

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表2003 - 505130

(P2003 - 505130A)

(43)公表日 平成15年2月12日(2003.2.12)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード (参考)
A 6 1 C 19/04		A 6 1 B 10/00	B 2 G 0 5 9
A 6 1 B 10/00		G 0 1 N 21/17	625 4 C 0 5 2
G 0 1 N 21/17	625	21/27	A
21/27		21/35	A
21/35			Z

審査請求 未請求 予備審査請求 (全113数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 511811(P2001 - 511811)

(86)(22)出願日 平成12年7月24日(2000.7.24)

(85)翻訳文提出日 平成14年1月22日(2002.1.22)

(86)国際出願番号 PCT/GB00/02849

(87)国際公開番号 W001/006915

(87)国際公開日 平成13年2月1日(2001.2.1)

(31)優先権主張番号 9917407.0

(32)優先日 平成11年7月23日(1999.7.23)

(33)優先権主張国 イギリス(GB)

(71)出願人 テラビュー リミテッド
イギリス国,ケンブリッジ シービー4 0ダ
ブリュジー,ミルトン・ロード,ケンブリッ
ジ・サイエンス・パーク 302/304

(72)発明者 アーノン, ドナルド ドミニク
イギリス国,ケンブリッジ シービー4 0ダ
ブリュジー,ミルトン・ロード,ケンブリッ
ジ・サイエンス・パーク 302/304,テラビ
ュー・リミテッド内

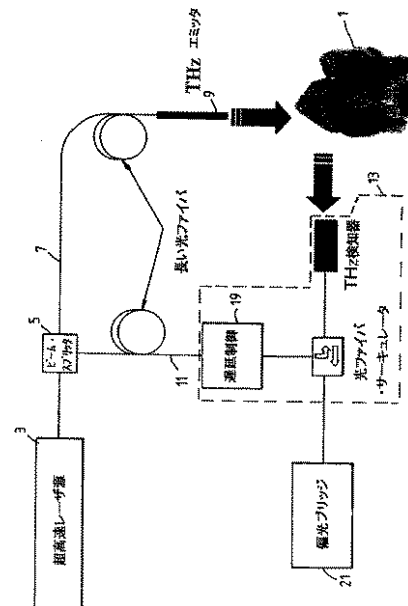
(74)代理人 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 放射線プローブ及び齶歯検知

(57)【要約】

サンプル(1)を検査するプローブ・アセンブリであって、プローブ(13)と、プローブ(13)と信号をやりとりする通信手段(9,11)と、サンプル(1)を照らす放射線を発するエミッタ(9)と、サンプル(1)を透過した若しくはサンプル(1)から反射された放射線を検知する電磁気放射線検知器(13)とを有する。エミッタ(9)は、入力放射線で照らされると入力放射線とは異なる周波数の放射線を発する周波数変換部を有する。エミッタ若しくは検知器のうちの少なくとも1つは、プローブ内に配置されている。本プローブは、特に内視鏡若しくは歯の画像化に用いられる。本発明は、更に、歯の画像化方法と、虫歯や歯周病の危険があるなどの病んでいる歯を画像化する装置とも関する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 サンプルを検査するプローブ・アセンブリであって、
プローブと、該プローブと信号をやりとりする通信手段と、前記サンプルを照らす放射線を発するエミッタと、前記サンプルを透過した若しくは該サンプルから反射された放射線を検知する電磁気放射線検知器とを有し、

前記エミッタが、入力放射線で照らされると該入力放射線とは異なる周波数の放射線を発する周波数変換部を有し、

前記エミッタ若しくは前記検知器のうちの少なくとも1つが、前記プローブ内に配置されているプローブ・アセンブリ。

【請求項2】 サンプルを検査するプローブ・アセンブリであって、
プローブと、該プローブと信号をやりとりする通信手段と、前記サンプルを照らす放射線を発するエミッタと、前記サンプルを透過した若しくは該サンプルから反射された放射線を検知する電磁気放射線検知器とを有し、

前記エミッタが、入力放射線で照らされると該入力放射線とは異なる周波数の放射線を発する周波数変換部を有すると共に、前記プローブ内に配置されているプローブ・アセンブリ。

【請求項3】 サンプルを検査するプローブ・アセンブリであって、
プローブと、該プローブと信号をやりとりする通信手段と、前記サンプルを照らす放射線を発するエミッタと、前記サンプルを透過した若しくは該サンプルから反射された放射線を検知する電磁気放射線検知器とを有し、

前記エミッタが、入力放射線で照らされると該入力放射線とは異なる周波数の放射線を発する周波数変換部を有し、

前記検知器が、前記プローブ内に配置され、

この検知された放射線からの情報が該検知された放射線と異なる波長を有する放射線によって前記プローブ外へ送信されるプローブ・アセンブリ。

【請求項4】 請求項1乃至3のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記エミッタ及び前記検知器のいずれも前記プローブ内に配置されていることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項5】 請求項1乃至4のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記エミッタは前記プローブ内に配置され、

前記通信手段は前記周波数変換手段を照らすための入力放射線を前記エミッタに供給することを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項6】 請求項5記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記入力放射線は少なくとも1つのパルス放射線ビームを有することを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項7】 請求項5記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記入力放射線は少なくとも1つのほぼ連続的な放射線ビームを有することを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項8】 請求項7記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記ほぼ連続的な放射線ビームは少なくとも2つの目立たない周波数を有することを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項9】 請求項7記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記ほぼ連続的な放射線ビームは複数の目立たない周波数を有することを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項10】 請求項1乃至9のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記プローブは0.1THz～84THzの範囲の中の少なくとも1つの周波数で放射線を発するように構成されることを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項11】 請求項1乃至10のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記エミッタは0.1THz～84THzの範囲の中の複数の周波数を発するように構成されることを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項12】 請求項1乃至11のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記エミッタは複数の目立たない周波数を有するほぼ連続的な放射線ビームを

発するように構成されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項13】 請求項1乃至12のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記入力放射線は600nm～2μmの範囲の中の少なくとも1つの波長を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項14】 請求項1乃至13のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記周波数変換部は光学的に非線形な部分を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項15】 請求項14記載のプローブ・アセンブリであって、

前記周波数変換部は、 LiIO_3 、 $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ 、ADP、 KH_2PO_4 、 KH_2AsO_4 、石英、 AlPO_4 、ZnO、CdS、GaP、GaAs、 BaTiO_3 、 LiTaO_3 、 LiNbO_3 、Te、Se、ZnTe、ZnSe、 $\text{Ba}_2\text{NaNb}_5\text{O}_{15}$ 、 AgAsS_3 、淡紅銀鉱、CdSe、 CdGeAs_2 、 AgGaSe_2 、 AgSbS_3 、ZnS、DAST(4-N-methylstilbazolum)、又はSi、の中の少なくとも1つを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項16】 請求項1乃至15のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記周波数変換部には、該周波数変換部内のすべての点において前記入力放射線と前記発せられた放射線との少なくとも1つのうなり振動数の放射線位相を一致させるように構成された位相マッチング手段が備えられていることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項17】 請求項1乃至13のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記周波数変換部は、光導電エミッタを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項18】 請求項17記載のプローブ・アセンブリであって、

前記光導電エミッタは、低温GaAs、半絶縁GaAs、サファイア上のシリ

コン、半絶縁 InGaAs、低温 InGaAs、半絶縁 InP、又は As が埋め込まれた GaAs を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項 19】 請求項 17 又は 18 記載のプローブ・アセンブリであって、

前記周波数変換部は、p-i-n 型構造を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項 21】 請求項 1 乃至 19 のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記エミッタは、更に、前記周波数変換部上に前記入力放射線を集束させるレンズを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項 22】 請求項 1 乃至 21 のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記入力放射線が前記エミッタから発せられたビームと共に透過されることを防ぐためのフィルタが設けられることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項 23】 請求項 1 乃至 22 のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記通信手段は光ファイバ・ケーブルを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項 24】 請求項 23 記載のプローブ・アセンブリであって、

前記通信手段は、光ファイバ・ケーブルを有し、

該光ファイバ・ケーブルは、該ファイバによって搬送される放射線に正の分散効果を有する一セクションと負の分散効果を有する別のセクションとの少なくとも 2 つのセクションを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項 25】 請求項 1 乃至 24 のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブには、負の分散効果を提供する分散シフト手段が備えられていることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項 26】 請求項 1 乃至 25 のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知器は非線形結晶を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項27】 請求項1乃至26のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知器部は、 LiIO_3 、 $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ 、ADP、 KH_2PO_4 、 KH_2AsO_4 、石英、 AlPO_4 、 ZnO 、 CdS 、 GaP 、 GaAs 、 BaTiO_3 、 LiTaO_3 、 LiNbO_3 、 Te 、 Se 、 ZnTe 、 ZnSe 、 $\text{Ba}_2\text{NaNb}_5\text{O}_{15}$ 、 AgAsS_3 、淡紅銀鉱、 CdSe 、 CdGeAs_2 、 AgGaSe_2 、 AgSbS_3 、 ZnS 、DAST(4-N-methylstilbazolium)、又はSi、の中の少なくとも1つを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項28】 請求項1乃至22のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知器は、光導電検知器を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項29】 請求項28記載のプローブ・アセンブリであって、

前記光導電検知器は、低温GaAs、半絶縁GaAs、サファイア上のシリコン、半絶縁InGaAs、低温InGaAs、半絶縁InP、又はAsが埋め込まれたGaAsを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項30】 請求項28又は29記載のプローブ・アセンブリであって、

前記光導電検知器は、p-i-n型構造を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項31】 請求項1乃至30のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知器は、前記プローブ内に配置され、

この検知された放射線からの情報は該検知された放射線と異なる波長を有する放射線によって前記プローブ外へ送信されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項32】 請求項31記載のプローブ・アセンブリであって、

前記放射線は、前記プローブ外へ送信される前に偏光されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項33】 請求項1乃至32のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知された放射線内の情報は、該検知された放射線と異なる周波数の放射線へ転送され、

該放射線は検知器放射線供給手段によって前記検知器に供給されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項34】 請求項1乃至33のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブ内にCCDアレイが備えられることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項35】 請求項1乃至34のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知器は所定の周波数の放射線を検知することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項36】 請求項1乃至35のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知器は複数の周波数を検知するように構成されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項37】 請求項36記載のプローブ・アセンブリであって、前記複数の周波数は複数の区別可能な周波数であることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項38】 請求項36記載のプローブ・アセンブリであって、前記複数の周波数は一周波数帯域であることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項39】 請求項1乃至38のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブは前記検知器が前記サンプルによって透過された放射線を検知す

るように構成されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項40】 請求項1乃至39のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブは前記検知器が前記サンプルから反射された放射線を検知するように構成されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項41】 請求項1乃至40のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブは人体内若しくは動物体内に挿入されるように構成されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項42】 請求項1乃至41のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブはキーホール手術において用いられるように構成されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項43】 請求項1乃至42のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブの幅は最大で10mmであることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項44】 請求項1乃至43のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記サンプルの画像を生成する画像化手段を更に有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項45】 請求項1乃至44のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知された放射線から前記サンプルの組成に関する情報を求める組成分析手段を更に有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項46】 請求項1乃至45のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブには歯締め付け装置が備えられていることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項47】 虫歯を検知する方法であって、

- (a) 0.1 THz ~ 84 THz の範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らし、
- (b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得し、
- (c) 該画像データを処理して該歯に虫歯が存在するかを判定する方法。

【請求項48】 請求項47記載の方法であって、

前記工程(c)において、前記データは初期齲蝕の存在を判定するために処理されることを特徴とする方法。

【請求項49】 請求項47又は48記載の方法であって、

前記工程(c)において、前記データは二次齲蝕の存在を判定するために処理されることを特徴とする方法。

【請求項50】 歯における歯周病を検知する方法であって、

- (a) 0.1 THz ~ 84 THz の範囲の中から選択された複数の周波数を有する放射線ビームで歯を支える骨を照らし、
- (b) 該骨からの放射線を検知して画像データを取得し、
- (c) 該画像データを処理して歯周病が存在するかを判定する方法。

【請求項51】 歯の歯髄腔内への血流を検知する方法であって、

- (a) 0.1 THz ~ 84 THz の範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らし、
- (b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得し、
- (c) 該画像データを処理して該歯の歯髄腔内への血流を判定する方法。

【請求項52】 請求項47乃至51のいずれか一記載の方法であって、

前記工程(c)において、前記データは前記歯若しくは骨の屈折率を求めるために処理されることを特徴とする方法。

【請求項53】 請求項47乃至51のいずれか一記載の方法であって、

前記工程(c)におけるデータは前記歯若しくは骨の吸収率を求めるために処理されることを特徴とする方法。

【請求項54】 請求項47乃至51のいずれか一記載の方法であって、

前記工程(c)におけるデータは前記歯のエナメル質密度を求めるために処理

されることを特徴とする方法。

【請求項55】 請求項47乃至51のいずれか一記載の方法であって、前記工程(c)におけるデータは前記歯の水分含有量を求めるために処理されることを特徴とする方法。

【請求項56】 請求項47乃至51のいずれか一記載の方法であって、前記工程(c)におけるデータは前記エナメル質の気孔率を求めるために処理されることを特徴とする方法。

【請求項57】 請求項47乃至51のいずれか一記載の方法であって、前記工程(c)におけるデータは細菌の存在を判定するために処理されることを特徴とする方法。

【請求項58】 請求項47乃至51のいずれか一記載の方法であって、前記工程(c)は、前記歯若しくは骨からの放射線を該歯若しくは骨を通過していない放射線と比較し、前記歯若しくは骨を通過した放射線と該歯若しくは骨を通過していない放射線との間の遅延を計算し、前記歯若しくは骨の異なる点に対して前記遅延をプロットすることを特徴とする方法。

【請求項59】 請求項47乃至51のいずれか一記載の方法であって、前記工程(a)は、 $0.1\text{ THz} \sim 84\text{ THz}$ の範囲の中から選択された複数の周波数を有する歯を照らすことを特徴とする方法。

【請求項60】 歯における虫歯を画像化する装置であって、
(a) $0.1\text{ THz} \sim 84\text{ THz}$ の範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らす手段と、
(b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得する手段と、
(c) 該画像データを処理して該歯に虫歯が存在するかを判定する手段とを有する装置。

【請求項61】 歯における歯周病を画像化する装置であって、

- (a) 0.1 THz ~ 84 THz の範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を支える骨を照らす手段と、
 - (b) 該骨からの放射線を検知して画像データを取得する手段と、
 - (c) 該画像データを処理して歯周病の存在を判定する手段とを有する装置
- 。

【請求項62】 歯の歯髄腔内への血流を画像化する装置であって、

- (a) 0.1 THz ~ 84 THz の範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らす手段と、
- (b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得する手段と、
- (c) 該画像データを処理して該歯の歯髄腔内への血流を判定する手段とを有する装置。

【請求項63】 請求項60乃至62のいずれか一記載の装置であって、

- 前記画像データを処理する手段は、前記歯若しくは骨からの放射線を該歯若しくは骨を通過していない放射線と比較し、
- 計算手段は、前記歯若しくは骨を通過した放射線と該歯若しくは骨を通過していない放射線との間の遅延を計算し、
- プロット手段は、前記歯若しくは骨の異なる点に対して前記遅延をプロットすることを特徴とする装置。

【請求項64】 請求項60乃至63のいずれか一記載の装置であって、

- 前記歯若しくは骨を照らす手段と前記歯若しくは骨からの放射線を検知する手段とが人間の口内若しくは動物の口内に置かれ得るプローブ内に配置されることを特徴とする装置。

【請求項65】 請求項60乃至64のいずれか一記載の装置であって、

- 前記歯を照らす手段は、0.1 THz ~ 84 THz の範囲の中から選択された複数の周波数を有する放射線ビームで該歯を照らすように構成されることを特徴とする装置。

【請求項66】 図1乃至図15Bのいずれかを参照して説明されたプローブ・アセンブリ。

【請求項67】 添付図面のいずれかを参照して説明された歯における虫歯

を検知する方法。

【請求項68】 添付図面のいずれかを参照して説明された歯の歯髄腔内への血流を検知する方法。

【請求項69】 添付図面のいずれかを参照して説明された歯周病を検知する方法。

【請求項70】 添付図面のいずれかを参照して説明された虫歯を検知する装置。

【請求項71】 添付図面のいずれかを参照して説明された歯周病を検知する装置。

【請求項72】 添付図面のいずれかを参照して説明された歯の歯髄腔内への血流を検知する方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本発明は、0.1～84THzの周波数を有する放射線を用いて、構造からの組成上の情報を画像化若しくは判定するのに用いられ得るプローブに関する。本発明は、更に、病んでいる歯を研究する方法にも関する。

【0002】

最近、THzの放射線を用いて、様々な方法で幅広いサンプルを見ることに多くの関心が集まっている。THz放射線は、サンプルの画像化にも画像の各ピクセルにおけるスペクトルを得るのにも用いることができる。THz放射線は、プラスチック、紙、織物、ダンボール、半導体、及び非極性有機物質などの乾燥していて、非金属で、非極性のオブジェクトのほとんどを貫通する。よって、箱やケースなどの内部を見るのにX線の代わりにTHz放射線を用いることができる。THzは、X線と比べて低エネルギーの非イオン化光子を有するため、THz放射線を用いることの健康へのリスクは従来のX線よりも大幅に低下すると予想される。

【0003】

医療分野における画像化にTHzを用いることが提案されてきている。しかし、THz放射線の貫通深さが人体の奥深いところの画像化を妨害するかもしれないと考えられている。更に、人体は強力なTHz放射線吸収剤として知られる水分を大量に含んでいるため、これはTHz放射線を持ちいて得られ得る有効画像化深度にも影響する。例えば、乾燥肌などの無水組織種類でさえも貫通深度を制限する。例えば、2.0THzにおいて、湿った真皮に対しては $\sim 35\text{ cm}^{-1}$ であり、乾燥した真皮に対しては $\sim 29\text{ cm}^{-1}$ である。ここで使用可能な1mW平均電力レベルは、THzを用いると湿った真皮の約4mmしか検査できないことを示唆する。

【0004】

よって、上記課題を解決するために、本発明は、体の器官を画像化するか或いはスペクトルを得るために人体内若しくは動物体内へ挿入され得るプローブを有するプローブ・アセンブリに関する。よって、本発明は、人体若しくは動物体

の内部を検査するTHz内視鏡として用いられ得る。例えば、本プローブは、患者の喉を通過して挿入され、胃を検査したり、キーホール手術（体に鍵穴程度の小さな穴を開けるだけで済む手術）に用いられたりできる。当然、本プローブは外面を検査するのにも用いられ得る。

【0005】

本プローブは主に医療用途について説明されるが、本プローブが非医学的用途にも用いられ得ることは明らかである。例えば、液体、気体、若しくは個体環境における遠隔プローブとして用いられることも可能であり、或いは、研究対象オブジェクトの特定の部分に対してTHz放射線を伝達させ検知する安全な手段として用いられることも可能である。又、この種の遠隔検出は、野原や工場の床の上などで画像化が要求される用途において特に重要である。持続レーザー若しくはパルス・レーザー、THzを生成若しくは検知するのに用いられ得る電気及び/若しくは光成分は、温度や振動などの変化をしばしば検知する。これらの例において、パルス・レーザー及び/若しくは他の電気/光成分は、テラヘルツ測定/画像化位置から離れたオペレーションに適した制御された環境に配置され得る。

【0006】

第1の態様において、本発明は、サンプルを検査するプローブ・アセンブリであって、プローブと、該プローブと信号をやりとりする通信手段と、上記サンプルを照らす放射線を発するエミッタと、上記サンプルを透過した若しくは該サンプルから反射された放射線を検知する電磁気放射線検知器とを有し、上記エミッタは、入力放射線で照らされると該入力放射線とは異なる周波数の放射線を発する周波数変換部を有し、上記エミッタ若しくは上記検知器のうちの少なくとも1つは上記プローブ内に配置されているプローブ・アセンブリを提供する。

【0007】

この検知器はサンプルからの電磁気放射線を直接検知することに注意。検知器は、サンプルの光電流を検知するなどの間接的な方法で電磁気放射線を検知しない。

【0008】

エミッタ及び検知器のいずれもがプローブ内に配置されていることが好ましい。エミッタがプローブ内に配置されていれば、上記通信手段は上記周波数変換手段用の入力放射線を供給するのに用いられ得る。エミッタか検知器のいずれか一方のみがプローブ内に配置されてもよいことは明らかである。例えば、エミッタがプローブ内に配置され、検知器はプローブから離れた大規模固定検知器であってもよい。別の方法として、検知器がプローブ内に配置され、エミッタがプローブから離れた固定式のものであってもよい。

【0009】

上記プローブは、主としてTHzプローブであることが意図されている。すると、エミッタはTHz放射線を発する。しかし、上記プローブはあらゆる種類の放射線と共に用いることができることは当業者には明らかであろう。本明細書の文脈において、THz放射線は0.1THzから84THzまでの範囲内の放射線であり、0.2THz～20THzの範囲内であればより好ましい。現時点では、THz放射線を大幅な損失無しに伝送できる光ケーブルなどは存在しない。よって、エミッタがプローブ内に配置されていれば、プローブにTHz放射線を直接供給することが可能でない。よって、エミッタはプローブに供給される放射線を所望の周波数レンジを有する放射線に変換する周波数変換部を有する。

【0010】

プローブは、検知器が該プローブによって検査されているサンプルを透過した放射線を検知するように構成されてもよい。プローブは、更に、検知器がサンプルから反射された放射線を検知するように構成されてもよい。プローブは、透過放射線及び反射放射線の両方を検知するようにも構成され得る。

【0011】

放射線は、連続的な放射線として供給されても、パルスを含む放射線として供給されてもよい。パルス放射線は複数の周波数を含む。一画像是放射線から生成され得る。及び/若しくは、組成情報は、いずれの周波数成分がより強いかを見ることによって、又は、屈折率若しくはパルスがオブジェクトを通過する際のフライト時間の修正を検査することによって、又は、これらのメカニズムの組み合わせによって、取得され得る。

【0012】

パルス放射線は複数の周波数でサンプルを画像化することを可能にする点で有益であるが、パルス・レーザー・ダイオードは比較的高価であり、更に、放射線パルスを通じた光ファイバを通じて送信することが難しい。よって、持続波(CW)放射線を用いることも望ましい。このCW放射線は、CWレーザー・ダイオードによって供給され得る。シンプルな構成においては、2つの異なる周波数のCW入力放射線が入力放射線としてプローブへ供給され、次いで、CW周波数が該2つの入力周波数と実質的に異なる周波数を有する放射線を生成するように構成された光学的に非線形な部分を用いてTHz放射線を生成するのに用いられる。別の方法として、上記2つのCW入力周波数は、光導電アンテナを用いて、若しくは本明細書で言及される他の方法のいずれかを用いて、THz放射線を生成するのに用いられ得る。

【0013】

サンプルを照らすのにCW放射線を用いる場合、通常、サンプルを透過する若しくはサンプルから反射されるビームは基準ビームと比較され、該ビームがサンプルを通過する際に位相に依存する放射線量の変化を測定する。この基準ビームは、入力放射線から導かれることが好ましく、入力放射線周波数のすべてを有する。

【0014】

上記簡素化されたケースは、2つの周波数だけを有するCW放射線が実質的に単一の周波数を有するTHz放射線を生成するのに用いられる場合として説明された。しかし、複数の目立たない周波数を有するTHz放射線を生成するためにCW入力放射線によって複数の目立たない周波数が提供され得る。このCW放射線は、マルチモードで機能する単一のソースによって提供されてもよく、複数の単一周波数CWソースによって提供されてもよい。例えば、これら別々のCWソースは、それぞれが自身の光ファイバ・ケーブルによって、プローブへ接続され得る。エミッタが異なる周波数生成を表すように構成されており、よって2つのTHz周波数がサンプルを照らす場合、これら2つの周波数は研究対象のサンプルにおける特定のコントラスト・メカニズムを実証するように選択され得る。

【0015】

前述のように、エミッタに放射線を提供することが一般的には必要である。この放射線は600nmから2μmまでの範囲の波長を有することが好ましい。以下「プローブ放射線」と呼ぶこの放射線は、例えばシリコンベースのケーブルなどの光ファイバ・ケーブルを通じてプローブへ供給されることが好ましい。プローブ・パルスという語は、パルス形状でプローブへ供給されるあらゆる放射線を表すのに用いられる。

【0016】

所定波長の放射線を光ファイバ・ケーブルを通じて送信する問題はTHz放射線を該ケーブルを通じて送信することに関連する問題に比べればはるかに小さいが、光波長若しくは非赤外波長における放射線の分散は依然として発生する。これは発射された放射線に影響するため望ましくない。

【0017】

本プローブ・アセンブリは、プローブ放射線の分散を補償する手段を有することが好ましい。この手段は、放射線に負の分散効果を有するエミッタにおける分散シフト手段によって提供されてもよい。別の方法として、又は、分散シフト手段に加えて、通信手段（例えばファイバ）自体に正負の分散効果を交互に提供する2種類のセクションが備えられていてもよい。負の分散効果は、分散がシフトされたファイバを用いて生成され得る。これにより、プローブ放射線のパルスがエミッタに到着した時点で圧縮されたままであるようにすることができる。

【0018】

周波数変換部は、第一周波数の放射線（入力放射線）で照らされると該第一周波数とは異なる周波数を有する放射線（発射放射線）を発するような良好な非線形光特性を有する材料を有し得る。周波数変換部は、結晶構造を有することが好ましい。周波数変換部用材料としては、 LiIO_3 、 $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ 、 ADP 、 KH_2PO_4 、 KH_2AsO_4 、石英、 AlPO_4 、 ZnO 、 CdS 、 GaP 、 GaAs 、 BaTiO_3 、 LiTaO_3 、 LiNbO_3 、 Te 、 Se 、 ZnTe 、 ZnSe 、 $\text{Ba}_2\text{NaNb}_5\text{O}_{15}$ 、 AgAsS_3 、淡紅銀鉱、 CdSe 、 CdGeAs_2 、 AgGaSe_2 、 AgSbS_3 、 ZnS 、 $\text{DAST}(4-N-$

methy l s t i l l b a z o l i u m)、又はSi、が考えられる。周波数変換部は、入力放射線の2つの周波数の差にほぼ等しい周波数を有する放射線を発するように構成されることがより好ましい。

【0019】

例えば、光導電エミッタ及び検知器などの他の種類の周波数変換部を用いることも可能であり、いくつかの場合では好ましくすらある。光導電エミッタは、2つの電極を有する光導電部を有する。THz放射線を発するために、この光導電部は、少なくとも2つの異なる周波数を有する入力放射線で照らされ、適切なバイアスが掛けられると、該少なくとも2つの入力周波数の差にほぼ等しい周波数を有する放射線が発せられる。入力放射線はTHz放射線が発せられるように選択され得る。

【0020】

スペクトラムの25GHz - 5THz部分の電力を追加的に供給する能力は、内視鏡用途では重要である。なぜなら、ほとんどの組織は、これらの周波数において、液体による吸収がより優勢である5THz - 20THz帯域と比べてより高い進入深さ（及びより大きい透過率）を有するからである。

【0021】

これら光導電生成器及び検知器の利点は、周波数レンジ：25GHz ~ 500GHzをカバーすることである。ここで、エミッタからのピーク電力は通常300GHz ~ 500GHz付近に集まり、下は25GHzまで伸びる。これにより、より低周波での大きな進入深さ得られ、より低周波での分散がより小さくなる（より長い波長となる）などの効果が得られる。更に、エミッタ及び検知器結晶における音量子に関する吸収/分散、位相マッチング、若しくは他の伝搬効果は、発射に差分周波数生成（DFG）を用い、検知に電磁光学サンプリングを用いる構成の場合よりも問題とはならない。このような効果はテラヘルツ時間領域及び周波数領域波形に不要な構造を加え得る。この不要な構造は、画像にゴーストをもたらし、小さい屈折率コントラストを有するインターフェース（例えば、歯のエナメル質 - 象牙質インターフェース若しくは虫歯 - エナメル質インターフェース、又は、皮膚の角質層 - 表皮インターフェース若しくは表皮 - 真皮インター

フェースなど)からの反射を覆い得る。

【0022】

更に、ファイバを通じて伝達され得る光パルス・エネルギー量は、非線形効果により制限される。従来のファイバは、通常、 $10\text{ pJ} - \text{nJ}$ の範囲のパルス・エネルギーと $100\text{ fs} - 1\text{ ps}$ のパルス幅とを有するファイバあたり $20 \sim 30\text{ mW}$ の平均光電力をサポートする。これは材料の種類、レーザー・パルス反復レート、波長などの設計によって大幅に変わり得るが、DFG(分散周波数生成)は比較的大きく光パルス・エネルギー(理想的には $\text{nJ} - \mu\text{J}$ レベル以上)に依存する。なぜなら、 nJ レベルは、隣接する表面電極間のギャップが小さい($1 \sim 100\text{ }\mu\text{m}$)アンテナ構造における光導電生成を満足させ、 $100\text{ fs} - 1\text{ ps}$ 未満のパルス幅と $10 \sim 100\text{ MHz}$ のレーザー・パルス反復レートとを有する $10 \sim 30\text{ mW}$ の範囲の平均光電力を提供する。

【0023】

この理由は、光導電エミッタにおいて、テラヘルツ電力は、例えばDFGの場合のファイバ端からの光フィールドからではなく、主に電極に掛けられたバイアスによるフォトチャージの加速から導かれる。これは、光導電生成器を、テラヘルツ内視鏡において用いられる低パルス・エネルギー(よって低平均電力)・ファイバ伝達システムに特に良く適合させる。

【0024】

関連する利点は、多くの内視鏡は先端のスコープだけでなく、光ファイバに光放射線を提供する近赤外/可視パルスレーザー自体のコンパクトな設計も必要とする。中でもエルビウム・ドープ・ファイバ・レーザー若しくは $\text{Cr}:\text{Li}$ サファイア・レーザーは最もコンパクトでゴツゴツした形の光パルス・レーザーである。これらレーザーは、レーザー・ヘッド・サイズを削減すると共に、冷却要求をも減らした(標準的な $\text{Ti}:\text{サファイア}$ 技術によりも小さい電源とクーラーとが通常用いられ、 $\text{Cr}:\text{Li}$ サファイア・レーザーは限定された期間バッテリー無しで作動し得る)。更にこれらレーザーは、高価なポンプ・レーザーの必要性を除去したため、潜在的に安価でもある。これらレーザーの制限は、それらの多くは $20 \sim 50\text{ mW}$ に制限された平均光出力パワーを有することである。このような

パワレベルにおいて、検知器及びエミッタを励起させるのに用いられる光ビームは慎重に管理される必要がある。このシナリオにおいて用いるための特に効率的な生成 - 検知方法は、光導電生成及びEOS検知である。これは、光導電スイッチ(20 ~ 50 mW)に向けられる光レーザーからの使用可能な光電力の大部分を許容すると共に、EOS検知に必要な光プローブ・ビームにおいて最低限の電力(5 ~ 20 μ W)が用いられる。

【0025】

低温GaAs、半絶縁GaAs、サファイア上のシリコン、半絶縁InGaAs、低温InGaAs、半絶縁InP、低温InP、及びAsが埋め込まれたGaAsなどの異なる材料システムを含む様々な種類の光導電発射装置が用いられ得る。送信ラインに埋め込まれた古典的なダイポールに基づく表面電極、ポータイ・アンテナに埋め込まれたダイポール、及びストリップ送信ラインを用いてもよい。同様に、光導電検知器は上記材料システム及び電極ジオメトリを使用することが可能である。他の方法も従来技術から知られ、組み込まれ得る。

【0026】

通常、20 ~ 50 mWを超える平均光電力は、飽和及び考えられる加熱効果のために、光導電エミッタ及び検知器においては役に立たない。放射線ダメージ若しくは加熱ダメージ、及び/又は限定された装置寿命がもたらされる。

【0027】

上記周波数変換部には、入力放射線及び発射放射線が周波数変換部を通る時にそれらの位相が互いに合っているように保つ位相マッチング手段が備えられていることがより好ましい。これら位相マッチング手段は、発射ビームの位相とプローブ放射線のうなり振動数成分の位相とが周波数変換部内のすべての点において一致するように、周波数変換部の屈折率を変えることによって提供されてもよい。

【0028】

周波数変換部に加えて、エミッタは、更に、周波数変換部上にプローブ・パルスを集束させるレンズを有することが好ましい。THzビームは、プローブに対してTHz窓を形成するTHzコリメータを通じて発射されることが好ましい。

プローブ・パルスからのパルスがTHzビームと共に透過することを防ぐためのフィルタがエミッタに設けられてもよい。

【0029】

前述のように、検知器は、透過したTHz放射線及び/若しくは反射されたTHz放射線を検知するのに用いられ得る。サンプルから発射された若しくはサンプルによって反射されたTHzパルスは、THzレンズによって集められる。検知器がプローブ内に設けられている場合、エミッタに加えて或いはエミッタの代わりに、検知器が同じ問題を有する。なぜなら、検知されたTHzを分析のためにプローブ外部へ送信することができないからである。

【0030】

よって、発射されたTHz若しくは反射されたTHzによって運ばれる情報は、分析のためにプローブから離れて運ばれ得る媒体へ変換されなければならない。これは、検知されたTHz放射線における情報を異なる波長の放射線へ転送することによって、又は、検知されたTHz放射線によって運ばれる情報を電子の形へ変換することによって、実行されることが好ましい。

【0031】

検知されたTHz放射線から情報を導く好ましい方法は、電気光学サンプリングと呼ばれるACポッケルス効果によって提供される。すべてではないがほとんどの非線形材料はACポッケルス効果を示す。この効果を示す材料上に可視光のパルスが入射すると、この可視光は反射されるか、及び/若しくは、その偏光を変えることなく該結晶を透過する。しかし、THzパルスが光パルスとして該材料に同時に到達する場合、THz電界によって生じる複屈折の変化によってこの光パルスの偏光が変化する。従って、THzパルス及び光パルスを非線形材料を通し、該光パルスの偏光の変化を測定することによって、THzの存在を検知することが可能である。この光パルスは、エミッタにも提供されるプローブ・パルスであることが好ましい。本プローブ・アセンブリは、プローブ・パルス及びTHzパルスが非線形材料に同時に到達するようにプローブ・パルスを遅延させる遅延手段を更に有することが好ましい。

【0032】

検知器に対する好ましい構成は、ACポッケルス効果の原理に基づいて作動する。よって、検知器が非線形特性を有する検知部を有することが好ましい。好ましい検知部は、 LiIO_3 、 $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ 、ADP、 KH_2PO_4 、 KH_2AsO_4 、石英、 AlPO_4 、 ZnO 、 CdS 、 GaP 、 GaAs 、 BaTiO_3 、 LiTaO_3 、 LiNbO_3 、 Te 、 Se 、 ZnTe 、 ZnSe 、 $\text{Ba}_2\text{NaNb}_5\text{O}_{15}$ 、 AgAsS_3 、淡紅銀鉱、 CdSe 、 CdGeAs_2 、 AgGaSe_2 、 AgSbS_3 、 ZnS 、DAST(4-N-methylstilbazolium)、又はSiである。

【0033】

テラヘルツ内視鏡の別の重要な用途は、高帯域幅の検知器及びエミッタに基づいて分光学画像若しくは診断上の情報を生成することである。遠赤外(100GHz - 20THz)及び中間赤外(20THz - 80THz)の範囲は有用である。なぜなら、前者のレンジでは分子間振動シグネチャが発生し、後者のレンジでは分子内振動が発生するからである。振動モードが質的に異なるこれら2つのレンジにおける吸収率及び反射率を求める能力は、分子を一意に識別することを可能にするかもしれない。これは、病んだ組織の診断においては重要である。

【0034】

よって、このような用途において用いられる内視鏡プローブへ高帯域幅能力を組み込むことは重要である。このようなシステムにおける検知器は、光導電検知技術よりも高いその帯域幅からEOSに基づくことが理想的である。前述のEOS用材料に加えて、興味ある周波数レンジの所定の角度において位相マッチングが実現されるようにセレン化ガリウム(GaSe)をEOSに用いてもよい(例えば、RA Kaindlら、Applied Physics Letter Vol. 75、no 8、1999年8月23日、1060~1062頁、参照)。同様に、光ポンプ・パワーが制限されている場合に(例えば、DFGに対して要求される平均電力が通常100mWであるのに比し、通常自由空間におけるこのような装置においては最大15~20mW光ポンプ・パワーが用いられる)より高周波においてそのより優れた性能からp-I-n型光ダイオードに基づく光導電エミッタ(例えば、A Leitenstorferら、Applied

Physics Letters、Volume 74 number 11、1999年3月15日、1516～1518頁、参照)が発射に用いられてもよい。このように、p-i-n型ダイオードは、広帯域幅(25GHz～80THz)内視鏡用途に対して理想的な光導電エミッタである。

【0035】

しかし、光導電検知器も用いられ得る。このような検知器は、一般的に、光導電エミッタを参照して既に説明したような光導電材を有する。光導電材上には電極が設けられる。この電極は、送信ラインに埋め込まれた古典的なダイポールに基づく表面電極でもよく、ポータビリティ・アンテナに埋め込まれたダイポール及びストリップ送信ラインが用いられてもよい。

【0036】

THz放射線と合成される放射線は、外部分析手段へ返送されてもよく、水平及び垂直偏光成分に分離されてもよい。次いで、これら直交する成分は、それらが単一ビームへ再合成される外部分析器へ個別に(すなわち、別々の光ファイバに沿って)返送され得る。別の方法として、水平及び垂直偏光成分は、偏光保持光ファイバを用いて共通線上で外部分析器へ返送され得る。

【0037】

スペースを節約するため、光ビームは、検知部によって送信されるのとは反対に検知部において反射されることが好ましい。THz画像化情報を運ぶこの反射された光ビームは、次いでプローブから離れた分析手段による分析のために光ファイバを通して返送される。この分析手段は、検査対象サンプルの画像を生成するように構成されてもよく、及び/若しくは、検査点における該サンプルの組成上の情報を与えるように構成されてもよい。

【0038】

この検知器は、プローブ放射線が入射プローブ放射線ビームとは異なる軸に沿って検知部へ反射されるように構成されてもよい。別の方法として、プローブ放射線は、検知部に供給され、同じパスに沿って検知部へ反射されてもよい。

【0039】

これは、検知器が光ファイバサーキュラなどを有する場合に実現されることが

好ましい。光ファイバサーキュラはプローブ放射線が該サーキュラを通して検知器結晶へ達するように送信されることを可能にする。すると、反射されたプローブ放射線はこの光ファイバ・サーキュラによって集められ、最初のプローブ放射線が該光ファイバ・サーキュラに入力されたところとは異なるポートから外へ送信されることが可能になる。

【0040】

プローブ・パルスを検知されたTHz放射線と合成することは、検知部においてTHz信号と合成するためのプローブ放射線を反射するのに用いられ得る検知器にくさび形表面を設けることによって実現されてもよい。

【0041】

検知された放射線は、検知器自体の中で更に処理されてもよい。前述と同様に、THz及び光パルスは合成され、光ファイバ・ケーブルを通じて送信され得る放射線が生成される。これを可視線と呼ぶが、光ファイバを通じて送信され得る放射線であればあらゆる放射線が用いられ得る。この放射線は、検知されたTHzの存在によって回転させられた偏光ベクトルを有する。THzと合成された可視線は、検知器の可変偏光子を通過し得る。この偏光子は、THzによって回転させられた偏光を持たない光をブロックするように設定され得る。

【0042】

偏光子からの出力は、次いで、検知器内に設けられたCCDアレイ内へ直接読み取られ得る。その時、このCCDアレイは情報を画像分析器へ返送し得る。別の方法として、複数の光ファイバがプローブ放射線が偏光子を通過した後の検知器から離れるように該プローブ放射線の空間変動を方向付けるように設けられてもよい。これは、プローブ放射線偏光の空間変動を通じてTHzビームの空間変動を測定することを許容する。すると、これら光ファイバは、外部分析手段を備えたCCDカメラへ導き得る。これにより空間解像度が向上し、THzビームの異なる空間エリアでエンコードされたプローブ放射線の異なる空間セクションをCCDによって解決し、THzが透過した若しくは反射されたオブジェクトの画像を得るといった画像化能力を持つことができる。

【0043】

使用中、エミッタはサンプル・エリアを照らし、検知器はこのサンプル・エリアからの放射線を検知する。偏光子から外部CCDカメラへ戻される信号を運ぶのに検知器内のCCDカメラ又は検知器内の光ファイバ束を用いることによって、プローブが単一のサンプル・エリアからの空間情報を検知することを可能にする。したがって、この技術は、プローブの解像度を向上させるのに用いられ得る。

【0044】

プローブは、前述のように作動し得る単一の検知ヘッドを有してよい。別の方法として、プローブは、複数の検知ヘッドを有してもよい。これら検知ヘッドは、エミッタの周囲に束として配置されてもよい。これらヘッドのそれぞれは、THz放射線をプローブ・パルスからの光ビームと合成するために前述の検知器を有してもよい。この方法によって生成された光放射は、外部分析手段へ返送され得る。又は、各検知ヘッドからの放射線は偏光子及びできる限りCCDアレイに返送され得る。単一のCCDアレイはすべての検知ヘッドに対して備えら得る。

【0045】

各ファイバには、自身の検知部が備えられてもよい。別の方法として、各ファイバは1つの大規模検知部へ出力してもよい。検知部及び周波数変換部は同じ材料であることも可能なため、検知部は周波数変換部として用いられてもよい。その場合、エミッタ及び検知器は一体化された周波数変換部/検知部の異なる部分を用いる。

【0046】

エミッタ及び検知器がいずれもプローブ内に配置される場合、プローブは複数のデザインを採り得る。プローブには別々のエミッタ及び検知器が備えられ、エミッタへの入力信号は異なるケーブルを通じて検知器のそれへ転送されることも可能である。エミッタ及び検知器は同じハウジング内に設けられてもよいが、装置は、検知器は透過した放射線を検知するのみであり、エミッタは画像化されるオブジェクトの検知器とは反対側に位置するように構成されてもよい。検知器は、エミッタが空間的に検知器から離れている場合、反射によって作動してもよい。この場合、検知器はオブジェクトのエミッタと同じ側に設けられ、できればエ

ミッタと同じハウジング内に設けられる。

【0047】

検知器及びエミッタは透過測定及び反射測定の両方を実行するために同じプローブに收容され得るが、エミッタは検知器無しのプローブに設けられてもよい。例えば、エミッタは、先端スコープに設けられ、検知器は体の外に設けられた大規模角度検知器であってもよい。よって、第二の態様において、本発明は、サンプルを検査するプローブ・アセンブリであって、プローブと、該プローブと信号をやりとりする通信手段と、上記サンプルを照らす放射線を発するエミッタと、上記サンプルを透過した若しくは該サンプルから反射された放射線を検知する電磁気放射線検知器とを有し、上記エミッタは、入力放射線で照らされると該入力放射線とは異なる周波数の放射線を発する周波数変換部を有すると共に、上記プローブ内に配置されているプローブ・アセンブリを提供する。

【0048】

同様に、検知器のみがプローブ内に設けられてもよい。よって、第三の態様において、本発明は、サンプルを検査するプローブ・アセンブリであって、プローブと、該プローブと信号をやりとりする通信手段と、上記サンプルを照らす放射線を発するエミッタと、上記サンプルを透過した若しくは該サンプルから反射された放射線を検知する電磁気放射線検知器とを有し、上記エミッタは、入力放射線で照らされると該入力放射線とは異なる周波数の放射線を発する周波数変換部を有し、上記検知器は、上記プローブ内に配置され、この検知された放射線からの情報は該検知された放射線と異なる波長を有する放射線によって上記プローブ外へ送信されるプローブ・アセンブリを提供する。

【0049】

エミッタは、入力放射線を必要とする種類であることが好ましい。しかし、エミッタは、放射線を生成するのに電気入力のみを必要とするTHzエミッタでもよい。

【0050】

本プローブは、多くの異なる使用に対して構成され得る。本プローブは、人体内若しくは動物体内へ挿入され得る内視鏡として構成され得る。本プローブ・ア

ッセンブリは、キーホール手術で用いるために非常に小さく（ミクロン・オーダー）作られてもよい。挿入されるプローブの幅は50mm未満であることが好ましく、10mm未満であることがより好ましく、1mm未満であることが更に好ましく、100 μ m未満であることが非常に好ましい。

【0051】

画像を生成するために、本プローブ・アッセンブリは、サンプルの画像を生成する画像化手段を更に有することが好ましい。本プローブ・アッセンブリは、更に、検知された放射線から該サンプルの組成に関する情報を求める組成分析手段を有してもよい。このような組成上の情報を求めることを可能にするTHz周波数領域における区別可能な吸収パターンを持つことを示す材料もある。

【0052】

本プローブは特に歯の画像化に用いられる。このため、本プローブには歯の両側にそれぞれエミッタ及び検知器を配置させるための歯締め付け装置が備えられていてもよい。

【0053】

THz放射線は歯及び歯の病気（特に虫歯）の研究に対して価値ある技術を提供する。エナメル質層及び象牙質層における虫歯若しくは歯の侵食は英国の人口の90%に影響する深刻な問題である。砂糖及び他の物質を多く含んだ食べ物及び飲料の摂取により、世界的規模の虫歯発生が次の10年の間にかなり発生することが予想される。診断用選択式画像化技術を用いた人口の頻繁な若しくは定期的な検診により、虫歯発生は劇的に減り、人口の歯の健康は劇的に向上し、世界中の公共医療サービス、保険会社、及び患者は大規模且つ大幅にコスト節約になるであろう。

【0054】

現在、要求される有病正診率及び選択性のレベルにおいて異なる種類の虫歯に関する総合的な情報をもたらす画像化技術は無い。更に、X線投影法などの現在の技術は不十分であるだけでなく、定期的な検診においてイオン化放射線を用いることによる深刻な安全性への懸念を発生させる。特に、たとえ半定期的であれ子供にX線を浴びせることには深刻な懸念が存在する。

【0055】

虫歯は、一般的に、歯に付着・体積した微生物の酸によって歯の硬い組織が局部的に破壊された感染症と考えられている。虫歯は、エナメル質領域における表面の創造若しくはサブ表面の損傷により進行する。歯表面上の砂糖若しくは他の物質から作成された酸はエナメル質に染み込み、エナメル質表面の下若しくは上に損傷を形成する。これら損傷は、ゆくゆくは象牙質内へ成長若しくは移転し象牙質層を破壊するかもしれない。損傷の拡大は、エナメル質表面に巨視的に見ることができ崩壊や小さい穴の形成を伴わずにエナメル質 - 象牙質接合部に達し得る。損傷はエナメル質及び象牙質からミネラルを奪う。象牙質の約70%はミネラルであり、エナメル質の約99%はミネラルである。侵食は象牙質若しくはエナメル質の化学的变化を伴い、場合によってはこの領域の水分含有量を変化させる。

【0056】

虫歯を識別する従前の技術は、数量的でなく、単に見過ごされる多くの虫歯損傷を検知することができない視覚的な検査を含み、感知できるほどの診断情報を供給しない。残りの主な技術はX線投影法である。X線は、通常、初期齲蝕に対して40%以下、及び二次齲蝕に対して20%未満の有病正診率（病気を検知する確率）を有する。健康的なエナメル質などの組織はほぼ全体がミネラルから成るため、X線を用いて齲蝕を検知するためには、比較的是っきりとしたカルシウムの損失が必要となる。

【0057】

数量的微大投影法はここ何年も大幅に向上してきているが、X線はエナメル質におけるわずかなミネラル損失を測定するには比較的不十分であると考えられる。例えば、虫歯を有し、可視的検査によって時々検査され得る組織の気孔率のわずかな変化は、投影法の写真上において検知される実際のミネラル損失を十分に有しないことが多い。加えて、人口特に子供の頻繁な若しくは定期的な検診は虫歯の発生を劇的に減らすであろうが、イオン化放射線を過剰且つ定期的に浴びせることに対する懸念のためにX線を用いて行うことができない。

【0058】

近赤外蛍光 ($\lambda = 633 \text{ nm}$)、偏光顕微鏡検査、及び数量的蛍光も虫歯を検知するのに用いられているが、a) 象牙質層まで進行・感染しないと虫歯を検知できない、b) これら短い波長では放射線が散乱する、c) 信号を遮る歯上の汚れによる散乱/吸収、d) エナメル質より下方へのプローブ深度が限定されている、又は、e) これらメカニズムの組み合わせ、のいずれかによって制限される。超音波などの他の画像化技術は、歯上に平面が無いことによって制限されるか、或いはMRIの場合であれば過剰なコストによって制限される。より安全で、有病正診率及び選択性が高い虫歯を検知する手段に対する必要性が存在するのは明らかである。更に、上記方法はいずれも二次齲蝕に対して有病正診率が高くない。二次齲蝕は、歯の充填物の周りに現れる虫歯を表すのに用いられる語である。更に、二次齲蝕は、X線による有病正診率が非常に低く(20%未満)、充填物の存在のために光学技術による有病正診率も悪い。しかし、プラスチック、樹脂、ポリマー、シリカ、若しくは多くの他の材料から成る新しい充填物はTHz周波数において部分的にトランスペアレントであり、二次齲蝕のより簡易な検知を可能にする。

【0059】

THz周波数レンジの放射線は歯を研究するのに特に有用な道具である。よって、第四の態様において、本発明は、虫歯を検知する方法であって、(a) $0.1 \text{ THz} \sim 84 \text{ THz}$ の範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らし、(b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得し、(c) 該画像データを処理して該歯に虫歯が存在するかを判定する方法を提供する。

【0060】

この放射線ビームは、複数の周波数を有するパルス放射線ビームでもよく、単一の周波数若しくは複数の区別可能な周波数を有するほぼ連続的な放射線ビームであってもよい。

【0061】

本発明の第四の態様の方法は、一次齲蝕若しくは二次齲蝕を検知するのに用いることができる。

【0062】

虫歯を有する歯と虫歯の無い歯との間には多くの差が存在する。虫歯の存在は多くの方法によって検知され得る。

【0063】

虫歯の無い歯において、エナメル質は、硬く輝いて見え、該エナメル質がガラスのような外観を有するように非常に堅くパックされたヒドロキシアパタイト結晶から成る。エナメル質のこの結晶は、ロッド及びインターロッド・エナメル質を形成するように順序良く配置されている。ロッドの表面端（周囲）において、ロッド・エナメル質はプリズム形状に終端処理される。ロッドのパッキングは、ロッド及びインターロッド・エナメル質に比べてロッド周囲の方がわずかに緩い。したがって、エナメル質層は、高度な結晶質であり、高度の構造上の順番を持つ。結晶のパッキングが巨視的なレベルにおいて非常にきつくても、隣接する結晶間にはわずかな隙間がある。これら隙間は、水及び他の有機物質で満たされる。これら隙間はエナメル質の気孔を構成する。

【0064】

虫歯が存在するためにエナメル質からミネラルが取り除かれると、個々の結晶が小さくなる。化学的变化及び構造的変化に加えて、この脱塩は組織の気孔率の増加として観測され得る結晶間隙間の拡大をもたらす。よって、エナメル質はより多孔となる。このため、組織気孔率の変化を数量化したものを組織からのミネラル損失のインジケータとして用いることができる。

【0065】

よって、本発明の第四の態様の方法は、エナメル質の気孔率の変化を検知するように構成され得ることが好ましい。

【0066】

きつくパックされた結晶全体によって形成される全ミネラル表面について考えると、すべての関係する結晶からの極めてわずかなミネラル損失が、結晶間隙間の比例的なよりはっきりとした増加をもたらす。このため、エナメル質の気孔率の変化は、エナメル質における非常にわずかなミネラル損失でさえも表す非常に感度の良いインジケータである。すると、組織気孔率のわずかな増加は可視波長におけるエナメル質の光学特性の変化をもたらし、よって歯内で散乱する態様の

変化をもたらす。この光学特性の変化は、結晶材（例えば、可視的に屈折率 $n = 1.62$ を有するヒドロキシアパタイト）の気孔（気孔内の流体特性 n を有する；例えば、水 $n = 1.33$ ）変化に対する比、及びそれによる吸収などの巨視的指標及び他の数字が変化するため、発生する。

【0067】

テラヘルツ周波数レンジ（すなわち、 $0.1 \text{ THz} \sim 84 \text{ THz}$ ）における放射線を用いた歯の検査は、多くの様々な技術を用いて実行され得る。単一周波数の THz 放射線が用いられてもよい。しかし、 THz 放射線のパルスの形で供給される複数の周波数を用いて歯が検査されるのがより好ましい。

【0068】

このパルスから1つの周波数が検知されてもよく、複数の周波数が検知されてもよい。

【0069】

虫歯の存在を判定するために、 THz 放射線を用いて多くの異なるパラメータが測定されてもよい。

・吸収係数（ ）： THz パルスの全周波数帯域幅（いわゆる全整色吸収画像）におけるもの、或いは、固定周波数 若しくは選択周波数における THz パルスによって覆われた限定された周波数レンジ（いわゆる単色吸収画像）におけるもの。

・オブジェクト厚さ：フライト時間画像

・屈折率 n （ ）：屈折率画像、固定周波数（いわゆる単色画像）におけるもの、或いは、全帯域幅におけるもの（いわゆる全整色画像）。

【0070】

エナメル質における虫歯損傷の検知に対するこれらメカニズムの適用を以下に説明する。

【0071】

THz パルスの全周波数帯域幅における吸収係数（ ）は、脱塩に関連した化学的变化を検知するのに用いられ得る。エナメル質における虫歯を伴う脱塩は、 $0.1 \text{ THz} \sim 84 \text{ THz}$ の周波数レンジにおける吸収帯域を大幅に変化させ

る。例えば、エナメル質領域と象牙質領域との間の主要な差の1つは無機物化の程度である。前述のように、エナメル質はその約99%がミネラルであるが、象牙質はその約70%がミネラルである。従って、象牙質よりもエナメル質の方が無機物化の程度が高い。これにより、これら2つの領域間において、THzパルスの全周波数帯域幅における総合吸収係数 () は異なることになる。

【0072】

脱塩は、それら領域が虫歯である場合の細菌の存在などの他の化学的差と同じように、2つの領域の水分含有量の差も伴う。エナメル質で発生し得る他の化学的变化は、エナメル質アパタイトとその周囲の液相との間の反応を含む。これらは、更に、THz領域における特徴的なスペクトル・シグネチャを有してもよい。

【0073】

虫歯が進行した段階において、進行中の酸の攻撃のために、エナメル質の虫歯損傷は、ついに、エナメル質の厚さを通るほど脱塩し(穴が開き)、組織が崩落する。歯垢微生物で満たされた齲窩が成長する。これは、THzによって識別及び診断可能なTHzレンジにおける異なる吸収スペクトラムを生成する重大な化学変化を示す。

【0074】

水についての吸収の変化も虫歯の存在を示すためにTHzによって検知され得る。

【0075】

よって、本発明の好ましい方法において、画像は、歯の水分含有量を求めるために処理される。

【0076】

全整色THz技術によって形成される画像は、水分含有量に対して非常に感度が良い。これは、強く且つ周波数に依存する水の吸収スペクトラムによって実証される。従って、虫歯領域と非虫歯領域との間の水分含有量の差(気孔率の増加という点から既述)もエナメル質の虫歯領域の識別においてTHz検査技術を用いることを可能にする。特に、虫歯領域若しくはその近くで気孔率が増加すると

、これらの領域における全整色吸収が増加し、健康な組織と虫歯の組織との間に THz を用いたコントラスト・メカニズムをもたらす。

【0077】

THz は、更に、結晶化の変化に関連する吸収の変化を見るのにも用いられ得る。最後に、虫歯によって引き起こされるエナメル質の構造的差、すなわちエナメル質における結晶構造若しくはロッド/レイヤ順序の崩壊若しくは変化が、虫歯を通じた脱塩を伴う結晶構造においてフォノン及び低周波振動モードが変化するため、THz 全整色吸収を変化させる。

【0078】

物質密度に関連する吸収の変化も THz を用いて検知され得る。上記パラメータに加えて、物質密度も有効吸収係数に影響する（物質密度が高まるほど、単位体積当たりの（ ）が大きくなる）。よって、虫歯による変化、脱塩に起因する物質によって引き起こされる密度変化、気孔率による水濃度の変化などによるヒドロキシアパタイト結晶の密度の差はすべて（ ）の変化として現れ、よって歯を通る透過において虫歯領域を識別することを可能にする。

【0079】

上記技術は全整色画像化である。しかし、吸収係数が単一の若しくは制限された周波数レンジにおいて測定される単色技術を用いることもできる。既に詳述したのと同じ理由、すなわち脱塩による化学的組成の差、水分含有量の変化、構造上の差、及び密度の差により、特定の（ ）における（ ）は健康なエナメル質と虫歯のエナメル質との間で異なる。よって、異なる（ ）対（ ）は、異なる（ ）における様々な異なる単色透過画像若しくは吸収画像を虫歯組織と健康な組織との間のコントラストが最大となるように組み立てることを可能にする。

【0080】

THz は、更に、検査対象オブジェクトの厚さを検知するのにも用いられ得る。故に、THz はフライト時間技術を用いて、すなわち THz パルスが検査対象オブジェクトを通過して進むのに掛かる時間を測定することによって、エナメル質の厚さを求めるのに用いられ得る。ある特定の例において、虫歯はエナメル質の厚さを削減することができる。エナメル質は歯牙萌出中に変化するため、最終的

なエナメル質表面は虫に食われたように見えるかもしれず、エナメル質の最も外側の数ミクロンのエリアは消えているからかもしれない。これら変化は、従来の手段を用いては、臨床的でなく、巨視的でもない。エナメル質厚さにおける他の変化も虫歯を伴い得る。THz画像は、歯厚さに直接関連する歯を通るTHzパルスのフライト時間から構成されてもよいため、TPIフライト画像は1 μ mほどのエナメル質厚さのわずかな変化をもたらすエナメル質における虫歯損傷を識別するのに用いられてもよい。

【0081】

前述のように、屈折率も測定され得る。屈折率画像もフライト時間の測定値である。エナメル質と象牙質+エナメル質との間の屈折率の大きな差は、エナメル質におけるフライト時間を大幅に長くする。よって、各ピクセルにおけるフライト時間若しくは等価的な屈折率 $n(\quad)$ をプロットすることによって、オブジェクトの画像が形成され得る。

【0082】

この場合もやはり、エナメル質と象牙質との間の屈折率の差が2つの物質間の化学的組成、気孔率、構造、及び密度の差を反映している。脱塩及び他の要因に起因する虫歯領域と非虫歯領域との間の差のために、 $n(\quad)$ の同様の変化が上記領域間で発生する可能性が高い。

【0083】

屈折率は、脱塩に関連する化学的变化を検査するのに用いられ得る。エナメル質における虫歯を伴う脱塩は、THz実験において検査される帯域幅における屈折率 $n(\quad)$ の大幅な変化をもたらし得る化学的变化を導くはずである。例えば、エナメル質領域と象牙質領域との間の主要な差の1つは無機物化の程度である。前述のように、エナメル質はその約99%がミネラルであるが、象牙質はその約70%がミネラルである。従って、象牙質よりもエナメル質の方が無機物化の程度が高い。これにより、これら2つの領域間において、THzパルスの全周波数帯域幅における総合吸収係数 (\quad) は異なることになる。この差は、それら領域が虫歯である場合の細菌の存在などの他の化学的差と同じように、2つの領域の水分含有量の差も反映し得るが、全体的な差は、THzレンジにおける全

整色 $n(\)$ がエナメル質における虫歯に関連する脱塩をモニタリングするのに有用なメカニズムであることを示唆する。

【0084】

屈折率も水に関連する屈折率の差を検査するのに用いられ得る。実際、全整色 THz によって形成される画像は、水分含有量に対して非常に感度が良い。これは、THz / 赤外線周波数レンジにわたっておよそ 1.3 から 3.3 まで変化する、強く且つ周波数に依存する水の $n(\)$ スペクトラムによって実証される。従って、虫歯領域と非虫歯領域との間の水分含有量の差（気孔率の増加という点から既述）も単にフライト時間をプロットすることによってエナメル質の虫歯領域の識別に THz 全整色 $n(\)$ 画像を用いることを可能にする。特に、虫歯領域若しくはその近くで気孔率が増加すると、これらの領域における $n(\)$ が異なり、THz において健康な組織と虫歯の組織との間にコントラスト・メカニズムがもたらされる。

【0085】

$n(\)$ の変化も結晶化の変化に関連付けることができる。最後に、虫歯によって引き起こされるエナメル質の構造的差、すなわちエナメル質における結晶構造若しくはロッド/レイヤ順序の崩壊若しくは変化が、虫歯を通じた脱塩を伴う結晶構造においてフォノン及び低周波振動モードが変化するために、THz 全整色 $n(\)$ を変化させる。加えて、 $n(\)$ は多くの物質において結晶構造に依存する物質の複屈折によって決定される。よって、 $n(\)$ は、特定の複屈折を有する、エナメル質のテンソル量（非スカラー量）であってもよい。この複屈折は、虫歯に関連する脱塩中にも変化し得るため、偏光感応 THz を用いて検知され得る。

【0086】

屈折率の変化は物質密度に関連する。上記パラメータに加えて、物質密度も $n(\)$ に影響する（物質密度が高まるほど、単位体積当たりの $n(\)$ が大きくなる）。よって、虫歯による変化、脱塩に起因する物質によって引き起こされる密度変化、気孔率による水濃度の変化などによるヒドロキシアパタイト結晶の密度の差はすべて $n(\)$ の変化として現れる。

【0087】

吸収係数と同様に、全整色画像（前述）及び単色画像は、フライト時間から形成されてもよく、及び/若しくは複合フーリエ・スペクトラムのモデリングから形成されてもよい。

【0088】

虫歯損傷がエナメル質と象牙質との接合部に達すると、たくさんの気孔が開いたエナメル質損傷が象牙質内への酸の更なる拡散を許容する。象牙質の関連部分中に即時反応が見られる。エナメル質と異なり、象牙質及びその下の歯髄腔は、象牙質芽細胞が象牙質を形作る何千もの細管へ伸びて拡張している生きている組織の切り離せない部分を有し、細胞体は髓室を一行に並べる。象牙質芽細胞は皮膚の繊維芽細胞及び他の組織と類似した、象牙質を組み立て、それを実質的に保持する特殊な結合組織細胞である。

【0089】

象牙質の構造的特徴は複雑である。象牙質芽細胞は、象牙質の内表面上及び髓の外周上に位置する。それらは、歯髄腔から（エナメル質に隣接する）象牙質マントルまでずっと延在する。それらは、髓から取り除かれた象牙質において最大で5mmの長さで通常は1µmの幅とを有し得る細管を形成する。象牙質芽細胞プロセスによって占められる空間は、それらがデントジェニシス（象牙質の成長）中に長くなっていくため、無機物化された象牙質を通して延びる長い管の形状を有する。それらは、細胞質及びゲルで満たされ、象牙質細管と呼ばれる。細管は規則的に配置される。それは歯の種類及びその歯における位置に依存した特定の配置である。細管は、通常、20,000本/mm²ほど発見される。細管の壁は、非常に密度が高く、無機物化されたペリチューブラ象牙質と呼ばれる物質である。ペリチューブラは、六角形のプリズムの形をしたヒドロキシアパタイト結晶である。ペリチューブラ象牙質のコーティングを有する象牙細管は、より低密度に無機物化された管間象牙質によって互いに分離される。管間象牙質は、象牙細管の通路に対して垂直に位置し、象牙細管を網の目状にする、織り合わせられた構造を形成する膠原線維から成る。

【0090】

エナメル質の虫歯損傷の進行面がエナメル質と象牙質との接合部に達すると、エナメル質の透過性が増加した結果として、酸、酵素、及び他の刺激が象牙質に達する。エナメル質損傷のすぐ隣りのアベックスにおいて、象牙質の脱塩が発生し、それはエナメル質と象牙質との接合部を通過して周辺に広がる。このゾーンは、脱塩ゾーンと呼ばれる。脱塩エリア及びそのすぐ周囲のエリアに対応する象牙細管において、管状硬化が見られる。象牙質の損傷の中心において、崩壊プロセスは強烈であるため、細胞プロセスは、反応できる前に、明らかに歯髄腔へ後退しなければならないかもしれない。

【0091】

エナメル質の細菌侵入後、エナメル質に隣接する脱塩された象牙質層も細菌によって侵入され、象牙質の有機マトリックスを崩壊させる可能性を有する範囲の加水分解酵素が生成される。脱塩された象牙質の中心に位置する象牙細管グループは、しばしば見られ、微生物によって侵入され得るいわゆる死帯を形成する。このような細管の中には、比較的長く、比較的不規則な結晶を含んでもよいものもある。最後に、象牙質の侵入に対する髄の反応は原生象牙質よりも大幅に少ない数の追加的で不規則な細管を象牙質に形成することを導き得る。

【0092】

よって、虫歯は象牙質のかなりの構造上の変化及び化学的变化を生成する。

【0093】

THzは、歯の髄腔に関連付けられるエリアを検査するのに用いられ得る。歯髄腔は、血液、水、及び神経組織を含む軟組織から成る。この能力をTHzが水及び血液を検査するのに用いられ得るという事実と組み合わせると、THzは、歯髄腔への血流速度、歯髄腔における歯髄結石の存在、及び歯髄腔内のあらゆる細菌(bacteria若しくはgerm)に関する情報を提供するのに使える。全整色吸収画像化及び単色吸収画像化はいずれも、フライト時間画像化と同様に、歯髄腔診断に使える。

【0094】

第五の態様において、本発明は、歯の歯髄腔内への血流を検知する方法であって、(a)0.1THz~84THzの範囲の中の少なくとも1つの周波数を有

する放射線ビームで歯を照らし、(b)該歯からの放射線を検知して画像データを取得し、(c)該画像データを処理して該歯の歯髓腔内への血流を判定する方法を提供する。

【0095】

放射線ビームは、複数の周波数を有するパルス放射線ビームでもよく、単一の若しくは複数の区別可能な周波数を有するほぼ連続的な放射線ビームでもよい。

【0096】

THzは歯周病を検知するのにも用いられ得る。歯周病は歯肉、骨、及び他の歯支持組織に影響する。ほとんどの個人が時々歯肉炎に苦しんでいるにもかかわらず、人口の約10%がこの病気のより深刻な症状である支持骨の損失を生じさせる症状に苦しんでいるように見える。このグループは、歯周病を通じて歯を失うという最大の危機にさらされている。歯の上に定期的に集まる細菌がこれを生じさせる。特に、歯周病は、歯の基礎における薄皮層若しくは粘膜層の下の骨が弱くなることを通じて現れる。原因として3つの主要な要因が考えられる。家系、ストレス、及び喫煙がすべて重要な危険要因である。喫煙をやめることは重要である。糖尿病などの特定の一般的な病気も個人をより敏感にし得る。歯周病の兆候及び症状は非常に可変的であるが、歯磨き時に歯肉から血が流れることは含み得る。又、より進行した病気の兆候は、例えば歯が移動する、歯が浮くなどである。

【0097】

しかし、これらの兆候に気が付かずにこの病気を有することも可能である。時々X線を含む特殊評価技術が定期的歯科検診の一部として実行され得るように定期的に一般的な開業歯科医に通うことが基本である。X線に関連する制限は、イオン化放射線を用いた歯の頻繁な検診に関連する危険と、健康な骨と弱まった骨との間の十分なコントラストとを含む。歯周病は、伝統的に、歯に関して溝若しくはカフスの深さを測定することによっても、歯槽骨の高さを実証する歯科投影法を用いることによっても診断される。これら診断手順は、過去40年ほとんど変わっていない。しかし、今日、歯周病の診断を可能にする新しい診断テストの開発及び適用と定期的に監視されるその治療効果とにかなりの関心が集まってい

る。

【0098】

第六の態様において、本発明は、歯における歯周病を検知する方法であって、(a) 0.1 THz ~ 84 THz の範囲の中から選択された複数の周波数を有する放射線ビームで歯を支える骨を照らし、(b) 該骨からの放射線を検知して画像データを取得し、(c) 該画像データを処理して歯周病が存在するかを判定する方法を提供する。

【0099】

放射線ビームは、複数の周波数を有するパルス放射線ビームでもよく、単一の若しくは複数の区別可能な周波数を有するほぼ連続的な放射線ビームでもよい。

【0100】

THz は骨を画像化するのに用いられ得る。更に、1) 密度、2) 硬さ、3) 構造、若しくは4) 化学的組成の変化が、THz を用いることによって使用可能なコントラスト・メカニズムの原因となる数量変化をもたらす。

【0101】

本発明の第五及び第六の態様に係る方法は、歯若しくは骨の吸収係数又は歯若しくは骨の屈折率を求めるようにデータが処理される場合に役立つ。

【0102】

本発明の第二乃至第四の態様のいずれかに係る方法において導かれた画像は、歯の組成の差を求めるために、又は、歯若しくは骨の正確な組成を求めるために処理され得る。該画像を生成する特に好ましい方法は、歯若しくは骨からの放射線を該歯若しくは骨を通過していない放射線と比較し、該歯若しくは骨を通過した放射線と該歯若しくは骨を通過していない放射線との間の遅延を計算し、該歯若しくは骨の異なる点に対して上記遅延をプロットすることによって実現され得る。

【0103】

検知されたTHz から導かれるデータは、該歯若しくは骨の組成上の情報を求めるのに用いられ得ると共に、該歯の吸収特性に影響を与えることが判っている細菌の存在を検知するのにも用いられ得る。

【0104】

第七の態様において、本発明は、歯における虫歯を画像化する装置であって、(a) 0.1 THz ~ 84 THz の範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らす手段と、(b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得する手段と、(c) 該画像データを処理して該歯に虫歯が存在するかを判定する手段とを有する装置を提供する。

【0105】

放射線ビームは、複数の周波数を有するパルス放射線ビームでもよく、単一の若しくは複数の区別可能な周波数を有するほぼ連続的な放射線ビームでもよい。

【0106】

第八の態様において、本発明は、歯における歯周病を画像化する装置であって、0.1 THz ~ 84 THz の範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯の下に位置する骨を照らす手段と、該骨からの放射線を検知して画像データを取得する手段と、該画像データを処理して歯周病の存在を判定する手段とを有する装置を提供する。

【0107】

放射線ビームは、複数の周波数を有するパルス放射線ビームでもよく、単一の若しくは複数の区別可能な周波数を有するほぼ連続的な放射線ビームでもよい。

【0108】

第九の態様において、本発明は、歯の歯髓腔内への血流を画像化する装置であって、(a) 0.1 THz ~ 84 THz の範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らす手段と、(b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得する手段と、(c) 該画像データを処理して該歯の歯髓腔内への血流を判定する手段とを有する装置を提供する。

【0109】

放射線ビームは、複数の周波数を有するパルス放射線ビームでもよく、単一の若しくは複数の区別可能な周波数を有するほぼ連続的な放射線ビームでもよい。

【0110】

本発明の第七乃至第九の態様のいずれかに係る画像化手段は、歯若しくは骨からの放射線を該歯若しくは骨を通過していない放射線と比較する手段と、該歯若し

くは骨を通った放射線と該歯若しくは骨を通っていない放射線との間の遅延を計算する計算手段と、該歯若しくは骨の異なる点に対して上記遅延をプロットするプロット手段とを有することが好ましい。

【0111】

上記歯若しくは骨を照らす手段と上記歯若しくは骨からの放射線を検知する手段とは、人間の口内若しくは動物の口内に置かれ得るプローブ内に配置されることが好ましい。

【0112】

ここで、本発明を非限定的な好ましい実施形態を参照して更に説明する。

【0113】

図1は、THzプローブの機能の概略的外観を示す。プローブによる検査対象オブジェクトは歯1である。超高速レーザー源3は、パルス放射線をビーム・スプリッタ5へ供給する(図17乃至19との関連で後述するように持続波源が用いられてもよい)。ビーム・スプリッタ5は、2つの光ファイバ・ケーブル7、11に沿って進むように該ビームを分割する。光ファイバ・ケーブル7はTHzエミッタ9に接続されている。光ファイバ11はTHz検知システム13に対して供給される。THz検知システム13は、歯1を通過した放射線及び/若しくは歯1から反射された放射線を検知するTHz検知器15を有する。別の方法として、遅延制御がTHzエミッタ9へ導く光ファイバ・ケーブル7内に配置されてもよい。

【0114】

検知されたTHzビームからの情報は、光ファイバ・ケーブル11からのレーザー・ソース・ビーム上へエンコードされる。光ファイバ・サーキュラ17は、事実上、ファイバ11からのビームを検知されたTHzからの情報とエンコードするTHz検知器へ導くのに用いられる放射線バルブであり、エンコードされたTHz情報を有するビームを偏光ブリッジ21へ導くのに用いられる。THzビーム及び基準ビームが(該基準ビームが検知されたTHzからの情報を搬送することができるように)合成される前に、該基準ビームはその時間的ずれを検知されたTHz信号のそれと合わせるために遅延制御手段19を通される。次いで、

エンコードされたTHz情報が偏光ブリッジ21を用いて導かれる。偏光検知システムの詳細は図10を参照して後述する。

【0115】

図2は、エミッタの別の構成を示す。光ファイバ7(図1)から取られたビーム23(ポンプ・パルス)は、プローブ・ハウジング25内へ導かれる。フォーカシング・レンズ27は、プローブ・ハウジング25に備えられる。フォーカシング・レンズ27は、ビーム23を非線形結晶29上に集束させる。THzエミッタであるこの非線形結晶は、ビーム23で照らされると、(口語的には「THz放射線」として知られる)0.1~84THzの範囲内の少なくとも一周波数を有する放射線を発するように構成される。この特定の例において、非線形結晶は、入射放射線の2つの周波数の差とほぼ等しい周波数を有する放射線を発するように構成される。

【0116】

ハウジング25の一部は保護スリーブ31によって覆われている。ハウジング25は光ファイバ7を該ハウジングへ接続するファイバ・ケーブル26を有する。ハウジングの端には、保護カバー33が存在する。この保護カバーの背後には残可視パルス35用のフィルタがある。この保護カバーはTHzビームに対するコリメータとして機能してもよい。このように、THzビーム37は、保護カバー33を通過して放射される。コリメータは、シリコン・ポリエチレン・レンズでもよく、他の適切な(THzを吸収せず、分散もさせない)物質から作られたレンズでもよい。このコリメータは、THzをサンプル上の一点に集束させるように構成されるかもしれず、研究対象オブジェクト1からの反射後若しくは研究対象オブジェクト1から透過又は反射した後に該THzビームに一致した所定のTHzビーム・プロファイルを該検知器に供給するように構成されるかもしれない。レンズに加えて、更にコンデンシング・コーンが備えられてもよい。

【0117】

図3は、エミッタの別の例を示す。エミッタ・ハウジング25は、図2に示すものと同じである。ハウジング25内の構成要素の詳細は再記しない。図2と3との間で同じ符号は同じ特徴を表す。ビーム23は光ファイバ・ケーブル7から

エミッタ・ハウジング25へ供給される。この光ファイバ・ケーブルは、該ファイバを通過して進むパルスに正の分散効果を有する最小分散ファイバであることが理想的である。放射線のファイバによる伝達が長い光ファイバ長にわたると放射線は分散し、THz生成に不正確さ及び望まない変更を生じさせるという問題がある。なぜなら、レーザー・ビームによって最初に供給されたパルスは時間が延ばされるからである。この問題を補償するために、パルスは分散補償器39を通される。分散補償器39は、パルスを生成結晶29上に集束させる前に、該パルスを時間について圧縮する。この分散補償器39は、該パルス上に負の分散効果を有する。なぜなら、最小分散ファイバが該パルス上に正の分散効果を有するからである。

【0118】

図4は、光パルスがファイバ7を通る時に該パルス内に発生する分散効果を補償する光ファイバ7の別の構成を示す。ここで、光ファイバ7には、パルスの分散を増加させる複数の正分散セグメント41と、該正分散セグメントの効果を打ち消す複数の負分散セグメント43とが備えられている。よって、エミッタ・ハウジング25に到着した時にパルスは圧縮されたままである。

【0119】

図5は、検知器の一例を示す。この検知器はハウジング51内に設けられる。この検知器には、光ファイバ・ケーブル11(図1)から取り込まれた基準ビーム(若しくはプローブ・パルス)53が備えられる。このプローブ・パルス53は、第一ポートから入って第二ポートへ抜けるように光ファイバサーキュラ54を通過して、プローブ・パルス53を検知部61上に集束させるレンズ63上へ達する。

【0120】

検知部61はプローブ・パルスを透過する非線形結晶である。但し、プローブ・パルス53が検知部61においてTHzパルス55と混合される場合、プローブ・パルスの偏光がTHzパルスによって生じる複屈折によって回転させられる。この効果は、ACポッケルス効果として知られており、この検知技術は一般的に電気光学サンプリング(EOS)と呼ばれている。プローブ・パルスの偏光の

変化は既知の技術によって検知することができる。

【0121】

プローブ・パルス53は、検知部61上でプローブ・パルス53のプローブへの進入点と反対側に位置するミラー59によって検知部61へ反射される。

【0122】

サンプルを透過したTHzパルス55又はサンプルから反射されたTHzパルス55は、THzレンズ57によって集光される。このレンズ57は、コンデンサ・コーンでも、コンデンサ・コーンとレンズとの組み合わせでもよい。パルス55は、次いで、THzレンズ57の背後に設けられた誘電層59を通る。この誘電層59は、プローブ・パルスの反射効率を向上させる。この誘電層は、THz周波数において高度にトランスペアレントであるため、THzを透過させる。このTHzパルスは、次いで、検知部61を通り、プローブ・パルスの偏光を回転させるために、プローブ・パルス53と合成される。

【0123】

反射されたプローブ・パルスは、次いで、サーキュラの第二ポートを通して光ファイバサーキュラ54上へ戻ってくる。光ファイバ・サーキュラはこの反射プローブ・パルスをその第三ポートから外へ送り出す。検知されたTHzパルス55からの情報を搬送する送出されたプローブ・パルス56は、次いで、光ファイバ・ケーブルによって外部の分析手段へ搬送される。

【0124】

図6は、検知器の別の変形例を示す。ここでは、プローブ・パルスを検知部61へ伝達するのと検知部61から集めるのに別々のファイバが用いられる。このプローブ・パルス71は、原則として基準ビームである。繰り返しを避けるために、図5に示したのと同じ特徴には同じ符号を付し、詳述しない。図5では、THzビームは電気光学媒体61内へ送信される。光周波数であるこのプローブ・パルスは、フォーカシング・レンズ63を通るチャンネル73を通過してTHzパルス55と合成される電気光学媒体内へ送信される。このTHzパルスは、プローブ・パルス71の偏光特性に影響する。よって、プローブ・パルスの偏光は、THzビームの存在を判定するのに用いることができる。プローブ・パルス71は

、チャンネル75内へ反射され、次いで分析のために光ファイバ77内へ反射される。

【0125】

図7A及び図7Bは、検知器の別の例を示す。ここで、THzパルスはTHzレンズ57によって集光される。THzパルス55は、レンズ57を通り、THzに対してトランスペアレントな材料A81上へ導かれる。このTHzパルスは、材料Aと該材料Aに隣接する材料B73とを透過する。材料Bは、THz及び可視光の両方に対してトランスペアレントである。反射コーティング85が材料81と材料83との間の接合部に設けられる。この反射コーティングはTHz放射線に対してトランスペアレントであると共に、THz放射線を分散させない。材料81と材料83との間の境界は、入射THzパルスに対して約45°傾いている。よって、該反射コーティングは入射THzパルスに対して約45°傾いている。望まれない反射を防ぐために、プローブ・パルスが材料B83に入るところには反射防止コーティングが施される。

【0126】

材料Bは電気光学媒体87に隣接する。ここで、THzパルス及び可視パルスは合成される。入射プローブ・パルスは、チャンネル89を通って入る。この入射プローブ・パルスは、次いで、レンズ91によって集束される。このレンズは、電気光学媒体87において入射プローブ・パルスを集束させる機能を有する。この入射プローブ・パルスを材料B内へ反射させ、よって材料A及びB間のインターフェースを経由して電気光学媒体87上に達するように、ウェッジが設けられる。材料Aは光パルスに対してトランスペアレントではない。THzデータを有する光信号は、次いで、チャンネル93を通じてプローブから離れる方向へ透過していく。

【0127】

別の方法として、材料B83は、(検知部として機能し得る)電気光学物質であってもよく、媒体87に加えて若しくは媒体87の代わりに材料B83において、THzが存在することによるプローブ・パルス偏光の変更が発生してもよい。

【0128】

図7Bにおいて、液晶可変波長板88が、エンコードされたTHz情報を有するプローブ・パルスが材料87を通った後に該波長板を通るように設けられる。この波長板は、所定の偏光を有する放射線をブロックするのに、又は、入射放射線の偏光を回転させるのに用いることができる。

【0129】

図8は、図7の検知器構成の更に別の変形例を示す。不必要な繰り返しを避けるため、図7と同じ符号を図8でも用い、その説明は再記しない。ここでは、レンズ91が電気光学媒体87の表面上に光パルスを集束させないように機能する。その代わりに、レンズ91は電気光学媒体87の表面全体に一致するまで入射プローブ・パルスを拡大する。

【0130】

入射プローブ・パルスは、(図7A及び7Bを参照して説明したように)チャンネル89を経由して検知器内へ挿入される。このパルスは、次いで、同様に、THzパルス55と合成される場所である電気光学媒体87内へ反射される。THz情報を搬送するプローブ・パルスは、次いで、液晶可変リターダ95を通らされる。このリターダは、所定の偏光を有する光パルスをブロックすることができる。必要であれば、このリターダはパルスの偏光を回転させることにも用いることができる。前述のように、THzビームはプローブ・パルスの偏光を回転させるように機能する。よって、入射プローブ・パルスの元の偏光における偏光をブロックするようにリターダを設定することによって、このリターダはTHzによって回転されていない偏光を有するすべての光パルスをブロックする。

【0131】

図9は、図8の検知器の変形例を示す。再び、同じ構成要素には同じ符号を付す。これら2つの間の差は、検知器自体の中に備えられたCCDアレイ97の代わりに、光ファイバ束99が液晶リターダ95からの出力を集光する点のみである。光ファイバ束99の各ファイバは、ピクセルを表すと考えることもできる。この光ファイバは、外部の分析器へ向かって進む時にプローブ・パルスの偏光を破壊しない偏光保持ファイバである。束99の各ファイバは、空間情報をプロー

ブから遠ざかる方へ搬送する。これにより、空間解像度を向上させることができ、及び/若しくは画像化能力を向上させることができる。

【0132】

図10は、図5乃至9のいずれか一検知器と共に用いられ得る検知システムを示す。入射プローブ・パルスはチャンネル101を通じて検知ヘッド103へ供給される。THzパルス55は、検知ヘッド103によって集められる。THzパルス55及び可視プローブ・ビーム101は検知ヘッドにおいて合成される。遅延された可視プローブは、チャンネル105を通じて検知ヘッドから遠ざけられる。ここで、パルスは、ビーム・スプリッタ111を通じて、水平偏光パルス107と垂直偏光パルス109とに分割される。この水平及び垂直偏光ビームは、次いで、別々の光ファイバ・ケーブルを通して、該検知器用の制御装置に置かれたバランスト検知システムへ送られる。

【0133】

本出願人は、偏光が回転される角度 θ は、THzが存在しない場合には無視し得るほど小さく、直線偏光ビームがわずかに楕円形になり得る程度であることを明確にしたい。この効果は、1/4波長板115などの可変遅延波長板によって補償される。

【0134】

検知器105からのビームは、1/4波長板115を用いて、循環的に分極されるビーム117へ変換される。このビームは、次いで、偏光ビームの2つの直交成分をバランスト・フォトダイオード121上へ導くウォラストン・プリズム119（又は直交偏光成分を分離する等価な装置）によって、2つの直線偏光ビームへ分割される。このバランスト・フォトダイオード信号は、THzが検知されない時に2つのダイオード間の出力差が零となるように、波長板115を用いて調整される。

【0135】

しかし、検知器がTHzビームを検知した場合、偏光が回転される角度 θ は無視し得る程度ではない。これは、THz電界が可視（基本）放射線の屈折率を軸 n_o 、 n_e のうちの1つに沿って変更するからである。これにより、検知器後の

可視フィールドが楕円形となり、よってプリズム119によって分離された偏光成分は等しくない。出力ダイオード間の電圧の差は検知電圧を与える。

【0136】

プローブ・パルス101及びTHzビーム55は、位相が合ったままでいるべきである。なぜなら、それらは結晶検知部を通るからである。位相が合っていないければ、偏光回転は不明確になる。よって、検知部はクリアな信号を生成するために位相マッチング手段を有する。

【0137】

図11は、複数の検知器デザインを示す。エミッタ及び検知器はハウジング131内に收容される。エミッタ133は、ハウジング131の中心に設けられる。複数の検知器ヘッド(光ファイバ・ケーブル)135はエミッタ133の周囲に設けられる。検知器ヘッド135は、図5乃至9を参照して説明したいずれのものであってもよい。同様に、エミッタは、図2乃至4を参照して説明したいずれのものであってもよい。検知器数は、用途及び要求される空間解像度に応じて変わる。検知器の束と、検知器ヘッド135から空間的に分離された単一のファイバ源としての1つのエミッタとのみを有する代替的デザインを用いてもよい。

【0138】

図12は、上記複数の検知器デザインの別の変形例を示す。複数の検知器ヘッド135は、エミッタ133の周囲に配置されている。このエミッタには、チャンネル137からの生成パルスが備えられる。検知されたTHz放射線は、ファイバ135によってピックアップされる。各ファイバに対するプローブ・ビームは、ファイバ束140によって供給される。ファイバ束140は、それ自体がカップリング手段142を通じて単一の光ファイバ139から供給される。束139の各単一ファイバ141からのプローブ信号は、ファイバ135を通じて検知器ヘッド内へ導かれ、エンコードされたTHz信号を含む変更されたプローブ・ビーム135は143を通じて偏光子アレイ145内へ結合され、次いでCCDアレイ147内へ結合される。偏光子アレイ145は、ファイバ139からの入射プローブ・ビームの偏光に対して交差している。

【0139】

この複数の検知器ヘッドは、各ファイバに対して別々の電気光学結晶を有するように構成されることも可能であり、別の方法として、すべてのファイバと共に用いられる単一の電気光学結晶を有するように構成されることも可能である。この場合、検知器及びエミッタはいずれも、同じ電気光学部を使用することができる。

【0140】

1以上の光ファイバ・ケーブルによってプローブへ搬送され得る1以上の入力ビームが照射されることによって所望範囲内の周波数を有する放射線を発する他の種類のエミッタを使用してもよい。

【0141】

図13は、いわゆる光導電エミッタを図示する。このエミッタは、低温GaAs、半絶縁GaAs、サファイア上のシリコン、半絶縁InGaAs、低温InGaAs、半絶縁InP、若しくはAsが埋め込まれたGaAsなどの半導体を有する部分301を有する。この半導体部は、その表面上に位置する1組の電極303a及び303bを有する。電極303a及び303bは、これら2つの電極303a及び303b間に電界が生成され得るように電源に接続される。

【0142】

最もシンプルな電極構成を図13に示す。しかし、電極は、三角形で、いわゆるボータイ(bowtie)・アンテナのようにリボン型に配置されてもよい。或いは、電極は、ボータイ若しくは螺旋アンテナの中心において互いにかみ合った電極でもよい。別の方法として、このデザインはチップ上の送信ライン内へ組み込まれてもよい。

【0143】

半導体部は、周波数1及び2を有する2つのポンプ・ビームによって照らされる。このポンプ・ビームは、半導体部301と、その表面上の電極303aと303bとの間の部分(すなわち電界が適用される場所)において衝突する。2つの可視若しくは近赤外レーザーが2つの電極303a及び303b間の半導体部の非線形領域を叩くと、半導体部301からTHz放射線が発せられる。この半導体部301には、上記電極が設けられたのとは反対側の表面上に、THz

放射線ビームの発射を可能にするレンズ305（半球状でも他のデザインでもよい）が備えられている。

【0144】

図13のエミッタを光導電検知器として構成することもできる。THz放射線は半導体部301の背面上に入射する。半導体部301の反対の側面上には1組の電極303a及び303bが配置されている。これら2つの電極303a及び303b間の領域は、可視若しくは近赤外範囲の放射線（プローブ・パルス）によって照らされる。検知器はエミッタから発せられる放射線の位相に関する情報を知っている必要があるため、この放射線はそのような情報を搬送することが好ましい。通常、サンプルの画像化に用いられるTHz放射線は、この放射線から導かれる。この近赤外線／可視線は、電極303a及び303b間の検知器表面を照らす。このテラヘルツ放射線は、該可視線／赤外線によって照らされている電極303a及び303b間の領域を通して光電流を誘導する。電極によって検知され得るこの電流はTHz電界の強さに比例する。

【0145】

電極303a及び303bは、送信ラインに埋め込まれたシンプルなダイオード構成であってもよい。別の方法として、それらは、三角形で、いわゆるポータイ・アンテナのようにリボン型に配置されてもよい。或いは、それらは、ポータイ若しくは螺旋アンテナの中心において互いにかみ合った電極でもよい。

【0146】

図14は、本発明の一実施形態に係るプローブにおける図13の光導電エミッタを示す。この構成は図2のそれと非常に類似していることに注意。よって、反復若しくは混乱を回避するために、同じ特徴を表すのには同じ符号を用いる。

【0147】

図2に示すように、ポンプ・ビーム23は、光ファイバ7（図1）から取り込まれ、プローブ・ハウジング25内へ導かれる。フォーカシング・レンズ27は、プローブ・ハウジング25内に設けられる。このフォーカシング・レンズ27は、ビーム23を光導電エミッタ本体301上に集束させる。この光導電エミッタ本体は、図13を参照して説明したものと同一である。このエミッタ本体上に

重なる電極303a及び303bはバイアスされ、それらの間に電界が生成される。この特定の例において、電極303aはワイヤ307を通じてグラウンドに接続され、電極303bはワイヤ309を通じて正のバイアスに接続される。THz放射線は図13を参照して説明したように生成される。

【0148】

図2を参照して説明したように、ハウジングの一部は保護スリーブ31で覆われている。ハウジング25は、光ファイバ7をハウジング25へ接続するファイバ・カブラ26を有する。ハウジングの端には、保護カバー33が存在する。この保護カバーの背後には残可視パルス35用のファイバがある。この保護カバーはTHzビームに対するコリメータとして機能してもよい。よって、THzビーム37は、保護カバー33を通過して放射される。前述のように、コリメータは、シリコン・ポリエチレン・レンズでもよく、他の適切な（THzを吸収せず、分散もさせない）物質から作られたレンズでもよい。このコリメータは、THzをサンプル上の一点に集束させるように構成されるかもしれず、研究対象オブジェクト1からの反射後若しくは透過後に該THzビームに一致した所定のTHzビーム・プロファイルを該検知器に供給するように構成されるかもしれない。レンズに加えて、更にコンデンシング・コーンが備えられてもよい。

【0149】

図15は、光導電検知器を用いたプローブ内に収容された検知器を示す。このデザインは図14を参照して説明したものに非常に類似していることに注意。この状況において、ポンプ・パルス23は光ファイバ7からプローブへ供給される。ポンプ・パルスは、図14を参照して説明したように、レンズ27を通じて、光導電アンテナ本体301上に集束される。

【0150】

このポンプ・パルスは、電子・正孔ペアを光励起させる。この例において、電極303a及び303bにわたってバイアスは掛けられていない。よって、光励起キャリアにとって電子303a若しくは303bのいずれかに向かって移動するインセンティブが存在しない。しかし、そのインセンティブはTHzビーム55によって提供される。THzビームは保護カバー33を通過して検知器に入る。

次いで、THzビームは光導電アンテナ本体301上に衝突し、光励起キャリアを電極303a若しくは303bのいずれかへ向けて移動させ、リード・ワイヤ307から309への電流を流す。THz放射線がサンプルを通る時のその位相の変化は、引き起こされた電流を測定することによって検知することができる。この電流は、次いで、プリアンプ311を用いて増幅される。次いで、後でコンピュータ315によって分析されるこのプリアンプ出力は、ロッキング・アンプ及び/若しくはAD変換器及び/若しくは信号処理器313へ転送される。

【0151】

図11を参照して説明したように、図15を参照して説明した複数の検知器は、図11を参照して説明した検知器ヘッド135でもよい。エミッタ・プローブ133には、図14を参照して説明したエミッタ、又は、例えば記述の他のタイプのエミッタのいずれかが用いられ得る。当然、既出の図を参照して説明した他の種類の検知器を光導電エミッタ133と共に検知器ヘッド135として用いることも可能であることは明らかである。

【0152】

図14及び15間の類似性から明らかなように、原則として、検知器若しくはエミッタのいずれかに対して同じ構成が用いられ得る。しかし、電極303a及び303b上のバイアス状態はプローブがエミッタとして働くか検知器として働くかによって異なる。結果として、検知器ヘッド若しくはエミッタ・ヘッドは、適切なバイアスを掛けることによって容易に交換することができる。

【0153】

図16は、エミッタの別の変形列を示す。不必要な反復を避けるために、図14及び2を参照して説明したのと同じ特徴には同じ符号を付す。プローブ・パルスは、レンズ27を通過してp-i-n型ダイオード317上へ導かれる。このp-i-n型ダイオードは、図14を参照して説明した光導電エミッタと同様に作動する。放射モードにおいて、リード307及び309を通じてバイアスが掛けられ、適切なバイアスを掛けることによってTHzレンズ33を通じてTHzビーム37が発射される。再び、このp-i-n型ダイオードは、図15を参照して説明した検知器として機能するように用いることもできる。

【0154】

プローブのオペレーションについては既にパルス・レーザー・ビームを用いて具体的に説明した。しかし、本発明は、パルス・ビームの使用に限定されない。持続波(CW)レーザー・ダイオードは同等のパルス・ダイオードより安価であり、光ファイバ・ケーブルを通じてパルスを送ることに起因して発生する問題を回避する。図17は、それぞれ周波数 f_1 及び f_2 を有する放射線を発するよう構成された2つのレーザー・ダイオード321、323を有するシステムを示す。レーザー・ダイオード321及び323の両方から発せられた放射線は、ビーム・スプリッタ/合成器325を用いて合成される。両周波数 f_1 及び f_2 を含むこの合成された放射線は、次いで、光ファイバ・カプラ327へ導かれる。光ファイバ・カプラ327は、この発射された放射線を光ファイバ・ケーブル329内へ導く。ケーブル329は、この放射線をTHz放射線を発射するTHz源331へ搬送する。このTHz放射線は、周波数 $f_1 - f_2$ で生成され、THz源331は、EOSなどの既述の方法のいずれかを用いることも可能であり、又、THz放射線を生成する光導電エミッタを用いることも可能である。

【0155】

レーザー・ダイオード321、323から発せられたビームは、ビーム・スプリッタ325を用いて、プローブ・ビーム333として取り込まれる。このプローブ・ビーム333は、THz源331から発せられた放射線の位相に関する情報を検知器に与えるのに用いられる。このプローブ・ビームは、図1を参照して説明した遅延制御手段19として用いられる光遅延ライン335内へ転送される。

【0156】

光遅延ラインにおいて、プローブ・ビーム333は、180°にわたって光を反射させるのに用いられるキューブ・ミラー337で反射され、次いで、ミラー339上ではプローブ・ビーム333が光ファイバ・カプラ341内へ反射される。光ファイバ・カプラ341はプローブ・ビームを光ファイバ343内及びTHz検知器ヘッド345内へ導く。

【0157】

信号対雑音比及び取得時間の向上は、様々な変調方法によって為され得る。例えば、ミラー337のディザリング若しくは振動は、標準的なロックイン技術を用いて検知され得る d_p の正弦波変動を生じさせる。これは、原則として、 d_p に対してプロットされたときのTHz波形の周波数変調である。同様に、振幅及び/若しくは周波数変調に影響する放射線 ν_1 及び ν_2 を出力するソースの振幅若しくは周波数を変調することも可能である。これは、再び雑音抑制をもたらす。

【0158】

図18は、THzビームを検知するのにEOSを用いた図17のシステムを示す。不必要な繰り返しを避けるために、同じ機能を示すのには同じ符号を用いる。基準ビーム343は、光ファイバ・ケーブル343を通じてTHz検知器へ搬送される。光ファイバ・ケーブル343は、光ファイバ・カップラ347によって終端処理される。この基準ビームは、次いで、ビーム合成器349を通じて、検知されたTHz放射線と合成される。この合成されたビームは、次いで、非線形材351内へ導かれる。この非線形材は、基準ビームの偏光が検知されたTHzビームに応じて回転されるように構成される。回転された偏光ベクトルを有するビームは、次いで、光ファイバ・カップラ335を通じて、ファイバ353へ転送される。

【0159】

光ファイバ・ケーブル353は、この放射線を分析機器へ戻すように導く。光ファイバ・ケーブルは光ファイバ・カップラ357によって終端処理される。この放射線は、次いで、図10を参照して説明した偏光分析器内へ転送される。

【0160】

ここで、サンプルはTHzレンジの2つの周波数で照らされる。THz生成器は、図3及び4を参照して説明した生成器に基づく。3つのレーザー・ダイオード401、403、及び405が存在する。第一のレーザー・ダイオード401は、周波数 ν_1 を有する放射線をビーム・スプリッタ407内へ発する。ビーム・スプリッタ407は、このビームの一部を第二のダイオードから発せられた周波数 ν_2 の放射線と合成される場所であるビーム合成器409内へ導く。このビ

ームの残部は周波数₃を有する第三のダイオード305からの放射線と合成される場所であるビーム合成器411へ導かれる。

【0161】

ビーム合成器409からの放射線は、ビーム・スプリッタ413内へ導かれる。ビーム・スプリッタ413は、次いで、このビームを位相制御手段7に対する入力とTHzソース417に対する入力とへ分割する。

【0162】

ビーム合成器411からの放射線は、ビーム・スプリッタ415内へ導かれる。ビーム・スプリッタ415は、このビームを位相制御手段7に対する入力とTHzソース417に対する入力とへ分割する。このTHzソースは、周波数₁-₂及び₁-₃を有するTHzレンジのビームを出力するように構成される。これら2つのビームはサンプル3を通過して進む。通常、これら2つのTHz周波数₁-₂及び₁-₃は、サンプルを構成する異なる物質を検査するのに用いることができるように選択される。

【0163】

これら2つの透過されたTHzビームは、前述の2つの基準ビームと合成される。検知器は、1つのTHzビームを用いる場合に対して既に述べた種類の検知器のいずれであってもよい。異なる周波数成分は、検知された放射線によって得られた信号をフーリエ変換することによって分割することができる。

【0164】

図20は、本THzプローブの一用途を示す。ここでは歯医者用とする。画像化対象のサンプルは、歯肉203内の歯201である。図2乃至5のいずれかを参照して説明された種類のエミッタであってもよいエミッタ205と、多要素検知器ヘッド207とがエミッタ・ヘッド205とは反対側の歯201側面上に設けられる。エミッタ205及び検知器207のいずれも、レーザー源209からパルスを受信する。レーザー源209は、更に、検知器207から送信されたデータを集めるようにも機能する。このレーザー源は、歯のTHz画像を提供する画像化分析手段211へ接続される。

【0165】

このプローブは、歯より下の骨のいずれかの側に配置されてもよい。これは歯周病を検知するのに用いられ得る。

【0166】

図21は、図13のシステムの変形例を示す。1つのプローブ213が用意される。この単一プローブ213はY字形をしている。THzエミッタ215は、このY字の一方上に設けられ、THz検知器217は該Y字の他方上に設けられる。すべてのファイバは単一のケーブル219に沿ってプローブ213へ伝送される。レーザー源219及び分析手段213は図13のものと同じままである。

【0167】

図22Aは、プローブの別の例を示す。ここで、プローブは透過の反対である反射について作動する。図20及び21では、レーザー源209及び画像分析211は同じ機能を提供する。プローブへの及びプローブからのすべての信号は、単一のケーブル211によって提供される。プローブ223は、歯の隣りに配置される。エミッタ及び検知器はプローブと同じスペースに座らなければならない。これは、図11若しくは図12の構成を用いて実現され得る。

【0168】

図22Bは、プローブの別の例を示す。ここで、プローブは透過及び反射の両方について作動する。このプローブは、図21のY字形の構造を有する。繰り返しを避けるために、同じ機能を示すのに同じ符号を付す。透過検知器ヘッド217には、複数の検知器用度が備えられている。反射ヘッド218には複数の検知器要素220及び1つのエミッタ要素222が備えられている。このエミッタは歯を照らし、セクション・ヘッド217は透過した放射線を検知し、検知ヘッド218は反射された放射線を検知する。

【0169】

図23は、歯の写真及びCCD画像である。図23Aは、輝くエナメル質を示す歯の外観を示す。図23Bは歯の内部を示す。エナメル質301は歯の外側に見られ、象牙質303はエナメル質301内部に見られ、歯髄腔303は歯の中心部に位置する。図23Cは、図23Bの歯の断面のCCD画像を示す。再び、エナメル質301、象牙質303、及び歯根腔をはっきりと区別することができ

る。

【0170】

歯の外側は、数字 I によって示され、エナメル質は数字 II によって示され、象牙質 / 歯根腔は III によって示される。図 23 の歯は、主要部分に大きくて明らかな虫歯の領域が無い抜かれた小白歯である。周波数 0.7 THz において、吸収率はおよそ 9 mm 厚の歯から 8 cm^{-1} と推定された。

【0171】

図 24 は、図 23 の歯から取られた THz データを説明するのに用いられる。図 24 A は、図 23 C の CCD スキャンを示す。しかし、軸 307 が図上に入力された。更に、THz に対するサンプリング・エリアを表すボックス 309 が存在する。THz パルスが厚さ d 、屈折率 n のオブジェクトを通過した時のフライト若しくは遅延時間は、空中を進む基準パルスに対して、

【0172】

【数 1】

$$\text{遅延} = \frac{d(n-1)}{c}$$

と表される。

【0173】

よって、速度 c/n でオブジェクトを通過する THz パルスの光速で自由空間 c を進む基準ビームに対する遅延を測定することによって、通常 $\pm 1 \mu\text{m}$ の精度で厚さ D を求めることができる。

【0174】

上記数式を用いると、フライト時間の遅延若しくは差異がオブジェクト画像を構成するのに用いられ得ることは明らかである。図 24 B 乃至 24 D は、THz パルスが下記 3 つの領域を通過する時の時間領域トレースを示す。

I) 歯の外側

II) エナメル質領域

III) エナメル質及び象牙質 (図 23 参照) の両方によって覆われた領域

これら3つの領域は、歯のy位置を固定し、x方向にライン走査することによって入手された。X及びYは図24Aに定義されている。歯の外側(1)からエナメル質領域(2)の内部へ移動すると、パルスが歯のエナメル質を通過する時に(10psの)遅延が発生する。パルスがエナメル質領域(2)からすぐに隣接するエナメル質及び象牙質領域(3)内へ移動する時、歯全体の厚さにはほとんど変化がないにもかかわらず、遅延の減少(5psへの低下)が観測される。比較的小さい厚さの寄与が領域2と3の間での遅延時間の非常に大きい差に変化するの、領域3は屈折率がほとんど変化しない領域であって遅延自体が領域3にわたって非常にわずかずつ増加するという事実によって支えられる。

【0175】

このデータは、エナメル質と象牙質との間でTHz周波数の屈折率が比較的大きく変化することを示唆する。これは、エナメル質が硬く、よって屈折率を増やす象牙質よりも鈍感である傾向にあるために発生すると考えられる。更に、エナメル質と象牙質の間には重大な構造上の差異がある。更に、2つの組織の化学的組成は異なるため、指標の異なりがもたらされる。例えば、エナメル質はその約99%がミネラルであるが、象牙質はその約70%がミネラルである。これは、図24C及び24Dに図示するパルスの異なる形状にも見受けられる。

【0176】

図24Eは、図24B乃至Dから測定されたピークのボックス309のX軸307に沿った位置に対する時間的ずれのプロットである。正方形は観測された最大ピークずれに対応し、三角形は観測された最小ピークずれに対応する。エナメル質領域2が最大のピークずれを有することがわかる。エナメル質及び象牙質領域3は、より低いピークずれを有する。図24は、歯の概略断面である。図24F及び24Eは併せて歯を通る間にTHzが如何に変化するかを示す。

【0177】

図25Aは、THzパルスのピークの時間位置を歯のx位置の関数としてプロットしたものである。x軸は図25Bに示す。図23で説明したのと同じ歯が用いられる。3つの領域：歯の外側、エナメル質、及びエナメル質+象牙質、は図23及び24を参照して前に説明したのと同じである。図25Bは、THzス

キャンの位置を示す。y軸に沿った3つの異なる位置(11mm、12mm、及び12.66mm)において3つのスキャンを取った。各xライン・スキャンについて、所定のy、THzパルスの正方向に進む部分の時間遅延がxの関数においてプロットされる。エナメル質が次第に厚くなる領域を通るxスキャンに対応してyが増えると、長い遅延時間(10ps)によって占められていたxスキャン部分が増える。この増加は、歯(y)の底面から歯(y)の頂面まで移動すると、エナメル質の幅が広くなることの反映である。

【0178】

図26は、歯のx, y平面におけるTHzパルスの時間位置を示す。図26は、サンプル走査エリアを表すエリア311を示す。図26Aは、THzパルスのx軸に対する時間位置のプロットである。正方形は測定された最大時間差に対応し、円は時間遅延に対応する。見やすくするために、エナメル質とエナメル質+象牙質との間の境界に対応する写真の右側の正方形及び円は小さめにしてある。

【0179】

図27は、図24乃至26からのすべてのデータを用いた3次元プロットを示す。時間遅延は各ピクセルに対してプロットされる。

【0180】

図28は、エナメル質のみとエナメル質+象牙質との間の差が容易に明らかにされ得ることを示す歯の2次元等高線プロットを示す。

【0181】

図29は、歯髄腔の存在を示す全整色吸収画像を示す。

【0182】

図30A及び30Bは、異なる分量の水と混合された飽和グルコース液を通るTHz透過のプロットを示す。上のトレースは飽和グルコース液を示す。下のトレースは純水を示す。グルコース濃度が増加するとTHz信号の吸収が減少することがわかる。図30Bは、図30Aのデータを純水からの透過変化の割合としてプロットしたものを示す。

【0183】

一歩進めて虫歯の場合、細菌の転移により、象牙質虫歯溶液はその化学的組成

を非常にダイナミックに変化させる。微生物、糖、若しくは酸による水分の除去により、周波数レンジにわたる統合吸収スペクトラムが変化する。これは図30より明らかである。このように、図30は歯を検査するのにTHzを用いることの能力を示す。

【0184】

図31は新しく生まれた子牛の血清の周波数にわたるTHz信号の透過のプロットである。下のトレースは細菌増殖有りの血清を示し、上のトレースは細菌増殖の無い血清を示す。

【0185】

この図は、血清中の細菌及び他の微生物の増殖はTHz吸収を変えることを示す。THzによって検知され得る細菌が歯の中に導入されても同様の透過を示すものと予想される。

【0186】

図32は、周波数に対するTHz透過の別のプロットを示す。今回は、溶液はメタノールであり、次第に水が加えられる。水が溶液に加えられるにつれて、サンプルを通る透過は減少する。

【0187】

図33は、凝固血液についての周波数に対するTHz透過のプロットを示す。上のトレースは基準であり、下のトレースは90µmの凝固血液である。この凝固血液は基準よりも高い吸収を有することがわかる。

【0188】

図34は、異なる種類の動物組織（ここでは骨）を画像化するのに用いられるTHzを示す。骨組成を画像化する能力は、THzが歯より下の骨の損失自体を明らかに示す歯周病を画像化するのに用いることができることを明らかに示している。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の一実施形態に係るTHzプローブの概略的外観を示す図である。

【図2】

本発明の第一の態様の好ましい実施形態に係るTHzプローブと共に用いられるエミッタを示す図である。

【図3】

図2のエミッタの変形例を示す図である。

【図4】

図2及び3のエミッタの変形例を示す図である。

【図5】

本発明の第一の態様の好ましい実施形態に係る検知器を示す図である。

【図6】

図5の検知器の変形例を示す図である。

【図7A】

図5及び6の検知器の変形例を示す図である。

【図7B】

図5及び6の検知器の変形例を示す図である。

【図8】

図5乃至7の検知器の変形例を示す図である。

【図9】

図8の検知器の変形例を示す図である。

【図10】

基本的な検知器の変形例を示す図である。

【図11】

複数の検知器ヘッドを有する本発明の第一の態様に係るプローブを示す図である。

【図12】

図11の検知器をより詳細に示す図である。

【図13】

本発明の一実施形態に係る周波数変換部として用いられ得る光導電エミッタを示す図である。

【図14】

光導電エミッタを有する本発明の好ましい実施形態に係るプローブを示す図である。

【図15】

光導電検知器を有する本発明の好ましい実施形態に係るプローブを示す図である。

【図16】

周波数変換部がp-i-n型ダイオードによって提供される本発明の一実施形態に係るTHzプローブの別の變形例を示す図である。

【図17】

本発明の一実施形態に係るCWレーザー・ダイオードを用いたTHz放射・検知システムの概略的外観を示す図である。

【図18】

図17のシステムの別の變形例を示す図である。

【図19】

サンプルを照らすために2つのTHz周波数を用いる図17及び18のシステムの変形例を示す図である。

【図20】

歯と共に用いられる本発明の第一の態様の好ましい実施形態に係るプローブを示す図である。

【図21】

歯と共に用いられる図13のプローブの変形例を示す図である。

【図22A】

反射を用いて歯を検査するのに用いられる本発明の第一の態様の好ましい実施形態に係るプローブを示す図である。

【図22B】

透過及び反射を両方用いた図22Aのプローブを示す図である。

【図23】

図23A及び23Bは人間の歯の写真を示す図であり、図23Cは図23A及び23Bの歯のCCD画像を示す図である。

【図24】

図24Aは図23CのCCDスキャンを示す図であり、図24B乃至24Dは図23を参照して示された3つの領域を通る時の時間領域THzパルスを示す図であり、図24Eは図24B乃至24Dから測定されたピークのX軸に対する時間ずれのプロットを示す図である。

【図25】

図23の歯を通るTHzパルスにおけるピークの時間位置のプロットを示す図である。

【図26】

図23の歯のX-Y平面におけるTHzパルスの時間位置を示す図である。

【図27】

図17乃至19からのデータを用いた3次元プロットを示す図である。

【図28】

図16の歯の2次元等高線プロットを示す図である。

【図29】

図16の歯の全整色吸収画像を示す図である。

【図30A】

飽和グルコース液を通るTHz透過のプロットを示す図である。

【図30B】

飽和グルコース液を通るTHz透過のプロットを示す図である。

【図31】

新しく生まれた子牛の血清の周波数に対するTHz透過のプロットを示す図である。

【図32】

メタノール液を通る周波数に対するTHz透過の別のプロットを示す図である。

。

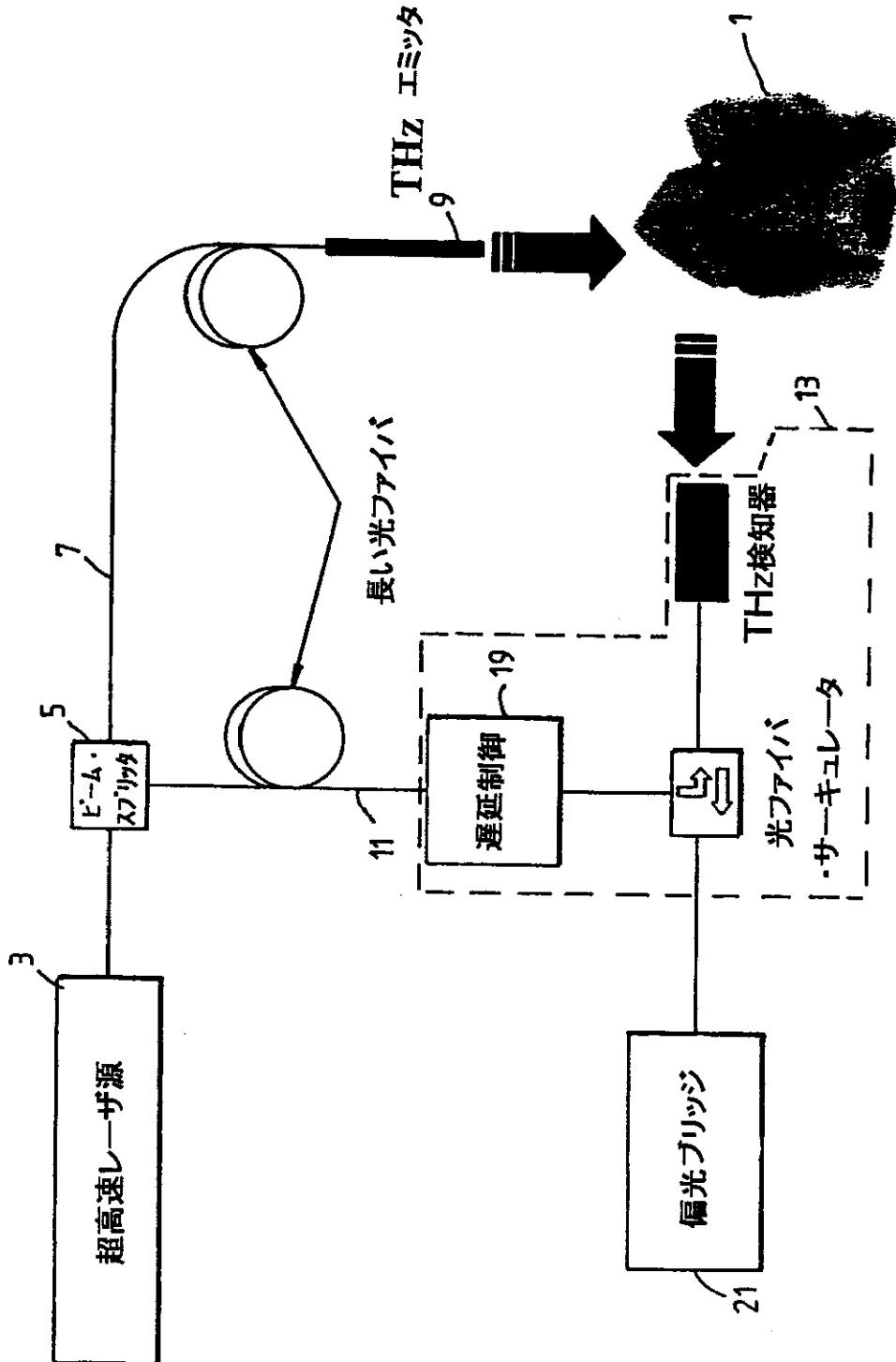
【図33】

凝固血液を通る周波数に対するTHz透過のプロットを示す図である。

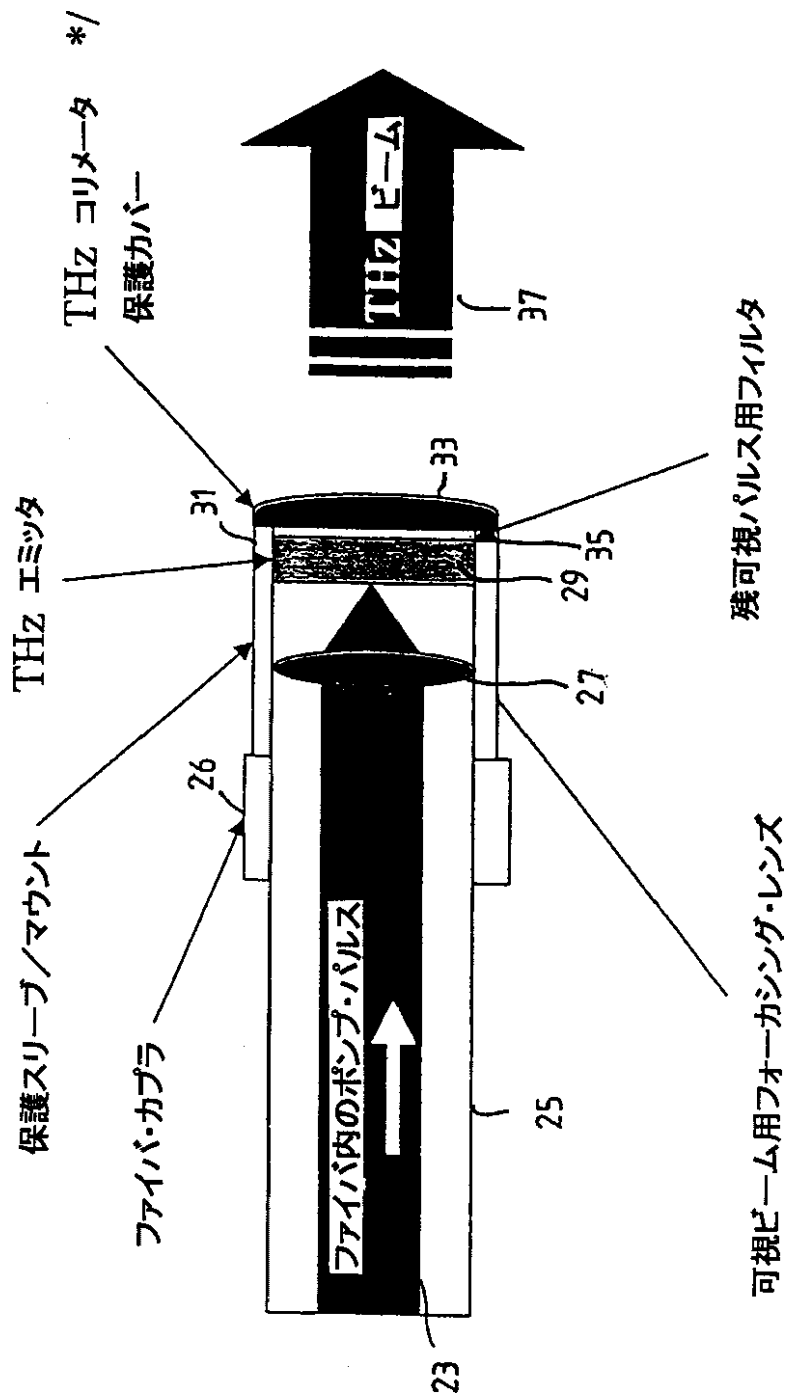
【図34】

THz透過を用いて撮られた骨の画像を示す図である。

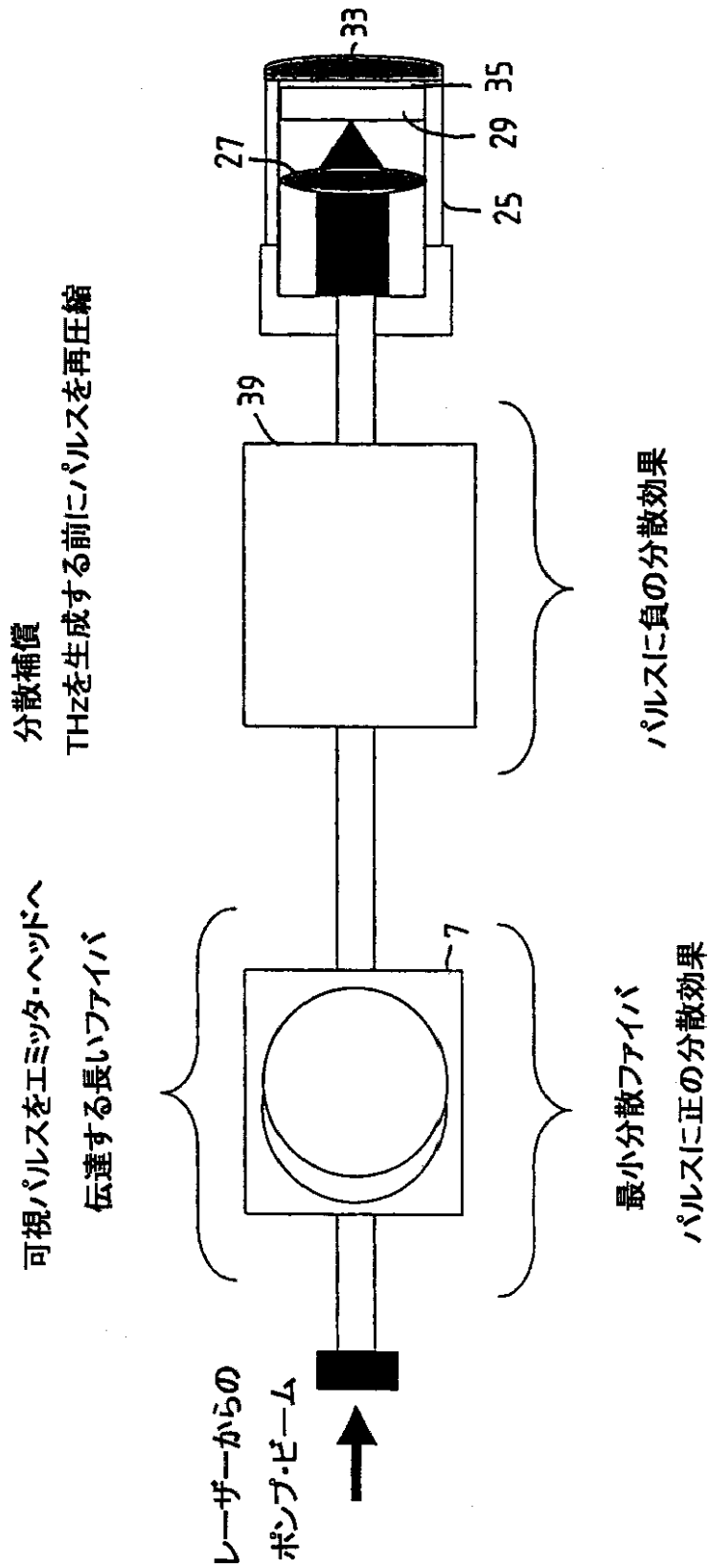
【図1】



【図2】

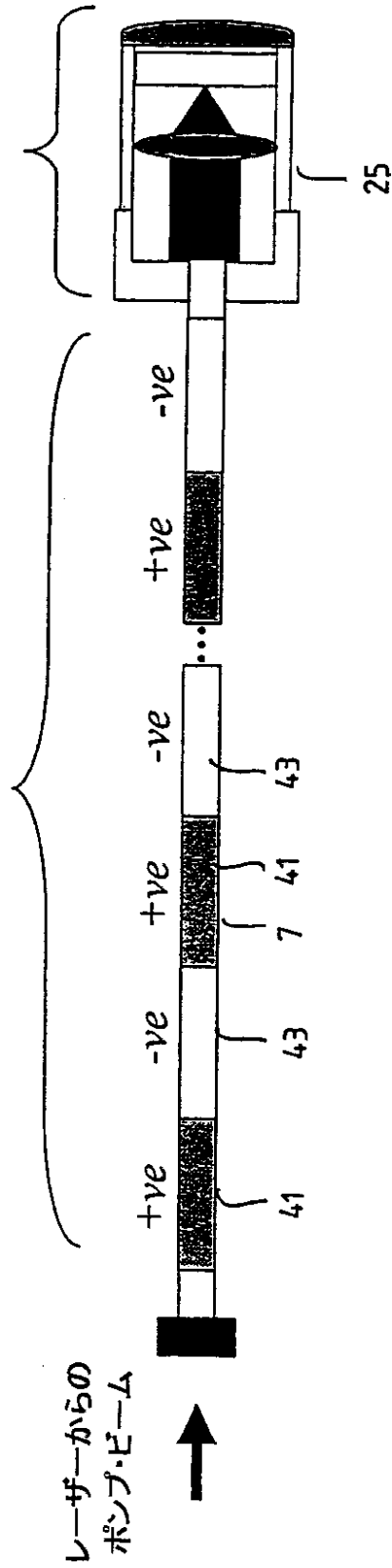


【図3】

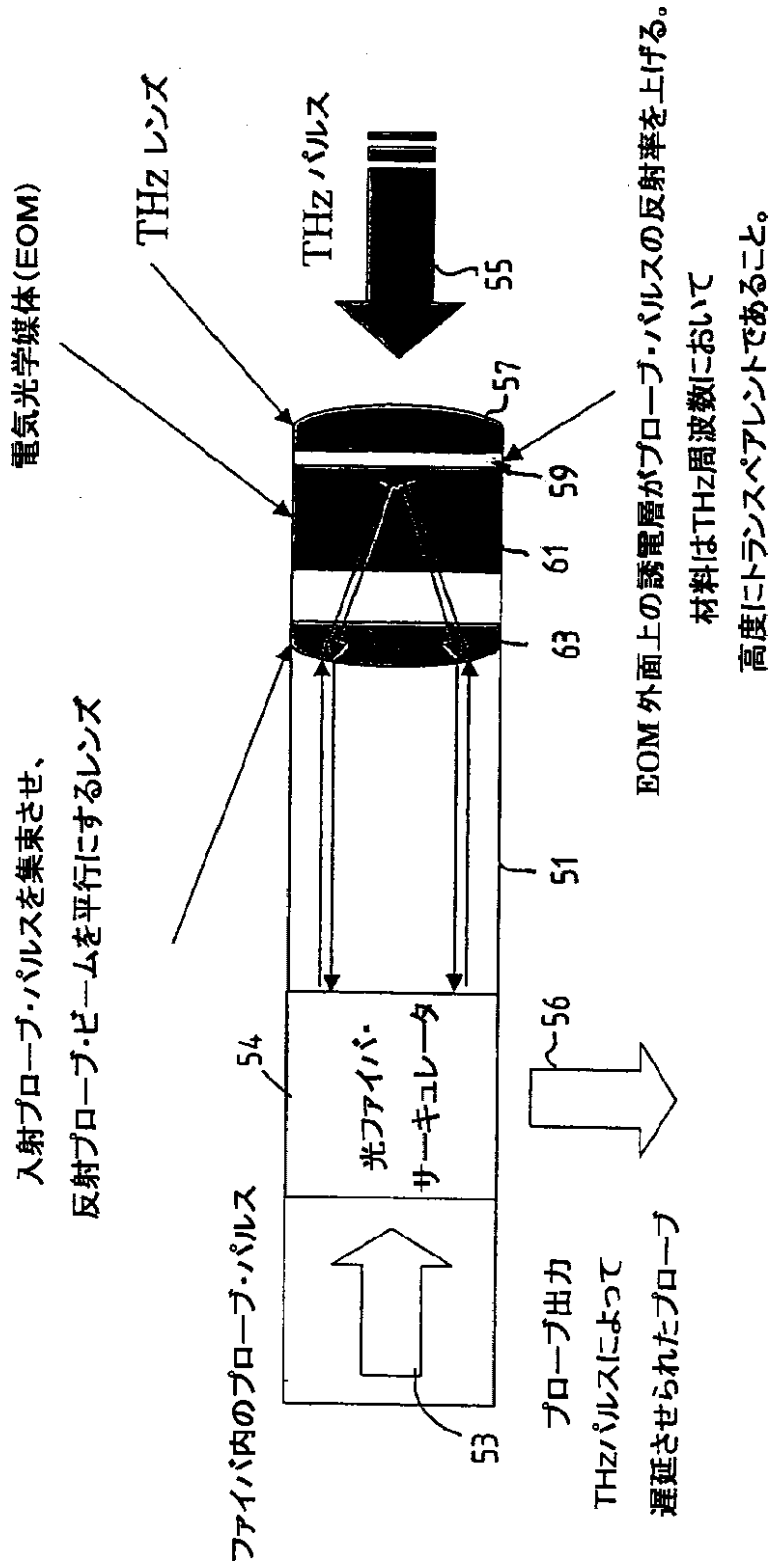


【図4】

正負の分散効果を交互に有するファイバ・セクション。
 パルスがエミッタ・ヘッドに到着したときに圧縮されたままできるようにする。 エミッタ・ヘッド

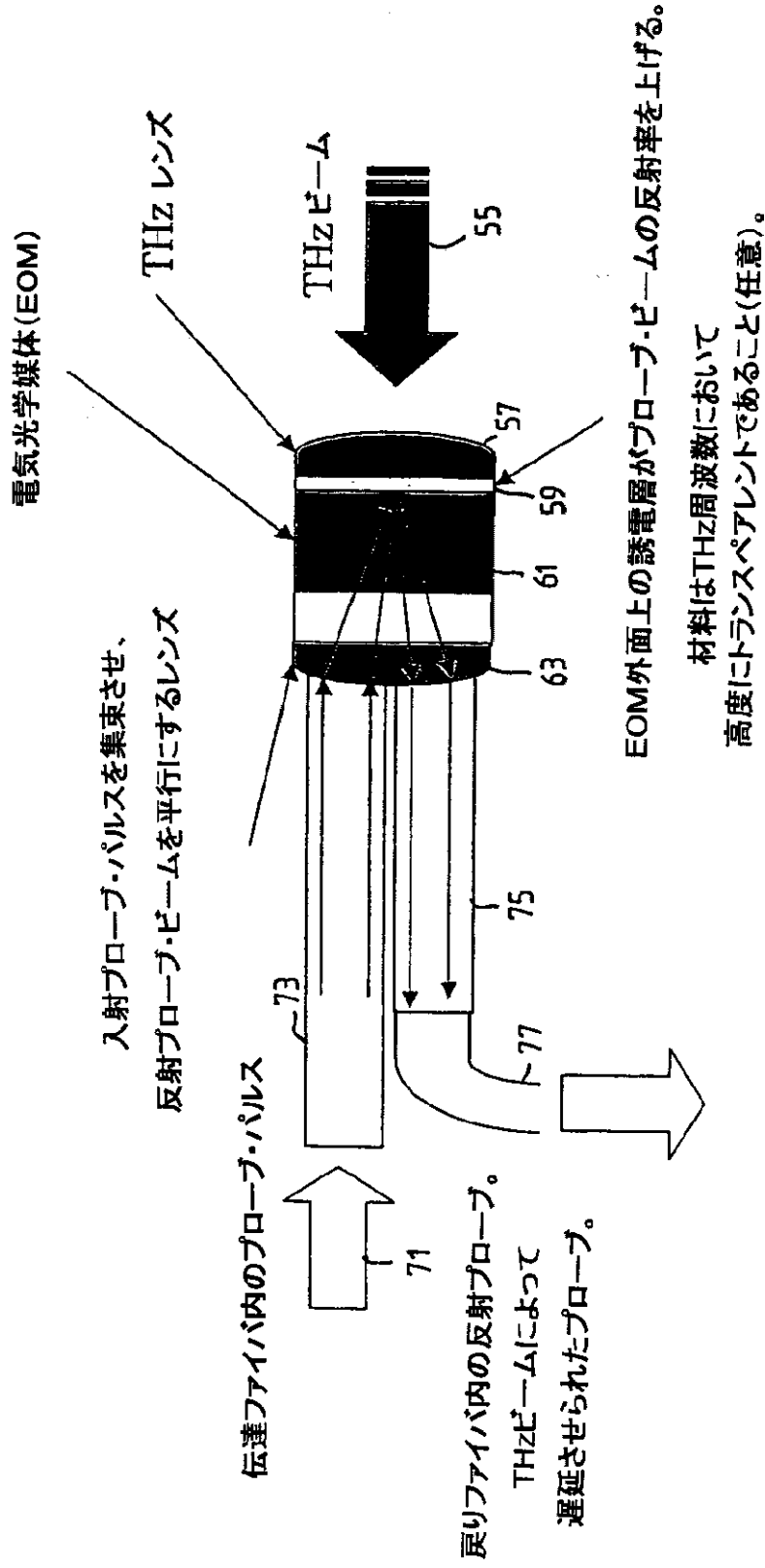


【図5】

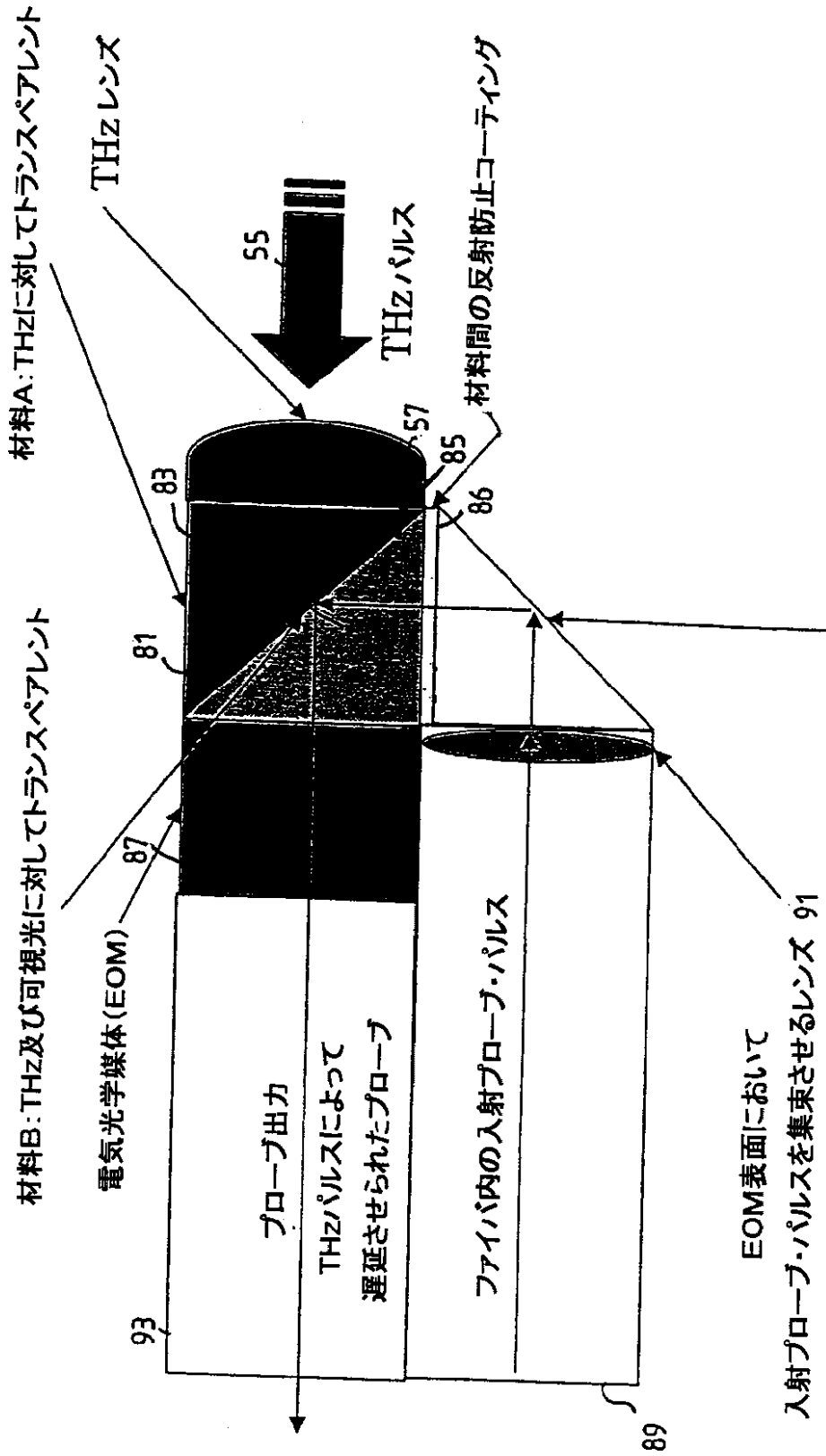


【図6】

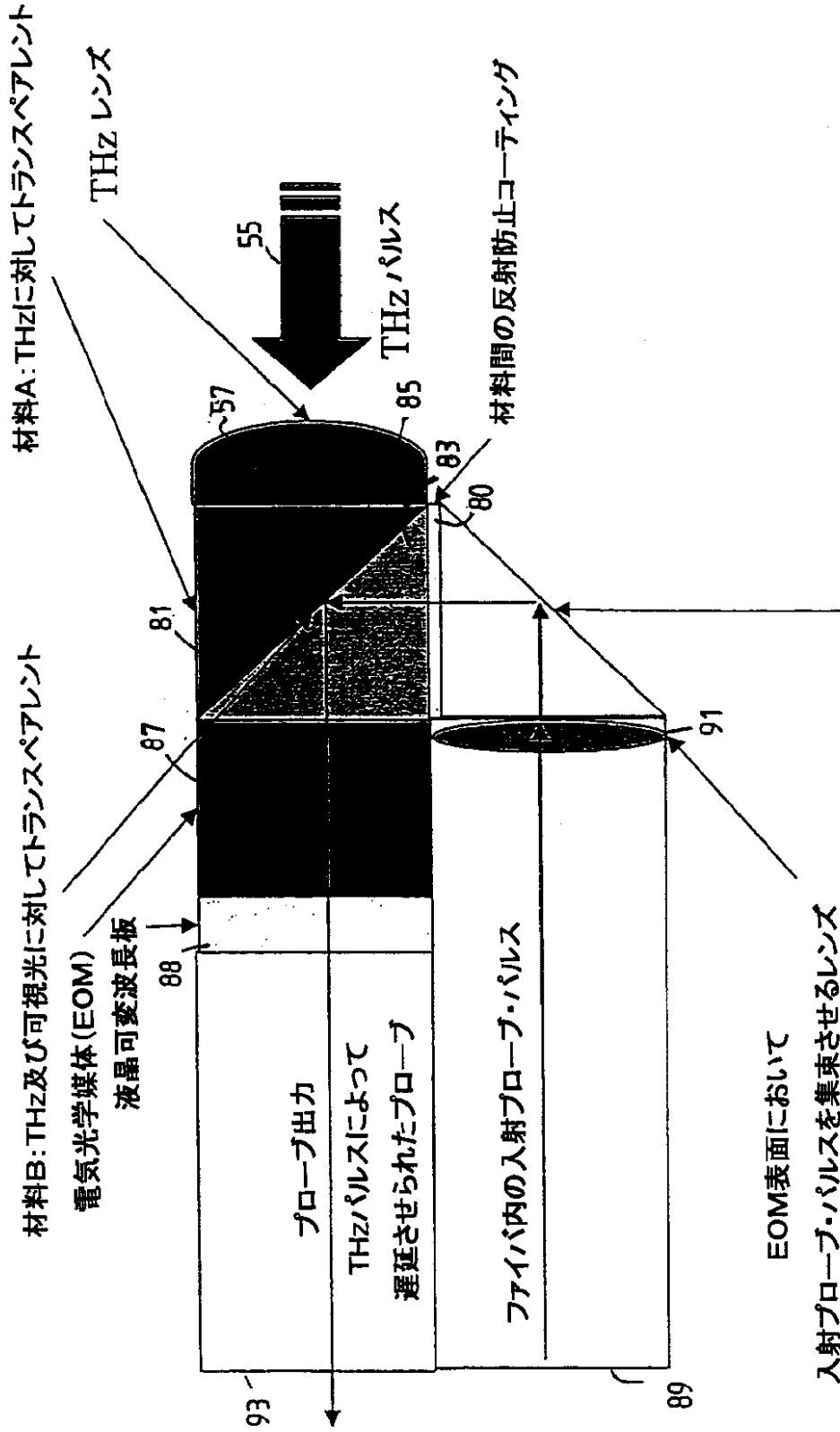
プローブ・パルスの伝達と戻りに別々のファイバを用いる



【図7A】

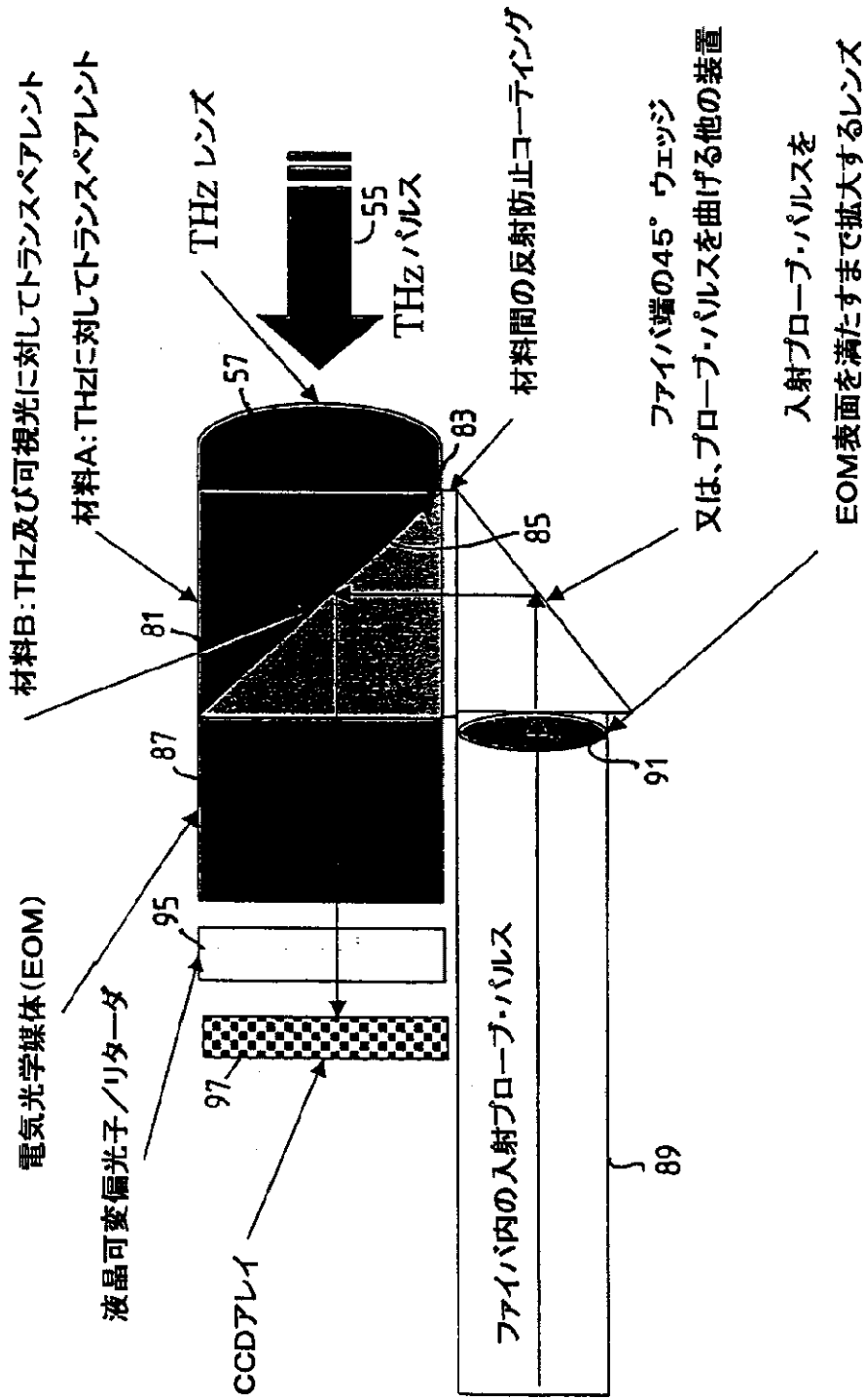


【図7B】



ファイバ端の45° ウェッジ
 又は、プローブ・パルスを曲げる他の装置

【図8】



材料B: THz及び可視光に対してトランススペアレント

材料A: THzに対してトランススペアレント

THz レンズ

THz パルス

ファイバ内の入射プローブ・パルス

材料間の反射防止コーティング

ファイバ端の45° ウエッジ

又は、プローブ・パルスを曲げる他の装置

入射プローブ・パルスを

EOM表面を満たすまで拡大するレンズ

電気光学媒体 (EOM)

液晶可変偏光子/リターダ

CCDアレイ

89

91

83

85

81

87

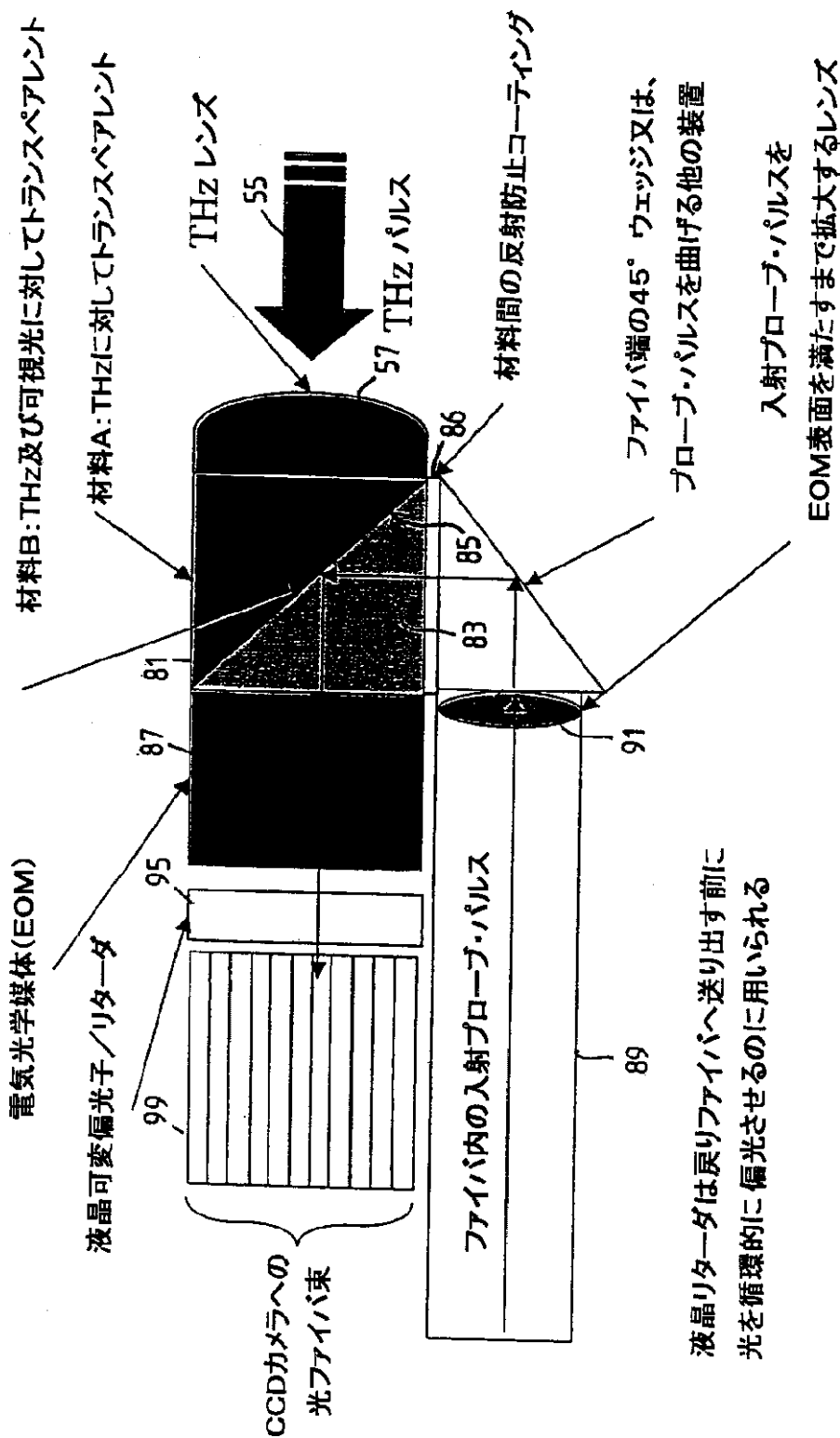
95

97

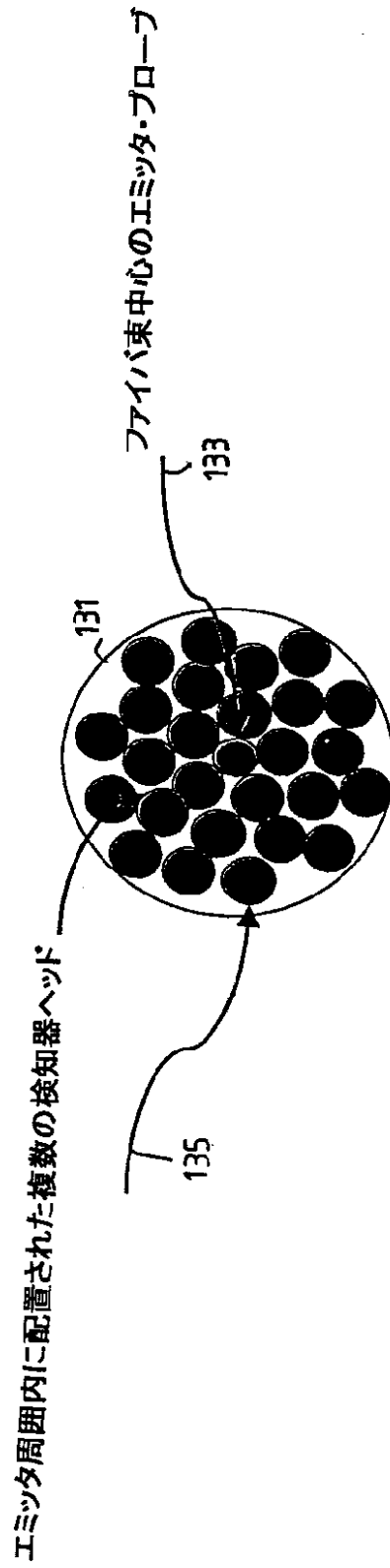
57

55

【図9】

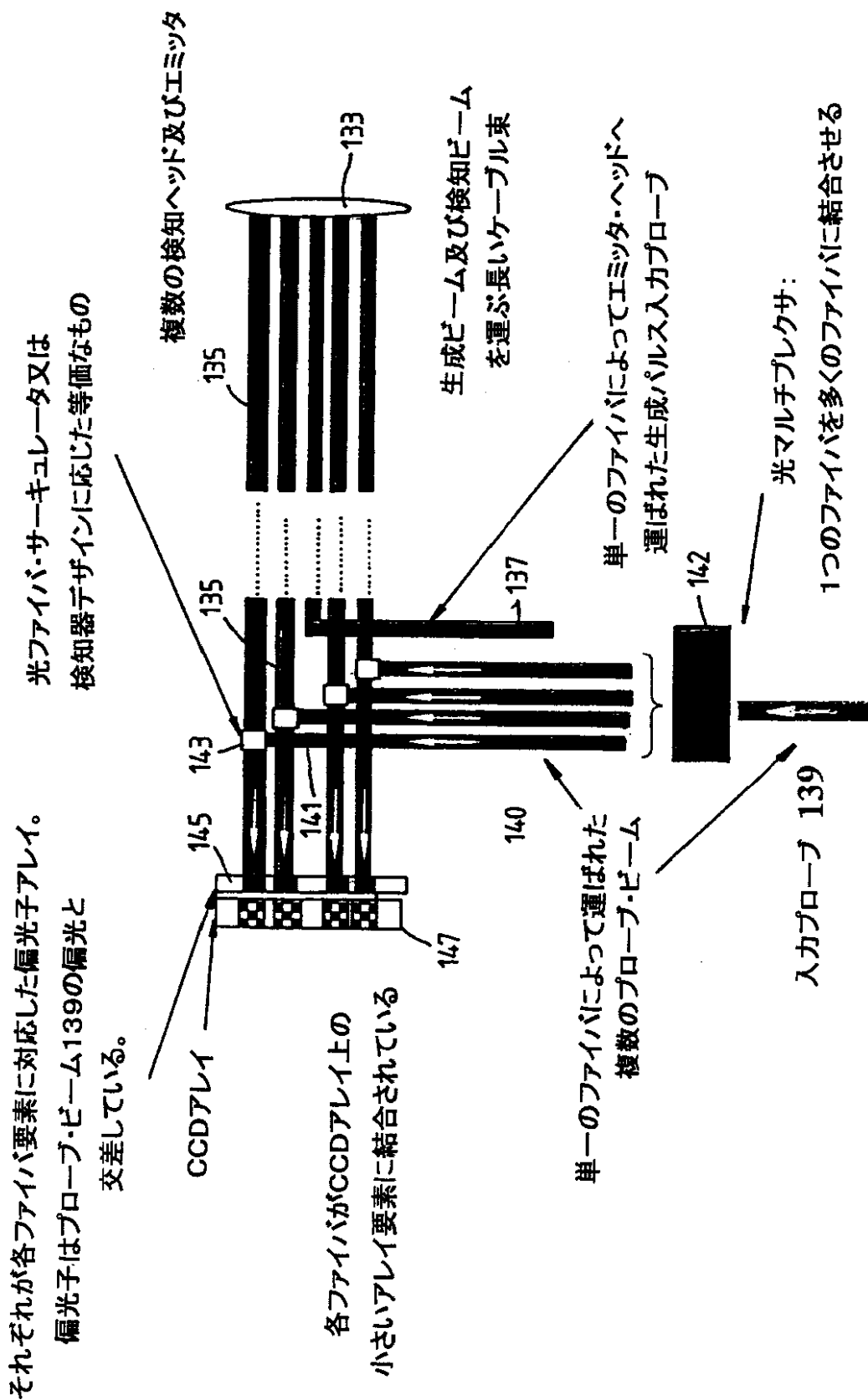


【図11】

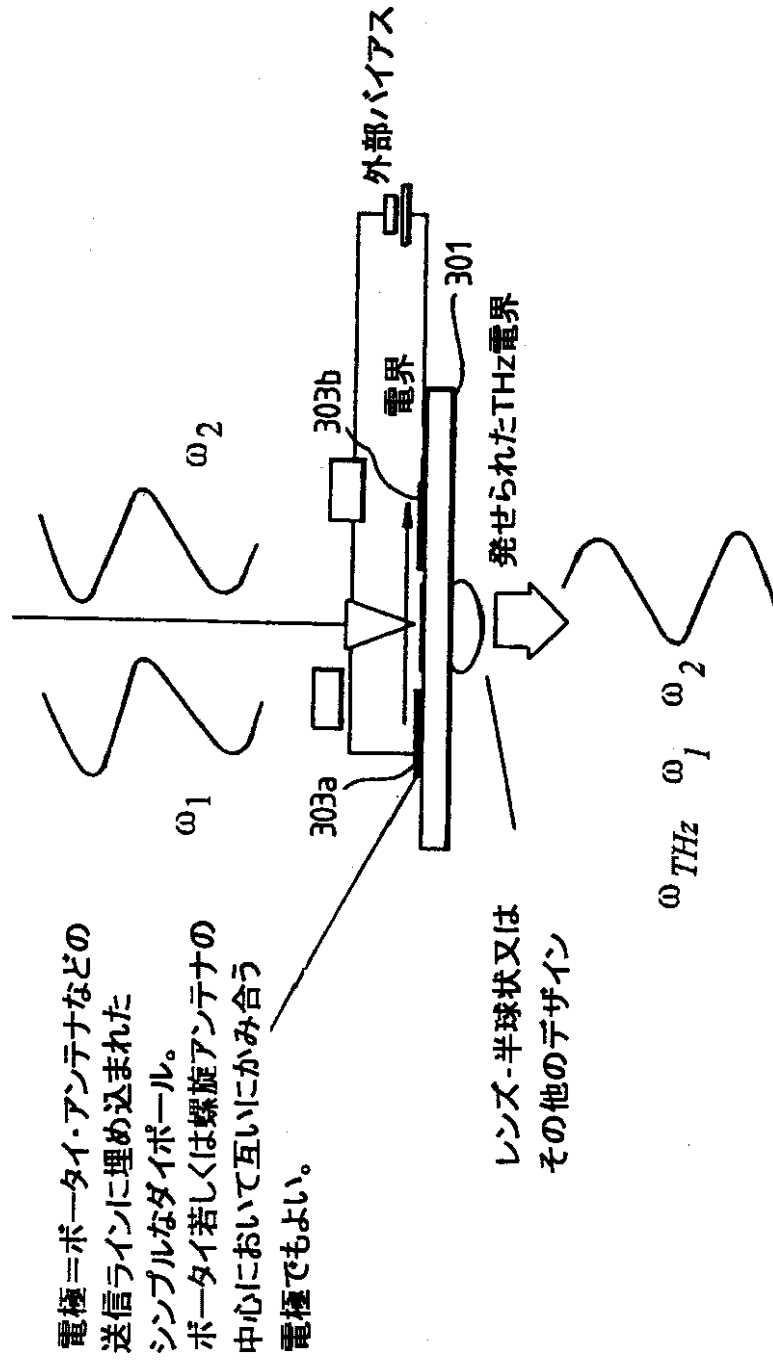


- ・検知器は既述のデザインのうちいずれでもよい。
- ・検知器数は用途及び要求される空間解像度に応じて変わる。
- ・単一のファイバ源であるエミッタを有する検知器の束のみを用いる代替的デザインも可能である。

【図12】

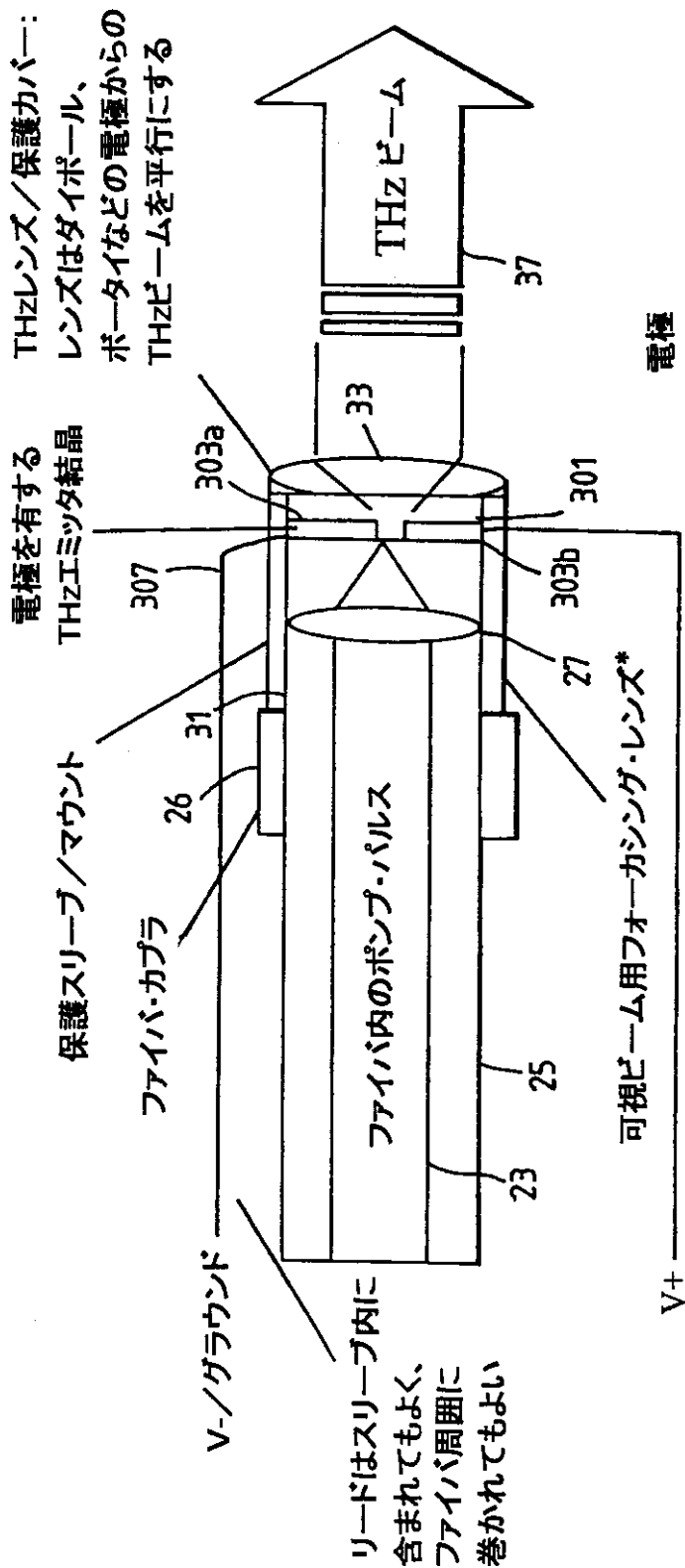


【図13】



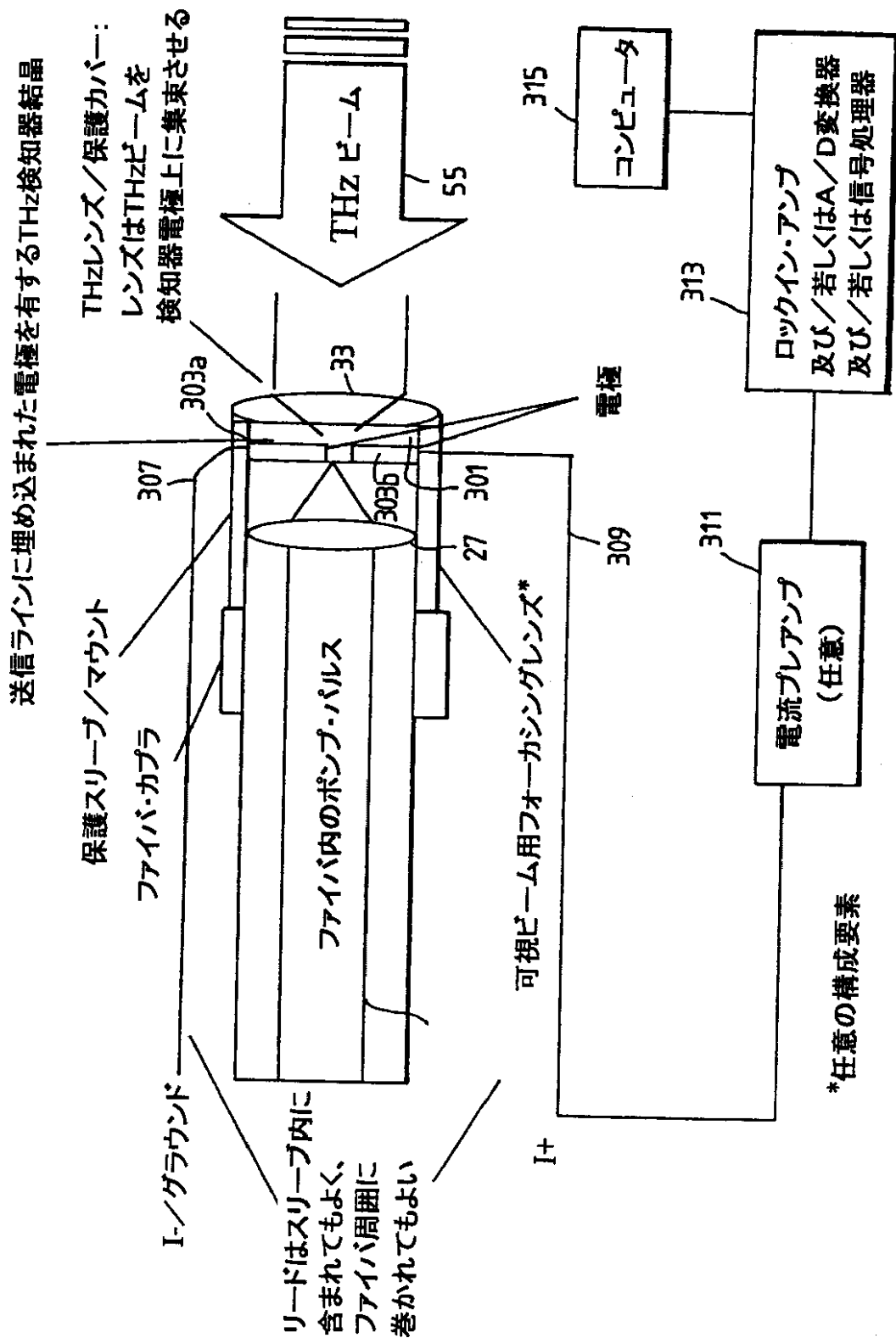
半導体は、例えば低温GaAs、サファイア上のシリコンなど。

【図14】

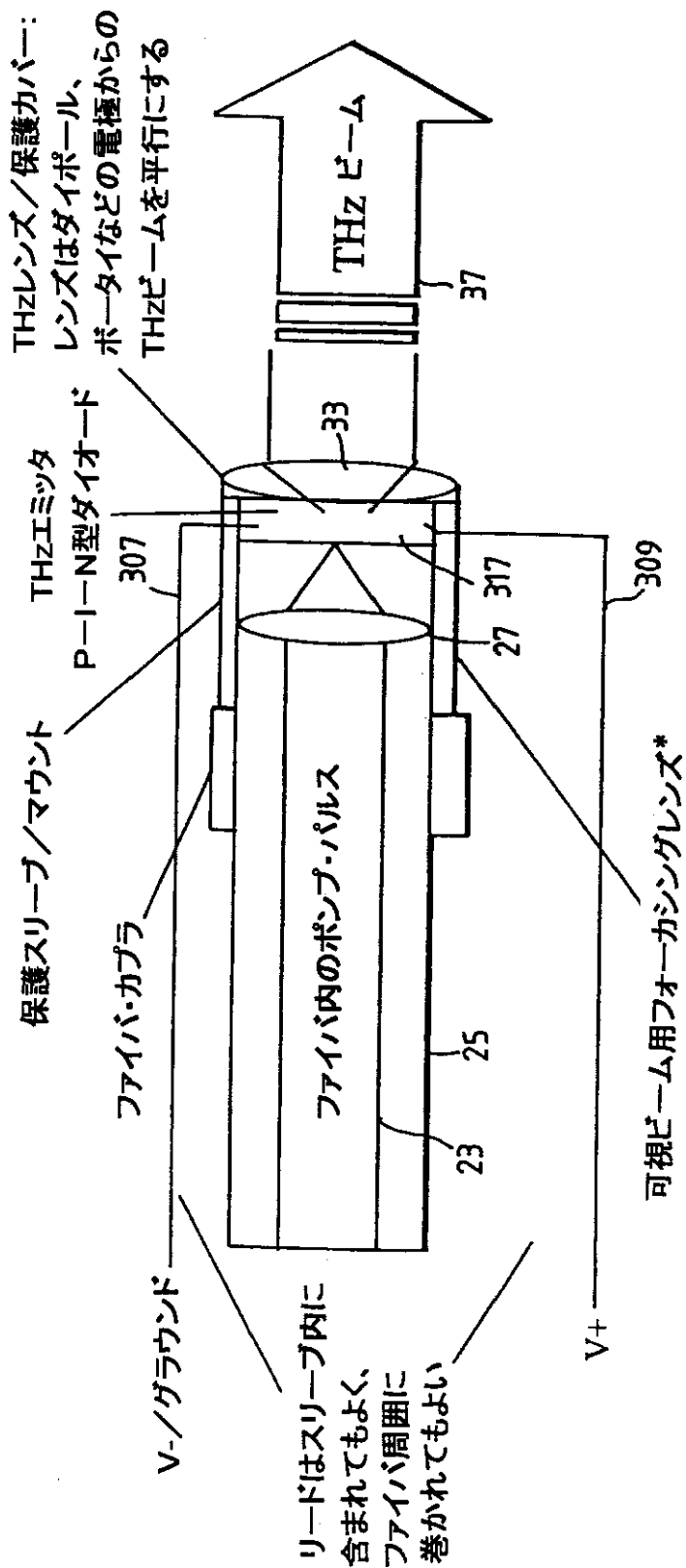


*任意の構成要素

【図15】

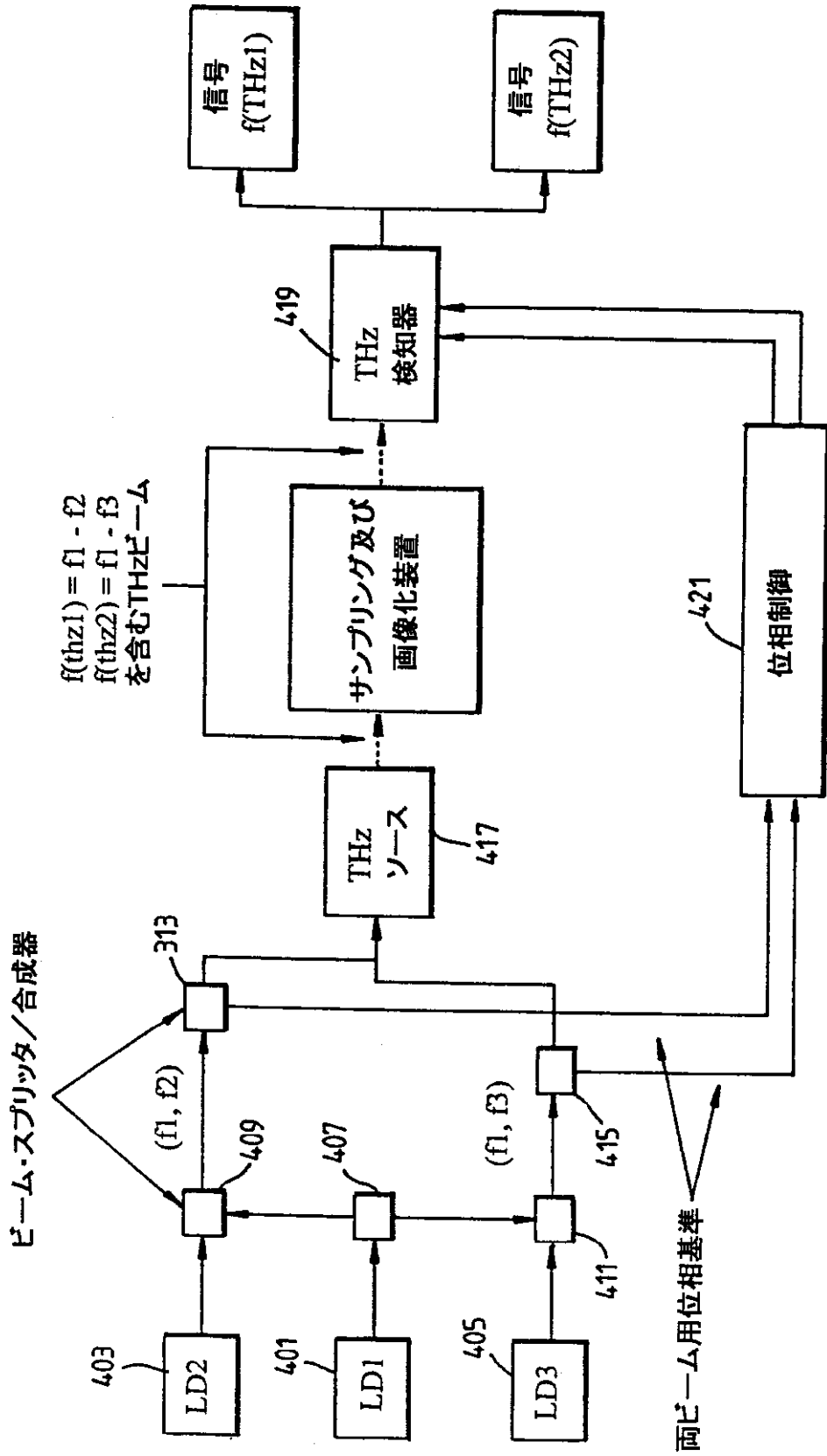


【図16】

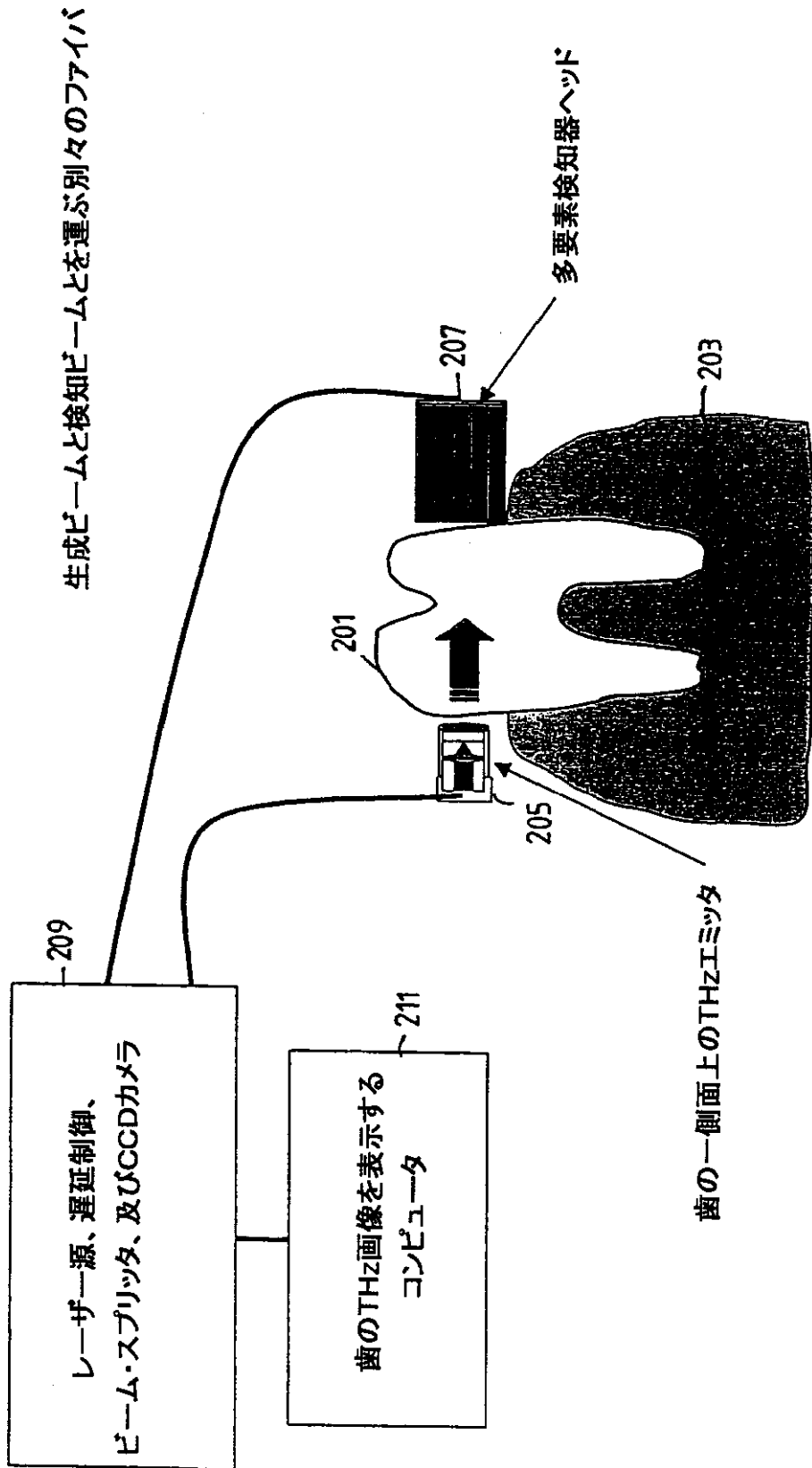


*任意の構成要素

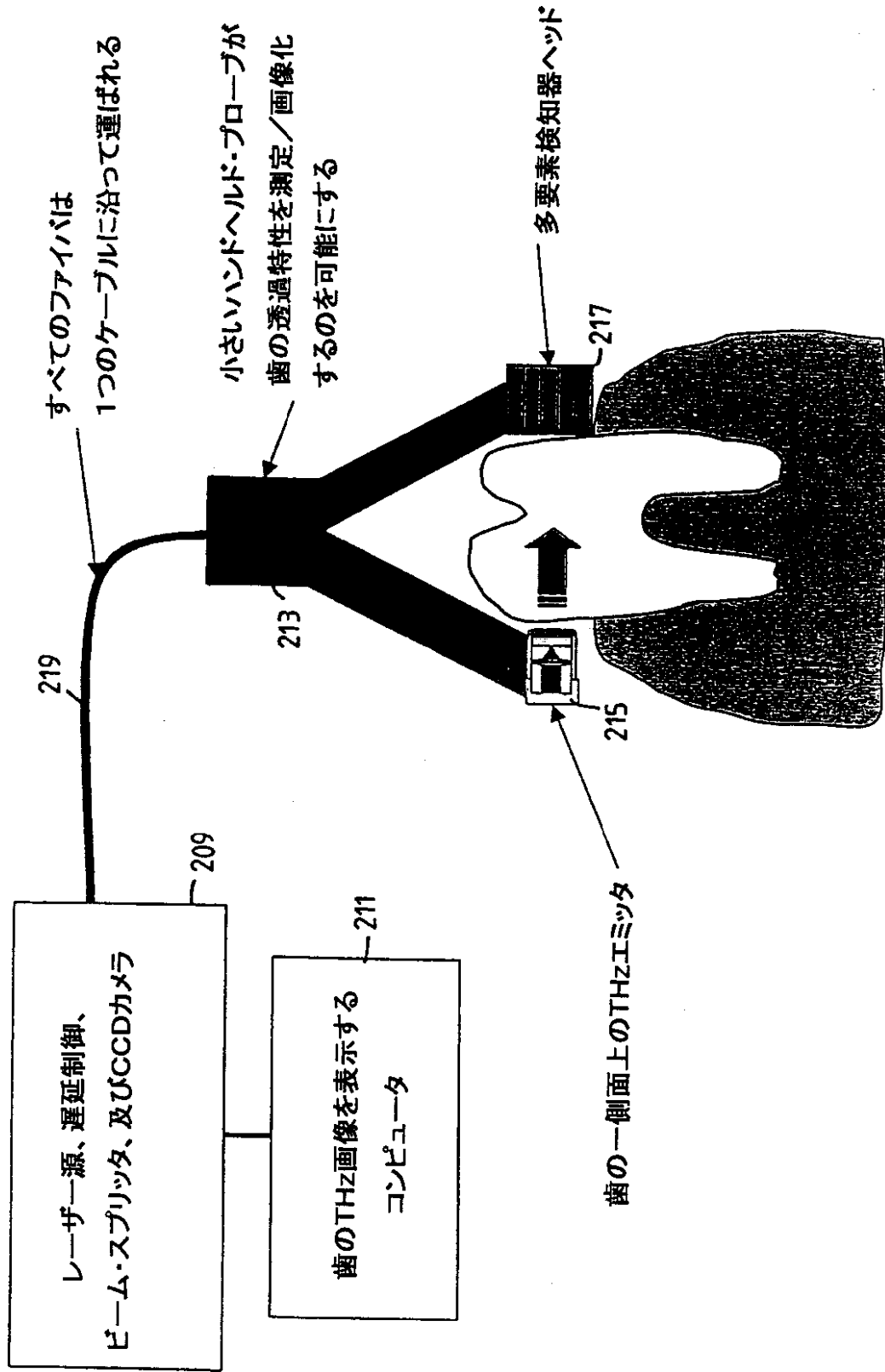
【図19】



【図20】

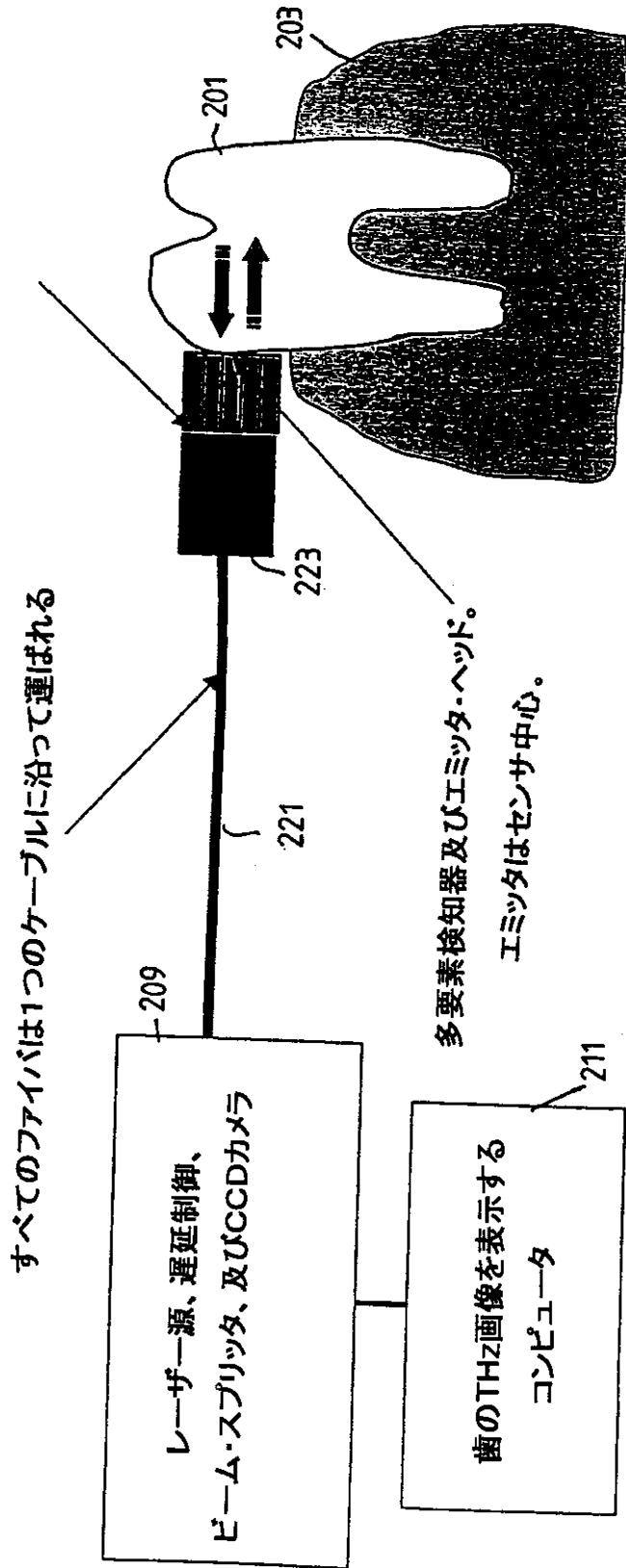


【図21】

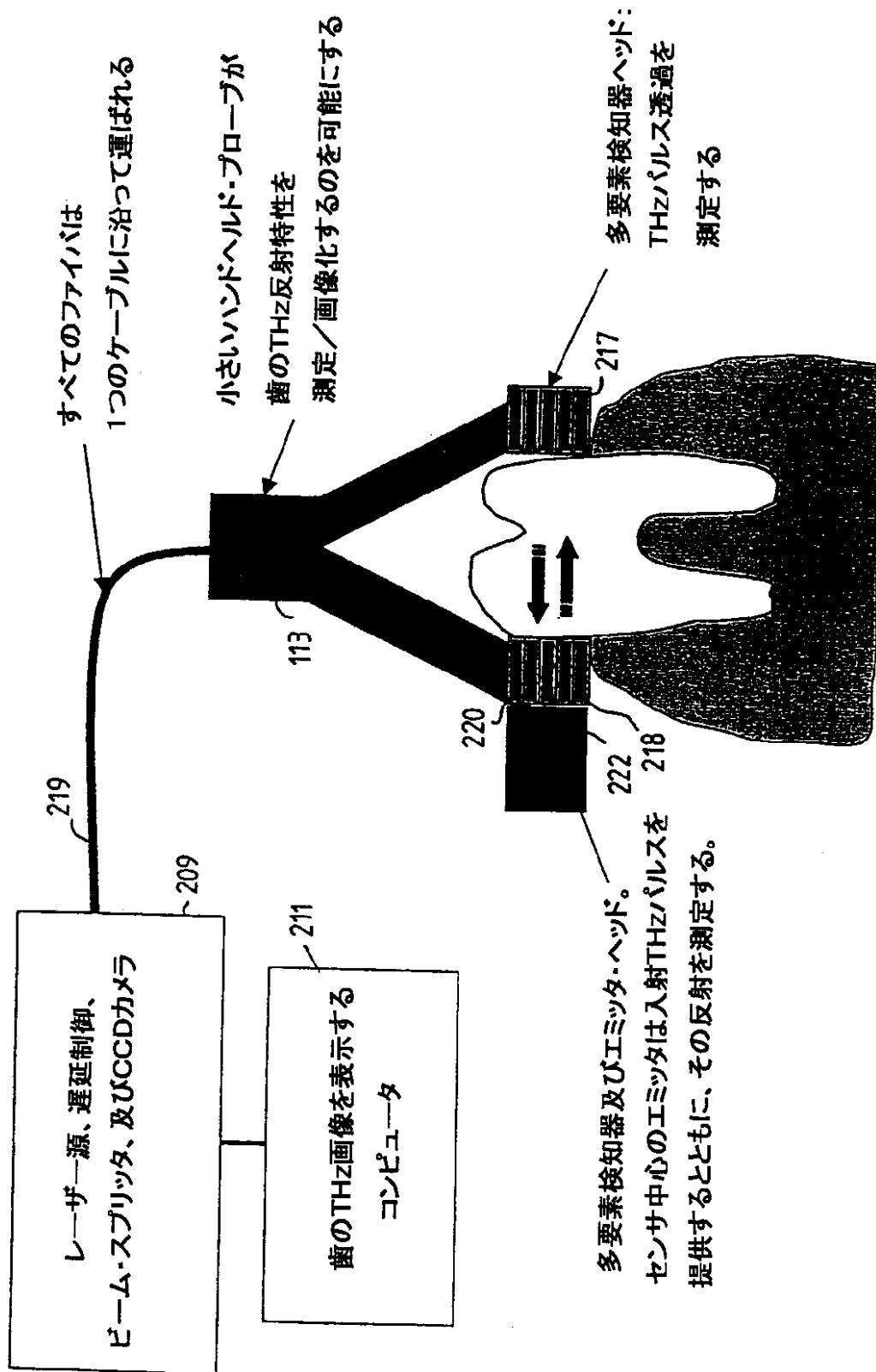


【図22A】

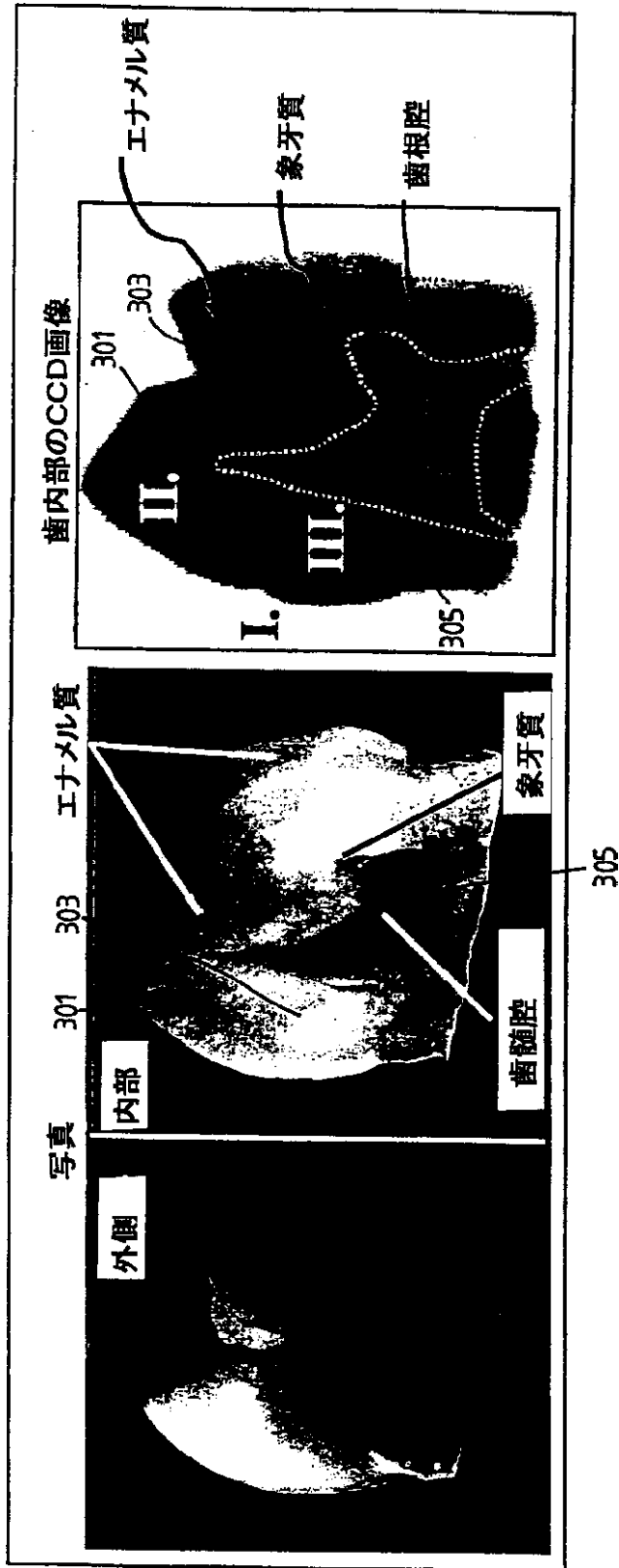
小さいハンドヘルド・プローブが
歯のTHz反射特性を
測定／画像化するのを可能にする



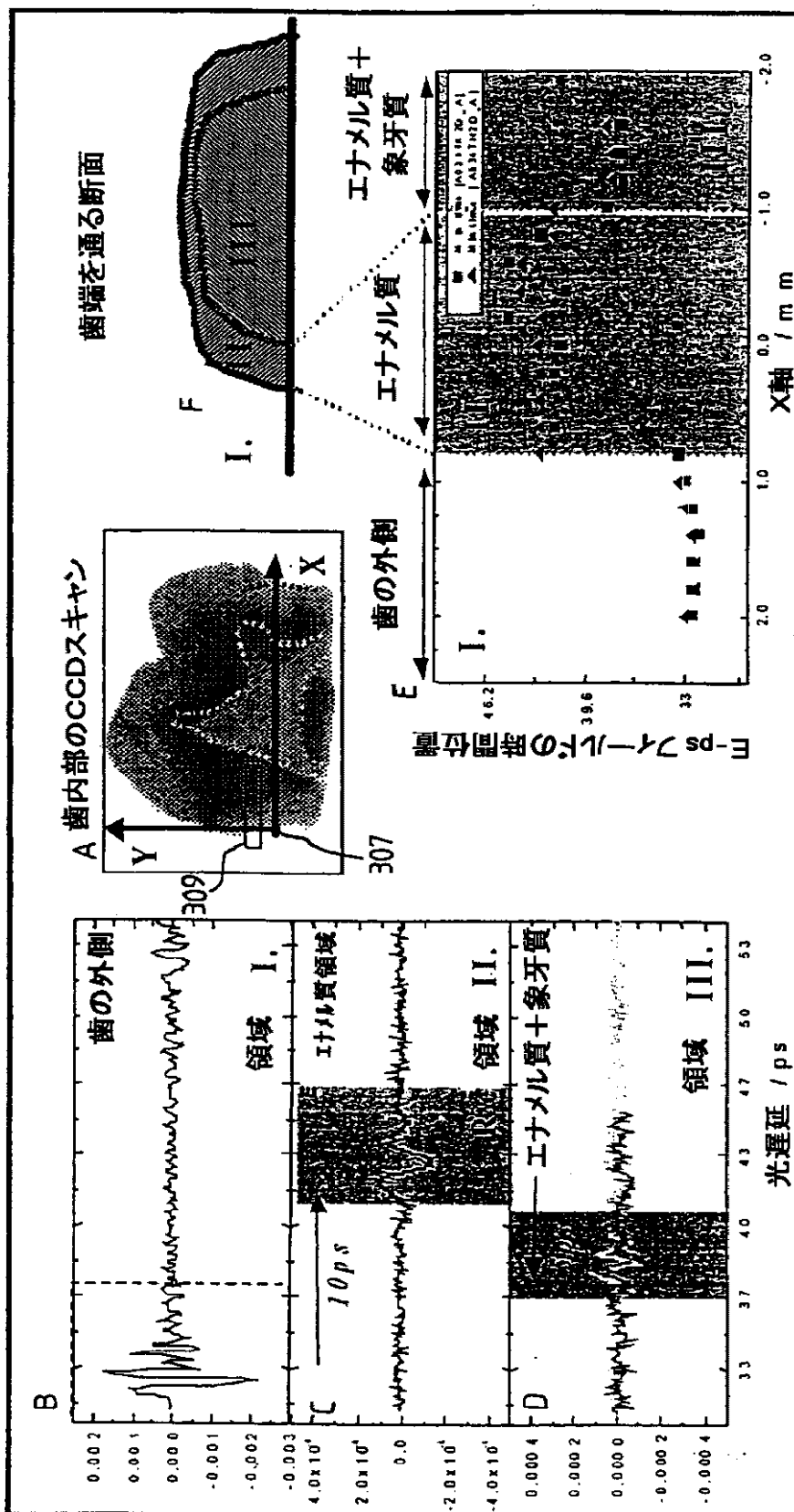
【図22B】



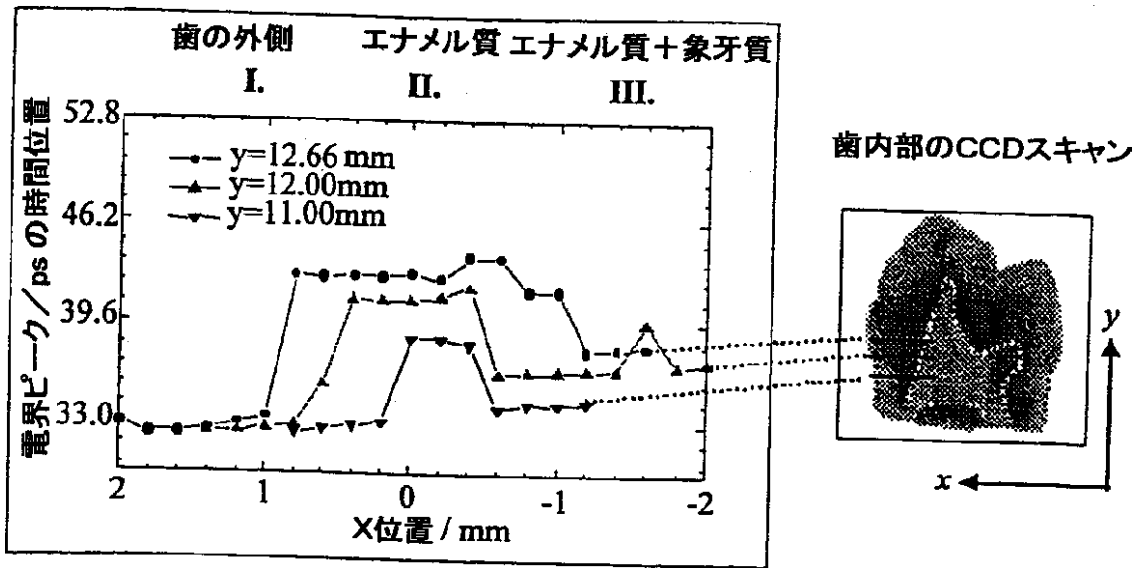
【図23】



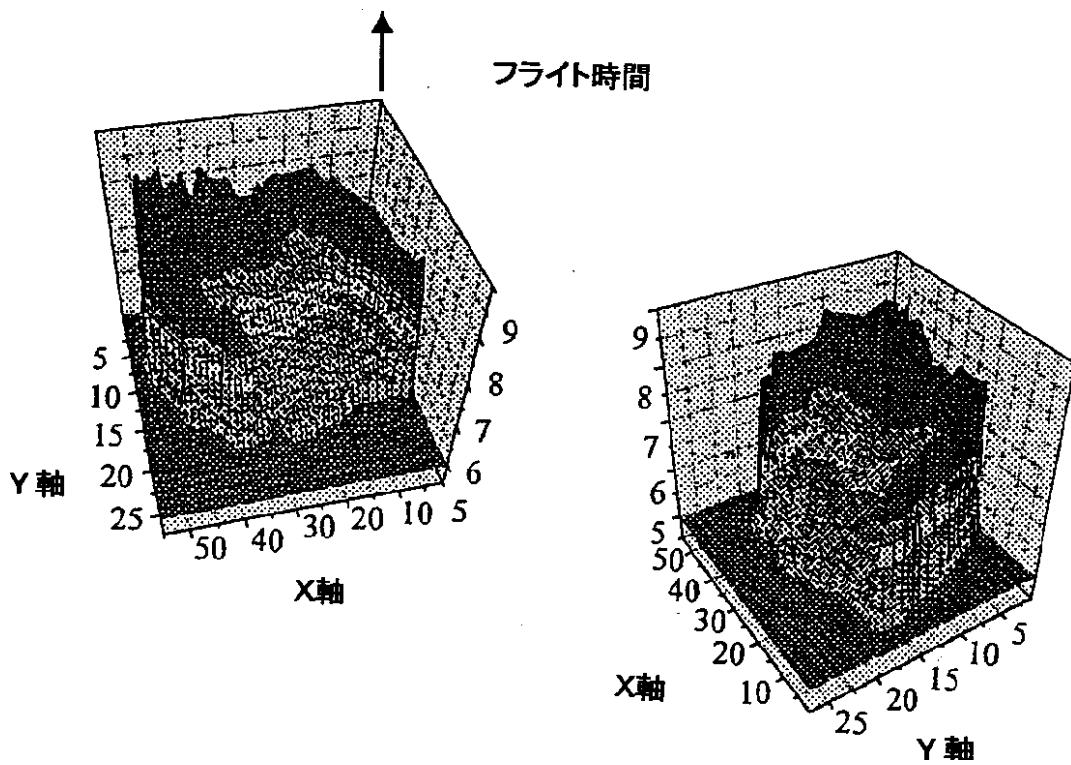
【図24】



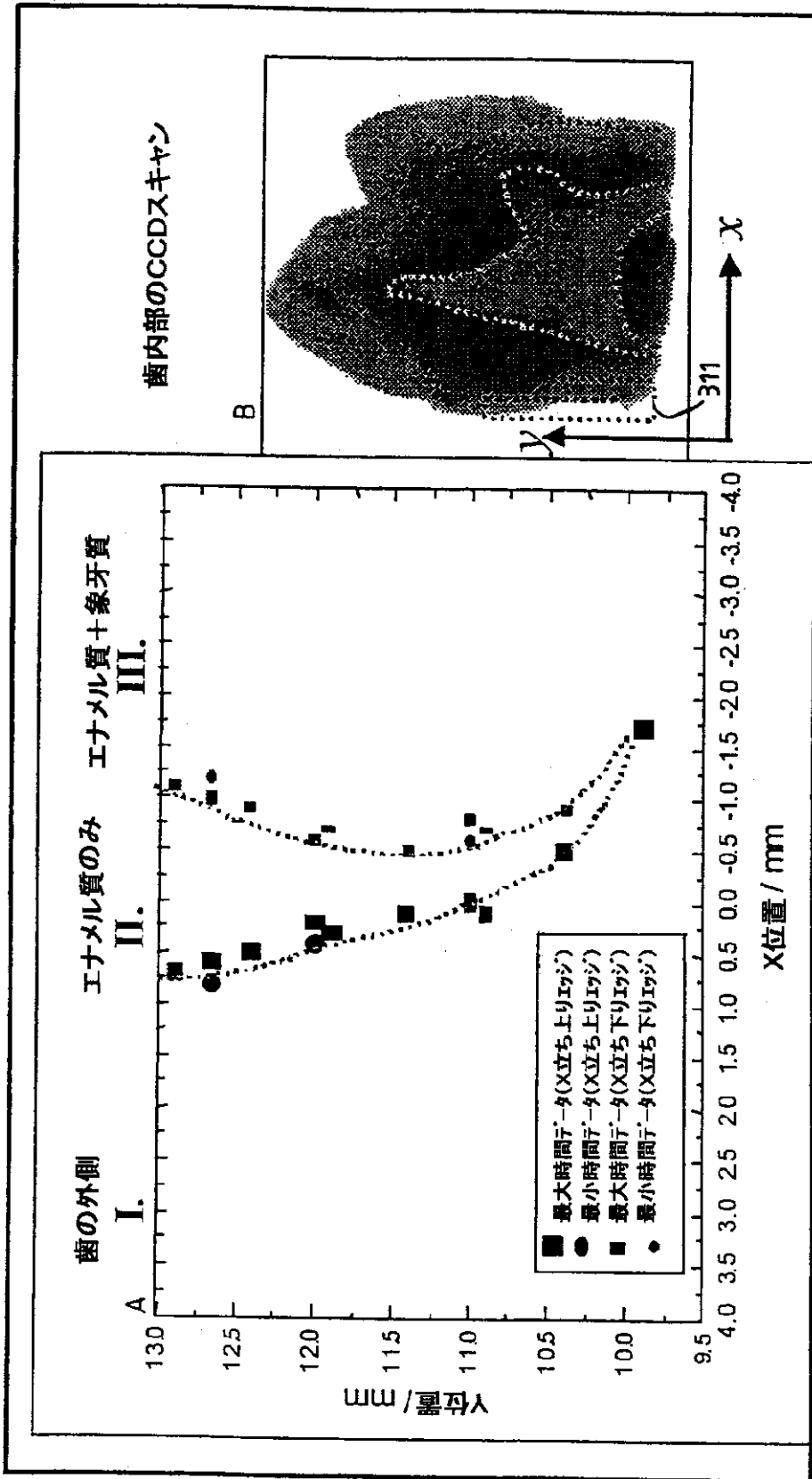
【図25】



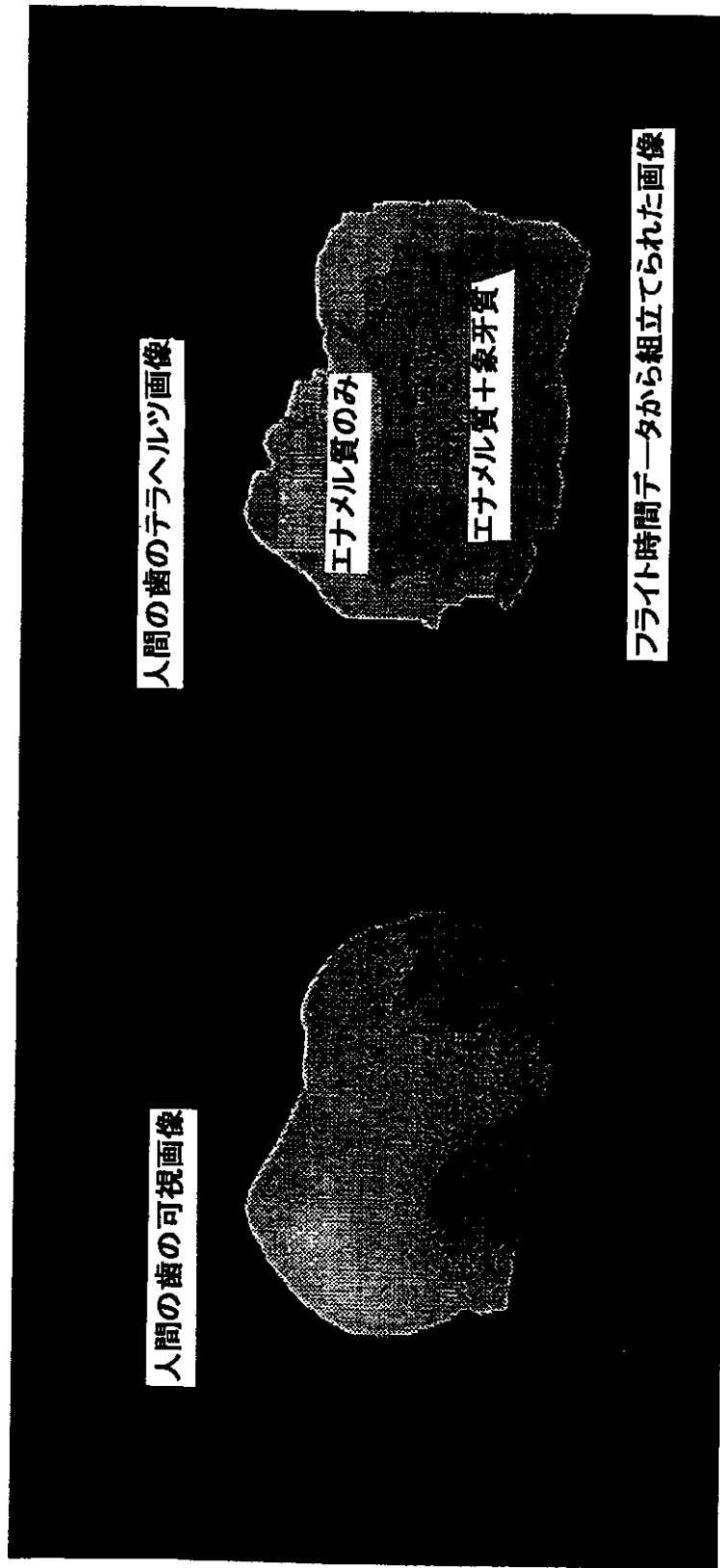
【図26】



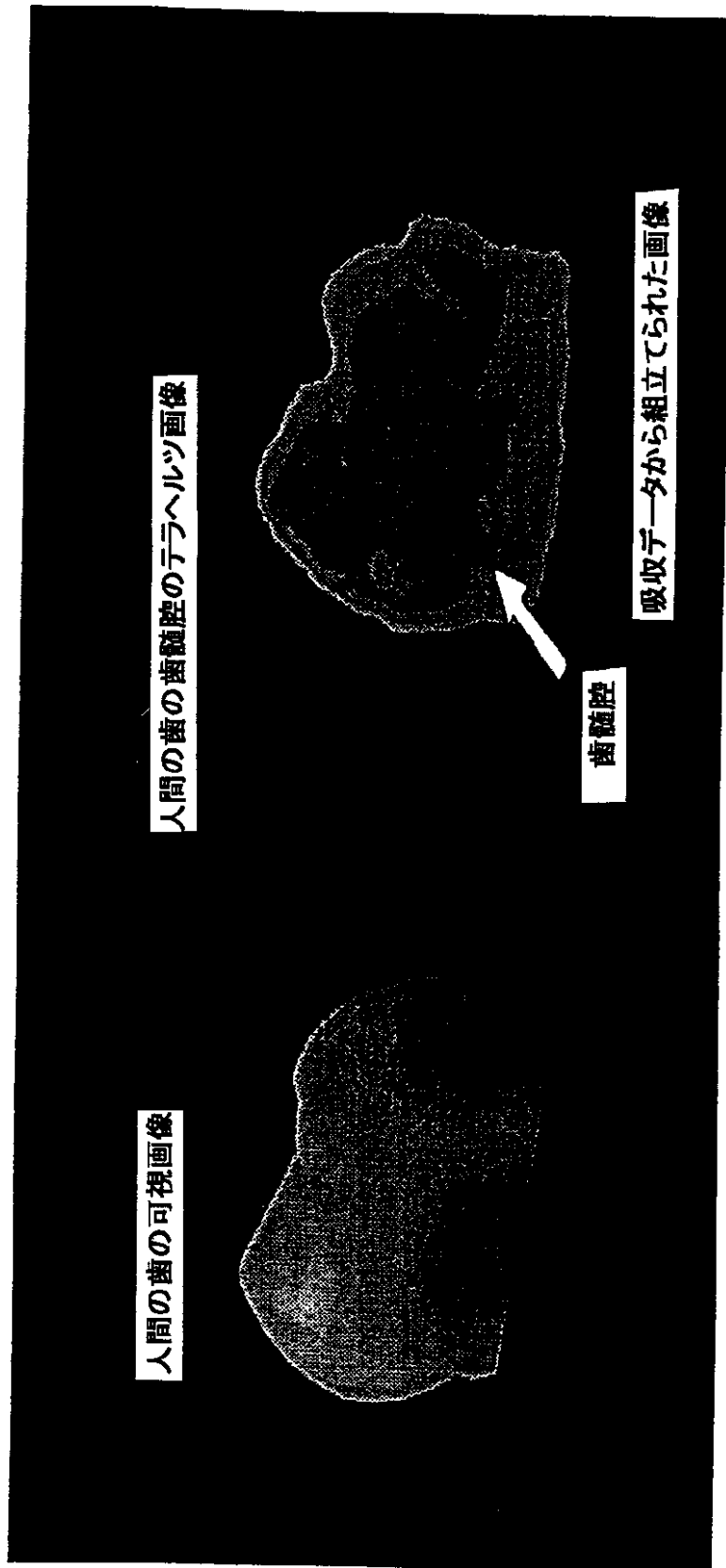
【図27】



【図28】

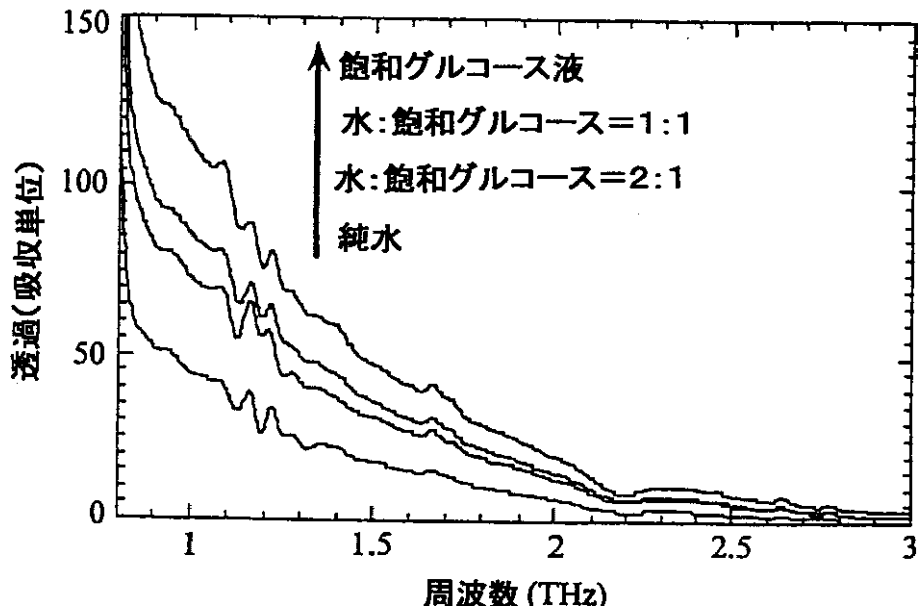


【図29】



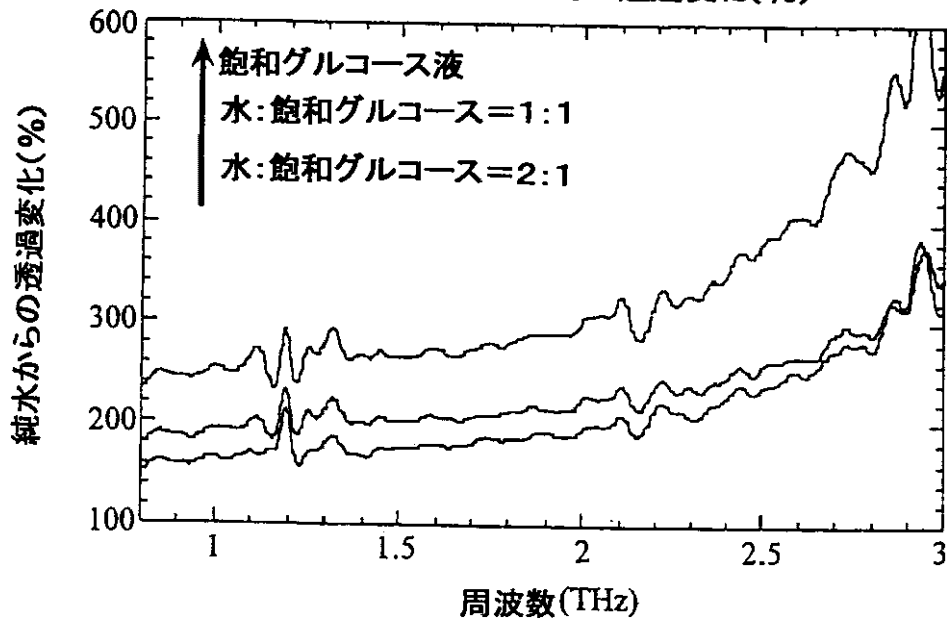
【図30A】

異なる割合で水と混合された飽和グルコース液



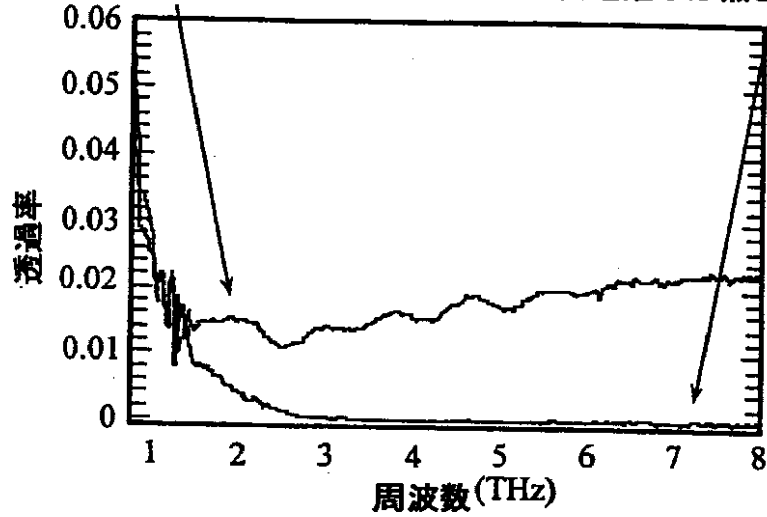
【図30B】

水にグルコースを加えた時の透過変化(%)



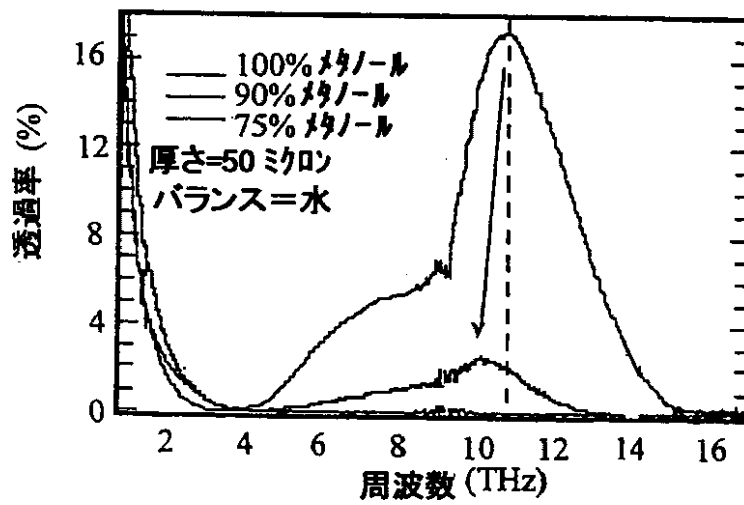
【図31】

— 新しく生まれた子牛の血清; 12時間; 細菌増殖有り
— 新しく生まれた子牛の血清;
試験管から取り除かれて30分、細菌増殖ほぼ無し



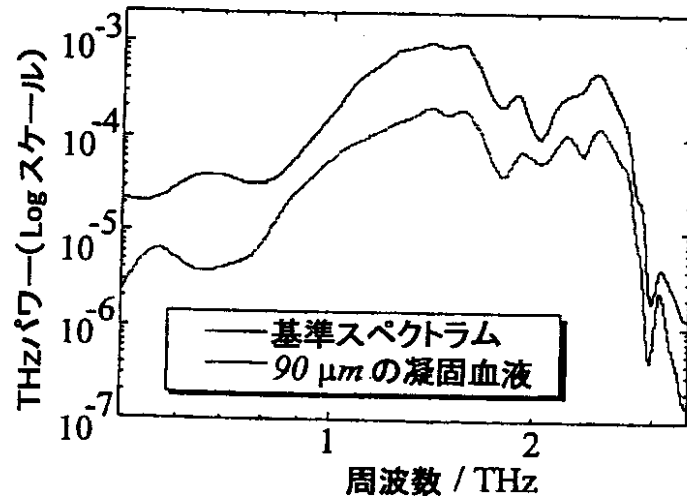
【図32】

メタノールと水の透過比較



【図33】

凝固血液を通るTHzパルスの透過スペクトラム

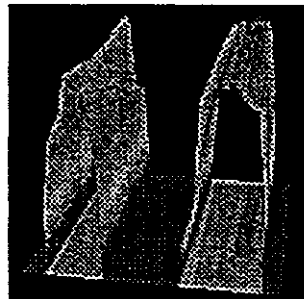


【図34】

2本の骨の例(可視画像)



2本の骨のサンプルを通る3次元THz画像



【手続補正書】特許協力条約第34条補正の翻訳文提出書

【提出日】平成13年8月24日(2001.8.24)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】 サンプルを検査するプローブ・アセンブリであって、
プローブと、該プローブと信号をやりとりする通信手段と、前記サンプルを照らす放射線を発するエミッタと、前記サンプルを透過した若しくは該サンプルから反射された放射線を検知する電磁気放射線検知器とを有し、

前記エミッタが、入力放射線で照らされると該入力放射線とは異なる周波数の放射線を発する周波数変換部を有し、

前記エミッタ若しくは前記検知器のうちの少なくとも1つが、前記プローブ内に配置されているプローブ・アセンブリ。

【請求項2】 請求項1記載のプローブ・アセンブリであって、前記エミッタは、前記プローブ内に配置され、前記通信手段は前記周波数変換手段を照らすための入力放射線を前記エミッタに供給することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項3】 請求項1記載のプローブ・アセンブリであって、前記検知器は、この検知された放射線と異なる波長を有する放射線によって前記プローブ外へ送信されている該検知された放射線からの前記プローブ情報内に配置されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項4】 請求項1乃至3のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記入力放射線は少なくとも1つのパルス放射線ビームを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項5】 請求項1乃至3のいずれか一記載のプローブ・アセンブリ

であって、

前記入力放射線は少なくとも1つのほぼ連続的な放射線ビームを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項6】 請求項5記載のプローブ・アセンブリであって、

前記ほぼ連続的な放射線ビームは少なくとも2つの目立たない周波数を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項7】 請求項5記載のプローブ・アセンブリであって、

前記ほぼ連続的な放射線ビームは複数の目立たない周波数を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項8】 請求項1乃至7のいずれか一記載のプローブ・アセンブリ

であって、

前記プローブは0.1THz～84THzの範囲の中の少なくとも1つの周波数で放射線を発するように構成されることを特徴とするプローブ・アセンブリ

。

【請求項9】 請求項1乃至8のいずれか一記載のプローブ・アセンブリ

であって、

前記エミッタは0.1THz～84THzの範囲の中の複数の周波数を発するように構成されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項10】 請求項1乃至9のいずれか一記載のプローブ・アセンブリ

であって、

前記エミッタは複数の目立たない周波数を有するほぼ連続的な放射線ビームを発するように構成されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項11】 請求項1乃至10のいずれか一記載のプローブ・アセンブリ

であって、

前記入力放射線は600nm～2μmの範囲の中の少なくとも1つの波長を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項12】 請求項1乃至11のいずれか一記載のプローブ・アセンブリ

であって、

前記周波数変換部は光学的に非線形な部分を有することを特徴とするプローブ

・アッセンブリ。

【請求項13】 請求項14記載のプローブ・アッセンブリであって、
前記周波数変換部は、LiIO₃、NH₄H₂PO₄、ADP、KH₂PO₄、KH₂AsO₄、石英、AlPO₄、ZnO、CdS、GaP、GaAs、BaTiO₃、LiTaO₃、LiNbO₃、Te、Se、ZnTe、ZnSe、Ba₂NaNb₅O₁₅、AgAsS₃、淡紅銀鉱、CdSe、CdGeAs₂、AgGaSe₂、AgSbS₃、ZnS、DAST(4-N-methylstilbazolum)、又はSi、の中の少なくとも1つを有することを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項14】 請求項1乃至13のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記周波数変換部には、該周波数変換部内のすべての点において前記入力放射線と前記発せられた放射線との少なくとも1つのうなり振動数の放射線位相を一致させるように構成された位相マッチング手段が備えられていることを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項15】 請求項1乃至11のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記周波数変換部は、光導電エミッタを有することを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項16】 請求項15記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記光導電エミッタは、低温GaAs、半絶縁GaAs、サファイア上のシリコン、半絶縁InGaAs、低温InGaAs、半絶縁InP、又はAsが埋め込まれたGaAsを有することを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項17】 請求項15又は16記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記周波数変換部は、p-i-n型構造を有することを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項18】 請求項1乃至17のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記エミッタは、更に、前記周波数変換部上に前記入力放射線を集束させるレンズを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項19】 請求項1乃至20のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記入力放射線が前記エミッタから発せられたビームと共に透過されることを防ぐためのフィルタが設けられることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項20】 請求項1乃至19のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記通信手段は光ファイバ・ケーブルを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項21】 請求項20記載のプローブ・アセンブリであって、

前記通信手段は、光ファイバ・ケーブルを有し、

該光ファイバ・ケーブルは、該ファイバによって搬送される放射線に正の分散効果を有する一セクションと負の分散効果を有する別のセクションとの少なくとも2つのセクションを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項22】 請求項1乃至21のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブには、負の分散効果を提供する分散シフト手段が備えられていることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項23】 請求項1乃至22のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知器は非線形結晶を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項24】 請求項1乃至23のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知器部は、 LiIO_3 、 $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ 、 ADP 、 KH_2PO_4 、 KH_2AsO_4 、石英、 AlPO_4 、 ZnO 、 CdS 、 GaP 、 GaAs 、 BaTiO_3 、 LiTaO_3 、 LiNbO_3 、 Te 、 Se 、 ZnTe 、 ZnSe 、 $\text{Ba}_2\text{NaNb}_5\text{O}_{15}$ 、 AgAsS_3 、淡紅銀鉱、 CdSe 、 CdGeAs_2 、 AgGaSe_2 、 AgSbS_3 、 ZnS 、 DAST (4-N-methylsti

11bazonium)、又はSi、の中の少なくとも1つを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項25】 請求項1乃至19のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知器は、光導電検知器を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項26】 請求項25記載のプローブ・アセンブリであって、

前記光導電検知器は、低温GaAs、半絶縁GaAs、サファイア上のシリコン、半絶縁InGaAs、低温InGaAs、半絶縁InP、又はAsが埋め込まれたGaAsを有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項27】 請求項25又は26記載のプローブ・アセンブリであって、

前記光導電検知器は、p-i-n型構造を有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項28】 請求項1乃至27のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知器は、前記プローブ内に配置され、

この検知された放射線からの情報は該検知された放射線と異なる波長を有する放射線によって前記プローブ外へ送信されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項29】 請求項28記載のプローブ・アセンブリであって、

前記放射線は、前記プローブ外へ送信される前に偏光されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項30】 請求項1乃至29のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知された放射線内の情報は、該検知された放射線と異なる周波数の放射線へ転送され、

該放射線は検知器放射線供給手段によって前記検知器に供給されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項31】 請求項1乃至30のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記プローブ内にCCDアレイが備えられることを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項32】 請求項1乃至31のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記検知器は所定の周波数の放射線を検知することを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項33】 請求項1乃至32のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記検知器は複数の周波数を検知するように構成されることを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項34】 請求項33記載のプローブ・アッセンブリであって、
前記複数の周波数は複数の区別可能な周波数であることを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項35】 請求項33記載のプローブ・アッセンブリであって、
前記複数の周波数は一周波数帯域であることを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項36】 請求項1乃至35のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記プローブは前記検知器が前記サンプルによって透過された放射線を検知するように構成されることを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項37】 請求項1乃至36のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記プローブは前記検知器が前記サンプルから反射された放射線を検知するように構成されることを特徴とするプローブ・アッセンブリ。

【請求項38】 請求項1乃至37のいずれか一記載のプローブ・アッセンブリであって、

前記プローブは人体内若しくは動物体内に挿入されるように構成されることを

特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項39】 請求項1乃至38のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブはキーホール手術において用いられるように構成されることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項40】 請求項1乃至39のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブの幅は最大で10mmであることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項41】 請求項1乃至40のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記サンプルの画像を生成する画像化手段を更に有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項42】 請求項1乃至41のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記検知された放射線から前記サンプルの組成に関する情報を求める組成分析手段を更に有することを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項43】 請求項1乃至42のいずれか一記載のプローブ・アセンブリであって、

前記プローブには歯締め付け装置が備えられていることを特徴とするプローブ・アセンブリ。

【請求項44】 虫歯を検知する方法であって、

(a) 0.1THz～84THzの範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らし、

(b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得し、

(c) 該画像データを処理して該歯に虫歯が存在するかを判定する方法。

【請求項45】 請求項44記載の方法であって、

前記工程(c)において、前記データは初期齲蝕の存在を判定するために処理されることを特徴とする方法。

【請求項46】 請求項44又は45記載の方法であって、前記工程(c)において、前記データは二次齲蝕の存在を判定するために処理されることを特徴とする方法。

【請求項47】 歯における歯周病を検知する方法であって、
(a) 0.1THz～84THzの範囲の中から選択された複数の周波数を有する放射線ビームで歯を支える骨を照らし、
(b) 該骨からの放射線を検知して画像データを取得し、
(c) 該画像データを処理して歯周病が存在するかを判定する方法。

【請求項48】 歯の歯髄腔内への血流を検知する方法であって、
(a) 0.1THz～84THzの範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らし、
(b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得し、
(c) 該画像データを処理して該歯の歯髄腔内への血流を判定する方法。

【請求項49】 請求項44乃至48のいずれか一記載の方法であって、前記工程(c)において、前記データは前記歯若しくは骨の屈折率を求めるために処理されることを特徴とする方法。

【請求項50】 請求項44乃至48のいずれか一記載の方法であって、前記工程(c)におけるデータは前記歯若しくは骨の吸収率を求めるために処理されることを特徴とする方法。

【請求項51】 請求項44乃至48のいずれか一記載の方法であって、前記工程(c)におけるデータは前記歯のエナメル質密度を求めるために処理されることを特徴とする方法。

【請求項52】 請求項44乃至48のいずれか一記載の方法であって、前記工程(c)におけるデータは前記歯の水分含有量を求めるために処理されることを特徴とする方法。

【請求項53】 請求項44乃至48のいずれか一記載の方法であって、前記工程(c)におけるデータは前記エナメル質の気孔率を求めるために処理されることを特徴とする方法。

【請求項54】 請求項44乃至48のいずれか一記載の方法であって、

前記工程(c)におけるデータは細菌の存在を判定するために処理されることを特徴とする方法。

【請求項55】 請求項44乃至48のいずれか一記載の方法であって、前記工程(c)は、

前記歯若しくは骨からの放射線を該歯若しくは骨を通っていない放射線と比較し、

前記歯若しくは骨を通った放射線と該歯若しくは骨を通っていない放射線との間の遅延を計算し、

前記歯若しくは骨の異なる点に対して前記遅延をプロットすることを特徴とする方法。

【請求項56】 請求項44乃至48のいずれか一記載の方法であって、前記工程(a)は、

0.1THz～84THzの範囲の中から選択された複数の周波数を有する歯を照らすことを特徴とする方法。

【請求項57】 歯における虫歯を画像化する装置であって、

(a) 0.1THz～84THzの範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らす手段と、

(b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得する手段と、

(c) 該画像データを処理して該歯に虫歯が存在するかを判定する手段とを有する装置。

【請求項58】 歯における歯周病を画像化する装置であって、

(a) 0.1THz～84THzの範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を支える骨を照らす手段と、

(b) 該骨からの放射線を検知して画像データを取得する手段と、

(c) 該画像データを処理して歯周病の存在を判定する手段とを有する装置

。

【請求項59】 歯の歯髄腔内への血流を画像化する装置であって、

(a) 0.1THz～84THzの範囲の中の少なくとも1つの周波数を有する放射線ビームで歯を照らす手段と、

(b) 該歯からの放射線を検知して画像データを取得する手段と、

(c) 該画像データを処理して該歯の歯髄腔内への血流を判定する手段とを有する装置。

【請求項60】 請求項57乃至59のいずれか一記載の装置であって、
前記画像データを処理する手段は、前記歯若しくは骨からの放射線を該歯若しくは骨を通っていない放射線と比較し、

計算手段は、前記歯若しくは骨を通った放射線と該歯若しくは骨を通っていない放射線との間の遅延を計算し、

プロット手段は、前記歯若しくは骨の異なる点に対して前記遅延をプロットすることを特徴とする装置。

【請求項61】 請求項57乃至60のいずれか一記載の装置であって、
前記歯若しくは骨を照らす手段と前記歯若しくは骨からの放射線を検知する手段とが人体若しくは動物体に置かれ得るプローブに配置されることを特徴とする装置。

【請求項62】 請求項57乃至61のいずれか一記載の装置であって、
前記歯を照らす手段は、0.1THz～84THzの範囲の中から選択された複数の周波数を有する放射線ビームで該歯を照らすように構成されることを特徴とする装置。

【請求項63】 図1乃至図15Bのいずれかを参照して説明されたプローブ・アセンブリ。

【請求項64】 添付図面のいずれかを参照して説明された歯における虫歯を検知する方法。

【請求項65】 添付図面のいずれかを参照して説明された歯の歯髄腔内への血流を検知する方法。

【請求項66】 添付図面のいずれかを参照して説明された歯周病を検知する方法。

【請求項67】 添付図面のいずれかを参照して説明された虫歯を検知する装置。

【請求項68】 添付図面のいずれかを参照して説明された歯周病を検知す

る装置。

【請求項69】 添付図面のいずれかを参照して説明された歯の歯髄腔内への血流を検知する方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Intern. Application No. PCT/GB 00/02849		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC, COMPENDEX, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 864 298 A (EGAWA CORP) 16 September 1998 (1998-09-16)	1,2, 5-14,23, 26,27, 33-41, 44,46, 47,50, 59-61, 64,65
A	column 6, line 32 -column 8, line 1 column 11, line 43 - line 55 column 12, line 9 - line 10 column 12, line 52 - line 55 column 13, line 16 - line 20 column 13, line 57 -column 14, line 24 --- -/-	3,4,16, 22,31,32
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
* Special categories of cited documents:		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
E earlier document but published on or after the international filing date		*X* document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		*Y* document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*Z* document member of the same patent family
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 13 November 2000	Date of mailing of the international search report 27/11/2000	
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nt, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Knüpling, M	

1

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/GB 00/02849
--

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	HOSHI N ET AL: "STUDY ON DIAGNOSIS FOR TOOTH USING MILLIMETER-WAVES" IEEE MTT-S INTERNATIONAL MICROWAVE SYMPOSIUM DIGEST,US,NEW YORK, NY: IEEE, 7 June 1998 (1998-06-07), pages 759-762, XP000822099 ISBN: 0-7803-4472-3	47-49, 52-55, 59-61,65
A	sections "INTRODUCTION", "MEASUREMENT OF CHARACTERISTICS" and "EXPERIMENTS UP TO W-BAND"	1-3
A	ARNONE D ET AL.: "Applications of Terahertz (THz) Technology to Medical Imaging" PROCEEDINGS OF THE SPIE-THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, vol. 3828, June 1999 (1999-06), pages 209-219, XP000964528 section 2 "Description of TPI" page 216 -page 217	1-3,5,6, 10,11, 13-15, 21,26, 27,31, 33-41, 44,47, 50-56, 58-65
A	WO 98 52460 A (COLLES MICHAEL JOHN; MEDICAL LASER TECHNOLOGIES LIM (GB)) 26 November 1998 (1998-11-26) page 4, line 11 - line 14 page 8, line 11 - line 26 page 9, line 16 -page 10, line 11 page 10, line 35 -page 11, line 3	1-4, 10-12, 22,23, 34-41, 44,45, 47,48, 50,51, 53, 59-62, 64,65
A	EP 0 438 353 A (FUJI OPTICAL SYSTEMS) 24 July 1991 (1991-07-24) column 1, line 30 - line 34 column 4, line 15 - line 29 column 5, line 3 - line 23 column 7, line 20 - line 27	1-4,23, 34, 39-42, 44,47, 50,51, 60-62,64
	-/--	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/GB 00/02849

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	ZHANG X -C: "Generation and detection of pulsed microwave signals by THz optoelectronics" 1997 SBMO/IEEE MTT-S INTERNATIONAL MICROWAVE AND OPTOELECTRONICS CONFERENCE. 'LINKING TO THE NEXT CENTURY'. PROCEEDINGS, NATAL, BRAZIL, 11-14 AUG. 1997, vol. 1, 1997, pages 215-220, XP002152659 New York, USA the whole document	1-3,5,6, 10-15, 17,18, 21, 26-29, 31, 33-40, 44,47, 50,51, 60-62
A	SCHMITT J M ET AL: "OPTICAL DETERMINATION OF DENTAL PULP VITALITY" IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, US, IEEE INC. NEW YORK, vol. 38, no. 4, 1 April 1991 (1991-04-01), pages 346-352, XP000235764 ISSN: 0018-9294 sections "I. Introduction" and "II. Tooth Plethysmography"	1-3,12, 13,23, 28, 35-40, 47,50, 51, 60-62, 64,65
A	US 5 862 287 A (GALVANAUSKAS ALMANTAS ET AL) 19 January 1999 (1999-01-19) column 1, line 28 - line 31 column 7, line 61 -column 8, line 22	1-3,12, 13,23-25

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/SA/ 210

Continuation of Box I.2

Claims Nos.: 66-72

The subject matter of claims 66-72 is defined by reference to the description and drawings which is not allowed by the PCT (see Rule 6.2 PCT). The claims do not define any clear structural features or limitations. Consequently, the scope of the claim is not clear (see Article 6 PCT) and a meaningful search is not possible (see Article 17 PCT).

The applicant's attention is drawn to the fact that claims, or parts of claims, relating to inventions in respect of which no international search report has been established need not be the subject of an international preliminary examination (Rule 66.1(e) PCT). The applicant is advised that the EPO policy when acting as an International Preliminary Examining Authority is normally not to carry out a preliminary examination on matter which has not been searched. This is the case irrespective of whether or not the claims are amended following receipt of the search report or during any Chapter II procedure.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/GB 00/02849

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0864298 A	16-09-1998	JP 10323359 A JP 10337296 A	08-12-1998 22-12-1998
WO 9852460 A	26-11-1998	AU 7543398 A EP 0984717 A	11-12-1998 15-03-2000
EP 0438353 A	24-07-1991	US 5051823 A AU 639741 B AU 6946091 A CA 2034394 A JP 6000158 A	24-09-1991 05-08-1993 25-07-1991 19-07-1991 11-01-1994
US 5862287 A	19-01-1999	DE 19755361 A JP 10186424 A	18-06-1998 14-07-1998

フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト' (参考)
G 0 1 N 21/35		A 6 1 C 19/04	Z

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(72)発明者 シースラ, クレイグ マイケル
イギリス国, ケンブリッジ シービー 4
0 ダブリュジー, ミルトン・ロード, ケンブリッジ・サイエンス・パーク 302
/ 304, テラビュー・リミテッド内

F ターム(参考) 2G059 AA05 BB12 CC09 CC16 EE01
EE02 EE11 FF01 GG01 GG03
GG04 GG06 HH01 HH02 JJ11
JJ17 JJ19 JJ20 JJ22 KK04
MM08 MM09 PP04
4C052 NN04 NN11

专利名称(译)	辐射探头和龋齿检测		
公开(公告)号	JP2003505130A	公开(公告)日	2003-02-12
申请号	JP2001511811	申请日	2000-07-24
申请(专利权)人(译)	Terabyu有限公司		
[标]发明人	アーノンドナルドドミニク シースラクレイグマイケル		
发明人	アーノン,ドナルドドミニク シースラ,クレイグマイケル		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/04 A61B5/00 A61B6/14 A61B10/00 A61C19/04 G01N21/27 G01N21/35 G01N21/49 G01N21/59		
CPC分类号	A61B5/0088 A61B1/042 A61B5/417 A61B6/145 A61B2562/0238 A61B2562/085 G01N21/3563 G01N21/3577 G01N21/3581 G01N21/49 G01N21/59		
FI分类号	A61B10/00.B G01N21/17.625 G01N21/27.A G01N21/35.A G01N21/35.Z A61C19/04.Z		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/CC09 2G059/CC16 2G059/EE01 2G059/EE02 2G059/EE11 2G059/FF01 2G059/GG01 2G059/GG03 2G059/GG04 2G059/GG06 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/JJ19 2G059/JJ20 2G059/JJ22 2G059/KK04 2G059/MM08 2G059/MM09 2G059/PP04 4C052/NN04 4C052/NN11		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	1999017407 1999-07-23 GB		
其他公开文献	JP4391714B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于检查样本(1)的探针组件,包括:探针(13);用于与探针(13)交换信号的通信装置(9、11);以及用于发射照射样本(1)的辐射的发射器(9)。)和电磁辐射检测器(13),用于检测透过样品(1)或从样品(1)反射的辐射。发射器(9)具有变频器,当被输入辐射照射时,该变频器发射的频率与输入辐射的频率不同。发射器或检测器中的至少一个位于探针内。该探头特别用于内窥镜或牙齿成像。本发明还涉及一种用于对牙齿成像的方法和一种用于对诸如患龋齿或牙周疾病的风险的生病牙齿成像的设备的装置。

