

НЕИНВАЗИВНАЯ ЛАЗЕРНАЯ ДИАГНОСТИКА – МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНОЛОГИЯ XXI ВЕКА

В.Ф Барыбин, Д.А Рогаткин
МОНИКИ

Анализ современных тенденций развития новейших методов диагностики и лечения в медицине показывает, что в подавляющем большинстве случаев на первое место сегодня выходят методы, минимизирующие инвазивность, фармахимизм и другие экологически и физиологически нежелательные воздействия на организм пациента. Кроме того, рост численности населения и его заболеваемости во всем мире увеличивает нагрузку на медицинский персонал клиник и выдвигает на первое место медицинские технологии, обладающие максимальным эффектом при минимальной затрате времени.

Этим требованиям в полной мере отвечают новейшие лазерные клинические методы диагностики и лечения, которые стали появляться в последнее время во многих ведущих странах мира и в России. Их преимущества очевидны: отсутствие вредных ионизирующих излучений и медикаментозного воздействия на организм, отсутствие противопоказаний у большинства пациентов, неинвазивность, бесконтактность, асептичность, высокая информативность и т.д. Более того, с точки зрения эффективности вложения средств эти методы полностью попадают под определение так называемых прорывных технологий (break through technology), способных в очень короткое время при минимальных финансовых затратах обеспечить резкий качественный скачок на новый технологический уровень в той или иной области.

Задачи и методы диагностики физиологических и патофизиологических процессов в организме, живых тканях и органах методом оптических лазерных (биофотометрических, спектральных и т.п.) измерений существенно отличаются от современных биомикроскопических и биохимических лабораторных исследований, которые предполагают несколько односторонний подход, базирующийся на прямой зависимости состояния и функционирования тканей и органов от их клеточной и молекулярной структуры, т.е. держатся исключительно в пределах биохимического и молекулярного уровней. Оптические же исследования, кроме этого, ставят и обратную задачу изучения взаимоотношений молекулярного уровня системы с вышестоящими уровнями: клеточным, органным и уровнем целого организма [10]. Они предполагают непрерывное регулирующее и нормирующее действие вышестоящих уровней на пространственные и биохимические параметры клеток ткани и крови. Более того, оптические методы диагностики не требуют расходных лабораторных препаратов, являются существенно более дешевыми и позволяют получать результат практически в реальном масштабе времени, что дает возможность непосредственно в процессе лечения объективно отслеживать положительную динамику или вносить соответствующие изменения в методику проводимых процедур.

В основе применения лазерных методов диагностики для изучения физиологического состояния тканей и органов, взаимосвязи функциональных и системных расстройств в организме с нарушением катаболических и синтетических клеточных процессов, тканевой трофики и периферической гемодинамики лежит тот факт, что все органические макромолекулы (белки, нуклеиновые кислоты и полисахариды), а также большинство жирных и аминокислот, нуклеотидов и их предшественников, входящих в клеточные субстраты, обладают характерными "индивидуальными" спектрами оптического поглощения, отражения, рассеяния и люминесценции в зависимости от своего состояния (окисленного или восстановленного), а соотношение различных форм молекулярных компонентов в исследуемой ткани, их объемная концентрация в исследуемой области определяются общей функциональной активностью различных клеточных структур и органов, в том числе в немалой степени и клеток крови (форменных элементов).

Собственно проблема влияния света на биологические системы всегда находилась в центре внимания исследователей, начиная с древнейших времен, так как свет является одним из необходимых и важнейших условий существования жизни на Земле. На твердую научную основу исследования по биологической оптике (биооптике) были поставлены после работ основателей фотометрии в XVIII веке (P. Booger 1740, J. Lambert, 1750). В течение XIX века был накоплен достаточно большой качественный материал, связанный прежде всего с изучением зрительного восприятия человеком света и цвета, оценкой в эффективных световых величинах (приведенных к спектральной чувствительности глаза) закономерностей распространения и отражения света для различных материалов и сред.

Первые пробные оптические диагностические методы исследования биологических тканей в клиниках стали появляться в начале XX века, когда удалось разработать принципы оптической денситометрии, фотоплетизмографии и флуоресцентной диагностики [23]. С начала 60-х годов нашего столетия стал проявляться повышенный интерес к оптическим свойствам мягких биологических тканей и жидкостей, особенно кожных покровов и крови, в связи с появлением лазерной медицины [9, 13, 14, 16, 22]. В первую очередь интерес вызывала проблема проникновения лазерного излучения вглубь ткани в целях хирургического вмешательства и терапии, а также проблема лазерной безопасности обслуживающего персонала [33]. На этом пути трудами многих ученых к концу 80-х годов для практических нужд лазерной терапии и хирургии были определены эффективные длины волн, глубина проникновения излучения в ткань, окна прозрачности. Был обоснован и апробирован на практике выбор длин волн и плотностей мощности излучения для лазерной резки тканей и терапии различных заболеваний. На сегодняшний день эта проблема изучена достаточно хорошо, результаты исследований широко используются в повседневной практике.

Между тем, в процессе исследований оптических свойств биологических тканей было замечено, что различные биологические ткани обладают разными спектральными оптическими свойствами не толь-

ко в зависимости от длины волны, мощности, поляризации и других характеристик подаваемого лазерного излучения. Они также сильно зависят от индивидуальных пигментных особенностей организма и обменных процессов в нем, наличия или отсутствия патологического процесса в тканях и органах, параметров кровообращения, лимфатического дренажа, кислотно-щелочного баланса, реактивности вегетативной нервной системы, состояния организма в целом, т.е. от индивидуального для каждого пациента состояния тканей, органов и всего организма [3,37]. Такая зависимость оптических свойств тканей и органов от их функционально-физиологического и патофизиологического состояния позволила сделать перспективное для медицины предположение, что по оптическим параметрам тканей и органов (спектральным коэффициентам поглощения, рассеяния, отражения, флюоресценции и т.п.) можно оценивать их клиническое состояние, т.е. использовать лазерные методы в диагностических целях.

В последнее время были выполнены исследования по клиническим измерениям биофотометрических параметров тканей и органов в норме и при различных патологиях [3, 28, 37, 42], а также по флюоресцентной онкологической диагностике с использованием фотосенсибилизаторов [32, 39, 45, 46]. Большое внимание уделяется определению по спектрам поглощения уровня концентрации кислорода в крови и тканях [43] и определению параметров кровотока и сердечно-сосудистой системы методом лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) [41]. Таким образом, очевидно, что использование оптического диапазона длин волн в клинической диагностике может быть не менее информативным, чем использование рентгеновских и ультразвуковых исследований, компьютерной томографии и т. д. При этом важно, что с точки зрения информативности диагностики, оптический диапазон имеет много отличительных преимуществ, так как не связан с ионизирующими излучениями, позволяет проводить неинвазивный анализ биохимического состава тканей и крови, что практически недоступно другим неинвазивным методам, позволяет строить изображения и проводить их Фурье-анализ в привычной для врача визуальной форме по очень большому числу спектрально-пространственных и энергетических параметров.

В отличие, например, от рефлексодиагностики лазерная клиническая диагностика сегодня имеет серьезное фундаментальное не только клиническое, но и физическое и биохимическое обоснование, т.к. функциональные и патологические изменения в тканях и органах сопровождаются соответствующими изменениями их биохимического состава, морфологии, электрических, реологических и других физико-химических параметров и свойств, что, в свою очередь, обуславливает соответствующее изменение оптических свойств этих тканей и органов – спектральных коэффициентов отражения, поглощения, рассеяния и т.п., которые являются достаточно информативными параметрами для проведения клинической диагностики. Множественность этих параметров, их явная зависимость от спектрального состава зондирующего излучения, его мощности и поляризации создают тот объемный информационно-методологический и метрологический ба-

зис, который необходим для проведения высокоточной и информативной многофакторной диагностики.

Например, если анализировать спектральный состав прошедшего через кожу или отраженного (рассеянного) ею света, то можно зарегистрировать ряд реальных нелинейных оптических эффектов в тканях и крови, связанных со спектральной селективностью молекулярного поглощения и явлением наведенной и эндогенной флюоресценции. В противоположность флюоресцентной диагностике, основанной на обнаружении свечения экзогенных фотосенсибилизаторов, накапливающихся селективно в раковых клетках и обладающих высоким квантовым выходом флюоресценции, диагностика по эндогенной (природной) флюоресценции, основана на регистрации свечений природных флюорохромов (витамины, порфирины, различные бактерии, хроматин), всегда присутствующих в тканях и крови. В ультрафиолетовой области спектра (330-350 нм) флюоресценция обусловлена, видимо, свечением некоторых белков [10]. В синей и желто-зеленой области большая доля флюоресценции приходится на различные формы пиридиннуклеотидов (НАДН и НАДФН) и флавопротеинов (ФП). Большинство нарушений клеточного метаболизма заметно отражаются в динамике различных форм НАДН, НАДФ и ФП и, соответственно, могут быть зарегистрированы методами лазерной спектроскопии. Очень сильной фотоактивностью и флюоресценцией в красной области спектра (630-670 нм) отличаются порфирины. Известна, например, связанная с ними сильная полоса поглощения Со-ре в районе 400 нм у гемоглобина, вошедшая во все учебники по физиологии.

Одним из важнейших параметров, поддающихся диагностике с помощью методов лазерного спектрального анализа (ЛСА), является оксигенация гемоглобина. Количество света, прошедшего через ткань или отраженного от нее, зависит не только от общего объема содержащейся в ткани крови, хорошо регистрируемого лазерным фотоплетизмографом, и оптических свойств собственно клеточных структур ткани, но и от изменения содержания в крови связанного с гемоглобином кислорода, т.е. степени ее оксигенации. Спектры поглощения оксигемоглобина (HbO_2) и дезоксигемоглобина (Hb) имеют характерные отличия и хорошо известны, по крайней мере для гемолизированной крови. Например, на длинах волн 430 нм, 569 нм, 586 нм, 810 нм, 850 нм поглощение света оксигемоглобином и восстановленным гемоглобином крови практически одинаково. Это так называемые изобестические точки, которые выгодно использовать в качестве реперных, избегая ошибок измерений, связанных с неодинаковостью пропускания света венозной и артериальной кровью. Проводя измерения на длинах волн 540 нм и 750 нм в сочетании с измерениями на двух изобестических точках, можно определить процент оксигенированной крови. Схожим образом существует возможность регистрации процентного содержания в крови метгемоглобина, билирубина и других составляющих. Большие изменения содержания оксигемоглобина, как известно, наступают при патологиях сердечно-сосудистой системы и органов дыхания, тканевой гипоксии, при наличии мышечных и общих эмоционально-физических перегрузках, различных воспали-

тельных процессах в тканях и органах, что уже сегодня становится доступно для диагностики методами ЛСА и ЛДФ.

На этой основе сегодня явно прослеживается перспектива создания универсальных клинических лазерных диагностических комплексов, реализующих одновременно все или большинство из перечисленных выше оптических методов диагностики, которыми в перспективе могут быть оснащены не только центральные, но и региональные медицинские учреждения, и которые успешно могут использоваться в хирургии, онкологии, эндоскопии, урологии, стоматологии, профпатологии, гинекологии и других областях медицины. В перспективе в клинической практике в одном ряду с комплексной УЗИ-диагностикой, рентгеном и ядерно-магнитной томографией будет использоваться неинвазивная лазерно-оптическая диагностика (программа "ЛОД", сформулированная нашим коллективом несколько лет назад [4]), позволяющая на основе биофотометрических измерений, лазерного спектрального анализа, фотоплетизмографии и лазерной доплеровской флоуметрии контролировать и распознавать физиологические и патофизиологические процессы в различных мягких и твердых тканях человека, его крови, лимфе и т.д., определять параметры периферического кровообращения, наличие и степень тяжести в тканях и органах различных деструктивно-воспалительных, в том числе онкологических, ожоговых, гнойных и других процессов, оценивать параметры функционирования вегетативной нервной системы и многое другое. Не исключено, что в будущем методом неинвазивного лазерного спектрального анализа будет определяться полный биохимический и клеточный состав крови.

Однако на сегодняшний день на этом пути остается еще очень много нерешенных научных, инженерно-технических и медико-биологических проблем. В первую очередь, достоверность и информативность всех разработанных лазерных методов диагностики биологических тканей все еще недостаточно высоки. Часто результаты разных методов противоречат друг другу [19], что является следствием слабо изученных явлений нелинейного рассеяния излучения в тканях и влияния одних параметров на другие (вопросы взаимной корреляции). Недостаточно изучены биохимические, микробиологические и молекулярные механизмы изменения оптических свойств при различных органических и функциональных изменениях в тканях и органах для конкретных нозологий. Практически не разработаны медицинские методики исследования и диагностики, эффективные для конкретных заболеваний и дающие необходимую, значимую информацию, именно медико-биологическую, а не физико-техническую, как это делается в настоящее время для большинства приборов (определяются не очень понятные для врача коэффициенты отражения, интенсивности флюоресценции и т.п.). Врачи в силу принципиально другого образования не могут в своей практике использовать понятия из оптики и фотометрии. Их целью являются не фундаментальные исследования по оптике биотканей, а получение дополнительной диагностической информации, которая достоверно позволяет вырабатывать стратегию и тактику лечения больного и объективно контролировать этот процесс. Кроме того, низкая помехоустойчивость суще-

ствующих оптических методов диагностики, зависимость результата от множества посторонних факторов (загрязнение поверхности, фоновый свет, наводки в электрических цепях) приводят к необходимости накопления большого количества статистического материала, что крайне неудобно в клинике.

Во-вторых, все перечисленные выше исследования страдают отсутствием общего системного подхода к проблеме и объединяющего их биофизического и физико-математического теоретического фундамента исследований. Прослеживается явный характер частных, выборочных, прикладных и в основном экспериментальных исследований. Публикуемые оптические характеристики биотканей, как правило, являются результатом выборочных измерений, а не научно поставленных систематических исследований. Часто используется разная метрологическая база и терминология. Не развит единый методический подход к исследованиям и натурным измерениям для разных методов диагностики. Разные явления зачастую обозначаются у разных авторов одними и теми же терминами. Путаются понятия рассеяния и отражения, дозы и энергетической экспозиции. Например, под понятием "отраженный поток" часто подразумевается и поток, рассеянный тканью в обратном направлении. Отсутствует статистический анализ получаемых данных. Все это делает исследования трудносопоставимыми, уводит исследователей на путь получения частных, а не общих фундаментальных результатов. Возможно, именно поэтому сегодняшние данные литературы по лазерной терапии очень противоречивы, слабо научно обоснованы и часто сильно упрощены.

Плохо проработаны вопросы унификации и минимизации необходимого оптико-электронного оборудования, используемого при разных методиках диагностики, вопросы повышения помехоустойчивости оптико-электронных приемных трактов, создания компактных специализированных источников лазерного излучения необходимой мощности и спектрального диапазона, эффективных компьютерных программ для обработки результатов диагностики, удешевления используемого оборудования. Эти недостатки не позволяют большинству исследователей использовать и половины заложенного в лазерную диагностику информационного потенциала.

Анализ изложенных данных подсказал нам перспективность и возможность более общего и фундаментального подхода к проблеме оптики биотканей и оптической лазерной диагностики. Согласно программе "ЛОД", он предусматривает полный цикл работ – от обобщения и анализа всех существующих данных по оптическим методам диагностики до разработки на их основе единых метрологических и методических подходов к диагностике, а также разработку специального физико-математического аппарата для исследований и широкие клинические эксперименты. Это позволит в ближайшем будущем создать и реально внедрить в повседневную клиническую практику целое новое диагностическое направление, расширяющее границы возможного в медицине и позволяющее двигаться по пути совершенствования методов лечения и профилактики заболеваний.

Благодаря работам профессора М.Т.Александрова [2] и "выпускников" его научной школы [11, 12, 23], лаборатория лазерной меди-

цины МОНИКИ имеет уникальный научный задел и приоритет в этом направлении. Созданы основы биофотометрических измерений в медицине, заложены основные принципы функциональной лазерной клинической диагностики на основе анализа изменения показателей при использовании различных лечебных процедур и функциональных проб. Исследуются вопросы молекулярных и биохимических причин изменения оптических свойств тканей для различных нозологий. Определяется корреляция измеряемых физических параметров с физиологическим и патофизиологическим состоянием исследуемых тканей и органов, а также корреляция результатов разных методов диагностики между собой.

Теоретическое моделирование процессов взаимодействия лазерного излучения с биологическими тканями с учетом нелинейного рассеяния, резонансного поглощения и дифракционных эффектов позволяет нам прогнозировать результаты диагностики, отфильтровывать заведомо ошибочные варианты и вырабатывать обоснованные технические требования к конструкции и узлам диагностической аппаратуры. Для этого нами разрабатываются специальные адаптированные физические модели с использованием методов теории дифракции, переноса и рассеяния излучения в неоднородно рассеивающих средах, соответствующие расчетные компьютерные программы. Проводится большой объем работ по математическому моделированию различных модельных ситуаций с целью поиска наиболее информативных способов получения диагностической информации. Конкретные конструктивные решения детально отрабатываются на макетных стендах в лабораторных условиях и в условиях натурного клинического эксперимента.

Сегодня в рамках этой работы особое внимание мы уделяем поиску наиболее точных и информативных методов количественной обработки диагностической информации. В этом направлении уже разработан набор специальных методов обработки получаемых результатов (наше know-how), основанный на анализе контрастности изображений [26], который в своем алгоритме содержит поправки на индивидуальные особенности объекта и на ошибку оптико-электронных систем. Разработанные методы дают возможность получать количественные параметры, более точно характеризующие наличие и степень тяжести заболевания, а также процесс реабилитации. На основе разработанных физико-математических методов моделирования, данных исследований, разработанных медицинских методов диагностики, обработки и представления результатов создается модель программного обеспечения будущего диагностического оборудования с использованием методов "интеллектуального" фоновое математического моделирования (ИФМ-технология).

Такая задача под силу только достаточно широкой кооперации научных медицинских и инженерных коллективов, в связи с чем лаборатория лазерной медицины МОНИКИ тесно сотрудничает с такими ведущими российскими предприятиями, как НПО "Полус", МГИЭМ, ОНЦ РАН, ИВТ РАН, а также с коллективом Калифорнийского университета США, занимающимся проблемами биомедицинской оптики.

В таком комплексе результаты наших совместных работ, не имеющие аналогов за рубежом, неоднократно публиковались в научных изданиях [5, 6, 7, 20, 24, 26, 31, 38], защищены патентами [8, 21, 25, 29] и имеют рекомендации Министерства здравоохранения РФ [27 и др.].

Нами разработан целый ряд новых приборов и устройств для лазерной диагностики состояния биологических тканей. Например, создан макет многофункционального лазерного клинического диагностического комплекса "МАРТА", демонстрировавшийся на международной выставке "LIC Russia'97" в марте и на выставке в Государственной Думе РФ в апреле 1997 г. Комплекс позволяет неинвазивно проводить не только флюоресцентную и фотоплетизмографическую диагностику, но и определять такие важные в гематологии параметры, как оксигенация крови, ее гематокрит, процентное содержание гемоглобина и средняя скорость кровотока методом ЛДФ. Ядром комплекса является оригинальное программное обеспечение, в которое в виде составных частей входят созданные новые специальные физико-математические и медико-биологические методы моделирования, прогнозирования и обработки результатов диагностики на основе непрерывного фоновых анализа конкретных особенностей физических и биологических механизмов взаимодействия лазерного излучения с конкретной биологической тканью непосредственно во время диагностической процедуры. Это позволяет минимизировать ошибки диагностики, устранять случайные помехи и получать более широкую медико-биологическую информацию.

Разработанный комплекс "МАРТА" после его более детальной апробации и доводки будет предназначен для проведения неинвазивной клинической диагностики онкологических, ожоговых, гнойных и других деструктивно-воспалительных процессов в тканях и органах, для диагностики скорости и степени заживления хирургических ран, бытовых и производственных травм, состояния периферического кровообращения и реактивности вегетативной нервной системы. Чувствительность аппаратуры, особенности конструкции комплекса и применение ИФМ-технологии позволяют получать уникальную информацию без использования каких-либо фотосенсибилизаторов, что выгодно отличает предлагаемый комплекс от всех других подобных аппаратов. В смысле дальнейшей перспективы комплекс "МАРТА" является программно и аппаратно наращиваемым комплексом, построенным по типу "конструктора" из универсальных блоков и узлов, открытых для последующего совершенствования и модернизации.

Нельзя, конечно, утверждать, что возможности лазерной диагностики безграничны. В наших работах, например, сегодня не получает подтверждения идея дифференциальной лазерной флюоресцентной диагностики в онкологии, способной по предположению заменить в будущем гистологический анализ. К сожалению, опыт обследования около 100 пациентов с различными формами злокачественных новообразований говорит о неспецифичности спектров эндогенной флюоресценции в красной области спектра от различных по своей этиологии опухолей и слабой связи интенсивности этой флюоресценции с пролиферативной клеточной активностью. Более того, около 50%

всех обследованных локализаций вообще не обладали никакой выраженной флюоресценцией при возбуждении красным светом гелий-неонового (He-Ne) или полупроводникового лазера. Это может быть весомым аргументом в пользу гипотезы о том, что основную массу любой опухоли составляют не размножающиеся клетки, находящиеся в GO-фазе, состоянии некробиоза или зоне некроза и лишь стволовый пул (клон) клеток опухоли интенсивно делится [1]. Определенные трудности наблюдаются и при попытках неинвазивного количественного анализа степени оксигенации слизистой полости рта по методу [17], реализованному на установке ЛЭСА-4 (фирма "Биоспек", Москва). Однако это не уменьшает общей значимости лазерных методов диагностики. Отрицательный результат в науке, как известно, тоже является результатом и позволяет по-новому взглянуть на проблему.

Отвлекаясь от абсолютных количественных показателей, весьма перспективным приложением лазерной диагностики можно считать регистрацию динамики лазерных спектрограмм тканей и крови непосредственно во время или сразу по окончании медицинских процедур (гастроскопия, бронхоскопия, дистанционная гамма-терапия, интраоперационная диагностика, лазерная терапия и т.п.), а также при действии различных внешних и внутренних физических или химических факторов в качестве функциональной нагрузки (внешнего раздражителя). В этом случае можно наблюдать динамику процесса лечения, развития реабилитации пациента и его чувствительность к действию того или иного метода терапии, например, для дальнейшего выбора и оценки режима лазерной терапии язв желудка или фракционирования режима дистанционной гамма-терапии (ДГТ) в онкологии. Контроль оптических параметров, особенно спектральных коэффициентов отражения и рассеяния, необходим при выборе режимов любого терапевтического лазерного воздействия. Фотохимическая активность различных фотоакцепторов и их концентрация в тканях достаточно жестко связаны с необходимой для достижения терапевтического эффекта энергией лазерного воздействия. Это значит, что успех лазерных методов лечения невозможен без точного знания всех физических параметров лазерного воздействия во время лечебного сеанса.

Как работают в большинстве клиник сегодня? Выбирают облучаемую поверхность, с учетом мощности имеющегося лазера задают среднюю облученность поверхности и, исходя из справочных данных по использованию лазеров в медицине [13 и др.], определяют необходимое время облучения, т.е. часто лечат болезнь, а не больного. При этом забывают, что не вся мощность лазера оказывает полезное действие, что излучение может рассеиваться и отражаться, расходоваться на бесполезный тепловой нагрев и т.п., и только небольшая его часть идет на лечебное фотоакцепторное взаимодействие, а главное, — что объектом проведения процедуры является строго индивидуальный, очень функционально и структурно сложный и постоянно меняющийся живой объект, данные о котором невозможно найти ни в одном справочнике. Например, изменения в системе микроциркуляции слизистой желудка, по нашим данным, могут под действием излучения He-Ne лазера (5 мВт) начать происходить уже через

30 с после начала сеанса. Это накладывает строгие требования к дозиметрическому контролю в лазерной медицине в смысле соблюдения принципа "Доза-эффект". И именно лазерная диагностика способна точно осуществить этот принцип.

При лечении больных с ранами и раневой инфекцией, ожоговой болезнью, атрофическими и дистрофическими клеточными нарушениями, а также разработке новых патогенетически обоснованных методов лечения в гематологии, онкологии, эндоскопии, дерматологии и т. д. внедрение идеологии ЛОД даст практическую возможность проводить дешевыми и доступными средствами дифференциальную диагностику, мониторинг и прогнозирование эффективности лечения больных, а также коррекцию лечения в реальном масштабе времени. Например, одновременная регистрация объемного пульса и артериального давления [18] позволяет уточнить причину гипертонии: за счет увеличения силы и частоты сердечных ударов или за счет увеличения тонуса периферических сосудов. Одновременная запись сосудистой информации с двух одинаковых частей тела позволяет выявить сосудистые асимметрии. Определяя кровоток в различных частях тела, можно выявить локализацию сосудистых нарушений, в частности, эмболов. Определение содержания гемоглобина в эритроцитах, гематокрита крови и скорости капиллярного кровотока необходимо при уточнении этиологии анемии. Флюоресценция клеточного инфильтрата и некротических тканей позволяет отслеживать динамику воспалительных процессов в тканях и скорость заживления послеоперационных ран, а флюоресценция ферментов опухолей (например, коллагеназы) поможет при определении злокачественности опухоли. Полезна будет диагностика гипо- и гиперпигментации тканей как факторов риска в онкологии, а по степени инфильтрируемости лимфоцитами опухоли косвенно можно судить о степени ее инвазии.

Лазерная диагностика легко уточнит прогноз и поможет выявить показания к лечебному воздействию. Она может служить для оценки симпатической иннервации кожи, применяться при диагностике ранних форм атеросклероза, болезни Рейно, язвенных дефектов слизистых оболочек верхнего отдела желудочно-кишечного тракта и др.

Для оценки нервно-рефлекторных возможностей организма по регуляции и нормализации кровообращения, включению в процесс периферического кровообращения резервных капиллярных сетей, повышению уровня кислородного обмена в тканях и органах в методики лазерной диагностики могут быть включены исследования спектрограмм при действии различных условных раздражителей (холода, электрического тока, фармпрепаратов и т.п.). При этом можно оценить как абсолютную амплитуду ответной реакции организма, так и ее продолжительность, время латентного периода и ряд других параметров. Например, большой латентный период на ярко выраженный условный раздражитель будет свидетельствовать о повышении порога возбуждения вазомоторного центра [18]. Открывается хорошая возможность дифференцировать органические и функциональные расстройства периферического кровообращения и периферической нервной системы.

Однако большинство применяемых в качестве функциональных проб механических, тепловых и химических раздражителей слишком узко специализировано, трудновоспроизводимо при повторных исследованиях (например, задержка дыхания на длительное время) и направлено, в основном, на изучение возможностей центральной нервной и второй сигнальной систем. Гораздо большие перспективы, по нашему мнению, заложены в использовании в качестве функциональной пробы действия все того же низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ). Полностью механизм действия НИЛИ до настоящего времени еще всесторонне не изучен, однако среди комплекса изменений, наступающих в тканях и органах в ответ на поглощение ими потока НИЛИ, особо отмечаются такие явления, как нормализация микроциркуляции и активация окислительно-восстановительных процессов [2]. Последнее представляется особо важным в свете современных представлений о том, что одной из причин радиорезистентности раковых опухолей является специфическое капиллярное кровообращение в опухоли [15]. Поэтому представляется обоснованной попытка изучения возможности использования воздействия НИЛИ для влияния на процессы микроциркуляции в опухоли в целях ее радиосенсибилизации и контроля эффективности каждого сеанса ДГТ. Учитывая, что микроциркуляторные реакции – это индивидуально выраженные организменные реакции, с помощью лазерной диагностики параметров микроциркуляции крови в области патологии возможно определение индивидуальной реакции организма практически на любое терапевтическое воздействие.

Современную мировую медицину уже невозможно себе представить без использования разнообразного оптического оборудования: от линз и световодов до видеокамер и лазерных скальпелей. Лазеры сегодня прочно вошли в клиническую практику, и область их применения постоянно расширяется. Вслед за лазерной офтальмологией и хирургией быстрыми темпами развиваются лазерная стоматология, фотодинамическая терапия и просто лазерная терапия, косметология и т.д. Поэтому неудивительно, что проблемам взаимодействия лазерного излучения (да и просто света) с биологическими тканями и органами в последнее время во всем мире уделяется самое большое и пристальное внимание. Публикуется огромное количество материала по биооптике, фотобиологии и лазерной биоинженерии. Проходят крупнейшие международные конференции – такие, как "PIERS" и "BIOS". Можно сказать, что оптика биотканей сегодня выливается в самостоятельное мощное и перспективное научное течение, направленное на фундаментальное обоснование лазерных методов диагностики и лечения.

Если удастся на этом пути объединить усилия различных коллективов – от врачей и научных сотрудников клиник до инженеров и техников, – то с уверенностью можно сказать, что одной из самых перспективных медицинских технологий XXI века станет лазерная диагностика. И на этом пути мы приглашаем всех заинтересованных специалистов и энтузиастов научного поиска, а также потенциальных инвесторов к совместной работе в этом направлении. Очень хочется надеяться, что имеющийся приоритет России и МОНИКИ в этом на-

правлении не будет потерян из-за недостаточности финансирования, и нам не придется через несколько лет закупать зарубежные лазерные диагностические комплексы по цене за один аппарат, соизмеримой с годовыми затратами на развитие исследований в России, как это происходит сейчас с аппаратами для ультразвуковой диагностики.

ЛИТЕРАТУРА

1. Автандилов Г.Г. Компьютерная микротелефотометрия в диагностической гистопатологии. – М., 1996.
2. Александров М.Т. Разработка методов лазерной биофотометрии для диагностики и лечения хирургических заболеваний. Докт. дисс. – М., 1992.
3. Александров М.Т. Основы лазерной клинической биофотометрии. – Сочи, 1991.
4. Александров М.Т., Барыбин В.Ф., Барыбин М.В. и др. // Использование лазеров для диагностики и лечения заболеваний/ Научно-информационный сборник. (Приложение к бюллетеню "Лазер-информ"). – М., 1996. – С.31-33.
5. Александров М.Т., Барыбин В.Ф., Рогаткин Д.А. и др. // Лазерные технологии-95. Тез. докл. междунар. конф. – Шатура, 1995.
6. Александров М.Т., Барыбин В.Ф., Рогаткин Д.А. и др. // Лазерные технологии-95. Тез. докл. междунар. конф. – Шатура, 1995.
7. Александров М.Т., Лощенов В.Б., Странадко Е.Ф., Рогаткин Д.А. и др. // Клиническое и экспериментальное применение новых лазерных технологий. Материалы междунар. конф. – Казань, 1995. – С.444-445.
8. Барыбин В.Ф., Шумский В.И., Рогаткин Д.А. и др. Устройство для диагностики состояния биологической ткани. – Патент РФ N96113720 от 09.07.96, МКИ A61 B 6/00.
9. Гамалея Н.Ф. Лазеры в эксперименте и клинике. – М., 1972.
10. Гурвич А.А. Проблема митогенетического излучения как аспект молекулярной биологии. – Л., 1968.
11. Дуплик А.Ю. Изучение влияния физиологических параметров нормальной крови человека на ее оптические свойства в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне. / Канд. дисс. – М., 1996.
12. Евстигнеев А.Р. Разработка технологических основ и приборов для лазерной обработки и диагностики состояния биотканей. Автореф. канд. дисс. – М., 1985.
13. Илларионов В.Е. Основы лазерной терапии. – М., 1992.
14. Козлов В.И., Буйлин В.А., Самойлов И.Г., Марков И.И. Основы лазерной физио- и рефлексотерапии. – Самара–Киев, 1993.
15. Крылова Н.В. Кровеносные сосуды опухолей. – М., 1975.
16. Лазеры в клинической медицине / Под.ред. С.Д.Плетнева. – М., Медицина, 1981.
17. Лощенов В.Б. и др. Способ определения уровня оксигенации слизистой оболочки органа. (авторское свидетельство № 15006357) // Бюлл. откр. и изобр., 1989, №33.
18. Мошкевич В.С. Фотоплетизмография. – М., 1970.
19. Оберг А., Тамура Т., Линдберг Л., Салеруд Г. // Вестн. АМН СССР. – 1988, №2. – С.82-88.
20. Поляков П.Ю., Александров М.Т., Быченков О.А., Рогаткин Д.А. // Мед. физика. – 1995, №2. – С.103.
21. Поляков П.Ю., Александров М.Т., Быченков О.А., Рогаткин Д.А., Барыбин В.Ф., Ларионова Н.А. Способ диагностики и лечения онкологических больных. Патент РФ N95110907 от 12.06.95г., МКИ A61 N5/06, A61 N5/10.
22. Прохончуков А.А., Жижина Н.А. Лазеры в стоматологии. – М., 1986.
23. Рогаткин Д.А. Развитие методов теоретической фотометрии и лазерной биофотометрии для обоснования и создания эффективного клинического биофотометра. Автореф. канд. дисс. – М., 1994.
24. Рогаткин Д.А. // Оптический журн. – 1992, №9. – С.72-74.

25. Рогаткин Д.А., Ксендзовская Ю.И., Черкасов А.С., Свирин В.Н., Барыбин В.Ф. Универсальный лазерный фотоплетизмограф. Свидетельство РФ на полезную модель N97100663/20 (000552) от 14.01.97г., МКИ A61B 5/0295.
26. Рогаткин Д.А., Приснякова О.А., Моисеева Л.Г., Черкасов А.С. // Измерительная техника, 1997 (в печати).
27. Романов Г.А., Александров М.Т., Рогаткин Д.А. и др. Лечебная эндоскопия с применением лазерного излучения в комплексной терапии эрозивно-язвенных поражений верхнего отдела желудочно-кишечного тракта. / Методические рекомендации МЗ РФ N 96/240. – М., 1997.
28. Тучин В.В. // Лазерная физика – 1994, вып.3. – С. 93-102.
29. Шумский В.И., Поляков П.Ю., Барыбин В.Ф., Александров М. Т., Быченков О.А., Рогаткин Д.А., Коршунов А.И., Ларионова Н.А. Способ диагностики реакции опухоли при лечении онкологических больных. / Патент РФ N96120962 от 29.10.96г.
30. Arnold T., Newman E. Densitometres. Medical electronics in Cardiovascular Disease. New York - London, 1963, 221-237.
31. Cherny V.V, Aleksandrov M.T., Rogatkin D.A., Pospelov A. Yu., Tsurtsumiya V.L. Electromagnetic Mapping of The Human Body Surface In The Visible Range. - PIERS Conference, University of Washington. – Seattle, 1995.
32. Doiron D.R., Svaasand L.O., Profio A.E. Light dosimetry in tissue applications to photoradiation therapy. – New York, 1983. – P. 63-75.
33. Fine S., Klein E. //Advances in Biol. and Med. Physics, Acad. Press– New York.– 1965. v.10.
34. Gartwright C. //Med. Physics. – 1944, №1. – P.1157-1161.
35. Gordy E., Drabkin D. //J.Biol. Chem. – 1957, №7. – P. 285-299.
36. Horecker B.L. //J. Biol. Chem. – 1943. –V. 148, №4. –P.173-183.
37. Karu T.I. // IEEE G.Quantum Electr. – 1987. – V.23. – P.1701-1855.
38. Kaschuba V., Rogatkin D., Ysov V., Evstigneev A. // BIOS Europe '96 Int. Conf., Pap. № 292344. – Vienna, 1996.
39. Keijzer M., Richrds-Kortum R.R., Feld M.S. // Appl. Opt. – 1989, Vol. 28. – P. 4286-4292.
40. Kramer K. et. al. // Amer. J. Physiol. – 1951. – V.165, №1. – P.229-233.
41. Shepherd A.P., Oberg P.A. Laser-Doppler Blood Flowmetry, Kluwer Acad. Pub. – Hingham, 1990.
42. Splinter R., et al.// Lasers in Surg. and Med. – 1989. – V. 9, №1. – P.37-41.
43. Takatani S., Cheung P.W., Ernst E. // Ann. of biomed. Eng. – 1980. – V.8. – P.1-15.
44. Tappeiner V.H., Jesionek A. // Muench. med. Wschr. – 1903. –Bd.50. – S.2041-2051.
45. Wilksch P.A., Jacka F., Blake A.G. // Porphyrin Localization and Treatment of Tumors. – N. Y., 1984. – P.149-161.
46. Wilson B.S., Patterson M.S., Burns M. // Lasers Med. Sci. – 1986, Vol.1. – P. 235-244.

ЭПИДЕМИОЛОГИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ЙОДДЕФИЦИТНЫХ СОСТОЯНИЙ СРЕДИ ВЗРОСЛОГО НАСЕЛЕНИЯ ЮГО-ВОСТОЧНОГО РЕГИОНА МОСКОВСКОЙ ОБЛАСТИ

***А.В.Древаль, Т.С.Камынина, О.А.Нечаева, А.В.Стрельцова,
Р.С.Тишенина, Г.А.Анашкина***
МОНИКИ

Одной из важнейших медико-социальных проблем здравоохранения является дефицит йода, который даже при легкой степени его выраженности служит пусковым механизмом многих болезней щитовидной железы, прежде всего простого и/или узлового нетоксического зоба [1,2,4,7,8,12-15]. Тяжелая степень йодной недостаточности сопровождается постнатальным гипотиреозом, снижением интеллектуального и физического развития у большинства детей школьного воз-