

ニューフォーカスアプリケーションノート#14

バランス型光検出器を用いた手法の調査

A Survey of Methods Using Balanced Photodetection

FM分光法（アプリケーションノート7を参照）では、サンプルを通過する光の周波数（波長）に応じて変化する光の吸収を活用します。

バランス型光検出器は、高いS/N比が求められる実験に対してラボで広く使用されている検出手法です。この検出手法は、単純な信号の増幅に多くの利点があり、たとえば、フォトダイオードの後に配置した増幅器を用いる方法、あるいはアバランシェフォトダイオード（APD）を用いる方法などがあります。特に、レーザーのノイズまたは「コモンモードノイズ」を相殺でき、大きなDC信号上の小さな信号変動を検出できるという点で有効です。このアプリケーションノートでは、バランス型フォトディテクタを活用する幅広い種類の検出手法について検討し、さらにその実装方法について簡単に説明します。

バランス型検出の最もシンプルな事例は、2つのフォトダイオードが互いの光電流を相殺するように接続された場合です。この場合、各フォトダイオードに衝突するDC光パワーを、可変減光フィルタなどを使用して均一化する必要があります。これを行うと、1組のバランス型フォトダイオードの有効出力は、どちらかのビームに何らかの強度差が発生するまでゼロになります。強度差が発生すると、「バランスが崩れ」、正味の信号が出力に表われます。

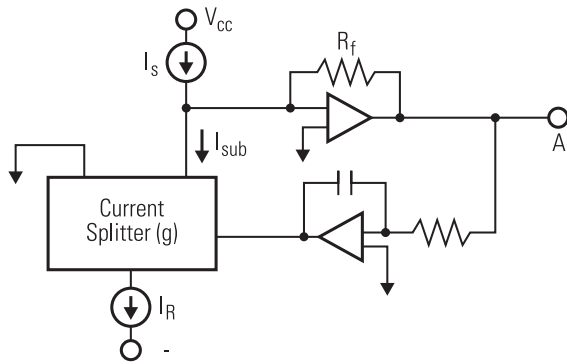


図1：New Focus™ Nirvana™ 自動バランス型受光器のフィードバックループは、フォトディテクタのリファレンス電流（ I_R ）を分割し、相殺光電流（ I_{sub} ）を生成します。レーザーの振幅ノイズは、 I_{sub} のDC値が、信号フォトディテクタからの信号電流（ I_S ）に等しくなると相殺されます。

面倒な作業が発生することを避けるため、2つのビーム強度のバランスをとる手動タスクである自動バランス型回路を採用することができます。これは、当初IBMのHobbsにより開発された手法です¹⁻³。この回路は低周波数フィードバックループを使用して、信号とリファレンスアームの間のDCバランスを自動的に保持します。図1に示すとおり、2つのフォトダイオード（信号およびリファレンスビームにそれぞれ1つ）、電流スプリッタ、電流減算ノード、トランス抵抗増幅器、およびフィードバック増幅器で構成されます。このバランス型受光器は、大きな背景放射上における小さな信号の検出を可能にします。この場合も、受光器は2つのよく一致したフォトディテクタから発生した光電流を減算することで動作します。

リファレンスと信号のどちらのビーム上にも存在するコモンモードノイズ（レーザー強度ノイズ）が相殺されるので、信号の一部としては表れません。その一方、リファレンスおよび信号検出器が生成した光電流に不均衡があると、増幅され、受信信号として表われます。

ニューフォーカスでは、5種類のバランス型受光器を取り扱っています。特許を取得したNirvana™ 自動バランス型受光器（モデル2007および2017）は、DCから125 kHzの周波数で、コモンモードノイズを50dB以上低減できます。シンプルなバランス型モードも、自動バランス型回路を使用することもできます。高速バランス型検出器（モデル16X7および18X7）は、80から800 MHzの帯域幅でバランス型検出を可能にします。モニター用に、3種類の低周波数光電流出力および1種類の高周波数RF出力が提供されます。10 MHz（モデル21X7）および大面積（モデル23X7）タイプのバランス型受光器は、高い利得を特徴とし、コヒーレントなヘテロダイン検出のアプリケーションに適しています。これら3種類のバランス型受光器はすべて、整合済みの増幅フォトダイオードを有します。

ニューフォーカスのバランス型受光器は、精密な測定が求められる光検出アプリケーションに最適です。このアプリケーションノートでは、幾つかの手法を3つのカテゴリーに分けて紹介します。

1. 時間領域における小信号検出
2. 周波数領域における小信号検出
3. コヒーレントヘテロダイン検出

b) 周波数変調分光法

サンプル（希ガスなど）の吸収スペクトル形状を調べるため、周波数変調分光法ではサンプルを通過する光の周波数（波長）に応じた光の吸収の変化を利用します。チューナブルレーザーを使用して、時間に応じて変化する波長をもつビームを生成することができます。次にこのビームを2つに分割し、バランス型光検出を行います。ビームの片方はサンプルを通過し、もう片方はリファレンスフォトダイオードに直接向かいます。この差分測定法が、FM分光法の基礎です。観察した信号の時間軸が光の周波数に直接関係するので、観察した信号は容易に光周波数で表すことができます（このため、周波数変調分光法と呼ばれます）。バランス型受光器を使用することで、レーザー強度の変動を直接排除できます。さらに、バランス型受光器を採用することで、S/N比が大幅に強化されるため、時間に応じて変化するサンプルの吸収が原因で発生する、DC光信号上のわずかな割合の変動も検出できます。

アプリケーションノート 14：バランス型光検出を使用した手法の調査

光散乱分光法（LSS）は、散乱した電界を干渉法により検出します。これは、散乱波の位相面の変化に非常に高い感度があります。

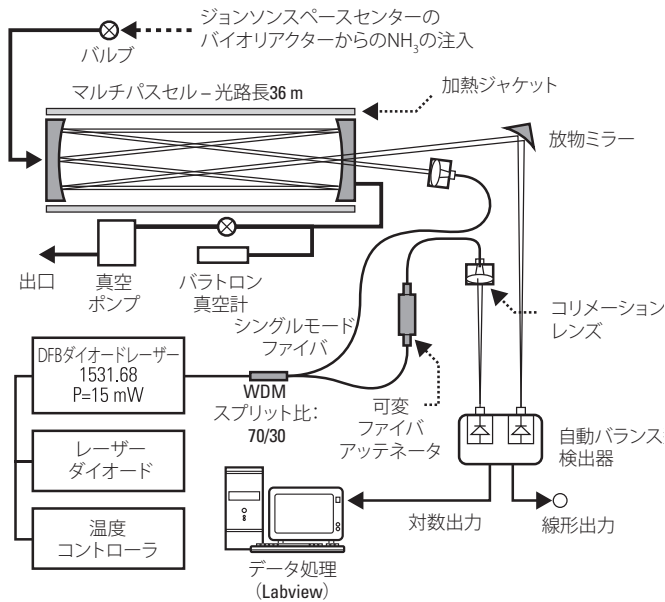


図3：ダイオードレーザーをベースにした微量ガスセンサの構成。波長1.53 μmで、NH₃濃度を連続測定した⁶。

（バランス型受光器を使用したFM分光法実験の設定方法について詳しくは、**ニューフォーカスアプリケーションノート7：“チューナブルダイオードレーザーを使用したFM分光法”**をご覧ください）

2. 周波数領域における小信号検出

レーザーをベースにした分光技術は、微量ガス、分子イオンなどの有力な検出方法のひとつとして開発されてきました。バランス型光検出機能を追加することで、吸収分光法の感度を大幅に強化できます。

a) 赤外ガスセンサ

ライス大学の特別研究員たちは、携帯型ダイオードレーザーをベースにしたガスセンサを開発しました。図3で示すとおり、バイオリアクタシステムのNH₃をオンラインでモニタリングすることが目的です（NASAのジョンソンスペースセンターで開発されている水の回収システムの一環として）。

アンモニアは近赤外領域で豊富なスペクトルがあります。その中から、ここでご紹介するNH₃センサの動作波長として1531.7 nmのラインが選ばれました。この波長は干渉が少なく、モニタリング目的に最適なラインであると判断したためです（1450 nm～1560 nmのなかで）。

光学ガスセンサ技術の原理は、3-25 μmのスペクトル領域の基本帯域、および近赤外振動倍音および1～3 μmの結合帯域における吸収分光法に基づいています。倍音分光法では、吸収線の強度が中赤外の基本振動での吸収線の強度よりもおよそ1～2桁弱くなります。近赤外領域で必要な感度を得るため、より長い吸収路長と、最適なレーザーノイズのバランスが必要です。

この目的のため、合計光路長36 m用に構成された小型のマルチパスセルおよび、デュアルビームの自動バランス型InGaAs検出器（New Focus™ Nirvana™自動バランス型受光器、モデル 2017）を使用しました。図3で示すとおり、2つのステージのあるダイヤフラムポンプを使用してサンプルガスを流し、100 Torrの圧力でマルチパスセルを通過させました。DFBレーザーダイオードは、出力15 mW、波長1531.7 nmの光を発振し、その線幅は10 MHz未満と規定されています。ファイバーは70/30のビームスプリッターに溶融接続しています。カブラの70%パワーアームがレンズを使用してマルチパスセルに送られます。30%のパワーアームがバランス型光検出器のリファレンスビームとして使用されます。182回通過した後に得られた出力パワーは、17 μWでした。リファレンスビームのパワーの方がセルから来る信号ビームのパワーよりはるかに大きいので、可変ファイバアッテネータを使用して減衰を行いました。自動バランス型検出器の最適性能のため、レーザーがスキャンする中心周波数におけるリファレンスパワーは $P_{ref}=2.2 \times P_{signal}$ に設定しました。

ラップトップ型のコンピュータを使用して、データの取得と処理を行いました。自動バランスモードでは、各濃度測定につき500回のスキャンを平均化しました。線形モードの検出器により行った濃度測定では、一回の測定に1000回のスキャンを使用しました。これは、このモードのS/N比が低いからです。1種類の濃度測定におけるデータ収集、平均化、処理にかかった時間は、30秒未満でした。このダイオードレーザーをベースにしたアンモニアセンサは、他のアプリケーションにも使用できます。特に、高速な時間応答によるモニタリングが必要な、濃度レベル1 ppm以上のアプリケーションに最適です。

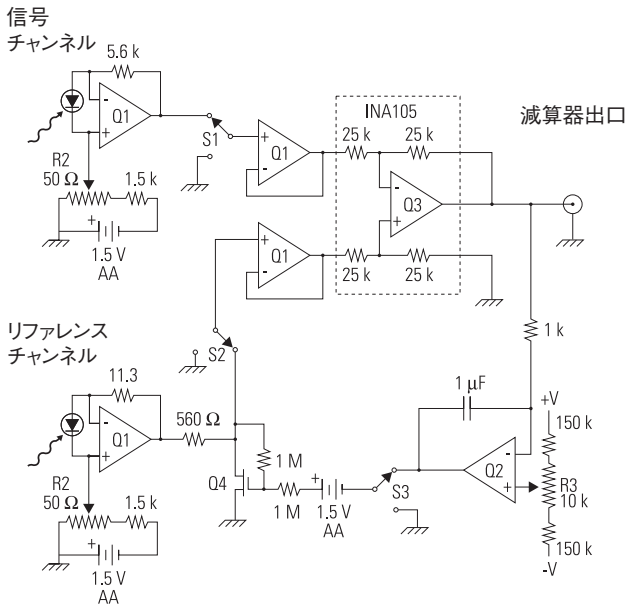


図4：シカゴ大学が提案した自動バランス型トランスインピーダンス差分増幅器の回路図⁸。この設計には、次のコンポーネントを使用しています。Q1-OP470超低ノイズ4倍オペアンプ、Q2-LF356オペアンプ、Q3-INA105精密単位利得差分増幅器、Q4-2N5457 MOSFET。

光コヒーレントストモグラフィ (OCT)、診断医学画像技術における有望な新基準、異なる横方向位置における時間遅延および光学エコーの大きさを測定

b) H₃⁺ 赤外スペクトル

1980年以来H₃⁺の赤外スペクトルは、星間化学、惑星の電離層の研究、および多原子分子の回転振動エネルギーレベルの理論的計算など、多くの分野で重要なプローブとなってきました。H₃⁺の遷移周波数を理論家や天文学者に提供するため、分光実験に関する17の研究がこの20年の間に行われ、その結果895もの異なる遷移を観察しました。実験室で得られたほとんどのH₃⁺の回転振動スペクトルは、最近開発された色中心レーザー (CCL) の分光計を使用したものでした。この分光計の非常に高い感度と、プラズマの高い振動温度および回転温度により、シカゴ大学のグループ⁹は100個の新しい遷移を観察し、割り当てることができました。

この実験では、H₃⁺は陽光柱放電により産出し、速度変調吸収分光法¹⁰を使用して検出しました。要約すると、チューナブルCCLにより波長2.3~3.5 μm、出力1 mW以上の赤外光が放射されます。この光が2つのビームに分けられ、プラズマチューブ内を反対方向に4回通過します。プラズマチューブを抜けた2つのレーザービームを、図4で示す自動バランス型検出器により検出します。

シカゴ大学の科学者たちは、最初にHobbsの回路¹⁻³を液体窒素で冷却したInSbフォトダイオードに適用しようとしたのですが、うまくいきませんでした。そこで、図4に示す新しい回路を作ったのです。各フォトダイオードがトランスインピーダンス増幅器に送られ、そこで光電流が電圧に変換され、増幅され、R1およびR2によって制御されたオフセットが与えられます。このオフセットの目的は、未放射のダイオードに付随す

るバックグラウンド電流を相殺するためのものです。リファレンスチャンネルの電圧は、フィードバック制御した電圧ドライバを通過した後で、Q3の信号電圧から減算します。出力の一部は積分器に送られ、その結果により電圧ドライバを制御します。積分器は、減算出力のDCがゼロになるまで減るように（すなわち、平衡動作となるように）除算器を設定します。10 kHzの速度変調器と併用することで、この回路はこのシステムの0.3 Hz帯域幅におけるショットノイズの制限の20倍以内にノイズを低減しました。

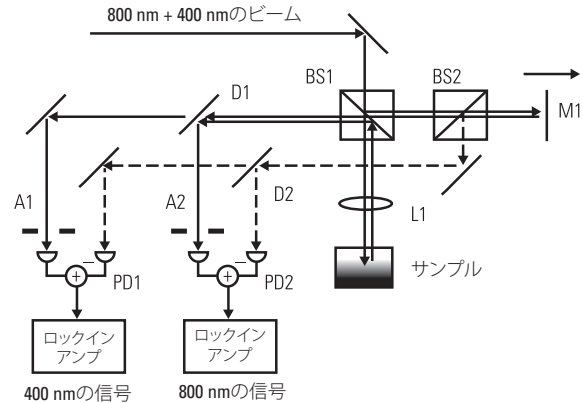


図5：現場ベースの光散乱分光手法用に設計された実験セットアップ。¹⁰

3. コヒーレントヘテロダイン検出

コヒーレントヘテロダイン検出は、その高い感度と指向性により、ドップラーLIDAR、光通信、光散乱および光コヒーレントストモグラフィなどに広く使用されています。この検出技術におけるS/N比の基本的な制限は、ローカルオシレータ (LO) レーザーの量子変動に伴うショットノイズです。バランス型受光器を使用すると、強度ノイズの問題を解決できます。

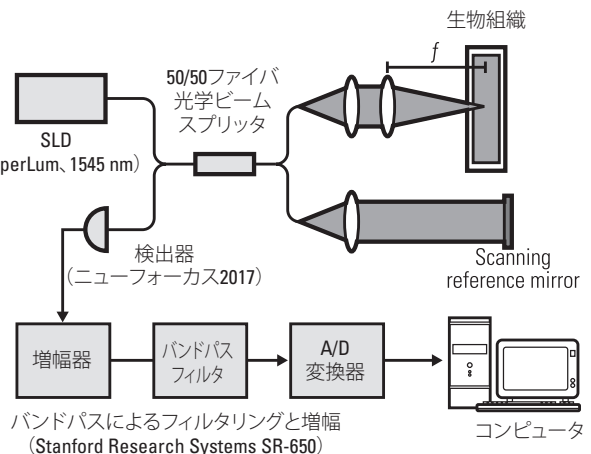


図6：シンプルなOCT画像システム。¹²

a) 光散乱分光法

光散乱分光法 (LSS) は、原子核およびその他の細胞組織の正確なその場測定が可能な新しい技術です。細胞の原子核の大きさおよびそのクロマチンの体積 (屈折率に関連する) の変化が、ガンの初期の兆候であるため、この技術は大きな注目を集めています。最近まで、LSS情報は組織から後方散乱した白色光の強度分析から得ていました。

近年、マサチューセッツ工科大学の科学者たちが現場ベースのLSS技術⁹⁾を実証しました。強度ベースのものとは比べて、現場ベースのLSSでは散乱した電場が干渉法により検出されるため、散乱波における位相面の変動に非常に高い感度を有します。その上、研究対象の小さな領域をより大きく局在化することが可能です。

セットアップには、2台の低コヒーレンス光源を備えたマイケルソン干渉計を採用しています。フェムト秒モード (150 fs) で動作するTi:sapphireレーザーが波長800 nmの光を発振します。この光の一部を分割し、第二高調波発生結晶を使用した400 nmへのアップコンバージョンを行いました。第一高調波および第二高調波のコヒーレンス長はどちらも約30 mmです。次に、変換した光を元のビームと再結合します。

図5に示すとおり、結合したビームはビームスプリッタ (BS1) によりプローブビームとリファレンスビームに分けられます。プローブビームは、アクロマティックレンズを使用してサンプル上に集光します。サンプルにおける400 nmおよび800 nmの成分のパワーは、それぞれ14 mWおよび5.5 mWです。リファレンスビームは一定速度で動くミラー (M1) で反射し、400 nmおよび800 nmで、それぞれ14.6 kHzおよび7.3 kHzのドップラーシフトを誘発しました。次に、このビームはサンプルから後方散乱したプローブ光と再結合し、ダイクロイックミラー (D1) を透過し、400 nmおよび800 nmの成分に分かれてから個別のニューフォーカス モデル2007自動バランス型受光器 (PD1およびPD2) に送られます。検出器の前面に開口部 (A1およびA2) を配置し、集めた光の量を制限します。リファレンスビームの一部を2番目のビームスプリッタ (BS2) で分け、2番目のダイクロイックミラー (D2) に送ります。このD2ミラーから出てくる2つの成分が、バランス型受光器のリファレンスポートに入ります。これは、2つの波長のパワー変動を相殺する役目を果たします。後方散乱したプローブビームと適切なドップラーシフトしたリファレンスビームの干渉より発生する各波長のヘテロダイン信号を、New Focus™の受光器で検出します。それぞれの信号は二重相ロックイン増幅アレイを使用して計測します。ヘテロダイン信号の真の大きさがオシロスコープに表示されるか、コンピュータで記録されます。ヘテロダイン技術は高い感度に対応するので、現場ベースのLSSの完全スペクトル応答により、光の波長よりずっと小さな細胞の原子核などの球面散乱の特徴を分解する方法を提供します。この技術は、上皮組織における前癌病変のin vivo診断に有益なツールとなるでしょう。

b) 光コヒーレンストモグラフィ

光コヒーレンストモグラフィ (OCT) とは、診断医学イメージング技術における新しい有望な技術です。高度なフォトニクスおよびファイバオプティクスを使用し、生物組織などの光散乱媒質における内部の微細構造に対して、高分解能の断面トモグラフィ画像を得ることができます。OCT技術は、さまざまな横方向の位置における光学エコーの時間遅延と大きさを測定することで実施します。OCTシステムは分解能が高いので、競合するin vivo技術にはない、高周波数超音波などの強みがあります。さらに、OCTは分光イメージングと偏光イメージングのどちらも可能なため、組織および病変部位の組成に対して、より適切な評価が行えます。OCTが最初の実証されたのは1991年でした¹¹⁾。その時以来、このシステムの改善に多くの努力が重ねられてきました。図6に示すのは、デンマークのRisø研究所で研究された、シンプルなOCTシステムです¹²⁾。

OCTシステムは、mm単位の分解能を可能にする、光源の広帯域スペクトルに依存します。この場合、中心波長1545 nm、スペクトル幅 59 nmのSLD (スーパーラミネセントダイオード) を使用しています。図6に示すとおり、低コヒーレンス光源をシングルモードファイバ光学マイケルソン干渉計に接続しています。サンプルアームのファイバから出射する光を、測定対象の試料に集光します。組織構造から逆反射した光は、走査リファレンスミラーからの光とともにファイバ光学50/50ビームスプリッタに結合されます。

ノイズは、OCTで高分解能および大きな侵入深さを得るための鍵となるパラメータです。バランス型検出器と共に干渉計を使用することで、光の過剰な強度ノイズが抑圧されます。バランス型システムを使用するため、図7で示すとおり、さらに2個のビームスプリッタを組込み、二重検出を導入しました。

K1およびK2のビームスプリッタの間に配置したアイソレータは、リファレンスミラーから戻ってきた光にカップリングされたパワーがK1を通り、検出器とカップリングし、ショットノイズおよびビートノイズを増加させることがないようにするために必要です。K3のビームスプリッタの分割比は50/50を選択しています。これは、強度ノイズを確実に抑圧するために必要な値です。さらに、検出効率を改善するため、3 dBアッテネータを検出器の1本のアームに加えることもできます (注: 検出器のリファレンス入力のパワーが信号入力のパワーの2倍になると、コモンモード阻止が最大になります¹³⁾)。この事例で使用した検出器は、New Focus™ モデル 2017 Nirvana™ 自動バランス型受光器です。

OCTシステムはコヒーレンス測定を基にしているため、サンプルとリファレンスアームの間の光路長の違いが光源のコヒーレンス長の範囲内である場合にのみ、信号が検出されます。

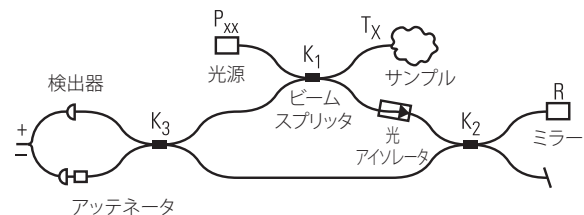


図7: バランス型受光器を備えたバランス型OCTシステム。¹²⁾

従って、サンプルの屈折率の違いにより光が反射されると、検出器は干渉信号を検出します。

通常、光源の線幅が広いほど、コヒーレンス長が短くなります。ガウシアンスペクトルを有する光源の場合、コヒーレンス長は次のように定義されます。

$$l_c = \sqrt{\frac{2 \ln(2)}{\pi}} \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}$$

ここで、 l_c はコヒーレンス長であり、 λ_0 は中心波長、 $\Delta\lambda$ はスペクトル線幅 (FWHM) です。コヒーレンス長は信号エンベロープの幅を測定したものですのでOCT画像の長手方向 (深さ) の分解能を決定します。

OCT画像の横方向の分解能は、組織内でプローブされる深さにおけるサンプルビームのスポットサイズにより決定されます。組織のような不規則な媒質では、スポットサイズを決定するときに光の散乱を考慮する必要があります。

OCTは多様な医療アプリケーションに使用できる可能性があります。ガンと心臓疾患は中でも急を要する、そして有望な応用領域の2つを表しています。生物学および臨床におけるOCTアプリケーションのレビューについては、参考文献14をご覧ください。

c) コヒーレント光CDMA

歴史的に、1980年代後半および1990年代にベル通信研究会社で開発された光学符号分割多重接続 (O-CDMA) 方式には次の3種類が存在します。

1. 光学符号または直交符号を採用した、ファイバ光学CDMA (スペクトル拡散技術)
2. フェムト秒CDMA (時間拡散技術)
3. ホログラフィックCDMA (空間拡散技術)

最初の技術 (以下、O-CDMAと呼ぶ) にのみ焦点を当てていきます。

現在業界で主流となっている光通信多重化方式はWDM (波長分割多重方式) ですが、O-CDMAはコンピュータネットワーク環境に複数の顕著なメリットがあります。O-CDMAは、シングルモードの光ファイバにおける過剰な帯域幅を活用する、多重接続方式として設計されました。O-CDMAは、ネットワークへの非同期アクセス、通信傍受に対するプライバシーの増強、ユーザごとの時間と周波数の効率的活用、および簡素化したネットワーク制御を提供します。

通常、O-CDMAシステムはインコヒーレント¹⁵とコヒーレント¹⁶に分類されます。インコヒーレントのアプローチでは、単極 (0/1) 符号、整合フィルタリング、および直接検出を活用しました。コヒーレント手法では、波に似た光の性質を利用し、位相情報を加えることで、双極 (+1/-1) 符号を生成し、そのため処理利得が向上しました。

直接検出方法と異なり、コヒーレント検出技術では受信した信号とローカルで生成した信号とを結合し、次に結合した信号を処理します。図8は、コヒーレントO-CDMAシステムを示します¹⁷。高品質なリファレンスレーザを中心に配置し、各ユーザはこのリファレンスを使用して注入同期を行い、安価なDFBレーザに1) 伝送用光源の機能を持たせ、2) コヒーレント検出のLOレーザの役目を果たさせます。

コヒーレント光波システムでは、情報信号は光キャリア波の振幅、周波数および位相変調を通じて伝送できます。これは、1) 振幅偏移変調 (ASK)、2) 周波数偏移変調 (FSK)、および3) 位相偏移変調 (PSK) の3つのデジタル変調方式に基づいています。図8で示す今回の例では、外部位相変調器を使用します。データは双極 (+1/-1) 符号により位相変調され、ネットワーク全体に伝送されます。受信器側では、DFBレーザがリファレンスレーザのスレーブレーザになり、元の双極符号に位相変調されます。その次に、受信したCDMA信号とコヒーレントに結合されます。

LOレーザがもたらすショットノイズは、受光器の他のノイズ条件を圧倒するのに十分な強度があります。O-CDMAシステムにバランス型受光器を使用することで、この相対的な強度ノイズの問題を解決できます。

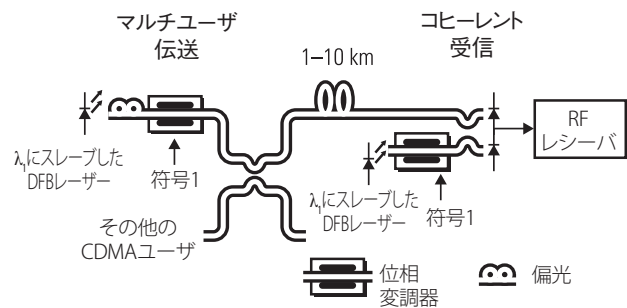


図8: PSK変調器を使用するコヒーレントCDMAシステム。¹⁷

まとめ

このアプリケーションノートでは、複数のバランス型光検出技術と、それらが時間分解ポンププローブ測定、超音波測定、微量ガス検出、赤外遷移スペクトル検出、光通信にどのように役立つかを総説しました。バランス型受光器を使用することでシステムの性能および感度が大幅に強化され、他の方法では検出できないような信号も検出できるようになります。

参考文献

1. P.C.D. Hobbs, "Shot noise-limited optical measurements at baseband with noisy lasers," in **Laser Noise**, R. Roy, ed., **Proc. SPIE 1376**, 216-221 (1991)
2. K.L. Haller and P.C.D. Hobbs, "Double beam laser absorption spectroscopy: shot noise-limited performance at baseband with a novel electronic noise canceller," in **Optical Methods for Ultrasensitive Detection and Analysis: Techniques and Applications**, B.L. Fearey, ed., **Proc. SPIE 1435**, 298-309 (1991)
3. P.C.D. Hobbs, "Ultrasensitive laser measurements without tears," **Appl. Opt.** **36**, 903-920 (1997)
4. C. Thomsen, H.J. Maris, and J. Tauc, "Picosecond acoustics as a non-destructive tool for the characterization of very thin film," **Thin Solid Films 154**, 217-223 (1987)
5. J. Vollmann, D.M. Profunser, and J. Dual, "Sensitivity improvement of a pump-probe set-up for thin film and microstructure metrology," **Ultrasonics 40**, 757-763 (2002)
6. R. Claps, F.V. Englich, D.P. Leleux, D. Richter, F.K. Tittel, and R.F. Curl, "Ammonia detection by use of near-infrared diode-laser-based overtone spectroscopy," **Appl. Opt.** **40**, 4387-4394 (2001)
7. M.E. Webber, D.S. Baer, and R.K. Hanson, "Ammonia monitoring near 1.5 μm with diode laser absorption sensors," **Appl. Opt.** **40**, 2031-2042 (2001)
8. C.M. Lindsay, R.M. Rade, Jr., and T. Oka, "Survey of H_3^+ transitions between 3000 and 4200 cm^{-1} ," **J. Mol. Spectrosc.** **210**, 51-59 (2001)
9. C.S. Gudeman and R.J. Saykally, "Velocity Modulation Infrared Laser Spectroscopy of Molecular Ions," **Ann. Rev. Phys. Chem.** **35**, 387-418 (1984)
10. C. Yang, L.T. Perelman, A. Wax, R.R. Dasari, and M.S. Feld, "Feasibility of field-based light scattering spectroscopy," **J. Biomedical Opt.** **5**, 138-143 (2000)
11. 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**, 1178-1181 (1991)
12. M.H. Frosz, M. Juhl, and M.H. Lang, "Optical coherence tomography: System design and noise analysis," A report of Risø National Laboratory, **Risø-R-1278 (EN)** (2001)
13. New Focus™, Inc., "Nirvana™ auto-balanced photoreceivers, Model 2007 & 2017 user's manual"
14. J.G. Fujimoto, C. Pitris, S.A. Boppart, and M.E. Brezinski, "Optical coherence tomography: An emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy," **Neoplasia 2**, 9-25 (2000)
15. I. Andonovic and L. Tancevski, "Incoherent optical code division multiple access systems," in **Proc. IEEE Conf. ISSSTA**, 424-430 (1996)
16. M.E. Marhic, "Coherent optical CDMA networks," **J. Lightwave Technol.** **11**, 854-863 (1993)
17. F. Ayadi and L.A. Rusch, "Dual balanced detection for coherent optical CDMA with limited phase excursion," in **Proc. 30th Conf. on Information Science and Systems**, Princeton University (1996)