



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 035 896** ⁽¹³⁾ **C1**
(51) МПК⁶ **A 61 B 17/36**

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 4894173/14, 08.01.1991
(30) Приоритет: 09.01.1990 СН 59/90
(46) Дата публикации: 27.05.1995
(56) Ссылки: Хуберт ван ден Берг. Свет и порфирины в раковой терапии. Химия в британии. Т. 22, N 5, 1986.

(71) Заявитель:
Циба Гейги АГ (СН)
(72) Изобретатель: Жорж Ваньер[СН],
Хуберт Ван Ден Берг[NL], Филип Моннье[СН]
(73) Патентообладатель:
Циба Гейги АГ (СН)

(54) ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ СВЕТОЛЕЧЕНИЯ ОПУХОЛЕЙ

(57) Реферат:
Изобретение относится к волоконно-оптическому устройству для светолучевой терапии опухолей в зоне вилкообразных разветвлений бронхов. Выходящий из торцевой поверхности оптического волокна световой пучок

нагружает линзовую систему из двух микролинз, которые по причине сферической аберрации отклоняют краевые лучи рассеянного светового пучка оптического волокна таким образом, что образуется равномерный (однородный) четкий по краям выходной световой пучок. 5 з.п. ф-лы, 8 ил.



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 035 896** ⁽¹³⁾ **C1**
(51) Int. Cl.⁶ **A 61 B 17/36**

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 4894173/14, 08.01.1991

(30) Priority: 09.01.1990 CH 59/90

(46) Date of publication: 27.05.1995

(71) Applicant:
Tsiba Gejgi AG (CH)

(72) Inventor: Zhorzh Van'er[CH],
Khubert Van Den Berg[NL], Filip Monn'e[CH]

(73) Proprietor:
Tsiba Gejgi AG (CH)

(54) FIBER OPTIC DEVICE FOR PERFORMING TUMOR PHOTOTHERAPY

(57) Abstract:

FIELD: medical engineering. SUBSTANCE:
device forms a light beam issued from optic
fiber end face surface, loads lens system
having two microlenses deflecting optic
fiber dispersed light beam marginal rays as

a result of spheric aberration in the way
that uniform output light beam is produced
having clear cut boundary. EFFECT: enhanced
accuracy in concentrating light beam power
in given region, reduced risk of traumatic
injuries in the neighboring tissue. 6 cl, 8 dwg

RU 2 035 896 C1

RU 2 035 896 C1

Изобретение касается волоконно-оптического устройства для светолечения опухолей, преимущественно расположенных в дыхательных путях и легких пациентов, с источником лазерного излучения и связанным с источником оптическим волокном для подведения света к местоположению опухоли.

Известен бронхоскоп [1] позволяющий отыскивать и лечить злокачественные опухоли, в частности на вилкообразных разветвлениях бронхов.

При подобного рода лечения пациенту впрыскивается порфирин. Через несколько дней опухолевая ткань поглощает из него значительно больше пигмента, чем здоровая ткань. Затем подозреваемое место облучают, например, с помощью криптонового лазера, который присоединен к кварцевой волоконной оптике. Таким образом обнаруживают раковую ткань с помощью исходящего от нее красного света.

Наряду с этим эффектом, который способствует отысканию опухолей, порфирин имеет еще другое предпочтительное свойство, которое заключается в том, что он сильно поглощает красный свет, причем в больной ткани вызывается ряд фотохимических реакций, которые умертвляют обогащенную порфирином опухолевую ткань. Необходимый для этого высокоинтенсивный красный свет может также направляться к опухоли с помощью кварцевой волоконной оптики, благодаря чему при подобного рода светолучевой терапии селективно разрушаются раковые клетки.

Однако все известные до сих пор устройства для светолучевой терапии не пригодны для четкого высвечивания облучаемой по краям поверхности ткани.

Цель изобретения создание волоконно-оптического устройства для светолечения с парой линз, расположенных соосно испускающему свет торцу оптического волокна, с тем чтобы обеспечить равномерное и одновременно резко спадающее по краям облучение поверхности ткани тела.

Цель достигается в волоконно-оптическом устройстве для светолечения за счет того, что устройство снабжено установленной соосно испускающему свет торцу оптического волокна парой линз, причем линзовые пары представляют собой одинаковые плосковыпуклые линзы, фокусное расстояние которых меньше их диаметра и выпуклые стороны которых обращены в паре одна к другой, а расстояние между выпуклыми сторонами меньше фокусного расстояния микролинз.

За счет такого расположения линз достигается то, что лучи краевой области исходящего из торцевой поверхности волокна расходящегося светового пучка преломляются первой линзой этой пары вследствие ее сферической аберрации настолько сильно, что они после радиального перемещения средней оси пучка пары линз входят перед фокусом в диаметрально противоположном месту выхода из поверхности первой линзы вместе в поверхность второй линзы этой пары, с помощью которой уменьшается угол расходимости лучей краевой области.

Согласно предпочтительному примеру выполнения, испускающая свет торцевая поверхность волокна расположена на расстоянии от плоской поверхности первой линзы, значительно превышающем фокусное расстояние.

Согласно примеру выполнения, предусмотрено, что линзовая пара и испускающий свет торцевой конец оптического волокна расположены в линзовой трубке, причем испускающий свет торец оптического волокна расположен в одном конце линзовой трубки, а пара линз расположена вблизи другого конца линзовой трубки.

Согласно следующему примеру выполнения, линзовая трубка расположена в воздухопроводящей трубке с образованием воздушных каналов, которые соединены с воздушными соплами, выполненными на торцевой стороне воздушной трубки.

Согласно примеру выполнения, оптическое волокно имеет диаметр сердцевины 200 мкм, а ее числовая апертура составляет 0,21, расстояние между испускающей свет торцевой поверхностью и первой плоско-выпуклой микролинзой составляет 3,5 мм, а расстояние между линзами 0,7 мм, при этом диаметр линз составляет 1,5 мм, а их фокусное расстояние равно 1 мм.

Линзы волоконно-оптического устройства изготовлены из флинта с показателем преломления 1,876 при длине волны лазерного излучения 630 нм.

На фиг. 1 показано предлагаемое волоконно-оптическое устройство с излучающим свет в осевом направлении микрорассеивателем; на фиг. 2 схематическое изображение хода лучей между торцевой поверхностью оптического волокна и выходом микрорассеивателя; на фиг. 3 форма функции угла расходимости луча на выходе микрорассеивателя в зависимости от угла входа в первую линзу линзовой пары на торце микрорассеивателя; на фиг. 4 характеристика профиля интенсивности на расстоянии 8 мм перед линзовой парой микрорассеивателя; на фиг. 5 второй пример выполнения микрорассеивателя с воздушными соплами на переднем конце, продольный разрез; на фиг. 6 микрорассеиватель в соответствии с фиг. 5, продольный разрез вдоль плоскости, которая повернута относительно плоскости сечения на фиг. 5 на 45° вокруг продольной оси микрорассеивателя; на фиг. 7 разрез А-А на фиг. 5; на фиг. 8 разрез Б-Б на фиг. 5.

На фиг. 1 показан осевой или фронтальный микрорассеиватель, который позволяет очень четко по краям и равномерно освещать на расстоянии 8 мм перед его выходной диафрагмой 1 дискообразную поверхность диаметром около 10 мм. Освещенная исходящим из выходной диафрагмы 1 светом ткань может очень селективно облучаться вследствие четкого контура освещенной зоны, не освещая также нежелательным образом соседнюю ткань.

Кроме того, световая энергия в выходном конусе 2 распределена очень равномерно, причем благодаря освещенной ткани эта равномерность повышается. Изображенный на фиг. 1 микрорассеиватель имеет в качестве корпуса линзовую трубочку или

трубочку 3 из специальной стали с наружным диаметром 2 мм и длиной 12 мм. В левый конец трубочки 3 из специальной стали вставлена металлическая трубка 4, через которую проходит канал 5. Выходящий из левого конца трубочки 3 участок металлической трубки 4 имеет сужение 6, так что наружный диаметр металлической трубки 4 вне трубочки 3 из специальной стали меньше и составляет примерно 1,1 мм.

На металлическую трубку 4 натянуты шланг из синтетического материала, в частности шланг 7 из политетрафторэтилена, наружный диаметр которого составляет примерно 1,8 мм и толщина стенки которого около 0,35 мм. В зоне сужения 6 между шлангом 7 из политетрафторэтилена и трубочкой 3 находится кольцеобразное силиконовое уплотнение 28. Шланг 7 из политетрафторэтилена предназначен для направления трубочки 3 при ее доставлении через трахею пациента до исследуемых и подлежащих лечению вилкообразных разветвлений бронхов пациента.

Через внутренний канал шланга 7 из политетрафторэтилена проходит оптическое волокно 8, которое закреплено в канале 5 металлической трубки 4 с помощью клеящего вещества, так что торцовая поверхность 9 волокна 8 надежно зафиксирована внутри трубки 3 из специальной стали на желаемом расстоянии от выходной диафрагмы 1.

Оптическое волокно 8 имеет сердцевину 10 волокна диаметром 200 мкм, которая окружена оболочкой 11 диаметром 280 мкм. Различимая на фиг. 1 оболочка 12 предназначена для защиты оптического волокна 8 и для контакта с клеящим веществом в канале 5 металлической трубки 4.

В не показанный на фиг. 1 подающий конец оптического волокна 8 при светолучевой терапии опухоли легких подается красное лазерное излучение при мощности лазера 500 мВт и максимум 2 Вт. Многомодовый свет распространяется, начиная от лазера, через надлежащую штепсельную систему и оптическое волокна 8 через шланг 7 из политетрафторэтилена и попадает, наконец, через металлическую трубку 4 во внутреннее пространство трубки 3 из специальной стали, где он выходит из торцевой поверхности 9 в виде рассеянного светового пучка 13 с характеристическим углом выхода только 22° с гауссовым распределением.

Рассеянный пучок 13 света нагружает вначале первую, например плосковыпуклую микролинзу 14, и затем вторую, например плосковыпуклую микролинзу 15. Микролинзы 14, 15 образуют линзовую пару и отъюстированы таким образом, что имеющий слабую четкость по краям и неоднородно (неравномерно) рассеянный световой пучок 13 повышает резкость на краях и равномерность по площади поперечного сечения. Чтобы получить пропускание состоящей из микролинз 14, 15 линзовой пары в 75% вместо 60% микролинзы 14, 15 покрыты противотражающим слоем из фтористого магния.

Как видно на фиг. 1, на переднем конце трубки 3 из специальной стали предусмотрен проходящий радиально внутрь упорный фланец 16, к которому прилегает плоской

стороной 17 вторая плосковыпуклая микролинза 15. Латунное кольцо 18 служит в качестве прокладки между второй микролинзой 15 и первой микролинзой 14. На фиг. 1, кроме того, видно, как первая микролинза 14 ориентирована своей выпуклой верхней стороной 19 таким образом, что она обращена к выпуклой верхней стороне 20 второй микролинзы 15. К плоской стороне 41 первой микролинзы 14 прижимается латунная трубка 21, которая закреплена с помощью резьбы внутри трубки 3 из специальной стали, чтобы фиксировать линзовую пару из микролинз 14 и 15 в трубке 3 из специальной стали с определенным латунным кольцом 18 расстоянием.

Линзовая пара из микролинз 14, 15 использует сферическую aberrацию линз, чтобы обеспечить равномерную (однородную) четкую по краям высвеченную поверхность в выходном конусе 2.

На фиг. 2 в увеличенном масштабе изображена часть хода лучей, чтобы наглядно показать специальную юстировку и выбор микролинз 14 и 15.

Слева на фиг. 2 видно оптическое волокно 8 с сердечником 10, оболочками 11 и 12. Числовая апертура волокна составляет, например, 0,21. Ослабление при 850 нм меньше 4 дБ/км. Выходящий из торцевой стороны 9 свет рассеянного светового пучка 13 наглядно показан на фиг. 2 рядом лучей, причем краевой луч 22 и самый внешний краевой луч 23, который изображен более толстой линией, имеют особое значение для понимания хода лучей. Средний луч 24 рассеянного светового пучка 13 имеет обозначенный на фиг. 2 угол расходимости α при входе в первую микролинзу 14 и угол выхода β после пересечения второй микролинзы 15.

В случае с плосковыпуклыми микролинзами 14, 15 речь идет о линзах из флинта ($ZaSF9$) диаметром 1,5 мм и с фокусным расстоянием 1 мм. Показатель преломления флинта составляет 1,876 при длине волны 630 нм. Обе микролинзы 14, 15 по причине большого искривления поверхности отличаются очень сильной сферической aberrацией, которая используется для однородности и повышения резкости выходного конуса 2. При этом сферическая aberrация тем больше, чем больше угол расходимости α .

Как можно заключить из фиг. 2, лучи светового пучка 13 отклоняются с малым углом расходимости микролинзой 14 в фокус 24', который расположен в теле второй микролинзы 15. В ходе дальнейшего прохождения эти лучи образуют близкие к средней оси лучи выходного конуса 2.

Однако краевой луч 22, как можно видеть на фиг. 2, по причине сферической aberrации преломляется настолько сильно, что он пересекает среднюю ось между микролинзами 14, 15 перед фокусом 24'.

Если угол расходимости α становится таким же большим, как и у самого внешнего краевого луча 23, то сферическая aberrация приводит к настолько сильному преломлению, что преломленный самый внешний краевой луч 23 нагружает выпуклую верхнюю сторону 20 второй микролинзы 15 в месте 25, которое расположено диаметрально против места 26, где преломленный самый внешний краевой

луч 23 покидает выпуклую верхнюю сторону 19 первой микролинзы 14.

По причине ориентирования верхней стороны 20 в зоне места 25 самый внешний краевой луч 23 преломляется видимым на фиг. 2 образом не от средней оси между микролинзами 14, 15, а в направлении к средней оси между микролинзами 14, 15 и тем самым к продольной оси фронтального микрорассеивателя.

Это приводит к тому, что самый внешний краевой луч 23 после покидания плоской стороны 17 второй микролинзы 15 имеет угол выхода β , который меньше угла выхода β других лучей в краевой зоне с меньшим углом расходимости α , как, например, краевой луч 22.

Эта взаимосвязь изображена на фиг. 3 ходом кривой 27, которая показывает, как угол выхода β с увеличением угла расходимости α вначале возрастает примерно линейно и, начиная с угла несколько больше 7° , круто падает. Пунктирная линия 28 показывает угловую зависимость, которая получается тогда, когда вместо линзовой пары из микролинз 14, 15 используется одна единственная линза со сферической аберрацией.

Фиг. 3, которая показывает лишь положительную ветвь имеющей положительную и отрицательную нагрузку угла расходимости функцию, наглядно показывает, как в выходном конусе 2 образуется максимальный угол раскрыва конуса: примерно дважды по 30° или 60° по причине особым способом использованной сильной сферической аберрации первой микролинзы 14.

При этом кривая 27 показывает связь для исходящих от края сердцевины оптического волокна лучей. Зависящее от угла распределение света в виде функции угла расходимости α в световом пучке 13 относительно продольной оси приводит к тому, что лучи в краевой зоне принимают только максимальный угол выхода β или граничное значение угла около 30° , так как кривая 27 не всегда продолжает возрастать как изображенная пунктирной линией функция 28, а, начиная с граничного значения угла, вновь падает.

Фиг. 4 показывает профиль интенсивности с относительными единицами интенсивности, как это получается тогда, когда на удалении 8 мм перед второй микролинзой 15 создается световое пятно. Из абсциссы следует, что его диаметр в упомянутом выше примере выполнения составляет примерно 10 мм, причем интенсивность на краю светового пятна или освещенного диска резко падает. По причине сферической аберрации недалеке от резкого падения получается побочный максимум в профиле интенсивности 29. При мощности лазера 50 мВт максимальная интенсивность профиля интенсивности 29 составляет примерно 6 мВт/см^2 .

На фиг. 5-8 показан пример выполнения фронтального или осевого микрорассеивателя, причем выходная диафрагма 1 окружена воздушными соплами 30, из которых выходит воздух для удаления мешающих жидкостей организма. К воздушным соплам 30 по воздушным каналам

31 подается воздух, как можно видеть на фиг. 6 и 8. Воздушные каналы 31 окружают четырехгранную трубку 32 с цилиндрическим внутренним пространством 33 для установки микролинз 14 и 15, латунного кольца 18 и латунной трубки 21 уже известным из фиг. 1 способом. Оптическое волокно 8 проходит через направляющую деталь 34, форма которой вытекает из фиг. 5-7.

Описанная выше система окружена воздухопроводящей трубкой или наружной трубкой 35, которая изображена на фиг. 5-7. Слева на фиг. 5 и 7 виден шланг 36 из политетрафторэтилена с внутренним диаметром 2,5 мм и толщиной стенки 0,25 мм. С помощью шланга 36 из политетрафторэтилена продувочный воздух попадает через первый воздухоподающий канал 37 и второй воздухоподающий канал 38, которые можно видеть на фиг. 6 и 7, в воздушные каналы 31.

Как можно видеть на фиг. 7, направляющая деталь 34 выполнена в виде круглого стержня, в котором выбраны два проходящих в осевом направлении паза для образования воздухоподающих каналов 37 и 38. Канал 39 в направляющей детали 34 выполняет ту же задачу, что и канал 5 в изображенном на фиг. 1 примере выполнения осевого или фронтального микрорассеивателя.

Выходящий из торцевой поверхности 9 световой пучок 13 имеет в изображенном на фиг. 5 и 6 примере выполнения такие же оптические свойства и подвержен таким же оптическим соотношениям, что и в примере выполнения в соответствии с фиг. 1.

Из этих соображений выходной конус 2, как и в примере выполнения в соответствии с фиг. 1, имеет угол раствора конуса 60° и допускает создание равномерного, четкого по краям высвеченного светового диска на опухолевой ткани для светолучевой терапии.

Формула изобретения:

1. ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ СВЕТОЛЕЧЕНИЯ ОПУХОЛЕЙ, преимущественно расположенных в дыхательных путях и легких пациентов, содержащее источник лазерного излучения и связанное с источником оптическое волокно для подведения света к местоположению опухоли, отличающееся тем, что, с целью получения равномерного и резко спадающего по краям облучения поверхности ткани, подлежащей облучению, оно снабжено установленной соосно с испускающим свет торцом оптического волокна парой линз, причем линзовые пары представляют собой одинаковые плоско-выпуклые линзы, фокусное расстояние которых меньше их диаметра и выпуклые стороны которых обращены в паре одна к другой, а расстояние между выпуклыми сторонами меньше фокусного расстояния микролинз.

2. Устройство по п.1, отличающееся тем, что испускающая свет торцевая поверхность волокна расположена на расстоянии от плоской поверхности первой линзы, значительно превышающем фокусное расстояние.

3. Устройство по пп.1 и 2, отличающееся тем, что линзовая пара и испускающий свет торцевой конец оптического волокна расположены в линзовой трубке, причем

испускающий свет торец оптического волокна расположен в одном конце линзовой трубки, а пара линз расположена вблизи другого конца линзовой трубки.

4. Устройство по п.3, отличающееся тем, что линзовая трубка расположена в воздухопроводящей трубке с образованием воздушных каналов, которые соединены с воздушными соплами, выполненными на торцевой стороне воздушной трубки.

5. Устройство по пп.1 4, отличающееся тем, что оптическое волокно имеет диаметр

сердцевины 200 мкм, ее числовая апертура составляет 0,21, расстояние между испускающей свет торцевой поверхностью и первой плоско-выпуклой микролинзой составляет 3,5 мм, расстояние между линзами составляет 0,7 мм, диаметр линз составляет 1,5 мм, а их фокусное расстояние равно 1 мм.

6. Устройство по пп.1 5, отличающееся тем, что линзы изготовлены из флинта с показателем преломления 1,876 при длине волны лазерного излучения 630 нм.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60











