

# 光散乱媒質を透した物体の位相補正光波コヒーレンス映像法

市村 勉\*・仲本 秀和\*\*・水野 崇\*\*\*・保坂 浩司\*\*\*\*・丹野 直弘\*\*\*

\*山形大学工学部電子情報工学科 〒992-0038 米沢市城南 4-3-16

\*\* (株)日立メディコ 〒277-0804 柏市新十倉二 2-1

\*\*\*山形大学大学院理工学研究科 〒992-0038 米沢市城南 4-3-16

\*\*\*\*日立湘南電子(株) 〒244-8502 横浜市戸塚区戸塚 393

## Phase Compensation Optical Coherence Imaging Method through Random Scattering Media

Tsutomu ICHIMURA,\* Hidekazu NAKAMOTO,\*\* Takashi MIZUNO,\*\*\* Kouji HOSAKA\*\*\*\*  
and Naohiro TAN-NO\*\*\*

\*Department of Electronics and Information Engineering, Faculty of Engineering, Yamagata University, 4-3-16, Jyounan, Yonezawa 992-0038

\*\*Hitachi Medical Co., Ltd., 2-1, Shintoyofuta, Kashiwa 277-0804

\*\*\*Graduate School of Science and Engineering, Yamagata University, 4-3-16, Jyounan, Yonezawa 992-0038

\*\*\*\*Hitachi Shonan Denshi Co., Ltd., 393, Totsuka, Totsuka, Yokohama 244-8502

We present a phasecompensation, optically coherent imaging method using a Mach-Zehnder interferometer. It is a non-scanning system for imaging objects by calculating some interferographic images derived from phase differences of a random scattering medium. We confirm that our proposed method detects only the signal component of interferometric image information while compensating for the random phase distribution in space and removing the scattering component.

### 1. はじめに

光透過断層像(光CT)を得る方法が研究テーマとして関心がもたれはじめてから、早くも10年以上が過ぎた<sup>1)</sup>。その間、光透過断層像を観測する方法を中心に、光透過像、光反射断層像(光波エコー像)、その他の生体情報を得る具体例が次から次と提案されてきた<sup>2)</sup>。これらの研究の中から、1995年に初めて光反射断層像を得る方法が実用化され<sup>3)</sup>、それが大きな刺激となり、これらの研究が一段と活発になってきた<sup>4)</sup>。

この実用製品は、MITのFujimotoらのグループが、OCT(optical coherence tomography)として、非侵襲的かつ実時間で測定可能な、眼底の一部の屈折率差分布の光反射断層像の観測に1991年成功したものを<sup>5)</sup>、カールツァイス社が眼底疾患診断装置として製品化したものである。今、医療現場で急速に普及している<sup>6,7)</sup>。

この装置は、空間的コヒーレンスは高いが<sup>8)</sup>、時間的には

コヒーレンスが短いスーパールミネセントダイオード(SLD)を光源にし、屈折率の異なる多層膜によって区分構成されている生体の境界面からの反射信号光を、マイケルソン干渉計の光路長を選択することにより選び出し、参照光と選択的干渉を生じさせ、それをヘテロダイン検波することにより、高散乱反射光の中から多重散乱光を除去し、ほんのわずかな空間コヒーレンス(位相コヒーレンス)の保存されている屈折率境界面からの反射光成分だけを抽出して反射断層像を得るものである。

一般に、生体のような高散乱媒質にレーザーを照射した場合、内部からの反射光も透過光も、多重散乱により入射光の波面が崩れ、空間コヒーレンスの保存されている成分はないと考えられていた<sup>8)</sup>。しかし、ほんのわずかでも、多重散乱光の中に空間コヒーレンスの保存されている成分があれば、散乱媒質のないときに用いられているヘテロダイン検波法<sup>9)</sup>を応用すれば選択的にその成分だけが抽出できるのではないかと考えた。われわれのグループは、幸いにもこの内容の基本特許を、MITより先に出願し登録に

\*E-mail: ichimura@eie.yz.yamagata-u.ac.jp

なっている<sup>10)</sup>。

一方、高散乱媒質中物体の光透過像および光透過断層像を得る方法は、光反射断層像（光波エコー像、OCT）の測定方法の提案より先に、レーザー光のヘテロダイン検波を用いて干渉成分を検出する方法を、われわれのグループが提案<sup>11-13)</sup>し、高散乱媒質中物体の光透過像<sup>14)</sup>および光透過断層像<sup>15)</sup>の観測に成功している。この方法は、その後の改良でダイナミックレンジが、約100~130 dBと驚異的に高くとれるようになったため<sup>16)</sup>、小さな生体試料での光透過像<sup>17,18)</sup>および光透過断層像<sup>19,20)</sup>の観測が数多くなされている。しかし、光反射断層像の反射測定距離に比べ、透過測定距離は大きくとれるものの、未だ実用にはなっていない。

この透過型ヘテロダイン検波法は、必ずしも完成した技術でなく、また諸特性がすべて明らかになっているとは思えない。たとえば、生体表面での影響で、ヘテロダイン検波成分が大きく損失し、しかも検波信号のばらつきが大きいこと<sup>21)</sup>、複雑な屈折率分布をもつ媒質での、空間的、時間的スペックルのため、ヘテロダイン検波の信号のS/N比が悪くなる問題など<sup>22)</sup>解決すべき問題が残されている。このうち、時間スペックルの解決のひとつとして、並列ヘテロダイン検波を用いて時間平均の代わりに空間平均をする方法が提案されている<sup>23)</sup>。

われわれは、透過型ヘテロダイン検波法の特徴のうち、すでに多重散乱光の除去効果特性を実験的に明らかにしてきた<sup>24)</sup>。それらの実験結果をもとに、スペックルの解析方法を参考にして多重散乱光の除去効果を解析するとともに、画像間演算でコヒーレント成分を検出する方法を提案してきた<sup>25,26)</sup>。それは、干渉計を用い、レーザーのビームを観測する像の大きさ以上に拡大して物体に照射し、散乱媒質を射出した光をレンズ結像系と2次元検出器で干渉計の光路差を作って取り込み、得られた画像間の演算で多重散乱光を除去して、参照光と干渉するコヒーレンスが保存された透過光を検出する方法である。しかし、このレンズ結像系を用いた光波コヒーレンス映像法は、媒質の空間的な屈折率分布が一様で、そこを透過する光の空間的位相分布がほぼ一定のものに限られていた。

本論文は、生体内部の屈折率分布の空間的ばらつきによるスペックルの改善を目指すもので、まず、複雑な屈折率分布をもつ媒質中の透過物体像を再生することを目標に、屈折率分布のばらつきのため生じる透過光の位相のばらつきを補正する方法について提案し、その実験結果について検討を行ったので報告する。

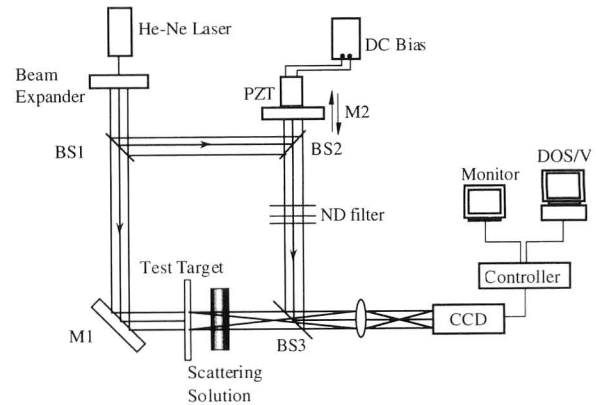


Fig. 1. Schematic diagram of the experimental setup.

## 2. 光波コヒーレンス映像法の基本原理

### 2.1 基本構成と原理

すでに発表している光波コヒーレンス映像法<sup>25,26)</sup>の基本構成と原理を述べる。

Fig. 1に透過光測定装置の実験系を示す。光源として、光強度約2 mW、ビーム径約0.8 mm $\phi$ 、直線偏光（偏光比500:1）のHe-Neレーザー（MELLES GRIOT 05 LHP111）を用い、ビームエキスパンダーで光束を約10倍に広げてマッハ・ツェンダー干渉計の配置された実験系へ約1.5 mWで入射する。無偏光ビームスプリッター（BS1）を透過した光は、物体照射光（約700  $\mu$ W）として全反射ミラー（M1）で曲げられ、被測定物体に入射し、全方位に散乱する。一方、ビームスプリッター（BS1）で分けられた光は参照光とし、BS2で反射され、参照光用反射鏡を取り付けたピエゾアクチュエーターPZT（富士セラミックス社製 ML-15 A）に印加するDC電圧を制御することにより参照光側の光路差を変え、透過光と参照光の位相が同相時と $\pi$ 位相差時の画像をCCDカメラ（WATEC WAT-202）で検出し、透過光と参照光の両成分を重ねて画像情報として検出する。CCDカメラの出力は、コントローラー（浜松ホトニクス社製 C 2741）で読み出しが行われ、DOS/Vパソコン（TATUNG社製）で画素の強度データとして保存される。画像のデータは512 $\times$ 512 pixelの大きさで8 bit、分解能256のバイナリーデータとして取り込む。取り込んだ同相時の画像と $\pi$ 位相時の画像は、パソコン上で画像間の減算を行う。本システムの分解能は、約10  $\mu$ mである。散乱光に時間的変動がないと、散乱成分が除去され、透過物体回折光と参照光との干渉成分だけが検出される。散乱媒質が時間的に変動している場合は、多数の画像を取り込み各画像ごとに多数回減算を行い、その平均をとると干渉成分が検出される。

## 2.2 従来の光波コヒーレンス映像法の解析

受光面での強度分布，画像演算による信号成分等の解析は，先に発表した内容<sup>25,26)</sup>の本研究に関係するところの要点を載せる．受光面上にある点  $x$  で検出器の画素  $s$  で検出される  $i$  番目の画像フレーム強度を  $I(x, i)$  とすると

$$\begin{aligned} I(x, i) &= \int_s \left| \mathbf{i}_m E_r(x) + \mathbf{i}_m E_s(x) \right. \\ &\quad \left. + \sum_{n=1}^N \mathbf{i}_n a_n(x) \exp\{i\theta_n(x)\} \right|^2 ds \\ &= \int_s |E_r(x)|^2 ds \\ &\quad + 2 \int_s |E_r(x)| |E_s(x)| \cos \phi(x, i) ds + \Delta \end{aligned} \quad (1)$$

ここで  $E_r(x)$  を参照光， $E_s(x)$  を透過物体回折光の結像成分， $\mathbf{i}_m$ ， $\mathbf{i}_n$  を偏光方向を表すベクトル， $a_n$  を散乱光波の振幅， $\theta_n(x)$  を散乱光波の位相， $\phi(x, i)$  を参照光と合成された干渉波の位相， $N$  は観測点  $x$  に寄与する散乱体のセルの数である． $\Delta$  は多重散乱による散乱光波の強度に関する項で，空間的な明るい平均値に空間的ばらつき分である変動成分が含まれる．その空間周波数成分分布は，散乱媒質に依存し，多重散乱のため空間高周波成分が多く含まれ次式で示される．

$$\begin{aligned} \Delta &= \int_s \sum_{n=m} a_n(x)^2 ds \\ &\quad + 2 \int_s \left[ \sum_{n \neq m} \cos \gamma_{n,m} a_n(x) a_m(x) \cos\{\theta_n(x) - \theta_m(x)\} \right] ds \\ &\quad + 2 \int_s \left[ \sum_n \cos \alpha_n |E_r(x)| a_n(x) \cos \varphi_k(x, i) \right] ds \end{aligned} \quad (2)$$

ここで  $\gamma_{n,m}$  は  $n$  番目と  $m$  番目の散乱光波の偏光方向のベクトルの角度差であり， $\alpha_n$  はランダム偏光のベクトルと参照光の偏光のベクトルの角度差を示す． $a_n(x)$ ， $a_m(x)$  と  $\theta_n(x)$ ， $\theta_m(x)$  はそれぞれ  $n$ ， $m$  番目のセルからの散乱光波の振幅と位相であり， $\varphi_k(x, i)$  は散乱光と多重散乱光の位相である．

式 (2) の第1項は，多重散乱光のそれぞれの強度の和で，空間的な明るい平均値に対応する直流分の明るいゲタ成分と空間的ばらつき分である変動成分 (交流分) が含まれる．第2, 3項は，空間的直流分のない空間的変動成分だけのばらつき成分である．このとき2つの画像をフレーム像間で演算することにより，散乱成分の空間周波数成分が減算されて，干渉成分だけを取り出すことができる．画像は，中心部に近い部分ほど画像が強調され，周辺に行くに従って弱くなる．また，空間的ばらつき成分は，散乱体の揺らぎや干渉計の微動な時間揺れによる変動があると1回の画像演算で多重散乱光は除去できない．その場合は，

画像の鮮明化処理と時間的変動成分の除去目的で，画像間の演算を  $N$  回行って規格化すると，次式が得られる．

$$\frac{S_{sub}(x)}{S_{add}(x)} = A \cdot \frac{\int_s |E_r(x)| |E_s(x)| ds}{\int_s \left\{ |E_r(x)|^2 + \sum_{n=m} a_n(x)^2 \right\} ds} \quad (3)$$

この従来の方法では，散乱媒質の屈折率分布が一様で，透過光の空間的位相分布が一定であるという前提で演算を行っている．生体試料等の中の屈折率の構成が異なる場合は，このような干渉成分を取り出す方法では，透過光と参照光の干渉する光波の振幅の大きさによって像強度が決まるのか，干渉する2の光波の位相差によって像強度が決まるのかが区別できなくなり，像再生の鮮明化に大きく影響を及ぼす結果となる．

## 3. 位相補正光波コヒーレンス映像法の原理

実験配置図および実験方法は従来と同じである．異なるのは，参照光の光路差を変化させていくつかの画像を取り込むことと，取り込んだ画像の演算方法を改良したことである．

受光面上にある点  $x$  で検出器の画素  $s$  で検出される  $i$  番目の画像フレーム強度を  $I(x, i)$  とすると式 (1) で示される．ここで参照光側のミラー (M2) を PZT により光路差を変化させ，参照光の位相を変化させることで干渉信号が強めあったり，弱めあったりすることになる．そこである干渉画像を基本に，そこから  $2\pi$  位相時の間の強度分布を等間隔に画像情報として連続的に検出し，それらの画像を加算平均することにより空間的な平均値 (直流成分) を算出する．空間的直流成分は次式となる．

$$\frac{1}{N} \sum_i I(i) \quad (4)$$

次に等間隔に検出した式 (1) に相当する画像から，式 (4) に相当する空間的直流分をそれぞれ減算することにより，像情報成分である画素より大きい干渉成分の空間的交流成分を抽出する．次式で与えられる．

$$I(i) - \frac{1}{N} \sum_i I(i) \quad (5)$$

このときコンピューターによる画像間の減算が，干渉成分をすべてプラス表示にするように絶対値を表示するプログラムを用いる．これらの演算により抽出された画像をコンピューターによる画像の加算平均を行う．これは，電気の交流成分の検波に相当することを行ったことに相当し，次式のようになる．

$$\frac{1}{N} \sum_i \left| I(i) - \frac{1}{N} \sum_i I(i) \right|$$

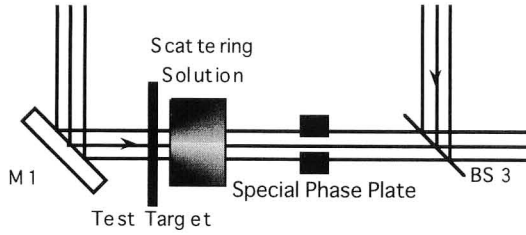


Fig. 2. Arrangement of the special phase plate in the optical signal path.

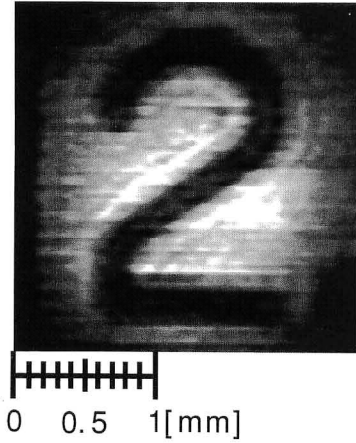


Fig. 3. Test target image.

$$\begin{aligned}
 &= 2 \int_s |E_r(x)| |E_s(x)| |\overline{\cos[\phi(x, i)]}| ds \\
 &= \frac{4}{\pi} \int_s |E_r(x)| |E_s(x)| ds \quad (6)
 \end{aligned}$$

すなわち、参照光と信号光を干渉させ、位相が等間隔の干渉画像を加算平均し、それぞれの干渉成分の像から加算平均した像を減算し、その絶対値の像を加算することで、空間的位相が異なるため生じた像の異なる強度を均一化し、透過強度だけの像を検出する。その結果、位相分布の違いを補正し、散乱成分を除去して、透過像強度だけの像情報を取り出すことができる。

#### 4. 像再生結果

##### 4.1 従来の画像処理による像再生

空間的位相分布の違いを生じさせるため、Fig. 1の実験系の物体照射光側において空間的位相差をつけるために特殊波長板を設置したものを Fig. 2 に示す。

使用するレーザー（波長：632.8 nm）を照射した場合、位相が約 190° 遅れるような結晶を用意し、中心部分を取り除くことにより位相差を変化させてある。つまり中心部分を基準に考えて、外側の部分は位相が約 190° 遅れる構成になっている。

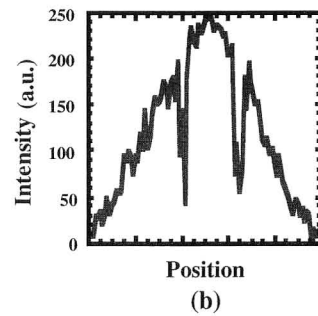
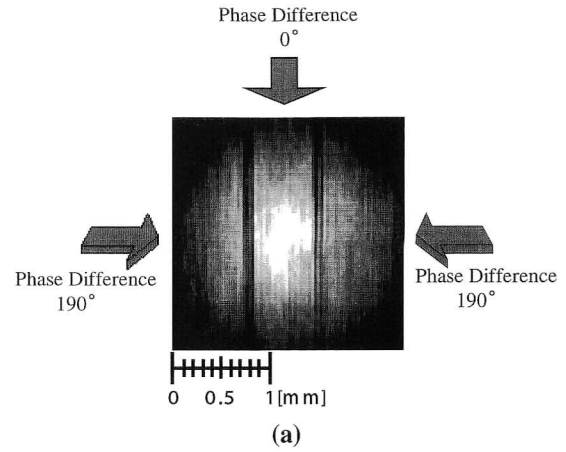


Fig. 4. (a) Single irradiated image of the special phase plate blocking the optical reference beam. (b) Intensity distribution of the single irradiated image center.

まず散乱体を配置する前のテストターゲット「数字の2」（線幅 200 μm）が画像として取り込めるかをチェックするため、参照光をカットしたときの画像を Fig. 3 に示す。

テストターゲットの代わりに特殊波長板を配置し、同じようにして得た画像を Fig. 4(a) に示す。画像の中央部分での強度を横に取った強度分布図 Fig. 4(b) からわかるように、波長板の結晶の境での回折光による強度の低下が観測できる。しかしながら、後に行われる実験には直接的には影響がないものと判断される。

Fig. 5 に上記で説明した特殊波長板を 90° 回転させ、テストパターンと特殊波長板両方を組み合わせた透過像を示す。テストターゲットが明瞭に検出できる。今後、この状態で実験を進める。

次に、位相補正の実験による空間的位相の均一化を確認するために、従来の演算方法と比較を行う。マツハ・ツェンダー干渉計型コヒーレンス映像法を用いて分解能テストターゲット（NBS 1963 A TEST TARGET）の再生を試み、その実験結果を示し検討する。

イントラリピッド 20% を精製水で濃度変化させ散乱媒質として用いた。散乱媒質のイントラリピッド濃度を

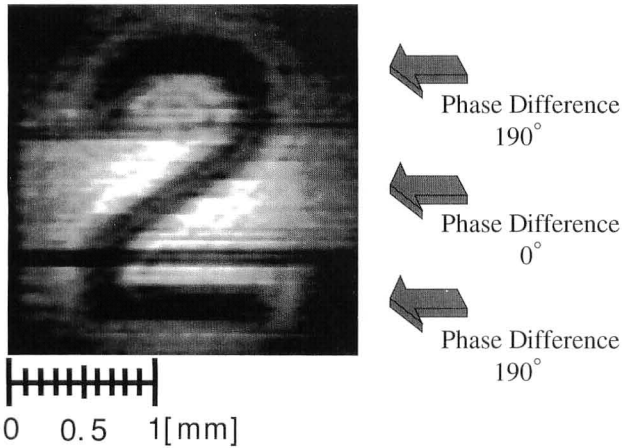


Fig. 5. Combined image of the test target and special phase plate produced by blocking the optical reference beam.

0.25%とし、散乱媒質を透過した信号光と、NDフィルターで信号光と同程度に減衰させた参照光を重畳させた干渉像をCCDカメラにより画像測定している。

Fig. 6(a)は、信号光と参照光の光軸を精度よく揃えることによって得られる中心部分が同相時の画像である。3分割された画像の中心部分が明るく、3分割された上下は暗い。Fig. 6(b)は光路差が半波長ずれて $\pi$ 位相になった像である。3分割された中心部分は暗い。この最大値の像Fig. 6(a)と最小値の像Fig. 6(b)を式(3)の理論式に当てはめると、Fig. 6(c)の結果になる。ただし、本実験では、時間的変動のある散乱光を除去することより、位相差の影響を調べることに重点があるため、散乱を弱くして1回の測定で像が得られるようにしてある。

Fig. 6(c)は演算処理の結果、像強度は256階調中の数十階調になっている。Fig. 6(c)から、散乱媒質によって散乱された干渉画像は、空間的に位相分布が均一でない、位相の違いによる強度の違いがあらわれる。画像の3分割の中央では、文字「2」の一部がコントラストはよくないが観測され、上下の部分では何も観測されない。すなわち、位相の違いが空間的にあると、正しく画像が再現されない。

## 4.2 位相補正光波コヒーレンス映像法における再生像の改善

### 4.2.1 テストパターン像の再生

今回は、光路差による位相の違う像を取り込んで、画像間の演算で位相補正できるかを確認するために、最も基本的な位相構成として、波長1周期の位相を4分割(0,  $\pi/2$ ,  $\pi$ ,  $3\pi/2$ )して実験を行った。

Fig. 7に散乱体を用い、テストパターンと波長板を透過した干渉画像を示す。位相差が0,  $\pi/2$ ,  $\pi$ ,  $3\pi/2$ に対

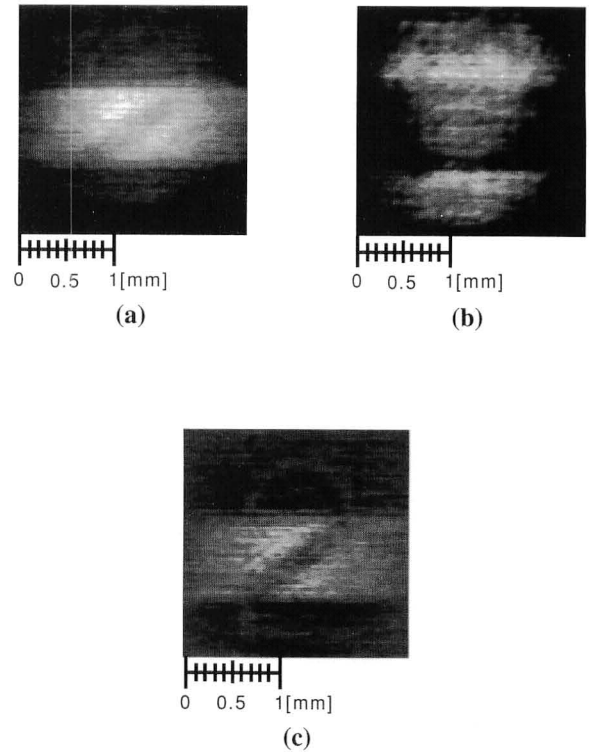


Fig. 6. Combined image in central part of the test target and special phase plate with the some phase difference of signal optical beam and optical reference beam. (a) In-phase image. (b) Out-of-phase image. (c) Operational image according to expression (3).

応してFig. 7(a), (b), (c), (d)が得られる。これらより、3分割の中央部分は明るい、中間の明るさ、暗い、中間の暗さに変化している。これらの画像より、照射レーザー光の位相差を $190^\circ$ 変化させる特殊波長板の効果を確認できる。

各位相差における干渉画像を加算平均した画像より、空間的位相の違いが均一化され、全体的に明るい空間的直流成分が検出されていることが確認できている。

そこで、散乱成分を除き像情報成分がのっている干渉成分のみの抽出を行うため、まず異なる位相での画像から加算平均した画像を減算した。この画像は、散乱成分がほぼ除去され、位相の違いによって生じた強度分布とテストターゲットの像情報が含まれている。そのため、この画像を加算平均することにより、位相の違いによって生じた強度分布は均一化され、透過像情報成分だけが抽出できる。

Fig. 8に加算平均して位相分布の違いを補正した像情報の画像を示す。この実験結果から散乱成分が除去され、位相分布の違いも補正されて、画像情報は明瞭に確認できる。

### 4.2.2 生体試料中物体の像再生

位相補正するこの方法は画素単位で位相補正が可能なた

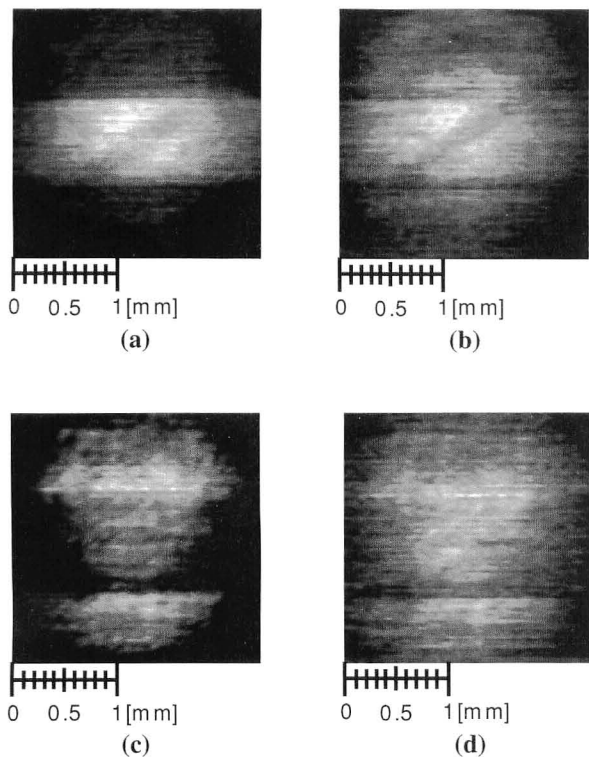


Fig. 7. Combined image in central part of the test target and special phase plate with the some phase difference of signal optical beam and optical reference beam through a random scattering medium. (a) Image of phase difference 0. (b) Image of phase difference  $\pi/2$ . (c) Image of phase difference  $\pi$ . (d) Image of phase difference  $3\pi/2$ .

め、生体など組織的に異なる物体に対しても有効な手段であるといえる。そこで、生体などに応用する基礎実験として試料に食用肉（ハム）2枚を用い、ターゲットとしてクリップを試料で挟み込み、同様の実験を行った結果を Fig. 9 に示す。

Fig. 9(a) に今回用いた厚さ約 1 mm の食用肉を示す。Fig. 9(b) に光学顕微鏡におけるハムの内部構成を示す。これにより、空間的に組織が異なっていることが確認でき、レーザーを照射した場合、空間的位相にずれが生じ、画像の再生が明瞭でなくなる。

Fig. 9(c) にターゲットとなるクリップを示す。また、ターゲットを試料で挟み込み、Fig. 9(c) の画像で四角で囲まれた部分を、参照光をカットしてレーザー光で照射した画像を Fig. 10(a), (b) に示す。上図は、そのときの画像で、下図は画像の中央部分での強度を横に取った演算画像強度分布である。これからターゲットは散乱成分に埋もれてしまい確認できない。

Fig. 10(c), (d) に、位相を 4 分割して画像を取り込み、それぞれの画像を理論式 (6) に従って演算を行った

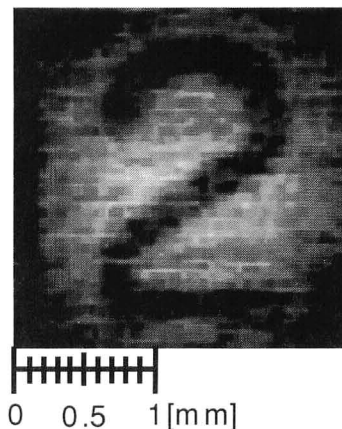


Fig. 8. Reconstructed image obtained according to equation (6).

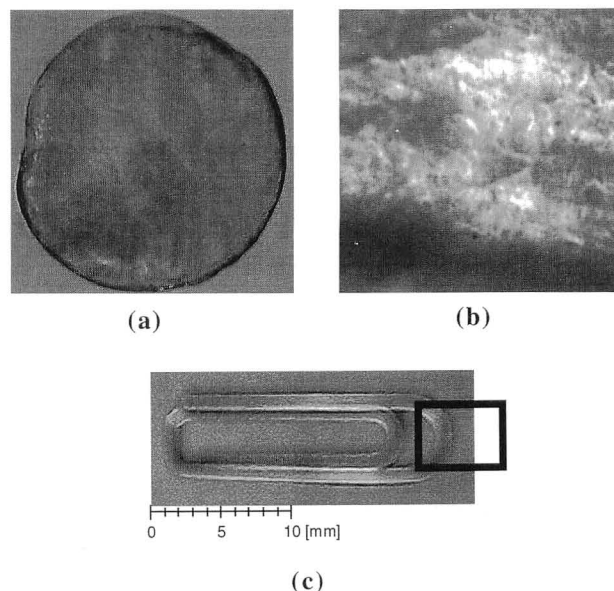


Fig. 9. (a) The ham as a biosample in this experiment. (b) Internal part of a ham observed by a microscope. (c) Sample of a clip as the target.

ものを示す。中央部分がクリップにより暗くなっているのがわかる。

Fig. 11 は、クリップを挟み込んだターゲットを上下左右 5 mm 間隔に移動させ、5 (横) × 3 (縦) 枚の画像の取り込み・演算を行って、それぞれの画像を画像処理ソフトを用いて結合させたものである。この画像より散乱成分が除去され、クリップが画像として検出されていることが確認できた。しかし、位相分割の数が少ないため空間的直流成分が精度よく求められず、そのため位相補正が十分できないことや、ハムの表面での小さな凹凸のため波面が崩れてしまう等のため、画像の鮮明度の問題点を残す結果となった。

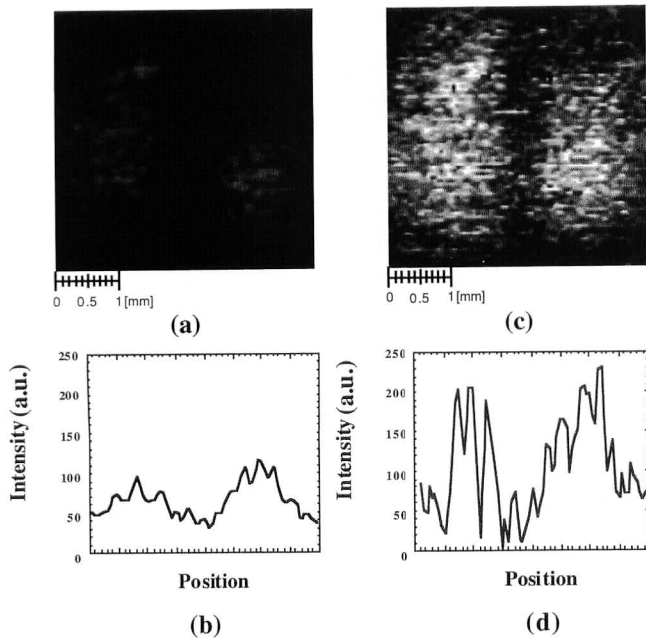


Fig. 10. (a) Magnified image of the same part of the sample of a clip sandwiched between two hams by blocking the optical reference beam. (b) Intensity distribution of image. (c) Magnified image of the same part of the clip sandwiched between two hams produced according to equation (6). (d) Intensity distribution of image.

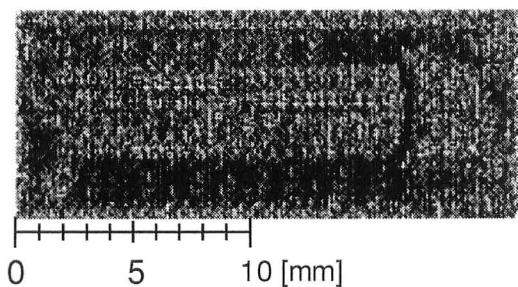


Fig. 11. Experimental result of phase-compensated optical coherence imaging method by using the sample of a clip which is sandwiched between two hams.

## 5. おわりに

散乱された透過光と参照光の両成分を重ねて検出し、波長一周期の位相を等間隔に分けた画像を取り込んで、取り込んだ画像間の演算を行うことで、散乱成分が除去され、空間的に分布する位相のばらつきの影響が補正でき、像情報の干渉成分だけを検出できることが確認できた。

今後、干渉成分を検出して画像を得る方法で問題として残っている、散乱体表面の小さな凹凸による空間的位相分布の変化による空間的スペックルの影響や、散乱体内部の時間的位相分布の変化である時間的スペックルの影響を調べ、その除去方法などを検討し、さらに精度のよい測定を試みる予定である。

## 文 献

- 1) 田村 守：“光を使った生体計測—光 CT への道—”，*O plus E*, **90** (1987) 90-95.
- 2) R. R. Alfano, ed.: *OSA Proc. on Advances in Optical Imaging and Photon Migration* (Opt. Soc. Am. Orland, 1996).
- 3) Humphrey Instruments Catalog “Optical coherence tomography scanner” (1995).
- 4) J. G. Fujimoto and M. S. Patterson, eds.: *OSA Trends in Optics and Photonics, Vol. 21, Advances in Optical Imaging and Photon Migration* (Opt. Soc. Am. Washington, DC 1998).
- 5) D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito and J. G. Fujimoto: “Optical coherence tomography,” *Science*, **254** (1991) 1178-1181.
- 6) C. A. Puliafito, M. R. Hee, J. S. Schuman and J. G. Fujimoto: *Optical Coherence Tomography of Ocular Diseases* (SLACK, Inc., Thorofare, 1996).
- 7) 丹野直弘：“光コヒーレンス断層画像化法と生体影像への応用”，*光学*, **28** (1999) 116-125.
- 8) A. Ishimaru: *Wave Propagation and Scattering in Random Media, Vol. 2* (Academic Press, New York, 1978) pp. 261-263.
- 9) A. E. Siegman: “The antenna properties of optical heterodyne receivers,” *Appl. Opt.*, **5** (1966) 1588-1594.
- 10) 丹野直弘, 市村 勉, 佐伯昭雄：特許第 2010042 号 (特願平 2-300169).
- 11) 戸井田昌宏, 市村 勉, 稲場文男：特許第 2882803 号 (特願昭 63-304691).
- 12) 市村 勉, 稲場文男, 戸井田昌宏：特許第 1896737 号 (特願平 1-250036).
- 13) T. Ichimura, F. Inaba and M. Toida: US Patent 5249072 (優先権 1989).
- 14) M. Toida, M. Kondou, T. Ichimura and H. Inaba: “Experimental verification of image detection in highly scattering media using antenna properties of optical heterodyne microscope scheme,” *Electron. Lett.*, **26** (1990) 700-701.
- 15) 戸井田昌宏, 近藤 真, 市村 勉, 稲場文男：“生体画像計測のための光ヘテロダイン方式 CT 法の基礎的研究 (III)”，*光学*, **19** (1990) 776-786.
- 16) K. P. Chan, M. Yamada and H. Inaba: “Coherence gating in optical heterodyne detection measurements of scattering and absorption in highly scattering media,” *Appl. Phys.*, **B63** (1996) 249-253.
- 17) K. P. Chan, M. Yamada and H. Inaba: “Micrometer-resolution, optical imaging of objects through highly scattering media using a heterodyne detector array,” *Electron. Lett.*, **30** (1994) 1753-1754.
- 18) K. P. Chan, M. Yamada, B. Devaraj and H. Inaba: “Optical imaging through highly scattering media by use of heterodyne detection in the 1.3- $\mu\text{m}$  wavelength region,” *Opt. Lett.*, **20** (1995) 492-494.
- 19) B. Devaraj, M. Usa, K. P. Chan, T. Akatsuka and H. Inaba: “Recent advances in coherent detection imaging (CDI) in biomedicine: laser tomography of human tissues in vivo and in vitro,” *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, **2** (1996) 1008-1016.
- 20) K. P. Chan, B. Devaraj, M. Yamada and H. Inaba: “Coherent detection techniques in optical imaging of tissues,”

Phys. Med. Biol., **42** (1997) 855-867.

- 21) 佐藤智夫, 佐々木芳彰, B. Devaraj, 宇佐 史, 稲場文男: “光ヘテロダイナ検出法による厚みのある生体組織の光減衰特性の測定”, 電子情報通信学会論文誌 (C-1), **J80-C- I** (1997) 380-381.
- 22) 渡部裕輝, B. Devaraj, 小林正樹, 宇佐 史, 湯浅哲也, 赤塚孝雄, 稲場文男: “*in vivo* 光 CT 画像再構成における信号の性質”, JJME, **34** Suppl.2 (1996) 54.
- 23) K. P. Chan, K. Satori and H. Inaba: “Laser imaging through scattering media by enhanced heterodyne detection and speckle averaging using 2D detector array,” Electron. Lett., **34** (1998) 1101-1102.
- 24) 市村 勉, 武田雅雄, 船場忠幸, 遠藤 茂, 丹野直弘: “生体のコヒーレンス影像法における散乱光成分除去効果特性”, レーザー研究, **25** (1997) 218-223.
- 25) 市村 勉, 武田雅雄, 船場忠幸, 遠藤 茂, 丹野直弘: “光散乱媒質を透した物体の光波コヒーレンス影像法”, 光学, **26** (1997) 599-607.
- 26) 市村 勉, 富田信弘, 丹野直弘: “光散乱媒質を透して物体を視る光波コヒーレンス影像法”, レーザー研究, **27** (1999) 366-372.