

Перспективные лазерно-информационные технологии

В. Я. Панченко

Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН
(Россия, 140700 г. Шатура Московской области)

Аннотация: В настоящем докладе обсуждаются тенденции развития и конкретные применения лазерных и лазерно-информационных технологий в промышленности и медицине.

1. Технологии быстрого прототипирования (Rapid Prototyping — RP):

— технология послойного лазерного синтеза трехмерных объектов из фотополимеров и ее приложения для CAD/РР/CAM (computer-aided design/RP/computer-aided manufacturing) технологий в машиностроении, аэрокосмической промышленности и использование данной технологии в биомедицинских приложениях для изготовления биоимплантов и биомоделей по томографическим данным пациентов, передаваемым по сетям Internet;

— технология создания трехмерных объектов и тугоплавких материалов методом селективного лазерного спекания и возможность применения этой технологии для задач биоинженерии.

2. Концепции развития современных интеллектуальных лазерных медицинских систем и реализация таких систем применительно к задачам органосохранной медицины в онкологии и кардиохирургии.

3. Новое поколение диагностических систем для хирургии и офтальмологии.

Технологии быстрого прототипирования

Технологии быстрого прототипирования впервые появились в конце 80-х годов. Основное отличие этих технологий от традиционных методов изготовления моделей заключается в том, что модель создается послойным наращиванием материала (без предварительного изготовления чертежей, технологических карт, специальной оснастки) по данным компьютерного проектирования, что позволяет значительно сократить затраты времени и средств на разработку и конструирование новых изделий, и за несколько часов новая конструкторская или дизайнерская идея может быть воплощена в реальный объект.

Все современные системы быстрого прототипирования работают по схожему послойному принципу:

— средствами CAD создается графическая 3D-модель детали, которая записывается в STL-файл;

— 3D-модель разбивается на горизонтальные сечения (слои) с помощью специальной программы, поставляемой с оборудованием;

— производится последовательное построение сечений детали слой за слоем снизу вверх. Каждый

последующий слой "приваривается" или "приклеивается" к предыдущему до полного построения модели.

Физические модели создаются из листовых, жидких и порошкообразных материалов. Листовые материалы соединяются лазером или слоем адгезива, жидкие материалы отверждаются лазерным лучом или электрическими зарядами, порошкообразные материалы скрепляются посредством воздействия лазером или выборочного нанесения связующих компонентов.

Технология послойного лазерного синтеза трехмерных объектов

Работы по созданию новых концепций технологий и соответствующего оборудования для оперативного изготовления трехмерных объектов сложной формы, исследования в области лазерной фотохимии полимеров были начаты в нашем институте в начале 90-х годов. Основное внимание было уделено технологии лазерной стереолитографии.

В основе лазерной стереолитографии лежит процесс фотоиницированной полимеризации, протекающий в жидкой реакционно-способной среде активных центров (радикалов, ионов, активированных комплексов), которые, взаимодействуя с молекулами мономера, инициируют рост полимерных цепей, в результате чего в облученной области образуется твердый полимер. Процесс обладает пространственной и спектральной селективностью^[1-2].

Технология лазерной стереолитографии реализует принцип прямого формообразования трехмерных объектов путем послойного наращивания материала. Исходным объектом для лазерной стереолитографии является трехмерная компьютерная модель, созданная средствами САПР. Спроектированный на компьютере трехмерный объект выращивается из жидкой фотополимеризующейся композиции (ФПК) последовательными тонкими слоями, формируемыми под действием лазерного излучения на подвижной платформе, погружаемой в ванну с ФПК. Шероховатость поверхности изготовленных деталей без какой-либо обработки не превышает 100 мкм. Пластиковые модели хорошо шлифуются и полируются. Прочность готовых деталей сравнима с прочностью изделий из отвержденных эпоксидных смол. Готовые модели выдерживают нагрев до 1000°C без изменений формы и размеров. Максимальные размеры изготавливаемых объектов составляют 250 × 250 × 250 мм, а точность изготовления — ± 0,1 мм. Выращивая детали по частям, можно создавать модели больших размеров^[3-6].

Высокая квантовая эффективность фотоиницированной полимеризации (поглощение одного кванта излучения приводит к полимеризации до 10⁴ молекул мономера) и, как следствие этого, невысокие требования на мощность инициирующего излучения, ее экологическая чистота, возможность эффективного протекания при комнатной температуре, а также принципиальная возможность широкого варьирования механических и физикохимических свойств отвержденного материала путем изменения состава делают этот базовый процесс привлекательным для создания установок оперативного изготовления трехмерных объектов по их компьютерным образам.

Разработанные и созданные в Институте установки лазерной стереолитографии ЛС-120, ЛС-250, ЛС-350/500 (см. рис. 1), специальное математическое обеспечение и оригинальные фотополимеризующиеся композиции позволяют оперативно создавать концептуальные модели с целью отработки дизайна и компоновки; мастер-модели; оснастку для разных видов литья металлов, сплавов и пластмасс; инструменты для гальванопластики для точного машиностроения, авиа- и космической промышленности, радиоэлектроники, медицины и медицинской техники, архитектуры и строительства, образования и подготовки кадров.

Широкое внедрение в клиническую практику компьютерной томографии, которая позволяет получать высокоточные трехмерные компьютерные модели различных органов человека и лазерная стереолитография,



ЛС-350/500

ЛС-250

ЛС-120

Рис. 1 Установки для лазерной стереолитографии

которая решает задачи оперативного изготовления пластиковых копий компьютерных моделей любой степени сложности с точностью не хуже 0,1 мм, и поэтому на сегодняшний день стереолитография оказалась наиболее востребована для медицинских применений.

В институте была разработана концепция дистанционного биомоделирования и создана лазерно-информационная система, позволяющая вести по сетям Интернет передачу данных предоперационного компьютерного томографического обследования пациентов из различных клиник в Стереолитографический Центр ИПЛИТ РАН. По полученным данным в Центре оперативно (10–20 часов) создаются полимерные копии фрагментов человеческого скелета, отдельных органов и прототипов имплантатов, которые возвращаются в клиники (см. схему на рис. 3).

Использование биомodelей позволяет хирургам спланировать сценарий будущей операции и выбрать адекватный инструментарий, что резко снижает время операций (в 3–5 раз), их травматичность, и соответственно, сокращает реабилитационный период. К настоящему времени с использованием данной технологии выполнено более 500 операций в 15 ведущих клиниках страны (Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. С. В. Владимирского — МОНИКИ, Научно-исследовательский институт нейрохирургии им. Н. Н. Бурденко РАМН, Московский научно-исследовательский онкологический институт им. П. А. Герцена, Центральный госпиталь МВД РФ, Отделение челюстно-лицевой хирургии детской больницы Св. Владимира и др.) в области нейрохирургии, черепночелюстно-лицевой хирургии, онкологии, ортопедии (см. рис. 4)^[7–11]. По имеющимся в нашем распоряжении литературным источникам, созданная в ИПЛИТ РАН технология дистанционного изготовления биомodelей по томографическим данным имеет мировой приоритет.

В настоящее время в этой области в ИПЛИТ РАН ведутся работы по нескольким направлениям: разработка установок большого размера (рабочий объем до 1 м³ с разрешением 100 МКМ); фундаментальные исследования и развитие технологий Фемтосекундной наностереолитографии с целевыми параметрами менее 100 нм; исследования, разработка лазерных технологий быстрого прототипирования для тканевой инженерии и имплантологии, создание установок по селективному лазерному спеканию нанопорошков для промышленных приложений.

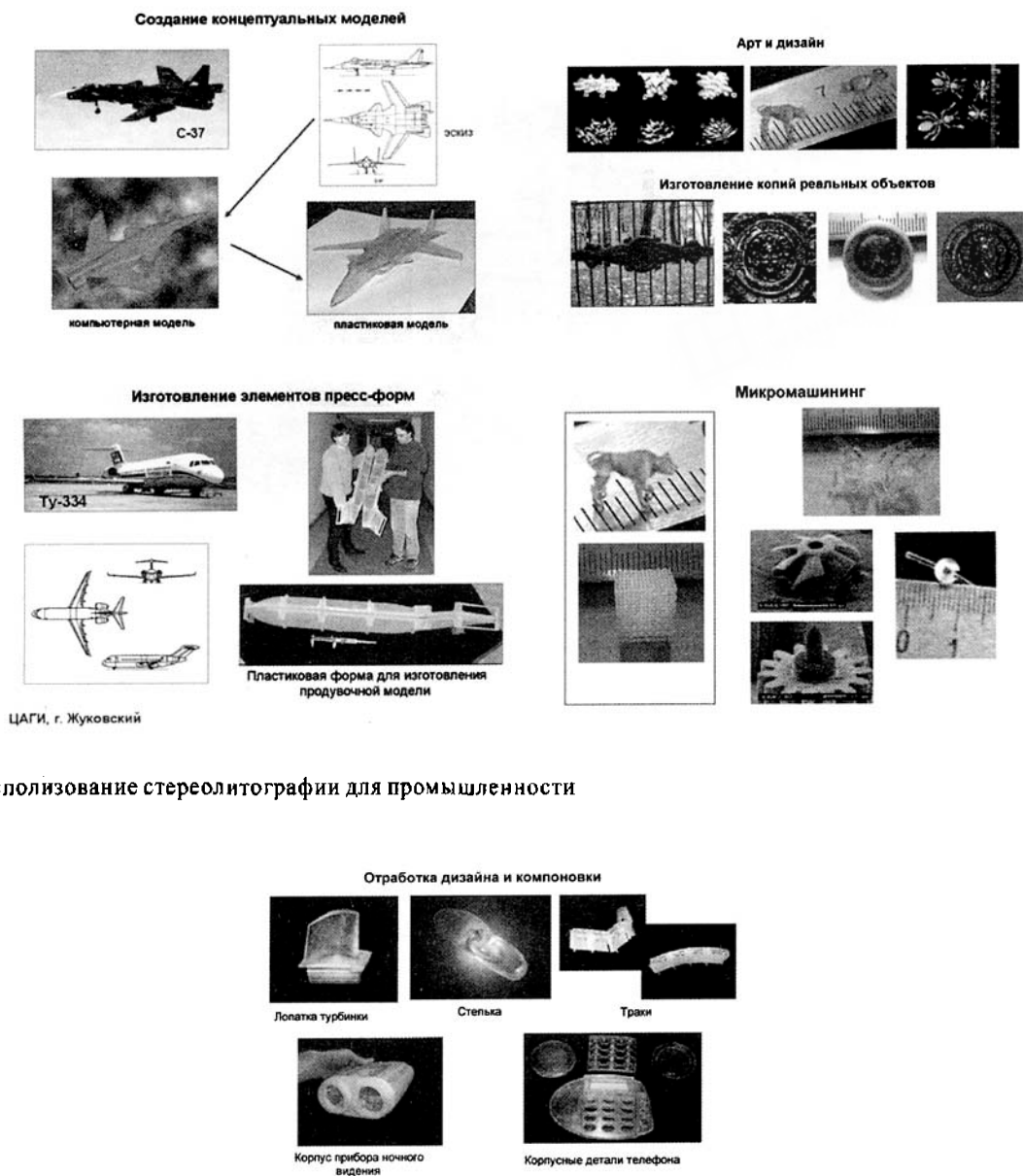


Рис. 2 Примеры использования стереолитографии в промышленности

Технология создания трехмерных объектов и тугоплавких материалов методом селективного лазерного спекания

Объект создаётся из порошкообразных материалов-пластик, металл, нейлон и керамика.

В начале процесса, тонкий слой материала наносится на рабочую платформу, подвижную в z-оси. Лазерный луч спекает слой порошковых частиц, формируя твёрдую массу, по форме соответствующую определенному сечению модели и определяющую геометрию детали. После этого через специальный роликовый механизм, наносится новый порошковый слой. Процесс повторяется до завершения построения детали (рис. 5)

Схема установки для селективного лазерного спекания, разработанная в ИПЛИТ РАН представлена на

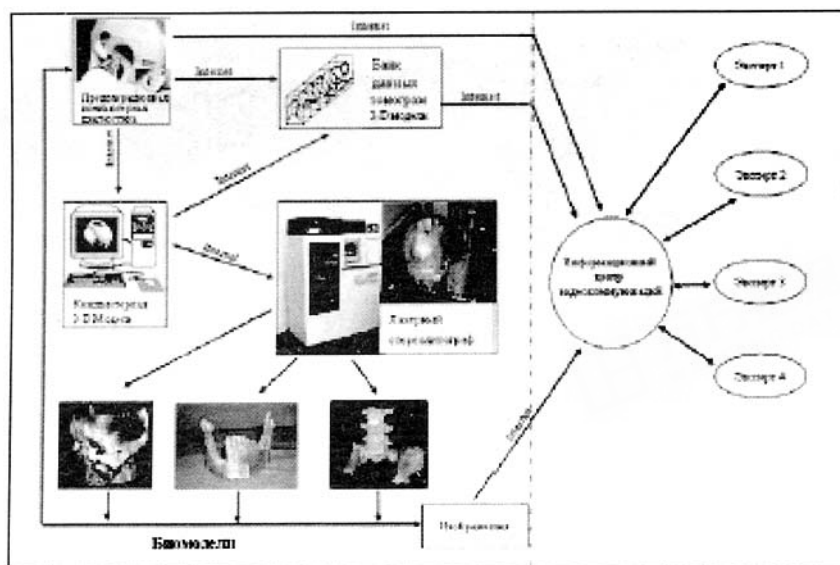


Рис. 3 Схема дистанционного биомоделирования (левее пунктира реализована)



Рис. 4 Применения лазерной стереолитографии в медицине

рис. 6.

Применение различных порошковых материалов (в т. ч. апробированные биорезорбируемые термочувствительные полимеры и их комбинации с биоактивными добавками и ферментами) для создания трехмерных объектов позволяет использовать технологию селективного лазерного спекания применительно к задачам биоинженерии. В нашем институте ведется разработка технологии создания биоактивных матриц методом селективного лазерного спекания из биорезорбируемых полимеров на основе полилактидов и полилактогликолидов^[12].

Были изготовлены полимерные матрицы заданной структуры и формы; микропористость определялась структурой полимерных частиц и условиями спекания, макропористость задавалась траекторией лазерного луча рис. 8.

Преимуществами данной технологии являются универсальность метода, варьирование составом, структурой и архитектурой получаемых матриц, высокое пространственное разрешение (~ 100 мкм),

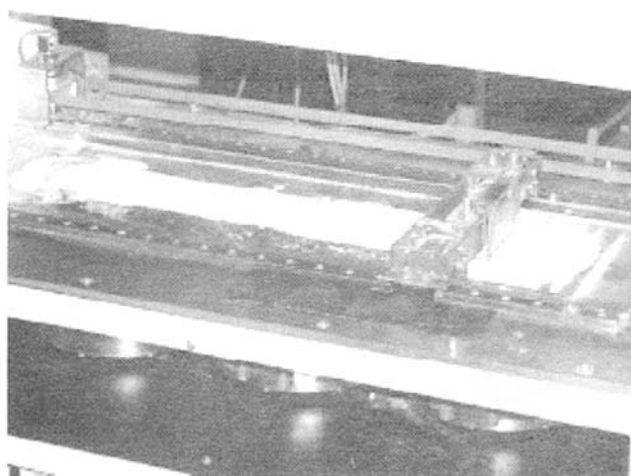


Рис. 5 Процесс селективного лазерного спекания биосовместимых нанопорошков

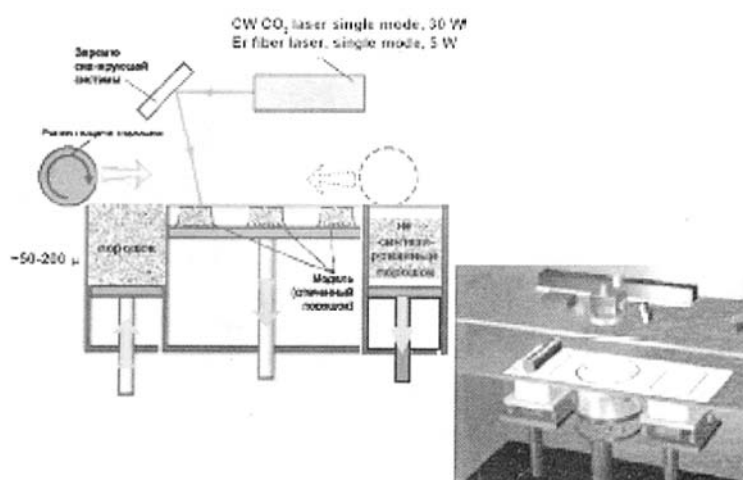


Рис. 6 Схема установки для селективного лазерного спекания

возможность прецизионного и оперативного изготовления биоактивных матриц и индивидуальных имплантатов по данным рентгеновской и ЯМР томографии для тканевой инженерии, замены и регенерации костных и хрящевых тканей в челюстно-лицевой хирургии, ортопедии и нейрохирургии (рис. 9).

Концепции развития современных интеллектуальных лазерных медицинских систем и реализация таких систем применительно к задачам органосохранной медицины в онкологии и кардиохирургии

Современная тенденция развития лазерной медицины-создание и применение при хирургических вмешательствах интеллектуальных лазерных медицинских систем (smart laser medical systems). Это



Рис. 7 Экспериментальная установка для селективного лазерного спекания

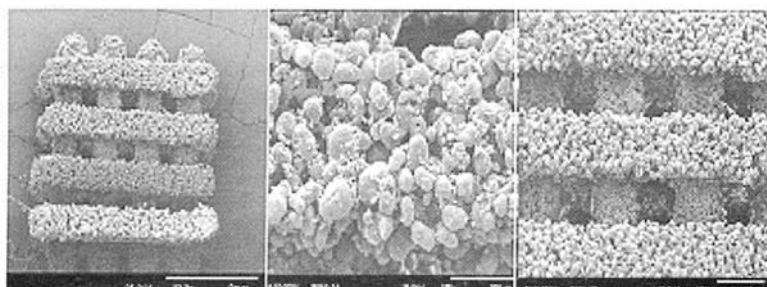


Рис. 8 Полимерные матрицы

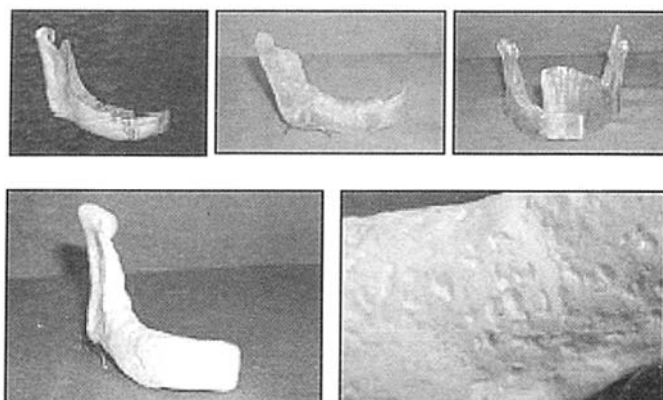


Рис. 9 От виртуальной модели до индивидуального имплантата

подразумевает включение в их состав средств оперативной диагностики и управления процессами хирургических вмешательств с соответствующим информационным обеспечением. В настоящее время, как правило, при проведении лазерных операций в системе обратной связи “периферийными датчиками” и “базой данных” служат зрение, слух, осязание и опыт хирурга. Интеллектуальные лазерные хирургические системы позволяют наиболее полно реализовать такие преимущества лазерного скальпеля как локальность воздействия, высокая скорость, прецизионность, повысить безопасность лазерных методов, разработать принципиально новые методы оргоносохранной хирургии.

Интеллектуальная лазерная хирургическая установка с системой оперативного контроля процесса испарения биотканей по обратно рассеянному излучению

В рамках программы работ института по лазерной абляции биотканей был предложен и реализован новый метод доплеровской диагностики процессов лазерного испарения биотканей, основанный на автодинном детектировании (прием на резонатор лазера) обратно рассеянного из зоны абляции излучения. В этом методе силовое излучение одновременно является и диагностирующим. Было показано, что автодинное детектирование обратно рассеянного излучения позволяет различать биоткани в процессе лазерной абляции в реальном масштабе времени и исследовать особенности лазерного разрушения реальных тканей, как неоднородных много компонентных сред^[13–16].

На базе CO₂-лазерного хирургического аппарата производства ГУП “КБ приборостроения” (г. Тула) была разработана и создана экспериментальная лазерная хирургическая установка класса интеллектуальных медицинских систем “ИМС Ланцет” с информационной системой оперативной обработки сигнала испарения биотканей (см. рис. 10). Специальная информационная система обработки сигнала обратно рассеянного излучения с доплеровским сдвигом частоты позволяет распознавать тип аблируемой биоткани; определять момент перехода излучения к другому; управлять процессами рассечения, перфорации или выпаривания биотканей в реальном масштабе времени (прекращать, прерывать или продолжать процесс при достижения заданных условий); гибко менять режим анализа-управления процессами лазерных хирургических вмешательств в соответствии с их особенностями (см. рис. 11).



Рис. 10 Лазерная хирургическая установка

На начало 2005 г. были проведены успешные испытания системы в ГНЦ лазерной медицины, ООО

Доплеровские спектры, полученные при лазерной перфорации биотканей (15 кВт/см^2)

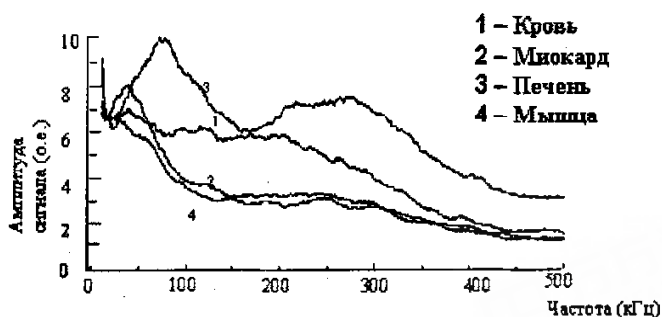


Рис. 11 Диагностика типа биотканей

“ИВА-Меди” для хирургического лечения доброкачественных опухолей и новообразований на коже (более 20 операций) и гинекологии (более 10 операций).

В Московском научно-исследовательском онкологическом институте им. П. А. Герцена закончен цикл клинических испытаний на животных. Основная цель этих работ - разработка лазерных медицинских технологий прецизионного и органосохранного удаления злокачественных опухолей. На сегодняшний день там проведено успешно уже более 30 операций на пациентах.

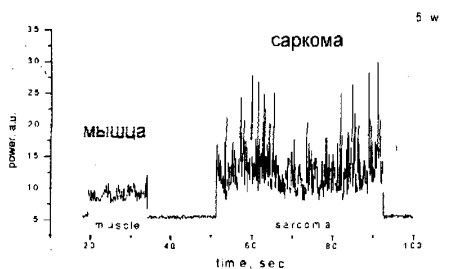
Клинические испытания показали, что “ИМС Ланцет” дает возможность контролировать полноту удаления пораженных тканей при минимальной степени повреждения здоровых в реальном масштабе времени (см. рис. 12).

Интеллектуальная CO_2 -лазерная система для кардиохирургии

в период с 1995 по 2004 гг. в нашем институте была разработана и внедрена в клиническую практику лазерная медицинская интеллектуальная установка “Перфокор” (см. рис. 13). Установка предназначена для лечения ишемической болезни сердца по новейшей методике-трансмиекардиальной лазерной реваскуляризации (ТМЛР).

ТМЛР — новая процедура хирургического лечения ранее неоперабельных больных с тяжелыми поражениями коронарных артерий. Лазерный луч пробивает каналы в сердечной мышце со стороны эпикарда через миокард и эндокард в сторону полости левого желудочка. В зависимости от зоны ишемизации миокарда создается 20 — 50 каналов диаметром в 1 мм. После этого кровь через каналы поступает в артериальную сеть миокарда, обеспечивая зоны с низкой перфузией оксигенированной кровью. Созданные лазером каналы со временем (несколько месяцев) “зарастают”, но они являются центрами, активно стимулирующими процесс ангиогенеза. Вновь выросшие сосуды обеспечивают восстановление работоспособности некротических зон миокарда.

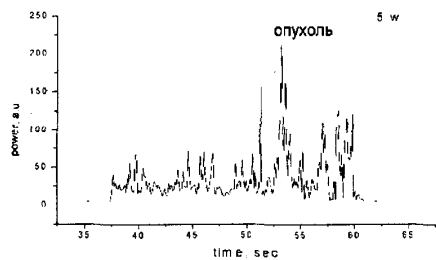
Операция происходит на работающем сердце без использования аппарата искусственного кровообращения, относительно малотравматична, а время “лазерной” части не превышает 30 минут. Метод ТМЛР. может быть весьма эффективен для тех пациентов, КОТОРЫМ не может быть проведена операция байпасной хирургии (особенно повторной) или ангиопластики, а также для тех случаев, когда все другие методы оказались безрезультатны. В отдельных случаях возможно совмещение метода ТМЛР и байпасной хирургии. Как показали дискуссии на первой Международной конференции “Альтернативные методы реваскуляризации миокарда” (Москва, 2004 г.) дальнейший прогресс в этом направлении лечения ишемической болезни сердца многие ведущие кардиохирурги мира связывают с использованием факторов



Лазерное рассечение мышцы крысы и саркомы

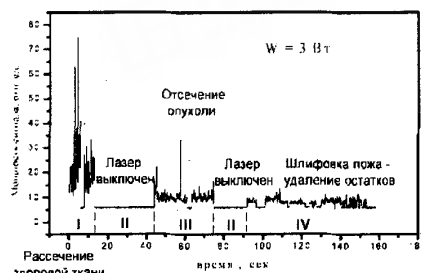


Лазерное испарение кисти ноги человека



Лазерное рассечение мышцы со злокачественным образованием

(совместно с Московским научно-исследовательским онкологическим институтом им. П.А.Герцена)



Стадии лазерного воздействия при удалении доброкачественной опухоли

(совместно с Государственным научным центром лазерной медицины, Москва)

Рис. 12 Клинические испытания "ИМС Ланцет"



Рис. 13 Медицинская интеллектуальная установка "Перфоратор" (прием ка новой версии установки)

роста и стволовых клеток в комбинации с методом ТМЛР.

Лазерная установка “Перфокор” была создана на базе разработанного в ИПЛИТ РАН волноводного одномодового CO_2 -лазера киловаттного уровня мощности. Для выяснения механизмов создания глубоких каналов мощным импульсом CO_2 -лазера были проведены экспериментальные и теоретические исследования на подобных по ряду свойств миокарду объектах: оргстекло, вода, биоткани “in vitro”. Исходя из полученных данных, были определены параметры излучения для эффективной перфорации миокарда. Были проведены исследования по определению оптимального времени воздействия лазерного импульса на сердечную мышцу, связанного с ЭКГ пациента. Разработаны две методики определения времени прохождения границы мышца-кровь: опто — акустическая диагностика и доплеровская диагностика обратного рассеянного из зоны абляции излучения, которые позволят избежать вредных последствий для пациента, связанных с попаданием части энергии лазерного излучения в кровь. Для реализации определенных временных требований была разработана система управления для лазерной установки “Перфокор” с необходимым программным обеспечением^[17–22].

Лазерная установка “Перфокор” не имеет аналогов в России и Европе, а по своим техническим характеристикам превосходит подобную американскую установку “Heart Laser”, единственную выпускаемую на западе, и продаваемую по цене, в пять раз превышающей стоимость нашей системы.

Система “Перфокор” прошла клинические испытания в Центре сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева. Получен сертификат Минздрава России на серийный выпуск и применение в клинической практике.

Новое поколение диагностических систем для хирургии и офтальмологии

Цифровая фундус-камера с адаптивной оптической системой и aberрометром реального времени

При диагностике патологий сетчатки человеческого глаза в большинстве случаев получить изображения сетчатки с пространственным разрешением, ограниченным дифракцией на зрачке глаза, не удастся. Известно, что глаз человека, не имеющий выраженных патологий рефракции, может считаться приближенно дифракционно-ограниченным только при малом диаметре зрачка 2–2.5 мм. При больших диаметрах пространственное разрешение ограничено случайными аберрациями. Эти аберрации вносятся роговицей, хрусталиком и стекловидным телом и приводят к необходимости ограничения диаметра входного зрачка приборов до 2 мм для исследования глазного дна (фундус-камер).

В результате многолетнего цикла фундаментальных исследований в области адаптивной оптики и информатики в ИПЛИТ РАН совместно с Московским государственным университетом им. — М. В. Ломоносова была создана оптическая система, позволяющая компенсировать аберрации глаза и получить изображения сетчатки с высоким разрешением (до 1 мкм), а также одновременно произвести оптометрические измерения с точностью 0.02 мкм (см. рис. 14).

Оптическая система была создана на основе стандартной фундус-камеры (КФГ-2), в конструкцию которой был внесен ряд изменений (КФГ-2 выпускается серийно Загорским оптико-механическим заводом); блока адаптивной системы, состоящего из динамического датчика волнового фронта Шака-Гартмана и модального биморфного корректора; цифровой высокоразрешающей камеры аберрации глаза, а цифровая высокоразрешающая камера регистрирует изображения сетчатки.

Получение высококачественного изображения глазного дна в широком поле зрения (15°), компактность

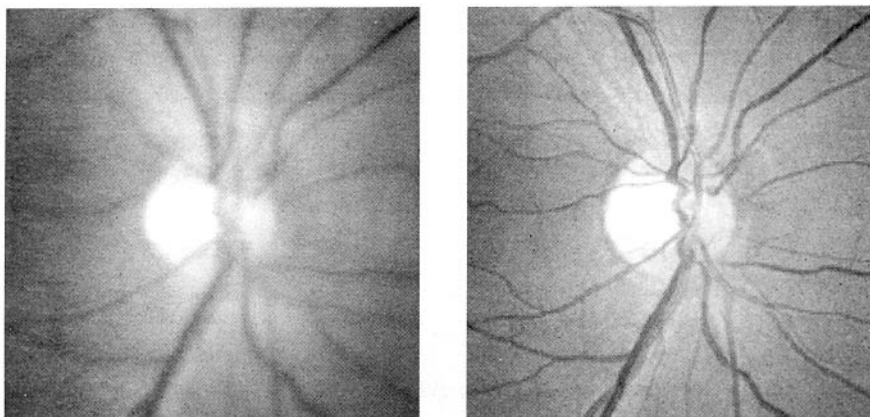


Рис. 14 Изображения сетчатки глаза

а) до компенсации; б) после компенсации аберрации

системы и относительная простота управления дают основание для ее широкого применения в клинической практике для точного подбора контактных линз, изучения патологий рефракции, планирования операций лазерной коррекции. По мнению ряда экспертов, система может применяться в биометрии для идентификации личности по “картинке” сетчатки в целях безопасности или борьбы с терроризмом. Система проходит клинические испытания в НИИ глазных болезней РАМН и МНТК “Микрохирургии глаза” имени академика С. Н. Фёдорова. Разработка удостоена первой премии НАТО в области науки за 2003 г. (программа “Наука во имя мира”)^[23–26].

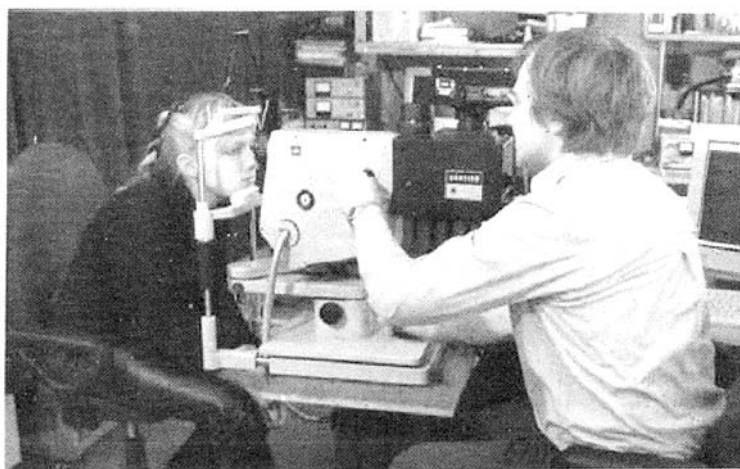


Рис. 15 Цифровая фундус-камера с адаптивной оптической системой и абберрометром реального времени

Заключение

Была разработана технология дистанционного создания моделей по любому типу входных данных (передаваемых по сетям Internet) методом лазерной стереолитографии и селективного лазерного спекания для промышленности и медицины. Создана оригинальная серия лазерных установок для быстрого

прототипирования, программное обеспечение и фотополимеризующиеся композиции (включая биосовместимые).

Созданы интеллектуальные медицинские системы, которые прошли успешные клинические испытания и внедряются в медицину для кардио- и онкохирургии.

Была создана адаптивная система для получения высококачественного изображения глазного дна в широком поле зрения. Успешные клинические испытания такой системы проходят в России и США.

Литература

- [1] Панченко В. Я., Якунин В. П., Марков М. М. Способ отверждения фотополимеризующейся композиции на основе акрилового олигомера путем инициирования полимеризации в установках радиационного отверждения покрытий. Патент на изобретение N 2148060. — 08.12.1997.
- [2] А. В. Евсеев, А. Н. Никитин. Моделирование процесса пленкообразования при полимеризации олигомеров импульсным лазерным излучением//Известия РАН. Сер. физ. —1993. —Т. 57, N 12. —С. 132—140.
- [3] Лазерно—компьютерные технологии создания деталей сложной формы. Материалы II Всероссийского семинара “Лазерно—компьютерные технологии создания деталей сложной формы”/Под ред. В. Я. Панченко//Оптическая техника. —1998. —N 1(13).
- [4] А. Н. Антонов, А. В. Евсеев, С. В. Камаев, В. Я. Панченко и др. Лазерная стереолитография — технология послойного изготовления трехмерных объектов из жидких фотополимеризующихся композиций // Оптическая техника. —1998. —N 1(13). —С. 5—13.
- [5] С. С. Абрамов, Н. И. Болдырев, А. В. Евсеев, Е. В. Коцюба, М. М. Новиков, В. Я. Панченко, Н. М. Семешин. Изготовление пластиковых копий трехмерных объектов по томографическим данным // Оптическая техника. —1998. —N 1(13). —С. 45—49.
- [6] А. В. Евсеев, С. В. Камаев, Е. В. Коцюба, М. А. Марков, М. М. Новиков, В. Я. Панченко и др. Изготовление физических моделей методом стереолитографии //Автоматизация проектирования. —1999. —N 2 (12). —С. 8—14.
- [7] Paul S. D Urso, Timothy M. Barker, W. Jonn Earwaker, Lain J. Bruce, R. Leigh Atkinson, Michael W. Lani-gan, John F. Arvier, David J. Effenev. Stereolithographic biomodelling in cranio—maxillofacial surgery: a prospective trial//Journal of Cranio—Maxillofacial Surgery. —1999. —27. —PP. 30—37.
- [8] A. V. Evseev, V. Ya. Panchenko, Laser stereolithography for medical application, in International Conference “Advanced Laser Technologies” 99’, Vladimir I. Pystovoy, Vitali I. Kono, Editors //Proc. SPIE. —2000. —Vol. 4070. —PP. 401—410.
- [9] A. Kravtchouk, A. Potapov, V. Kornienko, S. Egorkin, V. Panchenko, A. Evseev, V. Stuchilov. Computed modelling in reconstructive surgery for posttraumatic skull vault bone defects//6th EMN Congress, Moscow, Russia, 2001. P 103.
- [10] В. Я. Панченко. Новые лазерно — информационные технологии в хирургии. Часть 1: Лазерная стереолитография//Информационные технологии и вычислительные системы. 2001. N 1.
- [11] Современные лазерно—информационные и лазерные технологии. Сборник трудов ИПЛИТ РАН/Под ред. В. Я. Панченко, В. С. Голубева. —М.: Интерконтакт Наука, 2005. —304 с.
- [12] E. N. Antonov, V. N. Bagratashvili, V. K. Popov, et al. Advanced Materials. —2005. V. 1, —PP. 327—330.
- [13] V. A. Ul’yanov, V. M. Gordienko, A. K. Dmitriev, V. N. Kortunov, V. Ya. Panchenko, Yu. Ya. Putivskii, Ya. A. Phischyuk. Determination of biotissue type in the course of CO₂ laser ablation using backscattered radiation// Proc. SPIE “Laser—Tissue Interaction, Tissue Optics and Laser Welding III”. 1997. Vol. 3195. P. 88—93.
- [14] В. А. Ульянов, В. М. Гордиенко, А. К. Дмитриев, В. Н. Кортунов, В. Я. Панченко, Ю. Я. Путивский. Доплеровская диагностика процесса лазерной абляции биологических тканей//Изв. РАН. Сер. Физическая. —1999. —Т. 63, No. 10. С. 2066—2071.
- [15] В. В. Васильцов, В. М. Гордиенко, А. К. Дмитриев, А. Н. Коновалов, В. Н. Кортунов, В. Я. Панченко, В.

- А. Ульянов. Диагностика процесса лазерной перфорации биотканей методом автодинного детектирования обратно рассеянного излучения//Квантовая электроника. 2002. Т. 32, No. 10. С. 891—896.
- [16] А. К. Дмитриев, Г. А. Варев, А. В. Гейниц, А. Н. Коновалов, В. Н. Кортунов, В. Ф. Майборода, В. Я. Панченко, В. А. Ульянов. Интеллектуальная лазерная хирургическая установка серии "Ланцет"//Успехи современного естествознания. 2004. Т. 1, No. 6. С. 95—96.
- [17] В. В. Васильцов, Е. В. Зеленев, Е. А. Курушин и др. Технологический одномодовый CO₂-лазер, возбуждаемый разрядом переменного тока, с мощностью излучения 500 Вт//Известия РАН. Сер. физ. 1993. Т. 57, N 12. С. 123—126.
- [18] V. M. Gordienko, A. K. Dmitriev, A. N. Konovalov, N. N. Kurochkin, Yu. Ya. Putivskii, V. Ya. Panchenko, V. A. Ul'yanov. Autodyne effect in the presence of laser-induced hydrodynamic flows and its use in identification of the type of biotissue in the course of its destruction//Quantum Electronics. 1996. V. 26, P. 846—847.
- [19] V. S. Golubev, V. D. Dubrov, E. N. Egorov, V. Ya. Panchenko, A. M. Zabelin. High-power waveguide CO₂ laser for formation of deer channels in biological tissue//Proc. of SPIE. — 1998. Vol. 3264. P. 145—154.
- [20] I. I. Berishvili, I. A. Bockeria, E. N. Egorov, V. S. Golubev, M. G. Galushkin, A. A. Kheliminsky, V. Ya. Panchenko, A. P. Roshin, I. Yu. Sigaev et al. Diffusion-cooled highpower single-mode waveguide CO₂ laser for transmyocardial revascularization; in 6th International Conference on Industrial Lasers and Laser Applications '98/Vladislav Ya. Panchenko, Vladimir S. Golubev, Editors//Proc. of SPIE. 1998. Vol. 3688. P. 87—93.
- [21] Л. А. Бокерия, И. И. Беришвили. Отчет Научного центра сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева. — 1999.
- [22] В. Я. Панченко. Новые лазерно-информационные технологии в хирургии. Часть 2: Трансмиокардиальная лазерная ревааскуляризация миокарда//Информационные технологии и вычислительные системы. 2002. N 2.
- [23] A. V. Larichev, N. A. Laikova, V. I. Shmalhausen. Proc. II Intern Workshop on Adaptive Optics for Industry and Medicine : Durham, England. 1999. P. 272.
- [24] А. В. Ларичев, П. В. Иванов, Н. Г. Ирошников, В. И. Шмальгаузен. Квантовая электроника. 2001. 31.
- [25] A. Larichev, N. Irochnikov, P. Ivanov, A. Kudryashov. Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng. — 2001. — 4251, 102.
- [26] А. В. Ларичев, П. В. Иванов, Н. Г. Ирошников, В. И. Шмальгаузен, Л. Д. Оттен. Адаптивная система для регистрации изображения глазного дна//Квантовая электроника. 2002. 32 (10). С. 902—908.