

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-536620

(P2004-536620A)

(43) 公表日 平成16年12月9日(2004.12.9)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/08

F I

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 55 頁)

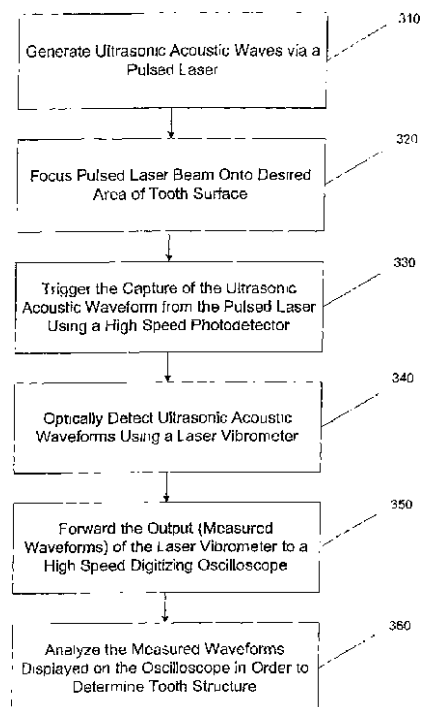
(21) 出願番号	特願2002-555689 (P2002-555689)	(71) 出願人	500493067
(86) (22) 出願日	平成14年1月10日 (2002.1.10)		ザ ジョンズ ホプキンス ユニバーシテ
(85) 翻訳文提出日	平成15年7月11日 (2003.7.11)		イ
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/001138		アメリカ合衆国、メリーランド州 212
(87) 国際公開番号	W02002/054948		18, ボルティモア、サーティーフォース
(87) 国際公開日	平成14年7月18日 (2002.7.18)		アンド チャールズ ストリーツ (番地
(31) 優先権主張番号	60/261,090		なし)
(32) 優先日	平成13年1月11日 (2001.1.11)	(74) 代理人	100080034
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 原 謙三
		(74) 代理人	100113701
			弁理士 木島 隆一
		(74) 代理人	100116241
			弁理士 金子 一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 レーザー超音波を使用した歯構造の診断

(57) 【要約】

短パルスレーザーによって生成される、高周波数で高度に局在化された超音波（音波）を基礎とした、歯の内部構造を診断する手段である。従来の接触媒質手法に比較すると、レーザー超音波は、性質が非接触性かつ非侵襲性であり、なんら特別な歯表面調製を必要としない。超音波の光学干渉計検知は、非常に小さい検知フットプリントを取得するための、相補的な非破壊的かつ非接触性の手段を提供する。レーザー超音波と光学干渉計検知の組み合わせにより、歯内の象牙質にある死管領域に対してと同じく、エナメル質／象牙質、象牙質／歯髄、および象牙質／セメント質界面に対して感受性のある、歯健康状態のインピボ診断が可能になる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ビームを放射するパルスレーザーを使用して、超音波を生成する手段と、
歯表面における所望の領域に、パルスレーザーのビームを焦点化して、バルク内および歯構造表面上に、上記超音波を生成する手段と、
光学干渉計検知手段を用いて、上記歯構造内および上記歯構造表面上に生成された上記音波形を光学的に検知する手段と、
上記歯の内部および表面構造を診断するために、検知された上記音波形を処理する、レーザー超音波を使用した歯構造の診断方法。

【請求項 2】

上記パルスレーザーは、短パルスのCO₂レーザーを構成する、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 3】

上記パルスレーザーは、歯構造の吸収領域で動作する短パルスレーザーを構成する、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 4】

上記パルスレーザーは、上記歯表面に配置された薄膜の吸収領域で動作する短パルスレーザーを構成する、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 5】

上記光学干渉計検知手段は、レーザー干渉計を構成する、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 6】

上記光学干渉計検知手段は、ファブリー・ペロー干渉計を構成する、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 7】

上記光学干渉計検知手段は、マッハ・ゼンダー干渉計を構成する、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 8】

上記光学干渉計検知手段は、光屈折性干渉計を構成する、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 9】

上記光学干渉計検知手段は、強度フィードバック干渉計を構成する、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 10】

測定は、上記パルスレーザーと上記光学干渉計検知手段とが、上記歯の反対側にある中央配置において行われる、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 11】

測定は、上記パルスレーザーと上記光学干渉計検知手段とが、上記歯の反対側にある非中央配置において行われる、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 12】

測定は、上記パルスレーザーと上記光学干渉計検知手段とが、上記歯と同じ側にある状態で行われる、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 13】

上記パルスレーザーの出力をサンプル化する高速光検出器を使用して、歯構造内の音波の検知を引き起こす手段をさらに構成する、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 14】

上記処理工程は、
上記光学干渉計検知手段によって検知された上記音波を、オシロスコープに転送する手段と、
上記オシロスコープに存在する、波形内にある到達時間と波先振幅を解析する手段とを備える、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 15】

10

20

30

40

50

上記歯表面はなんら特別な調整を必要としない、請求項 1 に記載された方法。

【請求項 16】

上記パルスレーザーのビームは、レンズ装置を介して歯表面上に焦点化される、請求項 15 に記載された方法。

【請求項 17】

超音波のビームを生成するパルスレーザーと、
パルスレーザーのビームを、歯表面における所望の領域に焦点化し、バルク内および歯構造表面上に超音波を生成するレンズと、
上記歯構造内および上記歯構造表面上に生成された上記音波を光学的に検知する、光学干渉計検知手段と、
上記歯の内部および表面構造を診断するため、検知された上記音波を処理するオシロスコープとを備える、レーザー超音波を使用して歯構造を診断する装置。

10

【請求項 18】

上記パルスレーザーは、短パルスの CO_2 レーザーを構成することを特徴とする、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 19】

上記パルスレーザーは、歯構造の吸収領域で動作する短パルスレーザーを構成する、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 20】

上記パルスレーザーは、上記歯表面に配置された薄膜の吸収領域で動作する短パルスレーザーを構成する、請求項 17 に記載の装置。

20

【請求項 21】

上記光学干渉計検知手段は、レーザー干渉計を構成する、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 22】

上記光学干渉計検知手段は、ファブリー・ペロー干渉計を構成する、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 23】

上記光学干渉計検知手段は、マッハ・ゼンダー干渉計を構成する、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 24】

上記光学干渉計検知手段は、光屈折性干渉計を構成する、請求項 17 に記載の装置。

30

【請求項 25】

上記光学干渉計検知手段は、強度フィードバック干渉計を構成する、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 26】

測定は、上記パルスレーザーと上記光学干渉計検知手段とが、上記歯の反対側にある中央配置において行われる、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 27】

測定は、上記パルスレーザーと上記光学干渉計検知手段とが、上記歯の反対側にある非中央配置において行われる、請求項 17 に記載の装置。

40

【請求項 28】

測定は、上記パルスレーザーと上記光学干渉計検知手段とが、上記歯と同じ側にある状態で行われる、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 29】

上記パルスレーザーの出力をサンプル化する高速光検出器を使用して、歯構造内の音波の検知を引き起こす手段をさらに構成する、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 30】

波形内にある到達時間と波先振幅を解析する処理手段をさらに備える、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 31】

50

上記歯表面はなんら特別な調整を必要としない、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 32】

ビームを放射するパルスレーザー使用して、超音波を生成する手段と、
歯表面における所望の領域に、上記パルスレーザーのビームを焦点化して、バルク内および上記歯構造表面上に、上記超音波を生成する手段とを備える、歯内および歯表面に超音波を生成する方法。

【請求項 33】

パルスレーザーは、短パルスの CO_2 レーザーを構成することを特徴とする、請求項 32 に記載の方法。

【請求項 34】

上記パルスレーザーは、歯構造の吸収領域で動作する短パルスレーザーを構成する、請求項 32 に記載の方法。

【請求項 35】

上記パルスレーザーは、上記歯表面に配置された薄膜の吸収領域で動作する短パルスレーザーを構成する、請求項 32 に記載の方法。

【請求項 36】

上記歯表面はなんら特別な調整を必要としない、請求項 32 に記載の方法。

【請求項 37】

上記パルスレーザーのビームは、レンズ装置を介して歯表面上に焦点化される、請求項 32 に記載の方法。

【請求項 38】

上記光学干渉計検知手段を使用して、歯内および歯表面上にある音波形を光学的に検知する手段と、

上記歯の内部構造を診断するため、検知した上記音波形を処理する手段とを有する、歯内および歯表面上で超音波を検知して処理する方法。

【請求項 39】

上記光学干渉計検知手段は、レーザー干渉計を構成する、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 40】

上記光学干渉計検知手段は、ファブリー・ペロー干渉計を構成する、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 41】

上記光学干渉計検知手段は、マッハ・ゼンダー干渉計を構成する、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 42】

上記光学干渉計検知手段は、光屈折性干渉計を構成する、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 43】

上記光学干渉計検知手段は、強度フィードバック干渉計を構成する、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 44】

上記処理工程は、

上記光学干渉計検知手段によって検知された上記音波を、オシロスコープに転送する手段と、

上記オシロスコープに存在する、波形内の到達時間および波先振幅を解析する手段とを備える、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 45】

超音波のビームを生成するパルスレーザーと、

上記パルスレーザーの上記ビームを、歯表面におけるに所望の領域に焦点化して、上記歯構造内および歯構造表面上に上記超音波を生成するレンズ、とを備える、歯内および歯表面に超音波を生成する装置。

【請求項 46】

上記パルスレーザーは、短パルスのCO²レーザーを構成する、請求項45に記載の装置。

【請求項47】

上記パルスレーザーは、歯構造の吸収領域で動作する短パルスレーザーを構成する、請求項45に記載の装置。

【請求項48】

上記パルスレーザーは、上記歯表面に配置された薄膜の吸収領域で動作する短パルスレーザーを構成する、請求項45に記載の装置。

【請求項49】

上記歯表面はなんら特別な調整を必要としない、請求項45に記載の装置。

10

【請求項50】

歯構造内および歯構造表面上に生成された音波を光学的に検知する、光学干渉計検知手段と、

上記歯の内部および/または上記表面構造を診断するため、検知された上記音波を処理するオシロスコープとを備える、上記歯の内部および上記歯表面上の超音波を検知して処理する装置。

【請求項51】

上記光学干渉計検知手段は、レーザー干渉計を構成する、請求項50に記載の装置。

【請求項52】

上記光学干渉計検知手段は、マッハ・ゼンダー干渉計を構成する、請求項50に記載の装置。

20

【請求項53】

上記光学干渉計検知手段は、光屈折性干渉計を構成する、請求項50に記載の装置。

【請求項54】

上記光学干渉計検知手段は、光屈折性干渉計を構成する、請求項50に記載の装置。

【請求項55】

上記光学干渉計検知手段は、強度フィードバック干渉計を構成する、請求項50に記載の装置。

【請求項56】

波形内にある到達時間と波先振幅を解析する処理手段をさらに備える、請求項50に記載の装置。

30

【発明の詳細な説明】

(関連出願の相互参照)

この出願は、2001年1月11日に提出された米国仮特許出願(名称「レーザー超音波を使用した歯構造の診断」、シリアルナンバーNO. 60/261,090)に関連しており、その仮出願の利益を主張する。

【0001】

(発明の分野)

本発明は、歯構造の診断を援助するための、レーザー超音波の使用に関連した装置と方法である。

40

【0002】

(背景)

軟組織構造、特に、腹部領域、脳、および眼を検査するための超音波の利益は、長い間知られていた。これらの応用では、構造内に音波を生成して検知するため、典型的に1つかそれ以上の音響接触変換器が使用されていた。これらの手順は、比較的大きな寸法が検査される際の、より遅い速度の音波(低周波数の音波が、等しい音波長で使用される)と、軟組織への変換機用の、容易に利用可能な音響接触材料とに、少なくとも歯の検査用に単純化される(軟組織は、硬い歯のエナメル質や象牙質とは異なり、大部分が水で構成され、この水は、非常に効率的な伝達媒質として機能する)。

【0003】

50

従来の超音波技術を、歯の内部構造の検査に適用する試みは、ほとんど成功していなかった。主要な障害の1つは、インピボ測定用の、変換機のための、歯への適切な接触媒質を特定することにあった。適切に接触しないと、音エネルギーを歯に伝達させることは困難である。初期の研究者たちは、軟組織構造とともに、水の使用を試みていたが、結果は確信できるものではなかった。

【0004】

接触の問題は、水を水銀に置き換えることによって克服された。より優れた接触効率を提供するとはいえ、水銀は毒性があるために、臨床応用には適さない。

【0005】

接触困難性を克服するための別の解決法は、小さいアルミニウム溶液ロッドを使用し、接触媒質から音響エネルギーを歯に伝達することである。水を使用する際のたった5%の伝達効率に比べ、推定ほぼ87%の伝達効率は、この技術を使用することによって達成される。しかしながら、この方式の重要な限界は、アルミニウム溶液ロッドを歯表面に接触することである。音響エネルギーの歯への適切な接触を保証するために、平面スポットが歯表面に施される必要があり、このため、この技術が臨床応用には適さなかった。加えて、比較的大きな接触領域（直径3.2mm）が、プローブの空間解像度を制限していた。回復性材料と象牙質との間の弱い結合または空洞のような、歯の異常を検査するためには、異常部よりも小さな検知フットプリントが必要となる。

【0006】

接触変換器の空間解像度を増加させる方法の1つに、サンプル（歯）表面にビームを焦点化させる、球面変換機を使用するがある。この方法は、音響顕微鏡の基礎である、光学顕微鏡の音響エネルギーを構築する。この技術は、水を接触媒質することで、抽出ヒト歯から、無傷で鉍質除去されたエナメル質を調査するために、使用された。そのため、検査深度はおおよそ0.5~1.5mmに限定されていた。

【0007】

さらに最近、増加された空間解像度を有する音響顕微鏡が、ヒトエナメル質切片にある小さいカリエス病変を検知するために使用された。しかしながら、従前の研究と同じく、歯サンプルを特別に研磨する必要があったため、この技術は、臨床応用には適さなかった。

【0008】

必要とされているのは、接触効率がより優れ、検知フットプリントの大きさが小さく、歯表面をなんら特別な調製をすることの無い、インピボ操作を達成できる歯構造診断システムである。

【0009】

（要約）

接触効率、検知フットプリントサイズ、そして特別な表面調製における、従来の困難を打破するために、本発明はレーザー超音波技術を利用する。レーザー超音波は、短パルスレーザーを、接触媒質の代わりに使用し、高周波数（広帯域）超音波を材料内に生成する。標本表面での、またはその近辺での、パルスエネルギーの吸収により、材料内に温度勾配が生成され、急速に変化するひずみ領域を生み出す。このひずみ領域は、次に、エネルギーを弾性波（超音波）として放射する。パルスエネルギーが低いとき、これは、完全に熱的弾性のある工程であり、検査の際に材料にまったく障害を起こさない。従来方法を超えるこの技術の利点は、歯の特別な表面調製が全く必要ないことである。加えて、レーザービームを歯表面に焦点化させることで、非常に小さい接触（生成）領域が得られる。スポットサイズ直径は、10ミクロンオーダーが日常的に得られる。

【0010】

エナメル質も象牙質も、強い吸収帯域を長波赤外（IR）スペクトルに有する。これらの光学特性は、エナメル質、象牙質、そしてアパタイトを融合する際の、二酸化炭素（CO₂）レーザーにすでに適用されている。融合により、引き続く病変進行が阻害され、コンポジットレジンの象牙質への結合力が大幅に改善される。本発明に関連する説明目的のために、短いパルスのCO₂レーザーが、音波を抽出ヒト切歯に生成するために、使用され

ている。いくつかの場合、たとえばNd:YAGレーザーのような他のレーザーが使用されても良い。

【0011】

レーザー振動記録計によるような、超音波の光学的検知は、超音波の遠隔的感知のための相補的な技術を提供する。ファブリー・ペロー干渉計、マッハ・ゼンダー干渉計、マイケルソン干渉計、光屈折性干渉計、光学フィードバック干渉計、そしていくつかの他のタイプのレーザー振動記録計のような、歯からの光学波先反射の感知を基礎とする技術は、拡散性の反射表面には良く適している。ここの開示物に対応する説明を目的とするため、レーザー振動記録計が音波の到達を検知するように記述されている。

【0012】

本発明の1実施形態は、レーザー超音波を使用して歯構造を診断する方法である。超音波は、パルスされたレーザーにより生成される。パルスレーザーのビームは、歯表面における所望の領域に焦点化され、そのため、バルク(bulk)内に、そして歯構造表面に沿って、超音波を生成する。これらの音波は、光学干渉計の手段を使用して、光学的に検知される。最後に、検知された音波は、歯の内部構造、または表面構造を診断するために処理される。

【0013】

本発明の他の実施形態は、超音波のビームを生成する、パルスレーザーを含む装置である。このビームは、レンズによって、歯表面における所望の領域に焦点化され、歯構造表面のバルク内に、そして歯構造表面に沿って、超音波を生成する。光学干渉計による検知手段は、歯構造内に生成された音波を、光学的に検知し、そして、オシロスコープは、検知された音波を、歯の内部構造を診断するために処理する。短パルスレーザーは、歯構造のための吸収領域で動作する。

【0014】

別の実施形態では、薄膜またはコーティングが、歯表面に設置される。短パルスレーザーが次に、薄膜またはコーティングのための吸収領域において動作する。

【0015】

(図面の簡単な説明)

図1は、歯エナメル質の内部構造を図示する。

【0016】

図2は、歯象牙質の内部構造を図示する。

【0017】

図3aは、本発明で使用する、構成要素のブロック図を図示する。

【0018】

図3bは、本発明で実行されるステップを図示する、フローチャートである。

【0019】

図4は、エナメル質、象牙質、歯髄部、そして挿入されたアマルガムを示す、抽出ヒト切歯の断面図である。

【0020】

図5aは、CO₂パルスレーザーの、測定された温度特性を図示する。

【0021】

図5bは、Nd:YAGパルスレーザーの、測定された温度特性を図示する。

【0022】

図6aは、エナメル質領域で取得された、歯模型のための超音波を図示する。

【0023】

図6bは、エナメル質/アマルガム/エナメル質領域で取得された、歯模型のための超音波を図示する。

【0024】

図6cは、エナメル質/象牙質/エナメル質領域で取得された、歯模型のための超音波を図示する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

図 6 d は、エナメル質 / 象牙質 / 歯髄 / 象牙質 / エナメル質領域で取得された、歯模型のための超音波を図示する。

【 0 0 2 6 】

図 7 は、抽出ヒト切歯の断面図を図示する。

【 0 0 2 7 】

図 8 a は、エナメル質領域で取得された、ヒト切歯のための超音波を図示する。

【 0 0 2 8 】

図 8 b は、エナメル質 / アマルガム / エナメル質領域で取得された、ヒト切歯のための超音波を図示する。

【 0 0 2 9 】

図 8 c は、エナメル質 / 象牙質 / エナメル質領域で取得された、ヒト切歯のための超音波を図示する。

【 0 0 3 0 】

図 8 d は、エナメル質 / 象牙質 / 歯髄 / 象牙質 / エナメル質領域で取得された、ヒト切歯のための超音波を図示する。

【 0 0 3 1 】

(詳細な説明)

超音波の生成と検知は、標本を高周波数音波で検査することによって、材料のバルクと表面特性を特性化する方法、を提供する。3 つまでのバルク音波は、材料中を伝播可能であり、それぞれは独自の特色のある速度を有する。超音波が伝播するに従い、幾何学的な広がりがや、吸収による減衰や、不連続性からの拡散により、振幅が減少する。波形の速度、減衰、そして拡散の測定は、材料のバルク内部と表面特性を定量化するために必要な情報、を提供する。この解析では、我々は歯の硬組織と軟組織の界面における、音波の相互作用に関心がある。

【 0 0 3 2 】

異方性材料における弾性平面波形の伝播は、クリストッフェルの公式を使用して記述される。

【 0 0 3 3 】

【 数 1 】

$$\left| C_{ijkl} l_j l_l - \rho v^2 \delta_{ik} \right| = 0.$$

【 0 0 3 4 】

この公式は、音波の位相速度 v と、弾性率 C_{ijkl} との間の、解析上の関係を提供する。方角のコサインは、 l_i ($i = 1, 2$, または 3) によって特定され、 ρ は、材料密度であり、 δ_{ik} は、クロネッカーデルタ関数である。

【 0 0 3 5 】

歯のヒト歯の異方性特性は、よく文書化されている。歯冠を覆う、硬い防御的な物質である歯のエナメル質は、生体における生物組織の中でも最も硬く、咀嚼 (噛む事) における破碎を手助けする。エナメル質は、ヒドロキシアパタイトの形である、およそ 96 % の無機ミネラルと、4 % の水と有機物とから構成される。ヒドロキシアパタイトは、骨や象牙質、そしてセメント質でも見出される、結晶性のカルシウムリン酸塩である。図 1 に示すように、エナメル質は、象牙質 - エナメル質接合部における自身の起源から、歯の外部表面に伸張するロッド 10、からなる。ロッド自身は、形が鍵穴に類似しており、これによって、個々のロッドは強度な連結構造を形成する。ロッドの頭部は約 $5 \mu m$ であり、一方、尾部は、ほんの $1 \mu m$ しかない。それぞれのロッドは結晶で満たされ、結晶の回転 12 はロッドに沿って変化する。ロッドの頭部では、これらの結晶は、ロッドの軸にほぼ平行であり、一方で、ロッドの尾部近辺では、結晶はロッドの軸にほぼ垂直に向いている。エナメル質の弾性特性における変化は、音響顕微鏡とエナメル質ロッドとの機能配向として、レイリー速度を測定することによって定量化される。これらの測定では、レイリー速度

10

20

30

40

50

は、ほぼ5%変位した。さらに最近では、ロッドに沿った剛性、またはロッドに跨った剛性を、両方とも予言するエナメル質のプリズム特性に対して、三次元有限要素モデルが発達され、ヤング率が距離と容量の関数で著しく変化することが見出された。特に、ヤング率の変位は、結晶方向に対して平行に+/-10%近く、そして垂直に+/-60%近いと見積もられた。

【0036】

図2を参照すると、象牙質20は、歯の実質を構成する硬組織である。ほぼ白色のエナメル質とは異なり、象牙質はほぼ黄味がかって見える。象牙質は、通常は口腔内環境に露出されていない、生きた組織である。骨のように、象牙質は主に、コラーゲン繊維の有機基質(20%)と、無機質のヒドロキシアパタイト結晶(70%)と、そして水(約10%)とからなる。エナメル質22よりもミネラルが20%少ないため、象牙質20は、より軟らかく、そして若干弾性がある。象牙質20自身は、発達期間、および組織の病理学的な(顕微鏡的な)特性を基礎にして、一次、二次、そして三次に分類される。一次象牙質は、歯冠と歯根の所要な構成要素であり、一方、二次象牙質は、歯が抜けた後にのみ形成される(すなわち、歯が機能する時に)歯髄を縁取る。最後に、三次の、または修復製の象牙質は、歯髄24への外傷の存在にตอบสนองして発生する。象牙質20の構造は、象牙質-エナメル質接合部から象牙質-歯髄接合部へと走る、S字型の細管を構成する。それぞれの細管は、直径が約1.3μmであり、針型のヒドロキシアパタイト結晶の基質に囲まれている。この結晶は、ほぼコラーゲンから構成される、タンパク質基質に存在する。

【0037】

歯の三番目の構成要素は、歯髄24である。これは、軟らかい接続性の組織で、それぞれの歯の中央部に位置されている。それは、歯冠(冠部)と歯根(根部)の両方から構成される。歯髄24は、象牙質20内に囲まれた薄壁の血管、神経、そして神経終末からなる、専門の接続性組織を含む。

【0038】

解析を単純にするため、エナメル質、象牙質、そして歯髄は、弾性的に等方性であると特徴付けられる。異方性材料でgは、縦波とせん断波の、2つのバルク波形のみが考慮される必要がある。クリストッフェルの公式を通じて、これらの2つの波形の速度は、次のように与えられる。

【0039】

【数2】

$$v_{\text{long}} = \sqrt{\frac{C_{11}}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad \text{および} \quad v_{\text{shear}} = \sqrt{\frac{C_{44}}{\rho}} = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}.$$

【0040】

ここで、Eは弾性率、μはせん断弾性率である。表1には、歯のさまざまな構成要素における、音速と音密度が一覧化されている。どのような多相構造を診断する際にも、それぞれの層の音速と音響インピーダンスは、どちらも、考慮されなければならない。音響インピーダンスZは、次のように定義される。

【0041】

【数3】

$$Z = \sqrt{E\rho} = \rho v_{\text{long}}.$$

【0042】

音波が、1つの媒質から別の媒質へ(すなわち、エナメル質から象牙質へ)伝播する際、波形の一部は反射され、残りの部分は伝達される(他に減失が起こらないと仮定する)。平面波の伝達を仮定し、音響インピーダンスZ₁とZ₂を有する2つの異なる媒質の間の界面における、反射された音響放射の強度であるI_rは、以下のように与えられる。

【0043】

【数4】

10

20

30

40

50

$$I_r = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 I_i = \Gamma I_i,$$

【 0 0 4 4 】

ここで、 Γ は反射係数であり、 I_i は入射放射の強度である。エネルギーの保存性により、伝達された音響放射の強度 I_t は、次のようになる。

【 0 0 4 5 】

【 数 5 】

$$I_t = I_i - I_r.$$

10

【 0 0 4 6 】

歯構造内の、おのこの材料界面における、相対的な反射され伝達された強度の知識は、最終の超音波の解釈の手助けとなる。

【 0 0 4 7 】

効率的な超音波の生成は、パルスレーザーの光学周波数における、材料の吸収特性に依存する。エナメル質と象牙質は、ヒドロキシアパタイト炭酸塩 (CAP) にリン酸塩があるため、 $9 \sim 11 \mu\text{m}$ 領域において強度の吸収性を有する。 $9.3 \mu\text{m}$, $9.6 \mu\text{m}$, $10.3 \mu\text{m}$ および $10.6 \mu\text{m}$ において、それぞれ 5500 cm^{-1} , 8000 cm^{-1} , 1125 cm^{-1} および 825 cm^{-1} の吸音率が決定されている。これらは、 $1.25 \sim 1.2 \mu\text{m}$ の間における、吸収深度に対応している。

20

ここで図 3 a を参照すると、パルス CO_2 レーザー 30 (50 ns の立ち上がり時間で、 $10.6 \mu\text{m}$) は、ヒト歯 32 において、音波を生成するために使用される。パルスレーザー 30 は、レンズ 34 により、歯表面において、数 10 ミクロンオーダーのスポットサイズに焦点化される。パルスレーザー 30 の出力は、非破壊的 (熱的弾性のある) な音波生成を保証するため、分極用構成部分を使用して制御される。短パルスレーザーは、歯構造のための吸収領域において動作する。別の実施形態では、薄膜またはコーティングが、歯表面に設置されることが可能であり、短パルスレーザーが次に、薄膜またはコーティングのための吸収領域において動作する。

【 0 0 4 8 】

レーザー振動記録計 36 を使用して、音波到達の光学的検知は達成される。振動記録計 36 からの出力信号は、歯 32 の表面変位 (displacement) に比例する。超音波測定は、中央配置において行われることが可能であり、レーザー源 30 と受信部 / 振動記録計 36 は、歯 32 の反対側にある。その代わりに、超音波測定は、中央配置でない部分で行われ、レーザー源 30 と受信部 / 振動記録計 36 は、歯 32 の反対側にある。加えて、超音波測定は、レーザー源 30 と受信部 / 振動記録計 36 が、歯 32 と同じ側にある状態で行われうる。

30

【 0 0 4 9 】

振動記録計 36 の出力は、超音波事象を記録するため、高速デジタルオシロスコープ 37 に送られる。超音波の捕獲は、光ダイオード 38 と出力カプラ 39 から構成される、高速光検出器がきっかけとなる。この検出器は、パルスレーザー 30 の出力パルスのサンプリングを監視する。出力レーザーパルスのサンプリングにより、非常に正確な、飛行時間計測式の音波測定が可能となる。加えて、多数の波形は平均化され、信号 - 雑音比 (SNR) を向上させる。

40

【 0 0 5 0 】

図 3 b は、本発明で実行されるステップを図示する、フローチャートである。図 3 a に記載の構成を使用することで、超音波は、パルスレーザーによって生成される (310)。パルスレーザーのビームは、所望の領域において、歯の表面に焦点化される (320)。その結果生じる、歯内音波の捕獲は、パルスレーザーの出力をサンプル化する高速光検出器、によって引き起こされる (330)。レーザー振動記録計は、歯構造内に生成される音波を、光学的に検知するために使用される (340)。レーザー振動記録計によって記

50

録されるデータは、次に、高速デジタルオシロスコープに送られる（３５０）。パルスレーザーのサンプリングは、オシロスコープに、超音波ビームの起源に対応する、非常に正確な時間測定を提供する。検知された音波は次に、オシロスコープによって、処理され、解析され、そして表示される（３６０）。

【００５１】

結果を処理することは、波形対時間の、ピークと谷間の解析を含む。歯構造の確かな特性は、特定の波先の到達の、到達時間と振幅とを基礎にして、決定されることが可能である。この処理は、典型的には、正常な歯構造特性によってプログラムされる、処理装置（コンピュータ）によって行われる。

【００５２】

本発明の利点は、歯構造全体の健康状態を診断できることである。１つの応用は、歯では自然と発生する、さまざまな接合部の界面を決定できることである。さらに、価値のある診断上の情報は、歯を構成するさまざまな構成要素の厚みを知ること、または少なくとも推定すること、によって決定される。例えば、回復性材料と象牙質との間にある、弱い結合または空洞の検知のための、回復のマージンを視覚化する必要がある。従来のＸ線技術では、裂け目を検知し、硬媒質の間にある界面を視覚化することは、困難であった。これは、Ｘ線が、内部構造の二次元投射（すなわち、シルエット）のみを提供していたからである。加えて、高解像度の視覚化様式が、初期段階の歯の腐食を検知するためには必要であった。腐食が十分に早く検知されれば、工程をモニターすることができ、そして、フッ化物洗浄と制御されたダイエットのような、仲介的な手順が開始可能となり、歯が自身を再鉱質化することを手助けすることができる。近年発達したＸ線視覚化は、腐食を十分に初期段階で発見して、人工材料による回復に続く、侵襲性の空洞調製を避けることが不可能である。レーザー超音波は、パルクと歯表面にある、初期段階の腐食を検知するために使用されることができる。他の診断面での応用は、歯周欠陥の視覚化、骨内病変の局在化、歯科インプラントと周辺骨との間にある骨統合の度合いを決定すること、を含む。

【００５３】

本発明をより良く示すために、歯模型と抽出ヒト切歯に本発明を使用した結果が存在し、議論される。

【００５４】

実際の歯構造から得られる音響信号を、より良く理解するための一つの方法は、音響的に類似した材料で作られた歯模型を構築することである。抽出ヒト切歯からの断面図は、図４に示されている。エナメル４０、象牙質４２、歯髄４４および挿入アマルガム４６が記されている。構造を単純にするため、歯部を通ずる４つの異なる音響「通路（path）」のために、異なる（separate）歯模型が設計されている。通路は、エナメル質、エナメル質／アマルガム／エナメル質、エナメル質／象牙質／エナメル質およびエナメル質／象牙質／歯髄／象牙質／エナメル質、を含む。

【００５５】

本物の歯の異なる構成要素に対する、類似した音速と音響インピーダンスを有する材料は、表１に一覧化されている。エナメル、歯髄、そしてアマルガムでは、比較的良好な調和が見られる。表１に示すように、スズは非常によく似た音速を有するが、より高い音響インピーダンスを有する。この大きなインピーダンスは、歯模型の異なる構成要素間における、所望の界面特性を提供しない。ホウケイ酸塩ガラスは、一方で、より早い音速を有するが、より匹敵する音響インピーダンスを有する。本研究の目的は、異なる歯組織間における界面特性をより良く理解することであったため、音響インピーダンスにおける類似点は、音速よりもより重要であると考察された。

【００５６】

【表１】

10

20

30

40

層	V_{long} [mm/ μs]	V_{shear} [mm/ μs]	密度 [ρ kg/ m^3]	音響インピーダ ンス Z [$\times 10^6$ k g/ $m^2 s$]
エナメル質	6.25	3.10	3000	18.8
アルミニウム	6.30	3.10	2700	17.0
象牙質	3.80	1.90	2000	7.6
スズ	3.30	1.70	1740	24.2
ホウケイ酸 塩ガラス	5.30	3.00	3570	18.09
歯髄	1.57	0.80	1000	1.57
テフロン	1.4		2140	3.0
アマルガム	4.35	2.26	7750	33.7
銅	4.70	2.30	9670	41.6

10

【0057】

本物の歯の界面と、歯模型の界面との間の反射率の比較は、表2に一覧化されている。

【0058】

【表2】

本物の歯		歯模型	
構成要素	Γ	構成要素	Γ
エナメル質／ア マルガム／エナ メル質	0.081	アルミニウム／ 銅／アルミニウ ム	0.176
エナメル質／象 牙質／エナメル 質	0.18	アルミニウム／ ガラス／アルミ ニウム	0.026
象牙質／アマル ガム／象牙質	0.399	ガラス／銅／ガ ラス	0.296
象牙質／歯髄／ 象牙質	0.432	ガラス／テフロ ン／ガラス	0.369

20

【0059】

パルスCO₂レーザーが、抽出ヒト切歯に音波を生成するために使用された。CO₂レーザーの測定された一時的な特性は、図5に示されているが、パルス立ち上がり時間が50nsであることを示している。このパルスの注目すべき特徴は、長い尾部（約1.5 μs ）である。初期パルスの立ち上がりのみが、超音波の高周波数構成要素の原因であるため、この尾部は、超音波測定に影響を与えなかった。

30

【0060】

歯模型における超音波生成は、パルスNd:YAGレーザー（18nsパルス幅）を用いて達成された。Nd:YAGレーザーの測定された一時的な特性は、図5bに示されている。10.6 μm での歯模型におけるアルミニウムの弱い吸収特性は、CO₂レーザーの使用を排除する。どちらの場合でも、パルスレーザーは、数10ミクロンオーダーのスポットサイズに焦点化され、パルスレーザーの出力は、非破壊的（熱的弾性のある）な音波生成を保証するため、分極用構成部分を使用して制御される。

40

【0061】

通路安定型マイケルソン型干渉計は、歯模型において、超音波の到達を検知するために使用される。この型の干渉計は、典型的には熱的弾性生成性の超音波での、サブナノメートルの変位振幅に感受性がある。マイケルソン干渉計は、表面からの鏡のような反射を有する物体には、より適している。それぞれの場合、歯模型の手前表面は研磨されて、干渉計の最適動作を可能としている。歯は鏡のような反射をしないため、異なる検知機構が開発される。拡散性の反射表面に良く適した光学的検知機構は、ファブリー・ペロー干渉計、マッハ・ゼンダー干渉計、マイケルソン干渉計、光屈折性干渉計、光学フィードバック干

50

渉計、そしていくつかの他のタイプのレーザー振動記録計、を含む。これらの測定では、一般に入手可能な振動記録計が使用される。マイケルソン干渉計のように、このレーザー振動記録計は、表面の変位に比例した出力を有する。

【 0 0 6 2 】

(歯模型結果)

図 6 b は、アルミニウム片 (厚さ 8 . 5 m m) からの、測定された熱的弾性超音波を示す。これは、エナメル質が確かに等方性ならば、歯のエナメル質を通じた理想的な波形を示す。最初の縦波 (L 1) とせん断波 (S 1) の到達が記されている。パルスレーザーからの散乱光は、超音波の始まりを示す。この初期レーザーパルスは、すべての歯模型波形において見ることができる。アルミニウムの波形は、他の 3 つの歯模型波形 (図 6 b ~ 6 d) のためのベースラインを提供する。歯模型の異なる層の界面での反射により、これらの波形のそれぞれは特徴的に異なる。S N R を向上させるため、波形のそれぞれは、1 0 0 回平均化された。

10

【 0 0 6 3 】

図 6 b に示す、2 番目の歯模型からの測定された波形は、アマルガム回復 (埋め込み) された歯のために、何がみつかるのかを模擬する。この模型は、1 . 9 5 m m と 1 . 2 5 m m の、2 片のアルミニウム (エナメル質) の間に挟まれた、厚さ 1 . 9 5 m m の銅 (アマルガム) からなる。最初の縦波到達時間 t_{L1} は、生ずる。

【 0 0 6 4 】

【 数 6 】

20

$$t_{L1} = \frac{d1_{aluminum}}{v_{aluminum}} + \frac{d_{copper}}{v_{copper}} + \frac{d2_{aluminum}}{v_{aluminum}}$$

$$= \frac{1.95mm}{6.3 \frac{mm}{\mu s}} + \frac{1.95mm}{4.7 \frac{mm}{\mu s}} + \frac{1.25mm}{6.3 \frac{mm}{\mu s}} = 0.923 \mu s.$$

【 0 0 6 5 】

二番目の音波到達は、エナメル質 - アマルガム接合部 (E A J) において、反射後の二番目の時間の後、縦波がアルミニウム (エナメル質) の薄片を横切る際に生ずる。この二番目の到達は、以下で生ずる

30

【 0 0 6 6 】

【 数 7 】

$$t_{EAI} = t_{L1} + \frac{d2_{aluminum}}{v_{aluminum}}$$

$$= 0.923 \mu s + 0.397 \mu s = 1.32 \mu s.$$

【 0 0 6 7 】

次の 2 つの音波到達は、アルミニウムおよび銅の、より厚い片の追加の横切りの結果である。それぞれの場合、アルミニウム / 銅接合部 ($= 0 . 1 7 6$ 対 $= 0 . 0 8 1$) のより長い反射率のため、歯模型での音波到達は、実際の歯で期待されるよりも著しい。最初のせん断到達は S 1 で示されている。

40

【 0 0 6 8 】

アルミニウム / ガラス / アルミニウム (エナメル質 / エナメル質 / エナメル質) 歯模型からの超音波は、図 6 c に示されている。最初の縦波到達 (L 1) は、波形における正斜面の始まりによって特定される。先ほどの模型のように、この到達は、歯模型を通じた縦波のための直接の音響通路、に対応する。この歯模型では、アルミニウム (エナメル質) の最初の断面は厚さ 1 . 2 5 m m である。二番目の縦到達 (D E J 1) は、縦波が、象牙質 - エナメル質 (ガラス / アルミニウム) 接合部 (D E J) での反射後の二番目の時間語、

50

エナメル質（アルミニウム）のより薄い断面を横切ったときに起こる。引き続く縦波到達は、視認可能である。D E Jでの反射の後、エナメル（アルミニウム）および象牙質（ガラス）の、より厚い片の追加的な到達のためである。これらの音波到達の、それぞれの振幅は、先ほどの歯模型よりも小さい。材料のより近い音響インピーダンス合致と、引き続くより小さい反射率（ $= 0.026$ ）のためである。D E Fは、より大きな反射率のため、実際の歯では、より視認可能である。

【0069】

図6dの最後の超音波は、エナメル質／象牙質／歯髄／象牙質／エナメル質（アルミニウム／ガラス／テフロン（登録商標）／ガラス／アルミニウム）歯模型を示す。この歯模型は、厚さ1mmのアルミニウム片をエナメル質に、厚さ3.5mmのガラス片を象牙質に、厚さ1.75mmのテフロン（登録商標）を歯髄に、構成している。この波形のより低いSNRは、以前の3つに比べて、これらの歯模型の増加した複雑性と厚みが要因となる。前のように、最初の縦波到達（L1）は、模型を通じた、縦波の単一経路に対応する。次の2つの音波到達（D E J）は、エナメル質（アルミニウム）を通じた、追加の通路に対応する。接合部での小さな反射率のため、前のように、これらの反射は非常に小さい。次の音波到達は、象牙質－歯髄接合部（D P J）での反射に対応する。より大きな反射率のため、この反射の振幅はさらにより著しい。

【0070】

（ヒト切歯結果）

抽出ヒト切歯において、レーザー超音波測定が行われた。歯組織の機械的特性を保存するため、測定に先立ち、歯は生理溶液に保存された。歯内における内部中間点の位置を決定するため、測定が完了した後、音波の伝播距離に沿って、切歯は裂かれた。切歯の断面部は、エナメル質70、死管72、象牙質74、歯髄76、セメント質78を示す図7に示されている。加えて、死管を含む象牙質の領域も存在する。歯を通じた、4つの異なる位置で行われた測定から得られた結果は、ここに存在する。これらの測定位置は、それぞれ、（1）、（2）、（3）および（4）として、図7に記されている。加えて、それぞれの歯の硬層と軟層は、表3に一覧化されている。

【0071】

【表3】

測定位置	歯の内部構造（mm）				
1			エナメル質 6.06		
2		エナメル質 0.95	象牙質 4.76	エナメル質 1.23	
3		象牙質 1.51	歯髄 0.53	象牙質 1.3	セメント質 0.21
4	セメント質 0.32	象牙質 1.13	歯髄 0.47	象牙質 0.86	セメント質 0.48

【0072】

図8aから図8dは、それぞれ、図7に示す測定位置で決定された音波を示す。

【0073】

最初の測定位置は、歯の上部を通じて行われ、その波形は図8aに示されている。この領域では、歯を横切った直線通路は、ただエナメル質を通じてのみ伝播する。最初の縦の音波到達（L）は、約 $1.08 \mu s$ で生ずる。この値は、縦の速度 $6.25 mm / \mu s$ を仮定した（表2を参照）場合に期待される $0.98 \mu s$ より、若干長い。しかしながら、前に議論したように、弾性特性の異方性性質のため、エナメル質では、波速度は変位することが知られている。超音波は、この領域では、エナメル質ロッドへ平行にも垂直にもどちらも伝播するため、異方性は、特に歯のこの領域では変位する。この波形の興味深い特性

は、 $1.48\mu s$ と $1.98\mu s$ という、2つの大きな音波到達である。これらの到達は、歯の上部表面からの音波散乱によるものと信じられている。これは、測定位置のちょうど上である。この減少は、界面近辺でバルク測定の解釈における困難性を示す。 $2.2\mu s$ での音波到達は、最初のせん断波(S)の期待される波到達時間に非常に近い。 $2.5\mu s$ での音波到達と、後の反射に対応する歯の内部構造からの散乱は、自分自身を直接の解釈にゆだねたりしない。

【0074】

二番目の測定位置は、歯の頂上からのおよそ4mm下であり、その波形は図8bに示されている。この領域では、音波は、2つのDEJと象牙質における死管の領域を通じて伝播する。最初の縦到達(L)は、約 $1.8\mu s$ で生ずる。この時間は、スロープの突然の負への変化に対応する。他に波形に記されたのは、 $2.03\mu s$ で生ずる波到達(正のスロープ変化で示す)である。これは、DEJでの反射によって起こる、象牙質の左手側にあるエナメル質を通じた、追加のラウンドトリップによるものと信じられている。DEJでのより大きい反射率のため、この到達は、歯模型(図6b)に比べてより著しい、DEJでの、この反射の予測される到達時間は、 $1.9\mu s$ である。 $2.25\mu s$ での音波到達は、死管の界面における反射によるものと信じられている。死管は、象牙質芽細胞の死によって特徴付けられ、その結果としての象牙質細管、壊死組織片と空洞を含む。この理由のため、歯が断面化されて透過光で観察されるとき、死管は黒に見える。細管における壊死組織片と開いた空間の存在は、象牙質の機械的特性を、著しく影響することが期待され、その結果、死管接合部において大きな反射が生ずる。機械的特性におけるこの違いは、大きな音波到達(象牙質-歯髄接合部において見られるものに類似)に貢献する。DTJはおそらく、また、 $2.9\mu s$ での次の音波到達の原因である。 $3.27\mu s$ での、記された最後の波到達は、せん断波(S)の期待される到達時間に対応する。伝播位置はいま、エナメル質ロッドの角度にほとんど平行であるにもかかわらず、再び、予測された音波到達時間と、測定された音波到達時間との間に、ある程度の変化が期待される。歯のこの領域では、象牙質細管は、波伝播の方向にほとんど垂直に走る。

【0075】

三番目の測定位置は、歯のよりさらに下で生じ、その波形は、図8cに示される。この領域では、音波は、象牙質、歯髄、そして少量のセメント質を通じて伝播するセメント質の機械的特性(すなわち、音波速度と密度)は不明である。解析の目的のため、セメント質の機械的特性は、エナメル質のそれに類似していると推定される。この推定を基礎として、最初の縦波到達は $1.1\mu s$ と期待され、この値は、測定された到達時間の $0.94\mu s$ より若干長い。この遅れた到達時間は、歯髄の機械的特性における減損と、セメント質の機械的特性の不確定さの両方による。二番目の、微妙な到達は、 $1.27\mu s$ (波のスロープの変化によって記されている)でみられる。この到達は、DCJでの期待された反射と同時に生ずる。次の3つの顕著な特性は、 $1.54\mu s$ 、 $1.98\mu s$ 、 $2.17\mu s$ で生ずる。これらの波到達の振幅のため、それらは、DPJでの反射によるものと信じられている。 $2.48\mu s$ での次の波到達は、 $2.2\mu s$ での最初のせん断波到達に期待されることに非常に近く、せん断波到達での象牙質/歯髄/象牙質歯模型で発見されるスロープにおける、期待された突然の変化を表示する。

【0076】

4番目の測定位置は、切歯の基部近辺であり、その波形は、図8dに示される。この位置では、歯髄の1つの層と同様に、音波は、セメント質と象牙質の2つの層を通じて伝播する。最初の縦到達(L)は、約 $1.23\mu s$ で生じ、この値は、ふたたび、期待される到達時間 $0.95\mu s$ よりも遅い。次の到達は $1.52\mu s$ で生じ、DCJでの反射に帰する。次の2つの反射は $1.58\mu s$ と $1.86\mu s$ で生じ、DPJでの反射に帰する。3番目位置での測定とは異なり、DPJでの反射による、ただ2つの波到達があるのみである。なぜなら、歯髄の左手側における歯髄と象牙質での、総合の伝播時間は同一であるためである。最後の到達は、主要なせん断波(S)によるものであり、 $2.34\mu s$ で生ずる。縦波と同様に、この到達時間は、予測時間の $1.89\mu s$ より遅く、再び、歯髄の減

10

20

30

40

50

損に帰する。

【0077】

最終結果の正確性を決定するため、誤りの出所は試験されるべきである。音響回折やレーザー整理からの時間正確さのような現象を考慮すると、レーザー超音波測定で作られる誤りは、1%以下であると思われてきた。特別に調製されたサンプルにおける測定では、厚み測定において、0.08%の誤りが見積もられてきた。歯は非常に形が不規則であり、歯で起こりうる傾きによる、実際の音響通路の不確定さが、測定中に生ずるかもしれないため、ここに示された結果では、厚み測定誤りはより大きい、歯内の（すなわち、エナメル質、象牙質、歯髄およびセメント質）構造の厚みを測定する再には、3~4%の誤りがあることは起こりうる。もう一つの考慮は、最初の縦波の実際の到達時間を決定することである。図8a~図8dにあるように、レーザー振動記録計信号では、最初の縦波の到達時間は、いつも明白であるとは限らない、しかしながら、これは、次に続く波到達の決定には影響しない。誤りの別の出所は、さまざまな歯の硬組織や軟組織における、正確な波形速度の不確かさである。エナメル質でのヤング率は、結晶の方位と容量の小部分の両方に依存し、そして、10%以上変位しうる。

10

【0078】

これらの要因がよく理解されるまでは、歯エナメル質の完全な特徴記述は難しい。しかしながら、測定が歯のエナメル質/象牙質領域で行われる場合、この問題は非常に単純化される、この領域では、エナメル質の結晶は支配的に、音波伝播の向きに沿って向いており、その結果、ヤング率の不確定さを減少する。これにより、作成されるエナメル質厚みは、さらに正確に見積もられる。象牙質にあるS型細管はまた、ヤング率の不正確さの一因となる。再び、特定領域では、これらの細管は、音波伝播の向きに平行に向いており、解析を容易にする。率に不確定さがあるとしても、ここに存在する測定は、DEJ、DPJ、DCJ、DTJは区別可能であり、これらの構造のそれぞれの厚みの見積もりは行われうることを示す。これらの見積もりは、他の知られた技術を使用して、現在では可能である。加えて、歯構造厚みの不正確さは、歯内のどんな空洞をも検知する能力に影響しない。

20

【0079】

歯の内部構造のインビボ診断へのレーザー超音波の応用は、ここに存在し、先行技術を超える顕著な利点を有することが示された。レーザー超音波では、広帯域で高周波数の音波を、歯構造の中に非侵襲的に生成するため、短パルスレーザーが使用される。従前の試みとは異なり、従来の接触媒質を使用して内部構造歯を特徴化するため、超音波のレーザー生成は、特別な表面調整を必要としない。異なる歯構造の間の音波速度や反射率知識により、歯の内部構造は再構築化される。音波の光学的な検知は、特別な表面調整を何も必要としない、相補的な非接触性技術を提供する、光学的検知のもう一つの利点は、検知フットプリントを容易に数十ミクロンに減少させることであり、これにより、歯特徴化において、高い空間感受性を得られる。

30

【0080】

本発明では、象牙質エナメル質、象牙質/歯髄、そしてセメント質/象牙質界面が解決された。測定された音波到達は、期待される到達時間に、一般的に一致することが示される。この解析での、誤りの一番大きい出所はほぼ、歯のヒト歯にある機械的特性における大きな変異による。エナメル質の異方性性質はよく記述されている。これらの変位は、歯の内部構造の正確な決定を、いくぶん困難にする。しかしながら、歯組織の厚みにおける空間的変位の良い見積もりは、ここに示され、そして、これらの測定は、本発明の技術が、死管のような、歯における異常の存在に非常に感度が良いことを示す、さらに、象牙質-エナメル質、象牙質-歯髄、そして象牙質-セメント質界面、象牙質の死管は、解決可能である。

40

【0081】

以下の請求項では、どのような手段・機能条項も、ここに記載された、具陳された機能を実行するための構造や、さらに、構造的な均等物のみならず、等しい構造をも保護するように意図されている。それゆえ、上記は本発明の説明であって、開示された特定の実施形

50

態に限定するように解釈されるものではなく、開示された実施形態への変形や、他の実施形態は、添付の請求項の範囲に含まれるように意図されている、と理解される、この発明は、以下の請求項で定義され、請求項に等しいものが、ここに含まれる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

歯エナメル質の内部構造を図示する。

【図 2】

歯象牙質の内部構造を図示する。

【図 3】

a は、本発明で使用する、構成要素のブロック図を図示し、b は、本発明で実行される 10
ステップを図示する、フローチャートである。

【図 4】

エナメル質、象牙質、歯髄部、そして挿入されたアマルガムを示す、抽出ヒト切歯の断面 図である。

【図 5】

a は、CO₂ パルスレーザーの、測定された温度特性を図示し、b は、Nd:YAG パル 15
スレーザーの、測定された温度特性を図示する。

【図 6】

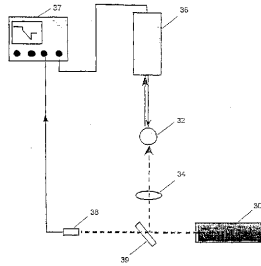
a は、エナメル質領域で取得された、歯模型のための超音波を図示し、b は、エナメル質 20
/ アマルガム / エナメル質領域で取得された、歯模型のための超音波を図示し、c は、エ
ナメル質 / 象牙質 / エナメル質領域で取得された、歯模型のための超音波を図示し、d は
、エナメル質 / 象牙質 / 歯髄 / 象牙質 / エナメル質領域で取得された、歯模型のための超
音波を図示する。

【図 7】

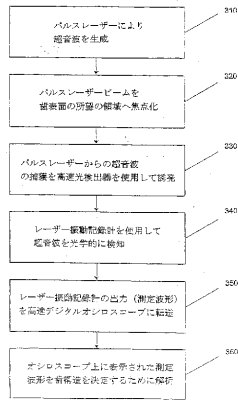
抽出ヒト切歯の断面図を図示する。

【図 8】

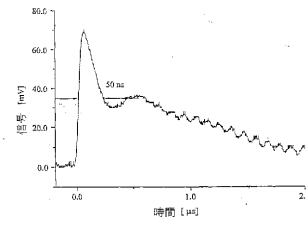
a は、エナメル質領域で取得された、ヒト切歯のための超音波を図示、b は、エナメル質 30
/ アマルガム / エナメル質領域で取得された、ヒト切歯のための超音波を図示、c は、エ
ナメル質 / 象牙質 / エナメル質領域で取得された、ヒト切歯のための超音波を図示し、d
は、エナメル質 / 象牙質 / 歯髄 / 象牙質 / エナメル質領域で取得された、ヒト切歯のため
の超音波を図示する。

【図 3】
(a)

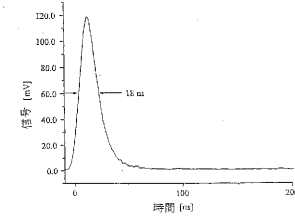
(b)



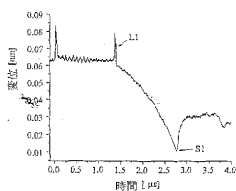
【図 5】



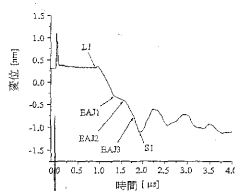
(a)



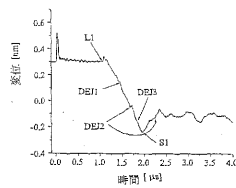
(b)

【図 6】
(a)

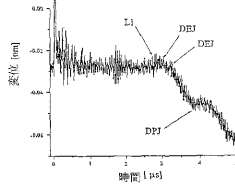
(b)



(c)

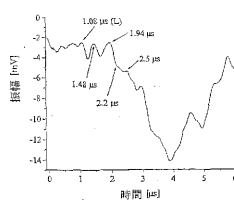


(d)

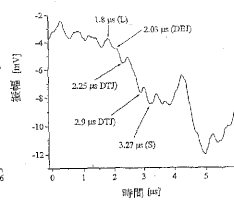


【図 8】

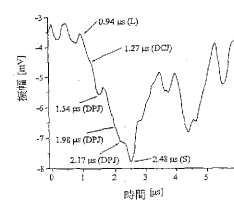
(a)



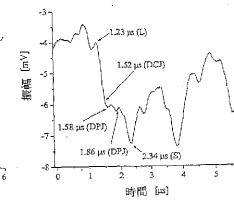
(b)



(c)



(d)



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
18 July 2002 (18.07.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/054948 A1

(51) International Patent Classification: A61B 5/00, 8/08

(21) International Application Number: PCT/US02/01138

(22) International Filing Date: 10 January 2002 (10.01.2002)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
60/261,090 11 January 2001 (11.01.2001) US(71) Applicant (for all designated States except US): THE
JOHNS HOPKINS UNIVERSITY [US/US]; 34th and
Charles Streets, Baltimore, MD 21218 (US).

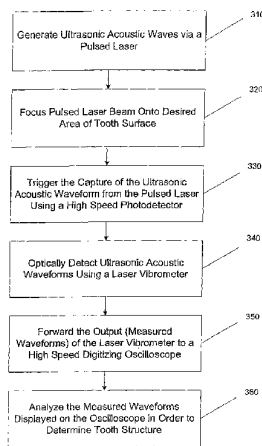
(72) Inventors; and

(75) Inventors/Applicants (for US only): BLODGETT,

David, W. [US/US]; 4092 Arjay Circle, Bellicott City,
MD 21042 (US). BALDWIN, Kevin, C. [US/US]; 7302
Eden Brook Drive, Apt. 221, Columbia, MD 21046 (US).
DUNCAN, Donald, D. [US/US]; 8406 Houston Street,
Silver Spring, MD 20910 (US).(74) Agents: COOCH, Francis A, et al.; The Johns Hopkins
University, Applied Physics Laboratory, 11100 Johns Hop-
kins Road, Laurel, MD 20723-6099 (US).(81) Designated States (national): AE, AG, AI, AM, AT, AU,
AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU,
CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH,
GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,
LK, LR, LS, LZ, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,
MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG,
SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VN, YU, ZA, ZM, ZW.

[Continued on next page]

(54) Title: ASSESSMENT OF TOOTH STRUCTURE USING LASER BASED ULTRASONICS



(57) Abstract: A means of assessing the internal structure of tooth based upon use of high frequency, highly localized ultrasound (acoustic waves) generated by a short laser pulse is presented. In contrast to traditional contact transducer methods, laser-generated ultrasound is non-contact and non-destructive in nature and requires no special tooth surface preparation. Optical interferometric detection of ultrasound provides a complementary non-destructive, non-contact means for obtaining data with a very small detection footprint. The combination of laser-generated ultrasound and optical interferometric detection allows for in-vivo diagnostics of tooth health that is sensitive to the enamel/dentin, dentin/pulp, and dentin/cementum interfaces as well as a region of dead tracts in the dentin within a tooth.

WO 02/054948 A1

WO 02/054948 A1 

(84) **Designated States (regional):** ARIPO patent (GH, GM, KE, JS, MW, MZ, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CI, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:
— with international search report

before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments
— *entirely in electronic form (except for this front page) and available upon request from the International Bureau*

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

WO 02/054948

PCT/US02/01138

Assessment of Tooth Structure Using Laser Based Ultrasonics**CROSS REFERENCE TO RELATED APPLICATIONS**

[0001] This application is related to and claims the benefit of U.S. Provisional Patent Application Serial No. 60/261,090, filed January 11, 2001 entitled "Assessment of Tooth Structure Using Laser Based Ultrasonics".

FIELD OF THE INVENTION

[0002] The present invention is an apparatus and a method related to using laser based ultrasonics to aid in the assessment of tooth structure.

BACKGROUND

[0003] The benefits of ultrasonics to examining soft tissue structures, particularly the abdominal region, brain, and eyes have long been known. In these applications, typically one or more acoustic contact transducers is used to generate and detect acoustic waves in the structure. These procedures are simplified, at least for examination of teeth, with the relatively large dimensions being examined, slower acoustic wave velocity (allowing lower frequency acoustic waves to be used for equivalent acoustic wavelengths), and readily available acoustic coupling material for the transducer to the soft tissue. (Soft tissue, unlike hard tooth enamel and dentin, is largely composed of water, making water a very efficient coupling material.)

[0004] Attempts to adapt conventional ultrasonic techniques to examination of internal structure of a tooth have met with little success. One major obstacle is identifying a suitable couplant for the transducer to the tooth for in-vivo measurements. Without proper coupling, transferring acoustic energy into the tooth is difficult. Early investigators attempted using water, as with soft tissue structures, but results were not convincing.

[0005] The coupling problem was overcome by replacing water with mercury. Although providing superior coupling efficiency, mercury is not suitable for clinical applications due to its toxicity.

[0006] Another solution to overcome the coupling difficulty was using a small aluminum buffer rod to transfer the acoustic energy from the contact transducer to the tooth. An estimated transmission efficiency of almost 87% was achieved using this technique, compared to only 5%

WO 02/054948

PCT/US02/01138

using water. However, a significant limitation of this system was coupling the aluminum buffer rod with the tooth surface. To ensure proper coupling of the acoustic energy to the tooth, a flat spot had to be ground on the tooth surface, making this technique unsuitable for clinical applications. In addition, the relatively large contact area (3.2 mm diameter) limited the spatial resolution of the probe. For assessing anomalies in a tooth, such as poor bonding or voids between the restorative material and the dentin, a detection footprint smaller than the anomaly itself is required.

[0007] One method of increasing spatial resolution of a contact transducer is to use a spherical transducer that focuses a beam onto a sample (tooth) surface. This method forms the basis of the acoustic microscope, the acoustic equivalent of an optical microscope. This technique was used to study unblemished and demineralized enamel from extracted human teeth, using water as a couplant. The inspection depths were thus limited to approximately 0.5 to 1.5 mm.

[0008] More recently, the increased spatial resolution of the acoustic microscope was used to detect small caries lesions in sections of human enamel. However, as with previous work, special polishing of the tooth samples was required, making the technique ill-suited for clinical applications.

[0009] What is needed is a tooth structure assessment system achievable in-vivo operation that combines superior coupling efficiency, a small detection footprint size, and no special tooth surface preparation.

SUMMARY

[0010] To help overcome previous difficulties in coupling efficiency, detection footprint size, and special surface preparation, the present invention utilizes laser-generated ultrasound techniques. Laser-generated ultrasound uses a short-pulse laser, in place of a contact transducer, to generate high frequency (broad-band) ultrasound in a material. Due to the absorption of pulse energy at or near the surface of the specimen, temperature gradients are established within the material, producing a rapidly changing strain field. This strain field, in turn, radiates energy as elastic (ultrasonic) waves. At low pulse energies, this is an entirely thermo-elastic process resulting in no damage to the material under test. An advantage of this technique over the previous methods is that no special surface preparation of the tooth is required. In addition, by focusing the laser beam onto the surface of the tooth, a very small contact (generation) area can

WO 02/054948

PCT/US02/01138

be achieved. Spot size diameters on the order of tens of microns are routinely achieved.

[0011] Both enamel and dentin have strong absorption bands in the longwave infrared (IR) spectrum (9 to 11 μm). These optical properties have already led to applications for the carbon-dioxide (CO_2) laser in fusing enamel, dentin, and apatite. Fusion inhibits subsequent lesion progression and markedly improves bonding strength of a composite resin to dentin. For illustration purposes with respect to the present invention, a short pulse CO_2 laser has been used to generate acoustic waves in an extracted human incisor. In some instances, other lasers, such as, for instance, a pulsed Nd:YAG laser may be used.

[0012] Optical detection of the ultrasound, such as by a laser vibrometer interferometer, provides a complementary technique for remote sensing of ultrasonic waves. Techniques based upon the sensing of the optical wavefront reflection from the tooth, such as Fabry-Perot interferometers, Mach-Zender interferometers, Michelson interferometers, photo-refractive interferometers, optical feedback interferometry, and several other types of laser vibrometers, are well suited for diffusely reflecting surfaces. For purposes of illustration with respect to the disclosure herein, a laser vibrometer is described to detect acoustic wave arrivals.

[0013] One embodiment of the present invention is a method of assessing tooth structure using laser based ultrasonics. Ultrasonic acoustic waves are generated using a pulsed laser. The beam of the pulsed laser is focused onto a desired area on the surface of a tooth thereby creating ultrasonic acoustic waves within the bulk and along the surface of the tooth structure. These acoustic waves are optically detected using optical interferometric means. Finally, detected acoustic waveforms are processed to assess the internal or surface structure of the tooth.

[0014] Another embodiment of the present invention is an apparatus including a pulsed laser that generates a beam of ultrasonic acoustic waves. The beam is focused by a lens onto a desired area on the surface of a tooth creating ultrasonic acoustic waves within the bulk and along the surface of the tooth structure. Optical interferometric detection means optically detect the acoustic waves generated within the tooth structure and an oscilloscope processes the detected acoustic waveforms to assess the internal structure of the tooth. The short pulse laser operates in a region of absorption for the tooth structure.

[0015] In another embodiment, a thin film or coating can be placed on the tooth surface and the short pulse laser then operates in a region of absorption for the thin film or coating.

WO 02/054948

PCT/US02/01138

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

- [0016] FIGURE 1 illustrates the internal structure of tooth enamel.
- [0017] FIGURE 2 illustrates the internal structure of tooth dentin.
- [0018] FIGURE 3a illustrates a block diagram of components used in the present invention.
- [0019] FIGURE 3b is a flowchart illustrating the steps performed in the present invention.
- [0020] FIGURE 4 illustrates a cross-section of an extracted human incisor showing the enamel, dentin, and pulp sections, and also an amalgam insert.
- [0021] FIGURE 5a illustrates a measured temporal profile of a CO₂ pulse laser.
- [0022] FIGURE 5b illustrates a measured temporal profile of an Nd:YAG pulse laser.
- [0023] FIGURE 6a illustrates an ultrasonic waveform for a tooth phantom taken in an enamel region.
- [0024] FIGURE 6b illustrates an ultrasonic waveform for a tooth phantom taken in an enamel/amalgam/enamel region.
- [0025] FIGURE 6c illustrates an ultrasonic waveform for a tooth phantom taken in an enamel/dentin/enamel region.
- [0026] FIGURE 6d illustrates an ultrasonic waveform for a tooth phantom taken in an enamel/dentin/pulp/dentin/enamel region.
- [0027] FIGURE 7 illustrates a cross-section of an extracted human incisor.
- [0028] FIGURE 8a illustrates an ultrasonic waveform for a human incisor taken in an enamel region.
- [0029] FIGURE 8b illustrates an ultrasonic waveform for a human incisor taken in an enamel/amalgam/enamel region.
- [0030] FIGURE 8c illustrates an ultrasonic waveform for a human incisor taken in an enamel/dentin/enamel region.
- [0031] FIGURE 8d illustrates an ultrasonic waveform for a human incisor taken in an enamel/dentin/pulp/dentin/enamel region.

DETAILED DESCRIPTION

- [0032] The generation and detection of ultrasonic waves provides a method for characterizing the bulk and surface properties of a material by interrogating a specimen with high frequency acoustic waves. Up to three bulk acoustic waves can propagate in a material, each with its own

WO 02/054948

PCT/US02/01138

characteristic velocity. As an ultrasonic wave propagates, the amplitude decreases due to geometrical spreading, attenuation from absorption, and scattering from discontinuities. Measurement of wave speeds, attenuation, and scattering provide the information needed to quantify the bulk internal and surface properties of the material. In this analysis, we are interested in the interaction of the acoustic waves at the interfaces between the dental hard and soft tissues.

[0033] The propagation of elastic plane waves in an anisotropic material is described using Christoffel's equation by:

$$[C_{ijkl}l_jl_k - \rho v^2 \delta_{il}] = 0.$$

This equation provides an analytic relation between the phase velocity, v , of the elastic waves and the elastic moduli, C_{ijkl} . The direction cosines are specified by l_i (with $i = 1, 2$, or 3), ρ is the material density, and δ_{ik} is the Kronecker delta function.

[0034] The anisotropic nature of dental hard tissue is well-documented. Dental enamel, the hard protective substance covering the crown of the tooth, is the hardest biologic tissue in the body to resist fractures during mastication (chewing). Enamel is composed of about 96% inorganic mineral in the form of hydroxyapatite and 4% water and organic matter. Hydroxyapatite is a crystalline calcium phosphate that is also found in bone, dentin, and cementum. As illustrated in **FIGURE 1**, enamel is composed of rods **10** that extend from their origin at the dentino-enamel junction to the outer surface of the tooth. The rod itself resembles a keyhole in shape, allowing individual rods to form a strong interlocking structure. The head of the rod measures about 5 μm across while the tail is only about 1 μm . Each rod is filled with crystals, whose orientation **12** varies along the rod. At the head of the rod, these crystals are approximately parallel to the rod axis while near the tail of the rod, the crystals are oriented almost perpendicular to the rod axis. Variations in the elastic properties of enamel are quantified by measuring the Rayleigh velocity as a function orientation with the enamel rods with an acoustic microscope. It was found that the Rayleigh velocity varied by almost 5% in these measurements. More recently, a three-dimensional finite element model was developed for the prismatic nature of enamel that predicted stiffness both along and across the rods and found that Young's modulus varies dramatically both with direction and volumetric fraction. Specifically,

WO 02/054948

PCT/US02/01138

the deviation in Young's modulus is estimated at nearly $\pm 10\%$ parallel and $\pm 60\%$ perpendicular to the orientation of crystals.

[0035] Referring to **FIGURE 2**, dentin **20** is the hard tissue that constitutes the body of a tooth. Unlike enamel, which is almost white in color, dentin appears almost yellowish. Dentin is a living tissue that is not normally exposed to the oral environment. Like bone, dentin is composed primarily of an organic matrix of collagen fibers (20%), inorganic hydroxyapatite crystals (70%), and about 10% water. With 20% less mineral than enamel **22**, dentin **20** is softer and slightly elastic. Dentin **20** itself is classified as primary, secondary, and tertiary on the basis of the time of its development and the histologic (microscopic) characteristics of the tissue. Primary dentin is the major component of the crown and root while secondary dentin forms only after tooth eruption (i.e. when the teeth begin to function) and borders the pulp. Finally, tertiary or reparative dentin occurs in response to the presence of a trauma to the pulp **24**. The structure of dentin **20** is composed of S-shaped tubules that run from the dentino-enamel junction to the dentino-pulp junction. Each of these tubules is about 1-3 μm in diameter and surrounded by a matrix of needle-shaped, hydroxyapatite crystals in a protein matrix of composed mostly of collagen.

[0036] The third component of a tooth is the pulp **24**, which is the soft connective tissue located in the central portion of each tooth. It is composed of both a crown (coronal part) and root (radicular part). Pulp **24** contains specialized connective tissue composed of thin-walled blood vessels, nerves, and nerve endings enclosed within the dentin **20**.

[0037] To simplify analysis, enamel, dentin, and pulp are characterized as elastically isotropic. For isotropic materials, only two bulk waves need be considered, longitudinal and shear. It can be shown through Christoffel's equation that the velocity of these two waves is given by:

$$v_{\text{long}} = \sqrt{\frac{C_{11}}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad \text{and} \quad v_{\text{shear}} = \sqrt{\frac{C_{44}}{\rho}} = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}},$$

where E is the elastic modulus and μ is the shear modulus. The acoustic velocities and density for the various components of a tooth are listed in Table 1. When assessing any multi-phase structure, such as a tooth, both the acoustic velocity and acoustic impedance of each layer must be considered. The acoustic impedance, Z, is defined as:

WO 02/054948

PCT/US02/01138

$$Z = \sqrt{E\rho} = \rho v_{\text{long}}.$$

[0038] When an acoustic wave travels from one medium to another (i.e. from the enamel to the dentin), a portion of the wave is reflected and the remaining portion is transmitted (assuming no other losses). The intensity of the reflected acoustic radiation, I_r , assuming plane wave propagation, at the interface between two different mediums with acoustic impedances of Z_1 and Z_2 , is given by:

$$I_r = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 I_i = \Gamma I_i,$$

where Γ is the reflection coefficient and I_i is the intensity of the incident radiation. Due to conservation of energy, the intensity of the transmitted acoustic radiation, I_t , is:

$$I_t = I_i - I_r.$$

[0039] Knowledge of the relative reflected and transmitted intensities at each material interface in a tooth structure aids in the interpretation of the final ultrasonic waveform.

[0040] Efficient ultrasound generation depends upon the material's absorption characteristics at the optical wavelength of the pulsed laser. Enamel and dentin have a strong absorption in the 9-11 μm region due to the phosphate in the carbonated hydroxyapatite (CAP). Absorption coefficients of 5500, 8000, 1125, and 825 cm^{-1} at 9.3, 9.6, 10.3, and 10.6 μm , respectively have been determined. These correspond to absorption depths between 1.25 and 12 μm .

[0041] Referring now to **FIGURE 3a**, a pulsed CO_2 laser **30** (10.6 μm with a 50ns rise time) is used to generate acoustic waves in a human tooth **32**. The pulsed laser **30** is focused to a spot size on the order of a few tens of microns on the tooth's surface via lens **34**. The output power of the pulsed laser **30** is controlled using polarization optics to ensure non-destructive (thermo-elastic) acoustic wave generation. The short pulse laser operates in a region of absorption for the tooth structure. In another embodiment, a thin film or coating can be placed on the tooth surface and the short pulse laser then operates in a region of absorption for the thin film or coating.

WO 02/054948

PCT/US02/01138

[0042] Optical detection of the acoustic wave arrivals is accomplished using a laser vibrometer 36. The output signal from the vibrometer 36 is proportional to the surface displacement of the tooth 32. Ultrasound measurements can be taken in an epicentral configuration in which the source/laser 30 and receiver/vibrometer 36 are on opposite sides of the tooth 32. Alternatively, ultrasound measurements can be taken in a non-epicentral configuration in which the source/laser 30 and receiver/vibrometer 36 are on opposite sides of the tooth 32. In addition, ultrasound measurements can be taken wherein the source/laser 30 and receiver/vibrometer 36 are on the same side of the tooth 32.

[0043] The output of the vibrometer 36 is passed to a high-speed digitizing oscilloscope 37 for recording the ultrasonic event. The capture of the ultrasonic waveform is triggered by a high-speed photodetector, comprised of a photo-diode 38 and an output coupler 39, which sees a sampling of the output pulse of the pulsed laser 30. Sampling of the output laser pulse allows for very accurate time-of-flight measurements for the acoustic waves. In addition, multiple waveforms were averaged to improve the signal-to-noise ratio (SNR).

[0044] FIGURE 3b is a flowchart illustrating the steps performed in the present invention. Using the configuration described in FIGURE 3a, ultrasonic acoustic waves are generated 310 via a pulsed laser. The beam of the pulsed laser is focused 320 onto the surface of a tooth at a desired area. The capture of the resulting acoustic waveforms within the tooth are triggered by a high speed photodetector that samples the output of the pulsed laser 330. A laser vibrometer is used to optically detect 340 acoustic waveforms generated within the tooth structure. The data recorded by the laser vibrometer is then forwarded to a high speed digitizing oscilloscope 350. The sampling of the pulsed laser provides the oscilloscope with very accurate time measurements with respect to the origination of the ultrasound beam. The detected acoustic waveforms are then processed, analyzed and displayed by the oscilloscope 360.

[0045] Processing of the results involves analysis of the peaks and valleys of the resulting waveforms versus time. Certain characteristics of a tooth's structure can be determined based on the arrival time and amplitude of the arrival of certain wave fronts. The processing is typically done by a processing device (computer) that can be programmed with the characteristics of normal tooth structure.

[0046] An advantage of the present invention is its ability to assess the health of the entire tooth structure. One application is to be able to resolve the interfaces of the various junctions that

WO 02/054948

PCT/US02/01138

naturally occur in a tooth. Moreover, valuable diagnostic information can be determined by knowing, or at least estimating, the thicknesses of the various components that compromise a tooth. For example, there is a need to image the margins of a restoration for the detection of poor bonding or voids between the restorative material and the dentin. With conventional x-ray techniques, it is difficult to detect cracks and to visualize interfaces between hard media. This is due to the x-ray providing only a two-dimensional projection of the internal structure (i.e. a silhouette). In addition, a high resolution imaging modality is needed to detect tooth decay in its early stages. If decay can be detected early enough, the process can be monitored and interventional procedures, such as fluoride washes and controlled diet, can be initiated which can help the tooth to re-mineralize itself. Currently employed x-ray imaging is incapable of detecting decay at a stage early enough to avoid invasive cavity preparation followed by a restoration with a synthetic material. Laser ultrasonics can be used to detect early stages of decay both in the bulk and on the surface of the tooth. Other clinical applications include the visualization of periodontal defects, the localization of intraosseous lesions, and determining the degree of osseointegration between a dental implant and the surrounding bone.

[0047] To better illustrate the present invention, results of the use of the present invention on a tooth phantom and an extracted human incisor are presented and discussed.

[0048] One means of better understanding the acoustic signature obtained from an actual tooth structure is to construct a tooth phantom made from acoustically similar materials. A cross section from an extracted human incisor is shown in **FIGURE 4**. The enamel **40**, dentin **42**, pulp **44**, and an amalgam insert **46** are marked. To simplify construction, a separate tooth phantom was designed for four different acoustic "paths" through the tooth section. These paths include enamel, enamel/amalgam/enamel, enamel/dentin/enamel, and enamel/dentin/pulp/dentin/enamel.

[0049] Materials with similar acoustic velocities and impedances to the different components of a real tooth are listed in **Table 1**. Relatively good matches were found for enamel, pulp, and amalgam. Only dentin proved difficult to match. As shown in **Table 1**, tin has very similar acoustic velocities but much higher acoustic impedance. This larger impedance does not provide the desired interface characteristics between the different components of the tooth phantom. Borosilicate glass, on the other hand, has much faster acoustic velocities, but more comparable acoustic impedance. Since the purpose of this study was to better understand the

WO 02/054948

PCT/US02/01138

interface properties between the different dental tissues, similarities in acoustic impedance was viewed as more important than acoustic velocities.

TABLE 1

Layer	V_{long} [mm/ μ s]	V_{short} [mm/ μ s]	Density ρ [kg/m ³]	Acoustic Impedance Z [$\times 10^6$ kg/m ² s]
Enamel	6.25	3.10	3000	18.8
Aluminum	6.30	3.10	2700	17.0
Dentin	3.80	1.90	2000	7.6
Tin	3.30	1.70	1740	24.2
Borosilicate glass	5.30	3.00	3570	18.9
Pulp	1.57	0.80	1000	1.57
Teflon	1.4		2140	3.0
Amalgam	4.35	2.26	7750	33.7
Copper	4.70	2.30	9670	41.6

[0050] A comparison of the reflection coefficients between the interfaces of a real tooth and those of the tooth phantom are listed in Table 2.

TABLE 2

Real Tooth Components	Γ	Tooth Phantom Components	Γ
enamel/amalgam/enamel	0.081	aluminum/copper/aluminum	0.176
enamel/dentin/enamel	0.18	aluminum/glass/aluminum	0.026
dentin/amalgam/dentin	0.399	glass/copper/glass	0.296
dentin/pulp/dentin	0.432	glass/teflon/glass	0.369

[0051] A pulsed CO₂ laser is used to generate acoustic waves in the extracted human incisor.

The measured temporal profile of a CO₂ laser, shown in FIGURE 5a, indicates a pulse rise time of 50ns. A noticeable feature of this pulse is the long tail (about 1.5 μ s). Since only the rise of the initial pulse is responsible for high-frequency components of the ultrasonic waves, this tail did not effect the ultrasonic measurements.

[0052] Ultrasound generation in the tooth phantoms is accomplished using a pulsed Nd:YAG laser (18 ns pulse width). The measured temporal profile of a Nd:YAG pulse is illustrated in FIGURE 5b. The poor absorption properties of aluminum in the tooth phantoms at 10.6 μ m precluded the use of the CO₂ laser. In both cases, the pulsed lasers are focused to spot sizes on the order of a few ten's of microns and the output power of the pulsed lasers is controlled using

WO 02/054948

PCT/US02/01138

polarization optics to ensure non-destructive (thermoelastic) acoustic wave generation.

[0053] A path-stabilized Michelson-type interferometer is used to detect the ultrasonic wave arrivals in the tooth phantoms. This type of interferometer is sensitive to sub-nanometer displacement amplitudes, typical for thermoelastically-generated ultrasound. Michelson interferometers are better suited to objects with specular reflections from the surface of the object. In each case, the front surface of the tooth phantom is polished to allow optimal operation of the interferometer. Since teeth do not provide a specular reflection, a different detection scheme is implemented. Optical detection schemes suited for diffusely reflecting surfaces include Fabry-Perot, Mach-Zender, photo-refractive, and optical feedback interferometers as well as various types of laser vibrometers. For these measurements, a commercially available laser vibrometer is used. As with the Michelson interferometer, this laser vibrometer has an output proportional to surface displacement.

TOOTH PHANTOM RESULTS

[0054] **FIGURE 6a** illustrates a measured thermoelastic ultrasonic waveform from a piece of aluminum (8.5 mm thick). This represents an ideal waveform through the enamel of a tooth if the enamel were truly isotropic. The first longitudinal wave (L1) and shear wave (S1) arrivals are marked. Scattered light from the pulsed laser denotes the beginning of the ultrasonic waveform. This initial laser pulse is visible on all of the tooth phantom waveforms. The aluminum waveform also provides a baseline for the other three tooth phantom waveforms (**FIGURES 6b-d**). Each of these waveforms is distinctly different due to reflections at the interfaces of the different layers of the tooth phantoms. Each waveform was averaged 100 times to improve SNR.

[0055] The measured waveform from the second tooth phantom illustrated in **FIGURE 6b** simulates what would be found for a tooth with an amalgam restoration (filling). This phantom is composed of a 1.95 mm thick piece of copper (amalgam) sandwiched between two pieces of aluminum (enamel), 1.95 mm and 1.25 mm thick. The first longitudinal arrival time, $t_{1,1}$, occurs at:

WO 02/054948

PCT/US02/01138

$$\begin{aligned}
 t_{L1} &= \frac{d_{1\text{aluminum}}}{v_{\text{aluminum}}} + \frac{d_{\text{copper}}}{v_{\text{copper}}} + \frac{d_{2\text{aluminum}}}{v_{\text{aluminum}}} \\
 &= \frac{1.95\text{ mm}}{6.3 \frac{\text{mm}}{\mu\text{s}}} + \frac{1.95\text{ mm}}{4.7 \frac{\text{mm}}{\mu\text{s}}} + \frac{1.25\text{ mm}}{6.3 \frac{\text{mm}}{\mu\text{s}}} = 0.923\mu\text{s}.
 \end{aligned}$$

[0056] The second acoustic wave arrival occurs when the longitudinal wave traverses the thin piece of aluminum (enamel) a second time after reflection at the enamel-amalgam junction (EAJ). This second arrival occurs at:

$$\begin{aligned}
 t_{\text{EAJ1}} &= t_{L1} + \frac{d_{2\text{aluminum}}}{v_{\text{aluminum}}} \\
 &= 0.923\mu\text{s} + 0.397\mu\text{s} = 1.32\mu\text{s}.
 \end{aligned}$$

[0057] The next two acoustic wave arrivals result from additional traverses of the thicker piece of aluminum and the copper. In each case, the acoustic wave arrivals in the tooth phantom will be more pronounced than what would be expected for an actual tooth due to the larger reflection coefficient at the aluminum/copper junction ($\Gamma=0.176$ versus $\Gamma=0.081$). The first shear arrival is denoted by S1.

[0058] The ultrasonic waveform for the aluminum/glass/aluminum (enamel/dentin/enamel) tooth phantom is illustrated in **FIGURE 6c**. The first longitudinal arrival (L1) is identified by the initiation of the positive slope in the waveform. As with the previous phantom, this arrival corresponds to a direct acoustic path for the longitudinal wave through the tooth phantom. In this tooth phantom, the first section of aluminum (enamel) is 1.95 mm thick, the glass (dentin) is 3.3 mm thick, and the final section of enamel is 1.25 mm thick. The second longitudinal arrival (DEJ1) occurs after the longitudinal wave traverses the thinner section of enamel (aluminum) a second time after reflection at the dentino-enamel (glass/aluminum) junction (DEJ). Subsequent longitudinal wave arrivals are also visible due to additional traverses of the thicker piece of enamel (aluminum) and dentin (glass) after reflections at the DEJ. The amplitude of each of these acoustic wave arrivals is smaller than in the previous tooth phantom due to the closer acoustic impedance match of the materials and subsequent smaller reflection coefficient ($\Gamma=0.026$). The DEJ would be more visible in an actual tooth due to the larger reflection coefficient ($\Gamma=0.18$).

[0059] The final ultrasonic waveform illustrated in **FIGURE 6d** shows the

WO 02/054948

PCT/US02/01138

enamel/dentin/pulp/dentin/enamel (aluminum/glass/teflon/glass/aluminum) tooth phantom. This tooth phantom is composed of 1 mm thick pieces of aluminum for the enamel, 3.5 mm thick pieces of glass for the dentin, and a 1.75 mm thick piece of teflon for the pulp. The lower SNR of this waveform is attributed to the increased complexity and thickness of this tooth phantom in comparison to the previous three. As before, the first longitudinal wave arrival (L1) corresponds to a single pass of the longitudinal wave through the phantom. The next two acoustic wave arrivals (DEJ) correspond to additional passes through the enamel (aluminum). As before, these reflections are very small due to the small reflection coefficient at the junction. The next acoustic wave arrival corresponds to a reflection at the dentin-pulp junction (DPJ). The amplitude of this reflection is far more pronounced due to the larger reflection coefficient.

HUMAN INCISOR RESULTS

[0060] Laser-based ultrasonic measurements were performed on an extracted human incisor. Prior to the measurements, the tooth was stored in a physiological saline to help preserve the mechanical properties of the dental tissue. After the measurements were completed, the incisor was cleaved along the propagation direction of the ultrasonic waves to determine the location of the internal interfaces within the tooth. A cross-section of the incisor is shown in **FIGURE 7** illustrating the enamel 70, dead tracts 72, dentin 74, pulp 76, and cementum 78. The dentino-enamel (DEJ), dentino-pulp (DPJ), and dentino-cementum (DCJ) junctions are also visible. In addition, a region of dentin containing dead tracts is also present. Results from measurements taken at four different locations through the tooth are presented here. These measurement locations are marked in **FIGURE 7** as (1), (2), (3), and (4), respectively. In addition, the thickness of each dental hard and soft layer is listed in **TABLE 3**.

TABLE 3

Measurement Location	Internal Structure of Tooth in mm				
1			Enamel 6.06		
2		Enamel 0.95	Dentin 4.76	Enamel 1.23	
3		Dentin 1.51	Pulp 0.53	Dentin 1.3	Cementum 0.21
4	Cementum 0.32	Dentin 1.13	Pulp 0.47	Dentin 0.86	Cementum 0.48

WO 02/054948

PCT/US02/01138

[0061] FIGURES 8a-d illustrate the acoustic waveforms determined at the measurement locations shown in FIGURE 7, respectively.

[0062] The first measurement location was taken through the top portion of the tooth and its waveform is illustrated in FIGURE 8a. In this region, a straight path across the tooth would only propagate through enamel. The first longitudinal acoustic wave arrival (L) occurs at about 1.08 μ s, which is slightly longer than the 0.98 μ s expected assuming a longitudinal velocity of 6.25 mm/ μ s (see TABLE 2). However, as previously discussed, the wave speed is known to vary in enamel due to the anisotropic nature of the elastic properties. The anisotropy is especially pronounced in this region of the tooth since the ultrasonic waves propagate both parallel and perpendicular to the enamel rods. An interesting feature of this waveform is the presence of the two large acoustic wave arrivals at 1.48 μ s and 1.98 μ s. These arrivals are believed due to acoustic wave scattering from the top surface of the tooth, which is just above the measurement location. This phenomenon illustrates the difficulty in interpreting bulk measurements near interfaces. The acoustic wave arrival at 2.2 μ s is very close to the expected wave arrival time of the first shear wave (S). Acoustic wave arrivals at 2.5 μ s and later correspond to reflections and scattering from the internal structure of the tooth and do not lend themselves to straightforward interpretation.

[0063] The second measurement location is approximately four millimeters down from the top of the tooth and its waveform is illustrated in FIGURE 8b. In this region, the ultrasonic waves propagate through two DEJs and a region of dead tracts in the dentin. The first longitudinal arrival (L) occurs at about 1.8 μ s. This time corresponds to a sudden negative change in slope. Also marked on the waveform is a wave arrival occurring at 2.03 μ s (indicated by a positive slope change). This is believed to be due to an additional round trip through the enamel on the left hand side of the dentin caused by reflections at the DEJ. This arrival is more pronounced than in the tooth phantom (FIGURE 6b) due to the larger reflection coefficient at the DEJ. The predicted arrival time for this reflection at the DEJ is 1.9 μ s. The acoustic wave arrival at 2.25 μ s is believed to be due to reflections at the interfaces of the dead tracts. Dead tracts are characterized by the death of odontoblasts, resulting in dentin tubules that contain debris and voids. It is for this reason that dead tracts appear black when teeth are sectioned and viewed by transmitted light. The presence of debris and open spaces in the tubules are expected to significantly affect the mechanical properties of the dentin, resulting in large reflections at the

WO 02/054948

PCT/US02/01138

dead tract junctions (DTJ). This difference in mechanical properties contributes to the large acoustic wave arrival (similar to what is seen at the dentino-pulp junction). The DTJ is probably also responsible for the next acoustic wave arrival at 2.9 μ s. The final marked wave arrival at 3.27 μ s corresponds to the expected arrival time for the shear wave (S) of 3.2 μ s. Again, there is expected to be some variation between predicted and measured acoustic wave arrival times, although now the propagation direction is mostly parallel to the orientation of the enamel rods. In this region of the tooth, the dentin tubules run almost perpendicular to the direction of the wave propagation.

[0064] The third measurement location occurs much further down the tooth and its waveform is illustrated in **FIGURE 8c**. In this region, the acoustic wave travels through dentin, pulp, and a small amount of cementum. The mechanical properties (i.e. acoustic wave speeds and density) of cementum are not known. For analysis purposes, it is assumed that the mechanical properties of cementum are similar to those of enamel. Based upon this assumption, the first longitudinal wave arrival is expected at 1.1 μ s, which is slightly longer than the measured arrival time of 0.94 μ s. This delayed arrival time is attributed to both a degradation in the mechanical properties of the pulp and uncertainty in the mechanical properties of the cementum. A second, faint, arrival is seen at 1.27 μ s (marked by the change in slope of the waveform). This arrival coincides with the expected reflection at the DCJ. The next three noticeable features occur at 1.54 μ s, 1.98 μ s, and 2.17 μ s. Due to the amplitude of these wave arrivals, they are believed to be due to reflections at the DPJ. The next wave arrival at 2.48 μ s is very close to that expected for the first shear wave arrival at 2.2 μ s and displays the expected sudden change in slope as found with the dentin/pulp/dentin tooth phantom at the shear wave arrival.

[0065] The fourth measurement location is near the base of the incisor and its waveform is illustrated in **FIGURE 8d**. At this location, the acoustic wave traveled through two layers of cementum and dentin, as well as a single layer of pulp. The first longitudinal arrival (L) occurs at about 1.23 μ s, which is again slower than the expected arrival time of 0.95 μ s. The next arrival occurs at 1.52 μ s and is attributed to a reflection at a DCJ. The next two reflections occur at 1.58 μ s and 1.86 μ s and are due to reflections at the DPJ. Unlike the measurement at the third location, there are only two wave arrivals due to reflections at the DPJ, because the total transit time in the pulp and dentin on the left hand side of the pulp are identical. The final arrival is due to the principal shear wave (S) and occurs at 2.34 μ s. As with the longitudinal

WO 02/054948

PCT/US02/01138

wave, this arrival time is slower than the predicted time of 1.89 μ s and again attributed to degradation of the pulp.

[0066] Sources of error should be examined to determine the accuracy of the final results. It has been estimated that the error in making laser ultrasonic measurements is less than 1% when considering phenomena such as acoustic diffraction and timing precision from laser alignment. For measurements on specially prepared samples, an error of 0.08% has been estimated in thickness measurements. For the results illustrated herein, the thickness measurement error is greater since a tooth is very irregular in shape and uncertainties in the exact acoustic path due to possible tilt in the tooth may occur during the measurement. It is more likely that there is a 3-4% error in measuring the thickness of the structures within a tooth (i.e. the enamel, dentin, pulp, and cementum). Another consideration is the determination of the exact arrival time of the first longitudinal wave. As shown in **FIGURES 8a-d**, the arrival time of the first longitudinal wave is not always clear due to noise in the laser vibrometer signal. However, this does not affect the determination of subsequent wave arrivals. Another source of error is the uncertainty of the exact wave velocities in the various dental hard and soft tissues. Young's modulus in enamel depends on both the orientation of the crystals as well as the volumetric fraction and can vary by over 10%.

[0067] Until these factors are better understood, complete characterization of dental enamel will be difficult. However, the problem is greatly simplified when measurements are made in the enamel/dentin region of a tooth. In this region, the crystals of the enamel are predominately oriented along the direction of the acoustic wave propagation, reducing the uncertainty in the Young's modulus. This allows for more accurate estimates of enamel thickness to be made. The s-shaped tubules in dentin also contribute to uncertainties in the Young's modulus. Again, in certain regions, these tubules are oriented parallel to the direction of the acoustic wave propagation, simplifying the analysis. Even with the uncertainties in moduli, the measurements presented here show that DEJ, DPJ, DCJ, and DTJ are discernable and estimates of the thickness of each of these structures can be made. These estimates are not currently possible using any other known technique. In addition, uncertainties in dental structure thickness do not affect the ability to detect any voids within a tooth.

[0068] The application of laser ultrasonics to the in-vitro assessment of the internal structure of teeth has been presented herein and shown to possess significant advantages over prior art work.

WO 02/054948

PCT/US02/01138

In laser ultrasonics, a short-pulse laser is used to non-destructively generate broadband, high frequency acoustic waves in the tooth structure. Unlike previous attempts to characterize the internal structure teeth using conventional contact transducers, laser generation of ultrasound requires no special surface preparation. Knowledge of the acoustic wave velocities in and reflection coefficients between the different dental structures allows for the internal structure of the tooth to be reconstructed. Optical detection of the acoustic waves provides a complementary non-contact technique requiring no special surface preparation. Another advantage of optical detection is that the detection footprint can easily be reduced to a few tens of microns, providing high spatial sensitivity in dental characterization.

[0069] In the present invention, the dentinoenamel, dentin/pulp, and cementum/dentin interfaces were resolved. The measured acoustic wave arrival times have been shown to generally agree with expected arrival times. The largest source of error in this analysis is likely due to the large variations in the mechanical properties of dental hard tissues. The anisotropic nature of enamel has been well documented. These variations will always make exact determination of the internal structure of a tooth somewhat difficult. However, good estimates of spatial variations in the thicknesses of dental tissues have been shown herein and these measurements have shown the technique of the present invention to be very sensitive to the presence of anomalies in a tooth, such as dead tracts. Moreover, the dentino-enamel, dentino-pulp, and dentino-cementum interfaces as well as dead tracts in the dentin were able to be resolved.

[0070] In the following claims, any means-plus-function clauses are intended to cover the structures described herein as performing the recited function and not only structural equivalents but also equivalent structures. Therefore, it is to be understood that the foregoing is illustrative of the present invention and is not to be construed as limited to the specific embodiments disclosed, and that modifications to the disclosed embodiments, as well as other embodiments, are intended to be included within the scope of the appended claims. The invention is defined by the following claims, with equivalents of the claims to be included therein.

WO 02/054948

PCT/US02/01138

CLAIMS:

- 1 1. A method of assessing tooth structure using laser based ultrasonics comprising:
 - 2 generating ultrasonic acoustic waves using a pulsed laser that emits a beam;
 - 3 focusing the beam of the pulsed laser onto a desired area on the surface of a tooth thereby
 - 4 creating ultrasonic acoustic waves within the bulk and on the surface of the tooth structure;
 - 5 optically detecting the acoustic waveforms generated within and on the surface of the
 - 6 tooth structure using optical interferometric detection means; and
 - 7 processing the detected acoustic waveforms to assess the internal and surface structure of
 - 8 the tooth.
- 1 2. The method of claim 1 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse CO₂ laser.
- 1 3. The method of claim 1 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse laser that
2 operates in region of absorption for the tooth structure.
- 1 4. The method of claim 1 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse laser that
2 operates in a region of absorption of a film that is placed on the surface of the tooth.
- 1 5. The method of claim 1 wherein the optical interferometric detection means is comprised of a
2 laser vibrometer
- 1 6. The method of claim 1 wherein the optical interferometric detection means is comprised of a
2 Fabry-Perot interferometer.
- 1 7. The method of claim 1 wherein the optical interferometric detection means is comprised of a
2 Mach-Zender interferometer.
- 1 8. The method of claim 1 wherein the optical interferometric detection means is comprised of a
2 photo-refractive interferometer.

WO 02/054948

PCT/US02/01138

1 9. The method of claim 1 wherein the optical interferometric detection means is comprised of an
2 intensity feedback interferometer.

1 10. The method of claim 1 wherein measurements are taken in an epicentral configuration in
2 which the pulsed laser and the optical interferometric detection means are on opposite sides of
3 the tooth.

1 11. The method of claim 1 wherein measurements are taken in a non-epicentral configuration in
2 which the pulsed laser and the optical interferometric detection means are on opposite sides of
3 the tooth.

1 12. The method of claim 1 wherein measurements are taken in which the pulsed laser and the
2 optical interferometric detection means are on the same side of the tooth.

1 13. The method of claim 1 further comprising triggering the detection of the acoustic waveforms
2 within the tooth structure using a high-speed photodetector that samples the output of the pulsed
3 laser.

1 14. The method of claim 1 wherein said processing step comprises:
2 forwarding the acoustic waveforms detected by the optical interferometric detection
3 means to an oscilloscope; and
4 analyzing the arrival times and amplitudes of wavefronts within a waveform as presented
5 on the oscilloscope.

1 15. The method of claim 1 wherein the tooth surface requires no special preparation.

1 16. The method of claim 15 wherein the beam of the pulsed laser is focused onto the surface of a
2 tooth via a lens apparatus.

1 17. An apparatus of assessing tooth structure using laser based ultrasonics comprising:
2 a pulsed laser that generates a beam of ultrasonic acoustic waves;

WO 02/054948

PCT/US02/01138

3 a lens that focuses the beam of the pulsed laser onto a desired area on the surface of a
4 tooth thereby creating ultrasonic acoustic waves within the bulk and on the surface of the tooth
5 structure;

6 optical interferometric detection means that detect the acoustic waveforms generated
7 within and on the surface of the tooth structure; and

8 an oscilloscope that processes the detected acoustic waveforms to assess the internal
9 structure of the tooth.

1 18. The apparatus of claim 17 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse CO₂ laser.

1 19. The apparatus of claim 17 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse laser that
2 operates in region of absorption for the tooth structure.

1 20. The apparatus of claim 17 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse laser that
2 operates in a region of absorption of a film that is placed on the surface of the tooth.

1 21. The apparatus of claim 17 wherein the optical interferometric detection means is comprised
2 of a laser vibrometer.

1 22. The apparatus of claim 17 wherein the optical interferometric detection means is comprised
2 of a Fabry-Perot interferometer.

1 23. The apparatus of claim 17 wherein the optical interferometric detection means is comprised
2 of a Mach-Zender interferometer.

1 24. The apparatus of claim 17 wherein the optical interferometric detection means is comprised
2 of a photo-refractive interferometer.

1 25. The apparatus of claim 17 wherein the optical interferometric detection means is comprised
2 of a intensity feedback interferometer.

WO 02/054948

PCT/US02/01138

- 1
1 26. The apparatus of claim 17 wherein measurements are taken in an epicentral configuration in
2 which the pulsed laser and the optical interferometric detection means are on opposite sides of
3 the tooth.
- 1 27. The apparatus of claim 17 wherein measurements are taken in a non-epicentral configuration
2 in which the pulsed laser and the optical interferometric detection means are on opposite sides of
3 the tooth.
- 1 28. The apparatus of claim 17 wherein measurements are taken in which the pulsed laser and the
2 optical interferometric detection means are on the same side of the tooth.
- 1 29. The apparatus of claim 17 further comprising a high-speed photodetector that triggers the
2 detection of the acoustic waveforms within and on the surface of the tooth structure by sampling
3 the output of the pulsed laser.
- 1 30. The apparatus of claim 17 further comprising processing means that analyze the arrival
2 times and amplitudes of wavefronts within a waveform.
- 1 31. The apparatus of claim 17 wherein the tooth surface requires no special preparation.
- 1 32. A method of generating ultrasonic acoustic waves within and on the surface of a tooth
2 comprising:
3 generating ultrasonic acoustic waves using a pulsed laser that emits a beam; and
4 focusing the beam of the pulsed laser onto a desired area on the surface of a tooth thereby
5 creating ultrasonic acoustic waves within and on the surface of the tooth structure.
1
- 1 33. The method of claim 32 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse CO₂ laser.
- 1 34. The method of claim 32 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse laser that
2 operates in region of absorption for the tooth structure.

WO 02/054948

PCT/US02/01138

- 1 35. The method of claim 32 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse laser that
2 operates in a region of absorption of a film that is placed on the surface of the tooth.
- 1 36. The method of claim 32 wherein the tooth surface requires no special preparation.
- 1 37. The method of claim 32 wherein the beam of the pulsed laser is focused onto the surface of a
2 tooth via a lens apparatus.
- 1 38. A method of detecting and processing ultrasonic acoustic waves within and on the surface of
2 a tooth comprising:
3 optically detecting the acoustic waveforms within and on the surface of the tooth
4 structure using interferometric detection means; and
5 processing the detected acoustic waveforms to assess the internal structure of the tooth.
- 1 39. The method of claim 38 wherein the optical interferometric detection means is comprised of
2 a laser vibrometer.
- 1 40. The method of claim 38 wherein the optical interferometric detection means is comprised of
2 a Fabry-Perot interferometer.
- 1 41. The method of claim 38 wherein the optical interferometric detection means is comprised of
2 a Mach-Zender interferometer.
- 1 42. The method of claim 38 wherein the optical interferometric detection means is comprised of
2 a photo-refractive interferometer.
- 1 43. The method of claim 38 wherein the optical interferometric detection means is comprised of
2 a intensity feedback interferometer.

WO 02/054948

PCT/US02/01138

- 1 44. The method of claim 38 wherein said processing step comprises:
2 forwarding the acoustic waveforms detected by the optical interferometric detection
3 means to an oscilloscope; and
4 analyzing the arrival times and intensities of wavefronts within a waveform as presented
5 on the oscilloscope.
- 1 45. An apparatus for generating ultrasonic acoustic waves within and on the surface of a tooth
2 comprising:
3 a pulsed laser that generates a beam of ultrasonic acoustic waves; and
4 a lens that focuses the beam of the pulsed laser onto a desired area on the surface of a
5 tooth thereby creating ultrasonic acoustic waves within and on the surface of the tooth structure.
- 1 46. The apparatus of claim 45 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse CO₂ laser.
- 1 47. The apparatus of claim 45 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse laser that
2 operates in region of absorption for the tooth structure.
- 1 48. The apparatus of claim 45 wherein the pulsed laser is comprised of a short pulse laser that
2 operates in a region of absorption of a film that is placed on the surface of the tooth.
- 1 49. The apparatus of claim 45 wherein the tooth surface requires no special preparation.
- 1 50. An apparatus for detecting and processing ultrasonic acoustic waves within and on the
2 surface of a tooth comprising:
3 optical interferometric detection means that optically detect the acoustic waveforms
4 generated within and on the surface of the tooth structure; and
5 an oscilloscope that processes the detected acoustic waveforms to assess the internal
6 and/or surface structure of the tooth.
- 1 51. The apparatus of claim 50 wherein the optical interferometric detection means is comprised
2 of a laser vibrometer.

WO 02/054948

PCT/US02/01138

1 52. The apparatus of claim 50 wherein the optical interferometric detection means is comprised
2 of a Fabry-Perot interferometer.

1 53. The apparatus of claim 50 wherein the optical interferometric detection means is comprised
2 of a Mach-Zender interferometer.

1 54. The apparatus of claim 50 wherein the optical interferometric detection means is comprised
2 of a photo-refractive interferometer.

1 55. The apparatus of claim 50 wherein the optical interferometric detection means is comprised
2 of an intensity feedback interferometer.

1 56. The apparatus of claim 50 further comprising processing means that analyze the arrival
2 times and intensities of wavefronts within a waveform.

WO 02/054948

1/7

PCT/US02/01138

FIG. 1

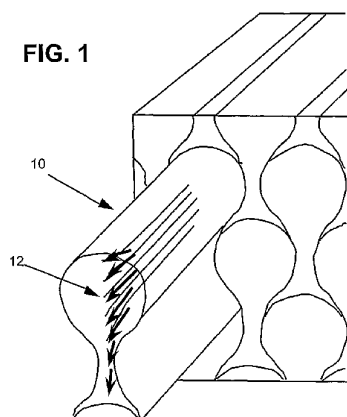


FIG. 2

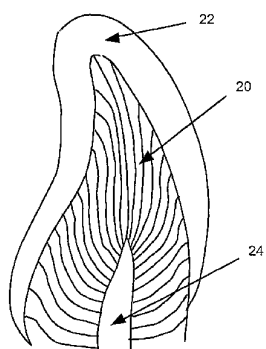


FIG. 3a

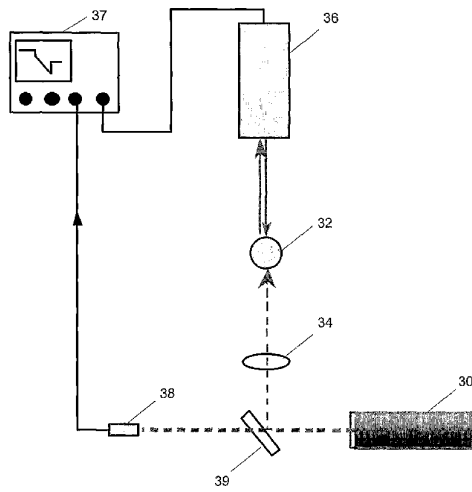
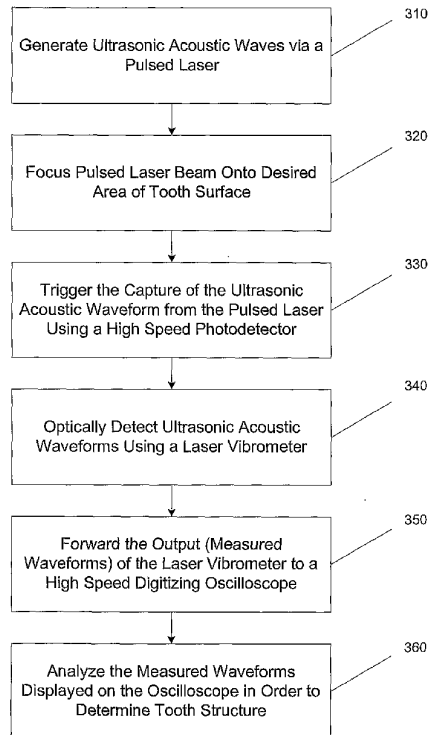


FIG. 3b

WO 02/054948

4/7

PCT/US02/01138

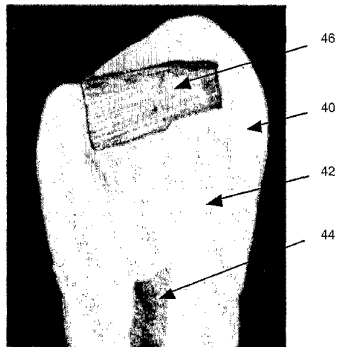


FIG. 4

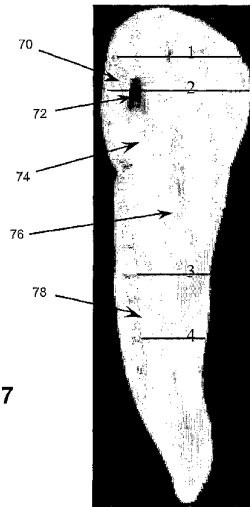
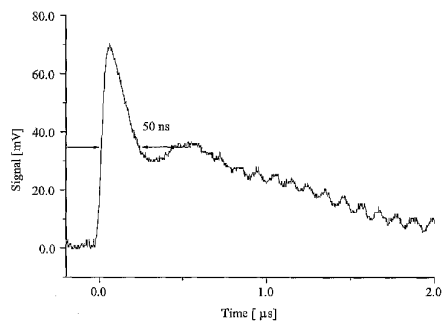
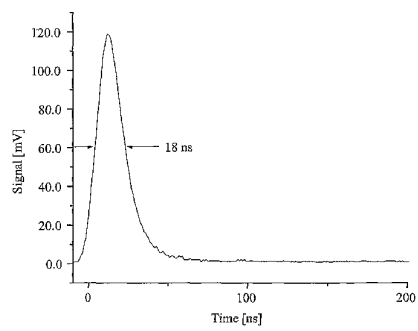


FIG. 7

WO 02/054948

5/7

PCT/US02/01138

**FIG. 5a****FIG. 5b**

WO 02/054948

6/7

PCT/US02/01138

FIG. 6a

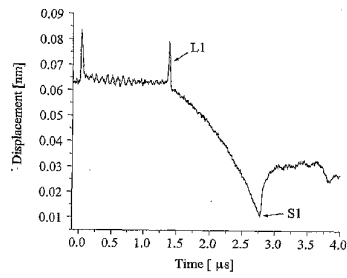


FIG. 6b

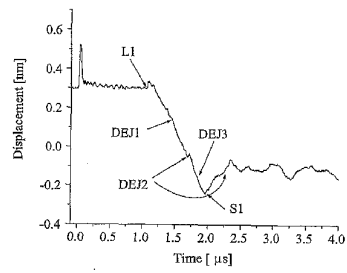
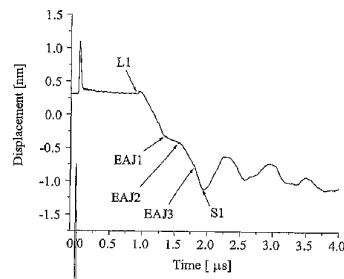


FIG. 6c

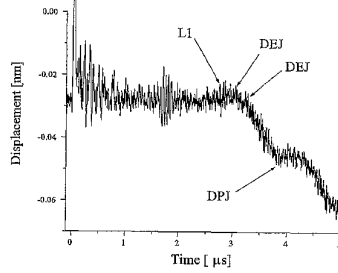


FIG. 6d

WO 02/054948

7/7

PCT/US02/01138

FIG. 8a

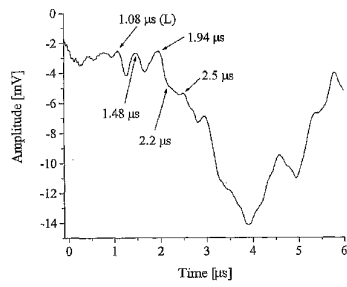


FIG. 8b

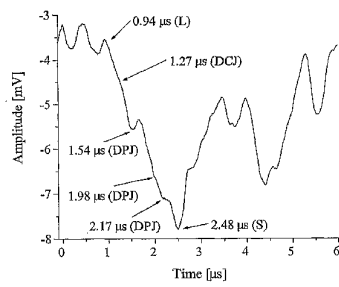
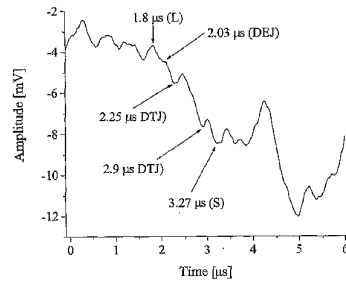


FIG. 8c

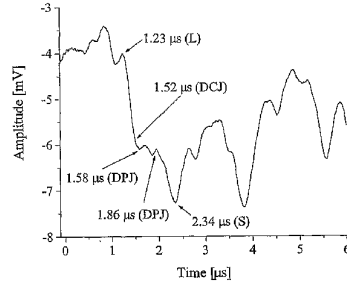


FIG. 8d

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		PCT/US 02/01138
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/00 A61B8/08		
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)		
WPI Data, EPO-Internal, PAJ, INSPEC, COMPENDEX, BIOSIS		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	BLODGETT D W ET AL: "Laser ultrasonic techniques for assessment of tooth structure"	32-37, 45-50, 52,53,55
A	LASER-TISSUE INTERACTION XI: PHOTOCHEMICAL, PHOTOTHERMAL, AND PHOTOMECHANICAL, SAN JOSE, CA, USA, 22-27 JAN. 2000, vol. 3914, pages 588-598, XP008003906 Proceedings of the SPIE - The International Society for Optical Engineering, 2000, SPIE-Int. Soc. Opt. Eng. USA ISSN: 0277-786X page 589, line 5 from bottom - last line page 592, line 1 - 12 page 593, section 3.3 "Experimental setup" Fig.4	51,54,55
--- -/---		
<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 *E* earlier document but published on or after the international filing date *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) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *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 *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 *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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
29 May 2002		10/06/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5916 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Knüpling, M

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		PCT/US 02/01138
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 041 020 A (CARON JAMES N ET AL) 21 March 2000 (2000-03-21)	17-20, 22,26, 29-31, 45-50, 52,56
A	column 13, line 21 - line 30 column 43, line 16 - line 18 column 50, line 11 - line 13 column 53, line 49 - line 51	21, 23-25, 27,28, 51,53-55

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

PCT/US 02/01138

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6041020	A	21-03-2000	NONE

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN, TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,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,OM,PH,P L,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 プロジェクト,デーヴィッド,ダブリュー.

アメリカ合衆国,21042 メリーランド州,エリコット シティ,アーজেイ サークル 4
092

(72)発明者 ボールドウィン,ケビン,シー.

アメリカ合衆国,21046 メリーランド州,コロンビア,イーデン ブルック ドライブ 7
302,アパートメント 221

(72)発明者 ダンカン,ドナルド,ディー.

アメリカ合衆国,20910 メリーランド州,シルバー スプリング,ヒューストン ストリー
ト 8406

Fターム(参考) 4C601 BB01 DD12 DE16 EE06 EE09 GD03 HH04 KK14

专利名称(译)	激光超声诊断牙齿结构		
公开(公告)号	JP2004536620A	公开(公告)日	2004-12-09
申请号	JP2002555689	申请日	2002-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	约翰霍普金斯大学		
申请(专利权)人(译)	约翰·霍普金斯大学		
[标]发明人	プロジェクトデーヴィッドダブリュー ボールドウィンケビンシー ダンカンドナルドディー		
发明人	プロジェクト,デーヴィッド,ダブリュー, ボールドウィン,ケビン,シー, ダンカン,ドナルド,ディー.		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0088 A61B5/0095 A61B8/0875 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/DD12 4C601/DE16 4C601/EE06 4C601/EE09 4C601/GD03 4C601/HH04 4C601/KK14		
代理人(译)	木岛隆一 金子 一郎		
优先权	60/261090 2001-01-11 US		
其他公开文献	JP2004536620A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

它是一种基于短脉冲激光产生的高频高度局部超声（声波）诊断牙齿内部结构的方法。与传统的催化技术相比，激光超声在本质上是非接触和非侵入性的，并且不需要任何特殊的牙齿表面准备。超声光学干涉测量传感提供互补的非破坏性和非接触式装置，以获得非常小的感测足迹。检测激光超声和光学干涉仪，类似于用于在牙齿，珐琅质/牙本质，牙本质/纸浆中的牙质死亡管区域的组合，以及牙本质/牙骨质界面敏感体内诊断牙齿健康状况，这是可能的。

