ИНСТИТУТ ЛАЗЕРНЫХ И ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ РАН

Интеллектуальная лазерно-ультразвуковая структуроскопия

Исполнители работ: Карабутов А.А., Саватеева Е.В., Симонова В.А., Каптильный А.Г., Ивочкин А.Ю., Жаринов А.Н., Соломатин В.С.

За последние годы лазерно-ультразвуковой метод исследования структуры неоднородных сред нашел широкое применение в различных отраслях жизни и деятельности человека. К наиболее интересным достижениям сотрудников Института можно отнести:

- ✓ Исследования лазерно-индуцированных фазовых переходов на импедансной границе металлов.
- ✓ Оптимизация условий лазерной обработки поверхности металлов.
- ✓ Разработка оптико-акустических методов диагностики биологических сред и тканей.
- ✓ Разработка методов лазерной оптико-акустической и лазерно-ультразвуковой диагностики для исследования кожных покровов.
- ✓ Исследования лазерной оптико-акустической томографии биологических тканей
- ✓ Разработка комбинированной лазерно-ультразвуковой и оптико-акустической системы томографии мягких тканей
- ✓ Создание установки для лазерно-ультразвукового контроля композиционных материалов.
- ✓ Разработка лазерно-ультразвукового метода неразрушающего контроля.

Результаты, полученные при помощи лазерно-ультразвуковой структуроскопии, докладывались на международных конференциях, опубликованы в ведущих научных журналах.

В настоящее время данная методика активно внедряется в отраслевых институтах авиа-космической промышленности, идут работы по адаптации оптоакустических приборов медицинской диагностики к нуждам потребителей.



1 ИССЛЕДОВАНИЯ ЛАЗЕРНО-ИНДУЦИРОВАННЫХ ФАЗОВЫХ ПЕРЕХОДОВ НА ИМПЕДАНСНОЙ ГРАНИЦЕ МЕТАЛЛОВ. ОПТИМИЗАЦИИ УСЛОВИЙ ЛАЗЕРНОЙ ОБРАБОТКИ МЕТАЛЛОВ.

Исследование высокоэнергетических состояний и фазовых переходов первого рода индуцированных лазерным излучением представляет большой интерес как с точки зрения получения информации о поведении и свойствах вещества в широком диапазоне температур и давлений, так и для прикладных приложений, в том числе наноструктурирования поверхностей материалов и получения наночастиц, изготовление которых другими способами невозможно (карбиды, нитриды металлов).

Важной фундаментальной задачей является определение критических параметров металлов – экспериментальные данные имеются лишь для ртути и щелочных металлов. По теоретическим оценкам критические температуры и давления большинства металлов по порядку величины составляют 10^4 К и 10^4 атм соответственно, что делает невозможным их определение в статических условиях. Этот диапазон режимных параметров соответствует сильно вырожденным состояниям вещества, для которых экспериментальные данные, например по оптическим свойствам, практически отсутствуют.

Поглощение лазерного излучения металлом приводит к значительному нагреву и росту давления в его приповерхностном слое. В работе [1] для получения околокритических состояний металлов было предложно использовать лазерное облучение импедансной границы, в этом случае металл покрывается слоем прозрачного диэлектрика (например оптического стекла) акустический импеданс которого сравним с акустическим импедансом металла. Использование указанной методики позволяет более чем на два порядка повысить эффективность процесса генерации давления по сравнению со случаем облучения свободной поверхности [2]. При этом появляется возможность получения околокритических состояний металлов на установке настольного типа с энергией в импульсе ~ 1 Дж. Дополнительным преимуществом импедансной границы является предотвращение прозрачным диэлектриком процесса образования плазменного факела у поверхности металла, что дает возможность определения ее температуры по тепловому излучению.

Эффективность индуцирования высокого динамического уровня давления, а следовательно и достижения высокоэнергетических состояний вещества, при импульсном лазерном нагреве определяется соотношением скорости ввода энергии лазерного излучения и скоростью релаксации – разгрузки или сброса давления, которая определяется скоростью звука в среде, поглощающей излучение. Длительность лазерного импульса должна быть оптимизирована. Проведенные оценки, подтвержденные экспериментально, показывают, что наносекундный диапазон лазерного воздействия на металл является оптимальным, при этом, на установке настольного типа, легко реализуются сверхкритические состояния обрабатываемого материала с высоким уровнем термодинамических параметров: давления $P \sim 1$ ГПа и температур $T \sim 10^4$ К и выше. Использование более коротких – пикосекундных лазерных импульсов приводит к нарушению локального термодинамического равновесия, и в этом случае, понятия давления и температуры в их термодинамическом смысле становятся неприменимы. При длинных – миллисекундных импульсах процесс разгрузки становится определяющим, что не позволяет получить высокий уровень динамических давлений.

Для экспериментального исследования лазерно-индуцированных фазовых переходов на импедансной границе металла была создана экспериментальная установка (Рис. 1.1) позволяющая проводить одновременные измерения давления, температуры и отражательной способности поверхности металла с наносекундным временным разрешением.



В работе использовался импульсный Nd:YAG лазер (длительность импульса ~ 10 нс, энергия в импульсе ~ 1 Дж). В качестве тестовых металлов были использованы свинец и ртуть. Давление на поверхности металла определялось путем регистрации уходящей вглубь образца акустической волны при помощи пьезоприемника на основе ниобата лития. Падающее, отраженное лазерное излучение регистрировались кремниевыми PIN – диодами с временным разрешением не хуже 1 нс. По указанным данным определялась динамика изменения отражательной способности поверхности на длине волны лазерного излучения. Температура определялась при помощи оптического пирометра с наносекундным временным разрешением.

На Рис. 1.2 представлены результаты измерения давления на поверхности ртутной мишени (нормированные импульсы давления (а) и

абсолютные значения (б)). Теоретически показано [3], что при малых плотностях энергии падающего излучения импульс давления повторяет временную форму лазерного импульса. С увеличением плотности энергии наблюдается значительное уширение сигналов, связанное с началом фазового перехода на поверхности образца (кипение – в случае ртути и плавление в случае свинца). По данным о давлении и температуре (Рис. 1.3) на поверхности мишени была построена диаграмма лазерного нагрева ртути в координатах давлениетемпература (Рис. 1.4, кривые 4, 5). В ходе экспериментов, как в случае свинца, так и в случае ртути наблюдалось значительное падение отражательной способности поверхности – более чем в 5 раз относительно первоначального значения (Рис. 1.5).





Разработанная методика может быть использована для исследования оптимизации условий лазерной обработки металлов.

В окрестности критической точки вещество находится в «минимально возможном диспергированном» кластеризованном состоянии. при котором отдельные _ кластеры атомарные ассоциаты практически не взаимодействуют друг с другом, скорость звука стремится к нулю, растворимость сжимаемость, вешества огромны, значение изобарной и изохорной теплоемкостей практически неограниченны И Т.Д.

При резком сбросе давления ИЗ контролируемого высокоэнергетического состояния (около и сверхкритического) можно попасть в метастабильное состояние и заморозить тонкодисперсную структуру вещества, что позволяет получить наноразмерные структуры как на облучаемой поверхности, так и в виде коллоидного раствора наночастиц в случае использования В качестве конденсированной среды жидких диэлектриков [4].

Способом управляемого достижения метастабильного состояния является процедура сброса давления в волне разгрузки. Термализация энергии лазерного импульса сопровождается генерацией высокого уровня динамического давления в тонкой приповерхностной зоне поглощения закрытой слоем прозрачного диэлектрика.



B поверхностного случае характера поглощения (металлы) давление распространяется из области нагрева в виде двух мощных акустических (ударных) волн. Одна волна уходит в глубину обрабатываемого материала, другая – в слой диэлектрика – конденсированной закрывающей среды облучаемую поверхность. Эта волна при отражении от внешней поверхности диэлектрика меняет фазу на 180° и возвращается в зону нагрева в виде волны «отрицательного» давления - волны разгрузки. При этом амплитуда волны «отрицательного» определяется давления свойств соотношением физических поглощающего материала и диэлектрика, а время разгрузки определяется начала удвоенным временем пробега акустической волны по толщине слоя диэлектрика, т.е. процесс разгрузки определяется толщиной этого слоя диэлектрика и его физическими свойствами.

Управление процессом абляции определяется интенсивностью разгрузки и осуществляется подбором толщины и свойств закрывающего диэлектрика – конденсированной среды. В качестве этой прозрачной среды диэлектрика может использоваться жидкость, полимерная пленка и т.п. При резком сбросе давления в области нагрева, события развиваются по двум близким сценариям:

1) если термодинамические параметры тонкого разогретого приповерхностного слоя оказываются в метастабильной области - происходит фазовый взрыв,

2) если в области абсолютной термодинамической неустойчивости – спинодальный распад. Оба эти сценария и определяют абляцию, обеспечивающую получение наночастиц и наноструктурирование поверхностей с заданными параметрами.

Таким образом осуществляется контролируемый резкий сброс давления – перевод обрабатываемого вещества из одной точки его фазовой диаграммы в другую.

Упрочнение обрабатываемой поверхности при облучении импедансной границы вещества может происходить при пониженном уровне давлений и температур без абляции и фазовых переходов.

Выше было отмечено, что растворимость в веществе, находящемся в околокритическом состоянии практически неограниченна. Это явление можно использовать для управляемого легирования облучаемого тонкого приповерхностного слоя обрабатываемого вещества другими элементами, например углеродом – цементация, азотом - азотирование и т.д. Для этого может быть использован лазерный плазмотрон: импульсно-периодический лазер, работающий в режиме свободной генерации и газообразный или конденсированный диэлектрик, содержащий нужный легирующий элемент (например, пропан, толуол - углерод содержащие вещества, жидкий азот).

1 Карабутов А.А. и др. «Оптико-акустическое исследование плавления индия лазерным импульсом под закрытой поверхностью», *Квантовая* Электроника, **25** (8), 690 (1998).

2 Гусев В.Э., Карабутов А.А. Лазерная оптоакустика, М.: Наука, 1991, 304 с.

3 von Gutfeld R.J., Melcher R.L. « 20-MHz acoustic waves from pulsed thermoelastic expansions of constrained surfaces», Appl. Phys. Lett., **30**(6), 257 (1977). 4 Симакин А.В., Воронов В.В., Шафеев Г.А. «Образование наночастиц при лазерной абляции твердых тел в жидкостях», *Труды ИОФАН*, **60**, 8

2. ОПТИКО-АКУСТИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ БИООБЪЕКТОВ

Знание параметров поглощения света в кровесодержащих тканях актуально для лазерной медицины, интеллектуальных систем лазерной хирургии и т.д. Поэтому знание оптических параметров крови (таких как коэффициенты поглощения и рассеяния света на различных длинах волн лазерного излучения) становится критичным в таких областях лазерной медицины как оптическая томография, фотодинамическая терапия, лазерно-индуцированная термотерапия, терапия пигментированных образований и т.д.

Исследования коэффициента затухания света в образцах крови проводились методом лазерной оптико-акустической спектроскопии. Данный метод особенно перспективен для исследования сильно рассеивающих и поглощающих сред. Суть метода лазерной оптикоакустической спектроскопии основан на оптико-акустическом эффекте: лазерный импульс, поглощаясь в исследуемой среде, приводит к возбуждению акустических сигналов. Профиль возбуждаемых акустических сигналов определяется оптическими параметрами среды [1]. Регистрация профиля акустических сигналов при помощи широкополосного пьезо- приемника с высоким временным разрешением позволяет получить информацию об оптических свойствах исследуемой среды. Были проведены измерения коэффициента затухания света цельной (неразбавленной крови) для длин волн лазерного излучения 532, 757 и 1064 нм. Поскольку коэффициент затухания света в крови зависит от полного содержание гемоглобина и процента присоединенного к гемоглобину кислорода, то появляется возможность оценки этих параметров методом оптико-акустической спектроскопии.

В лазерной оптоакустической спектроскопии (ЛОАС) лазерные импульсы используются для возбуждения широкополосных акустических сигналов в исследуемой среде. Регистрации профиля возбуждаемых таким образом оптоакустических сигналов (ОА-сигналов) с высоким временным разрешением позволяет получать информацию об оптических свойствах исследуемой среды. Особенно перспективно применение ЛОАС для исследования сильно рассеивающих биотканей. По регистрируемому ОА-сигналу могут быть определены

коэффициент поглощения, затухания и приведенный коэффициент рассеяния света [1-4]. При использовании нескольких длин волн пробного излучения, возможно получение спектров оптических коэффициентов. Основной схемой регистрации возбуждаемых ОА-сигналов, применяемой в ЛОАС, является регистрация в режиме «на просвет». При этом возбуждение ОА-сигналов и их регистрация проводятся на противоположных поверхностях среды. Многочисленные применения ЛОАС для исследования различных биообъектов можно найти в книгах [5,6].



Рис. 2.1 Схема лазерной оптико-акустической спектроскопии. 1 - лазер; 2 - делительная пластина; 3 – фотодиод; 4 –гомогенизатор; 5 - делительная пластина; 6 - измеритель плотности лазерной энергии; 7 - стеклянная поворотная призма; 8 – кювета с исследуемым раствором; 9 - оптико-акустическая ячейка; 10 – осциллограф.

В лазерной оптико-акустической спектроскопии лазерной излучение от ND:YAG лазера с модуляцией добротности 1 направляются на делительную пластину 2 и частично (~ 8%) отводятся на фотодиод 3. Сигнал с фотодиода используется для контроля формы лазерного импульса и синхронизации работы системы. Излучение, прошедшее пластину 2, далее проходит через гомогенизирующую пластину 4, которая используется для создания гладкого гауссовского поперечного распределения интенсивности в лазерном пятне. Далее часть излучения (~ 8%) отводится делительной пластиной 5 на измеритель энергии 6, снабженной калиброванной диафрагмой, что позволяет контролировать плотность энергии лазерного излучения в каждом импульсе. При помощи поворотной призмы 7 лазерное излучение направляется на кювету с исследуемым раствором 8. Возбуждаемый оптико-акустический сигнал регистрируется оптико-акустической ячейко 9. Электрический сигнал с оптико-акустической ячейки 9 подается на осциллограф 10. Далее полученный оптико-акустический

сигнал обрабатывается на персональном компьютере. Импульсное излучение ND-YAG лазера на трех различных длинах волн λ=1064 nm, 532 nm и 355 nm использовалось для исследования оптических коэффициентов крови. Пример одной из полученных зависимостей приведен на рис. 2.2. При помощи данной экспериментальной установки были получены следующие результаты:



гас. 2.2 забасалосно пертарованносо на нолнос содержание гемоглобина (С) коэффициента затухания света µ_{eff} от процентного содержания оксигенированного гемоглобина (HbO) на длине волны лазерного излучения 1064 нм. Точкиэкспериментальные данные, сплошная линия - линейная аппроксимация. Исследованы эффективности термо- оптического преобразования воды Γ и крови Γ_{крови}, которые были равны: Γ_{крови} = 0.073±0.002, Г=0.056±0.002 при температуре 22⁰C

- Исследованы распределения света в растворах крови. Продемонстрирован эффект концентрации света под поверхностью крови на длине волны пробного лазерного излучения 1064 нм и эффект концентрации света в тонком приповерхностном слое длине волны пробного излучения 532 нм.
- Получены кривые эффективного коэффициента затухания света в зависимости от процента оксигенированного гемоглобина на длинах волн лазерного излучения 532 нм, 757 нм, 1064 нм.
- Наблюдался процесс седиментации эритроцитов. Оценены скорости седиментации для различных образцов крови.
- 1. В.Э. Гусев, А.А. Карабутов Лазерная оптоакустика. М.:Наука. 1991. 304 с.
- 2. E.F. Carome, N.A. Clark, C.E. Moeller 'Generation of acoustic signals in liquids by ruby laser-induced thermal stress transient' // Appl.Phys.Lett, v.4, pp.95-97, 1964.
- 3. Л.В. Бурмистрова, А.А. Карабутов, А.И. Портнягин, О.В. Руденко, Е.Б. Черепецкая 'Метод передаточных функций в задачах термооптической генерации звука' // Акуст. Журн., т.24(5), с.663-665, 1978.
- 4. S.V. Egerev, A.A. Pashin 'Opto-acoustic diagnostics of micro inhomogeneous liquid media' // Acoust. Phys. v.39(1), pp.43-45, 1993
- 5. M.L. Wolbarsht Laser applications in medicine and biology. v.3. N.-Y.: Plemum Press. 1977, pp. 175-219.
- 6. V.V. Tuchin Handbook of Optical Biomedical Diagnostics. Bellingham:SPIE Press. 2002. 1100 c.

3. ОПТОАКУСТИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Все более широкое применение лазеров на благо здоровья человека стимулировало создание нового направления- лазерной биомедицины. Уникальные свойства лазерного излучения делают его незаменимым в таких методах как фотодинамическая терапия, лазерная хирургия и микрохирургия, оптическая томография. В качестве примеров приборов медицинской диагностики приведем исследования при помощи трех лазерных технологий- лазерной ультразвуковой, оптико-акустической диагностики биотканей и опто-акустической томографии. Все эти методы основаны на оптико-акустическом эффекте, который заключается в возбуждении акустических сигналов в среде под действием переменного светового излучения.

3.1 Оптико-акустический сканер для неинвазивного исследования кожных покровов



Лазерная оптоакустическая диагностика (ЛОАД) позволяет исследовать распределение интенсивности света в веществе, неоднородности поглощения света и тепловыделения в различных средах. Информация, доставляется возбуждаемыми которая лазерным излучением акустическими волнами, представляет собой информацию об оптических свойствах среды. В то же время информация об акустических свойствах бы лополнительный среды могла дать многопараметрический анализ структуры тканей. Данную задачу можно решить при помощи лазерной ультразвуковой диагностики.

(ЛУЗ) Лазерная ультразвуковая диагностика использует генерацию звука лазерным импульсом, поверхностном поглошаемым В тонком слое исследуемой среды или в специальном оптикогенераторе, акустическом расположенном на среды. При поверхности возбуждаемый ЭТОМ ультразвуковой импульс распространяется в среде и регистрируется либо прошедший, либо рассеянный ультразвуковой сигнал с высоким временным разрешением.

Рис. 3.1 Схема оптико-акустического сканера для неинвазивного исследования кожных покровов

Далее изложены результаты, полученные при помощи оптико-акустического сканера для неинвазивного исследования кожных покровов. Данный прибор является результатом объединения двух методов – лазерной оптико-акустической диагностики и лазерного ультразвука. Данный прибор применялся для исследования слоистых биологических тканей. Прибор представляет собой: ND:YAG лазер с модуляцией добротности; волоконно-оптический кабель; информационно-вычислительный комплекс. В качестве регистрирующего датчика можно подсоединить оптико-акустический преобразователь либо лазерно-ультразвуковой преобразователь, в зависимости от этого можно получить лазерно-ультразвуковое либо оптико-акустическое изображение. Схема прибора приведена на Рис. 3.1, а его фотография- на Рис. 3.2. Лазерно-ультразвуковое и оптико-акустическое изображение подповерхностных слоев кожи руки человека приведены на Рис. 3.3. Оптикоакустическое изображение (Рис.3.3б) представляет верхние 4.4 мм кожи человека in-vivo. Стрелками показаны кровеносные сосуды. Лазерно-ультразвуковое изображение того же участка кожи руки человека in-vivo приведено на Рис. 3.3а. Видно, что данный прибор дает дополнительную информацию об исследуемой ткани, при этом ультразвуковое изображение можно получить с высоким разрешением.



исследования кожных покровов

Рис. 3.3 В-скан кожи руки человека in-vivo. a) лазерно-ультразвуковое изображение; б)- оптико-акустическое изображение Стрелками показаны мелкие кровеносные сосуды.

3.2 Оптико-акустическая томография

Еще одним из направлений развития прибористики для медицинских приложений является оптико-акустическая томография (ОА томография). ОА томография является одним из перспективных направлений в диагностике биологических объектов.



Метод также основан на термооптическом эффекте: частицы среды поглощают импульсное лазерное излучение, что приводит к неравномерному И нестационарному нагреву и расширению среды и к излучению ультразвуковых импульсов. При длительности лазерного импульса, значительно меньшей времени распространения акустических волн в среде, профиль распределения лавления соответствует распределению поглощающих неоднородностей в среде. Возбужлаемые в среде акустические волны регистрируются пьезоприемниками (количество пьзоприемников может быть любым, но оптимальное значение лежит в 8-128). Сигналы лиапазоне с пьезоприемников поступают на систему сбора и обработки информации, а оттуда- на персональный компьютер.

Среди преимуществ ОА томографии можно выделить высокую контрастность получаемых изображений, определяемую различиями в коэффициенте поглощения света патологической и нормальной тканей, а также возможность обнаружения малых объектов на глубине нескольких сантиметров. Это возможно благодаря тому, что ультразвуковые волны низкого и среднего частотного диапазона испытывают относительно слабое затухание в мягких биологических тканях.

Важным элементом ОА томографии является система регистрации акустических сигналов. В последние годы одним из основных направлений развития ОА томографии является совершенствование систем регистрации сигналов с целью обнаружения как можно более мелких объектов. Восстановление изображения производится на основании сигналов, полученных с помощью многоэлементных антенн. Важным параметром, характеризующим полученное изображение, является его разрешение по трем направлениям. За последние 5 лет были

разработаны и протестированы различные варианты многоканальных пьезоприемников. На Рис.3.5 представлены модели существующих антенн.



После тестирования разработанных пьезоантенн был сделан важный вывод: для получения более полных данных и требуемых в медицине разрешений необходимо создавать многосегментные антенны, каждый сегмент которой состоит из нескольких элементов. Был разработан и создан прототип 64-канальной пьезоантенны, состоящей из восьми 8-канальных сегментов (Рис.3.7). Каждый из сегментов является независимым устройством, которое можно тестировать. Разработанная 8-канальная антенна, представленная на слайде, является тестируемым образцом одного сегмента такой антенны. Предполагается, что после доработки и тестирования нового макета антенны, она будет встроена в макет системы оптико-акустической томографии.

Системы оптико-акустической томографии являются новыми альтернативными малоинвазивными средствами медицинской диагностики широкого спектра применений – от диагностики кожных покровов и слизистых до диагностики лимфоузлов и молочных желез. Они дают новую диагностическую информацию, не доступную традиционным методам, таким как ультразвуковая и магниторезонансная томография. Высокое пространственное разрешение, оперативность и высокий контраст получаемых изображений делает этот метод диагностики одним из наиболее перспективных для клинической практики.



Рис. 3.6 Схема разработанной многоканальной 8-ми сегментной пьезоантенны. а)- схема одного сегмента и всей антенны в целом. модель многоканальной





фото одного сегмента, состоящего из 8 каналов