig.4.6. Right side 90 degree phase modulation.

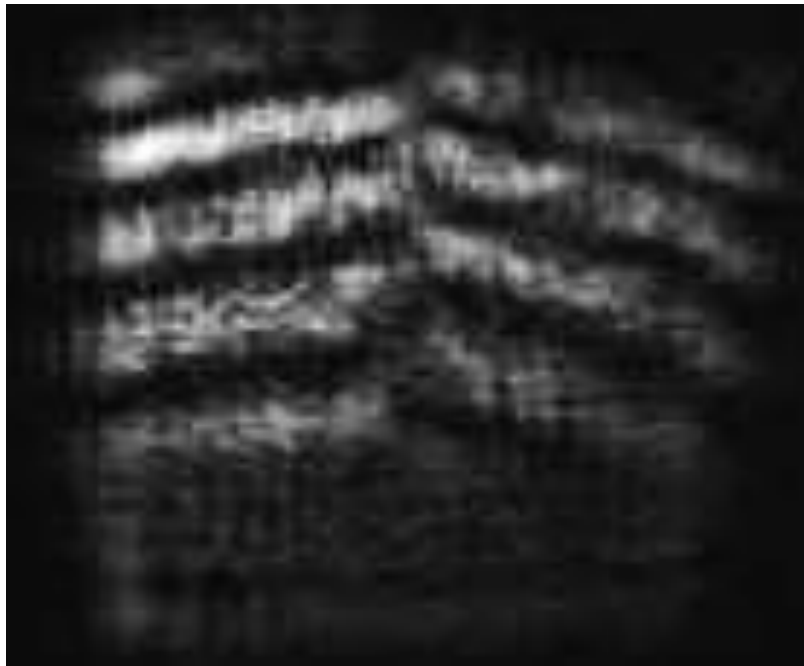


Fig.4.7. Right side 180 degree phase modulation.

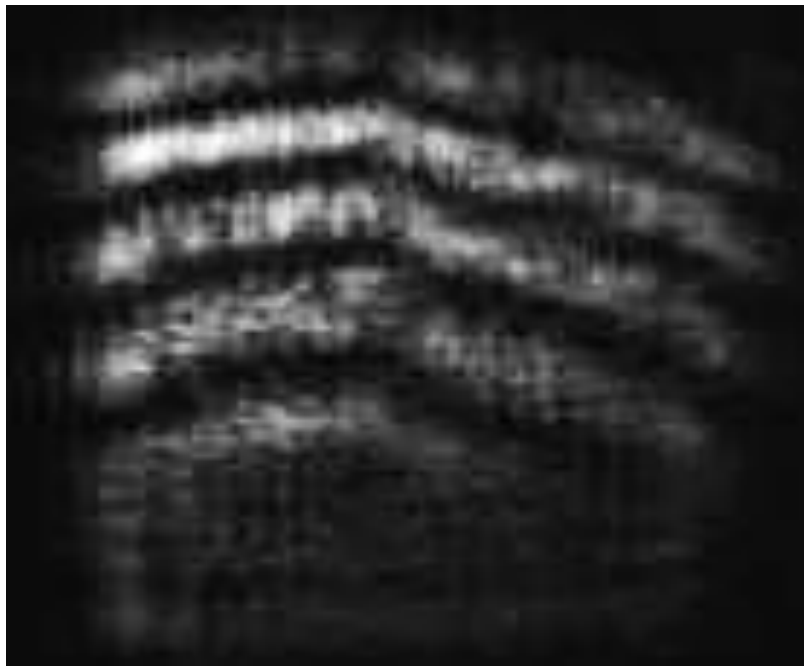


Fig.4.8. Right side 270 degree phase modulation.

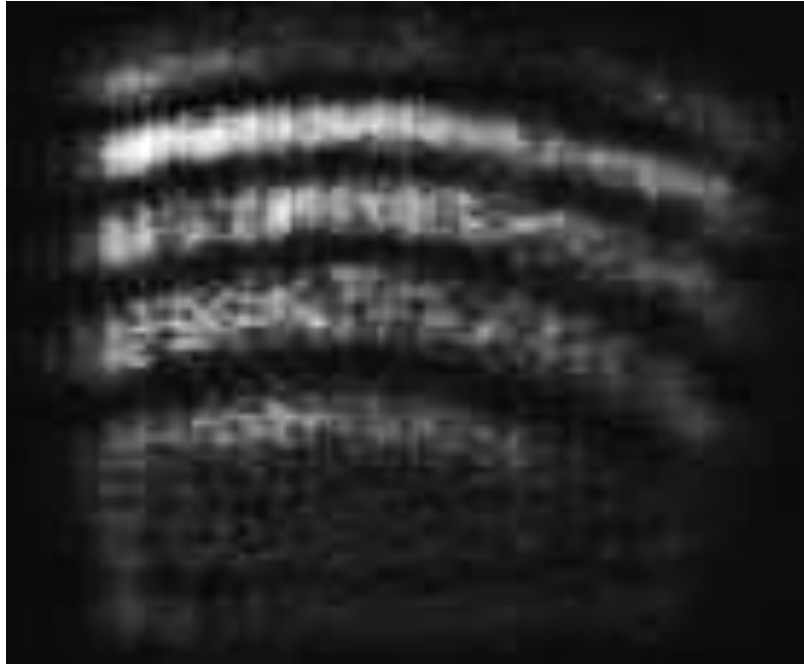


Fig.4.9. Right side 360 degree phase modulation.

4-2-3 考察

Fig.4.5 は SLM で位相変調していないもので、横方向に明暗の干渉縞が現れていることが確認できる。Fig.4.6 は右側のみ 90 度位相変調をかけたが、Fig.4.5 の干渉縞に比べて、右側と左側で干渉縞にズレが生じていることが分かる。Fig.4.7 は右側のみ 180 度位相変調しているが、左側で明となっている部分が右側では暗に、左側で暗となっている部分が右側では明になっている。このことより、正しく位相変調ができていることが確認できる。

Fig.4.8 は右側のみ 270 度位相変調している。理論的には 90 度位相変調したのと同じ結果になるが、Fig.4.6 と比較すると同様の干渉縞となっている。同様に、Fig.4.9 の 360 度位相変調したものは Fig.4.5 の位相変調していないものと同じ結果になっている。

以上の実験結果より、SLM によって位相シフトした光は散乱体を通過した後もその位相情報を保つことができることを確認した

4-3 透過型 SLM による強度変調の特性解析

次に、強度変調のために用いた透過型 SLM の特性解析を行った。

本研究では、I-SLM として、HOLOEYE 社の LC2012 を用いている。これは偏光情報を変調する透過型の液晶(LC)SLM である。この SLM の仕様としては、有効エリアサイズが 36.9×27.6 mm, ピクセルサイズは $36 \mu\text{m}$, 画素数は 1024×768 ピクセルである。

この SLM は入射光に対して空間的に偏光変調を行う装置であるため、この変調光を偏光子でフィルタリングすることで強度変調を実現している。この SLM の強度変調の特性解析を行うために、検証実験を行った。この実験では、SLM の位相変調の特性を検証した。さらに、得た位相変調の特性を基に、強度変調を行った結果も示す。

4-3-1 実験系

実験系の構成図を Fig.4.10 に示す。光源には先ほどと同様の波長 532 nm の CW 型 DPSS レーザ (Laser Quantum, Ventus 532) を使用した。まず、光源を出たレーザ光はビームエキスパンダによって拡大される。そして、I-SLM に入射され変調される。変調光を偏光子に通過させ、その光を CMOS カメラで記録し、光の強度を測定した。準備として、I-SLM に輝度値 0 の一様な画像を変調パターンとして与える。その時に観測される強度が最大となるように、偏光子の角度を調整した。その後、変調パターンの輝度値を 5 ずつ上げ、変調光の強度を記録した。

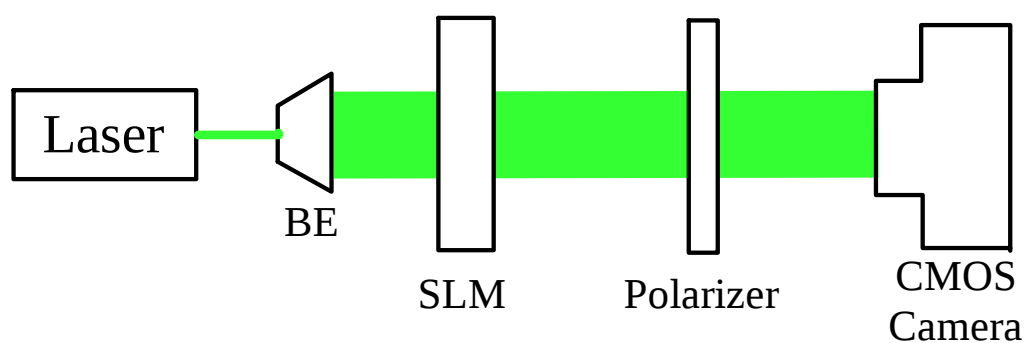


Fig. 4. 10. Experimental system for measuring intensity modulation characteristics of I-SLM.

4-3-2 実験結果

測定結果を Fig. 4. 11 に示す．横軸は I-SLM に与えた一様な強度変調パターンの輝度値を，縦軸は CMOS カメラで測定した変調光の強度である．なお，輝度値 0 の変調パターンの時の強度を 1 として正規化を行った．

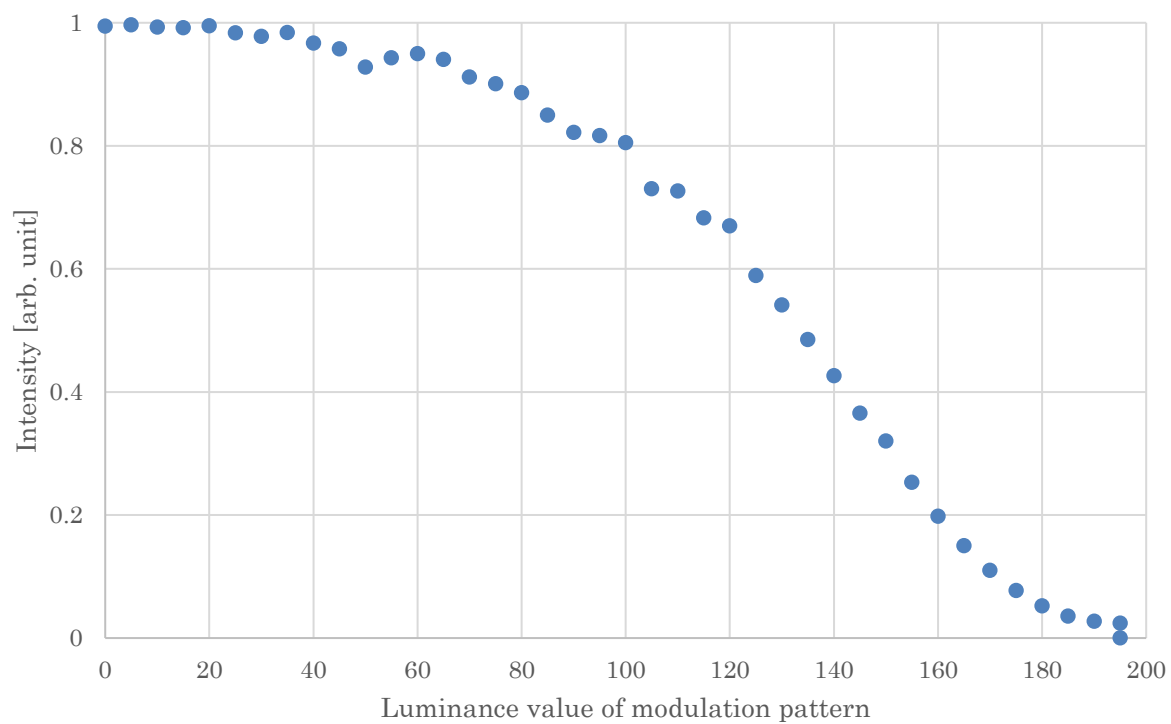


Fig. 4. 11. Change in modulated light intensity with respect to luminance value of I-SLM.

4-3-3 考察

Fig. 4. 11 より，変調パターンの輝度値の上昇によって，変調光の強度が低下することが確認できる．しかし，強度変化は線形な変化ではなく，非線形な変化をしていることが分かる．

次に，Fig. 4. 11 を基に，CMOS カメラで得た強度情報から，I-SLM による強度変調を行うための変調パターンを作成するための変換式を求める．以下の Fig. 4. 12 に横軸を規格化した強度値 I_s ，縦軸を変調パターンの輝度値 I_M としたグラフを示す．

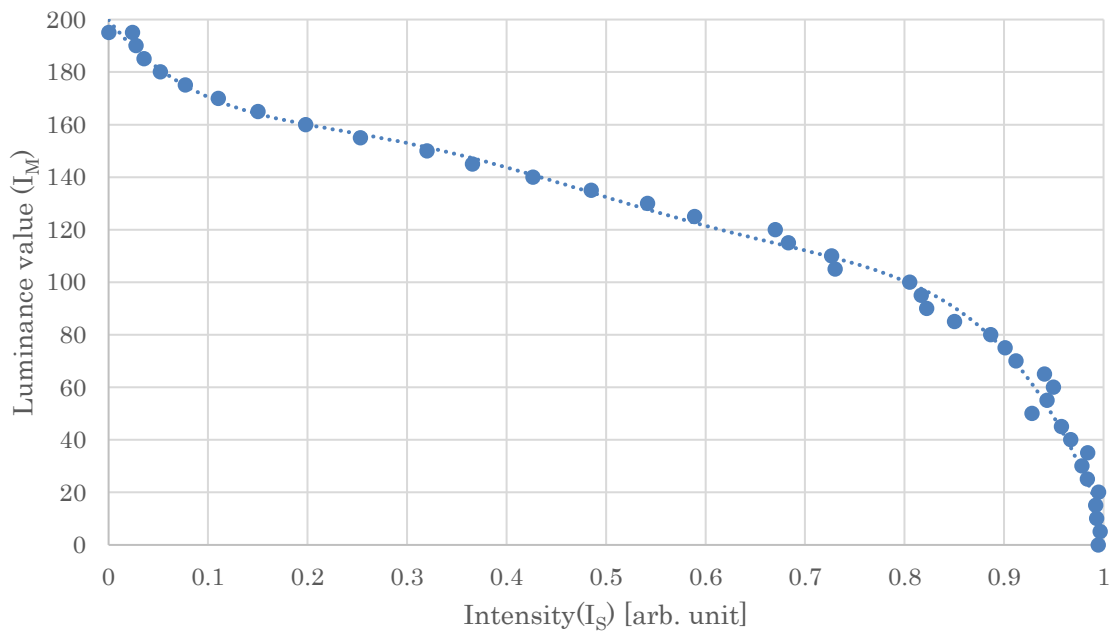


Fig. 4. 12. Correspondence between intensity value and luminance value of modulation pattern.

(Dotted line: Fifth order polynomial approximation)

Fig. 4. 12 のグラフに対し，5 次の多項式近似を行った．その結果， I_M と I_S の変換式は以下のようになる．

$$I_M = -2999.9I_S^5 + 6955.1I_S^4 - 5962.1I_S^3 + 2284.8I_S^2 - 468.57I_S + 199.84 \quad (4.1)$$

Eq. 4. 1 を基に信号光の強度分布を強度変調パターンに変換する．さらに，実際の変調の際には Eq. 4. 1 を基に作成した変調パターンに参照光の強度分布と I-SLM の曲率パターンを加えることで補正した変調パターンを用いる．

4-3-4 I-SLM による強度変調

次に，CMOS カメラで得た信号光を基に，参照光を強度変調し，CMOS カメラで変調光を記録した．信号光と変調光を比較することで強度変調の正しさを検証した．

CMOS カメラで得た信号光の強度分布 (Fig. 4. 13) を基に，参照光の強度分布と I-SLM の表面曲率を補正した強度変調パターンを Fig. 4. 14 に示す．I-SLM に様なパターンを与え変調していない参照光の強度分布を撮影した結果を Fig. 4. 15 に示す．Fig. 4. 14 の変調パターンを基に強度変調した参照光を Fig. 4. 16 に示す．

Fig. 4. 13 に対する Fig. 4. 15 と Fig. 4. 16 の画像相関を求めると，強度変調無しでは 0.13，強度変調有りでは 0.72 となった．強度変調を行うことで信号光の強度分布と高い相関値を持つ強度分布を参照光に与えることに成功した．しかし，Fig. 4. 13 と Fig. 4. 16 が完全に一致しなかった理由としては，I-SLM での変調による回折成分と I-SLM によって強度を完全に 0 にすることができないためと考える．I-SLM での変調では最大強度と最小強度の比を 1000:1 で変調するため，信号光において本来は光がない強度 0 の部分でも，変調光は強度 0 にできないため相関値を下げる要因となる．また，回折成分については，位相共役光生成後の逆伝搬時にスペイシャルフィルタによってフィルタリングされるため，位相共役光の性能を下げる要因にはならない．



Fig. 4. 13. Intensity distribution of signal light.



Fig. 4. 14. Intensity modulation pattern.



Fig. 4. 15. Intensity distribution of reference light.



Fig. 4. 16. Intensity distribution of intensity modulated light.

4-4 実験システム

本研究では、信号光を散乱体に透過させ、デジタル位相共役光システムで位相共役光を生成させ、散乱体を再透過させることで、散乱体入射前の信号光形状を復元するといった実験を行った。この実験を通して、構築したデジタル位相共役光生成システムの性能評価および、提案手法の有効性を検討した。

4-4-1 位相共役光による入射光形状復元の概要

本研究では、構築したシステムの性能及び位相共役光の時間反転性による散乱抑制効果を検証するために、位相共役光による入射光形状復元の実験を行った。この実験は、光源から出射した光に対して、透過型ターゲットを用いて入射光の強度分布にパターンを持たせて散乱体へ入射する。散乱体から透過した信号光に対して先ほど説明した位相共役光システムを用いて位相共役光を生成し逆伝搬させる。そして、再び散乱体を透過した光をカメラで観測する。この時に、位相共役光の時間反転性が正しく機能していれば、散乱体再出射後の位相共役光は入射光と同じ強度分布となるはずである。散乱体入射前の入射光の強度分布と比較することで、生成した位相共役光の時間反転性の評価を行った。Fig. 4. 17 に位相共役光による入射光形状復元の流れを示す。

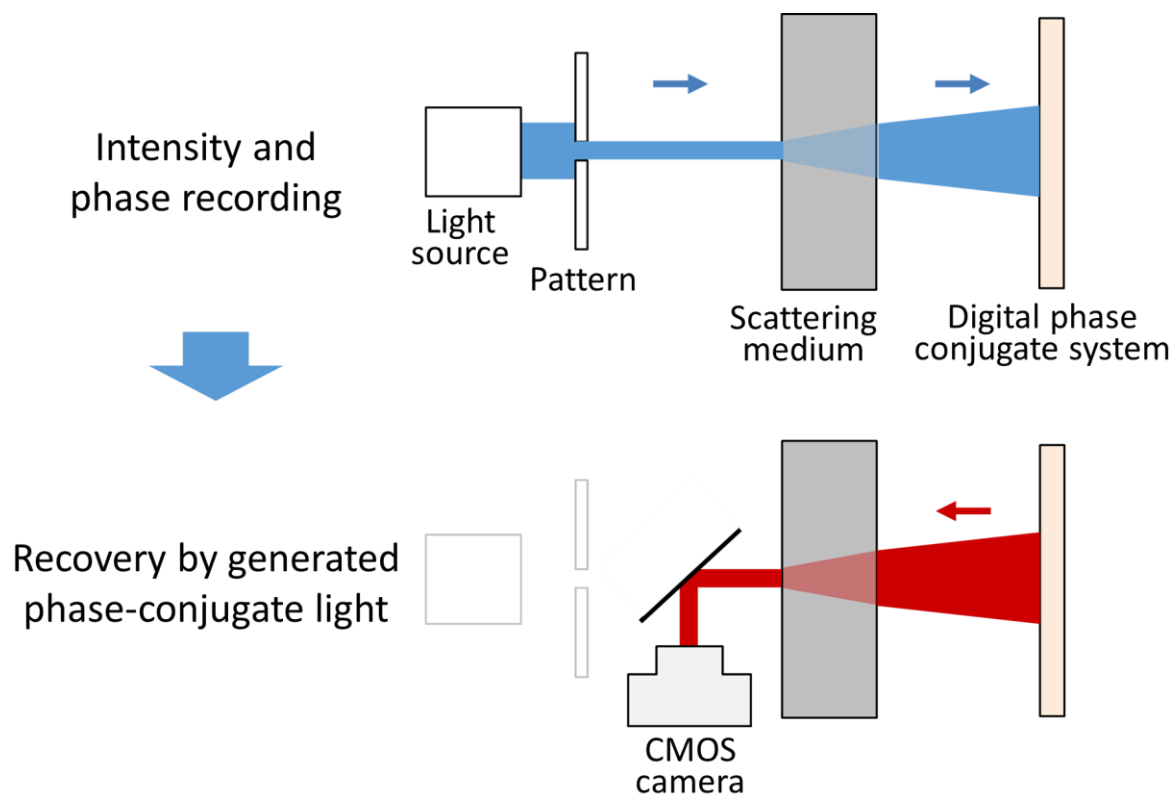


Fig. 4. 17. Experiment on reconstruction of incident light pattern by phase-conjugate light.

4-4-2 デジタル位相共役光システムの構築

次に，強度変調を加えたデジタル位相共役光生成システムを構築した．以下の Fig. 4.18 に構築したデジタル位相共役光発生システムの実際の写真を示す．

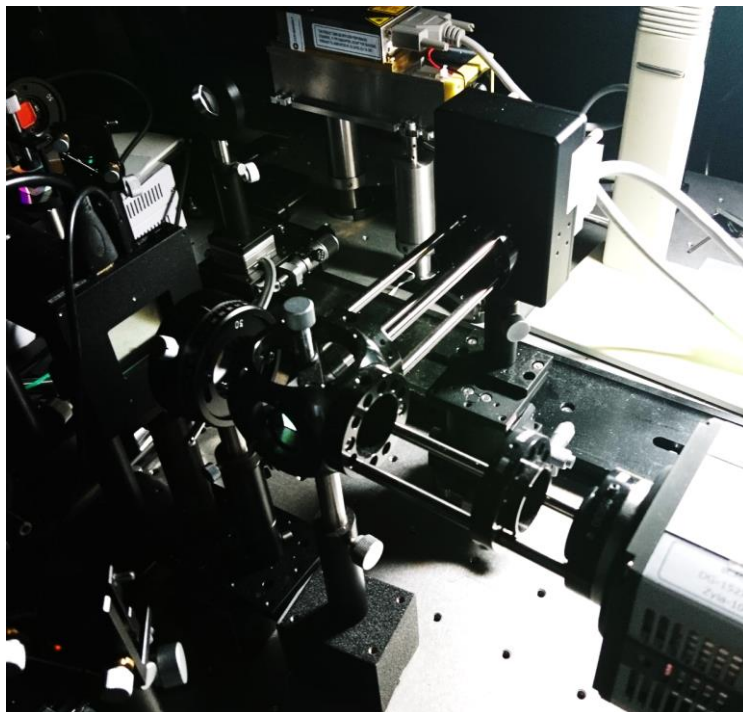


Fig. 4.18. Actual digital phase-conjugate light generation system.

先ほど説明したように，P-SLM は，反射型 SLM でピクセルサイズは $20\ \mu\text{m}$ ，画素数は 792×600 ピクセルであり，I-SLM は，透過型 SLM でピクセルサイズは $36\ \mu\text{m}$ ，画素数は 1024×768 ピクセルである．さらに，CMOS カメラには，ANDOR 社の Zyla 5.5 sCMOS を使用している．この CMOS カメラは，有効エリアサイズが $16.6 \times 14\ \text{mm}$ ，ピクセルサイズは $6.5\ \mu\text{m}$ ，画素数は 2560×2160 ピクセルである．このように，各 SLM と CMOS カメラのピクセルサイズや有効ピクセルが異なるため，マップ調整を行う必要がある．

はじめに，P-SLM と CMOS カメラのマップ調整を説明する．本手法では，CMOS カメラ前の平凸レンズによって，集光することで，CMOS カメラの中央部の 792×600 ピクセルのみを使用した．デジタル位相共役光生成システムにおいて，SLM と CMOS カメラのマップ調整は極めて重要で，数ピクセルのずれによって位相共役光が発生しなくなってしまう．マップ調整のための光学系を以下の Fig. 4.19 に示す．

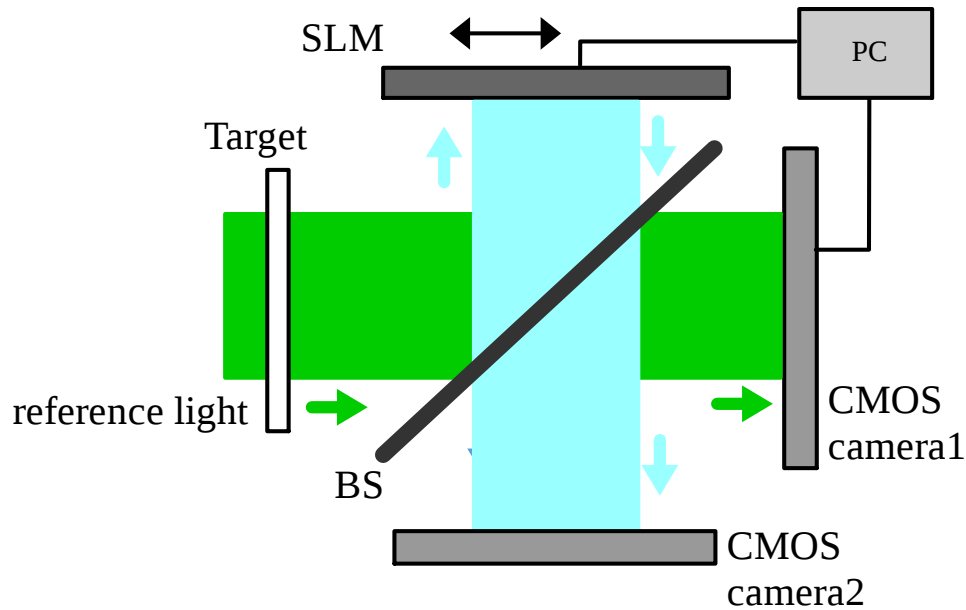


Fig. 4.19. Optical system for map adjustment of SLM and CMOS camera.

マップ調整の手順について説明する．はじめに，ターゲットとして，P-SLMの有効エリアサイズである $16 \times 12 \text{ mm}$ の開口であるターゲット①と， $2 \times 2 \text{ mm}$ の小さな開口であるターゲット②の2つを用意した．ビームエキスパンダで拡大した調整用の参照光をターゲット①を用いて P-SLMの有効エリアサイズである $16 \times 12 \text{ mm}$ の大きさにする．この光が CMOS カメラ 1 の中央部 792×600 ピクセルにちょうど収まるように CMOS カメラ 1 の前の平凸レンズ（焦点距離 $f=100 \text{ mm}$ ）の位置を調整した．そして，P-SLM に一様な位相パターンを与え，P-SLM を平面ミラーとして使用し，反射された光を別のカメラである CMOS カメラ 2 で観測し，光の外径を記録した．そして，開口を通過した光が CMOS カメラ 1 の 792×600 ピクセルの四隅の一角に合うように，ターゲット②の位置を調整した．P-SLM による反射光を CMOS カメラ 2 で観測し，先に記録したターゲット①の場合の光の外径の角に合うように P-SLM の位置や角度を調整した．この操作を全ての角で行うことで，P-SLM と CMOS カメラのマップ調整を行なった．

次に，I-SLM と CMOS カメラのマップ調整を行った．P-SLM と同様にピクセルサイズや有効ピクセルが異なる．有効サイズを P-SLM と同じにするために，I-SLM のうち 439×333 ピクセルの部分のみを使用する．I-SLM の使用領域と CMOS カメラの使用領域を合わせるために，I-SLM に 439×333 ピクセルの長方形の変調パターンを与え強度変調を行い， $16 \times 12 \text{ mm}$ の光を生成する．この光を CMOS カメラで観測し，CMOS カメラの使用領域である 792×600 ピクセルに収まるように，I-SLM の使用領域の位置を調整する．この作業を行うことで，I-SLM と CMOS カメラのマップ調整が可能となる．これにより，P-SLM と I-SLM のマップ調整も完了する．

以上の作業により，本システムで生成する変調光の強度分布の空間分解能は $36 \times 36 \text{ }\mu\text{m}$ ，位相分布の空間分解能は $20 \times 20 \text{ }\mu\text{m}$ となる．

4-4-3 実験系

Fig. 4.20-22 にデジタル位相共役光による入射光形状復元実験の実験系を示す。

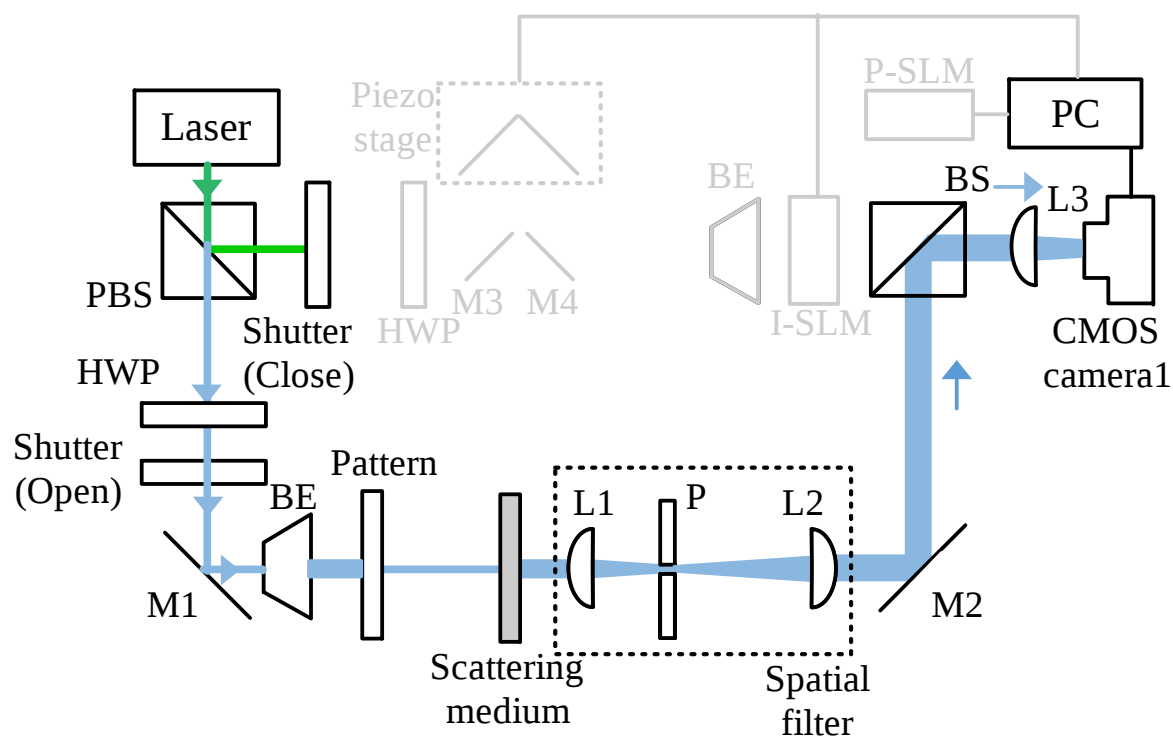


Fig. 4.20. Experimental system of incident light pattern reconstruction by digital phase-conjugate light (intensity recording).

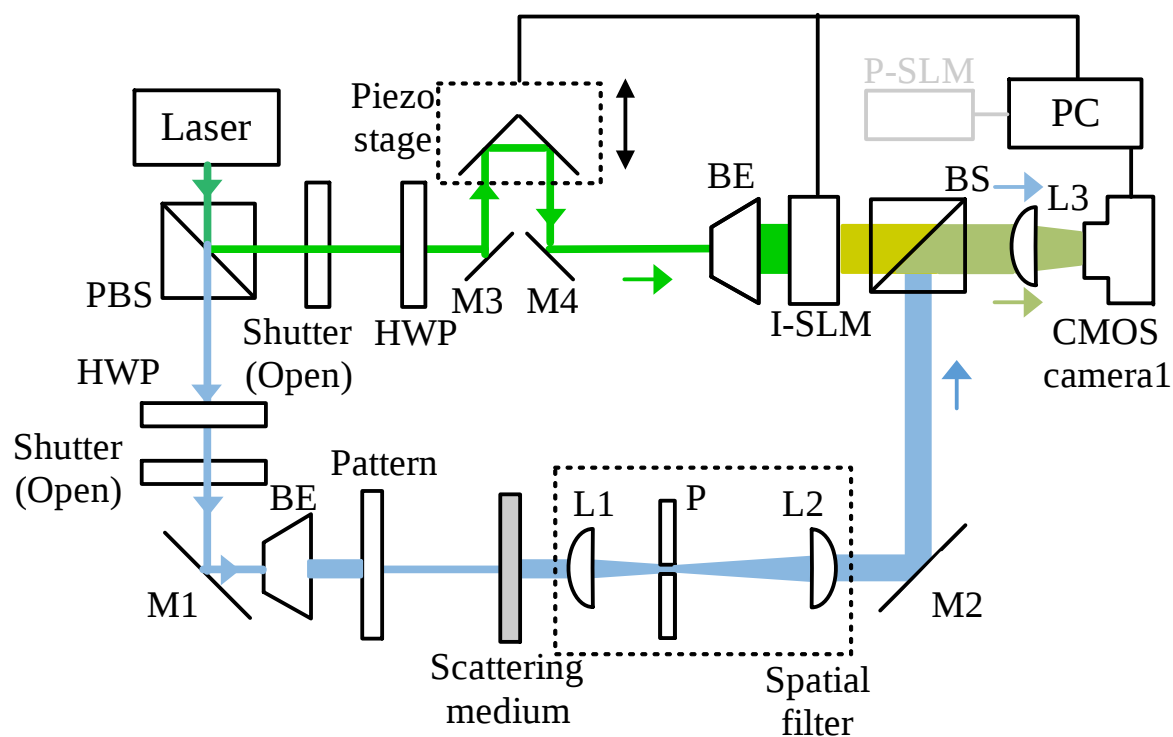


Fig. 4.21. Experimental system of incident light pattern reconstruction by digital phase-conjugate light (phase recording).

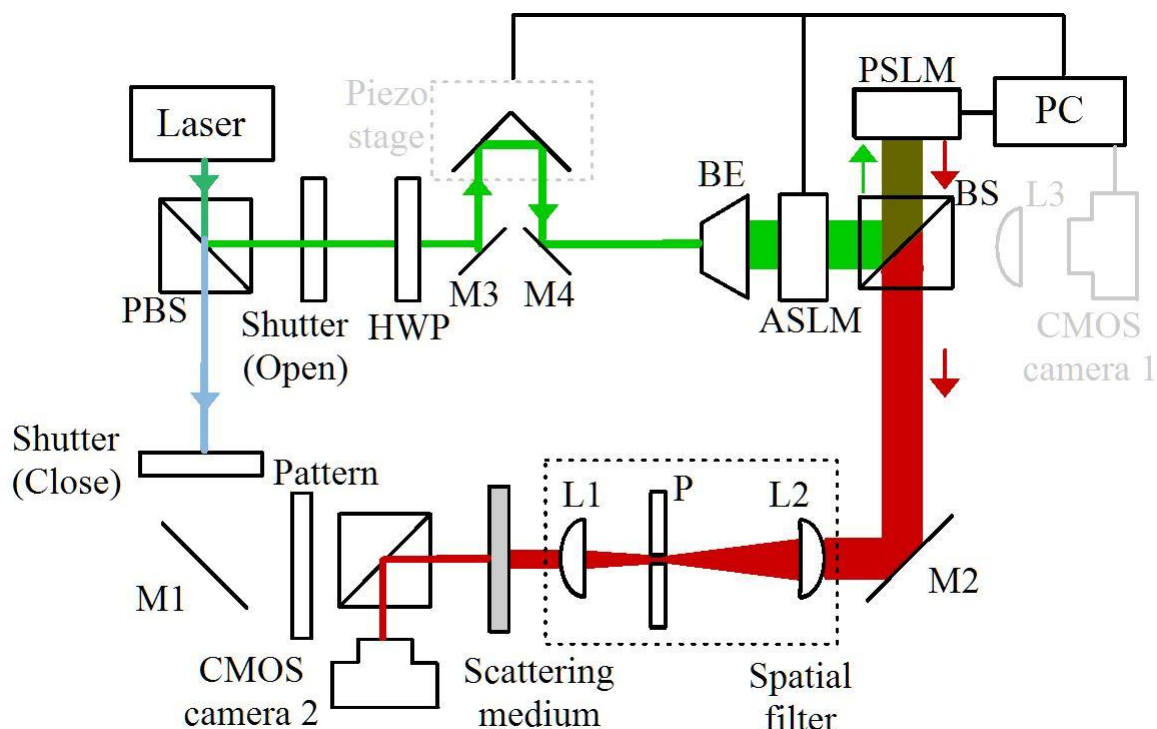


Fig. 4.22. Experimental system of incident light pattern reconstruction by digital phase-conjugate light (Generation of intensity modulated phase-conjugate light).

実験系について詳しく説明する．光源には、波長 532 nm の DPSS レーザを使用した．生体応用を考えれば、近赤外領域の波長の光を使用すべきだが、本研究は基礎的検討の段階であるため、今回は装置や光軸の調整が容易な可視領域の波長の光源を用いた．

光源を出射したレーザ光は偏光ビームスプリッタ（PBS : Polarizing Beam Splitter）によって、散乱体を通過する信号光側と、参照光側に分けられる．Fig. 4. 20 の強度情報記録時では、参照光側の光を遮断し、信号光側のみ通過させる．信号光側はビームエキスパンダ（BE : Beam Expander）によって拡大し、ターゲット部で信号光の大きさや形状を変化させた．大きさを変える場合はアパーチャを、形状を変える場合は透過型の USAF ターゲットを用いた（Fig. 4.23）．ターゲット部を通過した光は散乱体へ入射される．使用した散乱体の詳細については各章で詳しく述べる．散乱体を透過した光は 2 つの平凸レンズ（L1: $f=30$ mm, L2: $f=50$ mm）とピンホール（ $\phi 0.5$ mm）で構成したスペイシャルフィルタによって直進成分のみを取り出した．この操作は、SLM は方向においては通常のミラーと同様、反射することしかできないため、位相共役光の方向における反転性を実現するために行われた．また、CMOS カメラ 1 へ入射されるノイズ成分を抑える役割も果たしている．スペイシャルフィルタを通過した光は BS で反射された後、マップ調整用の平凸レンズ L3($f=100$ mm)を通過して CMOS カメラ 1 に入射される．これにより、信号光の強度分布を得ることができる．得た強度分布を基に、先ほど説明した過程を通して I-SLM による強度変調パターンを作成する．



Fig. 4. 23. Target (1951 USAF test target).

Fig. 4. 21 の位相情報記録時には、参照光側及び信号光側のシャッターを開く．この時に、PBSの前の半波長板 (HWP: Half Wave Plate) によって PBS の透過光と反射光の強度比を変化させる．これにより、信号光と参照光の干渉縞のコントラストが最適になるように調整することが可能となる．参照光側の光は、光量調整と偏光を信号光側と合わせるための半波長板と偏光ビームスプリッタを通過した後、ピエゾステージ上のコーナーキューブで反射され、ビームエキスパンダで拡大される．その後、先の過程で得た強度変調パターンを基に I-SLM によって強度変調される．位相情報記録時から強度変調を行うのは、位相シフト法で得られる信号光の位相情報は、参照光に対して相対的なものであるためである．I-SLM による強度変調は偏光変調によるものであるため、参照光の位相は変調によって変化する．そのため、求めたい位相情報は、強度変調による参照光の位相変化を反映したものでなければならない．この参照光も信号光と同様に CMOS カメラ 1 に入射される．この 2 つの光の干渉によるホログラムを記録する．位相シフト法を用いて信号光の位相情報を求めるためには、先の章で説明した参照光の $\pi/2$ rad の位相シフトを行ないながら、計 4 枚のホログラムを記録する必要がある．参照光の位相シフトについてはピエゾステージの微動で実現する．本手法で使用するピエゾステージは、シグマ光機社の SFS-H40X を使用した．この装置は理論分解能 1 nm でステージを微動できる．ステージを微動させ、コーナーキューブを微動することで参照光の光路を $1/4$ 波長変化させることで、参照光の位相シフトを実現する．本手法では、波長が 532 nm のレーザ光を用いているため、66.5 nm だけステージを微動させることで、 $1/4$ 波長の光路の変位が可能となる．しかし、ピエゾステージの分解能が 1 nm であるため、1 度の変位では実現できない．そこで、はじめに 66 nm だけシフトさせ 2 枚のホログラムを記録する．次に、1 nm シフトさせ同様に 2 枚のホログラムを記録する．この 4 枚のホログラムの加算平均を算出する．この操作を 4 つの位相で行い、位相シフト法を用いることで信号光の位相情報を求めた．

次の Fig. 4. 22 の位相共役光発生時には、信号光側のシャッターを閉じ、参照光のみを通過させる．先の位相情報記録時で求めた参照光に対する信号光の位相情報を共役させた位相パターンを

コンピュータ上で作成した．位相情報取得時と同様に，**I-SLM** で参照光を強度変調し，ビームスプリッタで反射された変調光を，作成した位相パターンを基に **P-SLM** で位相変調した．変調された光の強度分布は信号光と同じとなり，位相分布は信号光に対して共役なものとなる．これにより，信号光の強度情報を持った位相共役光を生成することができる．位相共役光は信号光の光路を遡り，再び散乱体へ入射される．この時，位相共役光の時間反転性により，散乱体出射後の光は散乱体入射前の入射光形状と同じになると考えられる．この光を **CMOS カメラ 2** で観測した．**CMOS カメラ 2** は，**THORLABS** 社の **DCC1545M** を使用した．この実験を行うことで位相共役光の時間反転性による散乱抑制効果を調べた．

第5章 開発システムの基礎特性の評価

本研究で、構築した強度変調可能な位相共役光生成システムによって位相共役光が生成できるか、また強度情報が位相共役光の時間反転性に与える検討するために、薄い位相物体を散乱体として用いて入射光形状復元実験を行った。また、信号光の強度分布を変化させるために、ターゲットを用いて入射光形状を変化させた。以上の実験から、本システムの基礎特性を評価した結果を示す。

5-1 実験方法

本実験は初期検討として、構築したシステムによる位相共役光の生成および強度情報を加えることの影響を検討するために、吸収がなく、均一な構造を持つ位相物体を散乱体として入射光形状復元を行った。用いた位相物体と入射光形状について説明する。

5-1-1 位相物体

この検討において、散乱体には半透明ポリプロピレンシート（以下「PP シート」）を用いた。初期検討で PP シートを用いたのは、生体試料と比べてコントロールが容易で、散乱が小さく、均質な構造を持ち、吸収等の影響が少ないといった特徴を持つためである。以下の Fig. 5. 1 に実際の写真を示す。PP シートの厚さは 2 mm で、等価散乱係数 $\mu_s' = 0.004 / \text{mm}$ である。この値は実測により求めた値となっている。



Fig. 5.1. Translucent polypropylene sheet (thickness 2 mm).

5-1-2 入射光パターン

本検討では、3種類の入射光の強度分布パターンを作成し、その光をPPシートに通過させ、位相共役光を生成し、入射光形状復元を試みた。強度分布パターンはテストターゲットを用いず、ガウス分布を持つような点光源の場合（以下「パターンなし」と、Fig. 5.2のテストターゲット上の赤丸で示すパターンを用いて強度分布を変化させた場合（以下「縦パターン」）、同様に、青丸で示すパターンを用いた場合（以下「横パターン」）で実験を行った。どちらのパターンもライン幅は1.78/mmとなっている。

パターンなしの検討によって、本システムによる位相共役光の生成と時間反転性による入射光形状復元を確認する。縦パターンと横パターンの検討において、位相共役光による復元において強い方向依存性がないかを確認した。

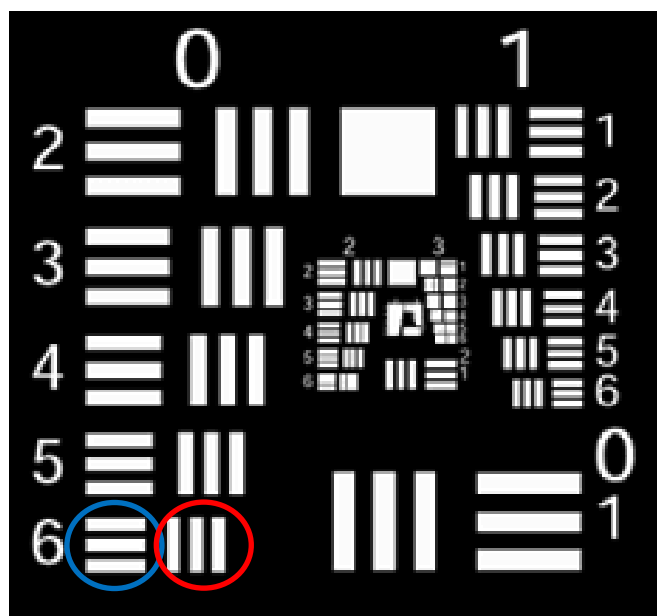


Fig. 5.2. Test target pattern (PP sheet).

5-2 位相物体を介した入射光形状復元

5-2-1 パターンなし

初めに，入射光パターンなしの場合（テストターゲットを用いない場合）において，強度変調有りの位相共役光（cond. IPM），変調なし（cond. NoM）の2条件において入射光形状復元を試みた^[5.1]．信号光の強度分布と強度変調パターンを Fig. 5. 3, Fig. 5. 4 に，位相分布と位相変調パターンをそれぞれ，Fig. 5. 5, Fig. 5. 6 に，散乱体入射前に入射光パターンを Fig. 5. 7 に，cond. IPM による入射光形状復元結果を Fig. 5. 8 に，cond. NoM による入射光形状復元結果を Fig. 5. 9 に示す．

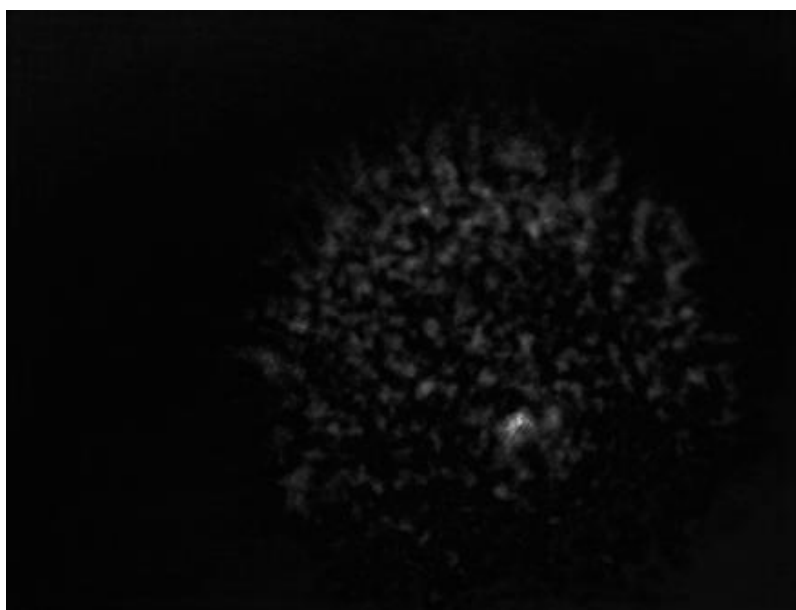


Fig. 5. 3. Intensity distribution of signal light.

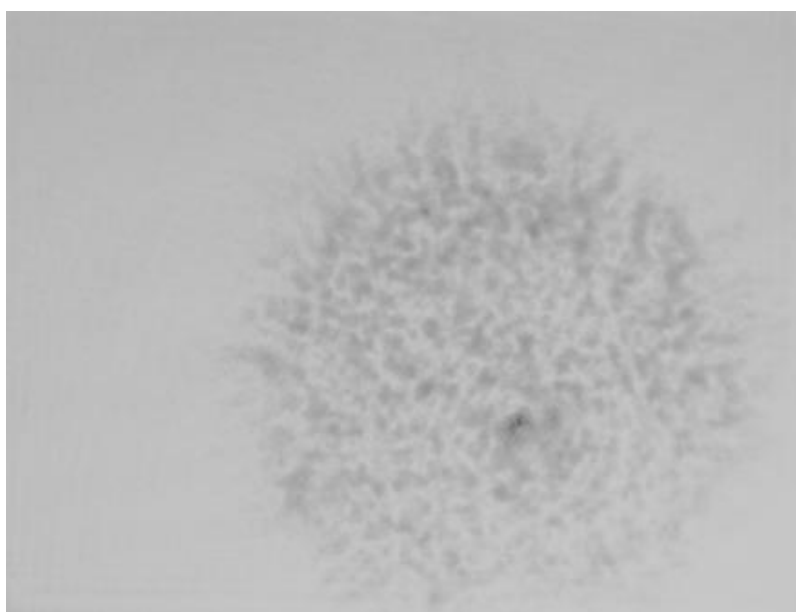


Fig. 5. 4. Intensity modulation pattern.

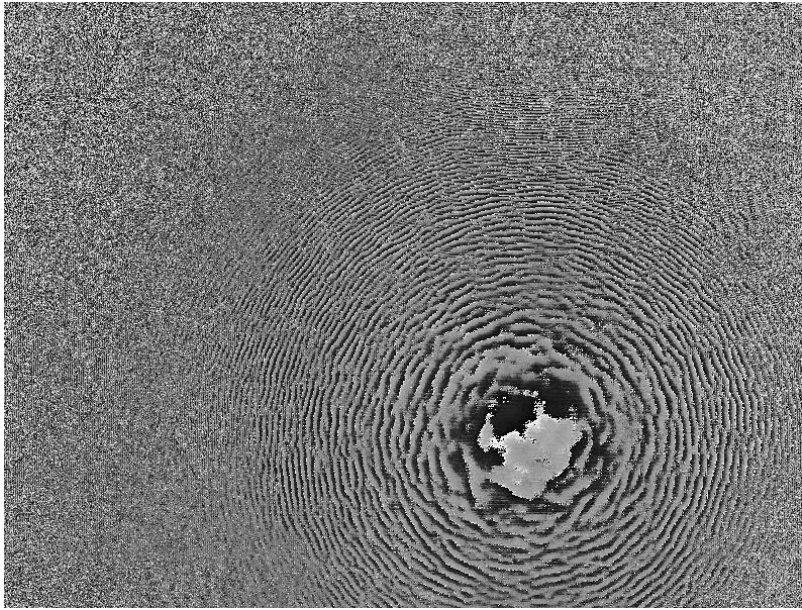


Fig. 5. 5. Phase distribution of signal light.

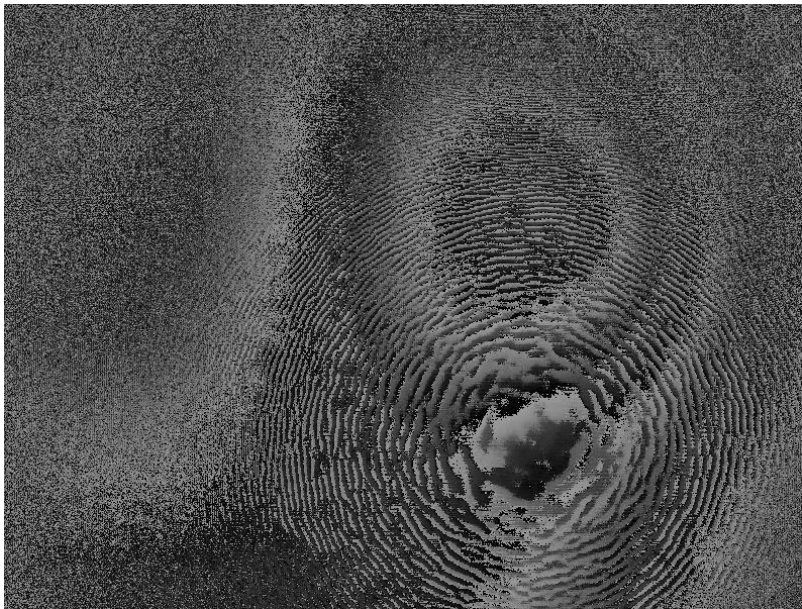


Fig. 5. 6. Phase modulation pattern.

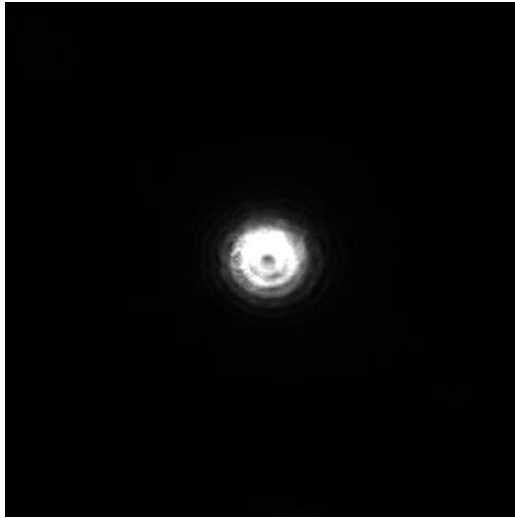


Fig. 5. 7. Incident light pattern before scattering medium incidence.

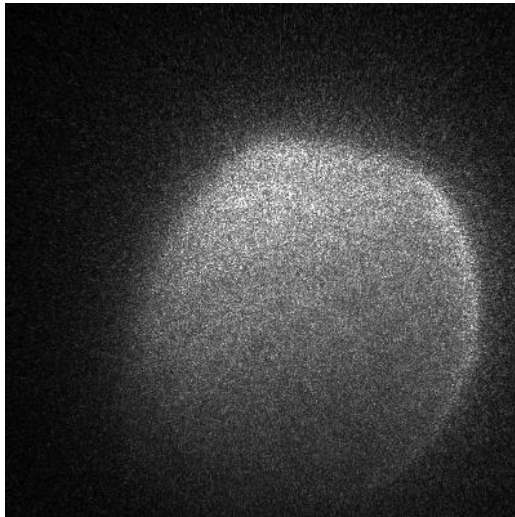


Fig. 5. 8. Restoration of incident light pattern (cond. NoM).

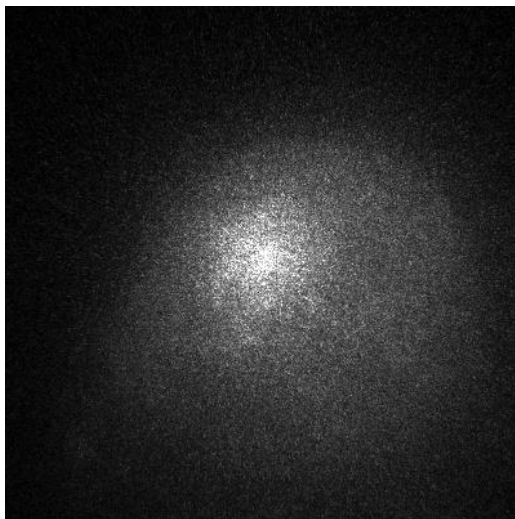


Fig. 5. 9. Restoration of incident light pattern (cond. IPM).

5-2-2 縦方向パターン

次に、テストターゲットを用いて、入射光の形状を縦方向として同様の散乱体を用いて実験を行った。ここでは、先の検討で構築したシステムによる位相共役光の生成と時間反転性による散乱抑制の実現を確認したので、強度変調の効果について確認する。強度変調のみ (cond. IM)、強度変調無しの位相共役光 (cond. PM)、強度変調有りの位相共役光 (cond. IPM) の3条件において入射光形状復元を試みた。信号光の強度分布と位相分布をそれぞれ、Fig. 5. 10, Fig. 5. 11 に、実験結果を Fig. 5. 12 に示す。

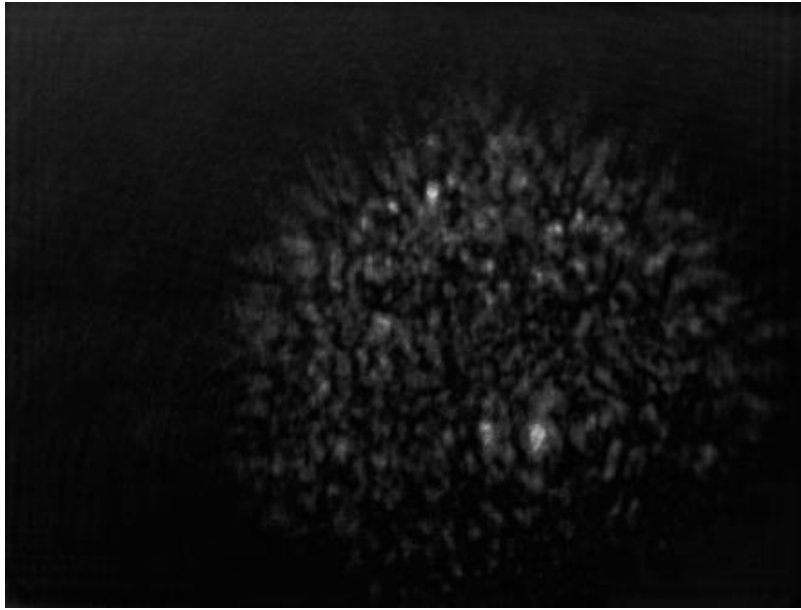


Fig. 5. 10. Intensity distribution of signal light.

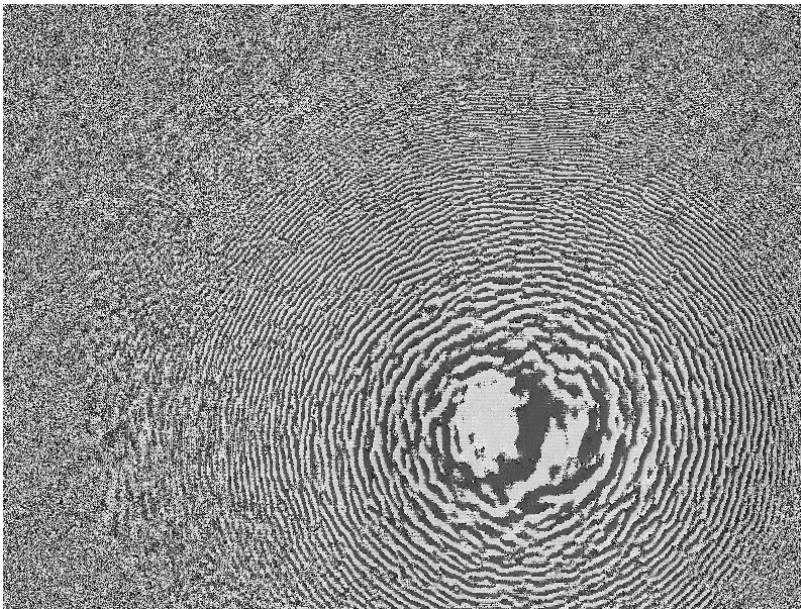
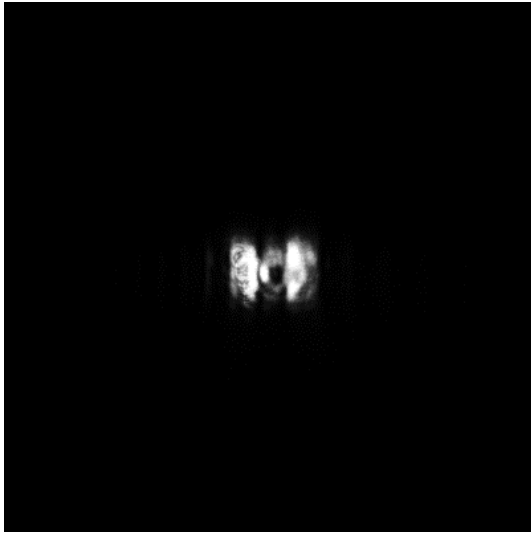
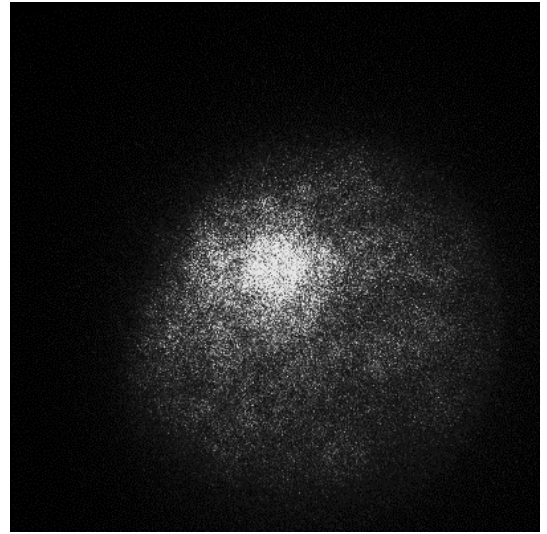


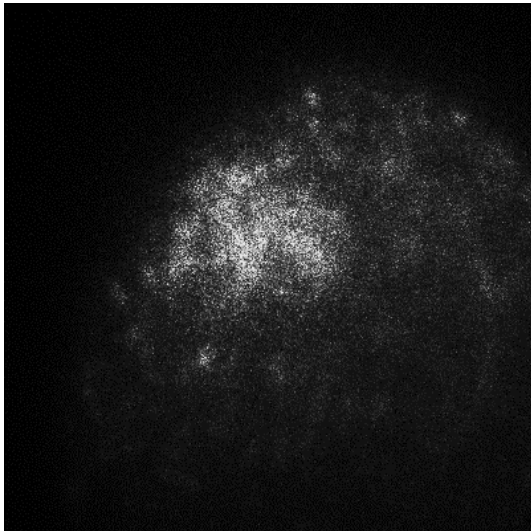
Fig. 5. 11. Phase modulation pattern.



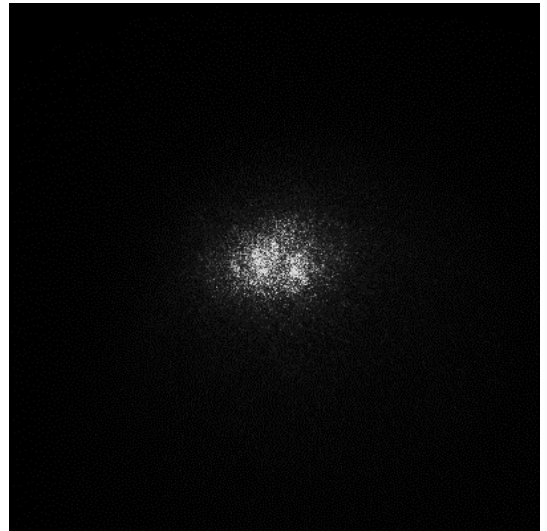
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 5. 12. Restoration of incident light pattern in vertical pattern.
(a) incident light, (b) cond. IM, (c) cond. PM, (d) cond. IPM

5-2-3 横方向パターン

同様に，ターゲットの形状を変え，入射光形状を横方向とした．信号光の強度分布と位相分布をそれぞれ，Fig. 5. 13，Fig. 5. 14 に，実験結果を Fig. 5. 15 に示す．

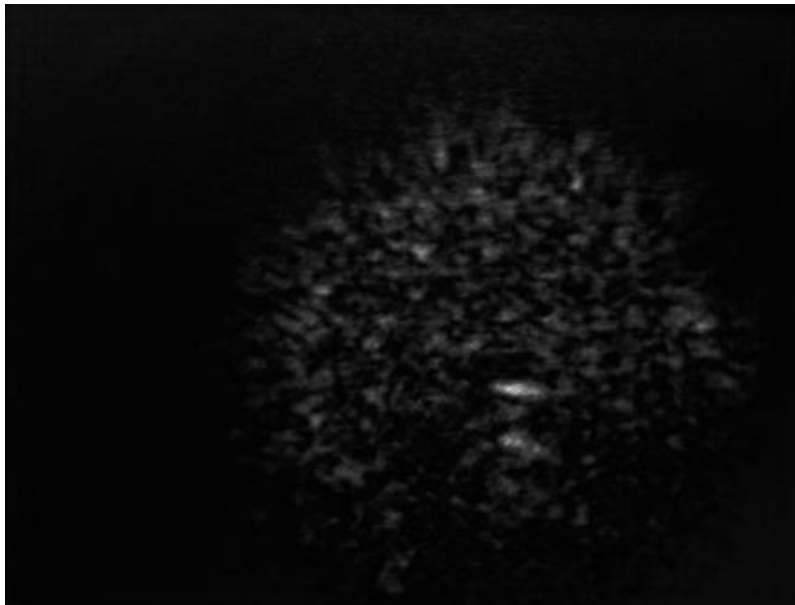


Fig. 5. 13. Intensity distribution of signal light (horizontal pattern).

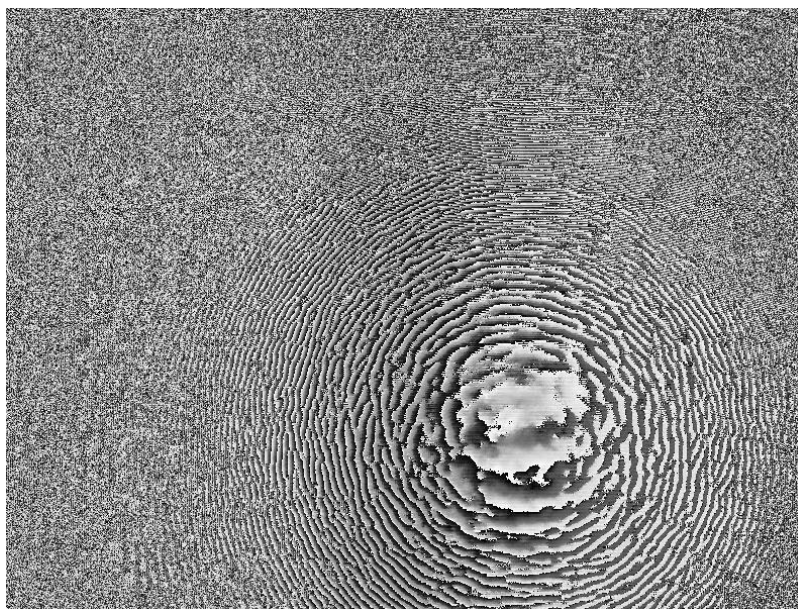
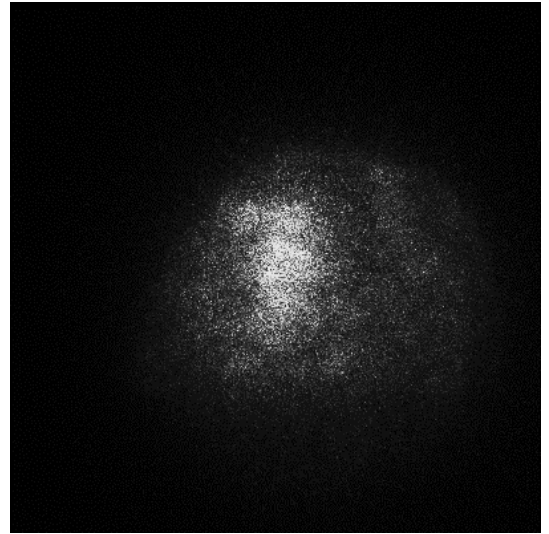


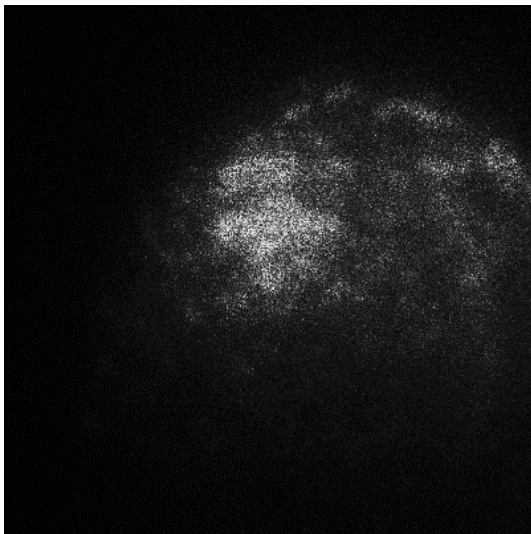
Fig. 5. 14. Phase modulation pattern (horizontal pattern).



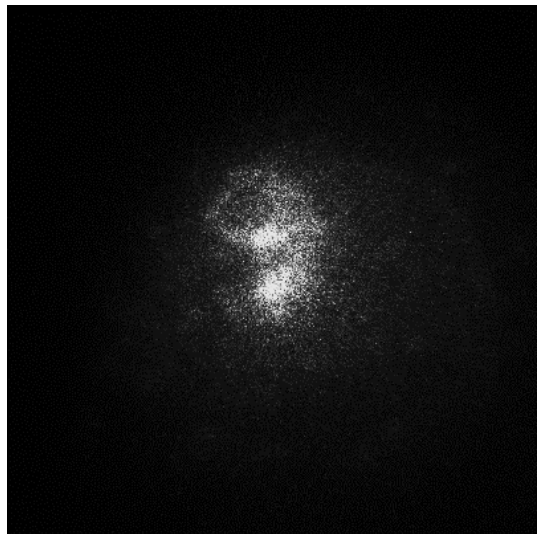
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 5. 15. Restoration of incident light pattern in horizontal pattern.
(a) incident light, (b) cond. IM, (c) cond. PM, (d) cond. IPM

5-3 考察

パターンなしの実験結果に注目する．変調を行っていない cond. NoM (Fig. 5. 8) において散乱体入射前の入射光形状 (Fig. 5. 7) とは違う広がった光が観測された．これに対し，本システムを用いて位相共役光として光を逆伝搬させた場合の cond. IPM (Fig. 5. 9) では入射光形状に近い光が観測された．このことは, Figs. 5. 7-9 における中央部の水平方向の輝度プロファイル (Fig. 5. 16) からも確認できる．さらに, Fig. 5. 7 に対する Fig. 5. 8 および Fig. 5. 9 の画像相関はそれぞれ 0.27, 0.55 であった．以上の結果より, Fig. 5. 9 で得られた像は, レンズによる集光や撮像装置の焼き付き等の実験系のアーティファクトではなく, 位相共役光の時間反転性を捉えていることを確認した．したがって, 本研究で構築した位相共役光生成システムによって, 正しく位相共役光を生成できていることが分かった．

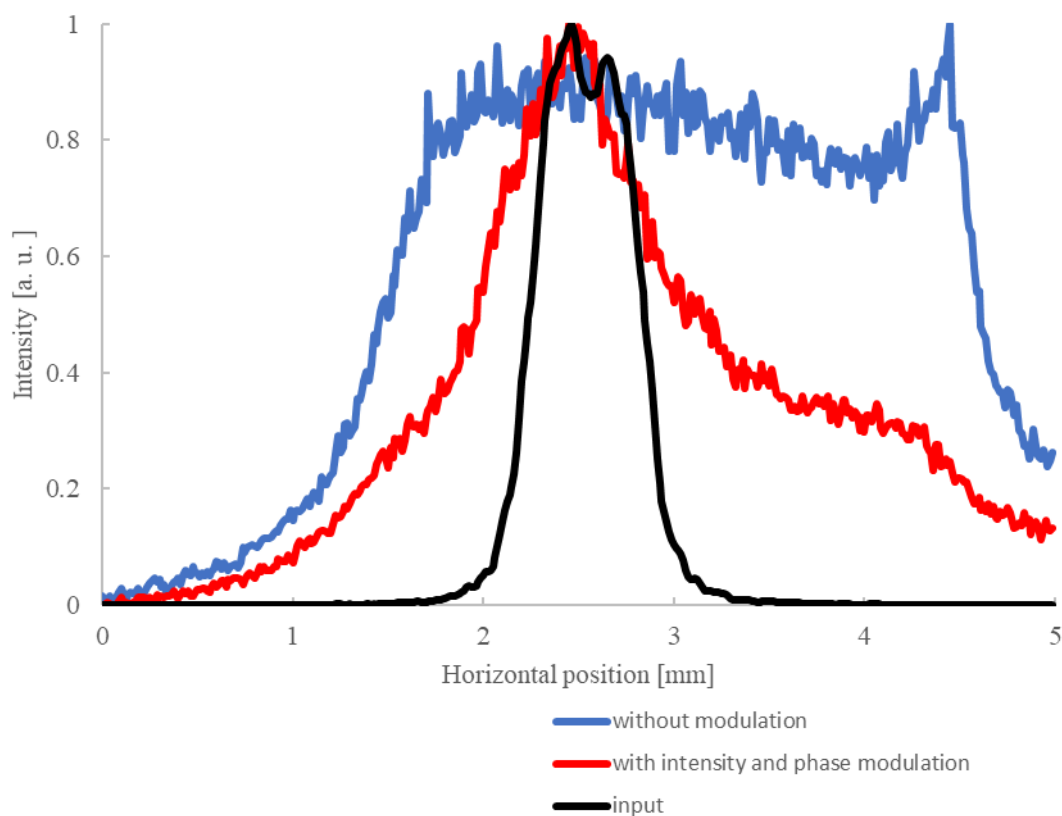


Fig. 5. 16. Center part horizontal profile (no pattern).

次に、ターゲットを用いて入射光形状を変えた場合の結果を考察する。Fig. 5. 12 および Fig. 5. 15 において、強度変調のみの位相共役光でない場合 (Fig. 5. 12(b), Fig. 5. 15(b)) では入射光形状 (Fig. 5. 12(a), Fig. 5. 15(a)) のようにパターン分離が見られなかった。これに対し、強度変調を行っていない位相共役光の場合 (Fig. 5. 12(c), Fig. 5. 15(c)) ではパターン分離が見られ、入射光形状に近い形状が観測されたが、ノイズが多く不鮮明なものとなっている。これに対し、強度変調を行った位相共役光の場合 (Fig. 5. 12(d), Fig. 5. 15(d)) ではノイズも抑えられ、鮮明に入射光形状の復元ができています。Fig. 5. 12 における中央部水平方向プロファイルを図 5. 17 に、Fig. 5. 15 における中央部垂直方向プロファイルを Fig. 5. 18 に示す。また、入射光形状に対する各復元像の画像相関をまとめたものを以下の Table. 5. 1 に示す。以上の結果より、位相共役光の時間反転性による散乱抑制が可能であり、位相共役光に強度情報を加えることで時間反転性が向上し、より散乱ボケが抑えられることが実証された。また、入射光形状が横方向であろうが縦方向であろうが、関係なく入射光形状復元ができていることから、本システムは強度分布の方向依存性がないシステムとなっていることが確認できた。

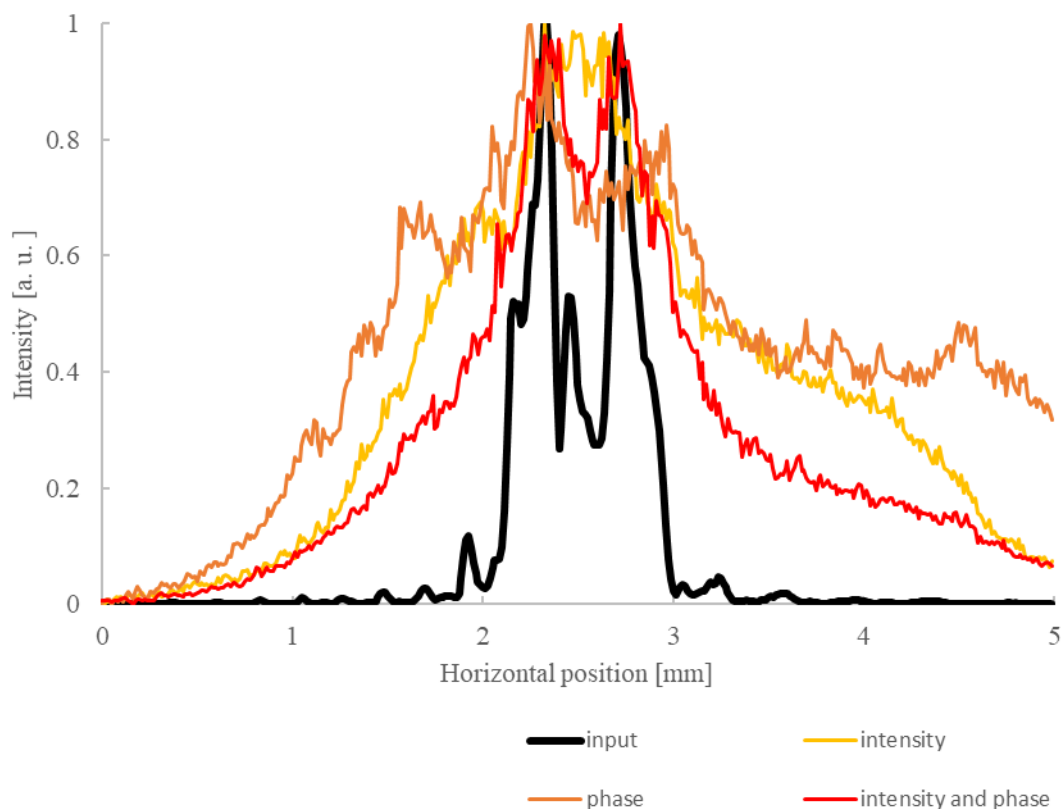


Fig. 5. 17. Center part horizontal profile (vertical pattern).

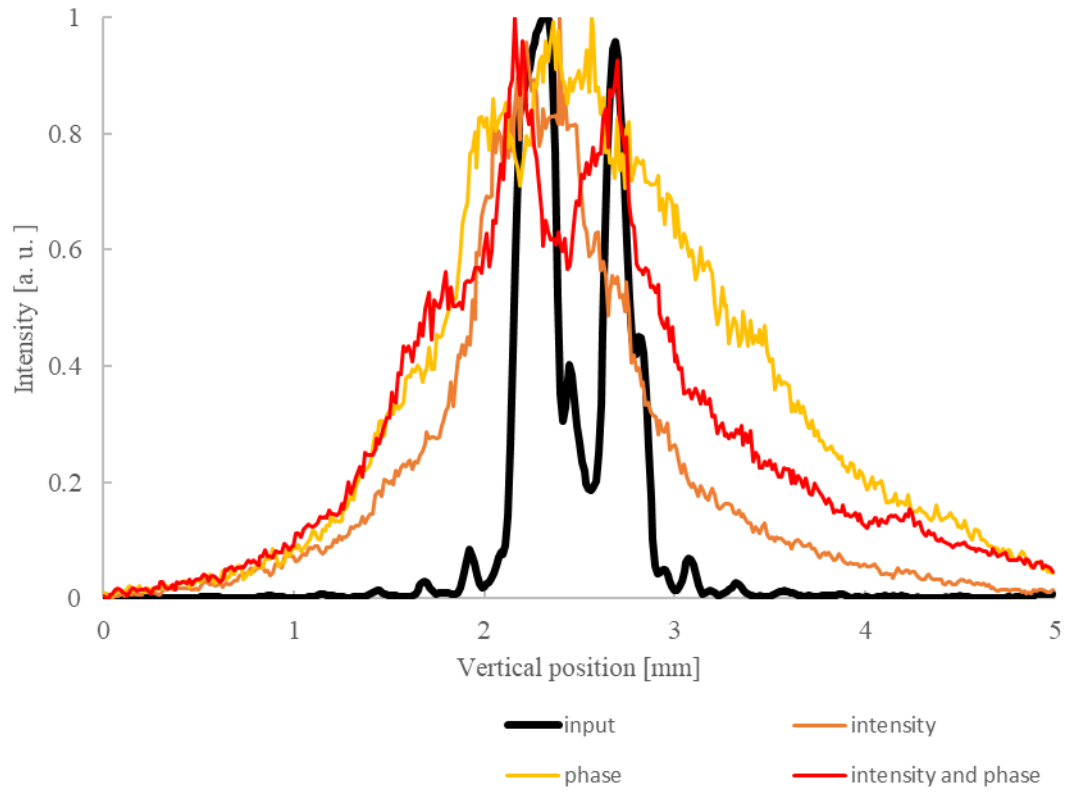


Fig. 5. 18. Center part vertical profile (horizontal pattern).

Table 5. 1. The image correlation of each reconstructed image with respect to the incident light pattern.

	cond. IM	cond. PM	cond. IPM
縦パターン	0.43	0.35	0.60
横パターン	0.32	0.45	0.53

第6章 体積散乱体への適用可能性

第5章での薄い位相物体を用いた検討を通して、本研究で構築したシステムによる位相共役光の生成と強度変調の有効性について検討した。本章では、生体をはじめとする体積散乱体への適用可能性を検討するために、散乱係数や吸収係数を変化させた試料での検討や位相共役光の空間周波数特性の検討を行った。この検討を通して、強度情報を加えた位相共役光の適用範囲や特性を調べた。

6-1 散乱係数の影響

本検討では、散乱体の散乱係数を変えて、入射光形状復元実験を行うことで、位相共役光の時間反転性における散乱係数の影響を検討した^[5.1]。実験系については、第4章で説明したものを利用した。

6-1-1 実験方法

本検討では、散乱係数の調整可能な散乱体として、寒天と20%イントラリピッド懸濁液の混合物を用いた。イントラリピッド懸濁液の濃度を調整することで散乱係数の調整が可能となる^[6.1]。ここで、イントラリピッド懸濁液の濃度と散乱係数の関係については、実測値を基にした変換式を利用して濃度を調整した。また、位相共役光の時間反転性は散乱体の動きによって低下する^[6.2]。特に、位相情報記録時と位相共役光発生時の間で散乱体に動きが生じれば、時間反転性は大きく低下する。そのため、イントラリピッド懸濁液と水の混合物では流動性が高く、時間反転性の低下が大きくなる。そこで、寒天を用いることで、試料を固めて流動性をなくすことで、時間反転性の低下を防いだ。本実験では、寒天とイントラリピッド懸濁液の混合物の容器として、ジーエルサイエンス S10 標準セル（厚さ：3 mm，材質：パイレックスガラス）を使用した。

散乱試料の作成方法について説明する。はじめに、蒸留水と粉末寒天を混ぜ合わせるが、その時に、水 100 ml に対し、粉末寒天 1 g の割合で調合する。次に、加熱しながら攪拌し、それを試料が透明になるまで行う。透明になったら加熱をやめ、イントラリピッド懸濁液を混ぜ合わせる。本実験で用いた波長 532 nm の場合、水 100 ml に対し、イントラリピッド懸濁液を 0.589 ml 混ぜ合わせることで $\mu_s' = 0.20$ /mm の散乱体を作成することができる。この波長ではイントラリピッド懸濁液の濃度に対して比例で散乱係数は上昇するため、上記の値を目安にイントラリピッド懸濁液の濃度を調整することで任意の散乱係数の散乱試料を作成できる。試料が均一になるように十分に攪拌した後、セルに封入し、十分に固めることで流動性のない散乱体を作成した。

散乱係数の影響に関する検討では、イントラリピッド懸濁液の濃度を調整し、 $\mu_s' = 0.23 \sim 0.40$ /mm の範囲で散乱係数を変化させた。なお、吸収係数に関しては、黒インクを混合しないことで $\mu_a = 0.0$ /mm とした。以下の Fig. 6. 1 に $\mu_s' = 0.20, 0.30, 0.40$ /mm の散乱体の実際の写真を示す。

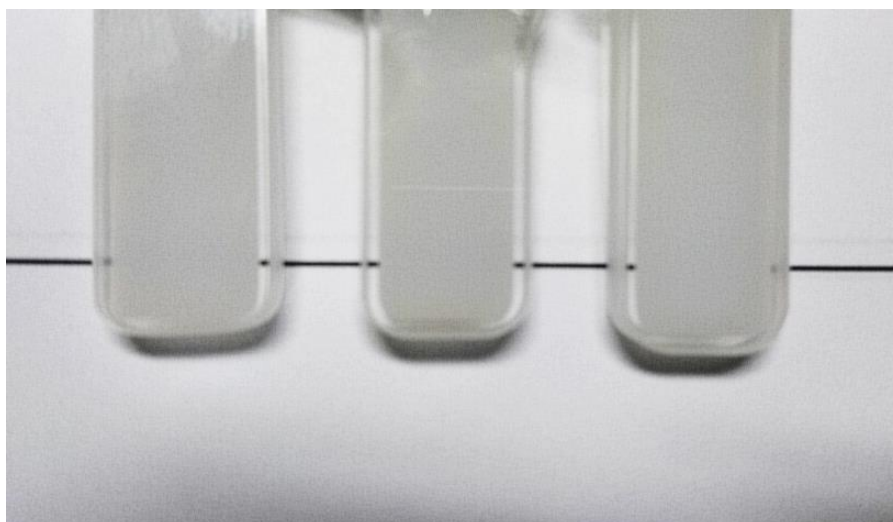


Fig. 6.1. Mixture of agar and intralipid suspension(from left $\mu_s' = 0.20 /mm$, $0.30 /mm$, $0.40 /mm$).

6-1-2 実験結果

本検討でも，テストターゲットを用いて入射光形状を変化させ，その光を寒天試料に通過させ，位相共役光を生成し，入射光形状復元を試みた．Fig. 6.2 のテストターゲット上の赤丸で示すパターンを用いて強度分布を変化させた．パターンのライン幅は $1.00 /mm$ となっている．

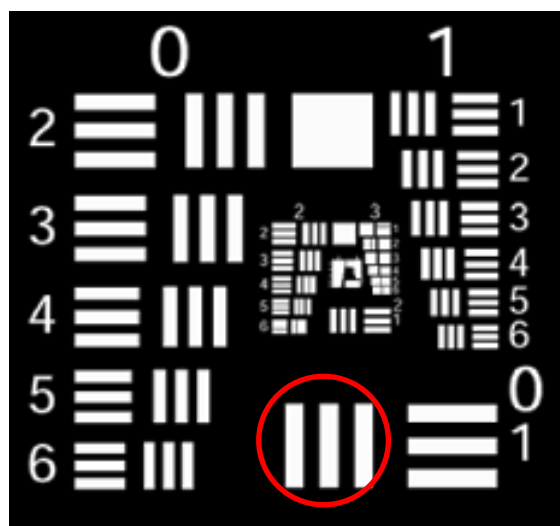


Fig. 6.2. Test target pattern (scattering coefficient).

Fig. 6.3 に散乱係数を変えた場合の入射光形状復元結果を示す^[5.1]．Fig. 6.3(a)に散乱体入射前の入射光形状，Fig. 6.3(b)–(f)に位相変調のみの位相共役光による復元結果を，Fig. 6.3(g)–(k)に強度変調を加えた位相共役光による復元結果を示す．それぞれの散乱体の等価散乱係数(μ_s')，散乱係数と散乱体厚さの積である optical distance (OD)も併せて示す．また，Fig. 6.3(a)に対する各復元像の画像相関値をまとめたものを Table 6.1 に示す．

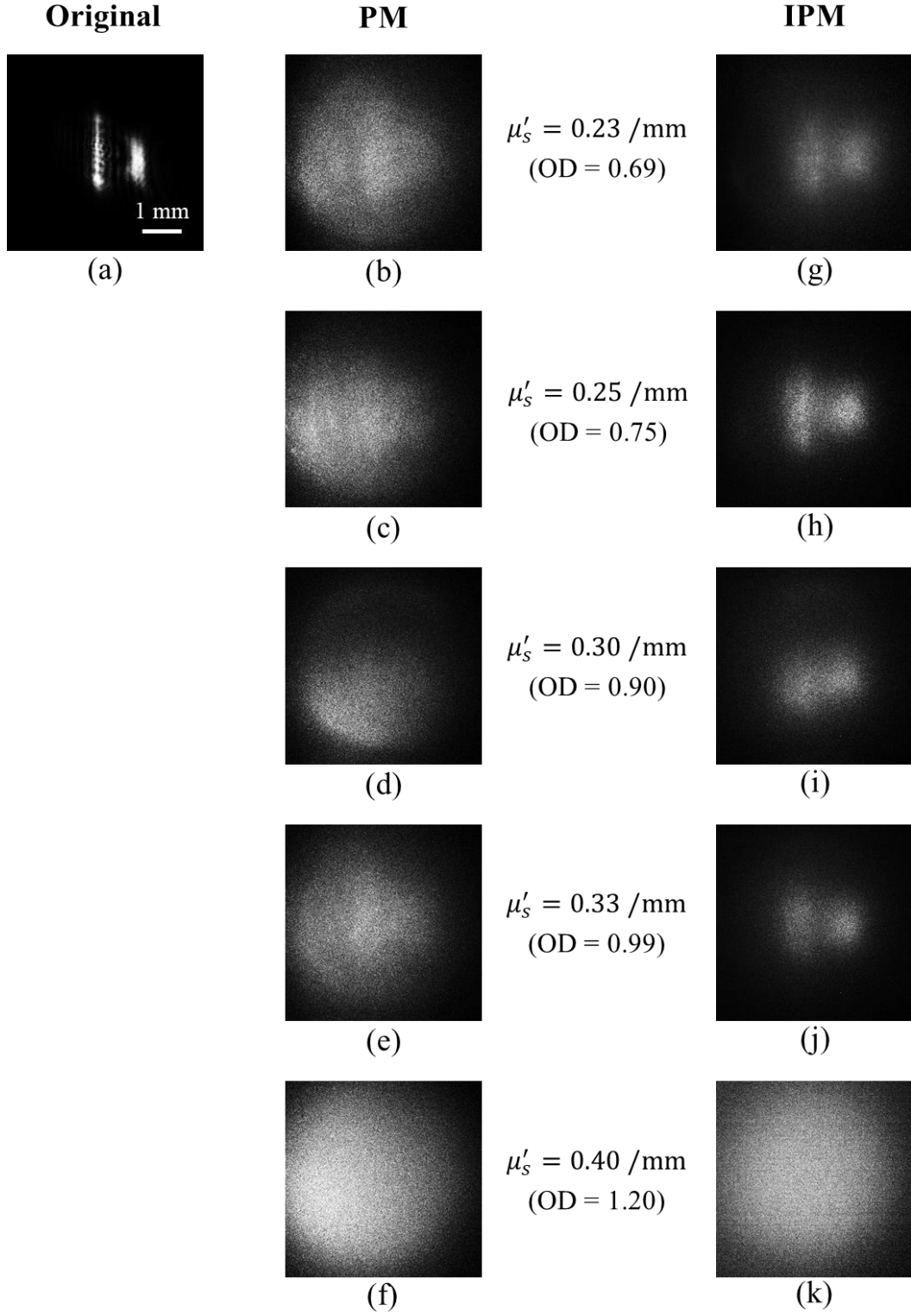


Fig. 6. 3. Dependence of restored image on reduced scattering coefficient of a turbid medium: (a) incident light pattern, (b)–(e) observed images with phase-conjugate and no intensity modulation (PM), and (f)–(j) observed images with phase-conjugate and intensity modulation (IPM).

Table 6. 1. The image correlation of the restored image with respect to the incident light pattern.

μ_s [1/mm]	0.23	0.25	0.30	0.33	0.40
cond. PM	0.34	0.24	0.20	0.31	0.16
cond. IPM	0.60	0.61	0.55	0.56	0.29

6-1-3 考察

位相情報のみの場合(PM), $\mu_s'=0.23/\text{mm}$ でわずかに原画像のパターンがうかがわれる。しかしそれ以上の散乱係数では、パターンの認識は難しい。一方、強度変調が加わった場合(IPM)には、 $\mu_s'=0.2\text{--}0.33/\text{mm}$ まで散乱によるボケが有効に抑制されていることがわかる。Table 6. 1 より、どの OD でも PM に比べて IPM の方が高い相関を示すことが分かる。ただし、 $\mu_s'=0.40/\text{mm}$ になると、パターンは認識できなくなる。画像相関の数値からも明らかなように、OD=1 付近がその境界と考えられる。このような解析を通し、位相共役光単独の特性として、本システムによる散乱抑制能は OD<1 の散乱体で有効なことが見出された。

しかし、この OD<1 で有効であるという結果は本システムの現状での限界であり、システムの改善によってさらなる向上の可能性がある。次の章で詳しく説明するが、使用する光源のコヒーレンス長を長いものを使用することで適用可能な散乱体厚さが厚くなることが分かっている。さらに、システムや実験系のアライメントを最適化することで性能向上が期待できる。

6-2 吸収係数の影響

本検討では、散乱体の吸収係数を変えて、入射光形状復元実験を行うことで、位相共役光の時間反転性における吸収係数の影響を検討した^[6,3]。実験系については、第4章で説明したものを利用した。

6-2-1 実験方法

本検討では、散乱係数および吸収係数の調整可能な散乱体として、寒天とイントラリピッド懸濁液、黒インクの混合物を用いた。黒インクの濃度を調整することで、吸収係数が調整できる。試料作製において、黒インクはイントラリピッド懸濁液と同様に、加熱した寒天試料が透明になったタイミングで混合する。ここで、波長 532 nm における黒インクの濃度と吸収係数の関係は未知であったため、Beer-Lambert 則に基づいて実測した値から関係式を導出した。その結果、波長 532 nm において、水 100 ml に対し、黒インク 0.201 ml 混合することで $\mu_a = 0.30$ /mm の試料を作成できる。黒インクもイントラリピッド懸濁液と同様に、濃度に対し、比例で吸収係数は変化することが分かったため、上記の値を基準に濃度を調整することで任意の吸収係数を持った試料が作成可能となる。また、本実験でも、寒天とイントラリピッド懸濁液、黒インクの混合物の容器として、ジーエルサイエンス S10 標準セル（厚さ：3 mm，材質：パイレックスガラス）を使用した。

吸収係数の影響に関する検討では、黒インクの濃度を調整し、 $\mu_a = 0.00 \sim 1.20$ /mm の範囲で吸収係数を変化させた。なお、散乱係数に関しては、イントラリピッド懸濁液の濃度を調整し、 $\mu_s = 0.30$ /mm で固定した。以下の Fig. 6.4 に $\mu_a = 0.00, 0.30, 0.60, 0.90$ /mm の散乱体の実際の写真を示す。

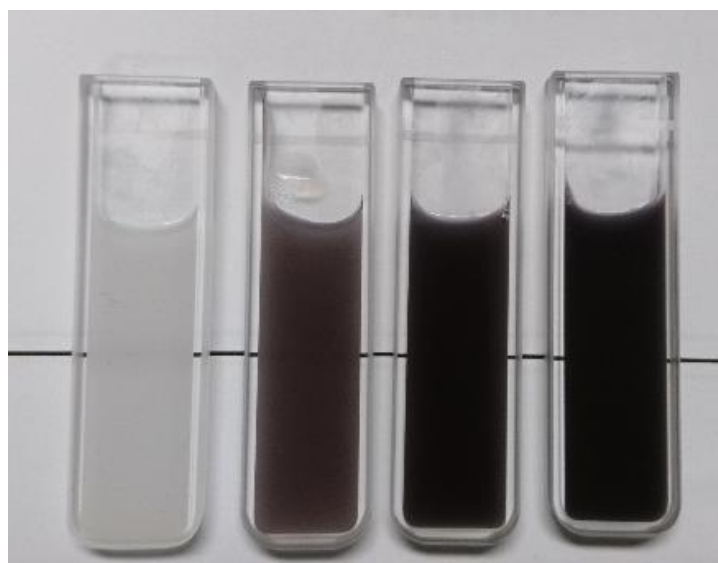


Fig. 6.4. A mixture of agar, intralipid suspension and black ink.
(from left $\mu_a = 0.00, 0.30, 0.60, 0.90$ /mm)

本検討でも, テストターゲットを用いて入射光形状を変化させ, その光を寒天試料に通過させ, 位相共役光を生成し, 入射光形状復元を試みた. Fig. 6. 5 のテストターゲット上の赤丸で示すパターンを用いて強度分布を変化させた. パターンのライン幅は 1.26 /mm となっている.

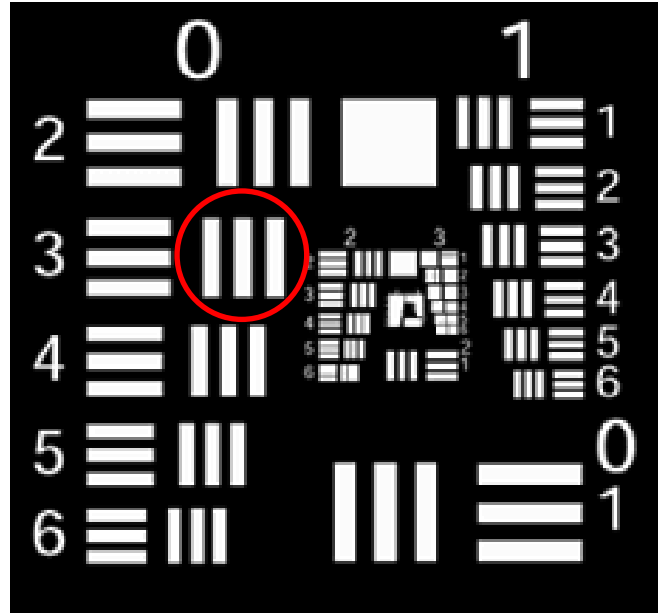
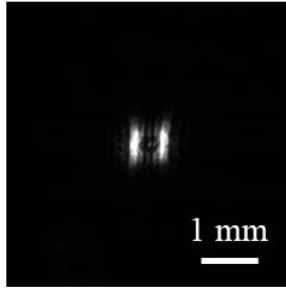


Fig. 6. 5. Test target pattern (absorption coefficient).

6-2-2 実験結果

Fig. 6. 6 に吸収係数を変えた場合の入射光形状復元結果を示す^[6.3]. Fig. 6.6(a)に散乱体入射前の入射光形状, Fig. 6. 6(b)–(f)に強度変調を加えた位相共役光による復元結果を, Fig. 6. 6(g)に $\mu_a = 1.20$ /mm の場合において, 強度及び位相情報取得時の CMOS カメラの露光時間を Fig. 6. 6(b)–(f)の 10 倍にした場合の結果を示す.

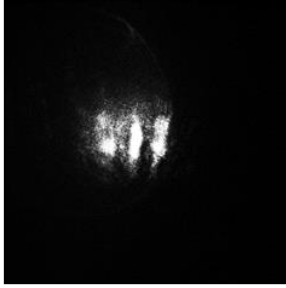
Original



(a)

Phase conjugate light

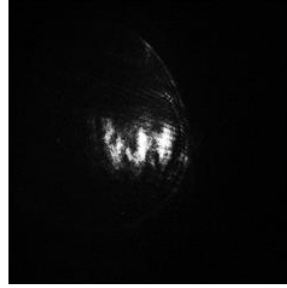
$\mu_a = 0.00$ /mm



CC = 0.63

(b)

0.30 /mm



0.65

(c)

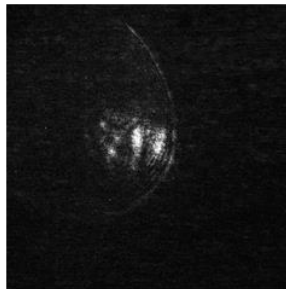
0.60 /mm



0.61

(d)

$\mu_a = 0.90$ /mm

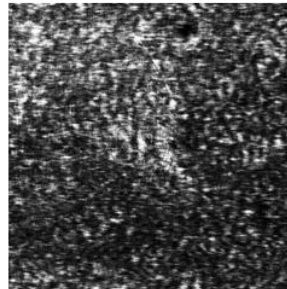


CC = 0.48

(e)

1.20 /mm

(Exp. time 10 ms)

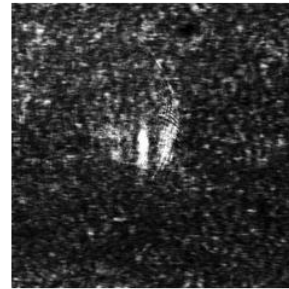


0.12

(f)

1.20 /mm

(Exp. time 100 ms)



0.39

(g)

Fig. 6. 6. Dependence of restored image on absorption coefficient of a turbid medium: (a) incident light pattern; (b)–(f) observed images using phase-conjugate light with different absorption coefficients with 10 ms exposure time of the CMOS camera 1; (g) observed image with 100 ms exposure time and $\mu_a=1.20$ /mm; μ_a , absorption coefficient; CC, correlation coefficient with respect to (a).^[6.3]

6-2-3 考察

Fig. 6. 6(b)–(g)を見ると、平行二輝線の左側にアーティファクトはあるものの、 $\mu_a=0.30\text{--}0.90\text{ /mm}$ の領域では、散乱ボケが抑制され入射光形状が復元されていることがわかる。しかし、 $\mu_a=1.20\text{ /mm}$ (Fig. 6. 6(f))になると、入射光パターンは認識できない。これは、光吸収の大きな散乱体を透過した信号光の SN 比が低下し、強度および位相情報を得ることができなかったためと考えられる。そこで、位相共役光生成システムで位相情報および強度情報を得る際に、CMOS camera1 の露光時間を長くし、SN 比の改善を試みた。露光時間を 10 倍にした場合の結果を Fig. 6. 6(g)に示す。まだノイズ成分が見られるが、入射光パターンが復元できていることが分かる。また、Fig. 6. 6(f), (g)における得られた位相情報パターンを Fig. 6. 7, Fig. 6. 8 に示す。Fig. 6. 7 の露光時間が短い場合では、信号光の位相情報のコントラストが低い状態にあるのに対し、Fig. 6. 8 の露光時間が長い場合は高いコントラストの位相情報が得られていることが分かる。この結果より、信号光取得時に十分な SN 比が得られれば、どの場合も入射パターンが復元できることがわかった。

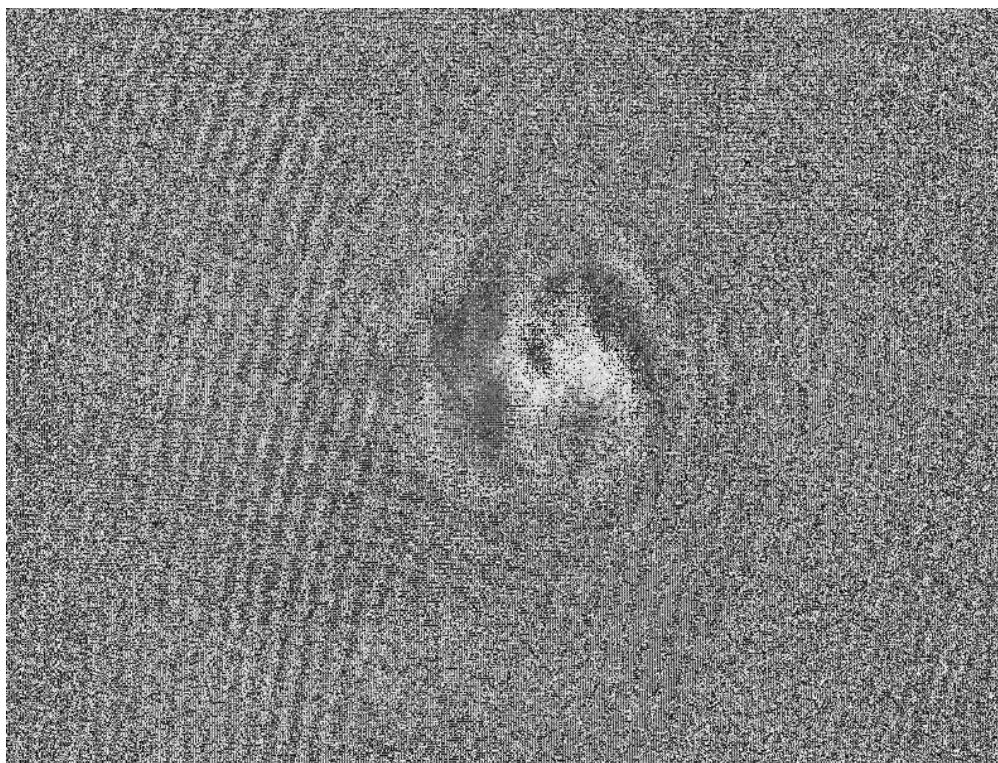


Fig. 6. 7. Phase information of the obtained signal light at $\mu_a=1.20\text{ /mm}$ (exposure time 100 ms)

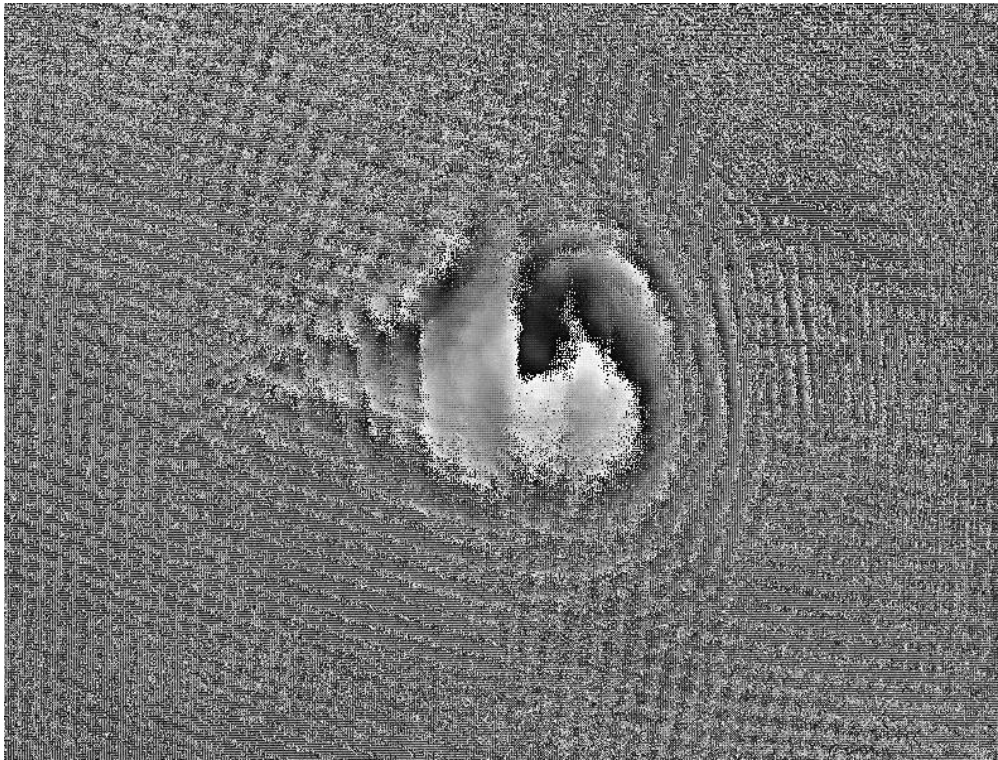


Fig. 6. 8. Phase information of the obtained signal light at $\mu_a=1.20$ /mm (exposure time 100 ms)

散乱係数を変化させた場合の結果と吸収係数を変化させた場合の結果を比較したグラフを以下の Fig. 6. 9 に示す. Fig. 6. 9 より, 散乱係数の変化では $OD(\mu_s'd$ または $\mu_a d)$ が 1 以上で画像相関が急激に低下した. それに対し, 吸収係数の変化では OD が 1 を超えた値でも大きな画像相関の低下が見られない. OD が大きくなるにつれて緩やかな画像相関の低下がみられるが, これは吸収係数増加によって, 画像の SN 比が低下するためで, Fig. 6. 6 を見ると, 入射光パターンはコントラスト良く復元できている. この結果より, 位相共役光による時間反転性によって, 吸収係数に大きく依存しない散乱抑制が可能であることが分かる. したがって, 本研究で対象としたい生体試料は吸収係数変化が生じるため, そのような生体応用に対しても本手法が有効であることを実証した.

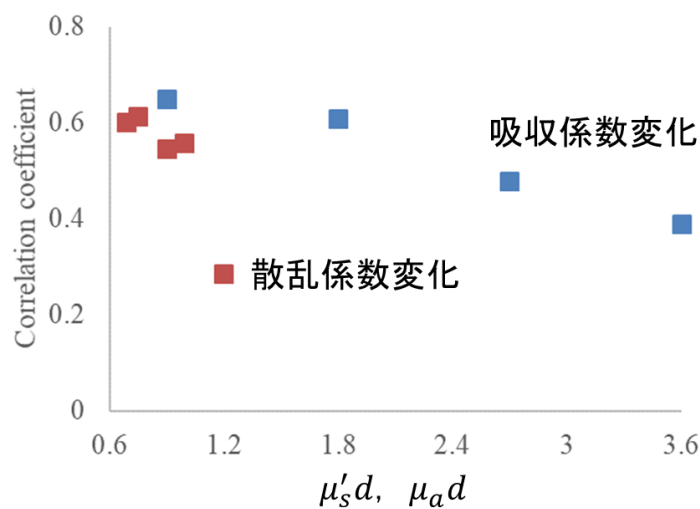


Fig. 6.9. Correlation coefficient of restored image when absorption coefficient and absorption coefficient change.

6-3 信号光の空間周波数の影響

本検討では、点光源を入射光として形状復元実験を試み、その復元像を周波数解析することで、本手法による位相共役光の空間周波数特性を解析した^[6.4]。その際に、散乱体の散乱係数を変化させ、散乱係数の違いによって、復元できる入射光形状に違いがあるかを検証した。実験系については、第4章で説明したものを利用した。

6-3-1 実験方法

本検討では、点光源を作成するために、これまでの検討ではターゲットを配置していた位置に直径 0.2 mm のピンホールを配置した。この入射光に対し、これまで同様の手順に従い、位相共役光による入射光形状復元を試みた。また、光コヒーレンス長が 200 m, 最大出力 20 mW, ビーム径 0.7 mm の波長 532 nm の CW 型 DPSS レーザ (Coherent, Sapphire SF 532) を光源として利用した。

使用した散乱体には寒天とイントラリピッド懸濁液の混合物を用いた。本実験では、寒天とイントラリピッド懸濁液の混合物の容器として、ジーエルサイエンス S10 標準セル (厚さ: 3 mm, 材質: パイレックスガラス) を使用した。イントラリピッド懸濁液の濃度を調整することで散乱係数の調整し、本検討では $\mu_s' = 0.40, 0.60, 1.00$ /mm の 3 つの散乱体を作成し実験を行った。この散乱係数は前節で求めた本システムの限界より大きい値となっているが、これは本検討と前節で使用している光源が違うためである。光源の違いによる適用可能な散乱係数の違いについては次節で詳しく説明する。本検討では、より散乱係数の大きい散乱体に適用可能な光源を用いている。

6-3-2 空間周波数解析

これまでの検討とは違い、この検討では復元像から空間周波数特性を調べる。そのための解析方法について詳しく説明する。

解析過程をまとめたものを Fig. 6. 10 に示す。

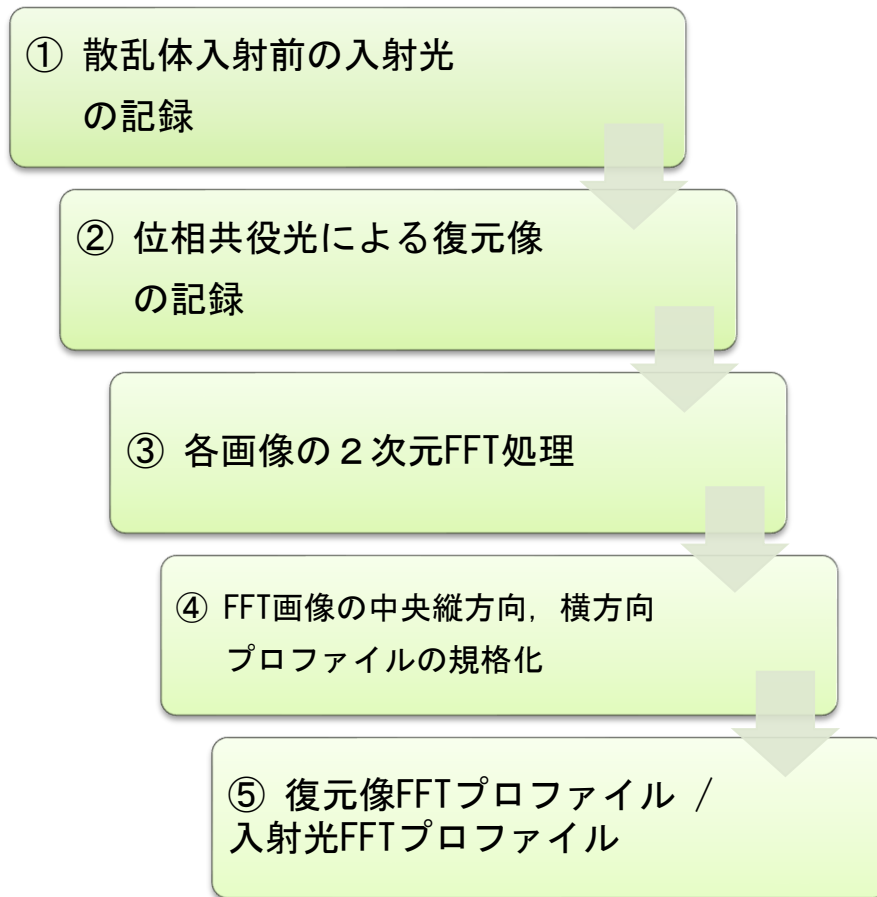


Fig. 6. 10. Flowchart of spatial frequency analysis.

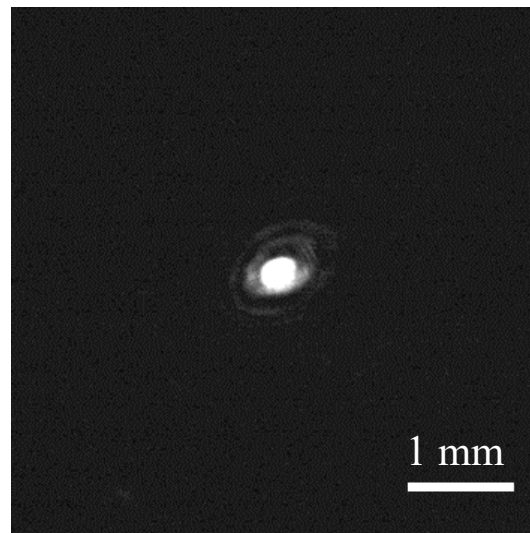
初めに、これまでと同様に入射光形状復元を行い、入射光とそれに対応する位相共役光による復元像を CMOS カメラで記録する。なお、画像サイズは 400×400 pixel で、1 pixel 当たりのサイズは $12.5 \mu\text{m}$ となっている。

次に、それぞれの画像に対し、2次元FFTを行い、2次元空間周波数スペクトルを求める。このスペクトルの空間周波数分解能は、 $0.2/\text{mm}$ となっている。求めたスペクトルの中央横方向、縦方向のプロファイルを求める。そのプロファイルの最大値が1となるように規格化し、2つのプロファイルの加算平均を求め、その画像のFFTプロファイルとする。

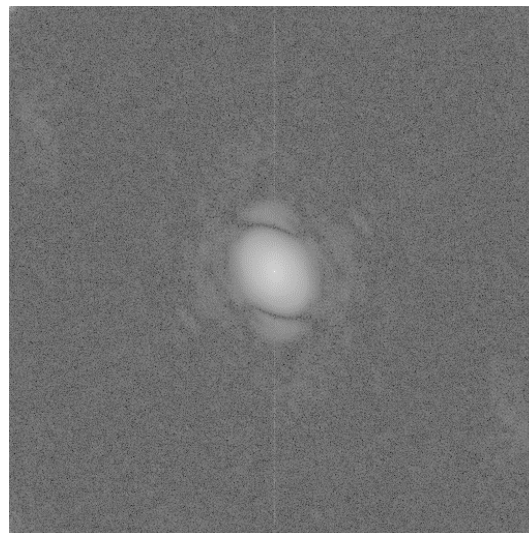
最後に、復元像FFTプロファイルを入射光FFTプロファイルで割ることで、ある周波数成分での入射光に対する復元像の減衰の程度が分かる。この処理をしたプロファイル有位相共役光の空間周波数特性とし、各散乱体での復元結果での空間周波数特性を比較することで、散乱体の散乱係数に対する位相共役光の空間周波数特性の変化を検討した。

6-3-3 実験結果

Fig. 6. 11 に散乱体入射前の入射光形状とその FFT 結果を, Figs. 6. 12-14 に $\mu_s'=0.40, 0.60, 1.00$ /mm における位相共役光による復元像とその FFT 結果を示す^[6.4]. なお, FFT 結果については, 対数表示となっている.

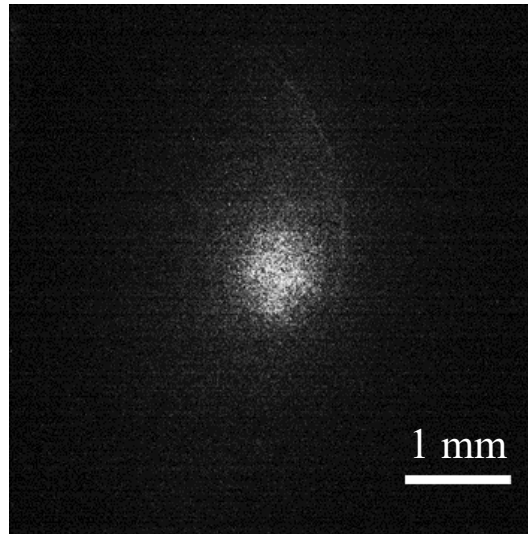


(a) incident light pattern

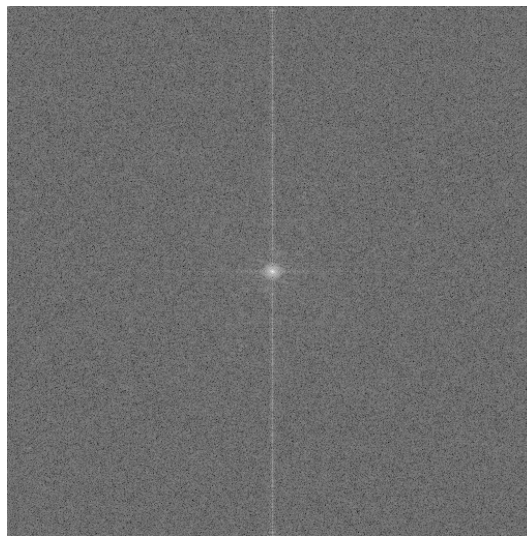


(b) FFT

Fig. 6. 11. Incident light pattern and FFT result.

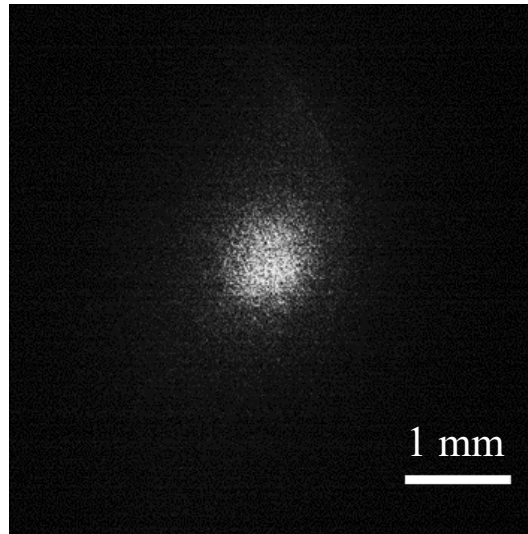


(a) Restored image



(b) FFT

Fig. 6. 12. Restored image and FFT result at $\mu_s'=0.40$ / mm.

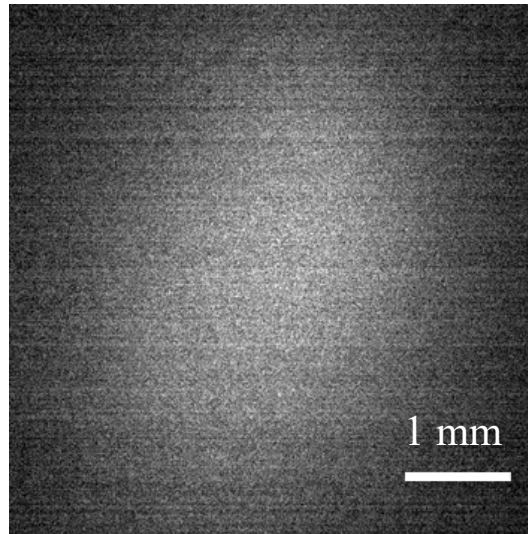


(a) Restored image

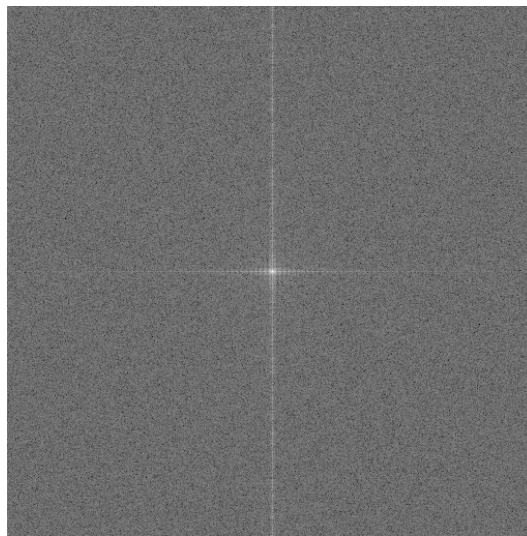


(b) FFT

Fig. 6. 13. Restored image and FFT result at $\mu_s'=0.60$ / mm.



(a) Restored image



(b) FFT

Fig. 6. 14. Restored image and FFT result at $\mu_s' = 1.00 / \text{mm}$.

この結果に対し，Fig. 6. 10 に示した手順に沿って，各散乱体での位相共役光の周波数特性を算出した．その結果を Fig. 6. 15 に示す．

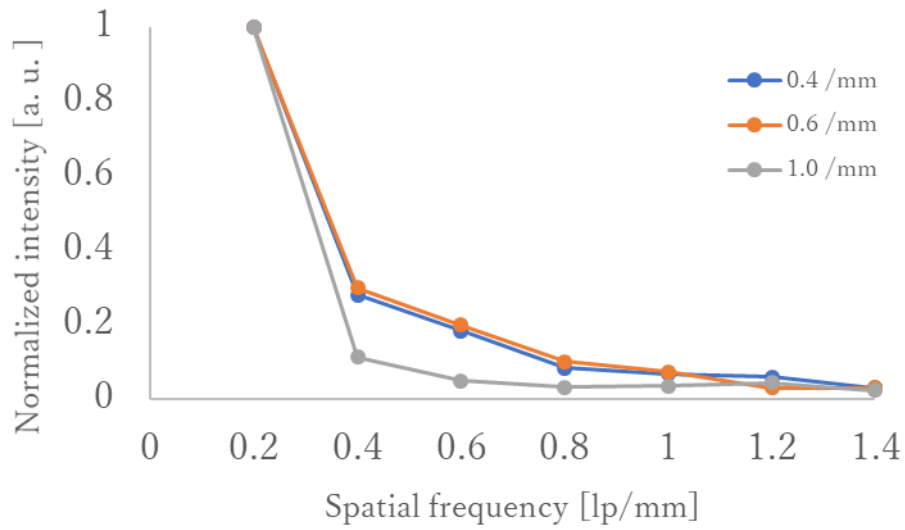


Fig. 6. 15. Spatial frequency characteristics of phase-conjugate light for each scattering coefficient.

6-3-4 考察

Fig. 6. 11(a)と Figs. 6. 12–14(a)を比較すると、 $\mu_s'=0.40, 0.60 / \text{mm}$ では入射光形状復元に成功したが、 $\mu_s'=1.00 / \text{mm}$ では入射光パターンとは違う拡がった光が観測された。今回の散乱係数は前節の散乱係数の検討では復元不可能な値ではあったが、本検討では $\mu_s'=0.60 / \text{mm}(\text{OD}=1.8)$ でも復元に成功した。これは、前節と比べてコヒーレンス長の長い光源を用いたためだと考えられる。光源のコヒーレンス長と散乱係数の関係については第7章で詳しく説明する。

Fig. 6. 15の各散乱係数での位相共役光の空間周波数特性をまとめたグラフに注目する。位相共役光による入射光形状復元が可能な $\mu_s'=0.40, 0.60 / \text{mm}$ では、同様な空間周波数特性を示している。これに対し、復元不可能な $\mu_s'=1.00 / \text{mm}$ では強い散乱により、復元可能な散乱係数の場合と比べて高周波成分が低下していることが確認できる。各結果を比較すると、 $\mu_s'=0.40, 0.60 / \text{mm}$ では、 $0.4\text{--}1.0 \text{ lp/mm}$ において位相共役光による散乱抑制効果が表れていることが分かる。

以上の結果より、位相共役光は、復元可能な散乱係数において空間周波数特性は変化しないことが分かる。また、この結果は本システムでは、元画像の主な空間周波数成分が $0.4\text{--}1.0 \text{ lp/mm}$ の範囲内で、 $\mu_s'=0.60 / \text{mm}$ で厚さ 3 mm 、またはODが 1.8 未満の散乱媒体に対して、散乱抑制が可能であることを示している。

第7章 生体試料における散乱抑制効果の検討

本章では、これまでの検討で用いた散乱体を生体試料に置き換えて実験を行うことで、本手法の不均質な構造を持つ生体への適用可能性および強度情報の付加の影響を検証した。さらに、使用光源のコヒーレンス長の違いが適用可能な散乱体厚さに与える効果を検討した。

7-1 実験方法

本章でもこれまで同様、散乱体を介した入射光形状復元を試みた。実験系は第4章で説明したとおりである。

7-1-1 使用生体試料

本実験で使用した生体試料について説明する。生体試料として、鶏ササミ肉をミンチ状にしたものを使用した。鶏ササミ肉の光学特性は、波長 532 nm において $\mu'_s = 0.50 / \text{mm}$, $\mu_a = 0.090 / \text{mm}$ となっている^[7-1]。ミンチ状にした理由としては、厚さの調整が容易になるためである。Fig. 7. 1 に生体試料の概略図および実際の写真を示す。

Fig. 7. 1 で示したように、鶏ササミ肉はスライドガラスで挟まれ固定されるが、スライドガラス間に鶏ササミ肉だけでなく、カバーガラスも一緒に挟まれている。これは、スペーサとして、一緒に挟むことで、鶏ササミ肉の厚さを既知とするために用いられている。今回使用したカバーガラスは厚さ 0.15 mm であるので、鶏ササミ肉の厚さも同様に 0.15 mm となる。このカバーガラスの枚数を変えることで、厚さを変更できる。また、カバーガラスを2ヶ所挟むことで、2枚のスライドガラスの平行にするという働きもある。スライドガラスが平行でなければ、その傾きによって屈折が生じ、光路がずれてしまうため、カバーガラスによって、平行を維持することは非常に重要である。

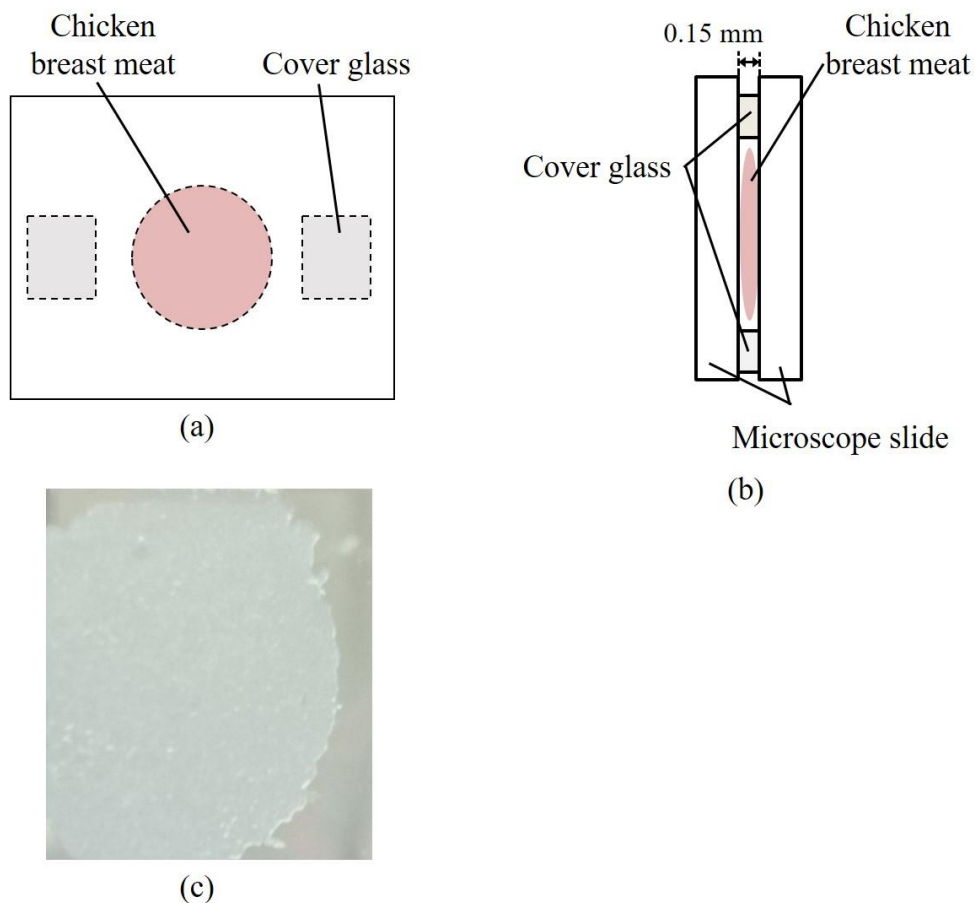


Fig. 7. 1. Actual biological sample^[5.1]

©2018 Optical Society of America. Users may use, reuse, and build upon the article, or use the article for text or data mining, so long as such uses are for non-commercial purposes and appropriate attribution is maintained. All other rights are reserved.

7-1-2 使用光源

これまでの検討では、コヒーレンス長が 1 cm 未満の短コヒーレンス長光源 (Laser Quantum, Ventus 532) を用いていた。しかし、先行研究において、長いコヒーレンス長のコヒーレンス長を用いることで、適用できる散乱体厚さを広げることができることが実証されている^[4.1]。コヒーレンス長と散乱体厚さの関係は以下の式で表すことができる。

$$ct_{max} = \frac{(L - l_t')^2}{5.94D} \quad (7.1)$$

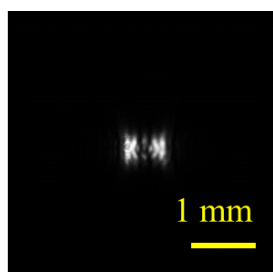
なお、 c : 光速、 t_{max} : コヒーレンス時間、 ct_{max} : コヒーレンス長、 L : 散乱体厚さ、 l_t' : 平均自由行程、 D : 拡散定数となっている。Eq. 7. 1 より、適用可能な散乱体厚さの 2 乗に比例するコヒーレンス長が必要となることが分かる。先行研究において、コヒーレンス長 100 m の光源を用いることで、厚さ 2.5 cm のトリササミ肉を介した集光に成功している^[7.2]。そこで、本研究において生体への適用範囲を拡大するために、長コヒーレンス長の光源の使用を試みた。本検討では、コヒーレンス長 200 m のコヒレント社の Sapphire SF 532 を使用した。

7-2 生体試料を介した入射光形状復元

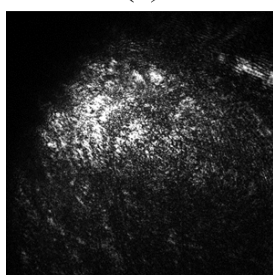
コヒーレンス長の違う光源において、それぞれを用いてトリササミ肉を介した入射光形状復元を試みた。

7-2-1 短コヒーレンス長光源の場合

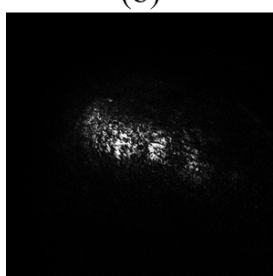
この検討では、不均質な生体試料に対しても、強度変調が有効であるかを検討した^[5.1, 7.2]。Fig. 7. 1(c)を見ると分かるように、厚さ 0.15 mm と極めて薄いですが、不均質な構造となっていることが確認できる。これまでの検討で用いた散乱体は均質なものであったため、それに比べて、波面はより大きく乱れることとなる。強度変調厚さ 0.15 mm のトリササミ肉での結果^[5.1]を、Fig. 7. 2 に、厚さ 0.30 mm の結果を Fig. 7. 3 に示す。



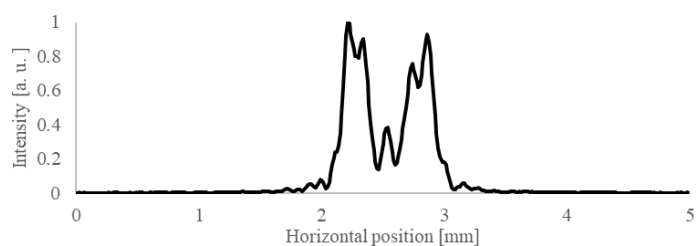
(a)



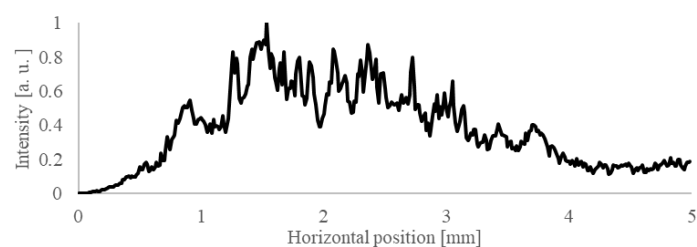
(b)



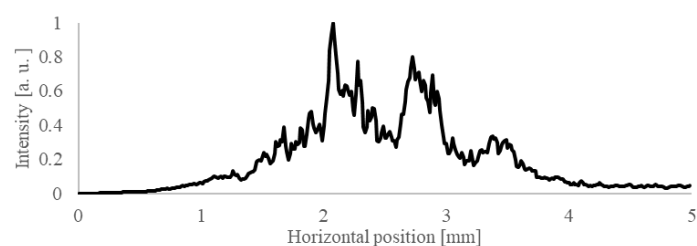
(c)



(d)



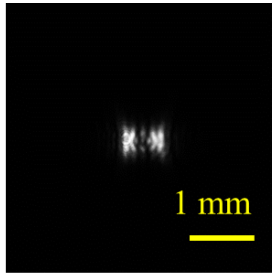
(e)



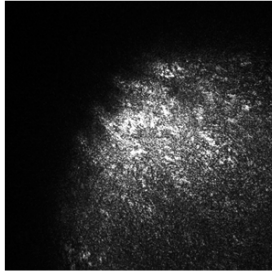
(f)

Fig. 7. 2. Result of reconstruction of incident light pattern with chicken breast meat
(thickness 0.15 mm).^[5.1]

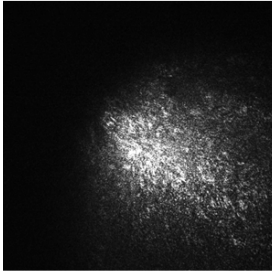
©2018 Optical Society of America. Users may use, reuse, and build upon the article, or use the article for text or data mining, so long as such uses are for non-commercial purposes and appropriate attribution is maintained. All other rights are reserved.



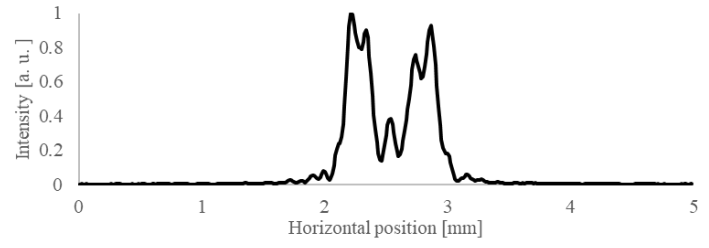
(a)



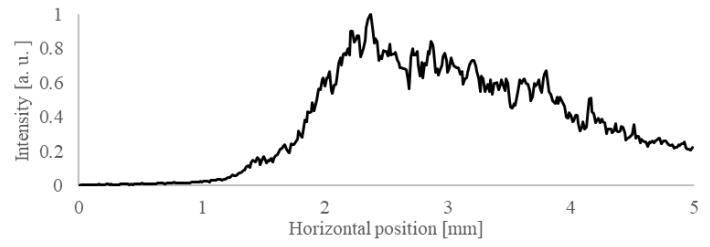
(b)



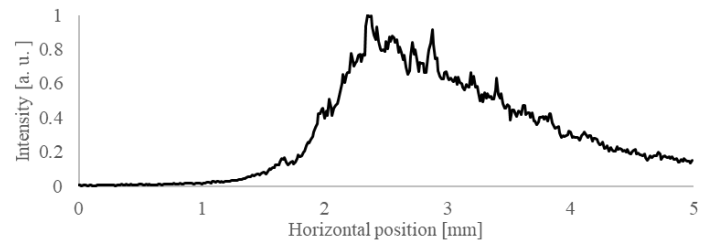
(c)



(d)



(e)



(f)

Fig. 7. 3. Result of reconstruction of incident light pattern with chicken breast meat (thickness 0.30 mm)

7-2-2 長コヒーレンス長光源の場合

次に、光源を長コヒーレンス長光源に切り替え、同様の実験を行った。なお、前の検討において、強度情報の有効性を確認できたため、本検討では、強度情報を加えた位相共役光での結果のみを示す。はじめに、長コヒーレンス長光源の効果を確認するために、イントラリピッド懸濁液と寒天を 3 mm の光学セルに封入した散乱体を用いて散乱係数を変化させた検討を行なった。その結果を Fig. 7. 4 に示す^[6.3]。

トリササミ肉の厚さを 0.15, 0.30 , 0.45, 0.60 mm と変えながら実験を行った。実験結果を Fig. 7. 5 に示す^[6.2]。

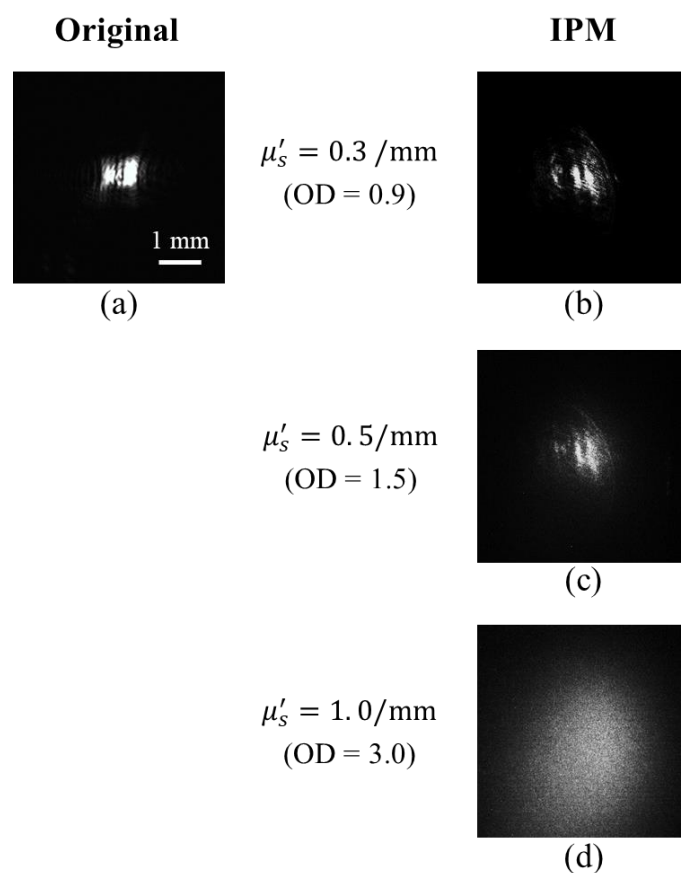


Fig. 7. 4. Dependence of restored image on reduced scattering coefficient of turbid medium using long coherent long light source: (a) incident light pattern, modulation, and (b)–(d) observed images with phase-conjugate and intensity modulation (IPM).

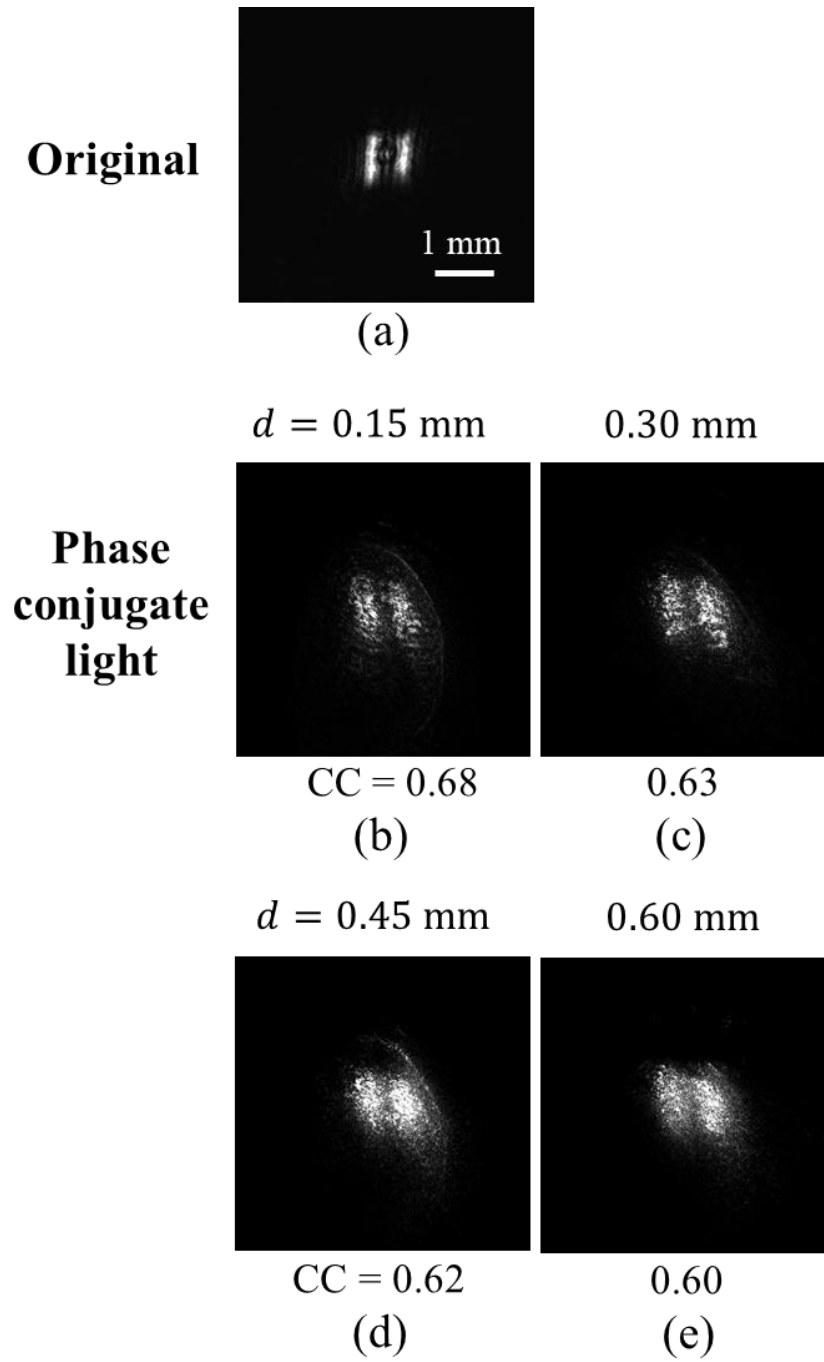


Fig. 7. 5. Result of reconstruction of incident light pattern through chicken breast meat using long coherence length light source
©2019 Japanese Journal of Applied Physics.

7-3 考察

7-3-1 短コヒーレンス長光源の場合

Fig. 7. 2 の厚さ 0.15 mm の結果に注目する. Fig. 7. 2(a)の入射光形状に対し, Fig. 7. 2(b)の位相変調のみの位相共役光では入射光形状復元ができていない. しかし, 強度情報を加えた Fig. 7. 2(c)では, 入射光形状に近いパターンが観測されており, さらに, パターン周辺のノイズも低減していることが確認できる. これは, Fig. 7. 2(d)—(f)の中央部水平方向プロファイルからも分かる. また, Fig. 7. 2(a)に対する Fig. 7. 2(b)と Fig. 7. 2(c)の画像相関係数はそれぞれ, 0.18, 0.51 となっている. 以上の結果から, 強度情報を加えた位相共役光による時間反転原理が, 不均一な生体試料における散乱効果の抑制にも有効であることが実証された. また, Fig. 7. 3 の厚さ 0.30 mm のトリササミ肉では, Fig. 7. 3(b)の位相変調のみの場合, Fig. 7. 3(c)の強度変調を加えた場合ともに入射光形状ができていない. よって, 低コヒーレンス長光源での本システムにおける試料厚さの限界は 0.15 mm であることが分かった.

6 章での検討において, $OD < 1$ が本システムの限界であったため, 0.30 mm の場合, OD は 0.15 と復元可能な散乱体であるはずである. これは, 第 6 章の散乱体が均一な構造を持つ散乱体であるのに対し, トリササミ肉は散乱係数や吸収係数だけでなく屈折率など光学係数が不均質な分布を持つ散乱体であることが原因である. そのため, 出射光の位相および強度情報の乱れがより大きくなり, 適用範囲が減少したと考えられる. また, 各散乱体での位相変調のみでの復元結果に対する強度変調を加えた場合の復元結果の向上を比較すると, 均一な寒天試料では 2 倍程度の改善であるのに対し, 不均一なトリササミ肉では 3 倍程度の改善という結果になった. これは不均一な構造の生体試料によって乱れた強度情報が強度変調によって復元され, 時間反転性が向上したためである. この結果より, 位相共役光に強度変調を加えることは生体応用において非常に有用であるといえる.

7-3-2 長コヒーレンス長光源の場合

6 章の短コヒーレンス長光源を用いた散乱体の散乱係数を変えた検討では, $OD = 1$ 以下が適用範囲であったが, Fig. 7. 4 では, $OD = 1.5$ まで適用可能となった. この体積散乱体を用いた結果より, 長コヒーレンス長光源によって適用できる散乱体の散乱係数の上限が向上することを確認した.

Fig. 7. 5 の結果より, 以前の短コヒーレンス長光源では復元できなかった厚さ 0.30 mm の生体試料に対しても入射光形状に成功した. さらに, これまでの 4 倍の厚さの 0.60 mm の生体試料に対しても散乱抑制が可能となった. また, Fig. 7. 5 中に示した入射光形状に対する画像相関係数の値に着目すると, 短コヒーレンス長光源の場合の画像相関値よりも高い相関値を示していることから, 散乱抑制効果も向上したことが分かる. この結果より, 位相共役光の生体応用において, 長いコヒーレンス長の光源を用いることで適用範囲を向上できることが実証された.

しかし、今回は 10^4 倍のコヒーレンス長の光源を用いたため、Eq. 7.1 において、理論的には短コヒーレンス長光源で適用可能な試料厚さの 100 倍の試料に適用できるはずであるが、本検討では、4 倍程度の向上に抑えられてしまった。その原因としては、以下の 2 つが考えられる。1 つ目は実験システムのアライメントの調整不足である。これまでに比べてより広い範囲の干渉光を用いるため、各装置のマップ調整をはじめ、これまで許容されたさまざまな光学装置のわずかなずれが性能向上を抑えてしまった可能性がある。この理由については、アライメントの精度を上げていくことで比較的容易に向上することが期待できる。2 つ目は先行研究^[4,1]との光学系の違いである。先行研究では、位相共役光だけでなく共焦点系を組み合わせたシステムとなっている。それに対し、本研究のシステムは位相共役光単独の性能を確かめるためにシンプルなコリメート系となっており、そのシステムの違いがこの結果になったと考える。

第8章 結論

光を利用した多くの生体計測技術が実用化され、様々な研究が進められている。光を用いる利点としては、生体への無侵襲性や、組織の光吸収特性を利用した機能イメージングが挙げられる。しかし、生体透視イメージングにおいて、生体組織の強い散乱性によって得られた透視画像にボケが生じる。そのため、散乱によるボケの効果を抑制する手法が重要となる。

近年、散乱抑制手法として、位相共役光の時間反転性を利用した散乱抑制手法が提案されている。しかし、これまでの検討において、位相共役光単独の性能検討が不十分であるといった問題がある。今後の位相共役光の散乱抑制への応用を考えるうえで、位相共役光単独での散乱抑制効果の性能を知ることは極めて重要である。さらに、理想的な位相共役光では強度情報は信号光と同一である必要がある。それに対し、従来の位相共役光の生体応用に関する検討では、生体から出射した信号光の強度情報は均一であるとみなし、位相変調のみの位相共役光生成システムを用いている。しかし、生体試料の不均質性や、入射光の強度分布が一様でない場合、信号光の強度分布は均一とはならない。そのような時、従来法で生成した位相共役光の強度情報は信号光とは異なったものとなり、性能が低下することが考えられる。本研究では、生体の光透視イメージングにおける散乱効果の抑制を念頭に、位相共役光単独の時間反転性についてより詳しく検討した。その中で、位相共役光の強度成分が散乱抑制効果に与える影響を、実験を通して明らかにした。以下に本研究で得られた知見を述べる。

- (1) 従来の反射型 SLM と CMOS カメラからなる従来の位相共役光生成システムに透過型 SLM と偏光子を追加することで、同時に強度変調と位相変調が可能なシステムを構築した。はじめに、各 SLM による変調特性を検討し、正確に位相変調および強度変調が可能であることを確認した。次に、薄い位相物体として厚さ 2 mm の半透明ポリプロピレンシートを用いて、信号光を散乱体に透過させ、本システムで位相共役光を生成し、散乱体を再透過させることで、散乱体入射前の信号光形状を復元するといった実験を行った。本システムで生成した位相共役光と変調を行っていない光による入射光形状復元結果を比較することで、位相共役光を用いた場合のみ、入射光形状復元に成功した。その結果、レンズによる集光や撮像装置の焼き付き等の実験系のアーティファクトではなく、位相共役光の時間反転性を捉えていることを確認した。したがって、本研究で構築した位相共役光生成システムによって、正しく位相共役光を生成できていることが分かった。次に、入射光形状にパターンを持たせ、強度変調のみを行った場合、位相変調のみの場合、強度変調と位相変調を組み合わせた場合で同様の実験を行った。その結果、位相共役光に強度情報を追加することで時間反転性が改善し、散乱抑制効果の向上することを実証した。
- (2) 本システムによる位相共役光の適用範囲を検討するために、散乱係数を変化させた体積散乱体に対する入射光形状復元実験を行った。この実験から、位相共役光の時間反転性における散乱係数の影響を検討した。位相情報のみの場合、 $\mu_s' = 0.23$ /mm 以下の散乱体でパターンの認識は難しいという結果となった。一方、強度変調が加わった場合には、 $\mu_s' = 0.2 - 0.33$ /mm まで散乱

によるボケが有効に抑制された。また、強度変調を加えた場合には、位相変調のみの場合に比べて、常に高い画像相関を示すことが分かった。ただし、 $\mu_s'=0.40$ /mm になると、パターンは認識できなくなった。散乱係数と散乱体厚さの積である OD に着目すると、画像相関の数値からも明らかなように、OD=1 付近がその境界と考えられる。このような解析を通し、位相共役光単独の特性として、本システムによる散乱抑制能は OD<1 の散乱体で有効なことが見出された。しかし、この OD<1 で有効であるという結果は本システムの現状での限界であり、システムの改善によってさらなる向上の可能性がある。

- (3) これまでの位相共役光の生体応用を目指した検討では、散乱体の吸収係数は無視されてきた。そこで、吸収係数を変化させた散乱体に対し、入射光形状復元実験を行うことで、位相共役光による散乱抑制における吸収係数の影響を検討した。 $\mu_a=0.30\text{--}0.90$ /mm の領域では、散乱ボケが抑制され入射光形状が復元されていることがわかる。しかし、 $\mu_a=1.20$ /mm になると、入射光パターンは認識できない。これは、光吸収の大きな散乱体を透過した信号光の SN 比が低下し、強度および位相情報を得ることができなかつたためと考えられる。そこで、信号情報取得時のカメラの露光時間を増やし実験を行ったところ、入射光パターンが認識された。この結果より、信号光取得時に十分な SN 比が得られれば、どの場合も入射パターンが復元できることがわかった。つまり、位相共役光の時間反転性を利用した散乱抑制は、散乱体の吸収係数には依存しないことが明らかとなった。
- (4) 点光源を入射光とし、散乱係数を変えた散乱体を介した入射光形状復元を行い、復元像に対し、フーリエ変換を行うことで位相共役光の空間周波数特性を検討した。その結果、復元可能な散乱係数においては、位相共役光の空間周波数特性は変化しない。また、本実験システムにおいては、0.3 /mm 以下の空間周波数のパターンにおいて入射光形状復元が可能であることが分かった。
- (5) 本システムの生体への適用可能性を検討するために、散乱体として厚さ 0.15 mm のトリササミ肉を用いて入射光の形状復元を試みた。その結果、不均質な構造を持つ生体試料に対しても、位相共役光に強度情報を加えることで時間反転性が向上し、散乱効果の抑制が可能であることを実証した。この結果は、位相共役光を用いた散乱抑制法の研究の中で、位相共役光の強度成分の影響を生体試料において実証した初めての実験結果である。
- (6) 先行研究において、光源のコヒーレンス長の長さによって適用可能な散乱体厚さが決まることが分かっていた。そこで、本システムの適用範囲を拡大するために、これまでの光源（コヒーレンス長 1 cm）よりコヒーレンス長の長い光源（コヒーレンス長 200 m）を用いてトリササミ肉を介した入射光形状復元実験を行った。その結果、これまでの 4 倍の厚さの 0.60 mm の生体試料に対しても散乱抑制が可能となった。また、短コヒーレンス長光源の場合の画像相関値よりも高い相関値を示していることから、散乱抑制効果も向上したことが分かる。この結果より、位相共役光の生体応用において、長いコヒーレンス長の光源を用いることで適用範囲を向上できることが実証された。

以上、本論文では、位相共役光の時間反転性による散乱抑制効果において、強度情報が与える影響を実証した。これまで検討されていなかった位相共役光単独での散乱体の散乱係数、および吸収係数の影響を実験し、位相共役光の生体応用における新たな指針を示した。さらに、生体を対象とした位相共役光を用いたイメージングにおいて、強度情報を加えた位相共役光により時間反転性による散乱抑制効果の向上が期待できることを示した。

参考文献

第 2 章

- [2.1] V. Tuchin, Tissue optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis, SPIE Optical Engineering Press, Bellingham, WA, 2000.
- [2.2] Mendenhall, Michael J., Abel S. Nunez, and Richard K. Martin. "Human skin detection in the visible and near infrared." *Applied optics* **54.35** (2015): 10559-10570.
- [2.3] 金井寛, "生体物性 (7)-光学特性." *医用電子と生体工学* **15.1** (1977): 48-56.
- [2.4] 佐藤信紘, "生体の光学特性." *医用電子と生体工学* **24.4** (1986): 232-237.
- [2.5] 田村守, "光を使った生体計測ー光 CT への道ー." *O plus E*, (1987-1988): 90-101.
- [2.6] 高倉大匡, "近赤外線分光法." *Equilibrium Research* **74.6** (2015): 552-556.
- [2.7] He, Yan, et al. "Optical mapping of brain activation during the English to Chinese and Chinese to English sight translation." *Biomedical optics express* **8.12** (2017): 5399-5411.
- [2.8] 山田幸生, "拡散光トモグラフィ (光 CT) の研究開発." *BME* **17.4** (2003): 35-43.
- [2.9] 清水孝一, "生体組織における光伝搬の解析." *光学* **41.8** (2012): 414-423.
- [2.10] 電気学会次世代バイオメディカル・レーザ応用技術調査専門委員会編, 『バイオメディカルフォトンクス : 生体医用光学の基礎と応用』オーム社, 2009
- [2.11] Leitgeb, R. A., et al. "Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography." *Optics express* **12.10** (2004): 2156-2165.
- [2.12] 佐藤学. "内視鏡融合型光コヒーレンストモグラフィー." *光学* **35.10** (2006): 514-520.
- [2.13] Li, Tingting, et al. "Photoacoustic imaging of acupuncture effect in small animals." *Biomedical optics express* **6.2** (2015): 433-442.

第 3 章

- [3.1] 左貝潤一, 『位相共役光学』朝倉書店, 東京, 1990
- [3.2] 丹野直弘, "位相共役光学." *光学* **9.4** (1980): 213-221.
- [3.3] Umeki, T., et al. "Spectrally efficient optical phase conjugation based on complementary spectral inversion for nonlinearity mitigation." *Optical Communication (ECOC), 2015 European Conference on. IEEE*, 2015.
- [3.4] 東京大学, 「フォトリフラクティブ効果」
(<http://qopt.iis.u-tokyo.ac.jp/pub/research/PReffect.html> 2013/01/30)
- [3.5] 小林慎治, 菊池宏, 滝沢國治, "ポッケルス効果と逆電圧効果を利用した縦型光変調素子の設計." *電子情報通信学会論文誌, C, エレクトロニクス*, **J86-C(1)** (2003): 83-85.
- [3.6] 原勉, "空間光変調器と三次元光デバイス高効率製造技術." *New glass* **23.3** (2008): 54-60.
- [3.7] 「4. 光干渉計測技術ーホログラフィー・光干渉計測ー」
(<http://berno.tp.chiba-u.jp/lectures.files/Imaging/08/5Interferometry.pdf>)

- [3.8] Cui, Meng, and Changhui Yang. "Implementation of a digital optical phase conjugation system and its application to study the robustness of turbidity suppression by phase conjugation." *Optics express* **18.4** (2010): 3444-3455.
- [3.9] Shibukawa, Atsushi, et al. "Digital phase conjugate mirror by parallel arrangement of two phase-only spatial light modulators." *Optics express* **22.10** (2014): 11918-11929.
- [3.10] 「Acousto-Optics ～超音波による光変調」
(<http://mcm-www.jwu.ac.jp/~physm/buturi03/acosto03/tyouonnnpa4.html>)
- [3.11] H.Z.Cummins, N.Knable, "Single Sideband Modulation of Coherent Light by Bragg Reflection from Acoustical Waves,." *Proc.IEEE*, sept, **50**, 9, 1264, 1963
- [3.12] 吉田まりえ, 「GHz 用レーザドップラ振動計の試作」(東京工業大学工学部電気電子工業科学士論文) , 2006.
- [3.13] Xiao Xu, Honglin Liu and Lihong V. Wang"Time-reversed ultrasonically encoded optical focusing into scattering media,"*Nature Photonics* **5**,154-157,2011.
- [3.14] Si, Ke, Reto Fiolka, and Meng Cui. "Breaking the spatial resolution barrier via iterative sound-light interaction in deep tissue microscopy." *Scientific reports* **2** (2012).
- [3.15] Suzuki, Yuta, et al. "Continuous scanning of a time-reversed ultrasonically encoded optical focus by reflection-mode digital phase conjugation." *Optics letters* **39.12** (2014): 3441-3444.
- [3.16] Zhou, Edward Haojiang, et al. "Focusing on moving targets through scattering samples." *Optica* **1.4** (2014): 227-232.

第 4 章

- [4.1] Shen, Yuecheng, et al. "Focusing light through biological tissue and tissue-mimicking phantoms up to 9.6 cm in thickness with digital optical phase conjugation." *Journal of biomedical optics* **21.8** (2016): 085001.
- [4.2] Wang, Ying Min, et al. "Deep-tissue focal fluorescence imaging with digitally time-reversed ultrasound-encoded light." *Nature communications* **3** (2012): 928.
- [4.3] Hillman, Timothy R., et al. "Digital optical phase conjugation for delivering two-dimensional images through turbid media." *Scientific reports* **3** (2013): 1909.
- [4.4] Vellekoop, Ivo M., Meng Cui, and Changhui Yang. "Digital optical phase conjugation of fluorescence in turbid tissue." *Applied physics letters* **101.8** (2012): 081108.
- [4.5] Si, Ke, Reto Fiolka, and Meng Cui. "Fluorescence imaging beyond the ballistic regime by ultrasound-pulse-guided digital phase conjugation." *Nature photonics* **6.10** (2012): 657.
- [4.6] Ruan, Haowen, et al. "Iterative time-reversed ultrasonically encoded light focusing in backscattering mode." *Scientific reports* **4** (2014): 7156.
- [4.7] Judkewitz, Benjamin, et al. "Speckle-scale focusing in the diffusive regime with time reversal of variance-encoded light (TROVE)." *Nature photonics* **7.4** (2013): 300.
- [4.8] Ma, Cheng, et al. "Time-reversed adapted-perturbation (TRAP) optical focusing onto dynamic objects inside scattering media." *Nature photonics* **8.12** (2014): 931.
- [4.9] Yu, Zhipeng, et al. "Time-reversed magnetically controlled perturbation (TRMCP) optical focusing inside scattering media." *Scientific reports* **8.1** (2018): 2927.

- [4.10] Shen, Yuecheng, et al. "Focusing light through scattering media by full-polarization digital optical phase conjugation." *Optics letters* **41.6** (2016): 1130-1133.
- [4.11] Liu, Yan, et al. "Focusing light inside dynamic scattering media with millisecond digital optical phase conjugation." *Optica* **4.2** (2017): 280-288.
- [4.12] Hsieh, Chia-Lung, et al. "Digital phase conjugation of second harmonic radiation emitted by nanoparticles in turbid media." *Optics express* **18.12** (2010): 12283-12290.

第 5 章

- [5.1] Toda, Sogo, et al. "Effects of digital phase-conjugate light intensity on time-reversal imaging through animal tissue." *Biomedical optics express* **9.4** (2018): 1570-1581.

第 6 章

- [6.1] 福地圭介, et al. "光ヘテロダイン検出法を用いた模擬生体試料 (イントラリピッド 10%) の可視部から近赤外域における分光透過特性の測定." *光学* **27.1** (1998): 40-47.
- [6.2] Jang, Mooseok, et al. "Relation between speckle decorrelation and optical phase conjugation (OPC)-based turbidity suppression through dynamic scattering media: a study on in vivo mouse skin." *Biomedical optics express* **6.1** (2015): 72-85.
- [6.3] Toda, Sogo, et al. "Influence of absorption coefficient and coherence length on time-reverse scattering suppression using digital phase-conjugate light," *JJAP Rapid Communication* **58.3** (2019): 030903.
- [6.4] Toda, Sogo, et al. "Improvement of scattering suppression effect of time-reversal propagation using digital phase-conjugate light," *Proc. SPIE* (in press).

第 7 章

- [7.1] Marquez, Guillermo, et al. "Anisotropy in the absorption and scattering spectra of chicken breast tissue." *Applied optics* **37.4** (1998): 798-804.
- [7.2] Toda, Sogo, et al. "Fundamental study for scattering suppression in biological tissue using digital phase-conjugate light with intensity modulation." *Biomedical Imaging and Sensing Conference*. Vol. **10251**. International Society for Optics and Photonics, 2017.

謝辞

本研究は、2014 年 4 月より北海道大学大学院情報科学研究科生命人間情報科学専攻バイオエンジニアリング講座人間情報工学工学研究室でなされたものです。この間、数多くの方々のご協力とご指導により得られたものです。ここに各位に深く感謝します。

本研究を行うにあたり、最適な環境を与えていただき、ご多忙の中、終始有益なご指導、ご助言を与えてくださいました当研究室の工藤信樹准教授はじめ副査の橋本守教授、平田拓教授、根本知己教授に心より感謝いたします。

修士課程時に指導教官として、退官後も変わらぬご指導、ご支援を与えてくださいました早稲田大学大学院情報生産システム研究科清水孝一教授に深く感謝申し上げます。

本研究の直接の指導教官として、数多くのご指導、ご意見を常日頃から頂きました、当研究室の加藤祐次助教に心より深くお礼申し上げます。

京都大学大学院医学研究科浪田健特任助教には多方面にわたるご支援、環境づくりに努めてくださり、心より感謝致します。

本研究は、先輩諸兄、同輩諸氏、後輩諸子のご協力なくして遂行することは出来ませんでした。ご協力に感謝いたします。これまで、温かく見守り続け、支えてくださった両親に深い感謝の意を表します。

最後になりましたが、皆様の多大なるご指導ご支援により、ここに博士論文をまとめることができました。改めてお礼申し上げます。

2019 年 3 月

任田 崇吾

研究業績目録

氏 名 任 田 崇 吾

1. 論文（学位論文関係）

I 査読付学会誌等

- (1) Sogo Toda, Yuji Kato, Nobuki Kudo and Koichi Shimizu. "Effects of digital phase-conjugate light intensity on time-reversal imaging through animal tissue", Biomedical Optics Express, 9(4), pp. 1570-1581, 2018. (IF=3.482)
- (2) Sogo Toda, Yuji Kato, Nobuki Kudo and Koichi Shimizu. " Influence of absorption coefficient and coherence length on time-reverse scattering suppression using digital phase-conjugate light", JJAP Rapid Communication, 58(3), 030903, 2019. (IF=1.452)

II 査読付国際会議プロシーディング

- (1) Sogo Toda, Yuji Kato, Nobuki Kudo and Koichi Shimizu. "Fundamental study for scattering suppression in biological tissue using digital phase-conjugate light with intensity modulation", Biomedical Imaging and Sensing Conference, 102510B, 2017.
- (2) Sogo Toda, Yuji Kato, Nobuki Kudo and Koichi Shimizu. "Experimental study for scattering suppression effect using digital phase-conjugate optics with intensity modulation", Extended abstracts of the 24th Congress of the International Commission for Optics, P6-03, 2017.
- (3) Sogo Toda, Yuji Kato, Nobuki Kudo and Koichi Shimizu. "Improvement of scattering suppression effect of time-reversal propagation using digital phase-conjugate light", SPIE Photonics West BiOS 2019 Adaptive Optics and Wavefront Control for Biological Systems V, 10886-38, 2019.

2. 論文（その他）

- (1) 任田崇吾, 加藤祐次, 清水孝一. "デジタル位相共役光による生体透視イメージングの基礎的検討", 信学技報, 電子情報通信学会, IEICE-115(513), pp. 83-88, 2016.
- (2) Kenta Matsumura, Peter Rolfe, Sogo Toda and Takehiro Yamakoshi. "Cuffless blood pressure estimation using only a smartphone", Scientific Reports, 8(1), 7298, 2018. (IF=4.122)
- (3) 任田崇吾, 加藤祐次, 工藤信樹, 清水孝一. "デジタル位相共役光による生体組織を介した光源像回復の試み", レーザー学会第 521 回研究会報告；光・レーザーの医学・医療応用, RTM-18-18, 25-30, 2018.

3. 講演（学位論文関係）

- (1) 任田崇吾, 加藤祐次, 清水孝一. “デジタル位相共役光による散乱体内部イメージングの基礎的検討”, 平成 25 年度電気・情報関係学会北海道支部連合大会, 北海道, 2013/10.
- (2) 任田崇吾, 加藤祐次, 清水孝一. “散乱媒質におけるデジタル位相共役光によるタイムリバース法の実験的検証”, 第 54 回日本生体医工学会大会, P2-3-18-E, 愛知, 2015/05.
- (3) 任田崇吾, 加藤祐次, 清水孝一. “デジタル位相共役光による散乱抑制の基礎的検討”, 第 54 回日本生体医工学会 北海道支部大会, 北海道, 2015/10.
- (4) 任田崇吾, 加藤祐次, 清水孝一. “デジタル位相共役光による散乱体内部イメージングのための実験的検討”, Optics and Photonics Japan 2015 日本光学会年次学術講演会, 30pA8, 東京, 2015/10.
- (5) 任田崇吾, 加藤祐次, 清水孝一. “デジタル位相共役光による散乱体内部イメージングの基礎的検討”, 平成 27 年度電気・情報関係学会北海道支部連合大会, 北海道, 2015/11.
- (6) 任田崇吾, 加藤祐次, 工藤信樹, 清水孝一. “デジタル位相共役光による散乱抑制効果の実験的検討”, 第 55 回日本生体医工学会大会, 1T3-4-6, 富山, 2016/04.
- (7) 任田崇吾, 加藤祐次, 工藤信樹, 清水孝一. “生体光透視における位相共役光による散乱抑制の実験的検討”, 生体医工学シンポジウム 2016, 2A-4-4, 北海道, 2016/09.
- (8) 任田崇吾, 加藤祐次, 工藤信樹, 清水孝一. “デジタル位相共役光を用いた散乱体透視イメージングの基礎的検討 -位相共役光の強度成分が散乱抑制に及ぼす影響の評価-”, Optics and Photonics Japan 2016 日本光学会年次学術講演会, 31pD6, 東京, 2016/10.
- (9) Sogo Toda, Yuji Kato, Nobuki Kudo and Koichi Shimizu. "Effect of digital phase-conjugate light intensity on time-reversal imaging of scattering medium", APSCIT 2018 Annual Meeting, P8, Sapporo, 2018/7.

4. 特許

なし