

機関番号：34412

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2009～2010

課題番号：21760045

研究課題名(和文) 光散乱体深部の超音波変調光計測における信号発生機構の解明

研究課題名(英文) Investigation of signal generation mechanism in ultrasound-modulated optical measurement for optical scattering medium

研究代表者

日坂 真樹 (HISAKA MASAKI)

大阪電気通信大学・医療福祉工学部・准教授

研究者番号：40340640

研究成果の概要(和文)：超音波変調光計測は光散乱体深部の光学的情報を高い空間分解能で計測できる可能性を持つ。超音波変調光信号から定量信号を抽出することは医療応用する上で重要であるため、本研究では超音波変調光信号の発生機構の解明を試みた。反射型超音波変調分光計測システムで反射散乱光によるスペックル分布の波長依存を計測し、モンテカルロ数値計算による光散乱の波長依存を解析すると、実験結果に類似した波長依存効果を得た。

研究成果の概要(英文)：Ultrasound-modulated optical tomography has the possibility of detecting optical structures with highly spatial resolution under deep inside optical scattering medium. In this research, generation mechanism of the ultrasound-modulated optical signals was investigated to retrieve quantitative signals from the modulation signals for clinical applications. Using a reflective ultrasound-modulated optical spectroscopic system, the speckle patterns formed by the multiple scattering light was obtained and the wavelength dependence of irradiating beam by Monte-Carlo simulation revealed the similar dependence for the experimental results.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	2,100,000	630,000	2,730,000
2010年度	900,000	270,000	1,170,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,000,000	900,000	3,900,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：応用物理学・工学基礎・応用光学・量子光光学

キーワード：光計測, 生体光計測

1. 研究開始当初の背景

医学・生物学の分野では、生体組織深部の生理情報無侵襲かつ高い空間分解能で観察可能な新しい計測法の開拓が求められている。このような中で、可視から近赤外領域の光を用いる生体光計測は、組織の生理情報無侵襲かつ安価に計測できる手法として期待されている。これまでの生体光計測の研究においても眼底検査や脳内検査を始めと

する優れた成果が多数収められており、生体計測の有効な手法の1つとして見なされている。しかしながら、生体光計測にはこのような大きな利点が存在する一方で、光が組織細胞によって強く散乱されるために、皮下数cm以上の組織深部を高い空間分解能で光計測することが極めて困難であった。

研究代表者は生体組織によって散乱の作用を受けにくい超音波を生体光計測に融合

した新しい超音波変調光計測法の基礎研究を進めてきた。超音波変調光計測法では、生体組織深部に収束させた超音波と組織内で拡散した光とを局所領域の物質を介して相互作用させるので、収束パルス超音波のビームスポットサイズの空間分解能で生体組織深部の光学的な物質情報を光計測できる。しかしながら、本計測法における超音波変調光信号の発生機構が未だに十分に解明されておらず、物理的解明は重要な課題であった。

2. 研究の目的

本研究では、多波長光源と高感度分光システムを導入した同軸反射型超音波変調スペckル光計測システムを構築し、微弱な反射超音波変調光の波長依存性の実験的計測とその解析によって、超音波変調光の信号発生機構の解明することを目的とした。多波長光源と分光システムの導入により組織の分光計測が期待でき、さらに反射光学系における信号発生機構の検討は医療用診断装置への応用も期待できる。

3. 研究の方法

研究代表者が構築してきた超音波変調光計測システムを超音波変調高感度分光システムに改良し、光散乱試料内部からの超音波変調光信号の波長依存性を実験的に測定することを試みた。測定データに対して、超音波の影響を解析するために、超音波印加による光散乱変化を散乱理論およびモンテカルロシミュレーションで数値解析することを試みた。特に、光散乱体及び光吸収体を誘電体微小球の集合体としてモデル化し、超音波の変位運動により生じる誘電体微小球の変位を考慮した光散乱変化による相互作用原理に着目し、数値解析から超音波変調光発生機構の物理機構の検討を試みた。

4. 研究成果

(1) 反射型超音波変調光計測システムによる反射散乱光の波長依存および超音波依存の実験を行った。図1は反射型超音波変調光計測システムである。本研究費で高感度分光イメージングシステムおよび高周波数帯域の超音波発生器システムを新規に導入した。ピーク波長 785nm, 平均強度 260mw, 繰り返し周波数 80.0MHz のフェムト秒チタンサファイアレーザーを電気光学素子 (EOM) および音響光学素子 (AOM) で繰り返し周波数 1.0kHz に分周し、そのレーザーパルスをパルス幅 100ns の超音波パルスに同期させながら生体模擬試料に同軸照射した。開口付きミラーを回転走査させながら試料からの反射散乱光をイメージング分光器で撮影し、一連のスペクトル画像を信号処理して各波長に対する超音波変調分光信号を得た。

生体模擬試料にはイントラリピッドを混合した厚さ 10mm の光散乱性シリコンゴムを用いた。また、試料の分光計測を実現するために、この試料の深さ 5mm の位置に音響インピーダンスを整合させたヘモグロビン光吸収物体を内包した。

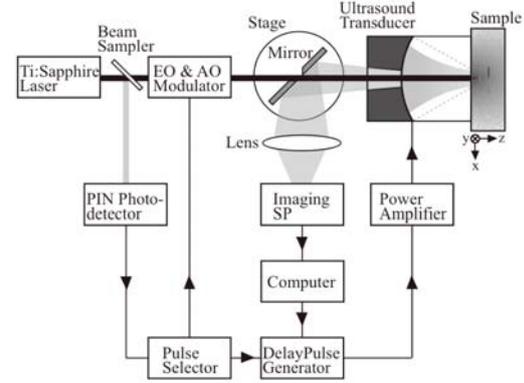


図1. 反射型超音波変調光計測システム

波長 780nm と 810nm の光に対して光吸収物体に超音波 (US) を印加した場合と印加していない場合の反射光強度画像 (スペckルパターン) およびその光強度差画像を測定した (図2)。超音波の粗密波によってスペckルパターンが変化し、それが波長に依存する結果を得た。特に、画素とスペckルの大きさの関係から、スペckルパターンのマイクロ変化を観察に有効であることが分かった。

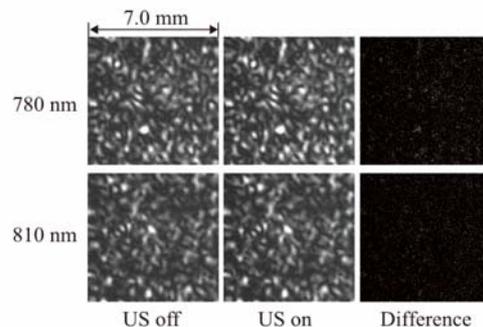


図2. 波長および超音波印加に対するスペckルパターン変化の実験結果

図3は光散乱試料に対する超音波変調分光成分である。超音波変調光信号は波長に依存しており、波長に対して緩やかな依存する変化と鋭敏に依存する変化とが観察された。光源スペクトルは波長 785nm でピーク強度を持ち、さらに表示領域において滑らかであるため、得られた信号変化は超音波変調の作用によって生じることが分かった。

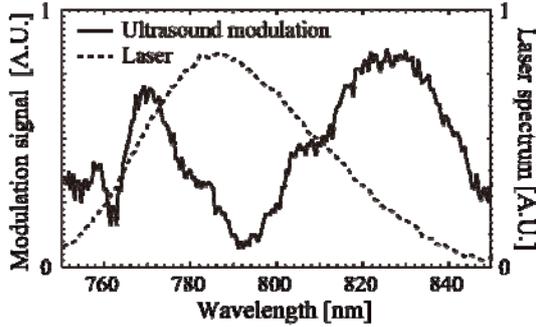


図3. スペックルの波長依存結果

(2) Mie 散乱理論による光散乱媒体の波長依存について検討した. 物質を介した超音波変調光は, 超音波粗密波による光吸収変化や超音波粗密波による屈折率変化, 粒子間距離変化による位相変化に加え, 超音波粗密波による光散乱分布変化による複合的な作用として発生する. 光散乱変化による信号発生を考えた場合, 光散乱体を微小球の集合体と仮定すると, 超音波印加によって微小球の半径 a と複素屈折率 m は $\alpha + \Delta\alpha$ や $m + \Delta m$ の変化を受ける. 極座標系 (r, θ, Π) における光散乱分布関数は,

$$F(\theta, \varphi) = |S_2(\theta)|^2 \cos^2 \varphi + |S_1(\theta)|^2 \sin^2 \varphi \quad (1)$$

で与えられ, 光強度が散乱角に依存することを意味する. $S_1(\theta)$ 及び $S_2(\theta)$ は

$$S_1(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \{a_n \pi_n(\cos\theta) + b_n \tau_n(\cos\theta)\} \quad (2)$$

$$S_2(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \{b_n \pi_n(\cos\theta) + a_n \tau_n(\cos\theta)\} \quad (3)$$

で与えられ, 式中の n は整数, $\pi_n(\cos\theta)$ および $\tau_n(\cos\theta)$ はルジャンドル関数に関連する関数, a_n 及び b_n は

$$a_n = \frac{\psi_n'(y)\psi_n(x) - m\psi_n(y)\psi_n'(x)}{\psi_n(y)\zeta_n(x) - m\psi_n(y)\zeta_n'(x)} \quad (4)$$

$$b_n = \frac{m\psi_n'(y)\psi_n(x) - \psi_n(y)\psi_n'(x)}{m\psi_n'(y)\zeta_n(x) - \psi_n(y)\zeta_n'(x)} \quad (5)$$

$\psi_n(x, y)$ および $\zeta_n(x, y)$ は Riccati-Bessel 関数, $x (=2\pi a/\lambda)$ および $y (=mx)$ はサイズパラメータである. x と y は a と m の関数であり, 超音波による外部作用によって関数 $F(\theta, 0)$ が変化をする. すなわち, 光散乱粒子を介した光と超音波の相互作用によって, 超音波変調光信号が発生する. また, 同時に, x と y は波長の関数であるので, 散乱分布が照射光の波長に依存することも分かった.

(3) モンテカルロシミュレーションによる散乱効果を Mie 散乱理論から導出される次式の Henyey-Greenstein 位相関数 γ_s を用いて検討した.

$$\gamma_s = \cos^{-1} \left\{ \frac{1+g^2}{2g} - \frac{(1+g^2)^2}{2g(1-g+2gv)^2} \right\} \quad (6)$$

位相関数内の g は非等方散乱パラメータであり, v は 0 から 1 までの一様乱数として与えた. 散乱体による光子の散乱角度は図4に示す座標系を用いた. ここで,

$$\phi_i = \phi_{i-1} + \gamma_s \sin \phi_s \quad (0 < \phi_s < 2\pi) \quad (7)$$

$$\theta_i = \theta_{i-1} + \gamma_s \cos \phi_s \quad (0 < \phi_s < 2\pi) \quad (8)$$

で与えられ, 同様に一様乱数を使用した.

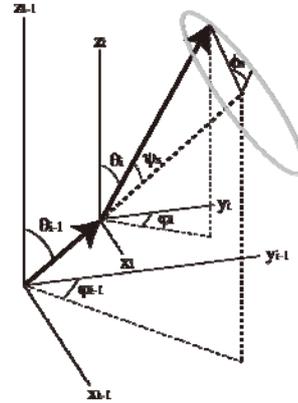


図4. 散乱の座標系

波長 780nm に対して同一の乱数を使用し, 1000 万個の光子に対して散乱光を重ね合わせることでスペックルパターンとした. さらに, 超音波変調作用に散乱係数の局所変化と見なし, 平均自由行程を乱数で変化させた. 超音波の印加と無印加のスペックルパターンは高い相関性を持つが, 同時に超音波変調成分としての差分成分も現れた. 波長 810nm の場合においても超音波変調成分が現れた.

一方, 各波長を連続的に変化させるとスペックルパターンは同様に連続的に変化し, 散乱が波長に依存することが分かった. この結果は実験結果と一致することが分かった.

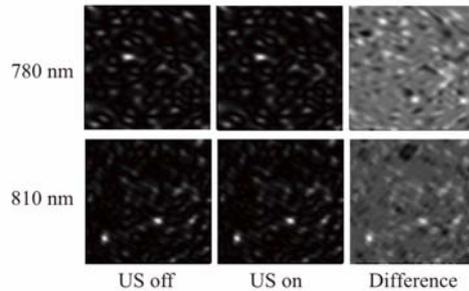


図5. 波長および超音波印加に対するスペックルパターン変化の実験結果

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計1件)

① 日坂真樹, 超音波変調による生体のスペクトル光計測, 光学, 査読有り, 第38巻, No. 6, 2009, pp. 310-315.

〔学会発表〕(計3件)

① 新宅勇紀, 佐野良太, 日坂真樹, ヘモグロビン試料の反射型超音波変調分光計測, 第49回日本生体医工学会, PS3-3-3, p. 311, 2010年6月27日, 大阪

② 下河邊俊之, 日坂真樹, 反射型超音波変調分光計測システムの構築と性能評価, レーザー学会学術講演会第30回年次大会, 2010I32pVI007, p.222, 2010年2月2日, 大阪

③ 日坂真樹, 光散乱体内部の超音波変調分光システムの開発, 電子情報通信学会 (MEとバイオサイバネティクス研究会), MBE2009-57, 2009, pp.17-19, 2009年10月29日, 大阪

〔その他〕

<http://www.osakac.ac.jp/labs/hisaka/>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

日坂 真樹 (HISAKA MASAKI)

大阪電気通信大学・医療福祉工学部・准教授

研究者番号：40340640