

PACS 07.57.Pt; 42.62.Be; 87.19.Ff; 87.50.U–; 87.64.K–; 87.64.–t; 87.80.Dj

Мониторинг дегидратации мышечной ткани *in vitro* под действием гиперосмотических агентов в терагерцевом диапазоне

А.С.Колесников, Е.А.Колесникова, А.П.Попов, М.М.Назаров, А.П.Шкуринов, В.В.Тучин

*Исследования дегидратации мышечной ткани *in vitro* под действием биологически совместимых гиперосмотических агентов проведены на лазерном терагерцевом спектрометре в диапазоне частот 0.25–2.5 ТГц. Получены широкополосные терагерцевые спектры поглощения и отражения скелетной мышечной ткани быка под воздействием глицерина, полиэтиленгликоля с молекулярным весом 600 (ПЭГ-600) и пропиленгликоля. Представленные результаты предлагается применить для разработки методов повышения контраста изображений и увеличения глубины исследования биологических тканей с помощью излучения терагерцевого диапазона.*

Ключевые слова: импульсная терагерцевая спектроскопия, неинвазивная дегидратация, оптическое просвещение биотканей, гиперосмотические агенты.

1. Введение

Терагерцевый частотный диапазон относится к дальнему ИК оптическому диапазону частот и граничит с микроволновым диапазоном частот ($1 \text{ ТГц} \rightarrow 1 \text{ пс} \rightarrow 300 \text{ мкм} \rightarrow 33 \text{ см}^{-1} \rightarrow 4.1 \text{ мэВ} \rightarrow 47.6 \text{ К}$). Хотя этот диапазон сравнительно мало изучен, появление в нем широкополосных источников излучения, построенных на основе фемтосекундных лазеров, повлияло на развитие такого направления терагерцевых исследований, как импульсная терагерцевая спектроскопия (ИТС), с помощью которой была продемонстрирована перспективность терагерцевого излучения для различных применений, в том числе в спектроскопии [1] и медицине [2, 3]. Основными преимуществами терагерцевого диапазона применительно к медицинским и биологическим исследованиям являются малая частотная дисперсия в этом диапазоне биологических тканей и жидкостей, существование спектральных особенно-

стей большинства простых биомолекул в кристаллической фазе, а также низкое рассеяние излучения на неоднородностях менее 10 мкм. Использование сверхкоротких импульсов позволяет исследовать широкий диапазон частот за одно измерение, а также достичь высокого разрешения по времени и получить информацию о фазе и, соответственно, о коэффициенте преломления.

В настоящей работе проведен краткий обзор методов исследования биологических тканей с помощью терагерцевого излучения, показаны основные причины малой глубины зондирования и невысокого контраста терагерцевых изображений патологических неоднородностей биотканей и сделаны (экспериментально подтвержденные) предложения по увеличению глубины зондирования и дополнительного контрастирования изображений.

2. Обзор литературы и постановка задачи

Техника ИТС применима для спектроскопии жидкостей [4] и исследования биологических тканей благодаря чувствительности к концентрации и состоянию воды [5]. При этом глубина зондирования определяется степенью поглощения терагерцевого излучения. В медицине методика ИТС хорошо показала себя в исследовании раковых опухолей [6] и определении глубины и степени ожогов кожи [7, 8].

Методами ИТС были получены спектры поглощения различных жидкостей, включая биологические [9–11]. Поглощение в жидкостях терагерцевого излучения обусловлено поглощением диполей, как изначально имеющих в среде, так и наведенных полем внешнего излучения. По этой причине поглощение терагерцевого излучения в полярных жидкостях существенно больше, чем в неполярных.

В ранее опубликованных работах, помимо исследования спектров отдельных веществ, были исследованы спектры многокомпонентных биологических тканей. В работе [12] представлены результаты исследований ИК спектров здоровых и патологических клеток желудка и показаны различия в их спектрах поглощения. Авторами работы [13] представлены спектры поглощения различ-

А.С.Колесников, Е.А.Колесникова. Саратовский государственный университет им. Н.Г.Чернышевского, Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83; e-mail: aleksandr.s.kolesnikov@mail.ru

А.П.Попов. Саратовский государственный университет им. Н.Г.Чернышевского, Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83; University of Oulu, 90014, Oulu, P.O. Box 4500, Finland; e-mail: dwelle@rambler.ru

М.М.Назаров. Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Россия, Московская обл., 140700 Шатура, ул. Святогорская, 1

А.П.Шкуринов. Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Россия, Московская обл., 140700 Шатура, ул. Святогорская, 1; Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, физический факультет и Международный учебно-научный лазерный центр МГУ им. М.В.Ломоносова, Россия, 119991 Москва, Воробьевы горы; e-mail: ashkurinov@gmail.com

В.В.Тучин. Саратовский государственный университет им. Н.Г.Чернышевского, Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83; University of Oulu, 90014, Oulu, P.O. Box 4500, Finland; Институт проблем точной механики и управления РАН, Россия, 410028 Саратов, ул. Рабочая 24; e-mail: tuchinvv@mail.ru, tuchin@sgu.ru

Поступила в редакцию 12 марта 2014 г., после доработки – 19 мая 2014 г.