

УДК 618.14-085.849.19

Ежов В.В., Торчинов А.М., Гейниц А.В., Фириченко В.И., Салиев А.А.

Некоторые биофизические аспекты контактной ИК-лазерной терапии шейки матки

Yezhov V.V., Torchinov A.M., Geynits A.V., Firichenko V.I., Salijev A.A.

Some biophysical aspects of contact IR-laser therapy of uterine cervix

Московский государственный медико-стоматологический университет
ФГУ «ГНЦ лазерной медицины Росздрава»;
Городская клиническая больница № 52, г. Москва

Поиск новых патогномичных методов лечения дорактовой патологии шейки матки не вызывает сомнения в связи с актуальностью данной проблемы. Методы, сочетающие в себе деструктивные и регенеративные эффекты, являются наиболее перспективными. Материалы и методы исследования. Нами изучается метод контактной инфракрасной лазерной терапии шейки матки с применением аппарата «Лазермед-1-10» с коллимирующей насадкой дистанционно и углеродного красителя (УК). УК наносится на обрабатываемую поверхность, а затем после высыхания пигмента проводится лазерное воздействие. При этом краситель полностью воспринимает на себя проходящую квантовую энергию любого спектра. Затем в результате взаимодействия происходят микровспышки с выделением большого количества теплоты. Этот эффект нами назван термолазерным. После полного сгорания УК лазерный луч проникает дальше в ткань, но его энергия становится низкоинтенсивной. **Заключение.** Объединяя термолазерный деструктивный эффект с низкоинтенсивным лазерным излучением удалось совместить деструктивный и стимулирующий метод воздействия на биоткань. **Ключевые слова:** лазерное лечение, углеродный краситель, патология шейки матки.

Purpose. Search for new pathognomic techniques of treating pre-cancerous lesions in the uterine cervix does not cause any doubts because of the actuality of problem. Techniques which combine destructive and regenerative effects are the most perspective. **Material and methods.** Contact infrared laser therapy for uterine cervix pathology with laser apparatus «Lazermed-1-10» having a collimated attachment for distant handling and carbonic dye (CD) are used in the described technique. CD is put on a treated area and after drying the area is irradiated with laser. The dye reagent completely absorbs all incident quant energy of any spectrum. As a results of this interaction microflashes appear which produce a large amount of heat. This effect is called by us «thermolaser effects». After complete CD combustion laser beam penetrates deeper into tissue, but its energy becomes low-intensive. **Conclusion.** While joining thermolaser destructive effect with stimulating laser irradiation it became possible to combine destructive and stimulating effects at biotissue. **Key words:** laser irradiation, carbonic dye, pathology of uterine cervix.

Введение

Ежегодно в мире регистрируется около полумиллиона женщин, заболевших раком шейки матки. Приблизительно половина заболеваний регистрируется в Евразии.

Актуальность проблемы лечения фоновых и предраковых заболеваний шейки матки не вызывает сомнения, так как рак шейки матки занимает третье место среди онкологических заболеваний в гинекологии.

Особенно высокая онкологическая опасность возникает в зоне стыка цилиндрического с многослойным плоским эпителием, в метапластическом эпителии, а также в зоне трансформации и в резервных клетках.

До настоящего времени известно несколько методов лечения данной патологии, которые условно разделяют на контактные (физические) и общие. К первой группе относят: лазерную абляцию (через кольноскоп), криодеструкцию, радиохирургическую конизацию, фотодинамическую терапию. Ко второй группе относят медикаментозные препараты, защищающие организм от вирусного влияния. Следует особо отметить популярную в последнее время профилактическую вакцинацию женщин вирусоподобной вакциной, препятствующей влиянию на организм онкогенных вирусов папилломы.

Каждый из физических методов лечения «дорактовой» цервикальной патологии имеет свои преимущества и недостатки. Необходимость решения

данной проблемы лежит в консолидации имеющихся знаний и поиске новых методов адекватной терапии данной патологии, а также возможных комбинаций имеющихся способов с использованием уже накопленных знаний.

В последнее время активно изучаются аспекты применения полупроводниковых лазерных аппаратов. В частности, по данным литературы, полупроводниковые лазеры применяют при фотодинамической терапии патологии шейки матки. Основным параметром является длина волны 663 нм с использованием современных фотосенсибилизаторов.

С 2006 года нами на базе кафедры акушерства и гинекологии МГМСУ в гинекологическом отделении изучается метод лечения дорактовых заболеваний шейки матки с использованием диодного ИК-лазера с длиной волны 1060 нм (менее инвазивный и дающий положительный эффект в отношении эктопии, лейкоплакии, дисплазии на фоне ВПЧ и без вирусной инвазии).

Материалы и методы исследования

Нами впервые проведена работа по изучению эффективности лазерного хирургического аппарата «Лазермед-1-10» (Россия), работающего в инфракрасном диапазоне, для лечения больных с фоновыми и предраковыми заболеваниями шейки матки.

Особенностью аппарата «Лазермед-1-10» (ЛМ), в отличие от всех других аналогичных диодных ла-

зеров, является возможность работы как с гибким световодом диаметром 600 мкм (контактно), так и с фокусирующей насадкой в коллимированном луче (бесконтактно). При работе с фокусирующей насадкой лазерный луч фокусируется в пятно размером 200×600 мкм.

Плотность энергии на биоткани \mathcal{E} , Дж/см², рассчитывали по формуле:

$$\mathcal{E} = W / S,$$

где W – выходная энергия излучения, Дж; S – площадь лазерного пятна на биоткани, см².

При работе в непрерывном режиме выходную энергию W рассчитывали из соотношения:

$$W = P \cdot t,$$

где P – выходная мощность излучения, Вт; t – время воздействия, с.

При работе в импульсно-периодическом режиме W определяется из соотношения:

$$W = P \frac{t_a}{t_a + t_n} t,$$

где t_a – длительность импульса, с; t_n – длительность паузы, с.

Из приведенных зависимостей следует, что плотность энергии на биоткани можно менять как за счет изменения мощности излучения и временных параметров излучения, так и за счет изменения размера лазерного пятна (расфокусировки). На схеме (рис. 1) представлены варианты расфокусировки лазерного излучения после выхода из терминала коллимирующей насадки и из гибкого световода. В частности, при использовании гибкого световода испускаемое излучение равно 0,6 мм в диаметре, что соответствует внутреннему диаметру световолокна. Однако после выхода лазерный луч практически сразу расходится. При использовании специальной насадки со встроенной коллимирующей линзой пучок излучения остается не совсем расфокусированным и на расстоянии 10–12 см диаметр пятна составляет приблизительно 0,5 см. Соответственно выходная максимальная мощность, составляющая 10 Вт на расстоянии 10–12 см, уменьшается примерно в 5 раз и составляет около 2 Вт. Это расстояние соответствует глубине влажной поверхности и позволяет обрабатывать поверхность шейки матки дистанционно, не используя дополнительных инструментов.

В связи с высоким коэффициентом отражения лазерного излучения ИК-диапазона от мягкой биоткани перед лечением на поверхность экзоцервикса наносили черный **углеродный краситель (УК)**. Спектральная характеристика коэффициента пропускания этого красителя приведена на рис. 2.

При воздействии лазерного излучения на мелкозернистую структуру УК происходит быстрое поглощение излучения с выделением большого количества тепловой энергии в поверхностном слое, что усиливает хирургическое действие ЛМ. Вместе с тем излучение с длиной волны 1060 нм обладает и

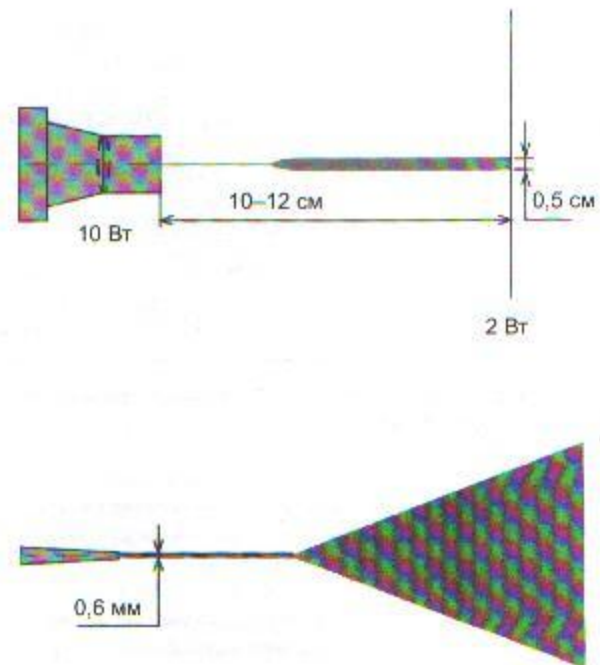


Рис. 1. Параметры лазерного луча на расстоянии от выходного терминала

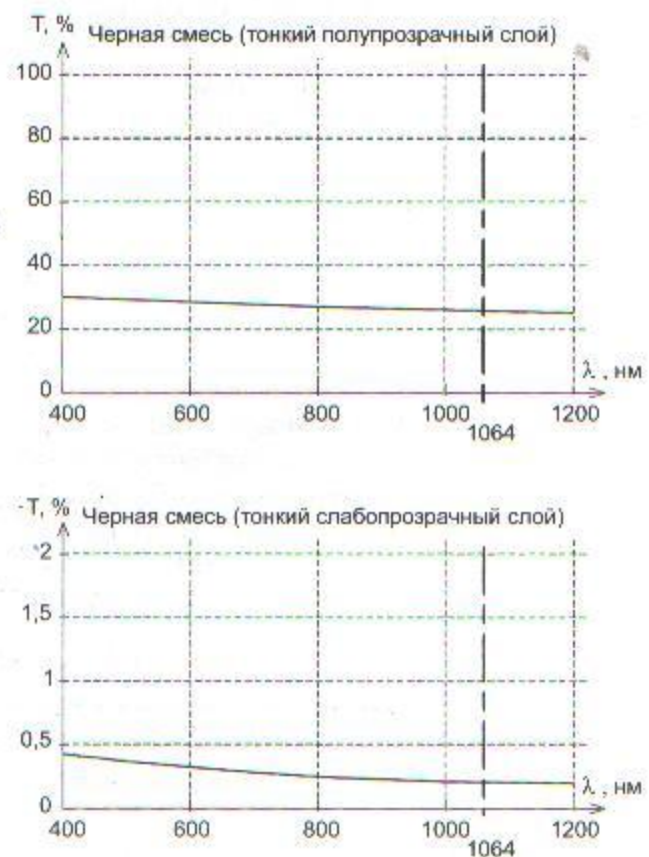


Рис. 2. Результат измерения коэффициента пропускания углеродного красителя

терапевтическим действием за счет большой глубины проникновения этого излучения в биоткань, которая составляет 20–60 мм.

В связи с указанным эффектом лечения в этом случае может быть комбинированным: сочетание хирургического и терапевтического действия.

Результаты измерений параметров углеродного красителя

Нами проведена оценка некоторых параметров углеродного красителя (УК) на многослойном плоском эпителии неживой биоткани при однократной одноминутной обработке пятна диаметром 5 мм (табл.).

Таблица

| Краситель | % сгорания | Термолазерный эффект | Глубина повреждения ткани, мкм | Коэффициент пропускания обработанной ткани, % |
|-------------------------|------------|----------------------|--------------------------------|---|
| Черная тушь | 100 | — | 50–60 | 40–60 |
| Мелко-дисперсная смесь | 80–100 | ++ | 500–2000 | 60–80 |
| Крупно-дисперсная смесь | 50–60 | + | 30–40 | 20–30 |

Данные таблицы свидетельствуют о том, что наибольший термолазерный эффект и коэффициент пропускания обработанной биоткани выше при использовании мелкозернистой смеси. Вероятно, крупнозернистая смесь при однократной лазерной обработке сгорает не полностью и является препятствием для проникновения луча далее в биоткань. При обработке черной туши аналогичным излучением термолазерного эффекта не отмечено. Мелкозернистая смесь сгорает почти полностью и открывает ни-

жележащие слои биоткани для повторной обработки или для использования низкоинтенсивного лазерного излучения.

Данная методика лечения, которая может быть названа как контактная ИК-лазерная терапия (КИЛТ), требует дальнейшего уточнения порядка использования терапевтического и хирургического эффектов воздействия аппарата ЛМ, а также термолазерного эффекта, обусловленного интенсивным сгоранием УК с учетом специфики патологического процесса.

Следует отметить, что при выборе параметров и режима излучения необходимо помнить о времени тепловой реакции ткани, чтобы исключить термическое повреждение соседних участков. В связи с этим при обработке поверхности экзоцервикса с нанесенным УК представляется возможным использовать как постоянное, так и импульсное излучение.

Заключение

Таким образом, дальнейшее изучение КИЛТ для лечения «дораковой» патологии шейки матки остается перспективным и актуальным. Оно сочетает в себе возможность обеспечения двойного эффекта – термолазерного воздействия и низкоинтенсивного лазерного излучения, проявляющегося в деструкции и одновременной стимуляции регенерации тканей.

Поступила в редакцию 07.03.08 г.