

# KTN結晶を用いた200 kHz高速波長掃引光源とSS-OCTシステム

波長掃引光源を利用した光干渉断層計 (SS-OCT) は、被検者の生体組織表層の断層画像を高速に取得可能な技術であり、近年特に注目がなされています。本稿では、光通信用に開発したKTN (タンタル酸ニオブ酸カリウム) 結晶を波長掃引素子として用いた、世界最速200 kHz駆動のKTN波長掃引光源とこれを基に構築した高速SS-OCTシステムを紹介します。本光源は従来比2倍となる波長掃引速度を実現しており、OCT診断において患者の身体的負担の低減に大きく貢献できます。

小林 潤也<sup>1</sup> / 佐々木 雄三<sup>1</sup> / 岡部 勇一<sup>1</sup>  
 上野 雅浩<sup>1</sup> / 坂本 尊<sup>1</sup> / 豊田 誠治<sup>1</sup>  
 八木 生剛<sup>2</sup> / 長沼 和則<sup>2</sup>

NTTフォトニクス研究所<sup>1</sup>  
 NTTアドバンステクノロジー<sup>2</sup>

## SS-OCTシステム

光干渉断層計 (OCT: Optical Coherence Tomography) は、生体の細胞などの断層構造を深さ方向へイメージングする診断装置であり、1990年代に入り初期の報告<sup>(1),(2)</sup>がなされて以来、その画期的な特性が注目され開発が活発に行われてきました。OCTの特に注目すべき特性は、数 $\mu\text{m}$ オーダーの高分解能イメージングが可能であることです。OCTと類似する既存の技術としては、超音波によるイメージングが血管狭窄等の診断に重要な役割を果たしてきました。超音波によるイメージングは数 $\text{cm}$ 程度の深さまで観察可能ですが、分解能は原理的に100 $\mu\text{m}$ 程度に限定されてしまいます。これに対して、従来手法より2桁高いOCTの分解能は、数 $\mu\text{m}$ レベルでの病変を発見できるため、画像診断時の正確さを飛躍的に向上させます。OCTは、すでに眼科領域で網膜および黄斑部周辺の診断に<sup>(3)</sup>、また血管内イメージングとして内視鏡型OCTが動脈硬化の臨床診断に用いられています。最近では、3次元的な形状変化を伴う疾患や、皮膚疾患等のメカニズム解明のため3次元画像の必要性が増してお

り<sup>(4)</sup>、3次元画像構築に用いる膨大な2次元画像の高速取得が不可欠になっています。

OCTは光の干渉によって深さ方向の情報を取得しますが、その取得方法によって時間領域 (TD: Time Domain) OCTと周波数領域 (FD: Fourier Domain) OCTとに分類することができます。いずれの方法も、光源、干渉計、受光器で構成され、各方式によって適した構成部品でシステムを構築します。測定速度の点ではFD-OCTが優れており、その中でも波長

掃引光源と単一の光受光器を用いる、波長掃引型 (SS: Swept Source) OCTが、高速画像取得のもっとも有効な手法として注目されています。

SS-OCTシステムの構成を図1に示します。波長掃引光源からのレーザ出力はビームスプリッタにより分波され、生体組織と参照ミラーへ照射されます。生体組織へ照射された光から、構造に応じた反射が発生し信号光となります。信号光と参照ミラーからの参照光が再び合波され干渉し、光検出器で検出されます。干渉信号のフーリエ

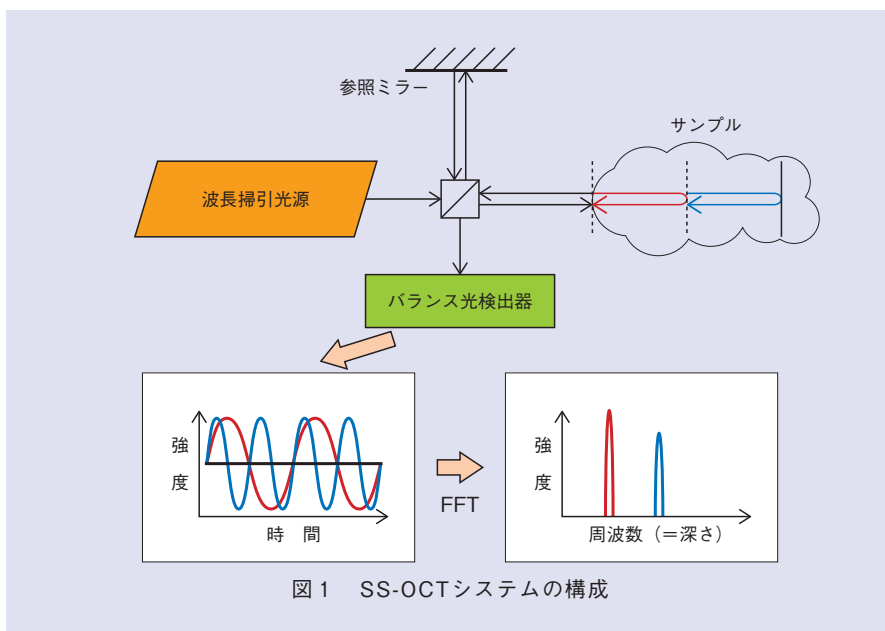


図1 SS-OCTシステムの構成

変換\*が生体組織の深さ方向の反射光強度です。この一連の過程で、ある一点の断層構造をイメージングでき、レーザ光を生体組織上にて空間的に掃引することで面内のイメージングが可能になります。

SS-OCTでは、1回の波長掃引で1ラインの深さ方向のスキャン(A-Scan)ができるため、SS-OCTのスキャンレートは光源の波長掃引速度に依存します。従来の波長掃引光源は、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) や回折格子と可動ミラーを用いた機械式のものであり<sup>(5)</sup>、波長掃引速度や掃引帯域に限界がありました。そこで我々は高速にOCT画像を取得するため、巨大電気光学 (EO: Electro-Optic) 効果を有するKTN (タンタル酸ニオブ酸カリウム:

$\text{KTa}_{1-x}\text{Nb}_x\text{O}_3$ ) 結晶を用い、その光偏向効果<sup>(6)</sup>を利用した世界最速200 kHz駆動のKTN波長掃引光源を開発しました<sup>(7)</sup>。これを用いたSS-OCTシステムは、従来の機械式波長掃引光源を用いたシステムと比較して、測定を大幅に高速化できます。

本稿では、200 kHz駆動KTN波長掃引光源と、これを用いた高速SS-OCTシステムについて紹介します。

### KTN結晶を用いた200 kHz高速波長掃引光源

SS-OCT用の波長掃引光源では、外部共振器内に波長選択素子を配置し波長掃引を行っています。その代表的な方式は、回折格子のような波長選択素子と波長掃引素子を有するものです。これまでの波長掃引素子には、ガルバノミラー、ポリゴンミラー、MEMS等の機械型光偏向器が用いられており、100 kHz超の高速動作が困難、かつ信頼性に問題がある状況でした。今回、我々が波長掃引素子に用いたKTN光偏向器は、機械駆動部を有さずEO効果により光偏向が可能のため、波長掃引光源の高速・高信頼化に向け高いポテンシャルを有しています。

KTN光偏向器を用いた波長掃引光源

(浜松ホトニクス株式会社製造) を図2に、光源の構成<sup>(7)</sup>を図3に示します。本光源はLittman-Metcalf配置の外部共振器を基にしています。1.3  $\mu\text{m}$ 帯の半導体光増幅器 (SOA: Semiconductor Optical Amplifier) から射出した光はコリメータレンズにより平行光になり、KTN光偏向器を通過し、回折格子により回折され端面鏡へ到達します。回折光のうち、端面鏡へ垂直入射した波長の光のみ逆の光路をたどり、SOAの右側端面に形成したハーフミラーで折り返されレーザ発振に至ります。発振波長の制御は、KTNへの電圧印加によりKTNからの出射光を空間的に偏向し、端面鏡へ垂直入射する回折光の波長を変化させることで行います。光偏向は、まず1.2 mm厚のKTN結晶にDC電圧 $\pm 400$  Vを印加し注入電子を結晶内にトラップさせ、屈折率分布を形成します。その後、周波数200 kHz、振幅 $\pm 360$  Vの正弦波電圧を印加し、光を偏向させます。

200 kHz駆動時のKTN光偏向器への印加電圧と、信号光と参照光の干渉信号を図4に示します。印加電圧に対応して、干渉信号が200 kHzの周期で観測されているのが分かります。波長掃引光源に求められる特性としては、高速性に加え、診断時の分解能にかかわる波長掃引幅と、どれだけ深くまで観察できるか(侵達度)にかかわるコヒーレンス長があります。本光源においては、波長掃引幅100 nm以上、コヒーレンス長7 ~ 10 mmであり、皮膚や目、食道癌等のOCT診断に求められる要求値を満たしています。

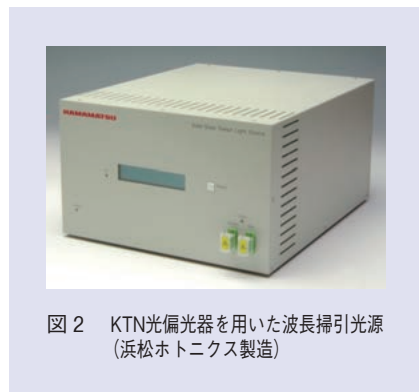
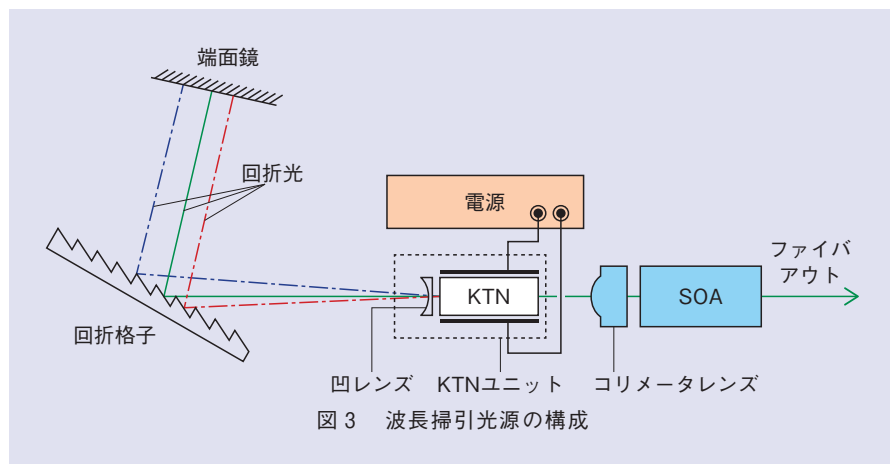


図2 KTN光偏向器を用いた波長掃引光源 (浜松ホトニクス製造)



\* フーリエ変換：実空間にて記述された関数を対応する波数空間の関数に変換、またはその逆を行う変換で、時間的に変化する量のスペクトルを得るためによく用いられます。

## KTN波長掃引光源を用いた高速SS-OCTシステム

KTN波長掃引光源を用いた高速SS-OCTシステムの構成を図5に示します。光源から出射された光は、光カプラにより2つに分岐し、一方は参照ミラー、もう一方は測定対象物で反射されます。それぞれの反射光は、サー

キュレータ、偏波コントローラを通り、光カプラに到達し干渉します。干渉光は、バランス型光検出器で電気信号に変換され、DAQ (Data Acquisition) ボードにより高速でサンプリングされます。

KTN波長掃引光源からは掃引周波数に同期したトリガ信号が出力されており、これがOCTの深さ方向の1次

元情報を取得 (Aスキャン) するための同期信号 (ラスタートリガ) として用いられています。さらに前述のラスタートリガは、ファンクションジェネレータにより外部機器同期信号に変換され、これは光を横方向に偏向させる2次元情報を取得するためのガルバノミラー動作 (Bスキャン) の同期に用いられます (Bスキャントリガ)。1枚のOCT断層画像は、Aスキャンにより取得した1次元情報 (Aラインデータ) を、Bスキャンにより横方向に複数ライン連続取得し、並べることで構築しています。

構築した高速SS-OCTシステムを、光源を200 kHzの正弦波で、ガルバノミラーを300 Hzの三角波で動作させました。このとき、Aラインデータ1本当り  $5 \mu\text{s}$  で取得し、200本のAラインデータからなる2次元情報を1 ms程度で取得できることを確認しています。

ヒト臼歯の *in vitro* (生体外) OCT像を図6 (a)、実物写真を図6 (b)に示します。歯の表層部分であるエナメル質と象牙質からなる2層構造が観測し

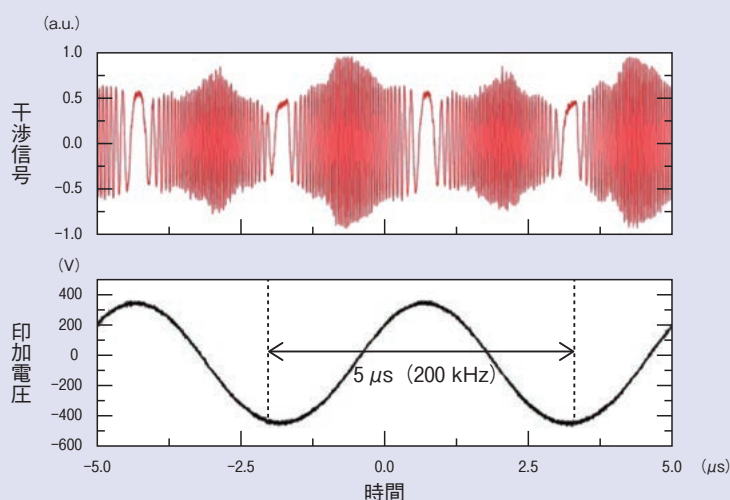


図4 200 kHz駆動時のKTN印加電圧と干渉信号

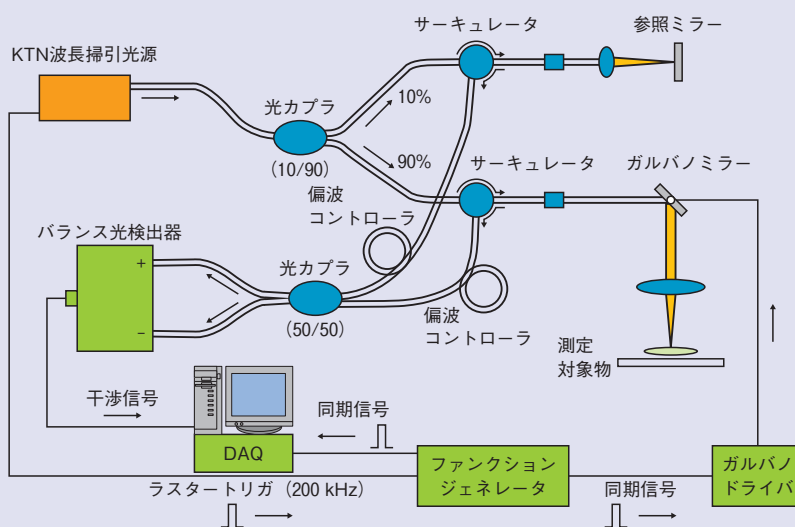
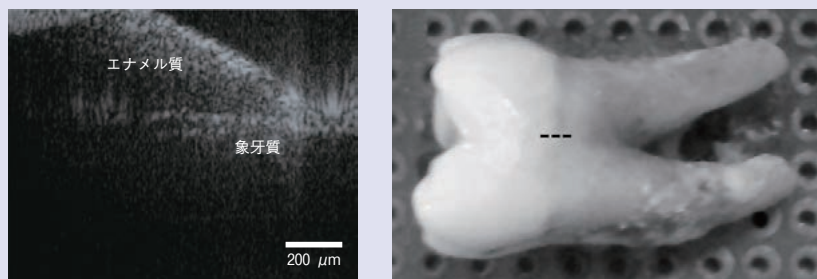


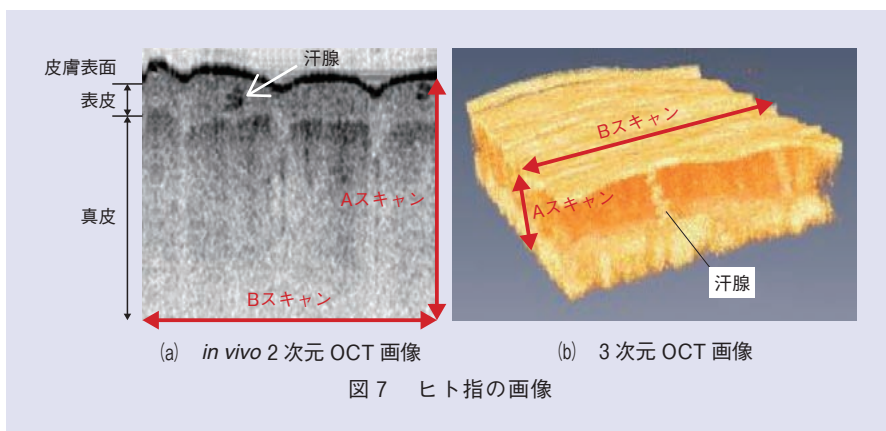
図5 高速SS-OCTシステム





(a) *in vitro* OCT 画像 (b) 実物写真

図6 ヒト臼歯の画像



(a) *in vivo* 2次元 OCT 画像 (b) 3次元 OCT 画像

図7 ヒト指の画像

やすい場所 (図6 (b)の破線部) を選んで測定を行っており、図6 (a)に示すように2層構造が明瞭に観察されています。

次に、ヒト指の*in vivo* (生体内) 2次元OCT像を図7 (a)、3次元OCT像を図7 (b)に示します。3次元OCT像は200枚の2次元像から構築しています。指表面の指紋や表皮・真皮、汗腺までもが明瞭に観察されているのが分かります。

### 今後の展開

KTN結晶を波長掃引素子として用い、世界最速の200 kHzで駆動する高速波長掃引光源を開発しました。この波長掃引光源は、200 kHzの高速動作時、波長掃引幅が100 nm、コヒーレンス長が7~10 mmであり、SS-OCT

システムの要求条件を満たしています。この光源を用いて、高速SS-OCTシステムを構築し、ヒト臼歯の2次元OCT画像と、指の3次元OCT画像を明瞭に観察することに成功しました。

今後は、本波長掃引光源の製品化と販売を浜松ホトニクスとの連携で進めていきます。また、波長掃引速度のさらなる伸長を図り、冠動脈診断をはじめとする適用領域の拡大を図る予定です。

### 参考文献

- (1) 丹野・市村・佐伯：“光波反射像測定装置，”日本特許第2010042号，1990。
- (2) D. Huang, E. Swanson, C. Lin, J. Schuman, W. Stinson, W. Chang, M. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. Puliafito, and J. Fujimoto: “Optical Coherence Tomography,” *Science*, Vol.254, No.5035, pp.1178-1181, 1991.
- (3) 板谷：“眼科診療における光干渉断層計の進歩，”*OplusE*, Vol.31, No.3, pp.266-271, 2009.
- (4) M. E. Brezinski, G. J. Tearney, B. E. Bouma,

- J. A. Izatt, M. R. Hee, E. A. Swanson, J. F. Southern, and J. G. Fujimoto: “Optical Coherence Tomography for Optical Biopsy: Properties and Demonstration of Vascular Pathology,” *Circulation*, Vol.93, No.6, pp.1206-1213, 1996.
- (5) S. H. Yun, C. Boudoux, G. J. Tearney, and B. E. Bouma: “High-speed wavelength-swept semiconductor laser with a polygon-scanner-based wavelength filter,” *Opt. Lett.*, Vol.28, No.20, pp.1981-1983, 2003.
- (6) K. Nakamura, J. Miyazu, M. Sasaura, and K. Fujiura: “Wide-angle, low-voltage electro-optic beam deflection based on space-charge-controlled mode of electrical conduction in  $KTa_{1-x}Nb_xO_3$ ,” *Appl. Phys. Lett.*, Vol.89, No.13, pp.131115-1-131115-3, 2006.
- (7) Y. Okabe, Y. Sasaki, M. Ueno, T. Sakamoto, S. Toyoda, S. Yagi, K. Naganuma, K. Fujiura, Y. Sakai, J. Kobayashi, K. Omiya, M. Ohmi, and M. Haruna: “200 kHz swept light source equipped with KTN deflector for optical coherence tomography,” *Electron. Lett.*, Vol.48, No.4, pp.201-202, 2012.



(後列左から) 長沼 和明/ 豊田 誠治/  
坂本 尊/ 上野 雅浩/  
佐々木 雄三  
(前列左から) 八木 生剛/ 岡部 勇一/  
小林 潤也

SS-OCTは、生体組織の断層画像を高速・高感度にて取得可能であり、画期的医療診断技術として期待されています。今回、我々は「社会的課題の克服」に貢献すべく、光通信用KTN結晶を医療用途に適用し、世界最速の波長掃引光源を実現しました。

### ◆問い合わせ先

NTTフォトニクス研究所  
TEL 046-240-2841  
FAX 046-240-4527  
E-mail kobayashi.junya@lab.ntt.co.jp