

# フェムト秒増幅光カーゲートによる 超高速イメージング

徳島大学 安井 武史

(独)産業技術総合研究所 美濃島 薫

## 1. はじめに

時々刻々と変化する過渡現象を解析するには、コマ撮り写真のように時間毎に分解してイメージングするのが有効である。身近な例として、ゴルフ・スイングのコマ撮り写真があるが、この場合の時間分解能はカメラのシャッター速度に依存し、たかだかサブミリ秒オーダーである。もしこのような時間分解イメージング技術をフェムト秒オーダーの時間領域まで高速化できると、光の伝搬の様子がスローモーションで見ることができであろう。しかし、このような超高速イメージングを電気技術で扱うのは容易でない。一方、フェムト秒パルスレーザー光源とそれによって誘起される非線形光学効果をうまく利用すると、フェムト秒パルス光で高速開閉可能な『光シャッター』が実現できる。このような光シャッターには、時間ゲート特性とイメージング特性はもちろんのこと、高い信号効率、多次元性、実時間性、広帯域性といった機能性も求められることから、高調波発生<sup>(1)(2)</sup>、誘導ラマン増幅<sup>(3)(4)</sup>、光パラメトリック増幅<sup>(5)(6)</sup>、光カーゲート<sup>(7)</sup>をはじめとした多種多様な光シャッターがこれまでに報告されている。

光シャッターを用いた超高速イメージングの応用面に目を向けると、超高速現象の観測以外にも、様々な利用が期待できる。その応用例の1つが、生体内部組織の可視化である。光計測は、人間に対する侵襲性が大きいX線診断と異なり、低侵襲で高空間分解・高速な測定が可能であることから、生体診断手段としても有望である。しかし、実際の生体組織は光に対して強い散乱媒質であるため、光は生体組織内で激しい散乱

の影響を受ける。したがって、生体光計測では生体組織内を伝搬する光の大部分を占める散乱光の取り扱いが問題となる。散乱光に対するアプローチとしては、散乱光を積極的に利用する手法（光トポグラフィー<sup>(8)</sup>、レーザドップラー血流計<sup>(9)</sup>など）と多重散乱光を除去して微弱な非散乱光を抽出する手法（光コヒーレンストモグラフィー<sup>(10)</sup>、光マンモグラフィー<sup>(11)(12)</sup>など）に大別できる。後者のいわゆる多重散乱光除去型生体イメージングを実現する1つの有力な手法が、光シャッターを用いた超高速イメージングである。図1(a)は、多重散乱光除去の原理を示している<sup>(7)</sup>。生体組織のような散乱体内部にある光学的情報を計測する場合、情報が多重散乱によって積分され埋もれてしまい、そのままでは取り出せない。しかし、超短パルス光を散乱体に入射すると、多重散乱光は非散乱光（前方直進光）に比べて実効的な光路長が長くなるため到達時間が遅れる。その結果、散乱体を通じた後の時間波形は、非散乱光と散乱光が時間的に分離されて分布することになる。したがって、生体組織の直接的な光学情報を有している非散乱光を時間的に切り出して測定することにより、多重散乱光の影響を除去し散乱体中の光学的情報を回復することができる。

また、光の伝搬速度（光速）が高精度に決定されていることに注目すると、光速を介して空間情報を時間軸上に展開することが可能となる。すなわち、超短パルス光の飛行時間からその伝搬距離を測定できる（飛行時間法）。このような飛行時間法を超高速イメージングで実現すると、物体の三次元形状測定が可能となる（図1(b)）。これまでに、光透過物体<sup>(13)</sup>や粗面物体<sup>(14)</sup>の三次元形状測定が報告されている。また、周波数チャープ光を用いることにより時間軸走査も省略した、三次

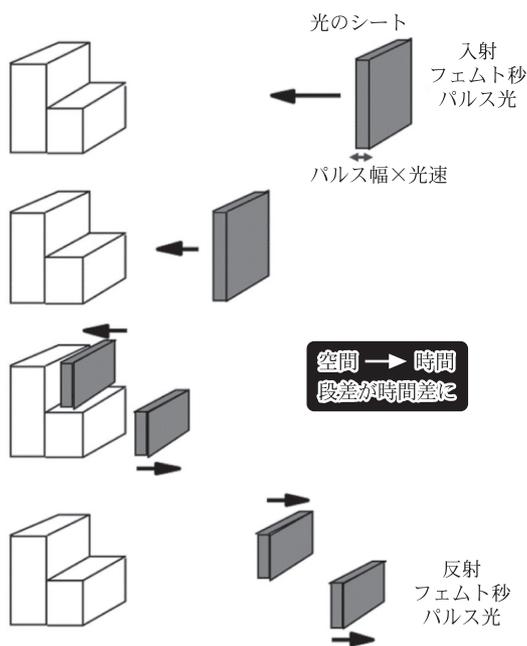
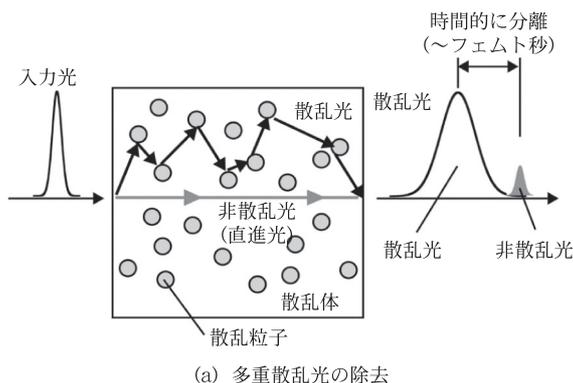


図1 超高速イメージングの応用例

元形状瞬時測定法も提案されている<sup>(15)</sup>。

本稿では、我々が開発したフェムト秒増幅光カーゲートを用いた超高速イメージングと三次元形状計測への応用について紹介する。

## 2. 測定原理と実験装置

### 2-1 光カーゲート<sup>(7)</sup>

超短パルス光を物質に照射時、光の強度（光電場の2乗）に比例して物質の複屈折性が変化する非線形光学現象を光カー効果というが、これを用いた光シャッターが光カーゲート（OKG）である。図2(a)は、分子配向分極を用いたOKGの光学配置図を示している。通常のOKGでは、クロスニコル配置された偏光子・

検光子ペアの間に光カー媒質が配置され、サンプル計測用のプローブ光とOKG開閉用のポンプ光がOKG媒質中で空間的に重ね合わされる。等方性の光カー媒質が直交する偏光子と検光子に挟まっているため、ポンプ光が非照射の定常状態では、プローブ光はOKGを通過しない（図2(b)）。しかし、プローブ光に対して45度傾いたポンプ光（直線偏光）の入射によって、それと同じ方向を向いた分子のみ配向分極が誘起されると、複屈折性（光カー効果）が生じる。その結果、光カー媒質は一時的に異方性となり、プローブ光は瞬時的に検光子を通過することができる。その後、誘起された配向分極の緩和と共にカー媒質は等方性に戻り、OKGは閉じられる。OKGのオープニング時間は光カー効果の持続時間（緩和時間）によって決まり、二硫化炭素（CS<sub>2</sub>）等の分子配向分極ではピコ秒オーダー、ガラス等の電子分極ではフェムト秒オーダーの開閉特性が可能である。一方、エネルギー効率（OKG透過率）はカー媒質の非共鳴実部の $\chi^{(3)}$ （三次の非線形感受率）に依存するため、一般的にかなり小さい。OKGは、バックグラウンドフリーであるため高感度化が可能であると同時に、位相整合条件を必要としないため広帯域化や二次元光シャッターとしての利用が可能である。

### 2-2 フェムト秒増幅OKG

位相整合が不要なOKGは超高速イメージング用光シャッターとして魅力的な性質を有している一方で、低いエネルギー効率が応用計測に対する制限となっていた。例えば、 $\chi^{(3)}$ の大きなCS<sub>2</sub>を用いたピコ秒OKGでも、その効率は10%弱である。OKGをはじめとした非線形光シャッターにおいては、非線形光学デバイス一般の抱える、高速性と高効率の両立が困難という問題点がある。このトレードオフの関係を解消するために様々な取り組みが行われているが、OKGに関しては、ピコ秒においてボルドー大学のグループが行った試みが発展性の観点から興味深い<sup>(16)(17)</sup>。すなわち、レーザ色素を光カー媒質として用いて光増幅を得たうえで、ポンプ光に2つの直交偏光パルスを用いて長寿命成分を差し引くというものである。さらに、我々は、この手法をフェムト秒領域まで拡張したフェムト秒増幅OKGをボルドー大学と共同で開発した<sup>(18)</sup>。

フェムト秒増幅OKGでは、エネルギー効率を向上させるため、光増幅と光カー効果を併せ持つ物質を光カー媒質（ここではピリジン系レーザ色素のアセトニトリル溶液）として用いる。ここで、ポンプ光として色素に吸収のある波長のフェムト秒パルスレーザ光を照射すると、ポンプ光の偏光方向に選択的に色素分子が励起され、誘起された異方性でOKGが開くとともに、誘導放出による光増幅が得られる（図2(c)）。こ

の場合には最大で6,000%という大きな増幅率が得られたが、ゲートパルス光パワーの増大に伴い飽和傾向を示した。しかしそのままでは、異方性の解消には励起状態の緩和か色素分子の再配向緩和を待つしかないため、プローブ光もナノ秒程度の時間連続して出力し

続けることになり、フェムト秒の時間ゲート機能は得られない(図2(d)上段)。

比較的遅い応答を示すレーザ色素でフェムト秒ゲートを実現するためには、直交偏光しかつ時間遅延 $\Delta t$ を有するダブルパルスをポンプ光として用いる(図2(d)下段)。これをともにレーザ色素に照射すると、第1のパルス(ポンプ光①)によってレーザ色素に異方性と増幅が与えられ、プローブ光は増幅されると共にOKGが開かれる。そこに直交する第2のパルス(ポンプ光②)が到達すると、レーザ色素に直交する異方性が与えられ、総和として異方性がキャンセルされる(図2(c))。その結果、ゲートが強制的に閉じられる。すなわち、第1パルスをオープニングパルス、第2パルスをクロージングパルスとして用いることにより、光カー媒質の緩和時間に依存しない高速なゲートを実現することができる(図2(d)中段)。

図3は、実験装置を示している。レーザ光源には、フェムト秒チタン・サファイア再生増幅器を用いた(中心波長790 nm、パルス幅100 fs、パルスエネルギー1 mJ、繰返し周波数1 kHz)。プローブ光には水の自己位相変調によって発生した白色コンティニューム光(波長350~900 nm)を用い、ダブルパルスのポンプ光( $\Delta t=220$  fs)はフェムト秒チタン・サファイアレーザ再生増幅器の第2高調波発生光(中心波長395 nm、パルス幅100 fs、パルスエネルギー15  $\mu$ J)を複屈折性結晶に入れることによって生成した。サンプルを透過(あるいは反射)したプローブ光は結像光学系を経てOKGに導かれ、偏光子で直線偏光にされた後、レンズでカー媒質内に結像される。一方、ポンプ光(スポット径=200  $\mu$ m)もレンズで集光され、プローブ光の結像面で空間的に重ね合わせることにより、二次元光シャッターを構成する。光増幅かつ時間的に切り出されたプローブ光イメージは、バンドパスフィルタを経て、最終的にCCDカメラ上に結像される

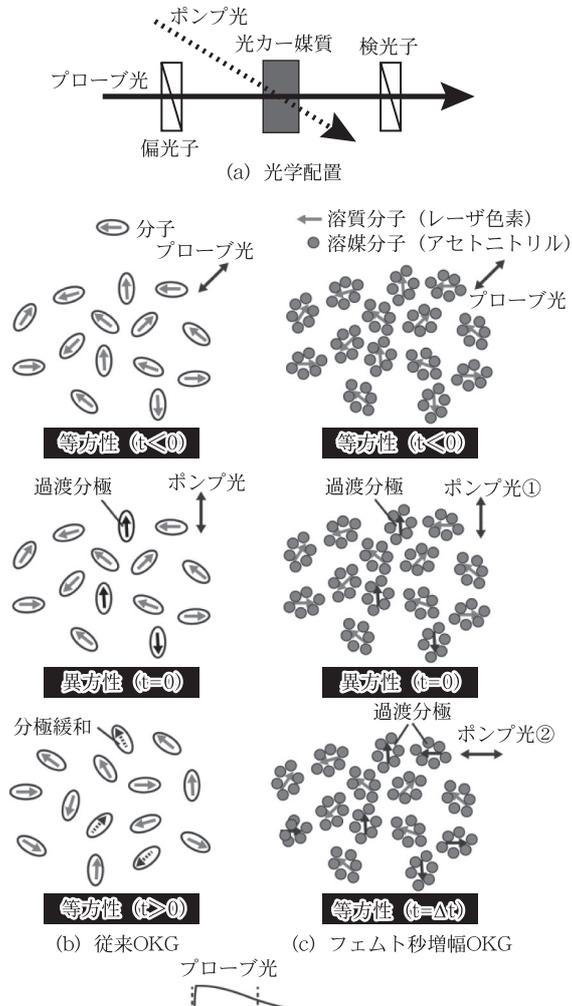


図2 光カーゲート (OKG) の原理

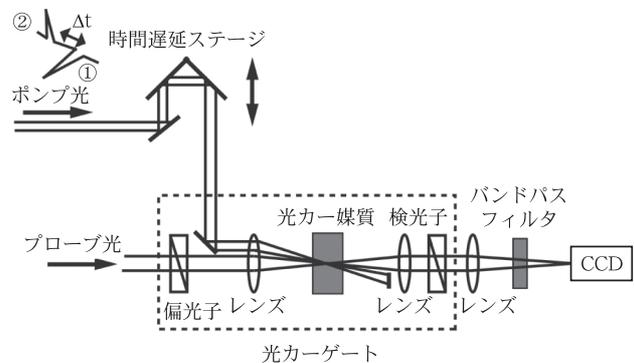


図3 実験装置

る。ポンプ光の時間遅延を調節することにより、様々なタイミングでの時間分解二次元イメージを測定することができる。また、バンドパスフィルタの波長選択により、任意波長の分光イメージを得ることが可能である。

### 3. 実験結果

#### 3-1 時間特性およびスペクトル特性

図4(a)はフェムト秒増幅OKGの時間特性を示している。10回の繰り返し測定に対し、ゲート時間は $459 \pm 28$  fs (平均値 $\pm$ 標準偏差)で、透過率ピークの統計的変動は28 fs (標準偏差)が得られた。一方、ピーク透過率は185%で、ピコ秒領域の代表的な光カー媒質である $CS_2$ でさえ同条件で透過率7%であり、フェムト秒ゲートを与える光カー媒質ではさらに透過率が低下することを考えると非常に高い効率であると言える。またゲート・クロージングが5%以下と非常に優れていることも本手法の特徴であり、光シャッターとして使用した場合には切れの鋭い時間分解イメージを得ることができる。

遷移スペクトル特性に関しては、色素溶液の増幅帯に相当したスペクトル帯域幅 (50 nm) が全ての遅延時間において得られている。このような特性は、時間分解分光イメージングに有効である。

#### 3-2 イメージング特性

非線形光学効果を用いた時間分解ゲートを二次元イメージングゲートとして利用する場合、複数の非線形光学効果の競合、飽和効果、ゲートパルス光の空間的形状や不均一性がイメージング性能の劣化につながる可能性がある。そこで、テストターゲットを用いて、本システムの面内空間分解能の評価を行った。図4(b)は、時間分解イメージングにおける空間周波数 (空間分解能) とイメージコントラストの関係を示している。比較のため、OKGのない参照イメージのコントラスト特性も併せて示している。空間分解能 $70 \mu m$ まで時間分解イメージと参照イメージのコントラストカーブに有為な相違は見られなかった。さらに、顕微光学系をプローブ光学系に導入した場合には、空間分解能 $1.7 \mu m$ が実現されている<sup>(9)</sup>。このように、フェムト秒増幅OKGが、フェムト秒の時間分解能、および光増幅の機能を持ちながら、 $\mu m$ レベルの高分解能な画像計測に適用可能な超高速二次元光シャッターであることを確認した。

このようなフェムト秒増幅OKGを飛行時間法による三次元形状計測に適用した場合、奥行き空間特性

(位置決め精度、奥行き分解能)はゲートの時間特性によって決定される。例えば、プローブ光をサンプルに対して45度入射角で照射し、その反射光を測定するようなプローブ光学系の場合、時間-空間変換は空間情報=時間情報 $\times$ 光速 $\times \cos 45^\circ$ で与えられる。したがって位置決め精度は、図4(a)における透過率ピークの統計的変動 (28 fs) より、 $5.9 \mu m$ である。一方、奥行き分解能は、多層構造の場合や、処理することなく一枚のイメージの中で奥行きの異なる部分を完全に分解できる限界であり、ゲート時間 (459 fs) より $97 \mu m$ である。異なる時間における時間分解イメージの単純な差し引きなどの画像処理を用いれば奥行き分解能以上の情報が得られ、最終的には位置決め精度が限界となる。

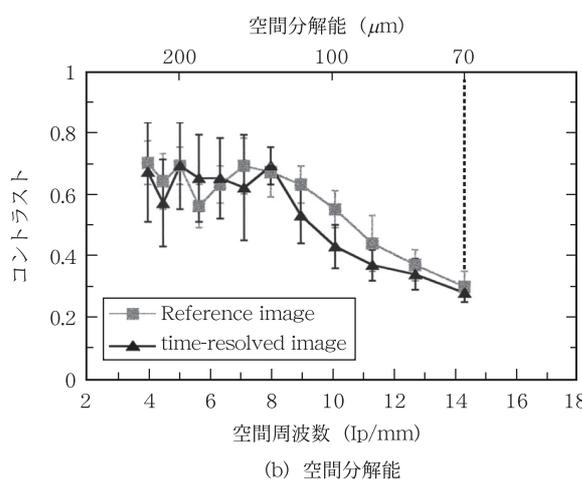
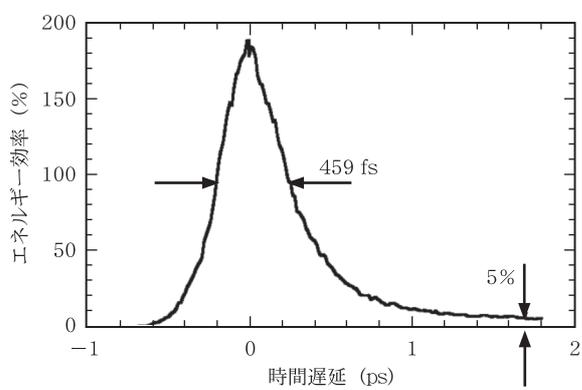


図4 フェムト秒増幅OKG信号

#### 3-3 光透過物体 (時間分解分光イメージング) の三次元形状測定

生体組織の分光特性は付加価値の高い情報を与えることから、生体イメージングに分光計測を複合できる

と、さらに有用な情報を得ることができる。そのような生体分光イメージングを実現するためには、広帯域スペクトル特性を有する超高速光シャッターによる時間分解分光イメージングが有用である。ここでは、フェムト秒増幅OKGを用いた時間分解分光イメージングの応用例として、分光特性の異なる光透過物体の三次元形状測定を紹介する。

図5(a)は測定サンプルを示しており、2つのネガ型テストパターン（7.63 lp/mm、10.1 lp/mm）に分光特性の異なる赤外透過フィルタ（ $>695$  nm、3 mm厚）と赤外阻止フィルタ（ $<700$  nm、1.1 mm厚）がそれぞれ取り付けられている。図5(b)は時間分解イメージを示しており、左列と右列はそれぞれ725 nmと670 nmのバンドパスフィルタ（バンド幅はいずれも10 nm）で分光された後、CCDカメラで測定されている。また、最上段はOKGがない場合の参照イメージである。時間遅延の原点は、725 nm時間分解イメージでの最大信号強度に設定している。赤外阻止フィルタの時間分解イメージ（右列、670 nm）が赤外透過フィルタ（左列、725 nm）に対して3.2 psだけ時間

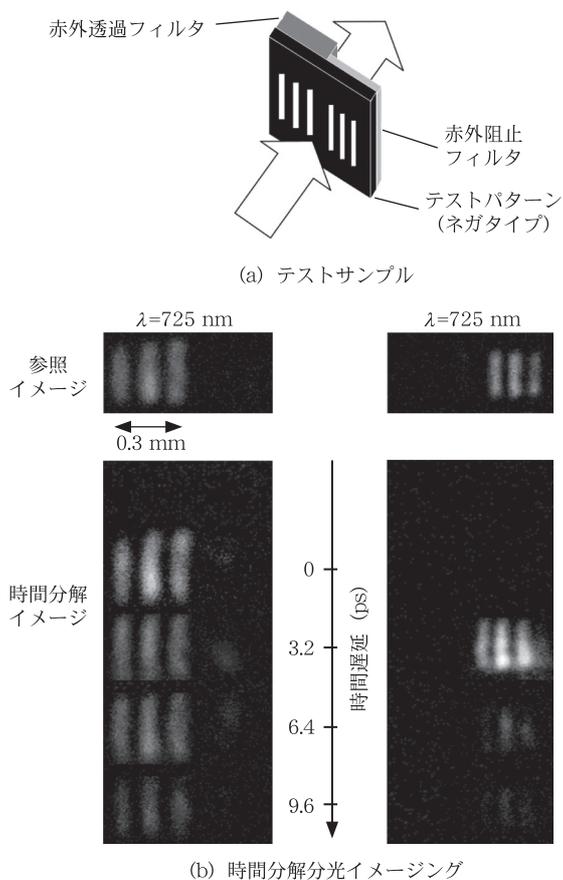


図5 透過物体の三次元形状測定

遅延していることが分かる。この値は、フィルタ厚さと白色プローブ光のチャープの影響を考慮した値（3.14 ps）とよく一致している。このように、フェムト秒増幅OKGの広帯域特性を利用することにより、時間情報と分光情報を分離したイメージング測定が可能になる。

### 3-4 粗面物体の三次元形状測定

生体計測や工業計測をはじめとした形状測定においては、実際の測定対象が必ずしも光計測にとって理想的な条件（例えば、鏡面性や透過性）を有しているとは限らない。むしろ、不透明で光を拡散反射するような物体が一般的である。そこで、ここでは実用計測において重要と考えられる不透明な粗面物体の三次元形状測定を紹介する。

サンプルは、図6(a)に示すようなハート型の曲面形状を有する粗面物体である。プローブ光（光束径1 mm）は、45度の入射角で、ハート型粗面物体の根元部分に照射される。粗面曲面による拡散反射とプローブ結像光学系の低NAにより、光カー媒質に到達するプローブ光は入射光の0.01%まで減少しているため、高感度検出が要求される。ここでは、時間遅延を0.67 ps毎に変化させながら、連続して5枚の時間分解イメージを測定した。連続した2枚の時間分解イメージの

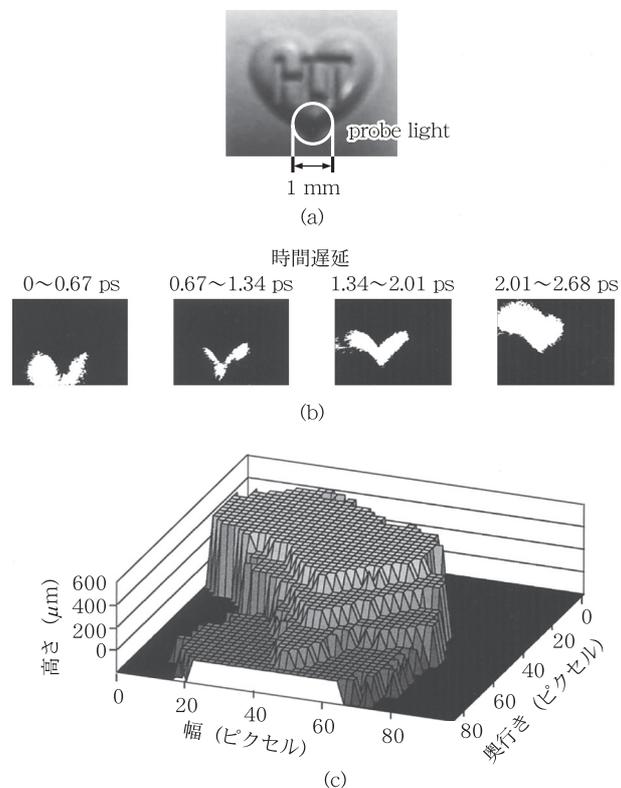


図6 粗面物体の三次元形状測定

差分を取った後、2値化したバイナリイメージを図6(b)に示す。サンプルの三次元的曲面形状に対応して、連続的にイメージが変化している様子が分かる。これらのイメージに基づいて粗面曲面サンプルの三次元形状を再構成したものが図6(c)である。今回は時間遅延の走査が粗いため十分な深さ分解能は得られていないが、さらに細かい時間遅延ステップで測定を行うことにより高精度な三次元形状測定が可能になる。このように、フェムト秒増幅OKGの超短ゲート時間と高感度性を利用することにより、曲面形状を有する粗面物体の三次元形状測定も可能である。

#### 4. おわりに

近年、超短パルスレーザー光源の安定化および汎用化が進み、超高速光技術の裾野が研究レベルから実用レベルへと急速に拡がりつつある。ここで紹介したフェムト秒増幅OKGは、超高速現象の観測、三次元形状測定、生体イメージングをはじめとした実用計測を超高速光技術によって実現するための重要な計測ツールである。これまでに電気的および光学的手法による様々な時間分解イメージング法が提案されているが、特に非線形光学効果を用いた超高速イメージングは、多次元性と多機能性という点で魅力的な特性を有しており興味深い。また、我々が開発したフェムト秒増幅OKGを用いた三次元形状測定を紹介し、超高速イメージングの実用計測への可能性を示した。今後、超高速イメージング技術のさらなる発展と共に、積極的な実用計測への応用が期待される。

#### ＜参考文献＞

- (1) J. G. Fujimoto, S. De Silvestri, E. P. Ippen, C. A. Puliafito, R. Margolis and A. Oseroff : "Femtosecond optical ranging in biological systems", *Opt. Lett.* **11**, pp.150-152 (1986)
- (2) E. Bordenave, Emmanuel Abraham, G. Jonusauskas, J. Oberle and Claude Rulliere : "Longitudinal imaging in biological tissues with a single laser shot correlation system", *Opt. Express* **10**, pp.35-40 (2002)
- (3) M. D. Duncan, R. Mahon, L. L. Tankersley and J. Reintjes : "Time-gated imaging through scattering media using stimulated Raman amplification", *Opt. Lett.* **16**, pp.1868-1870 (1991)
- (4) J. A. Moon, R. Mahon, M. D. Duncan and J. Reintjes : "Three-dimensional reflective image reconstruction through a scattering medium based on time-gated Raman amplification", *Opt. Lett.* **19**, pp. 1234-1236 (1994)
- (5) F. Devaux and E. Lantz : "Parametric amplification of a polychromatic image", *J. Opt. Soc. Am. B* **12**, pp.2245-2252 (1995)
- (6) C. Doulé, T. Lépine, P. Georges, A. Brun : "Video rate depth-resolved two-dimensional imaging through turbid media by femtosecond parametric amplification", *Opt. Lett.* **25**, pp.353-355 (2000)
- (7) L. Wang, P. P. Ho, C. Liu, G. Zhang and R. R. Alfano : "Ballistic 2-D

imaging through scattering walls using an ultrafast optical Kerr gate", *Science* **253**, pp.769-771 (1991)

- (8) A. Maki, Y. Yamashita, Y. Ito, E. Watanabe and H. Koizumi : "Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography", *Med. Phys.* **22**, pp.1997-2005 (1995)
- (9) C. Riva, B. Ross and G. B. Benedek : "Laser Doppler measurements of blood flow in capillary tubes and retinal arteries", *Invest. Opth.* **11**, pp.936-944 (1972)
- (10) 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**, pp.1178-1181 (1991)
- (11) G. Mitic, J. Kölzer, J. Otto, E. Plies, G. Sölkner and W. Zinth : "Time-gated transillumination of biological tissues and tissuelike phantoms", *Appl. Opt.* **33**, pp.6699-6710 (1994)
- (12) B. B. Das, K. M. Yoo and R. R. Alfano : "Ultrafast time-gated imaging in thick tissues: a step toward optical mammography", *Opt. Lett.* **18**, pp.1092-1094 (1993)
- (13) K. Minoshima, T. Yasui, E. Abraham, H. Matsumoto, G. Jonusauskas, and C. Rullière : "Three-dimensional imaging using a femtosecond amplifying optical Kerr gate", *Opt. Eng.* **38**, pp.1758-1762 (1999)
- (14) T. Yasui, K. Minoshima and H. Matsumoto : "Three-dimensional shape measurement of a diffusing surface by use of a femtosecond amplifying optical Kerr gate", *Appl. Opt.* **39**, pp.65-71 (2000)
- (15) K. Minoshima, H. Matsumoto, Z. Zhang and T. Yagi : "Simultaneous 3-D imaging using chirped ultrashort optical pulses", *Jpn. J. Appl. Phys.* **33**, L1348-L1351 (1994)
- (16) G. Jonusauskas, R. Gadonas and C. Rullière : "⟨Fast⟩ optical Kerr gate with ⟨slow⟩ nonlinearity", *Opt. Comm.* **112**, pp.80-84 (1994)
- (17) G. Jonusauskas, J. Oberlé, E. Abraham and C. Rullière : "⟨Fast⟩ amplifying optical Kerr gate using stimulated emission of organic non-linear dyes", *Opt. Comm.* **137**, pp.199-206 (1999)
- (18) K. Minoshima, G. Jonusauskas, T. Yasui, E. Abraham, C. Rulliere and H. Matsumoto : "Femtosecond amplifying optical Kerr gate", in *Abstracts of Fifth International Workshop on Femtosecond Technology*, H. Yajima and F. Saito, eds. (The Femtosecond Technology Research Association, Tsukuba, Japan, 1998), p.120
- (19) T. Yasui, K. Minoshima, E. Abraham and H. Matsumoto : "Microscopic time-resolved two-dimensional imaging with a femtosecond amplifying optical Kerr gate", *Appl. Opt.* **41**, pp.5191-5194 (2002)

#### 【筆者紹介】

##### 安井武史

徳島大学 ソシオテクノサイエンス研究部 教授  
〒770-8506 徳島県徳島市南常三島2-1  
TEL/FAX : 088-656-7377  
E-mail : yasui.takeshi@tokushima-u.ac.jp

##### 美濃島薫

御産業技術総合研究所  
イノベーション推進本部・イノベーションスクール  
事務局長  
〒305-8568 茨城県つくば市梅園1-1-1 中央第2  
TEL : 029-861-4282  
E-mail : k.minoshima@aist.go.jp