

РАЗВИТИЕ

ЛАЗЕРНЫХ МЕДИЦИНСКИХ ТЕХНОЛОГИЙ

Первые попытки использовать лазеры в медицине относились к возможности бесконтактного рассечения биоткани лазерным лучом с одновременной коагуляцией крови в зоне разреза. Неудивительно, ведь сразу решались две важнейшие проблемы хирургии – борьба с инфекциями и уменьшение кровопотерь во время операций. Дальнейшие работы в этом направлении открыли и другие возможности лазерного излучения.

Сначала в качестве скальпеля и для приваривания отслоившейся сетчатки глаза использовали рубиновый лазер. И если второе применение оказалось успешным, то создание лазерного скальпеля отложили до 1964 года. Тогда К.Пател (США) разработал конструкцию CO_2 -лазера, способного генерировать мощное непрерывное излучение на длине волны 10,6 мкм, которое в отличие от излучения рубинового лазера поглощается в тонком слое биоткани, обладает прекрасными режущими свойствами.

ЛАЗЕРЫ В ХИРУРГИИ

Активное участие в создании и внедрении лазерных хирургических методик на раннем этапе развития их развития приняли многие отечественные врачи-ученые (А.А.Вишневский, А.И.Головня, А.А.Арапов, Е.И.Брехов). Но особенно следует выделить члена-корреспондента РАМН О.К.Скобелкина, уже сложившегося ученого и хирурга, целиком посвятившего свою деятельность разработке, совершенствованию и внедрению лазерных методик в здравоохранение. Начав с создания лаборатории лазерной хирургии ЦНИЛ Минздрава СССР, он создал и возглавил Институт лазерной хирургии, который был преобразован в Государственный научный центр лазерной медицины ФМБА России. Залогом успешной работы по использованию лазеров в медицине было тесное сотрудничество с учеными-физиками, среди них академики А.М.Прохоров и Н.Д.Деятков, проф. М.Ф.Стельмах и многие другие.

Характер воздействия лазерного излучения на биоткани сильно зависит от длины волны рабочего излучения (рис.1). После CO_2 -лазеров, излучение которых можно было переда-

вать только с помощью не очень удобных зеркально-линзовых систем, в медицину пришли лазеры на YAG:Nd. Их излучение ($\lambda=1,06$ мкм) можно передавать к рабочей зоне по тонким гибким оптическим волокнам. Это позволило ввести лазерное излучение в эндоскопические операции. Но излучение с $\lambda=1,06$ мкм слабее, чем $\lambda=10,6$ мкм, поглощается в биотканях, поэтому характер его воздействия отличается. Оно проникает в биоткани вплоть до глубины около 10 мм и обеспечивает хорошую коагуляцию, однако из-за распределения мощности по большому объему требует увеличения уровня мощности излучения для обеспечения резекции. Но тут встает другая проблема: проникая за область воздействия, лазерное излучение может повредить соседние органы.

При хирургических воздействиях основную роль играют вода и компоненты крови (гемоглобин и оксигемоглобин). В зависимости от длины волны излучения глубина проникновения лазерного излучения в мягкие биоткани меняется от величины порядка 5 мкм (для излучения с длиной волны около 3 мкм) до величины около 10 мм (вблизи 0,8 мкм). Разным оказывается и характер воздействия (см. рис.1).

Таким образом, при хирургическом использовании лазерного излучения можно за счет выбора длины волны излучения обеспечить оптимальную операционную рану с необходимым гемостазом и минимальными повреждениями прилежащих органов и отеками. Для большинства хирургических воздействий оптимально излучение с длиной волны 0,94–0,98 мкм, соответствующее локальным максимумам поглощения в воде и крови и проникающее в биоткань на глубину порядка 1 мм. Эта длина волны прекрасно пере-

дается по гибким световодам, благодаря чему успешно используется при эндоскопических вмешательствах в различных областях медицины: оториноларингологии, пульманологии, абдоминальной хирургии, артроскопической хирургии, урологии, проктологии и гинекологии. При этом эндоскопы и световоды доставляют к месту воздействия по естественным полостям тела или через небольшие проколы. Современная видеозендоскопическая техника позволяет осуществлять превосходный контроль за ходом операции. Операции становятся менее травматичными, благодаря этому сокращаются сроки лечения.

Особенности лазерного излучения позволили развить пункционные методики, при которых волокно лазерного аппарата подводится к области воздействия через тонкие полые иглы. При этом весь процесс подвода волокна и последующего воздействия контролируется в реальном масштабе времени с помощью ультразвуковой или рентгеновской техники. Таким образом воздействуют на хрящи при заболеваниях межпозвонковых дисков, денервации тройничного нерва; на патологические очаги в головном мозге и т.д. При этом удается избежать болезненных, травмирующих традиционных открытых операций, обычно требующих длительной госпитализации. Это не означает призыва к отказу от других инструментов.

Для операций с применением лазерного излучения характерны хороший гемостаз, малые отеки и болевые ощущения, высокая точность вмешательства и малая инвазивность. Это позволило развить новые медицинские технологии – симультанные операции. При таких операциях за один подход осуществляются хирургические вмешательства на нескольких очагах патологии. Так, при ЛОР-хирургии одновременно осуществляется лечение до 5–6 заболеваний.

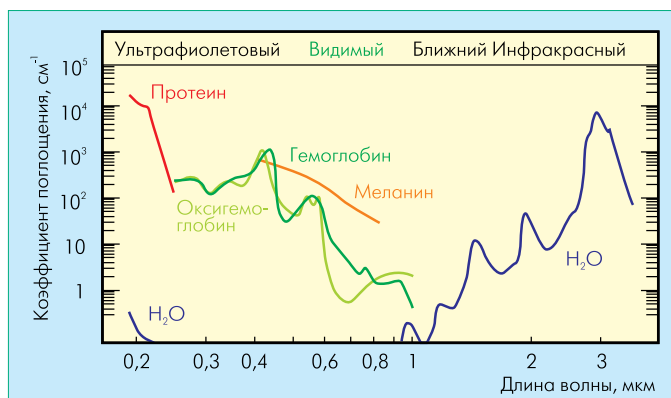


Рис. 1 Спектры поглощения протеина, оксигемоглобина, гемоглобина, меланина и воды и излучения лазеров (Nd:YAG + KTP($\lambda=0,53$ мкм); рамановские волоконные лазеры (0,55–0,59 мкм); импульсная лампа; диодные лазеры (0,81 и 0,94–0,97 мкм); Nd:YAG (1,06 и 1,32 мкм); активированные волоконные лазеры (1,56 мкм); лазеры на Tm-активированном волокне (1,8–2,1 мкм); Ho:YAG (2,09 мкм)

СИЛОВАЯ ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПИЯ

Методы лечебного воздействия, при которых не происходит традиционное для хирургии сечение биотканей или их удаление, а идет модификация биоткани под воздействием на нее излучения, относятся к технологиям силовой лазерной терапии.

Одним из таких методов является лазериндуцированная интерстициальная термотерапия (ЛИТТ) злокачественных и доброкачественных опухолей, при которой лазерное излучение по гибкому световоду вводится непосредственно в опухоль, не воздействуя на здоровые ткани, а в опухоли рассеивается во все стороны с помощью специальных диффузоров. Далее за счет поглощаемого лазерного излучения до выбранных температур патологические клетки гибнут. Погибшая опухоль затем может быть удалена хирургически, а в некоторых случаях такого удаления не требуется: организм сам замещает ее соединительной тканью.

Другой метод лечения злокачественных опухолей, используемый ныне и для лечения других видов патологии, – фотодинамическая терапия (ФДТ). В основе этого метода лежит способность злокачественных опухолей накапливать в себе вводимые в организм вещества, в частности фотосенсибилизаторы, сильнее, чем это делают здоровые ткани. В свою очередь, под действием лазерного излучения с определенной длиной волны (обычно красного диапазона) фотосенсибилизаторы активируют кислород до синглетного состояния, в котором он обретает цитотоксические свойства и разрушает патологические клетки. При этом дополнительная избирательность воздействия достигается за счет легко достижимой локальности освещения лазерным излучением.

Российские ученые (Э.Н.Соболь и др. [1]) стали пионерами в разработке метода лазерной термопластики хрящей. Суть его опирается на способность хрящей обратимо терять упругость при их кратковременном нагреве лазерным излучением до температуры около 70°C. Если при этом изменить форму хряща, а затем охладить его до нормальной температуры, удерживая форму, то хрящ в дальнейшем будет хранить новую форму. Этот метод с успехом используется в пластической хирургии для исправления формы носовой перегородки, крыльев носа и ушных раковин.

НИЗКОИНТЕНСИВНАЯ ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПИЯ

Методы низкоинтенсивной лазерной терапии – НИЛТ [2] в последнее время все чаще называют лазерной биостимуляцией. Уровень мощности излучения при таких воздействиях находится много ниже уровня наступления физических изменений (гипертермия, коагуляция, удаление ткани) в биотканях. Однако воздействие лазерного излучения через раз-



личные механизмы оказывает воздействие на человеческий организм на клеточном и системном уровне, которое может обладать значительным лечебным эффектом. Это доказано многолетним применением лазерной терапевтической аппаратуры в медицинских учреждениях.

Это направление начало разрабатываться в конце 60-х годов прошедшего столетия. В его развитие значительным оказался вклад советских и российских ученых В.М.Инюшина, Н.Ф.Гамалея, М.А.Каплана, Л.Я.Мазо, Г.М.Капустинной, И.М.Корочкина, О.К.Скобелкина, Г.И.Клебанова, Т.И.Кару, В.И.Козлова, А.К.Полонского и других. Сегодня накоплен большой клинический опыт использования НИЛТ, несмотря на то, что механизмы, лежащие в основе его действия, пока далеко не изучены. На рубеже столетий произошел прорыв: американская FDA допустила низкоинтенсивную лазерную терапевтическую аппаратуру для использования в клинической практике. Ряд европейских стран стал производить лазерную терапевтическую аппаратуру и внедрять ее в медицинскую практику.

ЛАЗЕРНЫЕ МЕТОДЫ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Информация о состоянии организма исходит из обработки его реакции на зондирование лазерным излучением, например при измерении параметров капиллярного кровотока, выдыхаемого воздуха, измерении люминесценции органов под лазерным излучением. Лазерная медицинская диагностика основывается на сложных биофизических явлениях, требует точных измерений и практически всегда связана с использованием сравнительно сложной аппаратуры. Эта причина сдерживает ее развитие [3].

ДРУГИЕ ТЕХНОЛОГИИ

Следует также упомянуть технологии медицинского назначения, не связанные с прямым воздействием на биообъекты. Это направление начало развиваться с лазерной сварки и

пайки при изготовлении зубных протезов. В настоящее время в Институте прикладных лазерных и информационных технологий РАН разработаны методы лазерной стереолитографии, позволяющие очень точно изготавливать из полимеров имплантаты для замещения недостающих костных фрагментов. В настоящее время в ИПЛИТ ведутся работы [4] по созданию технологии по изготовлению с помощью лазеров подобных имплантатов из биоразстворимого полимера, имеющих специальную структуру, позволяющую насыщать их биоактивными веществами и стволовыми клетками. Предполагается, что это в перспективе позволит обеспечить замещение имплантата образованной из стволовых клеток биотканью.

Другой пример – разработанный в Институте автоматике и электротехники СО РАН искусственный дифракционно-рефракционный хрусталик глаза «МИОЛ-Аккорд» [5]. Этот хрусталик, в отличие от обычных рефракционных, позволяет сохранить аккомодационную способность зрения при замене хрусталика из-за катаракты.

ЛАЗЕРНАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АППАРАТУРА

В начале 70-х годов были разработаны и освоены в серийном производстве на Ульяновском радиоламповом заводе (УРЛЗ) НПО «Полюс» первые отечественные лазерные скальпели «Скальпель-1», «Ромашка-1» и «Ромашка-2», до сих пор работающие в клиниках России и стран СНГ. Лазерные хирургические аппараты разрабатывались и выпускались ГНПП «Исток» (Фрязино), НИИ радиооптики НПО «Вега» (Москва) ЛОМО (Ленинград), БелОМО (Минск) в Белоруссии, налажен выпуск офтальмологических лазерных аппаратов на УРЛЗ и Загорском оптико-механическом заводе (Сергиев Посад), терапевтических аппаратов – на ранее перечисленных предприятиях и Калужском радиоламповом заводе, КБ КП (Москва).

С новыми разработками лазерной аппаратуры для хирургии и силовой терапии на рынке появились предприятия - производители обычного вооружения: тульские КБ приборостроения и «Туламашзавод», Федеральный научно-производственный центр «Прибор» (Москва). Эти предприятия, имевшие приток средств от экспортных поставок, вкладывали их в конверсионное направление медицинского приборостроения.

Кроме этого разработку и выпуск лазерной медицинской техники начали малые предприятия, организованные наиболее активными и квалифицированными разработчиками, ушедшими из государственных предприятий оборонного комплекса, либо организованные сотрудниками институтов РАН. Именно благодаря негосударственным предприятиям Россия сохранила свои позиции в разработке лазеров для хирургии – как традиционных с ламповой накачкой (ООО «Лаген», ООО «Лагран», ООО «Лартель», ООО «Медопто-тех»), так и получивших быстрое развитие в эти годы полу-



Рис.2 Эндоскопическая стойка «Сова» с лазерным скальпелем ЛСП-«ИРЭ-Полюс»

проводниковых лазеров (предприятия «Алто», «Алком-Медика», «ВОЛО», НТО «ИРЭ-Полюс», группа «МИЛОН», «Полупроводниковые приборы», «РИК»), уступая государственным только в части аппаратов на основе CO₂-лазеров. Активно выпускалась и выпускается аппаратура для НИЛТ малыми предприятиями «Азор», «Алком-Медика», «ВОЛО», «Жива», «ПКП ГИТ», «Техника» и другие.

РАН в области серийного производства лазерных медицинских приборов представлена Центром физического приборостроения ИОФ РАН (г. Троицк).

Следует отметить, что именно в 1990-е годы достигнут значительный прогресс в увеличении надежности и уровня выходной мощности полупроводниковых лазеров (лазерных диодов) при снижении их себестоимости. Немного позднее появились лазеры на активированном волокне, способные генерировать излучение мощностью в единицы, а затем десятки и сотни ватт. Благодаря НТО «ИРЭ-Полюс» и созданной на его основе международной корпорации «IPG-Photonics» (основатель и руководитель – В.П.Гапонцев) Россия стала лидером в использовании этих лазеров, в том числе и для медицины.

Попутно заметим, что часть отечественных специалистов уехала за рубеж и, продолжая работать по специальности, внесла заметный вклад в разработку лазерной медицинской техники. Перечислим несколько наиболее известных. В.Лисоченко создал компанию «ЛИМО» («Лисоченко микрооптик»), занимающую одну из ведущих позиций в производстве полупроводниковых лазерных модулей, являющихся основной частью многих медицинских аппаратов, производимых в мире. Кроме этого заметный вклад в разработки различных компаний сделали (и кое-где продолжают делать) в США Б.Альтуллер (Palomar), Д.Бутусов (Biolase), В.Лемберг (Люменис) В.Артюшенко (Ceramoptec, Германия), В.Солодовников (Rites, Израиль). Этими именами список не исчерпывается.

На основе полупроводниковых и волоконных лазеров удалось разработать медицинские аппараты для хирургии и силовой терапии с прекрасными эксплуатационными характе-

ристиками: малыми габаритами, весом (около 10 кг) и энергопотреблением (порядка 100 Вт). Поскольку диодные и волоконные лазеры можно модулировать по питанию, с их помощью легко реализуются различные временные (непрерывный, импульсный и импульсно-периодический) режимы работы.

Изменение ситуации в клинике качественное. Раньше лазерная операционная организовывалась вокруг лазерной установки с ее мощным питанием и большими габаритами, дороговизна оборудования практически исключала возможность оснащения разными по характеру воздействия лазерами, аппараты требовали постоянного инженерного обслуживания.

С появлением современных портативных аппаратов стало возможным, например, разместить в одной эндоскопической стойке несколько недорогих аппаратов, по-разному воздействующих на биоткани. На рис.2 представлена фотография отечественной эндоскопической стойки «Сова» в комплектации с лазерным скальпелем ЛСП-«ИРЭ-Полюс» (указан стрелкой). Они надежны и просты в обслуживании. Наконец, аппараты на основе полупроводниковых и волоконных лазеров оказываются дешевле аналогов на основе твердотельных и газовых лазеров. К этому добавляется более низкая стоимость эксплуатации, связанная с исключением периодических профилактических работ.

ЛИТЕРАТУРА

1. Лазерная инженерия хрящей /Под ред. Баграташвили В.Н., Соболя Э.Н., Шехтера А.Б.— М.: Физматлит, 2006.
2. Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике/Под ред. О.К. Скобелкина. —М.:Лазерная академия наук. 1997.
3. Оптическая биомедицинская диагностика / Под ред. В.В.Тучина.— М.: Физматлит, 2007.
4. Antonov E. et al. Fabrication of Polymer Scaffolds for Tissue Engineering Using Surface Selective Laser Sintering. — Laser Physics, 2006, v.16, № 5,
5. Коронкевич В., Корольков В. Дифракционно-рефракционный искусственный хрусталик глаза - «МИОЛ-Аккорд». — Лазер-Информ, №3(354), 2007.