

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 282252

(P2002 - 282252A)

(43)公開日 平成14年10月2日(2002.10.2)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
B 0 6 B 1/06		B 0 6 B 1/06	A 2 H 0 7 9
G 0 1 N 29/22		G 0 1 N 29/22	4 C 3 0 1
G 0 2 F 1/017	502	G 0 2 F 1/017	502 5 D 0 1 9
H 0 4 R 17/00	332	H 0 4 R 17/00	332 A 5 D 1 0 7

審査請求 未請求 請求項の数 25 O L (全 27数)

(21)出願番号 特願2001 - 330135(P2001 - 330135)

(22)出願日 平成13年10月29日(2001.10.29)

(31)優先権主張番号 09/699099

(32)優先日 平成12年10月30日(2000.10.30)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 390041542

ゼネラル・エレクトリック・カンパニ
GENERAL ELECTRIC C
OMPANY

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
クタデイ、リバーロード、1番

(72)発明者 ユン・シェン・リユ-

台湾、シンチ、チュータン、チャン・サン
・ロード、195 - 8・エスイーシー・4、ビル
ディング・78、エー000番

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

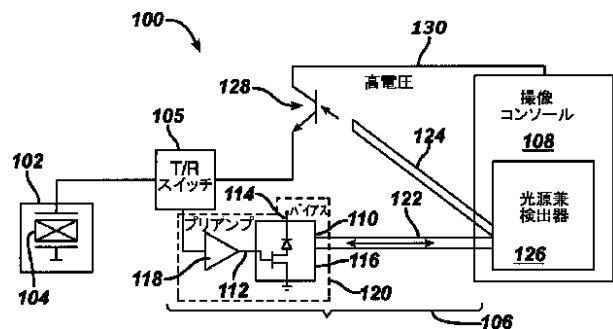
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 光インターコネクションを可能にする量子井戸素子を用いた超音波イメージング・システム及び方法

(57)【要約】

【課題】 高いダイナミック・レンジを有し、電力散逸の小さな光変調器を提供する。

【解決手段】 イメージング・システム100は、超音波トランスデューサの阵列104を含む超音波プローブ102と撮像コンソール108との光通信を可能にする複数のインターコネクト・チャンネルを含んでいる。各々のインターコネクト・チャンネルは、対応するトランスデューサからの電気信号を受信する量子井戸素子110を含んでいる。量子井戸素子110は、入力される光信号を受信し、電気信号の振幅変化に応じて変調された光信号を供給する。光ケーブル・アセンブリ122、124は、撮像コンソールから量子井戸素子によって受信される光入力信号を送信する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波トランスデューサのアレイを含む超音波プローブと、

該超音波プローブと撮像コンソールとの光通信を可能にする複数のインターコネク・チャンネルとを備えた超音波イメージング・システムであって、

各々のインターコネク・チャンネルは、

対応するトランスデューサからの電気信号を受信するために電気的に結合されている端子を有する量子井戸素子であって、さらに、

入力される光信号を受信し処理して、前記電気信号の振幅変化に応じて変調された光信号を供給するように構成されている量子井戸素子と、

前記撮像コンソールから前記量子井戸素子により受信される前記光入力信号を送信するために結合されている光ケーブル・アセンブリとを含んでいる超音波イメージング・システム。

【請求項2】 前記光ケーブル・アセンブリはさらに、前記量子井戸素子により供給される前記変調された信号を前記撮像コンソールに送信し返すために結合されている請求項1に記載の超音波システム。

【請求項3】 前記超音波トランスデューサのアレイは圧電式トランスデューサのアレイを含んでいる請求項1に記載の超音波システム。

【請求項4】 前記超音波トランスデューサのアレイはマイクロマシン型キャパシタンス・トランスデューサのアレイを含んでいる請求項1に記載の超音波システム。

【請求項5】 前記量子井戸素子は自己電気光学効果（SEED）素子を含んでいる請求項1に記載の超音波システム。

【請求項6】 各々の対応するトランスデューサからの前記電気信号に所望の増幅レベルを与えるために結合されているそれぞれの増幅器回路をさらに含んでいる請求項5に記載の超音波システム。

【請求項7】 前記それぞれの増幅器回路は、相補型金属酸化膜半導体及び電界効果トランジスタから成る群から選択される回路を含んでいる請求項6に記載の超音波システム。

【請求項8】 前記増幅器回路及び前記SEED素子は集積回路を構成している請求項6に記載の超音波システム。

【請求項9】 前記端子は第一の端子を含んでおり、前記SEED素子は第二及び第三の端子をさらに含んでおり、該第二及び第三の端子の一方はバイアス信号を受信するために接続されており、前記第二及び第三の端子の他方は電気的に接地に接続されている請求項6に記載の超音波システム。

【請求項10】 前記第一の端子はゲート端子に対応しており、前記第二の端子はソース端子に対応しており前記バイアス信号に接続されており、前記第三の端子はドレイン端子に対応しており前記電気的に接地に接続されて

いる請求項9に記載の超音波システム。

【請求項11】 前記第一の端子はソース端子に対応しており、前記第二の端子はゲート端子に対応しており前記バイアス信号に接続されており、前記第三の端子はドレイン端子に対応しており前記電気的に接地に接続されている請求項9に記載の超音波システム。

【請求項12】 前記光ケーブル・アセンブリは第一の光ケーブル・アセンブリを含んでおり、前記超音波システムは第二の光ケーブル・アセンブリをさらに含んでおり、該第二の光ケーブル・アセンブリは、励起電気信号を発生するために当該第二の光ケーブル・アセンブリを介して送信される光制御信号に応答するフォトランジスタ回路に結合されている請求項1に記載の超音波システム。

【請求項13】 前記励起電気信号は、前記超音波システムの送波動作モード時に媒体を通じて伝播する振動性エネルギーを当該トランスデューサに発生させるために対応するトランスデューサに送信される請求項12に記載の超音波システム。

【請求項14】 各々の対応するトランスデューサからの前記量子井戸素子により受信される前記電気信号は、前記超音波システムの受波動作モード時に前記媒体の内部から受波される振動性エネルギーに応答して発生される請求項13に記載の超音波システム。

【請求項15】 超音波トランスデューサのアレイを含む超音波プローブを有する超音波イメージング・システム用の光インターコネクであって、

前記超音波プローブと撮像コンソールとの光通信を可能にする複数のインターコネク・チャンネルを備えており、

各々のインターコネク・チャンネルは、

対応するトランスデューサからの電気信号を受信するために電気的に結合されている端子を有する量子井戸素子であって、さらに、

入力される光信号を受信し処理して、前記電気信号の振幅変化に応じて変調された光信号を供給するように構成されている量子井戸素子と、

前記撮像コンソールから前記量子井戸素子により受信される前記光入力信号を送信するために結合されている光ケーブル・アセンブリであって、さらに、

前記量子井戸素子により供給される前記変調された信号を前記撮像コンソールへ送信し返すために結合されている光ケーブル・アセンブリとを含んでいる光インターコネク。

【請求項16】 前記量子井戸素子は自己電気光学効果（SEED）素子を含んでいる請求項15に記載の光インターコネク。

【請求項17】 前記光ケーブル・アセンブリは第一の光ケーブル・アセンブリを含んでおり、前記光インターコネクは第二の光ケーブル・アセンブリをさらに含んでおり、

該第二の光ケーブル・アセンブリは、それぞれの励起電気信号を発生するために当該第二の光ケーブル・アセンブリを介して前記コンソールから送信される光

制御信号にตอบสนองするフォトランジスタ回路に結合されており、前記励起電気信号は、前記超音波システムの送波動作モード時に媒体を通じて伝播する振動性エネルギーを当該トランスデューサに発生させるために対応するトランスデューサに送信され、さらに、各々の対応するトランスデューサからの前記量子井戸素子により受信される前記電気信号は、前記超音波システムの受波動作モード時に前記媒体の内部から受波される振動性エネルギーにตอบสนองして発生される請求項15に記載の光インターコネクト。

【請求項18】 各々の対応するトランスデューサからの前記電気信号に所望の増幅レベルを与えるために結合されているそれぞれの増幅器回路をさらに含んでいる請求項16に記載の光インターコネクト。

【請求項19】 前記それぞれの増幅器回路は、相補型金属酸化膜半導体及び電界効果トランジスタから成る群から選択される回路を含んでいる請求項18に記載の光インターコネクト。

【請求項20】 前記増幅器回路及び前記SEED素子は集積回路を構成している請求項18に記載の光インターコネクト。

【請求項21】 前記端子は第一の端子を含んでおり、前記SEED素子は第二及び第三の端子を含んでおり、該第二及び第三の端子の一方はバイアス信号を受信するように接続されており、前記第二及び第三の端子の他方は電気的接地に接続されている請求項18に記載の光インターコネクト。

【請求項22】 前記第一の端子はゲート端子に対応しており、前記第二の端子はソース端子に対応しており前記バイアス信号に接続されており、前記第三の端子はドレイン端子に対応しており前記電気的接地に接続されている請求項21に記載の光インターコネクト。

【請求項23】 前記第一の端子はソース端子に対応しており、前記第二の端子はゲート端子に対応しており前記バイアス信号に接続されており、前記第三の端子はドレイン端子に対応しており前記電気的接地に接続されている請求項21に記載の光インターコネクト。

【請求項24】 超音波トランスデューサのアレイを含む超音波プローブを有する超音波イメージング・システムを光学的にインターコネクトする方法であって、
40 複数のインターコネクト・チャンネルを介した前記超音波プローブと撮像コンソールとの光通信を可能にする工程を備えており、各々のインターコネクト・チャンネルについて、前記光通信は、
対応するトランスデューサからの電気信号を受信するために量子井戸素子を電気的に結合し、
入力された光信号を受信し処理して、前記電気信号の振幅変化に応じて変調された光信号を供給するために前記量子井戸素子を光学的に結合し、
前記撮像コンソールから前記量子井戸素子により受信さ* 50

*れる前記光入力信号を送信するために光ケーブル・アセンブリを設けて、
前記量子井戸素子により供給される前記変調された信号を前記撮像コンソールへ送信し返すために前記光ケーブル・アセンブリを光学的に結合することにより可能となる、超音波システムを光学的にインターコネクトする方法。

【請求項25】 前記光ケーブル・アセンブリは第一の光ケーブル・アセンブリを含んでおり、前記方法は、第二の光ケーブル・アセンブリを、それぞれの励起電気信号を発生するために当該第二の光ケーブル・アセンブリを介して前記コンソールから送信される光制御信号にตอบสนองするフォトランジスタ回路に光学的に結合する工程をさらに含んでおり、前記励起電気信号は、前記超音波システムの送波動作モード時に媒体を通じて伝播する振動性エネルギーを当該トランスデューサに発生させるために対応するトランスデューサからの前記量子井戸素子により受信される前記電気信号は、前記超音波システムの受波動作モード時に前記媒体の内部から受波される伝播した振動性エネルギーにตอบสนองして発生される請求項24に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】本発明は一般的には、超音波システムに関し、さらに具体的には、本発明は、量子井戸素子 (quantum-well device) を用いて超音波プローブと撮像コンソールとを光学的に結合する光インターコネクト及び方法に関する。

【0002】超音波システムは典型的には、手掌 (ハンド・ヘルド) 型プローブを含んでおり、プローブは、送波動作モード時には媒体内を伝播する振動性信号を送波し、受波モード時には媒体の内部からの反射信号を受波する超音波トランスデューサ素子のアレイを有している。かかるトランスデューサ・アレイの時間遅延及び印加電圧を制御することにより、超音波ビームの焦点を制御して走査を行なうことができる。トランスデューサ・アレイは、送波器及び受波器の両方として用いることができる。このようにして、トランスデューサ・アレイはビーム形成パラメータを適正に制御することにより画像を形成する。

【0003】公知の超音波アレイ・イメージング・システムでは、各々のトランスデューサ素子は一般的には、個々の小型同軸ケーブルを介して単一のアナログ・チャンネルに接続され、続いてアナログ・デジタル変換器及び遅延回路に接続されている。このように、例えば128チャンネル型システムは、128までの遅延回路に加えて他のすべての付設の電子部品を用いる可能性がある。1MHz ~ 20MHzの典型的な撮像周波数では、遅延回路は数ナノ秒程度のタイミング精度を必要とする。ト

ランスデューサ・アレイは、電氣的制御、信号処理及び電力調節を行なうコンソールの電子回路ユニットとは別個に組み立ててよい。ランスデューサ・ユニットと電子回路ユニットとの間の相互接続（インターコネクト）は、アレイの素子数が増すにつれて複雑化する。例えば、多数の個々の同軸ケーブルをまとめて扱うことが困難になる。複雑度は、3次元（3D）走査又は立体走査のためにセンサ・アレイが2次元（2D）化するとさらに大きくなる。場合によっては、プローブにマルチプレクサのような追加部品を設けて、ケーブル数を減少させることを試みてよい。残念なことに、追加部品を設けると、イメージング・システムの経費が増大し、またシステムの全体的な信頼性に影響を及ぼす可能性がある。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】光ファイバを用いて超音波情報を授受する従来の試みは一般的には、以下の二つの手法の一方に基づいていると考えられる。第一の公知の手法では、受波されたエコー信号を用いて光源を駆動する。残念なことに、かかる光源は典型的には、比較的効率が低く、従って、素子の電力消費が大きくなる。例えば、プローブのハンドルで散逸される電力量は、熱散逸の制限を超える虞があるので禁止条件となる場合がある。第二の公知の手法では、光源をコンソール内に入れ、次いで、光源からの信号を音波エコーからの情報で変調することにより、ハンドルでの電力散逸を減少させている。残念なことに、かかる手法もまた、電力消費が比較的大きいか、ダイナミック・レンジが極めて低いか又はこの両方であるので、この手法もやはり、実際のな解決法を与えていないと考えられる。例えば、標準的なマッハ・ツェンダ（Mach-Zehnder）変調器は1ワット程

度を散逸する可能性がある。【0005】以上の問題点を考慮して、マルチ（multir ow）型又は2次元（2D）型の超音波ランスデューサ・アレイのような超音波プローブにおけるインターコネクト及びケーブル配線の複雑さを減少させ得るシステム及び手法を提供できると望ましい。さらに、光ファイバ・インターコネクトを用いて多数のチャンネルの動作を扱うイメージング・システムの動作時に、より高いダイナミック・レンジを有し、さらに電力散逸をより小さくする大幅に改善された光変調器を提供できると望ましい。

【0006】

【課題を解決するための手段】一般的には、本発明の一つの例示的な実施形態では、超音波ランスデューサのアレイを含む超音波プローブを備えた超音波イメージング・システムを提供することにより上述の必要性が満たされる。このイメージング・システムはさらに、超音波プローブと撮像コンソールとの光通信を可能にする複数のインターコネクト・チャンネルを含んでいる。各々のインターコネクト・チャンネルは、対応するランスデューサからの電気信号を受信するために電氣的に結合されて

いる端子を有する量子井戸素子を含んでいる。量子井戸素子はさらに、入力される光信号を受信し処理して、電気信号の振幅変化に応じて変調された光信号を供給するように構成されている。光ケーブル・アセンブリが、撮像コンソールから量子井戸素子によって受信される光入力信号を送信するために結合されている。

【0007】本発明はさらに、もう一つの観点では、超音波ランスデューサのアレイを含む超音波プローブを有する超音波イメージング・システム用の光インターコネクトを提供することにより上述の必要性を満たす。このインターコネクトは、超音波プローブと撮像コンソールとの光通信を可能にする複数のインターコネクト・チャンネルを含んでいる。各々のインターコネクト・チャンネルは、対応するランスデューサからの電気信号を受信するために電氣的に結合されている端子を有する量子井戸素子を含んでいる。量子井戸素子はさらに、入力される光信号を受信し処理して、電気信号の振幅変化に応じて変調された光信号を供給するように構成されている。第一の光ケーブル・アセンブリが、撮像コンソールから量子井戸素子によって受信される光入力信号を送信するために結合されている。第一の光ケーブル・アセンブリはさらに、量子井戸素子によって供給される変調された信号を撮像コンソールへ送信し返すために結合されている。第二の光ケーブル・アセンブリが、それぞれの励起電気信号を発生するために当該第二の光ケーブル・アセンブリを介してコンソールから送信される光制御信号に応答するフォトランジスタ回路に結合されている。この励起電気信号は対応するランスデューサへ送信されて、超音波システムの送波動作モード時に媒体を通じて伝播する振動性エネルギーをランスデューサに発生させる。さらに、各々の対応するランスデューサから量子井戸素子によって受信される電気信号は、超音波システムの受波動作モード時に媒体の内部から受波される伝播した振動性エネルギーに応答して発生される。

【0008】本発明のさらにもう一つの観点では、超音波ランスデューサのアレイを含む超音波プローブを有する超音波イメージング・システムを光学的にインターコネクトする方法を提供することにより上述の必要性が満たされる。この方法は、複数のインターコネクト・チャンネルを介して超音波プローブと撮像コンソールとの光通信を可能にする工程を含む。この方法はさらに、対応するランスデューサからの電気信号を受信するために量子井戸素子を電氣的に結合する工程を含む。結合する工程は、入力される光信号を受信し処理して、電気信号の振幅変化に応じて変調された光信号を供給するように量子井戸素子を光学的に結合する工程を含む。光ケーブル・アセンブリが、撮像コンソールから量子井戸素子によって受信される光入力信号を送信するために設けられている。結合する工程は、量子井戸素子によって供給される変調された信号を撮像コンソールへ送信し返す第一

の光ケーブル・アセンブリを光学的に結合する工程を含む。

【0009】

【発明の実施の形態】本発明の何らかの実施形態を詳細に説明する前に、本発明は発明の応用について、以下の記載に述べられている或いは図面に示されている構成部品の構造及び構成の詳細に限定されないことを理解されたい。本発明は、他の実施形態での実現が可能であり、様々な態様で実施又は実現されることが可能である。また、本書で用いる語法及び術語は説明の目的のためのものであって、限定するものと見做すべきではないことを理解されたい。

【0010】本発明の主要な構成部品の一つの理解を容易にするために、以下に、量子井戸素子すなわち電気光学半導体素子の様々な観点に関して簡単な概要を記す。当業者には理解されるように、量子井戸素子は一般的には、周囲材料よりも小さいバンドギャップを有する半導体材料の比較的薄い（例えば50nm未満）層で構成された二重ヘテロ接合構造を含んでいる。実例としては、AlGaAs（アルミニウムガリウム砒素）で包囲されたGaAs（ガリウム砒素）薄膜がある。電気光学半導体素子のもう一つの実例は、自己電気光学素子（SEED）である。SEED素子は、異質構造多重量子井戸半導体材料（heterostructure multiquantum well semiconductor material）を用いており、例えば、GaAs及びAlGaAsのように比較的狭いバンドギャップを有する材料と比較的広いバンドギャップを有する材料とを交互に重ねた多重層を含んでいる。

【0011】量子井戸のキャリアの量子閉じ込めによって、吸収スペクトルに明確なピークが形成する。かかる量子井戸素子に跨がって電圧を印加すると、素子はダイオードとして振る舞い、電子吸収機構すなわち所謂量子閉じ込めシュタルク効果の結果として、図1に示すようにピークの位置がシフトする。この効果は非常に顕著であるため、例えば1μm厚の多量子井戸に跨がる5ボルトの変化によって吸収が2倍だけ変化する。この効果に基づいて、2Dアレイの光変調器を作製することができる。さらに背景情報を知りたい場合には、例えば、Journal of Lightwave Technology、1995年、第13巻、第606頁のR.A. Novotny, et al. による"Field Effect Transistor-Self Electro-optic Device (FET-SEED) Differential Transimpedance Amplifiers for Two-Dimensional Optical Data Links"との標題の論文を参照されたい。典型的な素子は、動作電圧が5V～10Vであって、光伝送変化は20%～50%であり得る。素子は、送信モード又は反射モードで動作することができる。反射モードはダイオード構造に鏡を組み入れることにより達成されるので、光が素子の底部から反射することができる。この形式の素子は典型的には、数ギガヘ

ルツ程度の周波数で動作し、典型的な診断用超音波の周波数よりも速い。

【0012】吸光の大きな変化に加えて、SEED素子は、相補型金属酸化膜半導体（CMOS）又は電界効果トランジスタ（FET）電子回路のような様々な形式の半導体回路と組み合わせて、ハイブリッド構造を形成するように構成することができる。「自己電気光学効果素子」（SEED）のような量子井戸素子の開発に関する詳細な見地については、例えば、IEEE, Circuit and Devices、1993年、第12頁のH.S. Hinton and A.L. Lentinelによる論文"Multiple Quantum-Well Technology Takes SEED"を参照されたい。SEED素子に関する初期の試みの幾つかは、SEED素子をCMOSサーキットリと集積化して、2D光インターコネクト入出力のためにスマート・ピクセル機能を果たすことに焦点を絞っていたことが理解されよう。このように、例えばSEED素子をCMOS基板に結合して、標準的なシリコン系CMOSサーキットリに光入力及び光出力を集積化することを可能にした当業者に周知の手法が存在していることが理解されよう。光入力及び光出力は、光反射変調器としても光ダイオードとしても動作することのできる量子井戸ダイオードを用いて供給される。

【0013】SEED装置とCMOSサーキットリとを集積化するのに用いることのできる様々な例示的な組立動作又は工程を図2に逐次的に示す。ステップ50に示すように、GaAs基板57上に設けられているSEEDダイオード56のアレイを結合相手のシリコン系回路58のアレイに対して整列させて、回路58のアレイの頂部に規則的な格子を成すように電氣的に接続することができる。ここでは変調器は多数の薄層を含んでいる。ダイオードのアレイは、分子線エピタキシによって成長した量子井戸p-i-nダイオード・ウェーハとして作製することができ、次いで、ステップ52に示すように、これらのダイオードをシリコン・チップにはんだ付けし、さらに例えばエポキシ60で位置を固定する。ステップ54に示すように、GaAs基板の全体を取り外して、ダイオードの上面を反射防止コーティング62で被覆する。シリコン系回路の上のエポキシも取り外して（図示されていない）、電気結合パッドへの接触を可能にする。Lucent Technologies社のBell研究所に設けられているSEED工場のように、利用者が仕様決定するSEED素子の設計及び作製に利用することのできる商業的工場が存在していることを理解されよう。

【0014】前述のように、SEED素子はシリコン系CMOSとハイブリッド方式で集積化されて、光変調器として用いられている。例えば、図3に示すように、変調器として用いられるSEED素子の反射率は、ゲート・ソース電圧が約0ボルトから約0.4ボルトに増大すると約0.22から約0.13まで変化し得る。本発明の発明者は、この形式の電気光学半導体素子を、光信号

を結合するための超音波トランスデューサとのインターコネクトとして用い得るとの認識を得た。後に詳述するように、一つの例示的なアプローチは、SEED変調器を超音波トランスデューサに結合されたCMOS回路と組み合わせて用いるものである。超音波トランスデューサによって発生される電気信号を用いて、SEED素子の光反射率を変調させることができる。例えば、図3に示す挿入図の回路110を参照して述べると、このことは、ドレイン端子が電気的に接地に接続されている状態で、トランスデューサからの電気信号が回路のゲート端子に印加され、ソース端子は適当なバイアス信号に接続されることを意味し得る。

【0015】もう一つの例示的なアプローチでは、アレイ内の超音波トランスデューサを、量子井戸素子と直列の逆バイアスを掛けた光ダイオードと接続してもよい。ダイオードに逆バイアスを掛けると量子井戸に電界が印加されるが、電流は実質的に全く流れない。逆バイアス電圧を変化させると量子井戸に印加される電界が変化し、従って、光ビームの強度が変調する。再度、図3に示す挿入図の回路を参照して述べると、このことは、ドレイン端子が電気的に接地に接続されている状態で、電気信号が回路のソース端子に印加され、ゲート端子がバイアス信号に接続されることを意味している。このように、特定の設計に応じて、3つの端子を様々な態様で電気的に結合して、同じ結果を達成する、すなわち超音波トランスデューサから供給される電気信号の振幅変化の関数としてSEED素子の反射率を変化させることができる。

【0016】前述のように、従来のトランスデューサ・アレイでは、各々の個々のトランスデューサ素子は、同軸ケーブルを介してコンソール電子回路に電気的に接続されている。ケーブルは高電圧励起信号を送信して、トランスデューサ素子に、送波動作モード時に媒体内に振動性エネルギーを送波させる。受波動作モード時には、ケーブルは次いで、トランスデューサ素子によって捕獲された受波音波に対応する低電圧信号を受信する。これらの同軸ケーブルは典型的には、例えば直径が400ミクロンと個々には小さい直径を有しているが、まとめると全体のケーブル寸法は嵩高いものになる可能性がある。例えば、500のケーブルのバンドルを想定すると、ケーブルの全体寸法は直径約1.5cm以上になる可能性がある。本発明の提案の一つの大きな長所は、同軸電気ケーブルを光ケーブル・アセンブリで置き換えることにより、この接続用ケーブル・バンドルの寸法及び嵩を減少させることにある。

【0017】図4は、本発明の一観点を具現化した超音波イメージング・システム100の例示的な実施形態を示す。イメージング・システム100は、トランスデューサのアレイを含む超音波プローブ102を含んでいるが、図を単純にするために一つの超音波トランスデュー

サ104のみを示している。超音波プローブ102は、比較的高電圧の励起信号にตอบสนองして、トランスデューサに振動性エネルギーを発生させる。当業者であれば、本発明が如何なる特定の形式のトランスデューサ・アレイにも限定されていないことを理解されよう。例えば、一つの例示的な実施形態では、任意の標準的な圧電式トランスデューサ・アレイを用いてよい。もう一つの例示的な実施形態では、さらに近年になって導入されているトランスデューサ・アレイであって、MEMS(マイクロ・エレクトロメカニカル・システム)を用いてシリコン・ウェーハ上に構築することのできるマイクロマシン型キャパシタンス・トランスデューサ・アレイを圧電式アレイの代わりに用いることができる。医用撮像应用到に用いることのできるマイクロマシン型キャパシタンス超音波トランスデューサ・アレイは、Sensant Corporationから市販されている。トランスデューサの形式によらず、振動性エネルギーは超音波撮像を受けている媒体を通じて伝播する。例えば、送受信(T/R)スイッチ105を、超音波システムの送波動作モード時に励起信号を通過させるように設定することができる。

【0018】複数のインターコネクト・チャンネルが、超音波プローブと撮像コンソール108との光通信を可能にしているが、図を単純にするために単一のチャンネル106のみを示している。各々のインターコネクト・チャンネルが、対応するトランスデューサ、例えばトランスデューサ104から電気信号を受信するように光学的に結合されているSEED素子のような量子井戸素子110を含んでいる。量子井戸素子110によって受信される電気信号は、超音波システムの受波動作モード時に、撮像を受けている媒体から受波された振動性エネルギーにตอบสนองして発生されることが理解されよう。振動性エネルギーは、撮像を受けている媒体の内部から反射した振動性エネルギーを含んでいてもよいし、或いは媒体を通過した振動性エネルギーを含んでいてもよい。図3の例で議論したように、量子井戸素子110は、第一の端子、例えばゲート端子112と、第二の端子、例えばバイアス信号を受信するために結合されているソース端子114と、第三の端子、例えば電気的に接地に結合されているドレイン端子116とを有する三端子型素子を構成してよい。図4に示す実施形態では、ゲート端子112がトランスデューサ104からの電気信号を受信するように結合されている。但し、図3の例で議論したように、それぞれの三つの端子について他の接続構成を用いてよい。

【0019】一つの例示的な実施形態では、各々の対応するトランスデューサからの電気信号がSEED素子に供給される前に、電気信号に所望の増幅レベルを与えるために増幅器回路(プリアンプ)118が結合されている。前述のように、それぞれの増幅器回路118は、別個の回路を構成していてもよいし、或いは破線の四角形120によって表わされるように、SEED素子に接合

集積化された増幅器回路を構成していてもよい。SEED素子と集積化された増幅器回路の実例には、相補型金属酸化膜半導体及び電界効果トランジスタ回路がある。

【0020】図4に示すように、量子井戸素子110はさらに、入力される光信号を受信し処理して、トランスデューサ104からの電気信号の振幅変化に応じて変調された出力信号を供給するように構成されている。図5の実施形態では、第一の光ケーブル・アセンブリ122が、撮像コンソールから量子井戸素子によって受信される光信号を送信するために結合されている。ケーブル・アセンブリ122はさらに、量子井戸素子によって供給される変調された信号を撮像コンソールへ送信し返すために結合されている。コンソール108内に設けられている適当な光源兼検出器モジュール126を用いて、入力される光信号ビームを発生すると共に、光ケーブル・アセンブリ122を介して量子井戸素子によって供給される変調された信号を処理する。本発明のもう一つの観点では、第二のケーブル・アセンブリ124がフォトトランジスタ回路128に結合されており、制御用光信号を送信して、高電圧励起信号の発火(ファイアリング)を制御する。一つの例示的な具現化形態では、個々のトランスデューサ素子を励起させるのに用いられる高電圧励起信号を運ぶために電気ケーブル130を続けて用いてもよい。

【0021】当業者には理解されるように、高品質のビーム形成を可能にするためには個々の素子/チャンネルの線形性が高い方が望ましいため、反射信号又はエコー信号の受信は一般的には厳しい要求条件を求める。媒体は、走行距離の関数として振動性エネルギーを減衰させるので、エコー信号の振幅は、近距離目標及び遠距離目標のそれぞれについて約100mV~約1マイクロVにわたり得る。従って、瞬間的ダイナミック・レンジは40dBを上回ることが望ましい。これらのエコー信号は、時間遅延がコンソール内で適用可能になるまで保存されていなければならないので、電気から光への変換は実質的に正確かつ反復可能であることが望ましい。本発明の発明者は、これらの種類の要求条件を満たすためにはSEED技術のモノリシックな作製方法が適しているとの認識を得た。

【0022】上述のような40dBのダイナミック・レンジがSEED素子及び付設の検出サーキットリでは直接的に得られない場合には、デジタル処理信号手法を用いて情報をデジタル化し得ることが理解されよう。かかるデジタル処理手法の一例に関する背景情報を知りたい場合には、例えば、本出願と共通の譲受人に譲渡されている米国特許第5,203,335号を参照されたい。この参考特許は、"Phased Array Ultrasonic Beam Forming Using Oversampled A/D Converters"という標題で、高周波型変換器を用いて各々のトランスデューサ素子からのエコー信号をデジタル化している。*50

*さらに、本発明は、所要のデジタル帯域幅を達成することも可能であると考えられる。例えば、40MHzでの10ビット・サンプリングは、400MHzのデジタル速度に近似的に対応する。この種の要求条件は、SEED装置によって一般的に可能になる数GHzの帯域幅の能力の範囲内に十分に納まる。

【0023】SEED素子について様々な構造構成を用いてよいことを理解されよう。例えば、一つの例示的な構成は、トランスデューサ・アレイの背面にSEED検出器を直接的に装着させる。もう一つの例示的な構成では、リニア型トランスデューサ・アレイに襲用されている可撓性回路基板にパッケージ型「チップ」を装着すると望ましい場合もある。この場合には、次いで、光ファイバ・ケーブルをSEED素子に直接的に結合することができる。

【0024】ここに図示すると共に記載した本発明の特定の実施形態は例示のみを目的としていることを理解されたい。当業者であれば、本発明の要旨及び範囲から逸脱しない多くの変形、変更、置換及び均等構成に想到されよう。従って、本書に記載し添付図面に示したすべての内容は、例示のためのものとのみ見做すべきであって限定の意味はなく、本発明の範囲は特許請求の範囲によってのみ決定されるものとする。

【図面の簡単な説明】

【図1】量子井戸素子に跨がって印加される電圧信号の関数として量子井戸素子の吸収スペクトル特性を示すそれぞれの例示的なプロット図である。

【図2】半導体回路と集積化される自己電気光学効果(SEED)素子のような量子井戸素子の例示的な組み立てを示す図である。

【図3】ソース端子に10ボルトの例示的なバイアス電圧が印加されていると仮定して、ゲート端子に印加される電圧の関数としてSEED素子の光反射率を示す例示的なプロット図である。

【図4】本発明の一側面に従って例示的な光インターコネクタを用いた超音波システムの概略図である。

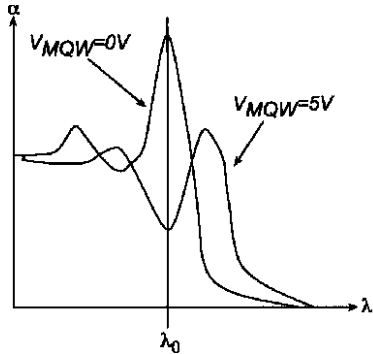
【符号の説明】

- 56 SEEDダイオード
- 57 GaAs基板
- 58 シリコン系回路
- 60 エポキシ
- 62 反射防止コーティング
- 100 超音波イメージング・システム
- 102 超音波プローブ
- 104 超音波トランスデューサ
- 106 インターコネクタ・チャンネル
- 110 量子井戸素子
- 112 ゲート端子
- 114 ソース端子
- 116 ドレイン端子

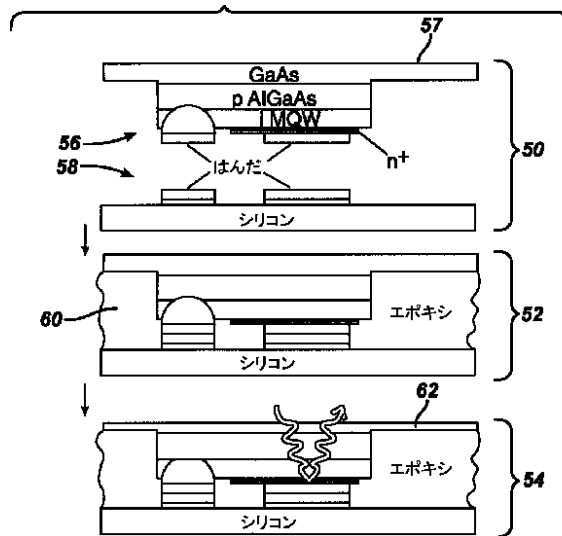
120 SEED素子と集積化された増幅器回路
122、124 光ケーブル・アセンブリ

*128 フォトトランジスタ回路
* 130 電気ケーブル

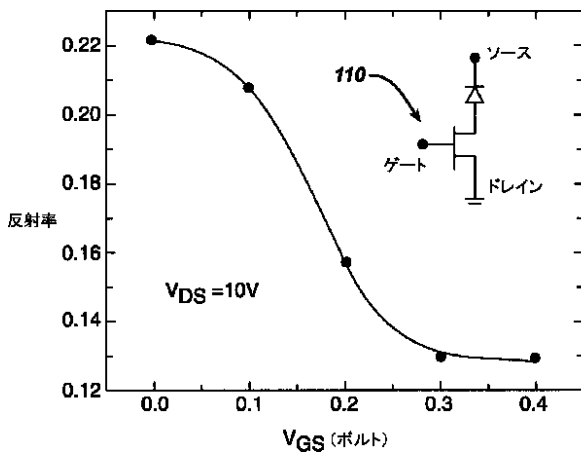
【図1】



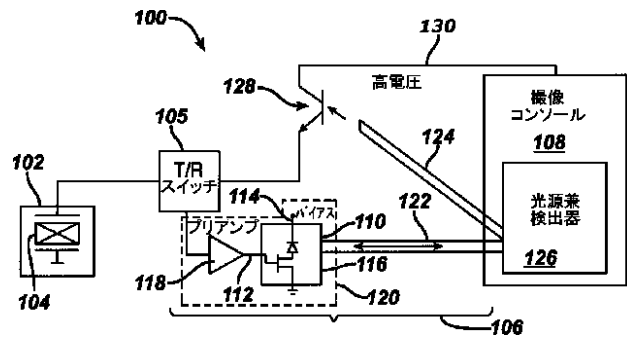
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 ロウエル・スコット・スミス
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
クタデイ、チェシャー・プレイス、24番

Fターム(参考) 2G047 CA01 DB02 DB14 EA10 EA15
GB02 GB16 GB17 GF25
2H079 AA02 AA13 BA01 CA12 DA16
EA07 EA28 EB04 GA05 HA11
KA11 KA14
4C301 BB13 BB22 EE11 EE16 GB03
GB09 JA03
5D019 BB17
5D107 BB07 CC01 CC10 CC12 CC13
FF01

【外国語明細書】

1. Title of Invention

ULTRASOUND IMAGING SYSTEM AND METHOD
USING A QUANTUM-WELL DEVICE
FOR ENABLING OPTICAL INTERCONNECTIONS

2. Claims

1. An ultrasound imaging system comprising:
an ultrasonic probe including an array of ultrasonic transducers;
a plurality of interconnect channels for enabling optical communication of the ultrasonic probe with an imaging console, each interconnect channel comprising:
a quantum-well device having a terminal electrically coupled to receive an electrical signal from a corresponding transducer, the quantum well device further configured to receive and process an input optical signal to supply a modulated optical signal in response to amplitude variation of the electrical signal;
and
an optical cable assembly coupled to transmit from the imaging console the optical input signal received by the quantum-well device.
2. The ultrasound system of claim 1 wherein said optical cable assembly is further coupled to transmit back to the imaging console the modulated signal supplied by the quantum well device.
3. The ultrasound system of claim 1 wherein the array of ultrasonic transducers comprises an array of piezoelectric transducers.

4. The ultrasound system of claim 1 wherein the array of ultrasonic transducers comprises an array of micromachined capacitance transducers.

5. The ultrasound system of claim 1 wherein the quantum-well device comprises a self-electro-optic effect (SEED) device.

6. The ultrasound system of claim 5 further comprising a respective amplifier circuit coupled to provide a desired level of amplification to the electrical signal from each corresponding transducer.

7. The ultrasound system of claim 6 wherein the respective amplifier circuit comprises a circuit selected from the group consisting of a complementary metal oxide semiconductor and a field effect transistor.

8. The ultrasound system of claim 6 wherein the amplifier circuit and the SEED device comprise an integrated circuit.

9. The ultrasound system of claim 6 wherein the terminal comprises a first terminal and wherein the SEED device further comprises second and third terminals, one of said second and third terminals connected to receive a biasing signal and the other one of said second and third terminals connected to an electrical ground.

10. The ultrasound system of claim 9 wherein the first terminal corresponds to a gate terminal, the second terminal corresponds to a source terminal and is connected to the biasing signal, and the third terminal corresponds to a drain terminal and is connected to the electrical ground.

11. The ultrasound system of claim 9 wherein the first terminal corresponds to a source terminal, the second terminal corresponds to a gate terminal and is connected to the biasing signal, and the third terminal corresponds to a drain terminal and is connected to the electrical ground.

12. The ultrasound system of claim 1 wherein said optical cable assembly comprises a first optical cable assembly and further comprising a second optical cable assembly coupled to a phototransistor circuit responsive to an optical control signal transmitted through said second optical cable assembly to generate an excitation electrical signal.

13. The ultrasound system of claim 12 wherein said excitation electrical signal is transmitted to a corresponding transducer to cause the transducer to generate vibratory energy to be propagated through a medium during a transmit mode of operation of the ultrasound system.

14. The ultrasound system of claim 13 wherein the electrical signal received by the quantum-well device from each corresponding transducer is generated during a receive mode of operation of the ultrasound system in response to vibratory energy received from within the medium.

15. An optical interconnect for an ultrasound imaging system having an ultrasonic probe including an array of ultrasonic transducers, said interconnect comprising:

a plurality of interconnect channels for enabling optical communication of the ultrasonic probe with an imaging console, each interconnect channel comprising:

a quantum-well device having a terminal electrically coupled to receive an electrical signal from a corresponding transducer, the quantum well device further configured to receive and process an input optical signal to supply a modulated optical signal in response to amplitude variation of the electrical signal; and

an optical cable assembly coupled to transmit from the imaging console the optical input signal received by the quantum-well device, said optical cable assembly further coupled to transmit back to the imaging console the modulated signal supplied by the quantum well device.

16. The optical interconnect of claim 15 wherein the quantum-well device comprises a self-electro-optic effect (SEED) device.

17. The optical interconnect of claim 15 wherein said optical cable assembly comprises a first optical cable assembly and further comprising a second optical cable assembly coupled to a phototransistor circuit responsive to an optical control signal transmitted from the console through said second optical cable assembly to generate a respective excitation electrical signal, wherein said excitation electrical signal is transmitted to a corresponding transducer to cause the transducer to generate vibratory energy to be propagated through a medium during a transmit mode

of operation of the ultrasound system, and further wherein the electrical signal received by the quantum-well device from each corresponding transducer is generated during a receive mode of operation of the ultrasound system in response to vibratory energy received from within the medium.

18. The optical interconnect of claim 16 further comprising a respective amplifier circuit coupled to provide a desired level of amplification to the electrical signal from each corresponding transducer.

19. The optical interconnect of claim 18 wherein the respective amplifier circuit comprises a circuit selected from the group consisting of a complementary metal oxide semiconductor and a field effect transistor.

20. The optical interconnect of claim 18 wherein the amplifier circuit and the SEED device comprise an integrated circuit.

21. The optical interconnect of claim 18 wherein the terminal comprises a first terminal and wherein the SEED device comprises second and third terminals, one of said second and third terminals connected to receive a biasing signal and the other one of said second and third terminals connected to an electrical ground.

22. The optical interconnect of claim 21 wherein the first terminal corresponds to a gate terminal, the second terminal corresponds to a source terminal and is connected to the biasing signal, and the third terminal corresponds to a drain terminal and is connected to the electrical ground.

23. The optical interconnect of claim 21 wherein the first terminal corresponds to a source terminal, the second terminal corresponds to a gate terminal and is connected to the biasing signal, and the third terminal corresponds to a drain terminal and is connected to the electrical ground.

24. A method for optically interconnecting an ultrasound imaging system having an ultrasonic probe including an array of ultrasonic transducers, said method comprising:

enabling optical communication of the ultrasonic probe with an imaging console through a plurality of interconnect channels, for each interconnect channel the optical communication enabled by;

electrically coupling a quantum-well device to receive an electrical signal from a corresponding transducer,

optically coupling the quantum well device to receive and process an input optical signal to supply a modulated optical signal in response to amplitude variation of the electrical signal,

providing an optical cable assembly to transmit from the imaging console the optical input signal received by the quantum-well device, and

optically coupling said optical cable assembly to transmit back to the imaging console the modulated signal supplied by the quantum well device.

25. The method of claim 24 wherein said optical cable assembly comprises a first optical cable assembly and further comprising optically coupling a second optical cable assembly to a phototransistor circuit responsive to an optical control signal transmitted from the console through said second optical cable assembly to generate a respective excitation electrical signal, wherein said excitation electrical signal is transmitted to a corresponding transducer to cause the transducer to generate vibratory energy to be propagated through a medium during a transmit mode of operation of the ultrasound system, and further wherein the electrical signal received by the quantum-well device from each corresponding transducer is generated during a receive mode of operation of the ultrasound system in response to propagated vibratory energy received from within the medium.

3. Detailed Description of Invention

BACKGROUND OF THE INVENTION

The present invention is generally related to ultrasound systems, and, more particularly, the present invention is related to optical interconnect and method for optically coupling an ultrasonic probe and an imaging console using a quantum-well device.

Ultrasound systems typically comprise a hand-held probe having an array of ultrasound transducer elements which transmit during a transmit mode of operation a vibratory signal to be propagated into a medium and receive during a receive mode of operation a reflected signal from within the medium. By controlling the time delay and the applied voltages of an array of such transducers, the focal point of an ultrasound beam can be controlled and scanned. A transducer array can be used both as a transmitter and receiver. It thus forms an image by properly controlling the beam-forming parameters.

In known ultrasound array imaging systems, each transducer element is commonly connected by an individual miniaturized coaxial cable to a single analog channel followed by an analog-to-digital converter and delay circuit. Thus, for example, a 128-channel system may use up to 128 delay circuits plus all other associated electronic components. At typical imaging frequencies of 1-20 MHz, delay circuits need timing accuracy in the order of a few nanoseconds. The transducer array may be assembled separately from the console electronics unit which provides the electrical control, signal processing, and power conditioning. The interconnect between the transducer unit and the electronic unit becomes complicated as the number of array elements increases. For example, the large number of individual coaxial cables collectively becomes difficult to maneuver. The degree of complexity increases even more as the sensor array becomes two dimensional (2D) for three dimensional (3D) or volumetric scanning. Sometimes additional components, such as multiplexers, may be installed in the probe to attempt to reduce

the cable count. Unfortunately, the additional components may increase the cost of the imaging system and may impact the overall reliability of the system.

Previous attempts to use optical fibers to communicate ultrasound information are believed to have been generally based on one of the following two techniques. In the first known technique, the received echo signal is used to drive an optical source. Unfortunately, such optical sources typically have relatively low efficiency and hence they result in high power consumption devices. For example, the amount of power dissipated in a probe handle may be prohibitive since it may result in exceeding heat dissipation constraints. In the second known technique, the power dissipation in the handle is reduced by putting the optical source in the console, and then modulating the signal from that optical source with information from the acoustic echo. Unfortunately, this technique is also believed to have failed to provide a practical solution since such technique also results in relatively high power consumption, very low dynamic range, or both. For example, a standard Mach-Zehnder modulator may dissipate in the order of one watt.

In view of the foregoing issues, it would be desirable to provide systems and techniques that could reduce the complexity of the interconnects and cabling in ultrasound probes, such as multirow or two-dimensional (2D) ultrasound transducer arrays. It would be further desirable to provide a greatly improved optical modulator that has a relatively high dynamic range and that further allows for relatively low power dissipation in the operation of the imaging system so as to handle operation of a large number of channels using an optical fiber interconnect.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

Generally speaking, in one exemplary embodiment of the present invention, the foregoing needs are fulfilled by providing an ultrasound imaging system comprising an ultrasonic probe including an array of ultrasonic transducers. The imaging system further comprises a plurality of interconnect channels for enabling optical communication of the ultrasonic probe with an imaging console. Each interconnect channel comprises a quantum-well device having a terminal electrically coupled to receive an electrical signal from a corresponding transducer. The quantum well device is further configured to receive and process an input optical signal to

supply a modulated optical signal in response to amplitude variation of the electrical signal. An optical cable assembly is coupled to transmit from the imaging console the optical input signal received by the quantum-well device.

The present invention further fulfills the foregoing needs by providing in another aspect thereof an optical interconnect for an ultrasound imaging system having an ultrasonic probe including an array of ultrasonic transducers. The interconnect comprises a plurality of interconnect channels for enabling optical communication of the ultrasonic probe with an imaging console. Each interconnect channel comprises a quantum-well device having a terminal electrically coupled to receive an electrical signal from a corresponding transducer. The quantum well device is further configured to receive and process an input optical signal to supply a modulated optical signal in response to amplitude variation of the electrical signal. A first optical cable assembly is coupled to transmit from the imaging console the optical input signal received by the quantum-well device. The first optical cable assembly is further coupled to transmit back to the imaging console the modulated signal supplied by the quantum well device. A second optical cable assembly is coupled to a phototransistor circuit responsive to an optical control signal transmitted from the console through said second optical cable assembly to generate a respective excitation electrical signal, wherein said excitation electrical signal is transmitted to a corresponding transducer to cause the transducer to generate vibratory energy to be propagated through a medium during a transmit mode of operation of the ultrasound system, and further wherein the electrical signal received by the quantum-well device from each corresponding transducer is generated during a receive mode of operation of the ultrasound system in response to propagated vibratory energy received from within the medium.

In yet another aspect of the present invention, the foregoing needs are fulfilled by providing a method for optically interconnecting an ultrasound imaging system having an ultrasonic probe including an array of ultrasonic transducers. The method allows for enabling optical communication of the ultrasonic probe with an imaging console through a plurality of interconnect channels. The method further allows for electrically coupling a quantum-well device to receive an electrical signal from a corresponding transducer. A coupling step allows for optically coupling the quantum

well device to receive and process an input optical signal to supply a modulated optical signal in response to amplitude variation of the electrical signal. An optical cable assembly is provided to transmit from the imaging console the optical input signal received by the quantum-well device. A coupling step allows for optically coupling that first optical cable assembly to transmit back to the imaging console the modulated signal supplied by the quantum well device.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Before any embodiment of the invention is explained in detail, it is to be understood that the invention is not limited in its application to the details of construction and the arrangements of components set forth in the following description or illustrated in the drawings. The invention is capable of other embodiments and of being practiced or being carried out in various ways. Also, it is to be understood that the phraseology and terminology used herein is for the purpose of description and should not be regarded as limiting.

For facility of understanding of one of the key components of the present invention, the reader is provided below with a brief synopsis regarding various aspects of quantum-well devices, that is, electro-optic semiconductor devices. As will be appreciated by those skilled in the art, a quantum-well device generally comprises a double heterojunction structure made up of a relatively thin (e.g., less than 50 nm) layer of semiconductor material whose bandgap is smaller than that of the

surrounding material. An example is provided by a thin layer of GaAs (gallium arsenide) surrounded by AlGaAs (aluminum gallium arsenide). Another example of an electro-optic semiconductor device is the self-electro optic (SEED) device. The SEED device uses a heterostructure multiquantum well semiconductor material comprising by way of example, multiple alternating layers of relatively narrow and wide bandgap materials, such as GaAs and AlGaAs.

Quantum confinement of carriers in the quantum wells leads to the formation of distinct peaks in the absorption spectrum. When a voltage is applied across such a quantum well device it acts as a diode and the position of the peaks shift as a result of the electro-absorption mechanism, the so-called quantum confined Stark effect as shown in Fig. 1. The effect is so remarkable that for example, a 5 volt change across a 1 μm thick multiple quantum well will change the absorption by a factor of two. Based on this effect, 2D array optical modulators may be fabricated. For readers desiring further background information, see for example, article by R.A. Novotny, et al., titled "Field Effect Transistor-Self Electro-optic Device (FET-SEED) Differential Transimpedance Amplifiers for Two-Dimensional Optical Data Links" *Journal of Lightwave Technology*. Vol. 13, p. 606, 1995. A typical device may have an operating voltage of 5-10 V with an optical transmission change from 20% to 50%. The device can be operated in transmission or reflection mode. The latter can be achieved by incorporating a mirror into the diode structure, so that light may be reflected from the bottom of the device. This type of device typically operates at frequencies on the order of several gigahertz, which are relatively fast compared to typical diagnostic ultrasound frequencies.

In addition to their large changes in optical absorption, the SEED devices may be configurable to be combined with various types of semiconductor circuits, such as Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS) or Field Effect Transistor (FET) electronics to form hybrid structures. See for example, article by H.S. Hinton and A.L. Lentine, "Multiple Quantum-Well Technology Takes SEED" *IEEE, Circuit and Devices*, p. 12, 1993, for a detailed perspective regarding the development of quantum well devices, such as "self-electro-optic effect devices" (SEEDs). It will be appreciated that some of the initial efforts regarding SEED devices focused on integrating the SEED device with CMOS circuitry to perform smart pixel functions

for 2D optical interconnect input/output. It will be thus appreciated that there are techniques well-understood by those of ordinary skill in the art, that, for example, would allow for bonding a SEED device onto a CMOS substrate and integrating optical inputs and outputs to standard silicon-based CMOS circuitry. The optical inputs and outputs are provided using quantum well diodes which can operate either as optical reflective modulators or as photodiodes.

Various exemplary assembly actions or steps that may be used for integrating the SEED device and the CMOS circuitry are sequentially shown in Fig. 2. As shown at step 50, an array of SEED diodes 56 on a GaAs substrate 57 may be aligned relative to an array of silicon-based circuits 58 to be bonded and electronically connected in a regular grid on top of the array of circuits 58 where the modulators include the multiple thin layers. The array of diodes can be fabricated in a quantum well p-i-n diode wafer grown by molecular beam epitaxy and then, as shown at step 52, these diodes are solder-bonded to the silicon chip and further held in position with epoxy 60, for example. As shown at step 54, the entire GaAs substrate is removed, and the diodes are coated with an anti-reflection coating 62 on the top surface. The epoxy over the silicon circuit is also removed (not shown) to allow access to electrical bond pads. It will be appreciated there are commercially available foundries that can be used for the design and fabrication of user-specific SEED devices, such as the SEED foundry established at the Bell Laboratories of Lucent Technologies.

As suggested above, SEED devices have been hybridly integrated with silicon-based CMOS and have been used as optical modulators. For example as shown in FIG. 3, the reflectivity of a SEED device used as a modulator can be changed from about 0.22 to about 0.13 when the gate-source voltage is increased from about 0 to about 0.4 volts. The inventors of the present invention have recognized that this type of electro-optic semiconductor device could be used as an interconnect for coupling optical signals with an ultrasound transducer. As described in greater detail below, one exemplary approach is to use a SEED modulator in conjunction with a CMOS circuit coupled to the ultrasound transducer. The electrical signal generated by the ultrasound transducer can be used to modulate the optical reflectivity of the SEED device. For example, referring to the inset circuit 110 shown in FIG. 3, this could mean that the electrical signal from the transducer is applied to the gate terminal

of the circuit and the source terminal is connected to a suitable biasing signal while the drain terminal is connected to an electrical ground.

In another exemplary approach, one may connect the ultrasound transducer in the array with a reversed biased photo-diode in series with a quantum well device. When the diode is reverse biased, the electric field is applied to the quantum well with virtually no current flowing through. When the reversed biased voltage is changed, this would change the field applied to the quantum wells, and thus modulate the optical beam intensity. Once again, referring to the inset circuit shown in FIG. 3, this would mean that the electrical signal is applied to the source terminal of the circuit and the gate terminal would be connected to the biasing signal while the drain terminal is connected to the electrical ground. Thus, it will be appreciated that, depending on the specific design, one may electrically couple the three terminals in various ways to achieve the same result, namely, to vary the reflectivity of the SEED device as a function of amplitude variation of the electrical signal supplied from the ultrasound transducer.

As suggested above, in a traditional transducer array, each individual transducer element is electrically connected to the console electronics by a coaxial cable. The cable transmits a high voltage excitation signal which causes the transducer element to transmit vibratory energy into a medium during a transmission mode of operation. During a receive mode of operation, the cable then receives a low voltage signal which corresponds to the received sound waves picked up by the transducer elements. Although individually of small diameter, e.g., these coaxial cables are typically 400 microns in diameter, collectively the overall cabling size may become bulky. For example, assuming a bundle of 500 cables, then the overall size of the cabling may be about 1.5 cm or more in diameter. One major benefit of the proposed invention is to reduce the size and mass of this connecting cable bundle, by replacing the coaxial electrical cables with an optical cable assembly.

FIG. 4 shows an exemplary embodiment of an ultrasound imaging system 100 embodying one aspect of the present invention. Imaging system 100 includes an ultrasonic probe 102 including an array of transducers, for simplicity of illustration only one ultrasonic transducer 104 is shown, responsive to a relatively high voltage excitation signal that causes the transducer to generate vibratory energy. It will be

appreciated by those skilled in the art that the present invention is not be limited to any specific type of transducer array. For example, in one exemplary embodiment any standard piezoelectric transducer array may be used. In another exemplary embodiment, more recently introduced micromachined capacitance transducer arrays such as may be built on a silicon wafer using MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems) could be employed in lieu of the piezoelectric array. Micromachined capacitance ultrasonic transducer arrays usable for medical imaging applications are commercially available from Sensant Corporation. Regardless of the type of transducer, the vibratory energy is propagated through a medium undergoing ultrasonic imaging. For example, a transmit/receive switch 105 may be set to pass the excitation signal during a transmit mode of operation of the ultrasound system.

A plurality of interconnect channels, for simplicity of illustration only a single channel 106 is shown, enables optical communication of the ultrasonic probe with an imaging console 108. Each interconnect channel includes a quantum-well device 110, such as a SEED device, optically coupled to receive an electrical signal from a corresponding transducer, e.g., transducer 104. It will be appreciated that the electrical signal received by quantum-well device 110 is generated during a receive mode of operation of the ultrasound system in response to vibratory energy received from the medium undergoing imaging. The vibratory energy may comprise vibratory energy reflected from within the medium undergoing imaging or having passed through that medium. As discussed in the context of FIG. 3, quantum-well device 110 may comprise a three terminal device having a first terminal, e.g., gate terminal 112, a second terminal, e.g., source terminal 114 coupled to receive a biasing signal, and a third terminal, e.g., drain terminal 116 coupled to an electrical ground. In the embodiment illustrated in FIG. 4, gate terminal 112 is coupled to receive the electrical signal from transducer 104. However, as discussed in the context of FIG. 3, other connection arrangements for the respective three terminals may be used.

In one exemplary embodiment, an amplifier circuit 118 is coupled to provide a desired level of amplification to the electrical signal from each corresponding transducer prior to that electrical signal being supplied to the SEED device. As suggested above, the respective amplifier circuit 118 may comprise either a discrete circuit or may comprise an amplifier circuit jointly integrated with the SEED device,

as represented by dashed rectangle 120. Examples of the amplifier circuit integrated with the SEED device include a complementary metal oxide semiconductor and a field effect transistor circuit.

As shown in FIG. 4, quantum well-device 110 is further configured to receive and process an input optical signal to supply a modulated output signal in response to amplitude variation of the electrical signal from transducer 104. In the embodiment of FIG. 5, a first optical cable assembly 122 is coupled to transmit from the imaging console the optical signal received by the quantum-well device. Cable assembly 122 is further coupled to transmit back to the imaging console the modulated signal supplied by the quantum-well device. A suitable optical source and detector module 126 in console 108 is used for generating the input optical signal beam and for processing the modulated signal supplied by quantum-well device through optical cable assembly 122. In another aspect of the present invention, a second cable assembly 124 is coupled to a phototransistor circuit 128 to transmit a control optical signal to control the firing of the high voltage excitation signal. In one exemplary implementation, an electrical cable 130 may continue to be used to carry the high voltage excitation signal used to excite the individual transducer elements.

As will be appreciated by those skilled in the art, reception of the reflected or echo signal is generally demanding since relatively high linearity of the individual elements/channels is desirable to allow high quality beamforming. Since the medium may attenuate the vibratory energy as a function of distance traveled, the echo signal may range in amplitude from about 100 mV to about 1 microV, for near and far targets respectively. Thus, instantaneous dynamic range in excess of 40dB may be desirable. Since these echo signals should be preserved until the time delays can be applied in the console, it is desirable for the electrical to optical conversion to be substantially accurate and repeatable. The inventors of the present invention have recognized that the monolithic fabrication processes of SEED technology should lend themselves to meet these kinds of requirements.

In the event such 40 dB of dynamic range were not directly available from the SEED device and associated detecting circuitry, it will be appreciated that digital processing signal techniques may be used to digitize the information. See for example US Patent No. 5,203,335 assigned to the assignee of the present invention for

background information regarding one example of such digital processing techniques. The referred patent titled "Phased Array Ultrasonic Beam Forming Using Oversampled A/D Converters" uses a high frequency delta-sigma converter to digitize the echo signal from each transducer element. It is further believed that the present invention allows to achieve the necessary digital bandwidth. For example, a 10 bit sampling at 40 MHz corresponds to approximately a 400 MHz digital rate. This type of requirement is well within the capabilities of the several GHz of bandwidth generally enabled by the SEED device.

It will be appreciated that various construction arrangements may be used for the SEED device. For example, one exemplary arrangement would have the SEED detector mounted directly on the back of the transducer array. In another exemplary arrangement, it may be desirable to mount packaged "chips" onto the flexible circuit board traditionally used for the linear transducer arrays. In this case, the fiber optic cables could then be coupled directly to the SEED device.

It will be understood that the specific embodiment of the invention shown and described herein is exemplary only. Numerous variations, changes, substitutions and equivalents will now occur to those skilled in the art without departing from the spirit and scope of the present invention. Accordingly, it is intended that all subject matter described herein and shown in the accompanying drawings be regarded as illustrative only and not in a limiting sense and that the scope of the invention be solely determined by the claims.

4. Brief Description of Drawings

FIG. 1 shows respective exemplary plots illustrating spectral absorption characteristics of a quantum-well device as a function of a voltage signal applied across the device;

FIG. 2 illustrates exemplary assembly of a quantum-well device, such as a self-electro-optic effect (SEED) device integrated with a semiconductor circuit;

FIG. 3 shows an exemplary plot of optical reflectivity of a SEED device as a function of a voltage applied at its gate terminal, assuming an exemplary biasing voltage of 10 volts is applied at its source terminal; and

FIG. 4 is a schematic representation of an ultrasound system using an exemplary optical interconnect in accordance with one aspect of the present invention.

FIG. 1

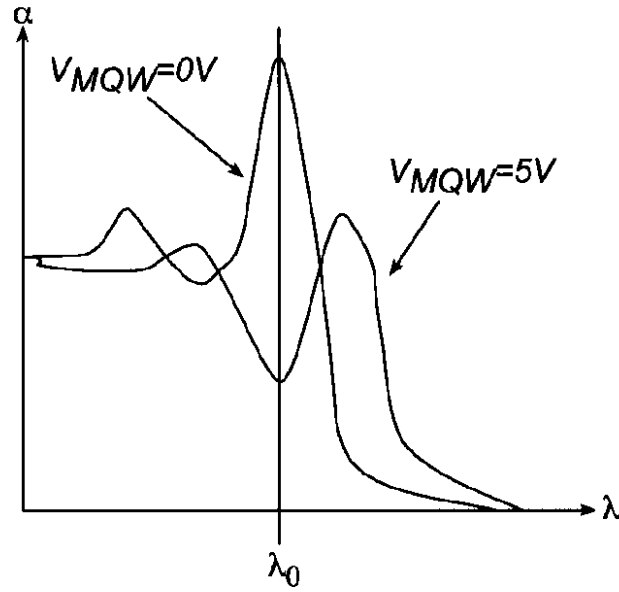


FIG. 2

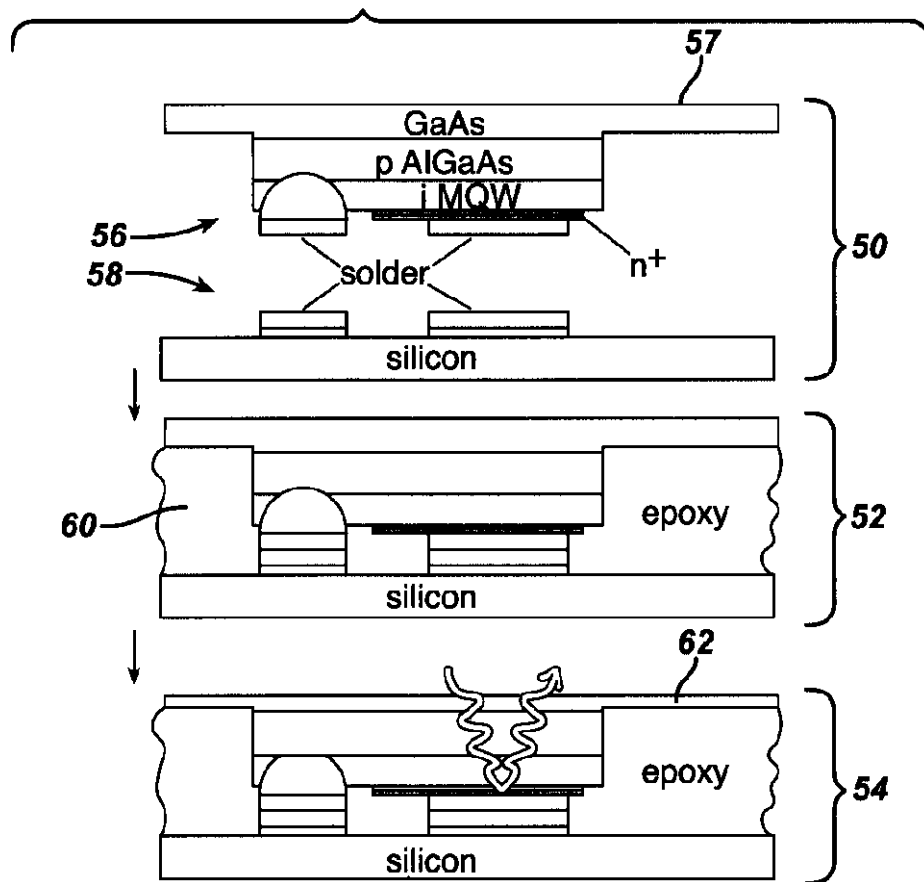


FIG. 3

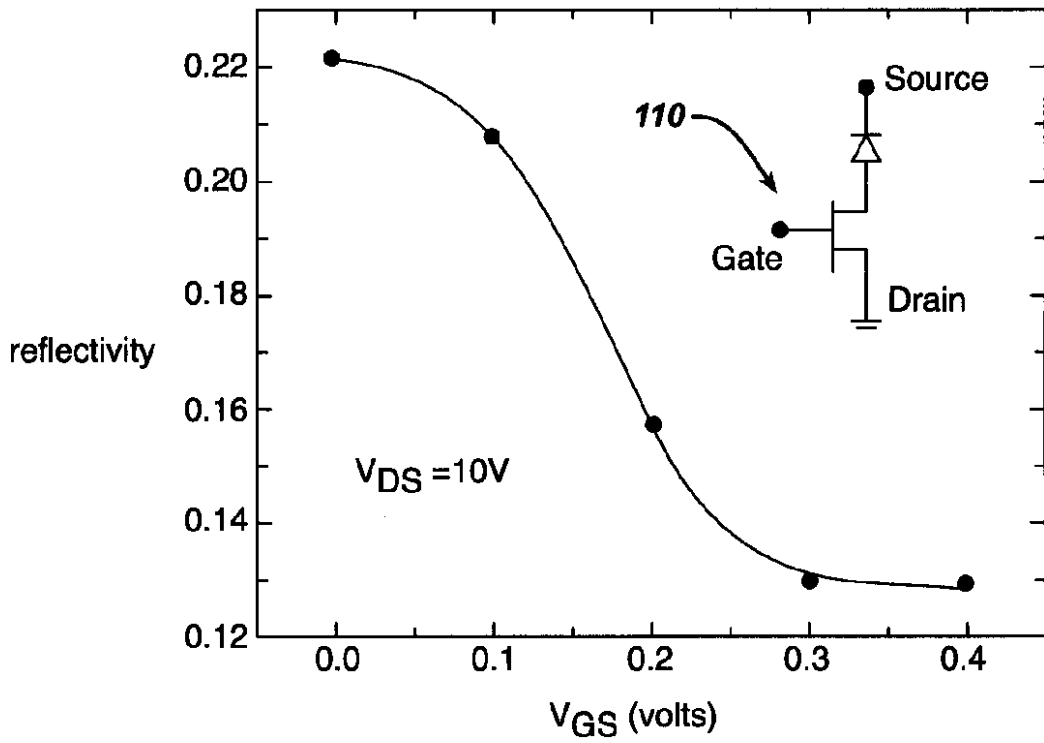
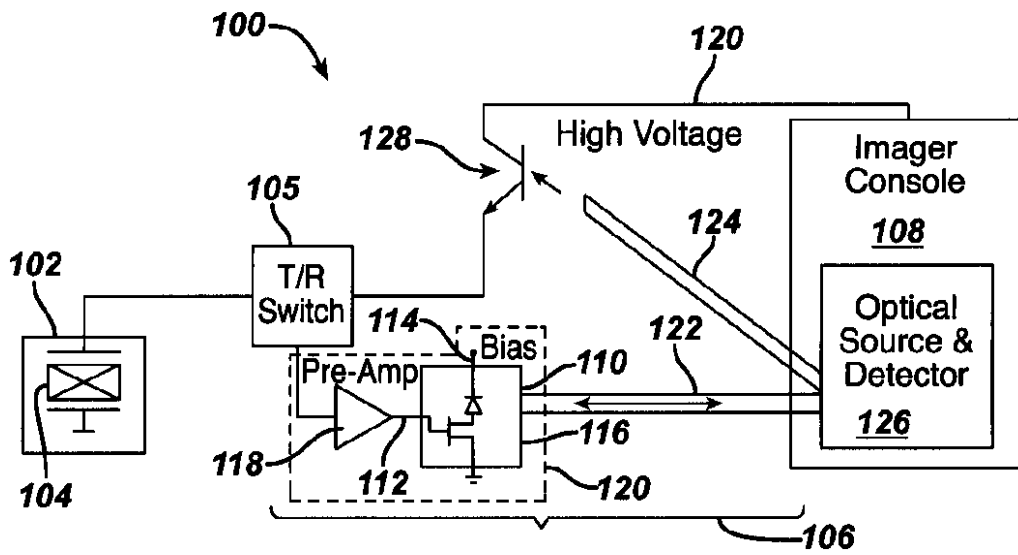


FIG. 4



1. Abstract

An ultrasound imaging system having an ultrasonic probe including an array of ultrasonic transducers is provided. The imaging system further includes a plurality of interconnect channels for enabling optical communication of the ultrasonic probe with an imaging console. Each interconnect channel includes a quantum-well device having a terminal electrically coupled to receive an electrical signal from a corresponding transducer. The quantum well device is further configured to receive and process an input optical signal to supply a modulated optical signal in response to amplitude variation of the electrical signal. An optical cable assembly is coupled to transmit from the imaging console the optical input signal received by the quantum-well device.

2. Representative Drawing: Figure 1

专利名称(译)	使用能够实现光互连的量子阱装置的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	JP2002282252A	公开(公告)日	2002-10-02
申请号	JP2001330135	申请日	2001-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ユンシェンリユー ロウエルスコットスミス		
发明人	ユン・シェン・リユー ロウエル・スコット・スミス		
IPC分类号	G01N29/22 A61B8/00 B06B1/06 G02F1/017 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 B06B1/06.A G01N29/22 G02F1/017.502 H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/DB14 2G047/EA10 2G047/EA15 2G047/GB02 2G047/GB16 2G047/GB17 2G047/GF25 2H079/AA02 2H079/AA13 2H079/BA01 2H079/CA12 2H079/DA16 2H079/EA07 2H079/EA28 2H079/EB04 2H079/GA05 2H079/HA11 2H079/KA11 2H079/KA14 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/EE11 4C301/EE16 4C301/GB03 4C301/GB09 4C301/JA03 5D019/BB17 5D107/BB07 5D107/CC01 5D107/CC10 5D107/CC12 5D107/CC13 5D107/FF01 2K102/AA20 2K102/BA01 2K102/BB01 2K102/BC04 2K102/BD09 2K102/DA11 2K102/DB08 2K102/DD03 2K102/EB02 2K102/EB16 2K102/EB20 2K102/EB22 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE13 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GD01 4C601/GD02 4C601/GD03		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/699099 2000-10-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了具有高动态范围和低功耗的光调制器。成像系统100包括多个互连通道，该互连通道使得能够在包括超声换能器104的阵列的超声探头102和成像控制台108之间进行光学通信。每个互连通道包括量子阱元件110，该量子阱元件110从相应的换能器接收电信号。量子阱元件110接收输入的光信号，并提供根据电信号的振幅变化而调制的光信号。光缆组件122、124传输由量子阱装置从成像控制台接收的光输入信号。

