

ВРАЧ

ежемесячный научно-практический и публицистический журнал

Издается с мая 1990 года

№ 12

XIX век



XX век



XXI век



Авторитет и традиции — из века в век

- Гастроинтестинальные осложнения сахарного диабета
- Респираторные осложнения ожирения
- НПВП в лечении воспалительных заболеваний глотки
- Роль меди и марганца в метаболизме железа
- О лечении тревожно-депрессивных расстройств у пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями
- Тяжелое поражение сердца, имитирующее инфаркт миокарда на ЭКГ, у больного с неспецифическим язвенным колитом
- Функциональное нарушение печени в первой половине беременности

декабрь 2013



ИЗДАТЕЛЬСКИЙ
ДОМ
«РУССКИЙ ВРАЧ»

www.rusvrach.ru

РАЦИОНАЛЬНЫЙ ВЫБОР ДЛИНЫ ВОЛНЫ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ ЭНДОСКОПИЧЕСКОЙ ФОТОДЕСТРУКЦИИ КОЛОРЕКТАЛЬНЫХ ПОЛИПОВ

В. Рубцов¹,
Ю. Чалык¹, доктор медицинских наук, профессор,
А. Башкатов², кандидат физико-математических наук
¹Саратовский государственный медицинский университет
²Саратовский государственный университет
E-mail: rubzov999@yandex.ru

Эндоскопическая абляция аденоматозных полипов играет важную роль в профилактике колоректального рака. Один из эффективных методов удаления полипов плоского типа – лазерная фотодеструкция с использованием определенной длины волны излучения.

Ключевые слова: толстая кишка, оптические свойства, колоректальные полипы, лазерная фотодеструкция.

Заболеваемость и смертность при колоректальном раке занимает в индустриально развитых странах 2-е место, уступая лишь раку легкого [7]. Ежегодно в мире регистрируют более 1,2 млн больных раком толстой кишки и 639 тыс. смертей в результате прогрессирования заболевания [8].

Большинство исследователей рассматривают аденоматозные полипы в качестве основной предраковой патологии, а эндоскопической полипэктомии отводят важную роль в профилактике колоректального рака [3–5].

Нередко колоректальные полипы бывают плоской формы, что обуславливает технические сложности при наложении диатермической петли. Поэтому для абляции полипов плоского типа, а также остаточных фрагментов аденоматозной ткани или рецидивных полипов на фоне рубцовых изменений слизистой оболочки методом выбора является лазерная фотодеструкция контактным способом.

Диодные лазерные скальпели, применимые в эндоскопии, генерируют излучение с длиной волны 810, 970 и 1064 нм. По данным литературы, лазерное излучение с длиной волны 970 нм более соответствует локальным максимумам поглощения в воде и цельной крови [2, 6], что предполагает менее инвазивное фототермическое воздействие на стенку полого органа. Данный фактор имеет важное значение для хирургической эндоскопии толстой кишки и требует дополнительной экспериментальной проверки.

Целью нашего исследования был рациональный выбор длины волны лазерного излучения ближнего инфракрасного диапазона для фотодеструкции колоректальных полипов. Для этого мы изучили оптические свойства слизистой оболочки и подслизистого слоя толстой кишки человека в диапазоне длин волн от 350 до 2500 нм и определили оптимальную длину волны лазерного излучения для фототермического воздей-

ствия на колоректальные полипы и подлежащие слои стенки толстой кишки методом Монте-Карло.

Материалом для исследования оптических свойств послужили 20 образцов тканей толстой кишки человека, полученные от пациентов 40–60 лет. Исследование было выполнено в спектральном диапазоне 350–2500 нм на спектрофотометре LAMBDA 950 (PerkinElmer Ltd, США) с интегрирующей сферой.

Оптимальную длину волны лазерного излучения для фототермического воздействия на ткани колоректальных полипов определяли на основе анализа спектральной зависимости доли поглощенного в биологической ткани падающего излучения. Данный параметр рассчитывали методом Монте-Карло [10] с использованием оптических (μ_a , μ_s и g) и структурных параметров различных слоев ткани толстой кишки. Геометрия среды представлена на рис. 1.

На рис. 2 и 3 показаны спектры поглощения и транспортного коэффициента рассеяния в тканях стенки толстой кишки, рассчитанные с помощью метода Монте-Карло на основе экспериментальных значений коэффициентов диффузного отражения, полного и коллимированного пропускания.

На рис. 2 хорошо видны полосы поглощения воды с максимумами на 1185, 1450 и 1945 нм и гемоглобина с максимумами на 410, 545 и 575 нм. Значительно менее выражены полосы поглощения воды с максимумами на 975 и 1785 нм.

Сравнение спектров поглощения показывает, что в слизистой оболочке оно выше, чем в подслизистом слое, что, по-видимому, связано с большим содержанием в слизистой воды (основного хромофора исследуемых тканей в данной спектральной области). Помимо этого, имеет место оптический механизм усиления поглощения, связанный с многократным рассеянием.

На рис. 3 представлены спектры транспортного коэффициента рассеяния в слизистой оболочке и подслизистом слое стенки толстой кишки, полученные усреднением соответствующих спектров. Вертикальные линии соответствуют среднеквадратичному отклонению. Видно, что в области 350–1300 нм транспортный коэффициент рассеяния плавно спадает в сторону больших длин волн, но с ростом длины волны (начиная с 1300 нм) спектральное его поведение становится диаметрально противоположным, при этом наблюдается отклонение от монотонной зависимости в области полос поглощения.

Глубину проникновения излучения в ткани толстой кишки, играющую важную роль в обеспечении эффективности и безопасности лазерной фотодеструкции полипов, рассчитывали с использованием значений коэффициентов поглоще-

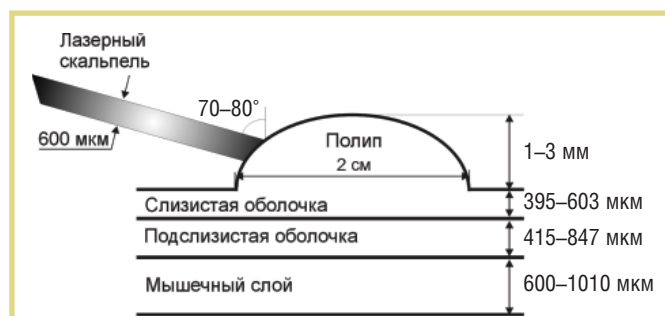


Рис. 1. Геометрия расчета доли излучения, поглощенного в колоректальных полипах и тканях толстой кишки человека

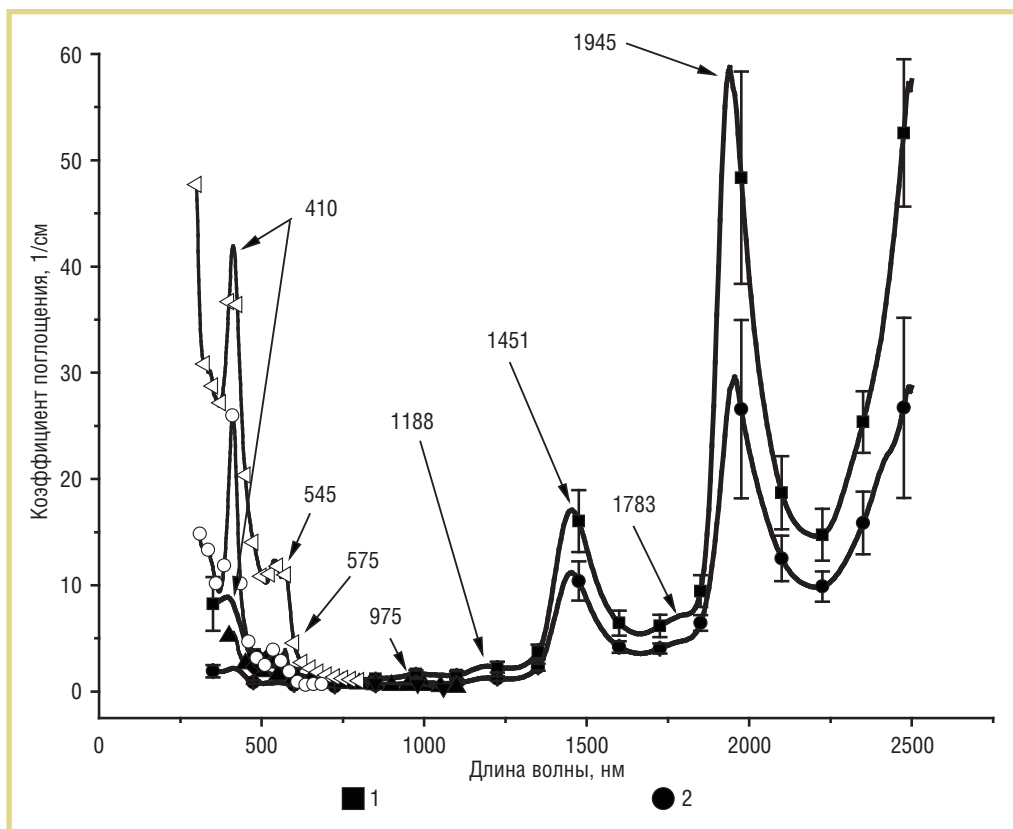


Рис. 2. Коэффициенты поглощения в тканях толстой кишки человека: вертикальные отрезки – среднеквадратичное отклонение; 1 – коэффициенты поглощения в слизистой оболочке; 2 – в подслизистом слое

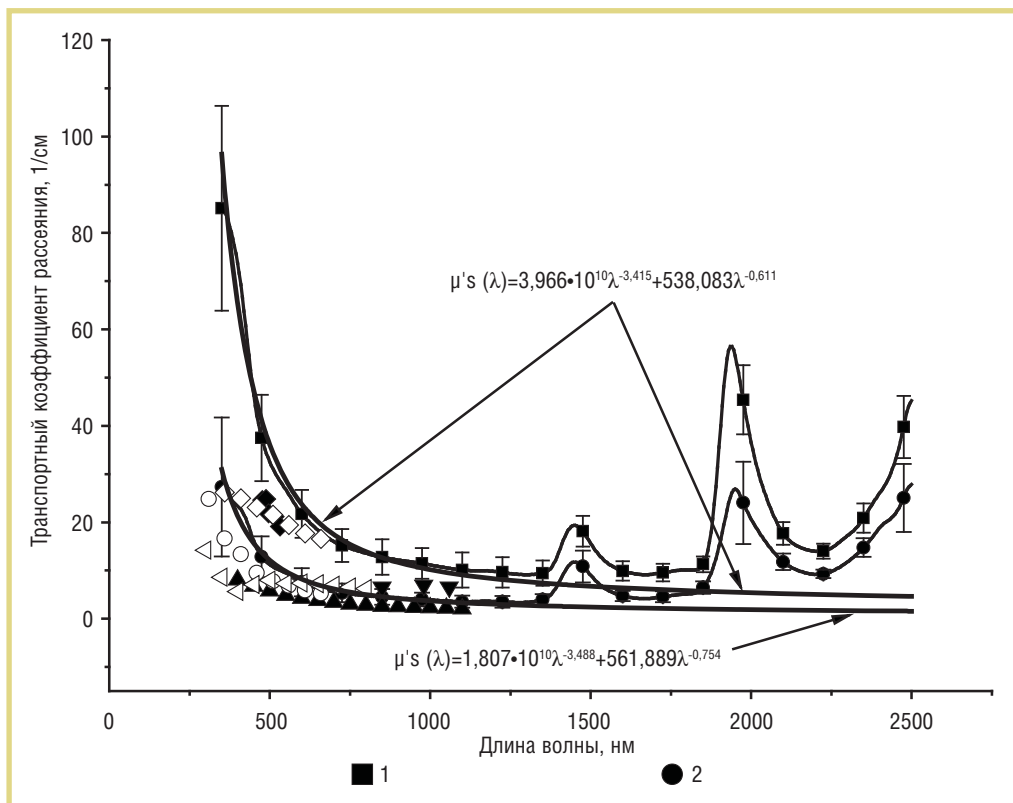


Рис. 3. Транспортный коэффициент рассеяния в тканях толстой кишки человека: 1 – в слизистой оболочке; 2 – в подслизистом слое

ния (см. рис. 2) и транспортного коэффициента рассеяния (см. рис. 3).

В зависимости от длины волны зондирующего излучения глубина его проникновения значительно изменялась. Максимальный эффект наблюдался в спектральной области от 630 до 1130 нм, где глубина проникновения излучения превышает суммарную толщину слизистой оболочки и подслизистого слоя и составляет в среднем $1,74 \pm 0,64$ мм; в области диодных лазеров (810, 970 и 1450 нм) она соответственно составляет $1,89 \pm 0,68$; $1,57 \pm 0,56$ и $0,22 \pm 0,07$ мм, в области излучения неодимовых лазеров (1064 и 1320 нм) – $1,73 \pm 0,62$ и $1,17 \pm 0,4$ мм, в области излучения волоконного лазера на тулий-активированном волокне (1900 нм) – $0,14 \pm 0,05$ мм.

Доля поглощенного в биологической ткани падающего излучения является одним из важнейших параметров для дозирования излучения при фототермических процедурах, в том числе при выборе оптимальной длины волны лазерного излучения. Полученные с помощью метода Монте-Карло [10] данные показали, что при фототермическом воздействии на колоректальные полипы и подлежащие ткани толстой кишки доля поглощенной энергии пренебрежительно мало зависит от вариабельности угла ввода падающего излучения (1,2–1,3%), вариабельности степени оксигенации крови (1%), объемной доли крови и диаметра кровеносных сосудов (1–2%).

Результаты моделирования также продемонстрировали, что доля энергии, поглощенной в полипе, слизистой оболочке и подслизистом слое, практически не зависит от вариабельности толщины подлежащих слоев толстой кишки при фиксированной высоте полипа. И лишь изменение высоты полипа оказывало существенное влияние. Основные изменения локализовались в области от 600 до 1320 нм и от

1500 до 1850 нм. В частности, при изменении высоты полипа от 1 до 3 мм в области 1450 и 1560 нм доля поглощенной энергии соответственно увеличивается примерно на 1 и 14%, а в области 1900 нм изменений этого показателя не наблюдается. В области 810 нм доля поглощенной энергии увеличивается примерно на 76%, в области 970 нм — на 66%, в области 1064 нм — на 74%. В то же время в подлежащей слизистой оболочке в области 810–1320 нм доля поглощенной энергии уменьшается примерно в 4–6 раз, а в подслизистом слое — в 6–7 раз.

При абляции колоректальных полипов необходимо придерживаться принципа ограниченной лазерной фотодеструкции, сформулированного В.В. Веселовым [1]. Выбор длины волны лазерного излучения, оптимально соответствующей как радикальности абляции, так и адекватному ограничению глубины коагуляционного некроза, — одно из ключевых условий соблюдения данного принципа.

Пики поглощения излучения ближнего инфракрасного диапазона в слизистой оболочке и подслизистом слое толстой кишки соответствуют длинам волн 1450 нм (волоконный Roman-лазер) и 1900 нм (волоконный лазер на тулий-активированном волокне). Излучение 1900 нм может передаваться по гибкому кварцевому волокну, но его воздействие на биологические ткани очень близко таковому излучению 10,6 мкм (CO₂-лазер) [6], т.е. характеризуется явным преобладанием режущего эффекта над коагулирующим, что не соответствует основному намерению при эндохирургическом вмешательстве — фотокоагуляции патологической ткани.

Прикладное использование в медицине лазерного излучения 1450 мкм пока во многом остается на стадиях изучения и апробации [9]. В настоящее время лишь планируются пилотные научные исследования, нацеленные на релевантность применения данного излучения в хирургической эндоскопии.

Диодные лазерные скальпели серийного производства, используемые в эндоскопической хирургии, генерируют высокоэнергетическое лазерное излучение с длиной волны 810, 970 и 1064 нм. Наше исследование показало заметное преимущество (оптимальное сочетание доли поглощенной энергии в полипе и глубины проникновения в стенку толстой кишки) у излучения 970 нм ($59,7 \pm 0,2\%$ и $1,57 \pm 0,56$ мм), для которого характерно сочетание режущего и коагулирующего (кровоостанавливающего) свойств [6]. Соответствующие характеристики излучения с длиной волны 810 нм име-

ют значения $49,6 \pm 0,17\%$ и $1,89 \pm 0,68$ мм, а при длине волны 1064 нм — $56,8 \pm 0,28\%$ и $1,73 \pm 0,62$ мм. Поэтому рациональным выбором для эндоскопической лазерной фотодеструкции колоректальных полипов является лазерное излучение с длиной волны 970 нм.

Литература

1. Веселов В.В. Эндоскопическое лечение больных с большими и гигантскими аденомами толстой кишки. Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 1997; 43 с.
2. Гаращенко Т.И., Богомилский М.Р., Минаев В.П. Лечение ЛОР-заболеваний с использованием лазерных скальпелей / Тверь: Губернская медицина, 2001; 52 с.
3. Гуленков С.И., Соколов Л.К., Данько А.И. Эндоскопическое удаление полипов желудочно-кишечного тракта в условиях дневного стационара поликлиники // Рос. журн. гастроэнтерол., гепатол. и колопроктол. — 1995; 3: 85–7.
4. Кирьянов И.В. Амбулаторная полипэктомия через колоноскоп // Врач. — 2003; 10: 32–4.
5. Ривкин В.Л., Кирьянов И.В., Никитин А.М. и др. Полипы и полипоз толстой кишки / М.: Медпрактика-М, 2005; 152 с.
6. Минаев В.П. Современные лазерные аппараты для хирургии и силовой терапии — основа высокоэффективных стационарозамещающих технологий. Милон-лазер. Производство лазерной техники: сайт. — URL: <http://www.milon.ru/index.php?tid=192> (дата обрац. 25.08.13).
7. Conio M. et al. Endoscopic Mucosal Resection / Oxford: Blackwell Publishing, 2008; 236 p.
8. Jemal A., Bray F., Center M. et al. Global Cancer Statistics // CA Cancer J. Clin. — 2011; 61: 69–90.
9. Kurkov A., Paramonov V., Medvedkov O. et al. Fiber Raman Laser at 1450 nm for Medical Applications // Laser Physics. — 2008; 18 (11): 1234–7.
10. Wang L., Jacques S., Zheng L. MCML — Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues // Comp. Meth. Programs in Biomedicine. — 1995; 47: 131–46.

RATIONAL CHOICE OF LASER WAVELENGTH FOR ENDOSCOPIC PHOTODESTRUCTION OF COLORECTAL POLYPS

V. Rubtsov¹; Professor Yu. Chalyk¹, MD; A. Bashkatov², Candidate of Physicomathematical Sciences
¹Saratov State Medical University
²Saratov State University

Endoscopic ablation of adenomatous polyps plays an important role in the prevention of colorectal cancer. Laser photodestruction with certain irradiation wavelengths is one of the effective ways of removing flat polyps.

Key words: large bowel, optical properties, colorectal polyps, laser photodestruction.