

光応用による目にやさしい眼科 医用機器

SLD / 波長掃引光源の非侵襲検査診断機器への応用

目次

1. はじめに
2. 光応用の眼科医用機器
3. OCT の仕組みと光デバイスの特徴
4. アンリツの取り組み

1. はじめに

近年、光を応用した技術は通信や工業製品など幅広い分野で活用されております。特に眼科医用分野では、1990 年に OCT^{※1} が山形大学で発明されて以来、目覚ましい進歩を遂げております¹⁻⁴⁾。それまでの眼科検査では、超音波式など、直接眼球に触れて測定する手法が主流であり、被験者は検査の度に大変な苦痛を伴っていました。OCT は光の反射を利用して非接触・非侵襲で対象物からの情報を取得できる手法であり、本手法を導入した眼科検査装置では、眼球に直接触れずに目の状態を把握することや、病理診断が可能となります。誰しも自分の目を検査する際に、眼球に接触されることは精神的な苦痛を伴いますので、非接触で検査や診断ができることは非常に重要となります。アンリツでは、これら眼科検査装置向けのキーデバイスである、各種光源を開発・製造しております。

このホワイトペーパーでは、眼科検査装置に使用される光源、例えばレーザダイオードや SLD^{※2} といった光デバイスはどういう特徴があって、どのように使用されているのかなどについて解説します。また、OCT の原理についても詳しく説明します。

最後に、眼科医用分野の検査／診断装置市場に向けたアンリツの取組を紹介します。

※1 OCT (Optical Coherence Tomography/ 光コヒーレンストモグラフィ：光干渉断層撮影)

光の干渉を利用して物体や人体の内部を断層撮影し、さらにビームスキャンすることで、立体的な構造を精密に計測する技術。近赤外光を利用して、非破壊および非接触で撮影できるのが特長で、薄膜製品の不良・不具合検査や、眼科医療の検査などに使用されている。

※2 SLD (Super Luminescent Diode)

レーザダイオード並みの出力、広い発振スペクトラム幅および LED(Light Emitting Diode)の低コヒーレンス性を兼ね備えた光源である。レーザ発振ではなく、LED と同様の自然放出で出力されるが、レーザダイオードと同等の狭い活性層で発光するため、光ファイバとの結合性に優れている。



2. 光応用の眼科医用機器

2021 年に文部科学省が実施した「児童生徒の近視実態調査」報告書⁵⁾の中では、近視人口は世界的に増加傾向で、2050 年には 48 億人に増加する、との記載があります。諸説ありますが、近視は遺伝的要因やスマートフォン、パソコン等を近距離で長時間見続けることによって発症したり進行の原因になったりすると言われています。

近視は、図 2.1 に示す様に、眼球の前後方向の大きさが伸びることで目から入った光が網膜上にピントを合わせられないことが原因です。眼の表面から、眼の奥の網膜までの距離を“眼軸長”といいます。

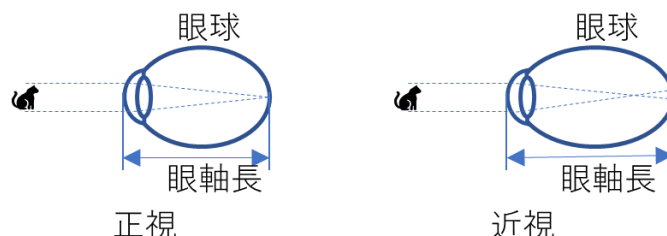


図 2.1 正視と近視

健康診断等の視力検査では、「C」形の開いている部分が上下左右に変化しながら「C」が小さくなっていく検査方法がよく用いられますが、この検査では眼を細めたり、確率 1/4 の勘が作用したりすることで実際の視力よりも良い結果が得られる可能性があります。近視の主な原因は、上述したように眼軸長が伸びることなので、眼軸長を直接測定すれば、より正確に近視度合を検査することができます。この眼軸長を測る方法の一つが、OCT を利用した光学式眼軸長測定器です。OCT が登場する以前の測定方法は超音波式が主流であり、眼球表面に直接触れながら測定する必要がありましたが、光学式眼軸長測定器では、眼に触れることなく非侵襲に正確な眼軸長が測定できるという特長があります。

OCT を活用した非侵襲測定器には眼軸長測定器の他に、眼底 OCT があります。眼底 OCT は、眼底上を面状にスキャンして測定します。この時、測定に使われる光は網膜表面だけでなく、網膜内部にまで透過するため、眼底部の断層構造も観測することができます。そのため、一般的な眼底カメラのように二次元的に眼底の写真を撮るだけではなく、三次元的に眼底部を観測できることが特長です。また、OCT は X 線 CT のような被爆のリスクもなく、広く緑内障や加齢黄斑変性等の検査や診断にも使用されています。

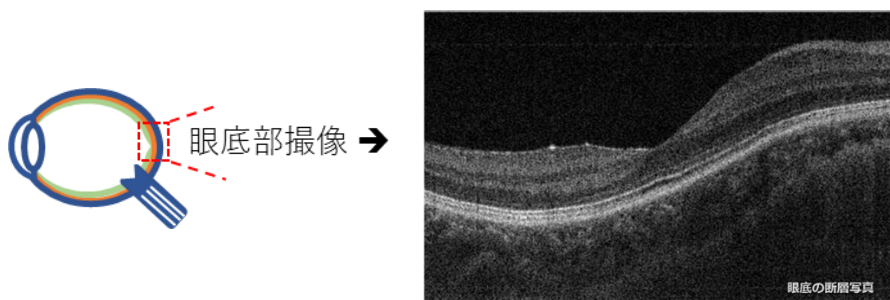


図 2.2 OCT による眼底部撮像例

このように、安全で非接触、非侵襲かつ、表面だけでなく内部まで精密に観測することができるレーザ応用の眼科医用機器には、今後さらなる進歩が期待されています。

3. OCT の仕組みと光デバイスの特徴

さて、本章では、OCT 計測の仕組みと、光の特性を表す「コヒーレンス性」について記載します。

光は 30 万 km/秒と高速なため、光を利用して距離を測定する場合は、直接光を観測するのではなく、光干渉技術を用いるのが一般的です。図 3.1 に光干渉計の概念図を示します。光干渉計では、参照光路(赤点線：光源 → ビームスプリッタ → 参照ミラー → ビームスプリッタ → 受光器)と、測定光路(緑一点鎖線：光源 → ビームスプリッタ → 測定対象 → ビームスプリッタ → 受光器)の光を干渉させることで必要な情報を取り出します。光が波の性質を持つことから、図 3.1 で参照ミラーの位置を上下に動かすと、両光路の長さが変わることによって干渉状態、すなわち両光路の光の位相関係が変わり、受光器で検出する光強度が変化します。光干渉技術はこの特性を利用した測定技術です。

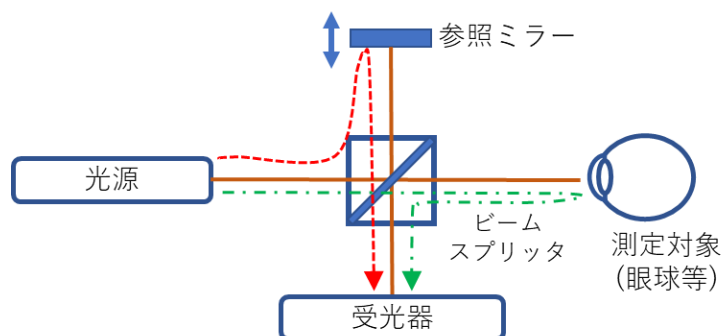


図 3.1 光干渉計の概念図

単一波長ではなく、一定の波長幅を持つ光源を使用した例を考えます。参照ミラーの位置を動かして、参照光路と測定光路の長さが一致すると、両光路を通過した光の各波長が持つ位相が揃い、受光器で検出する光の強度の和が最大になります。逆に両光路の光路差が不一致の場合、各波長の持つ位相が揃わなくなるため、強度の和が小さくなります。図 3.2 は、縦軸を受光器で観測した光強度、横軸を参照光路と測定光路の差として表したグラフで、光路長が一致している点を中央（0 点）として、横軸左右に離れていくにつれて光強度が弱まることを示しています。

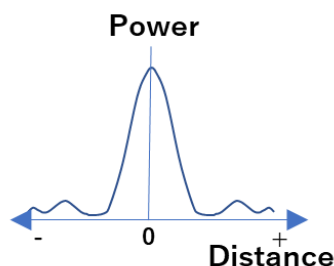


図 3.2 光路長差と光強度の関係

このように両光路長差を変えることで、光強度が変化する性質を利用し、測定対象までの距離を測定できます。この原理を応用し、非侵襲に生体組織の断層撮影をする装置として TD-OCT (Time Domain OCT) が開発されました。TD-OCT の開発後、フーリエ変換を用いて、測定時間の短縮等、性能を改善した FD-OCT (Fourier Domain OCT) が開発されます。FD-OCT には、広帯域の光源と受光器として PD アレイで測定精度を高めた SD-OCT (Spectral Domain OCT) や、狭線幅光源を掃引させる光源を使用することで可動部を無くし高速化を図る SS-OCT (Swept Source OCT) があります。それぞれの OCT 方式の詳細については後述します。

まずは TD-OCT について記載します。TD-OCT に使用する光源は、波長範囲が広いほど、光路長の差による光強度の減衰が急峻になります。図 3.3 に、光源の波長帯域の広さの違いによる光強度の減衰量の違いを模式的に示します。横軸は

光路差、縦軸は光強度を表しています。図は、波長の異なる光信号を 3 波、9 波、15 波合成した例です。15 波の光信号を合成した結果（図中の灰色）では、3 波の光信号を合成した結果（図中の青色）と比較し、光強度ピーク値からの減衰が急峻になっていることがわかります。光路差に対して光強度が急峻に減衰することは、特定の距離に強く反応しており、距離に対する感度が高い、すなわち高分解能の結果が得られるという意味になります。このように TD-OCT では光源の帯域の広さが、性能を表す重要なパラメータの一つと言えます。

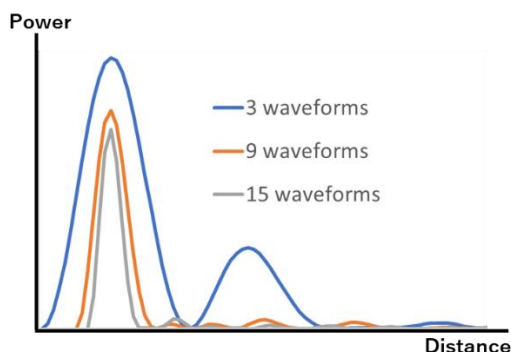


図 3.3 波長帯域幅の違いによる光路差と光強度の関係

TD-OCT は、物理的に参照ミラーの位置を変化させる必要があり、一度の測定で得られるのが 1 点だけであるため、やや測定時間が遅いという欠点があります。そこで、後に測定速度を改善するため、光干渉計の参照ミラー位置を固定して測定する FD-OCT という技術が登場しました。FD-OCT では、測定光路と参照光路の長さは必ずしも一致しない状態で、波長毎の光強度情報が得られます。この光強度と波長の情報をフーリエ変換すると、TD-OCT と同様に光強度と光路長差の情報を得ることができます。このように、FD-OCT と TD-OCT は、フーリエ変換を通して相関性を持っています。そのため、FD-OCT でも TD-OCT と同様に、測定に使用する光源の波長範囲が広い方が高分解能の結果が得られます。

前述したとおり、FD-OCT には、SD-OCT と SS-OCT の二つの方式があります(図 3.4)。SD-OCT では広帯域の光源を使用し、グレーティングで分光した後に多数の Photo Detector (256 個や 512 個、1024 個等)を並べた PD アレイ等で光強度を同時に測定します。一方 SS-OCT は狭線幅の光波長を掃引しながら、波長毎の光強度を測定していきます。

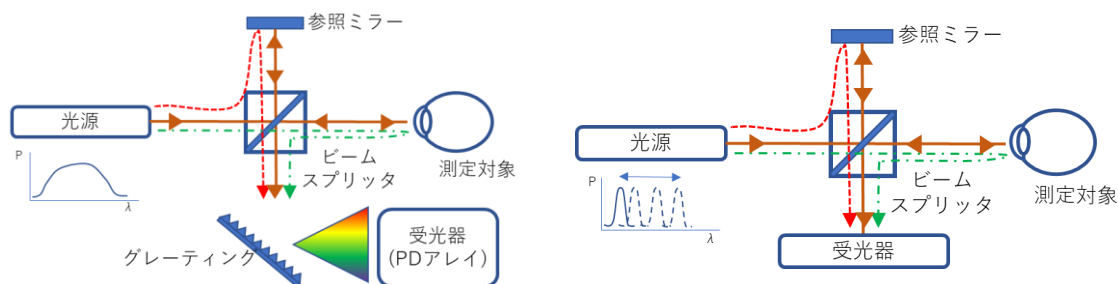


図 3.4 SD-OCT(左)と SS-OCT(右)の概念図

FD-OCT では、TD-OCT と異なり、参照ミラーの位置は固定するため、測定光路と参照光路の差 d は、固定となります。光路差 d が光の波長の整数倍($d=n\lambda$)のとき、最も強め合った干渉波になり、そこから半波長分ずれると($d=(n+1/2)\lambda$)、最も弱めあった干渉波になります。光路差が整数倍の時は、二つ光は同位相となり干渉光は強め合います(図 3.5 左)。逆に、二つの光が半波長分ずれる、すなわち位相が 180° ずれていると、二つの光は互いに打ち消しあいます(図 3.5 右)。



図 3.5 同位相の干渉信号と半波長ずれた場合の干渉信号の例

ここで光が測定対象の内部に透過し、深さ方向のいくつかの点から反射してくる場合を考えます。この時、測定対象表面までの距離を光路差 $d=0$ と仮定します。光路差 d が大きい場合、すなわち測定対象の深い箇所から反射した光との干渉信号を考えた場合、上式($d=n\lambda$)の n が取り得る整数値は多くなります。逆に光路差 d が小さい場合、すなわち測定対象の浅い箇所から反射した光との干渉信号を考えた場合、前述した n が取り得る整数値は少なくなります。例えば、波長範囲が約 1000-1010nm（波長帯域幅が約 10nm）の光源を使用し、 d すなわち反射点までの光路差が 0.1mm, 1mm, 5mm だった場合の例を表 3.1 に示します。表の「波長数」は、 $d(\text{mm})$ の中に入る $\lambda(\text{nm})$ の数、すなわち n の値を表しており、これが整数値の時、干渉波が強め合います。 $d=0.1\text{mm}$ の場合、整数値になるのは 2 つの波長 1000nm と 1010.1nm のみ(表 3.1 左 青網掛け部分)となります。また $d=5\text{mm}$ の場合では、50 箇所の波長が整数値として現れます。表中の灰色で網掛けした部分は、波長数が整数倍になっていないため、強い干渉波は現れません。

表 3.1 光路差(d)と整数倍の波長の関係

$d(\text{mm})$ 0.1		$d(\text{mm})$ 1		$d(\text{mm})$ 5	
$\lambda(\text{nm})$	波長数	$\lambda(\text{nm})$	波長数	$\lambda(\text{nm})$	波長数
1000	100.0	1000	1,000.0	1000	5,000.0
1001	99.9	1001	999.0	1001	4,995.0
1002	99.8	1002	998.0	1002	4,990.0
		1003	997.0	1003	4,985.0
		1004	996.0	1004.02	4,980.0
1006	99.4	1004.5	995.5	1006	4,970.2
		1008.07	992.0	1009.49	4,953.0
		1009.08	991.0	1009.9	4,951.0
1010.1	99.0	1010.1	990.0	1010.1	4,950.0

図 3.6 に、表 3.1 で検討した光干渉信号の波形を示します。図では、縦軸を光干渉信号の光強度、横軸を波長として表しています。 $d=0.1\text{mm}$ の波形は青色、 $d=1\text{mm}$ の波形は橙色、 $d=5\text{mm}$ の波形は灰色で記載しています。干渉波の周期と、ピークを検出している波長から、表 3.1 の光路差の情報を得ることができます。なお、ここでは簡略化のために異なる深さからの反射ピークパワーが同じになるように正規化して表示しています。実際には、異なる反射点からの反射パワーは強度が異なるため、干渉波の振幅も異なります。この情報を基に、反射しやすい/反射し難いなどの特徴が推測できます。

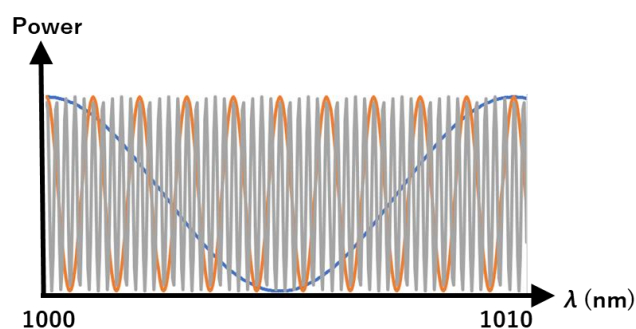


図 3.6 様々な深さからの干渉波（表 3.1 のグラフ化）

表 3.1 で示した例の様に、測定対象物の深さ方向に 3 か所からの反射がある場合、OCT では 3 つの異なる周期の光信号が重ね合わさった図 3.7 のような波形が得られます。



図 3.7 深さ方向 3 か所からの合成干渉波形の例

図 3.7 のように、複数の反射点から得られた信号が合成された干渉波のままでは、反射点までの距離の情報を得ることは困難です。そのため、前述したように OCT で得られた合成干渉波を、フーリエ変換によって元の周波数の情報に分離し、それを距離情報として処理します。

再び表 3.1 を参照します。d が 5mm の時、1000nm から 1010nm の範囲で整数倍になるのは 50 波長でした。より深い場所からの反射では、より整数倍の波長の数が増えていきます。SD-OCT では反射光を分光し、PD アレイで受光することで電気信号に変換します。いかに細かい波長に分光し、それに対応する数の PD が連結されたアレイで検出するか、ということが深さ方向の測定レンジを決めるパラメータになります。より多くの波長に分光できることは、より多くの反射点からの信号を観測できることを意味し、結果的に測定レンジの長距離化に影響します。一方 SS-OCT の場合、PD は一つのみで構成されます。そのため、深さ方向の測定レンジを決めるのは、光源そのものの線幅の細さとなります。一般的に、波長掃引光源は出力される光の線幅が狭いほど深さ方向の測定レンジが深くなり、掃引幅が広いほど距離分解能が高くなります。

これが FD-OCT の基本原理です。

さて、ここまで光が波の性質を持ち、相互に干渉することを利用して距離測定が実現できることについて言及してきました。干渉とは、複数の波が合波されたときに、相互に強め合ったり弱め合ったりして新しい波となる現象です。この干渉する性質をコヒーレンスと言います。干渉する光同士の間隔が合っていれば光強度は相互に強め合い、大きな振幅となり、逆に位相がずれていると振幅は小さくなります。

SD-OCT に使用される SLD や白色光源等、広帯域の光源の場合、近傍にある波長の光同士を切り出してみた場合、位相はほぼ揃っており、強い干渉が起きますが、切り出した波長同士が離れるほど、相互の位相もずれていき、干渉は弱まります。そのため、光源全体としてみた場合、非常に弱い干渉しか発生しません。このような弱い干渉の光源は「低コヒーレンス」とであると言います。干渉の弱い広帯域光源を使った SD-OCT で干渉波が観測できるのは、参照光路と測定光路の光を分光することで疑似的に狭い線幅の光源として受光しているためです。

SS-OCT に使用される波長掃引光源の場合、元となる光源からは線幅の細い単一波長の光が出力され、その波長を一定の幅に掃引させて使用します。このような単一波長の光は、干渉し続けられる距離すなわち可干渉距離が長く、「高コヒーレンス」と言われます。波長掃引光源の元となる光は単一波長と記載しましたが、厳密には、時間経過と共にわずかに波長の揺らぎが発生し、波長揺らぎの分、狭い帯域を持ちます。ある瞬間の波長を λ とすると、一定時間後には $\lambda + \alpha$ の波長に変化したり、また一定時間後には $\lambda - \beta$ の波長に変化したりします。

コヒーレンスという性質を定量的に示すために、コヒーレンス長またはコヒーレンス時間という指標があります。コヒーレンス時間は、光源から出力された光が干渉し続けられる時間で、コヒーレンス長はその時間に光が進む距離のことです。コヒーレンス長 (L_c) は下記の式で表されます。 λ_c は中心波長、 $\Delta\lambda$ はスペクトル幅(帯域幅)です。

$$L_c \cong \frac{\lambda_c^2}{\Delta\lambda}$$

例えば帯域幅が 50nm、中心波長が 1550nm の広帯域光源の場合、コヒーレンス長は 48 μ m と算出されます。また、線幅が 50fm、中心波長が 1550nm の狭線幅波長掃引光源ではコヒーレンス長が 48m と算出され、両光源のコヒーレンス長は大きく異なります。コヒーレンス長は干渉が発生する距離であり、すなわち、干渉計を使用して距離を測定できる範囲と考えることができます。波長掃引光源の場合、細い線幅の波長を一定の範囲で掃引させますが、波長掃引の幅とコヒーレンス長には関連性はなく、あくまで線幅の細さがコヒーレンス長を決定します。

SD-OCT で使用する広帯域光源の場合、コヒーレンス長が数十 μ m と短くなりますが、これは測定可能範囲とは異なります。SD-OCT の場合、干渉信号をグレーティングで分光した後に PD アレイで検出しています。分光により、個々の PD が検出する波長範囲が狭められるため、疑似的にコヒーレンス長が長くなり、結果としてシステムとしての深さ方向の測定可能範囲が光源そのものの測定可能範囲よりも広がることになります。

4. アンリツの取り組み

アンリツでは、SD-OCT 等で使用される広帯域な光源 SLD(Super Luminecent Diode)や、SS-OCT 等で使用される狭線幅な波長掃引光源を提供し、医用機器市場に貢献しています。

アンリツ製 SLD は、円筒、CAN、バタフライ、ドライブ回路付き等各種形態が選択可能で、波長は 0.8 μ m 帯、1.31 μ m 帯、1.55 μ m 帯、1.65 μ m 帯に対応しています。また、スペクトル幅は 14~70nm と幅広いラインナップを取り揃えています。光出力、波長幅も各種選択可能で、より広い波長幅が必要な場合はカスタムで中心波長の近い複数 SLD を連結動作させることも可能です。本ホワイトペーパーで紹介した眼科 OCT だけでなく、加工品の表面粗さ、傷の確認や薄膜厚さの測定等、広く産業用 OCT としても採用されています。

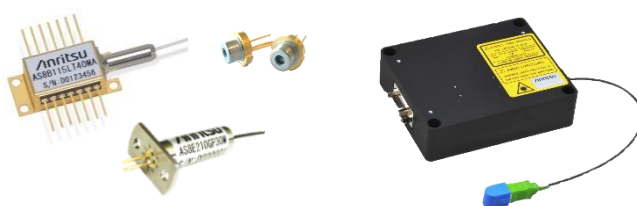


図 4.1 アンリツ製 各種 SLD の外観

アンリツ製の狭線幅波長掃引光源は、モジュール型/ビルトイン型/ベンチトップ型から選択可能です。モジュール型は光源モジュール単体、ビルトイン型はモジュールと駆動用の制御基板を一体とし、お客様装置への組込を容易にする構成としてあります。またベンチトップ型は、環境性能も考慮し、そのままの卓上据置きで使用可能なタイプです。波長は、ビルトイン型/ベンチトップ型では 1550nm、モジュール型では 1060nm から選択可能で、掃引する光源自体は狭線幅であるため、コヒーレンス性が高いことが特長です。条件にもよりますが、コヒーレンス長も約 100m と非常に長い利点を持ちます。これにより、SS-OCT を構成する際は、深い測定レンジの結果が得ることができます。

波長掃引光源は、本稿で紹介した眼科向けだけでなく、血管内 OCT といった医療用途の他、大型構造物の変異、揺らぎ計測などのインフラ/プラント計測用途等、幅広い分野で活用されています。



図 4.2 アンリツ製 波長掃引光源の外観

アンリツは今後とも眼科医用他、様々な分野で活用いただける各種光源を提供していきます。

参考文献

- 1) 波長掃引光源を用いた SS-OCT 測定 ～解析方法と実測例～ (アンリツ)
- 2) ホワイトペーパー スーパーluminescentダイオード (アンリツ)
- 3) 視覚の科学 第 39 号 第 3 号 OCT 技術の基本を紐解こう (株式会社トーマコーポレーション 山成正宏氏)
- 4) MEDICAL PHOTONICS No.7 眼底用光干渉断層計の進歩 (京都大学 板谷正紀氏)
- 5) 令和 3 年度 児童生徒の近視実態調査 調査結果報告書 (文部科学省)



アンリツ株式会社

センシング&デバイスカンパニー 国内営業部
<https://www.anritsu.com/sensing-devices>

〒243-8555 神奈川県厚木市恩名5-1-1
TEL 046-296-6783 FAX 046-225-8390



お問い合わせURL
<https://www.anritsu.com/ja-jp/sensing-devices/contact-us>



■本製品を国外に持ち出すときは、外国為替および外国貿易法の規定により、日本国政府の輸出許可または役務取引許可が必要になる場合があります。また、米国の輸出管理規則により、日本からの再輸出には米国商務省の許可が必要となる場合がありますので、必ず弊社の営業担当までご連絡ください。

■記載事項はお断りなしに変更することがあります。