



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 18/20 (2018.02)

(21)(22) Заявка: 2015150165, 24.04.2014

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
24.04.2014

Дата регистрации:
28.04.2018

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
25.04.2013 EP 13165305.7

(43) Дата публикации заявки: 31.05.2017 Бюл. № 16

(45) Опубликовано: 28.04.2018 Бюл. № 13

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 25.11.2015

(86) Заявка РСТ:
EP 2014/058335 (24.04.2014)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2014/174010 (30.10.2014)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б.Спасская, 25, строение 3,
ООО "Юридическая фирма Городисский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ВАРГИЗ, Бабу (NL),
ВЕРХАГЕН, Рико (NL),
ПАЛЕРО, Йонатхан Аламбра (NL),
ЮРНА, Мартин (NL),
ХОРТОН, Маргарет Рют (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: WO 2012107830 A1, 16.08.2012. WO
2008001284 A2, 03.01.2008. EP 1693016 A1,
23.08.2006. EP 0933096 A2, 04.08.1999. RU
2286628 C1, 27.10.2006.

(54) НЕИНВАЗИВНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ КОЖИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЛАЗЕРНОГО СВЕТА

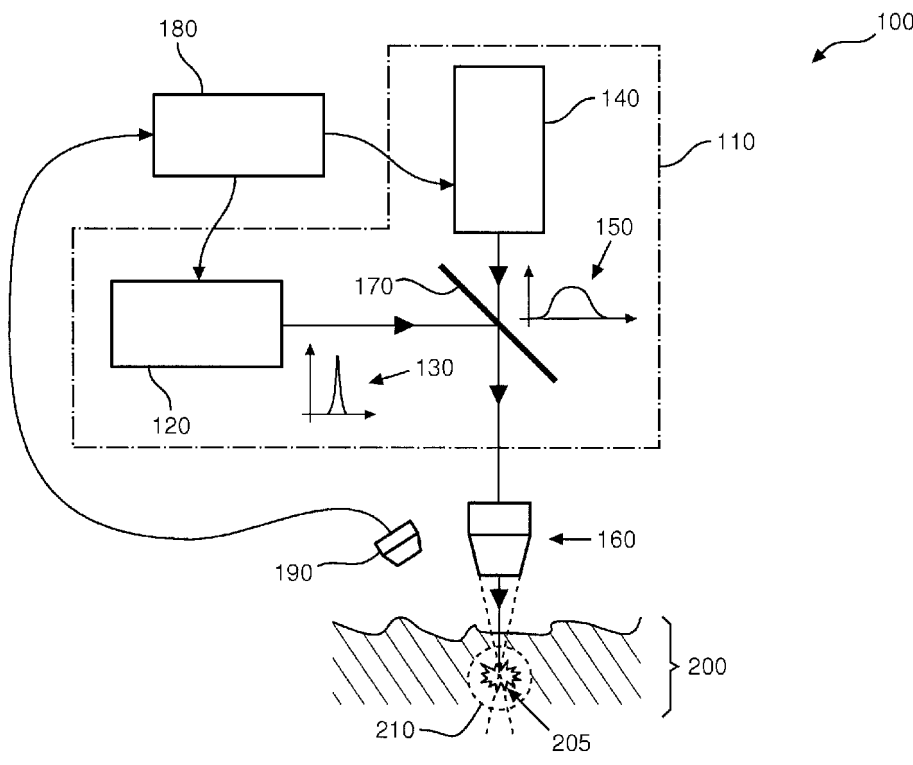
(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской технике и предусматривает неинвазивное устройство и способ для лечения кожной ткани. Устройство содержит светоизлучающую систему для генерации первого лазерного импульса и последующего второго лазерного импульса с предварительно заданной задержкой по времени после первого лазерного импульса, а также оптическую систему для фокусировки первого лазерного импульса и второго лазерного импульса в месте лечения внутри кожной ткани.

Первый лазерный импульс содержит первую плотность мощности, первую длительность импульса и первую энергию импульса для инициирования плазмы в месте лечения. Последующий второй лазерный импульс содержит вторую плотность мощности, меньшую, чем первая плотность мощности, и вторую длительность импульса, по меньшей мере, в 10 раз большую первой длительности импульса, и вторую энергию импульса, превышающую первую энергию импульса, для поддержания или

интенсификации плазмы, инициированной первым лазерным импульсом, благодаря чему, при эксплуатации, первый лазерный импульс и второй

лазерный импульс совместно индуцируют лазерно-индуцированный оптический пробой в месте лечения. 2 н. и 7 з.п. ф-лы, 4 ил., 1 табл.



ФИГ.1

RU 2652746 C2

RU 2652746 C2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC
A61B 18/20 (2018.02)

(21)(22) Application: **2015150165, 24.04.2014**

(24) Effective date for property rights:
24.04.2014

Registration date:
28.04.2018

Priority:

(30) Convention priority:
25.04.2013 EP 13165305.7

(43) Application published: **31.05.2017** Bull. № 16

(45) Date of publication: **28.04.2018** Bull. № 13

(85) Commencement of national phase: **25.11.2015**

(86) PCT application:
EP 2014/058335 (24.04.2014)

(87) PCT publication:
WO 2014/174010 (30.10.2014)

Mail address:
**129090, Moskva, ul. B.Spaskaya, 25, stroenie 3,
OOO "Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

**VARGIZ, Babu (NL),
VERKHAGEN, Riko (NL),
PALERO, Jonatkhan Alambra (NL),
YURNA, Martin (NL),
KHORTON, Margaret Ryut (NL)**

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)

(54) **NON-INVASIVE DEVICE FOR TREATMENT OF SKIN USING LASER LIGHT**

(57) Abstract:

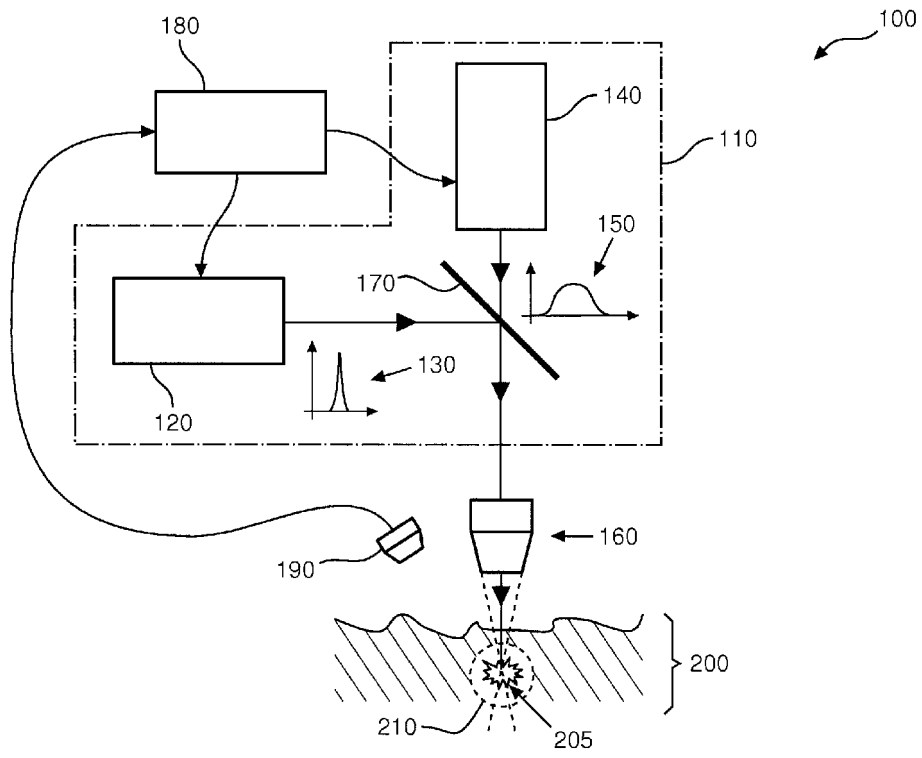
FIELD: medical equipment.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medical equipment and provides a non-invasive device and method for treating skin tissue. Device comprises a light emission system for generating a first laser pulse and a subsequent second laser pulse at a predefined time delay after the first laser pulse, as well as an optical system for focusing the first laser pulse and the second laser pulse at a treatment location inside the skin tissue. First laser pulse comprises a first power density, a first pulse duration and a first pulse energy for initiating a

plasma at the treatment location.

EFFECT: next second laser pulse comprises a second power density than the first power density, and the second pulse duration at least 10 times the first pulse duration, and the second pulse energy, greater than the first pulse energy, to maintain either the intensify the plasma initiated by the first laser pulse, so that during operation, the first laser pulse and the second laser pulse jointly induce a laser-induced optical breakdown at the treatment location.

9 cl, 4 dwg, 1 tbl



ФИГ.1

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Это изобретение относится к неинвазивному устройству для лечения кожной ткани с использованием лазерного света.

Это изобретение дополнительно относится к способу лечения кожи.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

Такое неинвазивное устройство лечения кожи известно, например, из опубликованной международной патентной заявки WO 2008/001284 A2. В упомянутой заявке раскрыто устройство лечения кожи с лазерным источником и фокусирующей оптикой. Устройство создает фокальное пятно в слое дермиса кожи, подлежащем лечению. Мощность лазера выбирается таким образом, чтобы лазерно-индуцированный оптический пробой (LIOB) влиял на кожу для стимуляции регенерации кожной ткани и уменьшения морщин.

Устройство способно обеспечивать явление лазерно-индуцированного оптического пробоя (LIOB) в коже за счет обеспечения достаточно интенсивных лазерных импульсов. Этот LIOB базируется на сильном нелинейном поглощении лазерного света кожной тканью, которое происходит, когда плотность мощности лазерного света превышает определенное пороговое значение. Это сильное поглощение приводит к образованию очень локализованной плазмы, которая способна повреждать или даже удалять ткань в местоположении упомянутой плазмы. Эффект является локальным, поскольку ниже порога присутствует нулевое или очень малое линейное и нелинейное поглощение, тогда как выше порога генерируется плазма.

LIOB происходит внутри кожной ткани, когда интенсивность света достаточно высока для формирования критической плотности свободных электронов, которая составляет около 10^{21} см^{-3} . Для локальной генерации такой высокой интенсивности внутри кожи, к источнику света для создания LIOB предъявляются относительно высокие требования.

В WO 2012/107830 раскрыта система для лечения участка эпидермиса, содержащая, по меньшей мере, один источник лазерной энергии, устройство управления временем для генерации лазерного пучка и систему фокусировки лазерной энергии, размещенную и созданную для направления лазерного пучка на упомянутый участок эпидермиса. Устройство управления генерирует лазерный пучок, содержащий множество составных импульсов, излучаемых на основной частоте, причем каждый составной импульс содержит последовательность подимпульсов на более высокой частоте, чем упомянутая основная частота. Согласно варианту осуществления каждый составной импульс содержит предимпульс большей длительности и цепочку подимпульсов меньшей длительности. Предимпульс имеет энергию в расчете на единицу площади поверхности, например, для генерации плазмы для удаления эпидермиса, но, например, не для взаимодействия со средними слоями дермиса. Подимпульсы имеют энергию в расчете на единицу площади поверхности, адаптированную для генерации холодной абляции, т.е. без плазмы или, по существу, без плазмы.

ЗАДАЧА ИЗОБРЕТЕНИЯ

Задачей изобретения является обеспечение устройства для светового лечения кожи, в котором требования к источнику света снижены.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Первый аспект изобретения предусматривает неинвазивное устройство для лечения кожи с использованием лазерного света. Второй аспект изобретения предусматривает способ лечения кожи.

Неинвазивное устройство для лечения кожи согласно первому аспекту изобретения содержит светоизлучающую систему для генерации первого лазерного импульса и

последующего второго лазерного импульса с предварительно заданной задержкой по времени после первого лазерного импульса. Неинвазивное устройство дополнительно содержит оптическую систему для фокусировки, при эксплуатации, первого лазерного импульса и второго лазерного импульса в фокальное пятно в месте лечения внутри

5 кожной ткани. Первый лазерный импульс имеет первую плотность мощности (Вт/см^2) в фокальном пятне, первую длительность импульса и первую энергию импульса (мДж) для инициирования плазмы в кожной ткани в месте лечения. Последующий второй лазерный импульс имеет вторую плотность мощности в фокальном пятне, меньшую первой плотности мощности, вторую длительность импульса и вторую энергию импульса. Согласно изобретению, первая длительность импульса составляет от 1 до 1000 пикосекунд, вторая длительность импульса, по меньшей мере, в 10 раз больше первой длительности импульса и составляет от 1 до 1000 наносекунд, задержка по времени составляет от 1 наносекунды до 10 микросекунд, первая энергия импульса составляет от 0,1 до 2 мДж, вторая энергия импульса от 10 до 100 раз выше первой энергии импульса и составляет от 1 до 200 мДж для поддержания или интенсификации, путем генерации второго лазерного импульса с упомянутой предварительно заданной задержкой по времени после первого лазерного импульса, плазмы, инициированной первым лазерным импульсом за счет поглощения, по меньшей мере, части энергии второго лазерного импульса плазмой, инициированной первым лазерным импульсом для генерации пробоя кожной ткани в месте лечения. Таким образом, при эксплуатации, первый лазерный импульс и второй лазерный импульс совместно генерируют лазерно-индуцированный оптический пробой в месте лечения.

Использование двух лазерных импульсов для генерации лазерно-индуцированного оптического пробоя (в дальнейшем также обозначенного LIOB) значительно ослабляет 25 граничные условия светоизлучающей системы. Первый лазерный импульс создает плазму в месте лечения внутри кожной ткани, и второй лазерный импульс поддерживает или даже усиливает (или подпитывает) эту плазму, созданную первым лазерным импульсом. Эта комбинация первого лазерного импульса и второго лазерного импульса создает достаточно высокую плотность электронов в месте лечения для генерации LIOB. В известной неинвазивной системе LIOB, LIOB обычно формируется с использованием одиночного лазерного импульса. Лазерный источник, способный 30 формировать этот одиночный лазерный импульс в известной системе LIOB, должен быть способен формировать относительно короткий лазерный импульс (длительность импульса менее 1000 пикосекунд), имеющий относительно высокую энергию (до 10 мДж). Эта комбинация требований для генерации одиночного лазерного импульса в известной неинвазивной системе LIOB делает известный лазерный источник относительно громоздким, например, как используемый в промышленности лазерный источник на основе Nd:YAG. Использование такого лазерного источника в известных неинвазивных системах LIOB делает известные системы LIOB относительно 40 дорогостоящими, и для эксплуатации такой системы LIOB требуются специалисты, которые знают, как эксплуатировать такой лазерный источник высокой мощности. Авторы изобретения обнаружили, что, разделяя генерацию LIOB между первым лазерным импульсом и вторым лазерным импульсом, граничные условия каждого из первого лазерного импульса и второго лазерного импульса можно значительно 45 ослабить, что также позволяет значительно ослабить требования к светоизлучающей системе, тем самым значительно снижая общую стоимость неинвазивного устройства лечения кожи. Например, светоизлучающая система может содержать два разных лазерных источника, которые формируют, соответственно, первый лазерный импульс

и последующий второй лазерный импульс. Первая длительность импульса (или первая ширина импульса) первого лазерного импульса может быть, например, в 10 раз меньше, чем вторая длительность импульса (или вторая ширина импульса), или даже до от 500 до 1000 раз меньше, чем вторая длительность импульса (или вторая ширина импульса) второго лазерного импульса. Первая длительность импульса или первая ширина импульса и вторая длительность импульса или вторая ширина импульса обычно измеряются при полной ширине на половине максимума (далее также обозначаемой FWHM) первого лазерного импульса и второго лазерного импульса, соответственно. Первая плотность мощности первого импульса выше второй плотности мощности второго импульса, тогда как общая энергия второго лазерного импульса от 10 до 100 раз выше энергии первого лазерного импульса. Поскольку требования к первому лазерному импульсу и второму лазерному импульсу сильно отличаются, два разных лазерных источника могут быть конкретно настроены для формирования этих первых лазерных импульсов и вторых лазерных импульсов, что приводит к более экономичному решению. Однако, помимо снижения затрат, неинвазивное устройство также может становиться менее громоздким, что также может быть важным аспектом для потребительского рынка. Кроме того, это позволяет неспециалистам эксплуатировать устройство, поскольку мощность отдельного лазера для формирования первого лазерного импульса и второго лазерного импульса значительно меньше мощности лазера, необходимой для генерации LIOB одиночным лазерным импульсом, которая приблизительно в 20 раз выше наивысшей мощности первого лазерного импульса или второго лазерного импульса.

Это снижение мощности отдельного лазера для формирования первого лазерного импульса и второго лазерного импульса в неинвазивном устройстве согласно изобретению имеет дополнительное преимущество в том, что снижает любое возможное повреждение кожной ткани, которое может быть обусловлено лечением кожи с использованием лазерного света столь высокой мощности, и снижает любое возможное повреждение оптических элементов, направляющих первый лазерный импульс и второй лазерный импульс на кожную ткань.

В неинвазивном устройстве согласно изобретению, второй лазерный импульс излучается с предварительно заданной задержкой по времени после первого лазерного импульса, причем задержка по времени составляет от 1 наносекунд до 10 микросекунд. Преимущество задерживания второго лазерного импульса после первого лазерного импульса состоит в повышении эффективности поглощения второго лазерного импульса плазмой, генерируемой первым лазерным импульсом. Поскольку для генерации плазмы первым лазерным импульсом в месте лечения требуется некоторое время, задержка второго лазерного импульса позволяет гарантировать, что второй лазерный импульс достигает места лечения, когда плазма 'готова' поглощать излучение второго лазерного импульса. Конкретная задержка по времени необходимая для достижения наивысшей эффективности, может определяться экспериментально и может различаться в зависимости от глубины внутри кожи, где располагается место лечения.

Задержка по времени обычно измеряется от максимальной интенсивности первого лазерного импульса до максимальной интенсивности второго лазерного импульса. Поэтому первый лазерный импульс и второй лазерный импульс могут частично перекрываться. Как указано выше, задержка по времени приводит к повышению эффективности поглощения света второго светового импульса плазмой, ввиду того, что для генерации плазмы внутри кожной ткани первым световым импульсом требуется некоторое время. Опять же, конкретное значение задержки по времени, необходимое

для достижения наивысшей эффективности, может определяться экспериментально и может различаться в зависимости от глубины внутри кожи, где располагается место лечения.

Согласно варианту осуществления неинвазивного устройства согласно изобретению, 5 длина волны второго лазерного импульса выбирается для генерации нерезонансного поглощения энергии второго лазерного импульса плазмой в месте лечения для поддержания или интенсификации плазмы, инициированной первым лазерным импульсом. Другими словами, неинвазивное устройство согласно изобретению выполнено с возможностью излучения длины волны второго лазерного импульса, 10 которая выбирается включенной в пик поглощения обратного тормозного излучения плазмы, созданной первым лазерным импульсом. Второй лазерный импульс может даже усиливать (или подпитывать) плазму, созданную первым лазерным импульсом, как упомянуто выше. Такое нерезонансное поглощение отличается от резонансного поглощения, когда длина волны света, питающего плазму, настроена на пиковое 15 резонансное поглощение возбужденных атомов мишени, используемого, например, для абляции. Резонансное поглощение требует, чтобы критические параметры импульса совпадали с энергетическими уровнями атомов или молекул мишени. Энергия сообщается к атомам мишени, а не самой плазме. В данном варианте осуществления, используется нерезонансное поглощение для которого, по существу, единственным 20 ограничением для длины волны второго лазерного импульса является требование, чтобы лазерный импульс эффективно достигал плазмы внутри кожной ткани, инициированной первым лазерным импульсом.

Согласно варианту осуществления неинвазивного устройства, первый лазерный импульс содержит поляризованный свет. Чтобы иметь возможность эффективно 25 инициировать плазму в месте лечения внутри кожной ткани, можно использовать поляризованный лазерный свет. Выбирая первый лазерный импульс как поляризованный первый лазерный импульс, можно дополнительно повысить эффективность инициирования плазмы в месте лечения внутри кожной ткани, что позволяет 30 дополнительно снизить пиковую интенсивность или пиковую плотность мощности первого лазерного импульса. Последующий, второй лазерный импульс используется для поддержания или подпитки инициированной плазмы, и реальное преимущество отсутствует, когда этот второй лазерный импульс поляризован. Согласно варианту осуществления неинвазивного устройства, длина волны первого лазерного импульса составляет приблизительно 1064 нанометров. Длина волны второго лазерного импульса 35 может быть равна любой длине волны, которая достигает плазмы внутри кожи.

Согласно варианту осуществления неинвазивного устройства, светоизлучающая система содержит первый лазер для излучения первого лазерного импульса и содержит 40 второй лазер для излучения второго лазерного импульса, причем второй лазер отличается от первого лазера. Как указано выше, первый лазерный импульс отличается от второго лазерного импульса. Благодаря использованию первого лазерного импульса и последующего, второго лазерного импульса, отдельные требования к каждому из первого лазерного импульса и второго лазерного импульса уже снижены. В результате, светоизлучающая система уже может иметь ослабленные граничные условия в случае генерации света с использованием одиночного лазера. Однако при использовании 45 первого лазера для генерации первого лазерного импульса и второго лазера для генерации второго лазерного импульса, первый лазер и второй лазер могут быть конкретно настроены для формирования этих первых лазерных импульсов и вторых лазерных импульсов, соответственно, что приводит к более экономичному решению.

Согласно варианту осуществления неинвазивного устройства, место лечения находится в слое дермиса кожи, под слоем эпидермиса. Поэтому длина волны, используемая для первого лазерного импульса и второго лазерного импульса, должна достигать этого слоя дермиса внутри кожи и должна иметь достаточную интенсивность или плотность мощности на этом слое дермиса, чтобы гарантировать, что первый лазерный импульс инициирует плазму, и что второй лазерный импульс в достаточной степени поддерживает или усиливает (или подпитывает) плазму для генерации достаточно критической плотности свободных электронов для достижения LIOB.

Согласно варианту осуществления неинвазивного устройства, неинвазивное устройство содержит систему обратной связи для определения глубины фокусировки первого лазерного импульса и/или второго лазерного импульса в месте лечения. Такая система обратной связи, например, может быть выполнена с возможностью измерения сигнала генерации второй гармоники (в дальнейшем также обозначенного сигнал SHG), отраженного от места лечения. Этот сигнал SHG может быть мерой содержания коллагена, присутствующего в месте лечения, и таким образом, измеренный сигнал SHG можно использовать для контроля, фокусирует ли оптическая система свет внутри слоя дермиса. Коллагеновые нити, присутствующие в слое дермиса, имеют характеристики двулучепреломления, благодаря чему, при попадании на них света, они отражают часть света как сигнал SHG. Поэтому измерение сигнала SHG можно использовать для определения, фокусирует ли оптическая система свет на нужной глубине внутри кожи. Сигнал SHG может формироваться с использованием дополнительного источника света в неинвазивном устройстве согласно изобретению. Альтернативно, сигнал SHG может формироваться с использованием, например, части падающего второго лазерного импульса. Согласно альтернативному способу, глубина фокусировки определяется с использованием чувствительного к поляризации двулучепреломляющего детектора для обнаружения коллагеновых нитей в слое дермиса. Конечно, для определения глубины фокусировки внутри кожи можно использовать любую другую известную систему обратной связи.

Согласно варианту осуществления неинвазивного устройства, неинвазивное устройство содержит систему обратной связи для детектирования плазмы внутри кожной ткани и/или для детектирования акустического сигнала, генерируемого в ходе лазерно-индуцированного оптического пробоя в месте лечения. Детектирование плазмы внутри кожной ткани можно осуществлять, например, с помощью оптического детектора, который детектирует свет, длина волны которого отличается от длины волны любого из первого лазерного импульса и второго лазерного импульса, поскольку плазма будет излучать свет в очень широком диапазоне длин волны. Детектирование присутствия плазмы является указателем эффективности LIOB. Альтернативно, система обратной связи может содержать акустический детектор для детектирования акустического сигнала, генерируемого в ходе LIOB. Вследствие быстрого инициирования плазмы и образования повреждений, акустическая волна будет распространяться через кожную ткань, что можно обнаружить с использованием акустического детектора и можно использовать в качестве меры эффективности процесса LIOB.

Способ лечения кожи с использованием лазерного света, согласно второму аспекту изобретения, содержит этапы:

генерации первого лазерного импульса, генерации последующего, второго лазерного импульса, отличного от первого лазерного импульса и с предварительно заданной задержкой по времени после первого лазерного импульса, и

фокусировки первого лазерного импульса и второго лазерного импульса в фокальное пятно в месте лечения внутри кожной ткани.

Первый лазерный импульс имеет первую плотность мощности (Вт/см^2) в фокальном пятне, первую длительность импульса и первую энергию импульса для инициирования плазмы в кожной ткани в месте лечения. Последующий второй лазерный импульс имеет вторую плотность мощности в фокальном пятне, меньшую первой плотности мощности, вторую длительность импульса и вторую энергию импульса. Согласно изобретению, первая длительность импульса составляет от 1 до 1000 пикосекунд, вторая длительность импульса, по меньшей мере, в 10 раз больше первой длительности импульса и составляет от 1 до 1000 наносекунд, задержка по времени составляет от 1 наносекунды до 10 микросекунд, первая энергия импульса составляет от 0,1 до 2 мДж, вторая энергия импульса от 10 до 100 раз выше первой энергии импульса и составляет от 1 до 200 мДж для поддержания или интенсификации, путем генерации второго лазерного импульса с упомянутой заранее заданной задержкой по времени после первого лазерного импульса, плазмы, инициированной первым лазерным импульсом за счет поглощения, по меньшей мере, части энергии второго лазерного импульса плазмой, инициированной первым лазерным импульсом для генерации пробоя кожной ткани в месте лечения.

Таким образом, при эксплуатации, первый лазерный импульс и второй лазерный импульс совместно генерируют лазерно-индуцированный оптический пробой в месте лечения. Как упомянуто выше, второй лазерный импульс также может усиливать или подпитывать плазму, генерируемую первым лазерным импульсом.

Согласно варианту осуществления способа, первый лазерный импульс генерируется первым лазером, и второй лазерный импульс генерируется вторым лазером, отличным от первого лазера.

Эти и другие аспекты изобретения явствуют из и поясняются со ссылкой на варианты осуществления, описанные ниже.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

В чертежах:

фиг.1 схематически демонстрирует неинвазивное устройство согласно изобретению, фиг.2 демонстрирует некоторые детали лечения LIOB в слое дермиса, фиг.3 демонстрирует первый лазерный импульс и второй лазерный импульс, сконфигурированные для совместной генерации LIOB, и

фиг.4 демонстрирует блок-схему операций, указывающую способ согласно изобретению, и компьютерный программный продукт, сконфигурированный для осуществления способа.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Фиг.1 схематически демонстрирует неинвазивное устройство 100 согласно изобретению. Неинвазивное устройство 100 содержит светоизлучающую систему 110 для генерации первого лазерного импульса 130 и последующего второго лазерного импульса 150. Неинвазивное устройство 100 дополнительно содержит оптическую систему 160, например, объектив микроскопа 10 или любой другой линзовый элемент 160 для фокусировки первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса 150 в фокальное пятно в месте 210 лечения внутри кожной ткани 200. Первый лазерный импульс 130 имеет относительно высокую первую плотность мощности (Вт/см^2) в фокальном пятне, относительно малую первую длительность импульса (проиллюстрированную посредством формы импульса, указанной ссылочной позицией 130) и первую энергию импульса. Первый лазерный импульс 130 сконфигурирован таким образом, что плазма иницируется в кожной ткани 200 в фокальном пятне в

месте 210 лечения. Второй лазерный импульс 150 имеет относительно низкую плотность мощности (Вт/см^2) в фокальном пятне, относительно большую вторую длительность импульса (проиллюстрированную посредством формы импульса, указанной ссылочной позицией 150), и относительно высокую энергию импульса. Второй лазерный импульс 150 сконфигурирован для поддержания или подпитки (или усиления) плазмы, инициированной в том же месте лечения первым лазерным импульсом 130 для создания достаточно высокой плотности свободных электронов в месте 210 лечения для генерации лазерно-индуцированного оптического пробоя (в дальнейшем также обозначенного LIOB). С этой целью, второй лазерный импульс 150 генерируется с достаточно короткой предварительно заданной задержкой по времени после первого лазерного импульса, таким образом, что после упомянутой задержки по времени плазма, инициированная первым лазерным импульсом 130, все еще присутствует и способна поглощать энергию второго лазерного импульса 150. Использование первого лазерного импульса 130 совместно с последующим вторым лазерным импульсом 150 для генерации LIOB значительно ослабляет граничные условия светоизлучающей системы 110. В известной неинвазивной системе LIOB, LIOB обычно формируется с использованием одиночного лазерного импульса. Этот одиночный лазерный импульс в известной системе LIOB имеет относительно малую длительность лазерного импульса (длительность импульса менее 1000 пикосекунд), в то же время, имея относительно высокую энергию (до 10 мДж). Эта комбинация требований для генерации одиночного лазерного импульса в известной неинвазивной системе LIOB делает известный лазерный источник относительно громоздким и дорогостоящим (применимый лазерный источник может, например, быть лазерным источником на основе Nd:YAG). Кроме того, такому лазерному источнику высокой мощности в известной неинвазивной системе LIOB обычно требуется специалист, который знает, как эксплуатировать такой лазерный источник. Автор изобретения обнаружил, что, когда генерация LIOB разделяется между первым лазерным импульсом 130 и вторым лазерным импульсом 150, граничные условия каждого из первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса 150 можно значительно ослабить, что также позволяет требования к светоизлучающей системе 110 можно значительно ослабить. Это ослабление требований к светоизлучающей системе 110 также снижает стоимость неинвазивного устройства 100 и дает возможность неспециалистам эксплуатировать неинвазивное устройство 100 согласно изобретению. Конкретный диапазон требований к первому лазерному импульсу 130 и второму лазерному импульсу 150, чтобы LIOB мог эффективно индуцироваться внутри слоя 230 дермиса (см. фиг.2) можно найти в нижеприведенной таблице 1.

Таблица 1 Обзор требований к LIOB одиночным лазерным импульсом и решению LIOB с использованием первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса 150			
	LIOB одиночным лазерным импульсом	LIOB с использованием первого лазерного импульса и второго лазерного импульса	
	Лазерный импульс	Первый лазерный импульс (поджиг плазмы)	Второй лазерный импульс (питающий плазму)
Длина волны	1064 нм	1064 нм	Любая длины волны, способная достигать источника плазмы, генерируемого внутри кожи
Длительность импульса	1-200 пс	1-1000 пс	1-1000 нс
Энергия импульса	1-20 мДж	0,1-2 мДж	1-200 мДж
Модовый профиль	одномодовый	одномодовый/ многомодовый	одномодовый/ многомодовый

В таблице 1 диапазон длительность импульса первого лазерного импульса относительно широк по сравнению с LIOB одиночным лазерным импульсом, тогда как

полная энергия импульса относительно низка по сравнению с ЛЮВ одиночным лазерным импульсом. Нужно правильно выбирать комбинацию первой длительности лазерного импульса и полной энергии импульса, чтобы гарантировать инициирование плазмы 205. Например, авторы изобретения экспериментально установили, что использование
 5 первого лазерного импульса, имеющего длительность импульса, например 1000 пикосекунд, с полной энергией импульса 0,1 миллиджоуля будет инициировать плазму 205, однако эта инициированная плазма 205 может быть плазмой относительно низкой плотности, не приводящей к формированию пробоя и повреждения внутри кожной
 10 ткани. Второй лазерный импульс требуется для усиления и подпитки плазмы 205, чтобы гарантировать, что ЛЮВ происходит в месте 210 лечения внутри кожной ткани 200.

Светоизлучающая система 110 может, например, содержать первый лазерный источник 120, излучающий первый лазерный импульс 130, и может, например, содержать второй лазерный источник 140, излучающий второй лазерный импульс 150. Первая
 15 длительность импульса (или первая ширина импульса) первого лазерного импульса 130, например, в 10 раз меньше, или еще меньше, например, от 500 до 1000 раз меньше второй длительности импульса (или второй ширины импульса) второго лазерного
 импульса 150, тогда как полная энергия импульса второго лазерного импульса 150 от 10 до 100 раз выше полной энергии импульса первого лазерного импульса 130. Пример
 20 возможного первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса 150 показан на фиг.3, где продемонстрирован ЛЮВ в воде с использованием двух импульсов. Поскольку требования к первому лазерному импульсу 130 и второму лазерному
 импульсу 150 сильно отличаются, первый лазерный источник 120 и второй лазерный
 источник 140 могут быть конкретно настроены для формирования этих первых лазерных
 импульсов 130 и вторых лазерных импульсов 150, что приводит к более экономичному
 25 решению.

Таким образом, за счет использования светоизлучающей системы 110 согласно изобретению, достигается снижение максимальной мощности и плотности мощности
 отдельного первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса 150,
 30 необходимых для генерации ЛЮВ, по сравнению с лазерным импульсом в известной неинвазивной системе ЛЮВ. Это снижение мощности отдельного лазера и плотности
 мощности также снижает любое возможное повреждение верхних слоев кожи 200 (например, слоя 220 эпидермиса, см. фиг.2) вследствие лечения кожи 200. Кроме того,
 снижение максимальной мощности и плотности мощности первого лазерного импульса
 35 130 и второго лазерного импульса 150 снижает любое возможное повреждение
 оптических элементов 170, 160, направляющих первый лазерный импульс 130 и второй
 лазерный импульс 150 на кожу 200.

Длина волны λ_f первого лазерного импульса 130 может составлять, например, 1064 нанометра, поскольку свет этой длины волны глубоко проникает в кожу 200. Длина
 волны λ_s второго лазерного импульса 150 может содержать любую длину волны,
 40 которая достигает плазмы 205, генерируемой первым лазерным импульсом 130, и которая поддерживает или подпитывает плазму 205 для создания ЛЮВ. Это поддержание
 или подпитывание плазмы 205 вторым лазерным импульсом 150 может осуществляться посредством нерезонансного поглощения или путем настройки второго лазерного
 импульса 150 для излучения света, имеющего длину волны, которая выбирается
 45 включенной в пик поглощения обратного тормозного излучения плазмы 205, инициированной первым лазерным импульсом 130.

В неинвазивном устройстве 100 согласно изобретению, второй лазерный импульс 150 излучается с предварительно заданной задержкой по времени ΔT после первого

лазерного импульса 130. Вследствие этой задержки по времени ΔT , повышается эффективность поглощения второго лазерного импульса 150 плазмой 205, инициированной первым лазерным импульсом 130. Когда первый лазерный импульс 130 падает на место 210 лечения, для инициирования плазма 205 в месте 210 лечения требуется некоторое время. Задержка по времени ΔT второго лазерного импульса 150 относительно первого лазерного импульса 130 гарантирует, что второй лазерный импульс 150 достигает места 210 лечения, когда плазма 205 'готова' поглощать излучение второго лазерного импульса 150. Конкретная задержка по времени ΔT , необходимая для достижения наивысшей эффективности, может устанавливаться экспериментально и может различаться в зависимости от типа кожи и глубины расположения места 210 лечения внутри кожной ткани.

Неинвазивное устройство 100 как показано на фиг.1, также содержит оптические элементы 170, 160 для направления первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса 150 в место 210 лечения. Как указано выше, один из оптических элементов 170, 160 может быть оптической системой 160 для фокусировки первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса 150 в кожную ткань 200. Такая оптическая система 160 может быть, например, объективом 160 микроскопа. Дополнительным оптическим элементом может быть, например, полупрозрачный зеркальный элемент 170 для объединения первого лазерного импульса 130, излучаемого первым лазером 120, со вторым лазерным импульсом 150, излучаемым вторым лазером 140, чтобы они могли использовать одну и ту же оптическую систему 160. Помимо двух указанных оптических элементов 170, 160, неинвазивное устройство 100 может содержать другие оптические элементы для формирования и направления первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса 150 к месту 210 лечения внутри кожной ткани 200.

Неинвазивное устройство 100, как показано на фиг.1, дополнительно содержит контроллер 180 для управления светоизлучающей системой 110, например, содержащей первый лазер 120 и второй лазер 140, и дополнительно содержит систему 190 обратной связи для предоставления некоторого сигнала обратной связи контроллеру 180 (указанного на фиг.1 посредством искривленной стрелки, идущей от системы 190 обратной связи к контроллеру 180). Контроллер 180 может, например, определять первую длительность импульса и первую плотность мощности первого лазерного импульса 130 и вторую длительность импульса и вторую плотность мощности второго лазерного импульса 150, например, для предотвращения повреждения верхних слоев кожной ткани 200 в ходе неинвазивного лечения кожи. Контроллер 180 также может определять задержку по времени ΔT между первым лазерным импульсом 130 и вторым лазерным импульсом 150 для дополнительного повышения эффективности генерации ЛЮВ путем установления задержки по времени ΔT таким образом, чтобы второй лазерный импульс 150, по существу, целиком поглощался плазмой 205. Контроллер 180 также может использовать сигнал обратной связи системы 190 обратной связи для определения, например, эффективности ЛЮВ, первоначального повреждения верхних слоев кожной ткани 200, и повышения температуры верхнего слоя кожной ткани 200 или любого другого параметра, полезного для управления неинвазивным устройством 100 согласно изобретению.

Фиг.2 демонстрирует некоторые детали лечения ЛЮВ в слое 230 дермиса. Лечение ЛЮВ нацелено на слой 230 дермиса, поэтому оно влияет на кожную ткань 200 для стимуляции регенерации кожной ткани и уменьшения морщин. Неинвазивное устройство 100 способно генерировать явление ЛЮВ внутри кожи 200 за счет обеспечения последовательности первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса

150. На фиг.2 показана часть оптической системы 160, из которой первый лазерный импульс 130 и второй лазерный импульс 150 фокусируются внутри кожи 200. Также на фиг.2 указан оптический флюид 165, который обычно используется для улучшения оптической связи между оптической системой 160 и кожей 200. Такой оптический флюид 165 обычно имеет показатель преломления близкий к показателю преломления кожи 200 и окна выхода света (не указано) оптической системы 160 (см. фиг.1). Он обладает свойством, позволяющим ему преодолевать микроскопические изменения показателя преломления, возникающие на поверхности кожи вследствие вертикально уложенных корнеоцитов (не указаны). Показатель преломления рогового слоя сильно зависит от условий окружающей среды и недавней истории кожной ткани 200, а также от возраста и процедура ухода за кожей индивида. Типичный диапазон показателя преломления рогового слоя составляет от 1,47 до 1,5 в нормальных условиях, то есть в диапазоне природных растительных масел, но чуть выше, чем у минеральных масел. Таким образом, оптический флюид 165 содержит масло 165, воду 165 или любой другой флюид, способный улучшать оптическую связь между оптической системой 160 и кожной тканью 200. Первый световой импульс 130 и последующий второй световой импульс 150 последовательно фокусируются оптической системой 160 в место 210 лечения в слое 230 дермиса. Первый лазерный импульс 130 сконфигурирован для инициирования плазмы 205, и последующий второй лазерный импульс 150 используется для поддержания или усиления плазмы 205 для генерации LIOB в месте 210 лечения. Когда свет фокусируется внутри слоя 230 дермиса, окружающая ткань, представляющая собой слой 220 эпидермиса и слой 240 подкожного жира, обычно не повреждается, поскольку свойства схождения и расхождения сфокусированных первого светового импульса 130 и второго светового импульса 150 обычно имеют слишком низкий уровень интенсивности.

Правое изображение на фиг.2 демонстрирует часть кожной ткани 200, в которой показано повреждение 235 созданное с использованием неинвазивного устройства 100 согласно изобретению. Такое повреждение 235 активирует кожу 200 для стимуляции регенерации кожной ткани, что затем будет уменьшать морщины.

Фиг.3 демонстрирует первый лазерный импульс 130 и второй лазерный импульс 150, сконфигурированные для совместной генерации LIOB. Пример, показанный на фиг.3, представляет собой изображение экрана осциллографа, где представлены параметры первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса 150, используемые для подтверждения принципа путем создания оптического пробоя в воде. Длина волны λ_f света первого лазерного импульса 130 и длина волны λ_s второго лазерного импульса 150 в этом случае идентичны и равны 1064 нанометра. Первая длительность импульса первого лазерного импульса 130 составляет от 30 до 100 пикосекунд при полной энергии импульса 0,2 миллиджоуль для инициирования плазмы внутри воды. Вторая длительность импульса второго лазерного импульса 150 составляет от 10 до 20 наносекунд при полной энергии импульса от 5 до 10 миллиджоуль для подпитывания плазмы 205, инициированной первым лазерным импульсом 130. Как можно видеть из фиг.3, задержка по времени ΔT между пиковой интенсивностью первого лазерного импульса 130 и пиковой интенсивностью второго лазерного импульса 150 составляет приблизительно 30 наносекунд. Как указано выше, конкретные требования (длительность импульса, плотность мощности, полная энергия импульса и задержка по времени) для генерации LIOB с использованием первого лазерного импульса 130 и второго лазерного импульса 150 в кожной ткани 200 могут различаться, в зависимости от глубины внутри кожной ткани 200, где должен произойти LIOB. Таблицу (не

показана), указывающую предпочтительные настройки в разных ситуациях или на разных глубинах лечения можно генерировать, например, экспериментально. Такая таблица может, например, храниться в контроллере 180 (см. фиг.1) и использоваться для выбора предпочтительных настроек в ходе эксплуатации.

5 Фиг.4 демонстрирует блок-схему операций, указывающую способ согласно изобретению, и компьютерный программный продукт, сконфигурированный для осуществления способа. На первом этапе S1 процесс LIOB начинается. Затем, на этапе S2, кожная ткань 200 может зондироваться системой 190 обратной связи (см. фиг.1). Этот этап зондирования S2 может быть этапом, в течение которого кожная ткань 200
10 анализируется до начала лечения кожи. В ходе такого этапа зондирования S2, может определяться тип кожной ткани 200 или может определяться глубина морщин, присутствующих в кожной ткани 200, до фактического инициирования лазерного лечения. Хотя этап зондирования S2 является необязательным этапом, он может повышать общее качество лечения кожи, поскольку он позволяет неинвазивному
15 устройству 100 определять, например, характеристики первого лазерного импульса 130 и последующего второго лазерного импульса 150, чтобы гарантировать, что лечение LIOB будет эффективным, например, без повреждения верхнего слоя 220 дермиса (см. фиг.2). Затем, на этапе S3, генерируется первый лазерный импульс 130, после чего контроллер 180 ожидает в течение предварительно определенной задержки по времени
20 ΔT на этапе S4, после чего, на этапе S5, генерируется второй лазерный импульс 150. Эта генерация первого лазерного импульса 130 может, например, осуществляться с использованием первого лазера 120, и генерация второго лазерного импульса 150 может, например, осуществляться с использованием второго лазера 140. Совместно, этапы S3, S4 и S5 охватывают этап LIOB S9, охватывающий инициирование плазмы 205 (см.
25 фиг.1), и поддержание или усиление плазмы 205 для создания LIOB. Затем, на этапе S6, кожная ткань 200 может повторно зондироваться. Это зондирование кожной ткани 200 также может быть необязательным этапом S6, например, для определения общей эффективности лечения LIOB и для определения, продолжать ли лечение LIOB. Например, когда лечения LIOB недостаточно или когда лечение LIOB неэффективно
30 (указано стрелкой, содержащей 'Нет'), настройки неинвазивного устройства 100 могут изменяться на этапе S7, и первый лазерный импульс 130 может повторно инициироваться на этапе S3 для повторения лечения LIOB с другими настройками. Если лечения LIOB недостаточно, лечение LIOB можно повторять без изменения настроек неинвазивного устройства 100, что позволяет повторно инициировать последовательность на этапе
35 S3 без других настроек, применяемых на этапе S7. Альтернативно, когда лечение LIOB достаточно и эффективный (указано стрелкой, содержащей 'Да'), процесс LIOB может заканчиваться на этапе S8.

Очевидно, что изобретение также применимо к компьютерным программам, в частности, компьютерным программам на или в носителе, адаптированным к
40 практическому осуществлению изобретения. Программа может иметь форму исходного кода, объектного кода, кода, промежуточного между исходным и объектным кодом, например, в частично скомпилированной форме, или в любой другой форме, пригодной для использования в реализации способа согласно изобретению. Также очевидно, что такая программа может иметь многие разные архитектурные конструкции. Например,
45 программный код, реализующий функциональные возможности способа или системы согласно изобретению могут подразделяться на одну или более подпроцедур. Специалисту в данной области техники известно много разных способов распределения функциональных возможностей между этими подпроцедурами. Подпроцедуры могут

храниться совместно в одном исполнимом файле для формирования независимой программы. Такой исполнимый файл может содержать компьютерноисполняемые инструкции, например, инструкции процессора и/или инструкции интерпретатора (например, инструкции интерпретатора Java). Альтернативно, одна или более или все из подпроцедур могут храниться в, по меньшей мере, одном внешнем библиотечном файле и линковаться с главной программой статически либо динамически, например, во время выполнения. Главная программа содержит, по меньшей мере, одно обращение, по меньшей мере, одной из подпроцедур. Подпроцедуры также могут содержать обращения друг к другу. Вариант осуществления, относящийся к компьютерному программному продукту, содержит компьютерноисполняемые инструкции, соответствующие каждому этапу обработки, по меньшей мере, одного из изложенных здесь способов. Эти инструкции могут подразделяться на подпроцедуры и/или храниться в одном или более файлах, которые могут линковаться статически или динамически. Другой вариант осуществления, относящийся к компьютерному программному продукту, содержит компьютерноисполняемые инструкции, соответствующие каждому средству, по меньшей мере, одного из изложенных здесь систем и/или продуктов. Эти инструкции могут подразделяться на подпроцедуры и/или храниться в одном или более файлах, которые могут линковаться статически или динамически.

Носителем компьютерной программы может быть любой элемент или устройство, способное к переносу программы. Например, носитель может включать в себя среду хранения, например, ПЗУ, например, CD ROM или полупроводниковое ПЗУ, или магнитный носитель записи, например, флэш-носитель или жесткий диск. Кроме того, носитель может представлять собой передаваемый носитель, например, электрический или оптический сигнал, который может переноситься по электрическому или оптическому кабелю или по радио или другими средствами. Когда программа воплощена в таком сигнале, носитель может быть образован таким кабелем или другим устройством или средством. Альтернативно, носителем может быть интегральная схема, в которую внедрена программа, причем интегральная схема выполнена с возможностью осуществления или использования при эксплуатации, релевантного способа.

Следует отметить, что вышеупомянутые варианты осуществления иллюстрируют, а не ограничивают изобретение, и что специалисты в данной области техники способны предложить многие альтернативные варианты осуществления без отклонения от объема нижеследующей формулы изобретения. В формуле изобретения, никакие ссылочные позиции, законченные в скобках, не следует рассматривать как ограничивающие формулу изобретения. Использование глагола "содержать" и его сопряжений не исключает наличия элементов или этапов, отличных от упомянутых в формуле изобретения. Употребление названия элемента в единственном числе не исключает наличия совокупности таких элементов. Изобретение может быть реализовано посредством оборудования, содержащего несколько отдельных элементов, и посредством надлежащим образом запрограммированного компьютера. В пункте устройства, где перечислено несколько средств, несколько из этих средств могут быть реализованы посредством одного и того же элемента оборудования. Лишь тот факт, что определенные меры упомянуты во взаимно различных зависимых пунктах, не говорит о том, что нельзя выгодно использовать комбинацию этих мер.

(57) Формула изобретения

1. Неинвазивное устройство (100) для лечения кожной ткани (200) с использованием лазерного света, причем устройство содержит:

светоизлучающую систему (110) для генерации первого лазерного импульса (130) и последующего второго лазерного импульса (150) с предварительно заданной задержкой по времени (ΔT) после первого лазерного импульса (130),

оптическую систему (160) для фокусировки, при эксплуатации, первого лазерного импульса (130) и второго лазерного импульса (150) в фокальное пятно в месте (210) лечения внутри кожной ткани (200), причем первый лазерный импульс (130) имеет первую плотность мощности (Вт/см^2) в фокальном пятне, первую длительность импульса (мс) и первую энергию импульса (мДж) для инициирования плазмы (205) в кожной ткани в месте (210) лечения, последующий, второй лазерный импульс (150) имеет вторую плотность мощности в фокальном пятне, более низкую, чем первая плотность мощности, вторую длительность импульса и вторую энергию импульса,

отличающееся тем, что первая длительность импульса составляет от 1 до 1000 пикосекунд, вторая длительность импульса, по меньшей мере, в 10 раз больше первой длительности импульса и составляет от 1 до 1000 наносекунд, задержка по времени (ΔT) составляет от 1 наносекунды до 10 микросекунд, первая энергия импульса составляет от 0,1 до 2 мДж, вторая энергия импульса от 10 до 100 раз выше первой энергии импульса и составляет от 1 до 200 мДж для поддержания или интенсификации, путем генерации второго лазерного импульса с упомянутой предварительно заданной задержкой по времени после первого лазерного импульса, плазмы (205), инициируемой первым лазерным импульсом (130) за счет поглощения, по меньшей мере, части энергии второго лазерного импульса (150) плазмой, инициированной первым лазерным импульсом (130) для генерации пробоя кожной ткани (200) в месте лечения, благодаря чему, при эксплуатации, первый лазерный импульс (130) и второй лазерный импульс (150) совместно генерируют лазерно-индуцированный оптический пробой в месте (210) лечения.

2. Неинвазивное устройство (100) по п.1, в котором длина волны (λ_s) второго лазерного импульса (150) выбирается включенной в пик поглощения обратного тормозного излучения плазмы (205), инициированной первым лазерным импульсом (130) в месте (210) лечения для поддержания или интенсификации плазмы (205), инициированной первым лазерным импульсом (130).

3. Неинвазивное устройство (100) по п.1, в котором первый лазерный импульс (130) содержит поляризованный свет.

4. Неинвазивное устройство (100) по п.1, в котором светоизлучающая система (110) содержит первый лазер (120) для излучения первого лазерного импульса (130) и содержит второй лазер (140) для излучения второго лазерного импульса (150), причем второй лазер (140) отличается от первого лазера (120).

5. Неинвазивное устройство (100) по п.1, в котором место (210) лечения находится в слое (230) дермиса кожи.

6. Неинвазивное устройство (100) по п.1, в котором неинвазивное устройство (100) содержит систему (190) обратной связи для определения глубины фокусировки первого лазерного импульса (130) и/или второго лазерного импульса (150) в месте (210) лечения.

7. Неинвазивное устройство (100) по п.1, в котором неинвазивное устройство (100) содержит систему (190) обратной связи для детектирования плазмы (205) внутри кожной ткани (200) и/или для детектирования акустического сигнала, генерируемого в ходе лазерно-индуцированного оптического пробоя в месте (210) лечения.

8. Способ лечения кожи с использованием лазерного света, причем способ содержит этапы, на которых:

генерируют первый лазерный импульс (130),

генерируют последующий второй лазерный импульс (150) с предварительно заданной задержкой по времени (ΔT) после первого лазерного импульса (130), и

фокусируют первый лазерный импульс (130) и второй лазерный импульс (150) в фокальное пятно в месте (210) лечения внутри кожной ткани (200), причем первый

лазерный импульс (130) имеет первую плотность мощности (Вт/см^2) в фокальном пятне, первую длительность импульса (мс), и первую энергию импульса (мДж) для инициирования плазмы в кожной ткани в месте (210) лечения, причем последующий второй лазерный импульс (150) имеет вторую плотность мощности в фокальном пятне, более низкую, чем первая плотность мощности, вторую длительность импульса, и вторую энергию импульса,

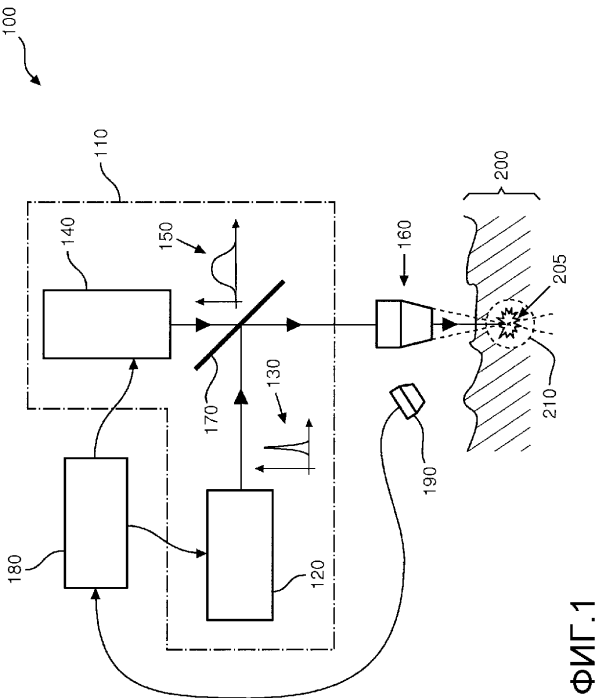
отличающийся тем, что первая длительность импульса составляет от 1 до 1000 пикосекунд, вторая длительность импульса, по меньшей мере, в 10 раз больше первой длительности импульса и составляет от 1 до 1000 наносекунд, задержка по времени (ΔT) составляет от 1 наносекунды до 10 микросекунд, первая энергия импульса составляет от 0,1 до 2 мДж, вторая энергия импульса от 10 до 100 раз выше первой энергии импульса и составляет от 1 до 200 мДж для поддержания или интенсификации, путем генерации второго лазерного импульса с упомянутой предварительно заданной задержкой по времени после первого лазерного импульса, плазмы (205), иницируемой первым лазерным импульсом (130) за счет поглощения, по меньшей мере, части энергии второго лазерного импульса (150) плазмой, иницированной первым лазерным импульсом (130) для генерации пробоя кожной ткани в месте лечения, благодаря чему, при эксплуатации, первый лазерный импульс (130) и второй лазерный импульс (150) совместно генерируют лазерно-индуцированный оптический пробой в месте лечения.

9. Способ по п.8, в котором первый лазерный импульс (130) генерируется первым лазером (120), и второй лазерный импульс (150) генерируется вторым лазером (140), отличным от первого лазера (120).

1

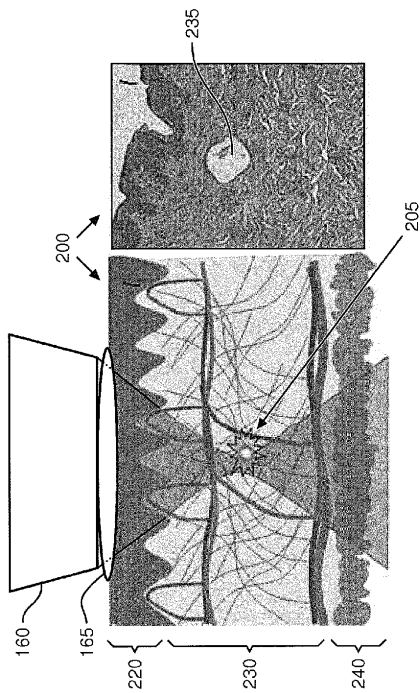
528303

1/4



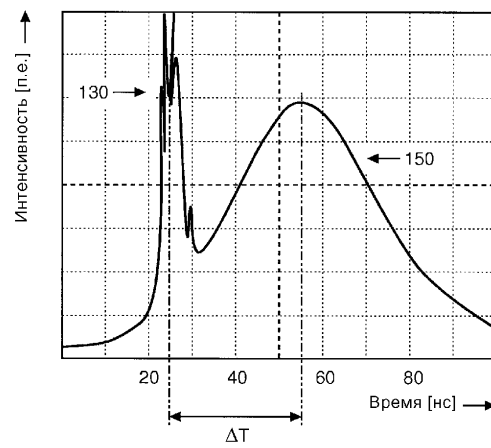
ФИГ. 1

2



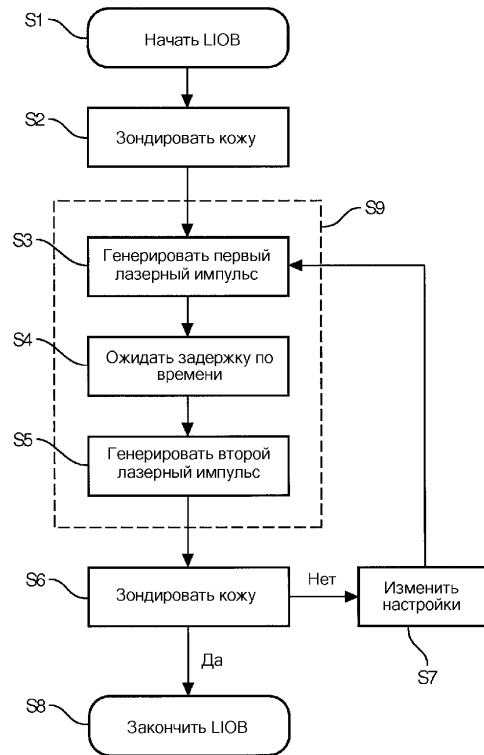
ФИГ.2

3/4



Фиг. 3

4/4



Фиг. 4