

В. Чудновский (chudnovsky@poi.dvo.ru), В. Буланов, В. Юсупов,
Тихоокеанский океанологический институт им. В.И. Ильичёва ДВО РАН, Владивосток,
Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Троицк

ЛАЗЕРНОЕ ИНДУЦИРОВАНИЕ АКУСТОГИДРОДИНАМИЧЕСКИХ ЭФФЕКТОВ В ХИРУРГИИ

В биологических тканях, насыщенных водой, при термическом контакте с лазерным излучением генерируются интенсивные акустогидродинамические процессы. Этот эффект был обнаружен при лазерном пункционном лечении грыжевых дисков и остеомиелита. Его сложная индуцированная акустогидромеханика оказывает глубокое воздействие на ткань. Пока этот эффект в контактной лазерной хирургии не учитывается.

Применение оптоволокну как инструмента при проведении лазерных контактных оперативных вмешательств позволило реализовать идею об атравматичном пункционном лечении. Это актуально для таких распространённых заболеваний опорно-двигательного аппарата, как остеохондроз и остеомиелит [1–3]. Раньше, для устранения дискогенной компрессии спинномозговых корешков при остеохондрозе использовали тотальную лазерную абляцию пульпозного ядра межпозвоночных дисков (МД) – лазерную нуклеотомию [1–4]. Для этого применяли мощное излучение Nd-YAG-лазера ($\lambda=1,06$ мкм), которое практически не поглощается водой и выходит за пределы МД. Результатом становились тяжёлые осложнения, связанные с ожогами окружающих тканей. А тотальное разрушение межпозвоночного диска само по себе сопровождается тяжёлыми осложнениями в будущем. Эти обстоятельства подтолкнули нас к поиску новых лазерных технологий.

В работах [5, 6] для пункционного устранения дискогенной компрессии предложено использовать полупроводниковый лазер умеренной мощности – 3–5 Вт с длиной волны излучения 0,97 мкм. Его излучение приблизительно в 4 раза сильнее, чем излучение Nd-YAG-лазера, поглощается водой и, учитывая невысокую мощность, практически не выходит за пределы МД. Поэтому исключает какие-либо ожоги в окрес-

тности межпозвоночного диска. В основе данной технологии лечения грыж МД лежит отказ от общепринятой идеологии лечения, связанной с проведением нуклеотомии. Вместо тотальной абляции пульпозного ядра в МД происходит поликанальная декомпрессия. В процессе контактного лазерования дистальным, «чёрным» участком оптоволокну формируются многочисленные разнонаправленные каналы. Лазирование производится с использованием умеренного механического давления на ось световода. По мере формирования каналов в диск периодически через пункционную иглу вводится физиологический раствор (0,9%-ный водный раствор NaCl). В результате проводимых таким образом манипуляций ткань диска теряет менее 2–4% своей массы (минус ткань), и диск остаётся сохранным более чем на 96–98%. Метод получил название пункционной поликанальной лазерной декомпрессии МД (ППЛДД), а усовершенствованный вариант – метод лазерного интервенционного воздействия при остеохондрозе [5].

Установлено, что в результате таких манипуляций происходит резкое снижение плотности (на 20–50%) грыжевого выпячивания. Это видно на компьютерно-томографических (КТ) изображениях («эффект Суляндзиги») [6]. Анализ множества КТ-изображений позволил установить, что снижение плотности

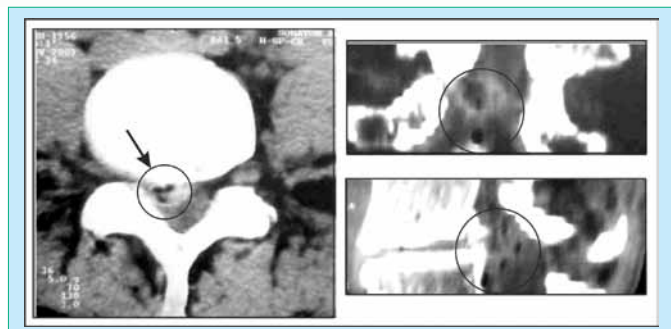


Рис.1 Дробление грыжи на отдельные фрагменты за счёт образовавшихся полостей

грыжевого выпячивания связано с кавернизацией грыжи, превращением ткани, по сути, в мягкую губку, за счёт чего устраняется диско-радикулярный и диско-васкулярный конфликт* (рис.1).

Появление в области грыжевого выпячивания множества различных по объёму и конфигурации полостей (рис.1) нельзя объяснить исключительно термооблацией грыжи. Эффект наблюдается не только тогда, когда разогретый дистальный конец лазерного оптоволокна находится непосредственно в зоне грыжевого выпячивания, но и когда манипуляции проводятся в центре диска на достаточно большом расстоянии от грыжи.

В связи с этим возникла гипотеза о лазероиндуцированной акустогидродинамической природе “эффекта Суляндзиги”** – образование каверн в грыже в результате действия большой совокупности акустогидродинамических эффектов, обусловленных быстрым, взрывным вскипанием жидкости вблизи разогретого торца лазерного волоконного инструмента и колебаниями плотности парогазоводяной смеси в МД [5]. Мы также полагаем, что лазероиндуцированные акустогидродинамические эффекты приводят к эффективной санации полости костномозгового канала. Это позволяет успешно лечить острый и хронический остеомиелит методом лазерной остеоперфорации [3].

С целью проверки данной гипотезы был проведен эксперимент по изучению акустических шумов, возникающих в межпозвоночном диске и костномозговом канале под действием лазерного излучения. Опыты проводили непосредственно во время проведения хирургических манипуляций *in vivo* и на отдельных дисках *in vitro*, а также на костях животных.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Манипуляции *in vivo* и *in vitro* осуществлялись подобным образом, проводились с перерывами и в целом длились 7 минут.

*Диско-радикулярный и диско-васкулярный конфликт – конфликт (соприкосновение, сдавливание) грыжи и чувствительного (нервного) корешка и конфликт грыжи с сосудистым руслом (артерии, вены, капилляры и т.п.).

**Эффект Суляндзиги – эффект резкого снижения плотности грыжи в результате лазерного воздействия.

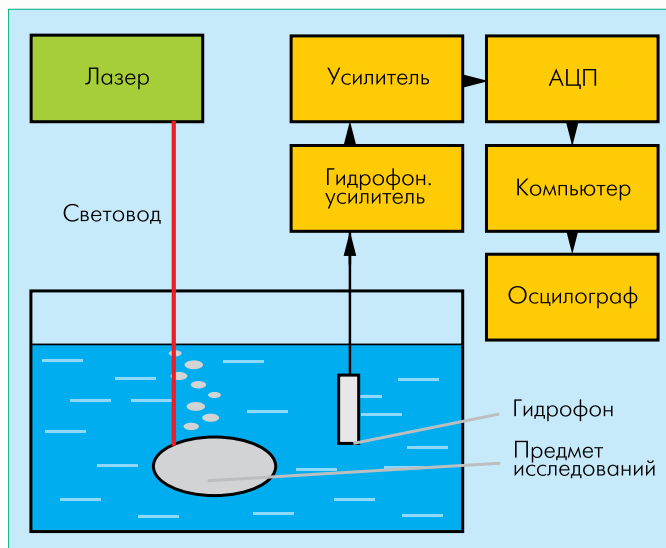


Рис.2 Схема установки для регистрации акустических шумов

Лазерное излучение с длиной волны 0,97 мкм и мощностью 3–5 Вт подавалось несколько раз. Совокупное время работы лазерной установки составило приблизительно 5 минут. По мере манипуляций в диск в объёме 1 мл 4-кратно вводился водный раствор 0,9% NaCl.

Во всех экспериментах использовался полупроводнико-



вый лазерный скальпель «ЛАЗОН-10П» производства ИРЭ ПОЛЮС (г. Фрязино Московской обл.). Измерения акустических шумов при выполнении манипуляций *in vivo* проводились с помощью специализированного микрофона с частотной полосой 0–2000 Гц и регистратора на базе ПК.

В экспериментах *in vitro* в качестве волоконного инструмента использовали кварцевые световоды с внешним диаметром 400 мкм и 640 мкм и диаметром кварцевой жилы 300 мкм и 400 мкм, соответственно. Для проведения акустических измерений собрали установку (рис.2).

Объект исследований – поясничнодвигательный сегмент (ПДС). Его помещали в бассейн размером 40×40 см², заполненный водой. Для регистрации акустических сигналов использовали гидрофон 8100 фирмы «Брюль и Кьер» (Дания) с полосой 0–200 кГц, помещенный в воду на расстоянии 1 см от объекта, гидрофонный усилитель (предусилитель) 2650 фирмы «Брюль и Кьер», широкополосный усилитель У7-6, осциллограф Voltcraft 662 и АЦП L-card тип 873, соединенный с компьютером.

Акустические сигналы, генерируемые МД в низкочастотной области спектра, дополнительно исследовали на другой установке (рис.3). ПДС жёстко крепили к пьезоэлектрическому датчику диаметром 65 мм, толщиной 2 мм и чувствительностью 34 мкВ/Па двумя проволочными держателями. Сигнал с датчика поступал на усилитель постоянного тока У5-10 с коэффициентом усиления 1–10000 и рабочей полосой частот 0–60 кГц. Использовали 12-разрядную плату ввода L-Card 783 с быстродействием 3 МГц.

В экспериментах на берцовой кости животного (рис. 4) объект помещали в бассейн с водой, а для регистрации акустических шумов использовали схему, изображенную на рис.2. Мощность лазерного излучения – 5 Вт.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 5, 6 приведены спектрограммы (а), спектры (б) и записи акустических сигналов (в), полученные при проведении пункционной лазерной манипуляции по методике ППЛДД у пациента непосредственно в операционной *in vivo* (рис.5) и в случае, когда исследования проводились на МД в составе

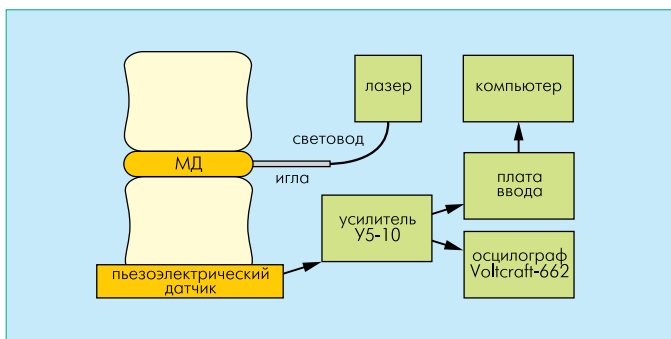


Рис.3 Схема установки для регистрации низкочастотных акустических сигналов, возбуждаемых в МД под действием непрерывного лазерного излучения

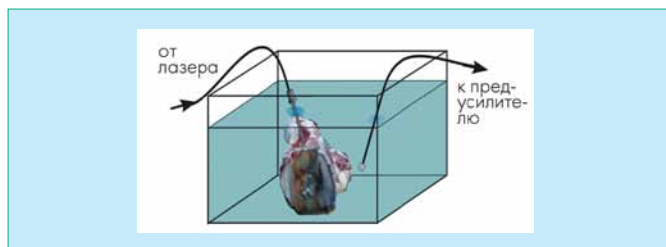


Рис.4 Проведение эксперимента по регистрации лазероиндуцированных акустических сигналов в модели остеомиелита

отдельного ПДС *in vitro* (рис.6) при мощности лазерного излучения 3 Вт и $\lambda=0,97$ мкм.

Видно, что формируется сложный акустический сигнал (рис.5в, 6в). Сигнал имеет вид коротких, интенсивных и спектрально широких акустических колебаний длительностью почти 3 мс, объединенных в серию импульсов. Длительность импульсов, полученных *in vivo* составляла 2–3 с, а в случае, когда сигнал регистрировался в отдельном ПДС (*in vitro*), 0,1–0,5 с. Импульсы чередуются квазипериодически с частотой различной в различных фазах манипуляции и лежащей в диапазоне 1–10 Гц. Это определяет низкочастотную составляющую генерируемого акустического сигнала. В этих отдельных импульсах сосредоточена основная акустическая энергия. Широкий спектр генерируемых акустических колебаний и малая длительность (3 мс) указывают на то, что импульсы составлены из колебаний ударного типа. Удары чередуются квазипериодически с частотой в полосе 80–150 Гц. В высокочастотной области акустический шум имеет широкие спектральные максимумы в интервалах частот 600–700 Гц, 1–2 кГц и 10 кГц. Их появление связано с динамикой парогазовой водяной смеси.

В дегенеративно изменённом диске низкочастотные колебания частотой 4 Гц легко обнаружить визуально по мощным колебаниям пункционной иглы, введенной в диск. При этом в нем регистрируют периодический рост квазистатического давления до значений 5–10 кПа, модулированного колебаниями с частотой порядка 100 Гц и амплитудой 0,1 – 0,3 кПа.

Таким образом, экспериментально обнаружено, что внутри МД одновременно генерируются мощные низкочастотные импульсы с частотой порядка единиц герцев и колебания ударного типа с частотами в полосе 80 –150 Гц.

МОДЕЛЬ ОСТЕОМИЕЛИТА

На рис.7 приведены спектрограммы (а), спектры (б) и запись акустического сигнала (в), полученного при проведении эксперимента с берцовой костью быка. Из рисунка видно, что в акустическом сигнале можно выделить фазы активной генерации интенсивных акустических импульсов и фазы «затишья». В фазе активной генерации импульсы составлены из отдельных широкополосных акустических колебаний ударного типа, а в фазе «затишья» сигнал распадается на отдельные

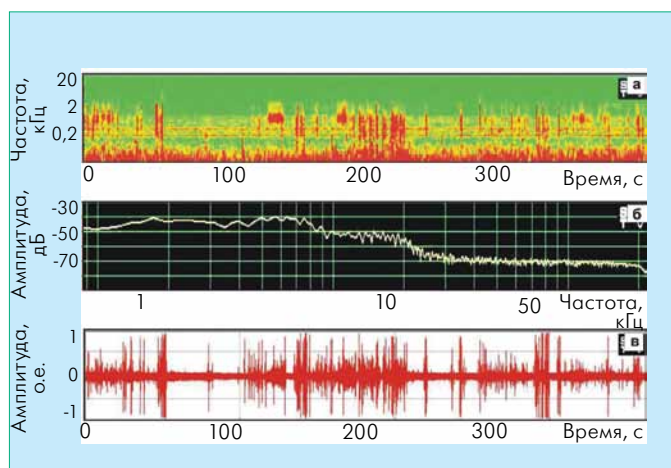


Рис. 5 Спектрограмма (а) и спектр (б) акустического сигнала (в), полученного при проведении лазерной манипуляции по методике ППЛДД непосредственно в операционной (мощность лазерного излучения 3 Вт)

широкополосные акустические колебания, спорадически и относительно редко возникающие во времени в период между чередующимися мощными акустическими импульсами. В активной фазе акустический сигнал, генерируемый в костномозговом канале под действием непрерывного лазерного излучения средней мощности 5 Вт, представляет собой «пачки» интенсивных акустических колебаний – импульсов длительностью 0,1–0,5 с, квазипериодически распределённых во времени. Спектрограммы показывают, что эти акустические колебания, аналогично ситуации с МД, имеют широкий спектр и малую длительность (3 мс), т.е. являются колебаниями ударного типа.

Частота следования ударных импульсов зависит от фазы регистрируемого сигнала. В фазе активной генерации акустических импульсов частота ударов распределена в диапазоне 150–200 Гц. В промежутках между периодами активной генерации, или в фазе «затишья», частота колебаний ударного типа варьируется в диапазоне 40–50 Гц и менее. Исследования показали, что здесь в спектре сигнала также доминируют частоты с максимумом 700 Гц и две перекрывающихся полосы с максимумами 1,3 кГц и 1,8 кГц. В высокочастотной области спектра акустического сигнала в фазе «затишья» доминируют частоты с максимумами в полосе 600–800 Гц, 1,7 кГц и 2,4 кГц. Их появление связано с динамикой паровых и парогазовых пузырьков. Переход генерируемого сигнала от фазы «затишья» к фазе активной генерации акустических импульсов характеризуется возбуждением отдельных интенсивных колебаний. Они имеют длительность 5 мс, частоту 600–3000 Гц. Далее генерируются мощные акустические импульсы длительностью 50–80 мс, составленные из акустических колебаний с широким спектром в диапазоне 0,5 Гц – 5 кГц и длительностью 5 мс. Импульсы следуют квазипериодически с частотой 15 Гц.

*Резонанс Гельмгольца – резонанс, для возникновения которого необходимо, чтобы резонатор имел форму бутылки.

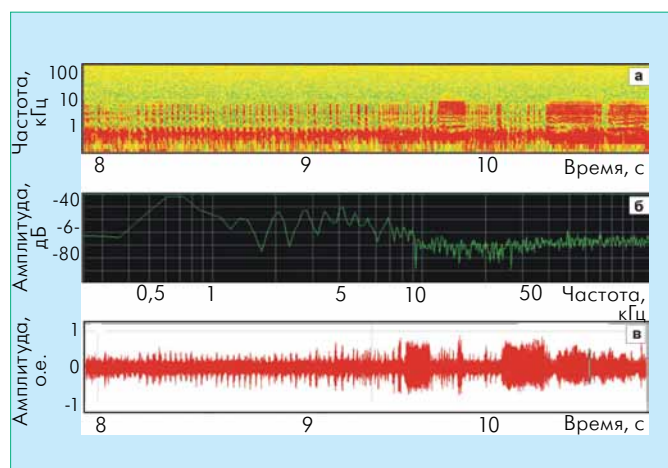


Рис. 6 Спектрограмма (а) и спектр (б) фрагмента акустического сигнала (в), генерируемого в ПДС при продвижении волокна по МД (мощность лазерного излучения 3 Вт)

Таким образом, генерации мощных акустических импульсов предшествует появление отдельных интенсивных широкополосных колебаний в диапазоне частот, характерных для возбуждения паровых пузырьков в режиме взрывного кипения. Далее эти первичные импульсы «задают» всю систему, таковой является кость с объёмным костным каналом в качестве добротного резонатора. Система начинает генерировать интенсивные, спектрально широкие акустические сигналы. Причём, по ходу развития сигнала, система постоянно «под-



страивается» под собственные резонансные частоты, которые по мере проведения манипуляции изменяются.

В отдельных случаях наблюдался акустический сигнал, частота которого периодически изменялась во времени в область более низких частот. При этом, как оказалось, перекачка энергии из области 3,5 кГц в область 1,7 кГц предшествует генерации импульсов. Их возбуждение в диапазоне частот менее 400 Гц, возможно, свидетельствует о возникновении резонанса Гельмгольца*. Время снижения частоты и время длительности последующего импульса, в спектре которого возникают колебания с частотами менее 400 Гц, приблизительно одинаковы, и составляют около 0,1 с. Полный цикл, включающий период преобразования частоты и возбуждение низких частот, повторяется с частотой приблизительно 5 Гц.

Таким образом, под действием непрерывного лазерного излучения с длиной волны 0,97 мкм и мощностью 5 Вт в говяжьей берцовой кости формируются мощные акустические импульсы, которые в фазе активной генерации следуют один за другим квазипериодически с частотой 15 Гц. Эти импульсы составлены из отдельных акустических колебаний ударного типа, следующих с частотой 150–200 Гц в фазе активной генерации и 40–50 Гц в фазе «покоя». Кроме этого в спектре акустического сигнала активны частоты в полосе 6–50 кГц.

В совокупности, действуя одновременно на всех частотах, генерируемый мощный, за счёт резонансного усиления, акустический сигнал будет эффективно санировать полости костного канала и стимулировать регенерацию костной ткани. В сравнении с акустическим сигналом, генерируемым в межпозвоночном диске, сигнал, возникающий в берцовой кости в активной фазе, более интенсивный, имеет в 1,5–2 раза большую частоту следования колебаний ударного типа и гораздо большую частоту следования импульсов (15 Гц).

Генерация звука возникает в результате контакта разогретого до высоких температур (700–10000°C) дистального участка лазерного оптоволокна с водой и водонасыщенной тканью МД и костномозгового канала. Такой контакт приводит к взрывному кипению водного раствора и горению коллагеносодержащей хрящевой ткани МД, а также жировой ткани костномозгового канала, которые наполняются парогазовыми пузырьками. Поскольку барьер экзотермической реакции для коллагена преодолевается уже при 185°C [7], в МД и костномозговом канале появляется дополнительный источник энергии. Оценки показывают, что дополнительная энергия при температуре рабочего участка оптоволокна 700–1000°C выделяется приблизительно за 10^{-5} – 10^{-4} с [8]. Это приводит к резкому уширению спектра генерируемого акустического сигнала (см. рис. 5, 6).

Исследуемые в данной работе лазероиндуцированные гидродинамические процессы в принципе отличаются от процессов генерации ударных волн, возбуждаемых в вод-

*Дерецепция – отключение нервных окончаний (чувствительности).

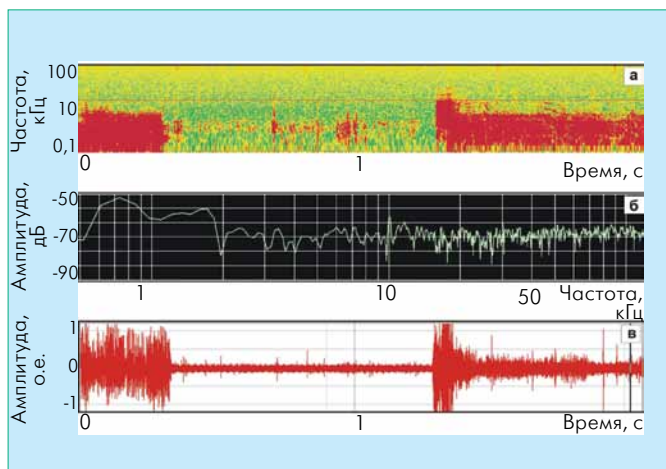


Рис.7 Акустический сигнал (в), полученный при продвижении оптоволокна вдоль костномозгового канала берцовой говяжьей кости, спектр (б) и спектрограмма этого сигнала (а) (мощность лазерного излучения 5 Вт)

ной среде под действием коротких и мощных импульсов лазерного излучения, используемых для целей лазерной литотрипсии уратов [9,10]. Процессы различаются не только формой лазерного излучения (импульсное и непрерывное излучение), но и механизмом генерации акустических колебаний. В случае импульсного возбуждения действующим началом является кавитация, вызванная схлопыванием пузырьков [10], тогда как в нашем случае большая роль помимо кавитации принадлежит газовым пузырькам, появляющимся вследствие сгорания ткани. Эти многочисленные пузырьки увеличивают сжимаемость среды, что приводит к резкому снижению в ней скорости звука и трансформации спектра акустического сигнала в низкочастотную область. В резонансных условиях в такой среде становится возможной генерация мощных низкочастотных механических колебаний [11].

Отметим, что дегенеративно изменённый диск с грыжей имеет форму резонатора Гельмгольца [11], в котором дефект фиброзного кольца является его горлом. Резонатор наполнен дегенеративно изменённой фиброзно-хрящевой тканью пульпозного ядра, смешанной с парогазовыми пузырьками, появившимися в результате сгорания водонасыщенной ткани диска. Нетрудно показать, что для характерных размеров поясничных дисков человека и с учётом снижения скорости звука в среде с пузырьками до значений, близких к скорости звука в воздухе, собственные частоты такого резонатора Гельмгольца будут располагаться в области около 100 Гц. Возможно по этой причине в наших экспериментах появляются акустические сигналы из данной частотной области. Помимо резонансных условий, импульсы на частотах вблизи 100 Гц снижают статическое трение между отдельными соприкасающимися фрагментами дегенеративно изменённой ткани пульпозного ядра (разжижают среду), что в условиях резонанса Гельмгольца и наличия мощных низкочастотных колебаний приводит к интенсивному перемешиванию и

перемещению, переносу сложного газо-фиброзно-хрящевого композита в пространство дефекта фиброзного кольца и грыжи. Таким образом, плотность грыжи резко снижается, грыжевое выпячивание становится подобным мягкой губке и, как следствие, снижается дискогенная компрессия спинномозговых корешков.

Отметим также, что для достижения положительного лечебного эффекта в лечении грыж МД, оптоволокну в диске необходимо продвигать. При остановке волокна достаточно быстро возникает эффект так называемого кризиса кипения [11], когда перед торцом световода ткань выгорает и образуется полость, наполненная газом, что уменьшает теплопередачу от торца оптоволокну к ткани МД. При этом все гидродинамические процессы останавливаются и лечение становится неэффективным. В клинической практике этот феномен почти всегда присутствует. Попытка лечить дискогенную компрессию на поясничном уровне методом лазерной дерцепции*, который применяется для купирования болевых синдромов на уровне шейного отдела позвоночника, не будет эффективной, поскольку для достижения дерцепции при лазерировании оптоволокну устанавливаются неподвижно [12]. Рассматриваемые акустомеханические ударные процессы разрушают грыжу и saniруют область костномозгового канала при остеомиелите. Помимо этого, они обеспечивают регенерацию хрящевой ткани [13].

Экспериментально показано, что в условиях контактного лазерирования МД по методикам [3–6] полупроводниковый лазер (мощностью 3–5 Вт и $\lambda=0,97$ мкм) в водонасыщенной ткани МД и костномозговом канале генерирует мощные акустогидродинамические возмущения ударного типа. Эти возмущения возникают вследствие контакта разогретого до высоких температур (700–1000°C) дистального участка лазерного оптоволокну с водой и водонасыщенной фиброзно-хрящевой тканью МД. Подобный контакт приводит к взрывному кипению водного раствора и горению коллаген содержащей хрящевой и жировой тканей. Горение, являясь дополнительным источником энергии, совместно с кипением воды приводит к появлению многочисленных парогазовых пузырьков. Они поднимают квазистатическое давление в диске до 5–10 кПа и более. В динамике рост давления промодулирован низкочастотными колебаниями с частотой 1–10 Гц и колебаниями ударного типа с частотой в диапазоне 80–150 Гц, амплитуда которых составляет 0,1–0,3 кПа. Предположительно низкочастотные колебания образуются в результате периодического сброса давления при выходе пара из зоны действия лазерного скальпеля. А колебания ударного типа возникают из-за резонансного возбуждения в МД и полости костномозгового канала трубчатых костей. Акустомеханическое возбуждение в резонансных услови-



ях приводит к перемешиванию и перемещению насыщенной газом дегенеративно изменённой ткани в пространстве дефекта. Это уменьшает плотность грыжевого выпячивания и тем самым снижает дискогенную компрессию спинномозговых корешков, а при остеомиелите saniруют полость костномозгового канала. Работы выполнены при поддержке гранта РФФИ 09-02-00714.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Ascher P.** Application of the laser in Neurosurgery.– Lasers Surg. Med. 1986. № 2.
2. **Еремеев Д.В., Козель А.И., Лифшиц Ф.И.** Боковой доступ при хирургическом лечении поясничного остеохондроза позвоночника высокоинтенсивным лазерным излучением. Тезисы НПК «Лазерные технологии в медицине».–Челябинск: ЧГИЛХ, 1998.
3. **Крочек И.В., Привалов В.А., Лаппа А.В., и др.** Лазерная остеоперфорация в лечении острого и хронического остеомиелита. Методические рекомендации.– Челябинск: ЧГМА, ЧГУ, 2004.
4. **Мусалатов Х.А., Аганесов А.Г.** Хирургическая реабилитация корешкового синдрома при остеохондрозе поясничного отдела позвоночника.– М.: Медицина, 1998.
5. **Чудновский В.М., Юсупов В.И.** Метод лазерного интервенционного воздействия при остеохондрозе.– Патент № 2321373 Заяв. №2006128700 пр-т 07.08.2006. Бюллетень № 10. 10.04.2008.
6. **Сандлер Б.И., Суляндзига Л.Н., Чудновский В.М. и др.** Перспективы лечения дискогенных компрессионных форм пояснично-крестцовых радикулитов с помощью пункционных неэндоскопических лазерных операций.– Владивосток: Дальнаука, 2004.
7. **Millward-Sadler SJ, Salter DM.** Integrin-dependent signal cascades in chondrocyte mechanotransduction.– Ann. Biomed. Eng., 2004. v. 32.
8. **Ларионов В.М., Зарипов Р.Г.** Автоколебания газа в установках с горением.– Казань: Изд-во КГТУ, 2003.
9. **Неворотин А.И.** Введение в лазерную хирургию. Уч. пособие. – СПб.: СпецЛит, 2000.
10. **Rink K, Delacretaz G., Salathe R. P.** Fragmentation process of current laser lithriptors.– Lasers Surg. Med, 1995, v 16.
11. **Накоряков В. Е., Покусаев Б. Г., Шрейбер И. Р.** Волновая динамика газо-и парожидкостных сред.– М.: Энергоатомиздат, 1990.
12. **Галин Ю.М., Клименко С.П., Толокевич В.А. и др.** Малоинвазивная хирургия методом ПЛДД в лечении диско-радикулярных синдромов поясничного остеохондроза. Медицинская физика и новейшие медицинские технологии.– Сб. трудов ВНТК.– Владивосток: ИМФ им. У.Х. Копвиллема. – 2005.
13. **Лазерная инженерия хрящей.** Под ред. В.Н. Баграшвили, Э.Н. Соболя, А.Б. Шехтера. – М.: ФИЗМАТ-ЛИТ, 2006.
14. **Lozan L. F., Pena-Rico M. A., Heredia A. et al.** Thermal analysis study of human bone.– J. of Materials Science. 2003. v. 38.



11-я МЕЖДУНАРОДНАЯ ВЫСТАВКА "МЕТАЛЛООБРАБОТКА-2010"

24 – 28 мая 2010 года в Москве в ЦВК «Экспоцентр» пройдет международная специализированная выставка оборудования, приборов и инструментов для металлообрабатывающей промышленности. Основные темы выставки: современные технологии обработки материалов, интеллектуальные станочные системы, развитие современного машиностроительного комплекса. На выставочной площадке развернут свои национальные экспозиции Россия, Германия, Испания, Италия, Китай, Корея, Словакия, Тайвань, Швейцария, Чехия. Ассоциация «Станкоинструмент» – организатор экспозиции отечественных станкостроительных заводов, готовит к показу достижения заводов: ОАО «КП» (завод «Красный пролетарий»), ОАО «Савеловский машиностроительный завод», ОАО «Саста», ОАО «Седин» (г. Краснодар), ОАО «Тяжпрессмаш» (г. Рязань), ОАО «Тяжмехпресс» (г. Воронеж), ОАО «Стерлитамакский станкостроительный завод», ОАО «Ивановский завод тяжелого станкостроения» и др. Свое участие в выставке также подтвердили известные компании-производители оборудования и торговые дома: AMADA, GALIKA, MAZAK, SANDVIK, TRUMPF, «Ирлен Инжиниринг», «Ирлен Рос», «Искар-СНГ», «Прайд Инжиниринг», «Росмарк», «СФТехнологии и Инжиниринг», «СФ-Индустрия», «Финвал-индастри».

Ожидается, что крупные компании и предприятия малого и среднего бизнеса из 30 стран представят около 600 экспонентов. Всего экспозиционная площадь займет 25000 кв.м. Официальную поддержку выставке оказывают Министерство промышленности и торговли РФ и Союз машиностроителей России. ТПП РФ и Правительство Москвы взяли организацию форума под свой патронат.

Лазерные технологии незаменимы во многих промышленных системах металлообработки. Специальные системы лазерной сварки, резки, раскроя, наплавки и наваривания слоев металла и других назначений будут представлены на выставке. Для посетителей подготовили специальные экспозиции: «Инструмент России»; «Наука, профильное образование и производство»; «Учебное оборудование». Запланировано проведение международного станкостроительного форума «Современные тенденции в технологиях и конструкциях металлообрабатывающих машин и механизмов». В рамках выставки пройдет конференция, посвященная 100-летию со дня рождения первооткрывателя метода электроэрозионной обработки материалов – академика Б.Р.Лазаренко. Деловая программа обещает быть интересной: кроме форума и конференции будут организованы семинар «Импортозамещение в металлообработке. Положительный опыт внедрения отечественного металлорежущего инструмента» и многочисленные встречи Президентов Национальных Станкостроительных Ассоциаций и специалистов.

Высокий уровень организации и проведения выставки подтверждают почетные знаки Всемирной ассоциации выставочной индустрии (UFI) и Российского Союза выставок и ярмарок (РСВЯ). Специально для участников выставки 30 марта 2010 года – бесплатный практический семинар «Эффективное участие в выставке «Металлообработка-2010». Его цель – повысить эффективность участия компаний в выставке. Дополнительная информация на www.metobr-expo.ru.

*Дирекции машиностроительных выставок,
ЦВК «ЭКСПОЦЕНТР»*



Лазерная ассоциация активно выступает с инициативой создания лазерных региональных центров по всей России. Цель проекта – активизация спроса на лазерную технику. Лазерный региональный Северо-Западный центр (ЛРСЗЦ) – часть сети региональных центров, создаваемых в рамках данного проекта. Если раньше промышленные предприятия России выпускали массовую продукцию, то сейчас – преимущественно мелкосерийную с большой номенклатурой. А в технологической цепочке производства любого изделия всегда имеет место холодная штамповка. В крупносерийном и массовом производстве эта технология оправдана, но штамповое оборудование в мелкосерийном производстве – очень затратная часть, и многие предприятия не могут его себе позволить. Кроме того, при использовании штамповки на подготовку уходят месяцы: надо изготовить штамп, довести его, потом опробовать. Лазерный раскрой в этом плане гораздо эффективнее. Но нужно понимать, что лазерный раскрой – не панацея от всех бед, есть и другие способы разделки материала, и каждая технология имеет свою нишу. Вторая по степени использования технология – лазерная маркировка. Далее – сварка, которая сейчас тоже стала более интенсивно использоваться на предприятиях. Автомобилестроение – вот пример отрасли, в которой вообще без нас нельзя. Поэтому перспективы развития этой технологии будут только увеличиваться. Вот почему сейчас важно влиться в этот процесс и подготовить к нему предприятия. Основная задача, которую решает ЛРСЗЦ – это оказание помощи предприятиям в освоении лазерной техники и технологии.



Руководители IPG Photonics Corporation во время посещения ЛРСЗЦ. Слева направо: С.Горный – представитель IPG в Северо-Западном регионе России, директор ООО «Лазерный центр» и зам.директора ЛРСЗЦ; В.Гапонцев – руководитель и создатель IPG; А.Игнатов – ген.директор ЗАО «ЛазерИнформСервис» и зам.директора ЛРСЗЦ; С.Смирнов – директор ЛРСЗЦ и ген.директор ООО «Лазертех»; А.Башевский – директор по развитию IPG

Специалисты центра предлагают полный комплекс услуг по внедрению в производство лазерного оборудования для металлообработки. Сначала это помощь в определении и решении задач, которые есть на предприятиях, с использованием лазерных технологий, проведении технической и экономической оценки заказа, помощь в выборе техники. ЛРСЗЦ имеет технологическое оборудование на базе волоконных генераторов мощностью от 10 Вт до 5 кВт и проводит их технологическую адаптацию к металлообработке в части резки. ООО «СП «Лазертех» принимает активное участие в тестировании волоконных лазеров в производственных условиях и создании на их основе технологических комплексов для обработки материалов.

Сейчас у нас в стране появилось оборудование, которое может послужить основой для создания базовых комплексов для обработки материалов, не уступающих по техническому уровню оборудованию, выпускаемому ведущими мировыми производителями в этой отрасли. Имея в виду проект Валентина Гапонцева по созданию лазерного кластера во Фрязино, можно уверенно говорить о том, что их оборудование серьезно потеснит конкурентов на рынке. По нашим прогнозам, продукция «ИРЭ-Полюс» займет не менее 50% на отечественном рынке металлообработки. 2 декабря 2009 года производство ООО «СП «Лазертех» посетил Президент «IPG Photonics Corporation» Гапонцев В.П. – основатель волоконно-лазерной индустрии. Целью визита стало знакомство с работами предприятия по применению волоконных лазеров для обработки материалов в условиях заготовительного производства. Сегодня промышленности необходимы быстродействующие простые в эксплуатации лазерные технологические комплексы (ЛТК) для обработки материалов. Есть все предпосылки для создания ЛТК на основе новых технических решений.

Одно из таких решений – использование волоконных лазеров группы IPG Photonics Corporation. Применение нового поколения лазеров позволяет существенно увеличить срок безотказной наработки комплекса, значительно упростить эксплуатацию и обслуживание в производственных условиях, снизить энергозатраты на обработку единицы продукции. Сам лазер менее требователен к условиям эксплуатации. Гостю была продемонстрирована работа ЛТК на базе 2-киловаттного волоконного лазера для резки листовых материалов и сварки, а также роботизированного ЛТК на базе 5-киловаттного волоконного лазера для трехмерной обработки (резки, сварки, термообработки, наплавки). В ходе визита достигнута договоренность о дальнейшем сотрудничестве.

Директор Лазерного регионального Северо-Западного центра С. Смирнов



Новые клеевые соединения

В научно-производственном центре ОАО «Красногорский завод им. С.А.Зверева» разработана программа моделирования физико-химических процессов при изготовлении высокоточных призматических модулей для оптических трактов оптико-электронных комплексов различного назначения. Имитационное моделирование явлений, лежащих в основе технологии создания прецизионной конструкции «стекло-металл», позволило получить оптические сборки с точностью позиционирования оптических элементов в пределах 1 угл.с, прочностью на разрыв в пределах 300 кгс/см², с высокой эксплуатационной надёжностью, а для металлокерамических сборок с точностью позиционирования до 5 угл. с и прочностью на разрыв в пределах 210 кгс/см². Совместно с предприятием ВИАМ (г. Москва) разработаны и внедрены перспективные клеевые соединения, оптические и механические характеристики которых приведены в таблицах 1 и 2 (прочность измерена после воздействия температур 60°C и –60°C по 6 ч.).

Таблица 1. Характеристики клеевых соединений при сдвиге

Марка клея	t интервал	ДВ нм/см	N/ΔN	Прочность при сдвиге, τ _B , кгс/см ²
ВКП-7	60°C (6 ч.)	15	1,0/0,7	121
	– 60°C (6 ч.)	15	1,0/0,7	
ВК-27	60°C (6 ч.)	110	1,0/1,0	210,6
	– 60°C (6 ч.)	110	1,0/1,0	
К-300-61 + КЛТ-30	60°C (6 ч.)	20	1,0/0,7	32,8
	– 60°C (6 ч.)	30	1,0/0,7	

Таблица 2. Характеристики клеевых соединений при равномерном отрыве

Марка клея	t интервал	ДВ нм/см	Прочность при равномерном отрыве, S _{от} , кгс/см ²
ВКП-7	60°C (6 ч.)	20	122,2
	– 60°C (6 ч.)	20	
ВК-27	60°C (6 ч.)	20	184,7
	– 60°C (6 ч.)	20	
К-300-61+ КЛТ-30	60°C (6 ч.)	20	26,9
	– 60°C (6 ч.)	20	

Сеник Б., д.т.н.; Бельский А., к.т.н.