(19) **RU** (11) **2 089 126** (13) **C1**

(51) МПК[6] **A 61 C 5/00, A 61 N 5/06**

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 94012665/14, 11.04.1994

(46) Дата публикации: 10.09.1997

(56) Ссылки: 1. Патент США N 4521194, кл. A 61 C 5/00, 1986. 2. Авторское свидетельство СССР N 1593669, кл. A 61 C 5/00, 1990. 3. WO, патент, 89/08432, кл. A 61 C 5/00, 1989. 4. WO, патент, 90/01907, кл. A 61 C 5/00, 1989.

(71) Заявитель:
Учебно-научно-производственный "Лазерный центр" Института точной механики и оптики

(72) Изобретатель: **Альтшулер Г.Б., Беликов А.В., Ерофеев А.В.**

(73) Патентообладатель:
Учебно-научно-производственный "Лазерный центр" Института точной механики и оптики

(54) СПОСОБ ОБРАБОТКИ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА ЛАЗЕРНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

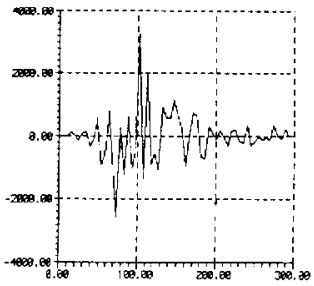
(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано в стоматологии при лечении кариеса и протезировании зубов. Основным недостатком известных способов обработки твердых тканей зуба лазерным излучением и устройств, реализующих эти способы, является высокая опасность нанесения лазерной травмы пациенту. Целью изобретения является снижение опасности нанесения пациенту лазерной травмы за счет обеспечения возможности определения типа обрабатываемой ткани. Указанная цель достигается тем, что в способе обработки твердых тканей зуба лазерным излучением, включающем воздействие на ткани зуба лазерного импульса, регистрируют акустический импульс, возникающий при взаимодействии излучения с тканью, по пиковой амплитуде которого определяют тип обрабатываемой ткани. Указанная цель также достигается тем, что устройство для обработки твердых тканей зуба лазерным излучением, состоящее из последовательно расположенных вдоль оптической оси импульсного лазера и средства доставки излучения от лазера к зубу, вход которого оптически сопряжен с выходом лазера, содержит акустический приемник и измеритель пиковой амплитуды электрических импульсов, вход которого электрически сопряжен с выходом акустического приемника, а выход электрически сопряжен со входом устройства индикации, причем акустический приемник установлен таким образом, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на выходе средства доставки излучения от лазера к зубу угол α, удовлетворяющий условию: $11° < \alpha < 86°$. 2 с. и 4 з.п.ф-лы, 5 ил.

RU 2089126 C1

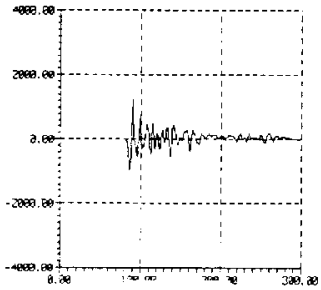
RU 2089126 C1

о.е.



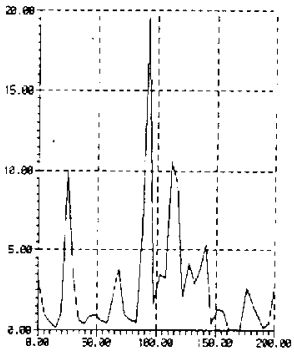
а)

о.е.



б)

о.е.



в)

фиг.1

RU 2089126 C1

RU 2089126 C1

(19) **RU** (11) **2 089 126** (13) **C1**

(51) Int. Cl.[6] **A 61 C 5/00, A 61 N 5/06**

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: 94012665/14, 11.04.1994

(46) Date of publication: 10.09.1997

(71) Applicant:
Uchebno-nauchno-proizvodstvennyj "Lazernyj tsentr" Instituta tochnoj mekhaniki i optiki

(72) Inventor: Al'tshuler G.B., Belikov A.V., Erofeev A.V.

(73) Proprietor:
Uchebno-nauchno-proizvodstvennyj "Lazernyj tsentr" Instituta tochnoj mekhaniki i optiki

(54) METHOD OF TREATMENT OF TOOTH HARD TISSUES BY LASER RADIATION AND DEVICE FOR ITS REALIZATION

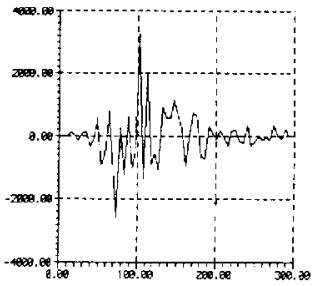
(57) Abstract:

FIELD: medical equipment, applicable in stomatology at treatment of caries and dental prosthetics. SUBSTANCE: the method consists in action of laser pulse on the tooth tissue, acoustic pulse arising at interaction of radiation with the tissue is detected, and the type of the tissue to be treated is determined according to the pulse peak amplitude. The device uses a pulsed laser and means for delivery of radiation from the laser to the tooth arranged in succession from the laser to the tooth arranged in succession in the optimal axis; the input of the means of radiation delivery is optically integrated with the laser output, has an acoustic pickup and an electric pulse peak amplitude meter, whose input is electrically coupled to the acoustic pickup output, and the output is electrically coupled to the display unit input; the acoustic pickup is installed in such a manner that the direction of its maximum sensitivity makes up angle α with the direction of the optical axis at the output of the radiation delivery means, this angle satisfies condition: $11° < \alpha < 86°$. EFFECT: reduced danger of laser injury to patient. 6 cl, 5 dwg

RU 2089126 C1

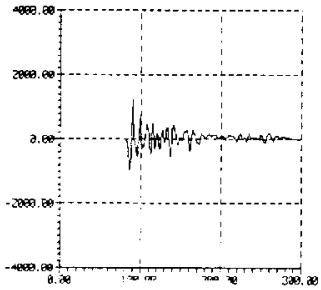
RU 2089126 C1

о.е.



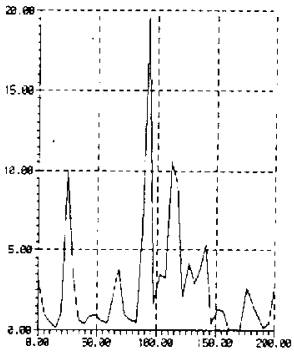
а)

о.е.



б)

о.е.



в)

фиг.1

RU 2089126 C1

RU 2089126 C1

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано в стоматологии при лечении кариеса и протезировании зубов.

Известен способ удаления начальных кариозных повреждений и/или камней зуба (патент USA 4521194, A 61 C 5/00, приоритет 22.12.83 г.), включающий обработку твердых тканей зуба импульсным лазерным излучением. Основным недостатком данного способа является высокая опасность нанесения лазерной травмы при обработке твердых тканей зуба.

Наиболее близким по технической сущности и принятым за прототип является способ лечения неосложненного кариеса (а. с. СССР N 1593669, A 61 C 5/00, приоритет 14.11.85 г. опубл. 23.09.90 г. БИ N 35), включающий обработку твердых тканей зуба лазерным излучением с длиной волны 2,94 мкм, длительностью импульсов 100-500 мкс, мощностью 0,5-1,0 Дж/имп, плотностью мощности $2 \cdot 10^4 \pm 3 \cdot 10$ Вт/см^2, частотой 1 Гц, экспозицией 3-30 с. Основным недостатком прототипа является опасность нанесения лазерной травмы при обработке тканей зуба, связанная с отсутствием в прототипе процедуры определения типа обрабатываемой ткани.

Известно устройство для обработки твердых тканей зуба лазерным излучением (патент WO 89/08432, A 61 C 5/00, приоритет 10.03.89 г.), включающее последовательно расположенные вдоль оптической оси импульсный лазер и средство доставки излучения к зубу в виде оптического волокна. Основным недостатком данного устройства является высокая опасность нанесения лазерной травмы при обработке твердых тканей зуба.

Наиболее близким по технической сущности и принятым за прототип является устройство для обработки твердых тканей зуба лазерным излучением (патент WO 90/01907, A 61 C 5/00, приоритет 25.08.89 г.), содержащее последовательно расположенные вдоль оптической оси импульсный лазер и средство доставки излучения к зубу, включающее отрезок оптического волокна, вход которого оптически сопряжен с выходом лазера, и наконечник, вход которого оптически сопряжен с выходом оптического волокна, а выход является выходом устройства. Основным недостатком прототипа является опасность нанесения лазерной травмы при обработке тканей зуба, связанная с отсутствием в прототипе системы определения типа обрабатываемой ткани.

Задачей, на решение которой направлено заявляемое изобретение, является снижение опасности нанесения пациенту лазерной травмы за счет обеспечения возможности определения типа обрабатываемой ткани.

Указанная задача достигается тем, что в способе обработки твердых тканей зуба лазерным излучением, включающем воздействие на ткани зуба лазерного импульса, регистрируют акустический импульс, возникающий при взаимодействии излучения с тканью, по пиковой амплитуде которого определяют тип обрабатываемой ткани. Для повышения достоверности определения типа обрабатываемой ткани указанный акустический импульс регистрируют в диапазоне звуковых частот 85-95 кГц. С той же целью одновременно с регистрацией акустического импульса измеряют временную задержку между лазерным и акустическим импульсами, по величине которой уточняют тип обрабатываемой ткани.

Указанная задача также достигается тем, что устройство для обработки твердых тканей зуба лазерным излучением, состоящее из последовательно расположенных вдоль оптической оси импульсного лазера и средства доставки излучения от лазера к зубу, вход которого оптически сопряжен с выходом лазера, содержит акустический приемник и измеритель пиковой амплитуды электрических импульсов, вход которого электрически сопряжен со входом устройства индикации, причем акустический приемник установлен таким образом, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на выходе средства доставки излучения от лазера к зубу угол α, удовлетворяющий условию: $11° < \alpha < 86°$ Для повышения достоверности определения типа обрабатываемой ткани вход измерителя пиковой амплитуды электрических импульсов электрически сопряжен с выходом акустического приемника через блок спектрального преобразования и фильтрации с полосой пропускания 85-95 кГц. С той же целью устройство дополнительно содержит фоторегистратор и блок измерения временных интервалов, причем вход фоторегистратора оптически сопряжен с выходом лазера, а выход электрически сопряжен с одним из входов блока измерения временных интервалов, второй вход которого электрически сопряжен с выходом акустического приемника, а выход электрически сопряжен со входом устройства индикации.

На фиг. 1 даны: (а) акустический импульс, возникающий при лазерном разрушении дентина, (б) акустический импульс, возникающий при лазерном разрушении эмали, (в) спектральная зависимость отношения акустических импульсов, возникающий при лазерном разрушении дентина и эмали. На фиг.2 схематически показаны временные диаграммы: (а) интенсивности лазерного импульса, (б) плотности энергии лазерного излучения, падающего на обрабатываемую поверхность, а также акустических импульсов, возникающих при разрушении дентина (в) и эмали (г). На фиг.3 показана схема устройства по п.4 формулы изобретения для реализации способа по п.1 формулы. На фиг.4 показана схема устройства по п. 5 формулы изобретения для реализации способа по п.2 формулы. На фиг. 5 показана схема устройства по п.6 формулы изобретения для реализации способа по п.3 формулы.

Как известно, к твердым тканям зуба относятся эмаль и дентин. Пороги разрушения этих тканей лазерным излучением различаются в несколько раз, причем порог разрушения дентина ниже, чем порог разрушения эмали. При обработке твердых тканей зуба лазерным излучением на обрабатываемой поверхности возникает эрозионный факел, что делает невозможным визуальный контроль состояния облучаемой

RU 2089126 C1

RU 2089126 C1

поверхности ткани и определение ее типа. Другими словами, врач не в состоянии определить воздействует излучение на эмаль или дентин непосредственно в процессе обработки. При этом процедура лазерной обработки твердых тканей зуба сопряжена с опасностью нанесения лазерной травмы дентина или пульпы в том случае, если импульсное излучение с энергией, превышающей порог разрушения эмали, попадает на дентин. Основным фактором риска является контузия тканей импульсом отдачи, возникающим при значительном превышении энергии излучения, падающего на обрабатываемую ткань, над значением порога разрушения. Проведенные авторами экспериментальные исследования режимов обработки твердых тканей зуба (G.B.Altshuler, A.V.Belikov, A.V.Erofeev "The damaga of hard tooth tissues with laser pulses of different duration", Proceeding 4th International Conference on Laser Application in Life Science, 1992, p. 114) позволили выявить приемлемый с точки зрения безопасности процедуры лазерной обработки зуба диапазон значений плотности энергии излучения. Для эмали допустимым является десятикратное превышение плотности энергии лазерного излучения над порогом разрушения. Для дентина безопасный диапазон примерно вдвое уже (т.е. допустимо лишь пятикратное превышение плотности энергии над порогом), что объясняется непосредственной близостью дентина к пульпе.

Для уменьшения опасности нанесения травмы пациенту при обработке твердых тканей зуба лазерным излучением авторы предлагают идентифицировать тип обрабатываемой ткани (эмаль, дентин) по характеристикам акустических импульсов. Авторами экспериментально показано, что пиковая (максимальная) амплитуда акустического импульса, возникающего при разрушении дентина (фиг.1а), существенно (в несколько раз) отличается от пиковой амплитуды акустического импульса, возникающего при разрушении эмали (фиг.1б). Таким образом, введение в способ обработки тканей зуба операции регистрации акустического импульса, возникающего при взаимодействии излучения с тканью, по пиковой амплитуде которого можно определить тип обрабатываемой ткани, дает возможность снижать в случае необходимости энергию излучения, не допуская нанесения лазерной травмы пациенту.

Авторами экспериментально показано также, что наиболее существенное различие пиковых амплитуд акустических импульсов, возникающих при разрушении эмали и дентина, наблюдается в полосе звуковых частот 85-95 кГц. На фиг.1в изображен график отношения амплитуд спектров акустических импульсов, генерируемых в дентине и эмали. Из рисунка видно, что значение отношения максимально именно в полосе звуковых частот 85-95 кГц, таким образом, спектральная селекция акустических импульсов дает возможность повысить достоверность определения типа обрабатываемой ткани.

При воздействии на ткани зуба импульсного лазерного излучения, энергия которого превышает необходимое для их разрушения значение, в общем случае наблюдается временная задержка между началом воздействия лазерного импульса и появлением акустического импульса, свидетельствующего о начале разрушения ткани. Величина этой задержки определяется тремя факторами: расстоянием от источника звука, которым является облучаемая поверхность ткани, до акустического приемника, регистрирующего акустический импульс, интенсивностью лазерного излучения на поверхности обрабатываемой ткани и величиной порога ее разрушения (т.е. типом обрабатываемой ткани). На фиг.2 представлены поясняющие временные диаграммы интенсивности лазерного импульса (а), плотности энергии лазерного излучения, падающего на обрабатываемую поверхность (б), акустических импульсов, возникающих при разрушении дентина (в) и эмали (г). На фиг.2б пунктиром показаны уровни плотности энергии, соответствующие порогам разрушения эмали и дентина. Из фиг.2в,г видно, что акустический импульс, возникающий при разрушении дентина, имеет меньшую задержку $\tau_д$ относительно начала лазерного импульса, чем акустический импульс, возникающий при разрушении эмали ($\tau_э$) Таким образом, измерение временных задержек акустических импульсов предоставляет возможность уточнения типа обрабатываемой ткани.

По сведениям авторов, совокупность изложенных в формуле изобретения признаков является новой, а само техническое решение удовлетворяет критерию "изобретательский уровень".

Заявленный способ по п.1 формулы изобретения может быть реализован, например, с помощью устройства, схема которого представлена на фиг.3. На фигуре показаны лазер 1, средство доставки лазерного излучения от лазера к зубу 2, вход которого оптически сопряжен с выходом лазера, включающее оптическое волокно 3 и наконечник 4, акустический приемник 5, установленный таким образом, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на выходе средства доставки излучения от лазера к зубу угол α удовлетворяющий условию $11° < \alpha < 86°$, измеритель пиковой амплитуды электрических импульсов 6, вход которого электрически сопряжен с выходом акустического приемника, а выход электрически сопряжен со входом устройства индикации 7. Заявляемый способ по п.2 формулы изобретения может быть реализован, например, с помощью устройства, схема которого представлена на фиг.4. На фигуре показаны лазер 1, средство доставки лазерного излучения от лазера к зубу 2, вход которого оптически сопряжен с выходом лазера, включающее оптическое волокно 3 и наконечник 4, акустический приемник 5, установленный таким образом, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на выходе средства доставки излучения от лазера к зубу угол α, удовлетворяющий условию: $11° < \alpha < 86°$ измеритель пиковой амплитуды электрических импульсов 6, вход которого

RU 2089126 C1

RU 2089126 C1

электрически сопряжен с выходом акустического приемника через блок спектрального преобразования и фильтрации 8 с полосой пропускания 85-95 кГц, а выход электрически сопряжен со входом устройства индикации 7. Заявляемый способ по п.3 формулы изобретения может быть реализован, например с помощью устройства, схема которого представлена на фиг.5. На фигуре показаны лазер 1, средство доставки лазерного излучения от лазера к зубу 2, вход которого оптически сопряжен с выходом лазера, включающее оптическое волокно 3 и наконечник 4, акустический приемник 5, установленный таким образом, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на выходе средства доставки излучения от лазера к зубу угол α удовлетворяющий условию: $11° < \alpha < 86°$ измеритель пиковой амплитуды электрических импульсов 6, вход которого электрически сопряжен с выходом акустического приемника, а выход электрически сопряжен со входом устройства индикации 7, а также блок измерения временных интервалов 9 и фоторегистратор 10, причем вход фоторегистратора оптически сопряжен с выходом лазера, а выход электрически сопряжен с одним из входов блока измерения временных интервалов, второй вход которого электрически сопряжен с выходом акустического приемника, а выход электрически сопряжен со входом устройства индикации.

Пример конкретной реализации способа. Перед началом обработки твердых тканей зуба лазерным излучением проводят калибровку измерительного тракта устройства. Для этого устанавливают уровень энергии генерации лазера 1, превышающий значение, соответствующее порогу разрушения эмали. После этого излучение, генерируемое импульсным лазером, через средство доставки 2, включающее оптическое волокно 3 и наконечник 4, направляют на обрабатываемую поверхность калибровочного образца дентина. Одновременно с этим фоторегистратором 10 регистрируют лазерный импульс и в блоке измерения временных интервалов 9 фиксируют момент времени, соответствующий его началу. При разрушении дентина возникает акустический импульс. Этот акустический импульс регистрируют расположенным вблизи облучаемой зоны акустическим приемником 5. Измерителем пиковой амплитуды 6 измеряют пиковую амплитуду акустического импульса и фиксируют момент времени, соответствующий началу акустического импульса. В блоке измерения временных интервалов определяют задержку начала акустического импульса относительно начала лазерного импульса. В блоке спектрального преобразования и фильтрации 8 производят спектральное преобразование (например, Фурье-преобразование) акустического импульса и измеряют пиковую амплитуду спектра акустического импульса в полосе частот от 85 до 95 кГц. Значения пиковой амплитуды, задержки и пиковой спектральной (в указанном диапазоне) амплитуды акустического импульса, возникающего при разрушении дентина, фиксируют в устройстве индикации 7 в качестве эталонных для дентина. После этого излучение, генерируемое импульсным лазером, через средство доставки направляют на обрабатываемую поверхность калибровочного образца эмали. Одновременно с этим регистрируют лазерный импульс и фиксируют момент времени, соответствующий его началу. При разрушении эмали возникает акустический импульс. Этот акустический импульс регистрируют расположенным вблизи облучаемой зоны акустическим приемником. Измеряют пиковую амплитуду акустического импульса и фиксируют момент времени, соответствующий началу акустического импульса. Определяют задержку начала акустического импульса относительно начала лазерного импульса. Производят спектральное преобразование (например, Фурье-преобразование) акустического импульса и измеряют пиковую амплитуду спектра акустического импульса в полосе частот от 85 до 95 кГц. Значения пиковой амплитуды, задержки и пиковой спектральной (в указанном диапазоне) амплитуды акустического импульса, возникающего при разрушении эмали, фиксируют в качестве эталонных для эмали. После того как получены эталонные значения пиковых амплитуд, задержек и пиковых спектральных амплитуд акустических импульсов, возникающих при разрушении эмали и дентина, импульсное лазерное излучение направляют на обрабатываемую поверхность твердой ткани зуба. Регистрируют акустический импульс, возникающий при разрушении твердой ткани зуба лазерным излучением. Измеряют пиковую амплитуду данного акустического импульса и сравнивают ее с эталонными значениями пиковых амплитуд для эмали и дентина. В том случае, если измеренная пиковая амплитуда акустического импульса A удовлетворяет условию: $A<(A_э+A_д)/2$, где $A_э$, $A_д$ эталонные значения пиковой амплитуды акустических импульсов, возникающих при лазерном разрушении эмали и дентина соответственно, то обрабатываемую твердую ткань зуба определяют как эмаль, в противном случае как дентин.

Для повышения достоверности определения типа обрабатываемой ткани производят спектральное преобразование акустического импульса и измеряют пиковое (максимальное) значение амплитуды спектра акустического импульса в полосе частот от 85 до 95 кГц. Сравнивают ее с эталонными значениями пиковых амплитуд спектра для эмали и дентина. В том случае, если измеренная пиковая амплитуда спектра акустического импульса в полосе частот от 85 до 95 кГц S удовлетворяет условию: $S <(S_э+S_д/2$, где $S_э$, $S_д$ -эталонные значения пиковой амплитуды спектра акустических импульсов, возникающих при лазерном разрушении эмали и дентина соответственно, то обрабатываемую твердую ткань зуба определяют как эмаль, в противном случае - как дентин.

Для уточнения типа обрабатываемой ткани зуба с помощью фоторегистратора регистрируют лазерный импульс и фиксируют момент его начала, измеряют задержку между началом лазерного импульса и началом

RU 2089126 C1

RU 2089126 C1

акустического импульса, возникающего при разрушении ткани. Сравнивают ее с эталонными значениями задержек эмали и дентина. В том случае, если измеренная задержка акустического импульса относительно лазерного импульса τ удовлетворяет условию: $t > (\tau_э + \tau_д)/2$ где $\tau_э$, $\tau_д$ эталонные значения задержек акустических импульсов, возникающих при лазерном разрушении эмали и дентина соответственно, то обрабатываемую твердую ткань зуба определяют как эмаль, в противном случае как дентин. Безопасность процедуры обработки твердых тканей зуба лазерным излучением обеспечивается возможностью управления энергией генерации лазера в соответствии с информацией о типе обрабатываемой ткани.

Для получения информации о типе обрабатываемой ткани необходимо регистрировать акустические импульсы, возникающие при разрушении ткани лазерным импульсом. При обработке ткани, однако, возникают акустические импульсы, не связанные непосредственно с разрушением ткани. Их природа состоит в следующем.

Под действием лазерного импульса обрабатываемые твердые ткани зуба разогреваются до высоких температур. Происходит их частичное разрушение и испарение. Разогретые газы под высоким давлением выносят навстречу лазерному излучению частицы ткани. Эти частицы распространяются в воздухе со сверхзвуковой скоростью, в результате чего возникает ударная акустическая волна. Амплитуда ударной волны определяется скоростью и размером частиц, не зависит от типа обрабатываемой ткани и превышает во много раз (примерно в 10 раз) амплитуду полезного акустического импульса, делая его регистрацию практически невозможной. Однако ударная волна имеет особенности по сравнению с акустической волной, возникающей при разрушении ткани. Ударная волна является направленной и распространяется в узком телесном угле в направлении, противоположном направлению распространения лазерного излучения (т.е. по оптической оси). Полезная акустическая волна близка к сферической. Авторами экспериментально установлена полуширина диаграммы направленности ударной акустической волны по уровню 10 максимальной амплитуды. Для широкого круга импульсных лазеров при различных параметрах режимов лазерного воздействия на эмаль и дентин значение полуширины диаграммы направленности ударной волны по данному уровню не превышает 11°. Верхняя граница приемлемого диапазона углов отклонения направления максимальной чувствительности акустического приемника от оптической оси 86° определяется границей акустической тени. Таким образом, предлагаемая в настоящем изобретении конструкция устройства, содержащего акустический приемник, установленный таким образом, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на выходе средства доставки излучения от лазера к зубу угол α, удовлетворяющий условию: $11° < \alpha < 86°$, является необходимым условием достижения решаемой задачи. Диаграмма направленности акустического приемника на фиг.3-5 условно показана штриховкой.

По п. 4 формулы изобретения устройство содержит (см. фиг.3) импульсный лазер 1, выход которого оптически сопряжен со средством доставки излучения от лазера к зубу 2, содержащим последовательно расположенные отрезок оптического волокна 3 и наконечник 4. Акустический приемник 5 установлен таким образом, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на выходе средства доставки излучения от лазера к зубу угол, удовлетворяющий заявляемому соотношению, а выход приемника через пиковый детектор 6 электрически сопряжен с устройством индикации 7.

По п.5 формулы изобретения устройство дополнительно содержит (см. фиг.4) блок спектрального преобразования и фильтрации 8 с полосой пропускания 85-95 кГц, установленный таким образом, что его вход электрически сопряжен с выходом акустического приемника 5, а выход электрически сопряжен со входом пикового детектора 6.

По п.6 формулы изобретения устройство дополнительно содержит (см. фиг.5) блок измерения временных интервалов 9 и фоторегистратор 10, причем вход фоторегистратора оптически сопряжен с выходом лазера 1, а выход электрически сопряжен с одним из входов блока измерения временных интервалов, второй вход которого электрически сопряжен с выходом акустического приемника 5, а выход электрически сопряжен со входом устройства индикации 7.

Пример конкретной реализации заявляемого устройства состоит в следующем.

В качестве источника излучения выбран импульсный лазер 1 на ИСГГ:Cr,Er. Средство доставки излучения от лазера к зубу 2 выполнено в виде оптически сопряженных отрезка сапфирового волокна 3 и наконечника 4, содержащего фокусирующую систему с фокусным расстоянием 25 мм, причем оптический вход средства доставки излучения оптически сопряжен с выходом лазера. На расстоянии 45 мм от заднего фокуса расположенной в наконечнике фокусирующей системы расположен микрофон 5 марки B &K4138, установленный таким образом, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на выходе средства доставки излучения от лазера к зубу угол 28°. Выход микрофона электрически сопряжен через измеритель пиковой амплитуды электрических импульсов (пиковый детектор) 6 с индикатором 7, в качестве которого выбран цифровой вольтметр. Дополнительно устройство содержит блок спектрального преобразования и фильтрации электрических импульсов 8, использующий быстрое преобразование Фурье и реализованный на базе процессора INTEL 386, установленный таким образом, что его вход электрически сопряжен с выходом акустического приемника 5, а выход электрически сопряжен со входом пикового детектора 6. Также устройство

RU 2089126 C1

RU 2089126 C1

дополнительно содержит фоторегистратор 10 на базе фотодиода ФД34, оптически сопряженный с выходом лазера 1 и электрически сопряженный с одним из входов измерителя временных интервалов 9 на базе цифрового осциллографа С9-16. Второй вход измерителя временных интервалов электрически сопряжен с выходом акустического приемника 5. На выходе измерителя временных интервалов задержка между началом лазерного импульса, регистрируемого фоторегистратором, и началом акустического импульса, регистрируемого акустическим приемником, преобразуется в электрический сигнал, амплитуда которого пропорциональна величине временной задержки. Выход измерителя временных интервалов электрически сопряжен с индикатором 7.

Таким образом, на основании вышеизложенного заявляемая совокупность признаков в способе и устройстве позволяет решить задачу, а именно снизить опасность нанесения травмы пациенту при лазерной обработке твердых тканей зуба при лечении кариеса и протезировании.

Формула изобретения:

1. Способ обработки твердых тканей зуба лазерным излучением, включающий воздействие на ткани зуба лазерным импульсом, отличающийся тем, что регистрируют акустический импульс, возникающий при взаимодействии излучения с тканью, по пиковой амплитуде которого определяют тип обрабатываемой ткани.

2. Способ по п.1, отличающийся тем, что акустический импульс регистрируют в диапазоне звуковых частот 85 95 кГц.

3. Способ по п.1, отличающийся тем, что одновременно с регистрацией акустического импульса измеряют временную задержку между лазерным и акустическим импульсами, по величине которой уточняют тип обрабатываемой ткани.

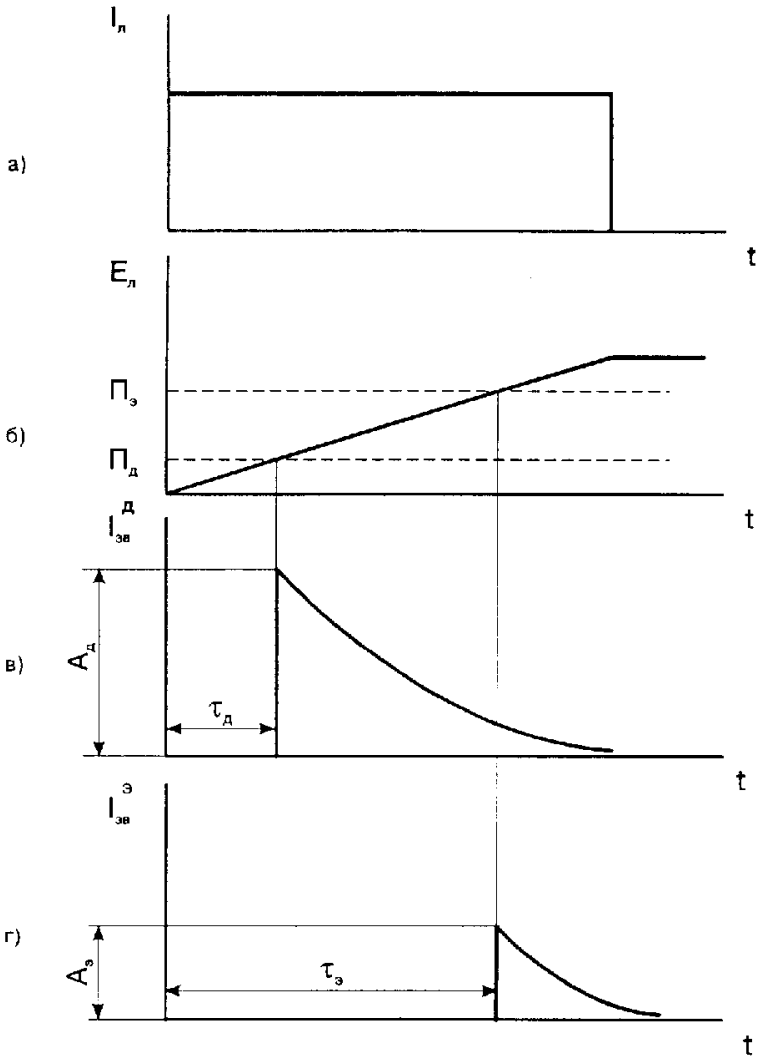
4. Устройство для обработки твердых тканей зуба лазерным излучением, состоящее из последовательно расположенных вдоль оптической оси импульсного лазера и средства доставки излучения от лазера к зубу, вход которого оптически сопряжен с выходом лазера, отличающееся тем, что устройство содержит акустический приемник и измеритель пиковой амплитуды электрических импульсов, вход которого электрически сопряжен с выходом акустического приемника, а выход электрически сопряжен с входом устройства индикации, причем акустический приемник установлен так, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на выходе средства доставки излучения от лазера к зубу угол α, удовлетворяющий условию $11° < \alpha < 86°$

5. Устройство по п.4, отличающееся тем, что вход измерителя пиковой амплитуды электрических импульсов электрически сопряжен с выходом акустического приемника через блок спектрального преобразования и фильтрации с полосой пропускания 85 95 кГц.

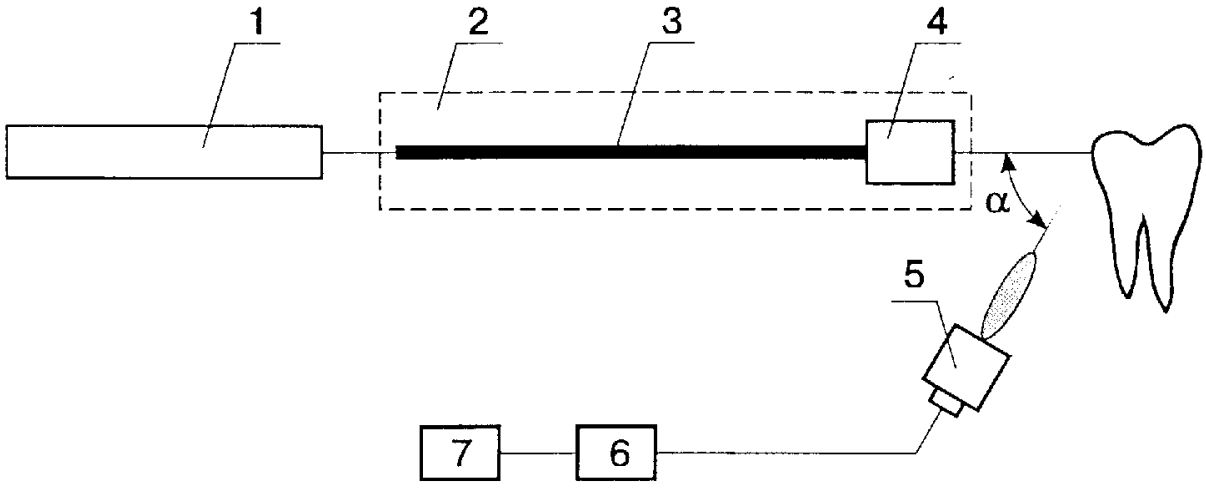
6. Устройство по п.4, отличающееся тем, что оно дополнительно содержит фоторегистратор и блок измерения временных интервалов, причем вход фоторегистратора оптически сопряжен с выходом лазера, а выход электрически сопряжен с одним из входов блока измерения временных интервалов, второй вход которого электрически сопряжен с выходом акустического приемника, а выход электрически сопряжен с входом устройства индикации.

RU 2089126 C1

RU 2089126 C1



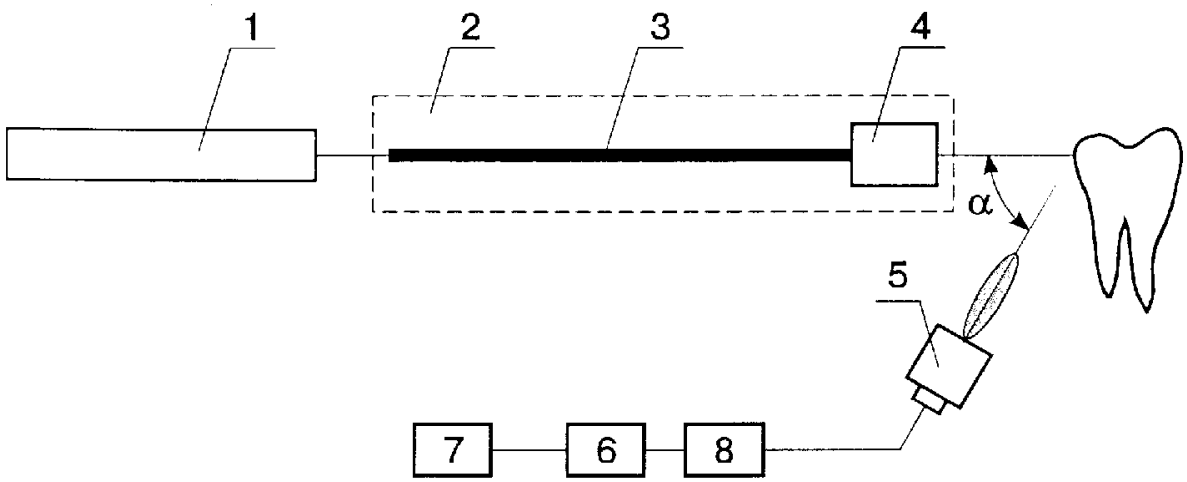
фиг. 2



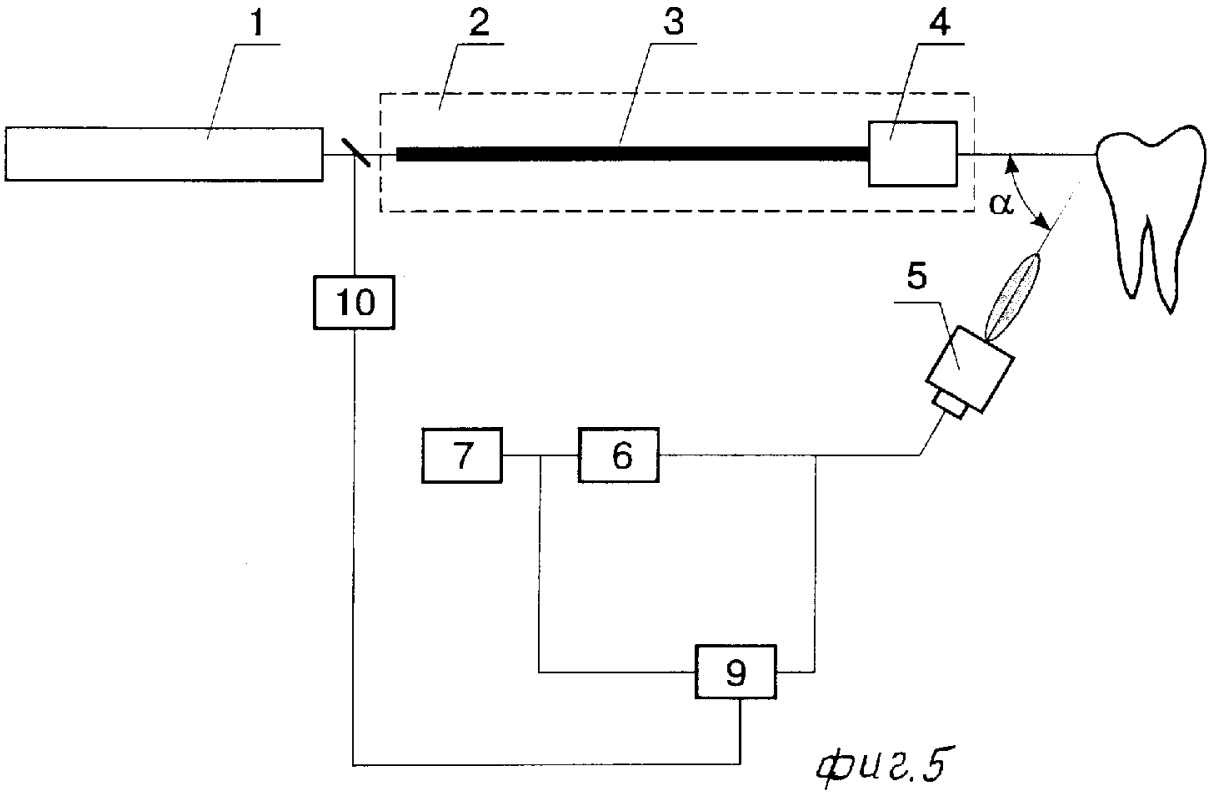
фиг. 3

RU 2089126 C1

RU 2089126 C1



фиг. 4



фиг. 5

RU 2089126 C1

RU 2089126 C1