

ИССЛЕДОВАНИЕ ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННЫХ СИСТЕМ НА ОСНОВЕ НЕКОГЕРЕНТНЫХ ИЗЛУЧАТЕЛЕЙ ДЛЯ ВЫСОКОТЕМПЕРАТУРНОЙ КОАГУЛЯЦИИ В ХИРУРГИИ

Барило Г.И., Ивах М.С., Кожухар А.Т., Кус Н.И., Гасяк М.М.

Национальный университет «Львовская политехника»,
Львов, вул.С. Бандеры,12,79013, E-mail: akozhuha@rambler.ru

Abstract - The paper formulated the main requirements for optoelectronic systems based on incoherent emitters for high temperature coagulation in surgery. In order to optimize a photo medical hyperthermic technologies investigated temperature, the spectral characteristics of the incoherent radiation and its interaction with tissue.

Известные электронные средства передовых хирургических технологий имеют существенные недостатки, прежде всего, необходимость механического, электрического или акустического контакта с живой тканью. Таких недостатков можно избежать применением бесконтактных методов и средств, в частности, тех, которые основываются на оптическом излучении с использованием современных достижений в создании оптико-электронных систем (ОЭС). В медицинской практике для мгновенной остановки крови при проведении хирургических операций на внутренних органах широко применяют высокотемпературную коагуляцию. Одним из перспективных методов высокотемпературной коагуляции может стать подключения ОЭС на основе некогерентных оптических излучателей (НИ), которые хорошо зарекомендовали себя в технологиях термопластичных материалов [1].

На сегодня можно отметить низкий уровень развития таких ОЭС и, соответственно, их недостаточность в фотомедицине при проведении хирургических операций. Такие ОЭС являются перспективными также в других областях медицины рядом с лазерными средствами, которые, к сожалению, еще не лишены таких недостатков как сложность, невысокий ресурс, низкая энергоэкономичность и значительная ценность. ОЭС на основе высоко интенсивных НИ с компактными излучательными телами способны сыграть значительную, а в отдельных случаях решающую, роль в развитии медицинских средств коагуляционных гипертермических технологий.

Однако, анализа технологических возможностей ОЭС на основе НИ, созданию их математических моделей и проведению соответствующих расчетно-экспериментальных исследований уделено еще недостаточно внимания. Это, в определенной мере, сдерживает развитие, как самих специализированных (под указанные технологии) НИ, ОЭС и систем на их основе, так и улучшенных гипертермических технологий. В работе сформулированы основные требования к таким системам и приведены некоторые результаты экспериментальных исследований.

Требования выглядят следующим образом:

- Для удобства проведения хирургического вмешательства хирург-оператор должен использовать два режима - режим обзора с прицеливанием на зону кровотока и режим коагуляции в этой зоне.
- Режим обзора с прицеливанием осуществляется при минимальной мощности излучения, не вызывает коагуляции, однако достаточно для того, чтобы хирург мог увидеть и определить зону облучения.
- Стимуляционный режим облучения, в условиях частотного биорезонанса с облучаемых тканей способен повысить эффективность коагуляции, в частности сокращение процесса, уменьшение сопутствующих артефактов и уменьшения нагрева соседних с определенной зоной участков органа, что может приводить к процессам деструкции здоровой ткани.
- Для устранения ослепления хирурга внизу и сверху лампы поставлено специальные экраны, которые не пропускают все излучение выходящий из нее а только то, которое фокусируется на рефлекторе.
- Чтобы во время оперативного вмешательства у хирурга-оператора не нагревалась рука под действием аппарата в корпусе устройства сделано специальное отверстие, через который нагретый воздух внутри будет выходить наружу.
- Геометрические размеры аппарата должны быть подобраны таким образом, чтобы рука хирурга не уставала, соответствовать положению руки, позе оператора и не мешать проведению хирургического вмешательства.

- Во избежание поражения электрическим током хирурга-оператора, корпус коагулятора должен быть из диэлектрического материала, а все кабели по которым проходит электрический ток плотно прикреплены внутри корпуса.

- Для стимуляционного режима необходимо предусмотреть частотное регулирование питанием ОЭС с использованием широтно-импульсной модуляции которая обеспечит регулирование мощности от 1-100%.

Согласно указанных требований разработано ОЭС (рис.1), в основу конструкции которой входят: переключатель 1, рассчитанный на 3 позиции для различных напряжений питания; отверстие 2 для охлаждения нагретого воздуха внутри корпуса, защитные экраны 3, расположены сверху и внизу НИ; галогенный НИ 4; рефлектор 5 из алюминиевым покрытием, электрические выводы 6, исходящие от НИ к источнику питания; кабель питания и управления 7; крепления 8, предназначенное для плотной фиксации НИ и внутри корпуса.

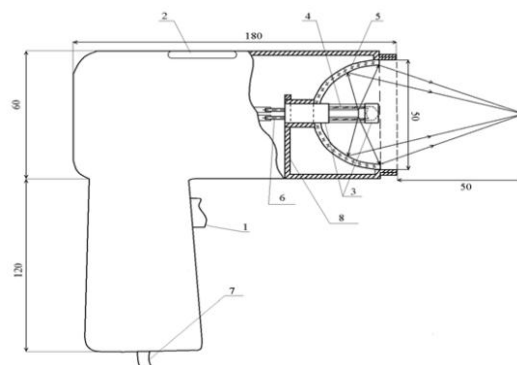


Рис. 1. Экспериментальное устройство на основе ОЭС

В процессе экспериментальных исследований определялись зависимости распределения температуры на поверхности ОО от расстояния расположения и зависимости изменения температуры и интенсивности оптического излучения от типа и толщины исследуемой ткани.

Для исследования температурных характеристик ОО построено схему, изображенную на рис. 2, которая включает следующее оборудование: термопара, коагулятор, штатив с креплением, подвижный блок с креплением. Специальным микроперемищувачем осуществлялись изменения координаты x измерителя температуры (термопары) в плоскости ОО и проводились ее измерения.

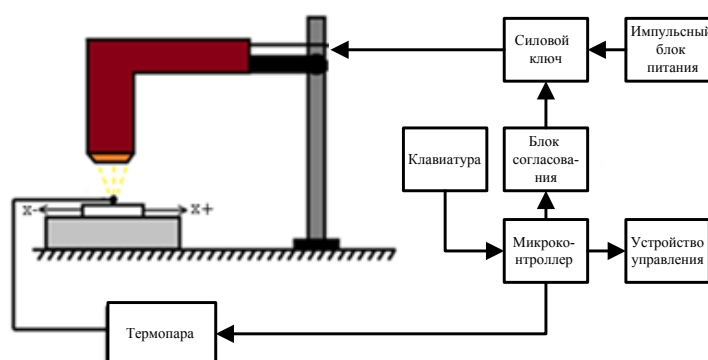


Рис. 2. Схема эксперимента для исследований температурных характеристик

Приемная часть термопары закрепляется в центре подвижного блока таким образом, чтобы не препятствовать свободному перемещению подвижной части блока. Жестко закреплен на штативе коагулятор размещается на одной плоскости с блоком, чтобы ОИ было сфокусировано в области приемной части термопары. Изменение координат подвижного блока проводятся по прямой линии в обе стороны относительно центра фокусировки. Меняя положение термопары через каждые 5 мм на расстояние до 10 см в обе стороны находят соответствующие значения температуры. Все измерения проводятся при трех значениях входного напряжения: 6, 8 и 12 В, которое формируется с помощью управляющих сигналов, поступающих на силовой ключ с широтно-импульсного модулятора микроконтроллера.

Результаты исследований пространственного распределения температуры приведены в табл. 1.

Таблица 1

Результаты исследований пространственного распределения температуры					
U, В					
6		8		12	
x, мм	T, °C	x, мм	T, °C	x, мм	T, °C
-10	44	-10	64	-10	115
-8	50	-8	72	-8	125
-6	60	-6	80	-6	142
-4	70	-4	95	-4	180
-2	81	-2	120	-2	220
0	90	0	130	0	255
2	80	2	122	2	200
4	65	4	90	4	165
6	59	6	80	6	140
8	48	8	70	8	120
10	41	10	60	10	105

По полученным результатам построены кривые зависимости температуры от перемещения термопары в зоне облучения (рис. 3)

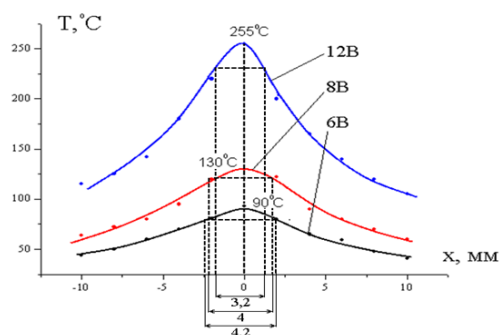


Рис. 3. Исследование распределения температуры на поверхности ОО в плоскости облучения при различных значениях входного напряжения.

Для исследования зависимости изменения температуры и интенсивности оптического излучения от типа и толщины исследуемой ткани использовано экспериментальную установку построенную согласно схеме приведенной на рис.4, которая состоит из устройства управления построенного на основе микроконтроллера, фотоприемника, блока управления силовым ключом, термопреобразователь, штатива с креплением, коагулятора, блока индикации, образцов ткани - мышечной, селезенки, печени и почки.

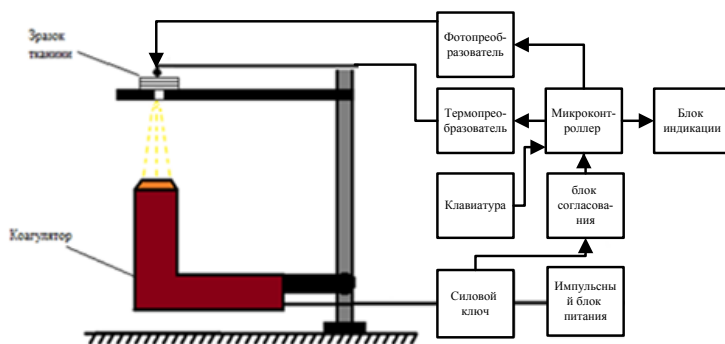


Рис. 4. Схема эксперимента для исследований взаимодействия ОИ с тканью

Образец ткани устанавливают в проем жестко закрепленного держателя, находящегося на штативе. Макет прикрепляли к штативу на расстоянии 5 см от образца так, чтобы зона облучения попадала на ткань. Сначала производится замер температуры и пропускной способности на конце одного слоя ткани, затем добавляется по очереди еще 2 слоя и снова снимаются измерения. Данные эксперименты проводились для каждого из четырех указанных типов тканей при трех значениях входного напряжения (6, 8 и 12 В), которое формируется с помощью управляющих сигналов, поступающих на силовой ключ с широтно-импульсного модулятора микроконтроллера. Значения контролируемых параметров отображаются блоком индикации на основе анализа и обработки входных сигналов с фотоприемника и термопреобразователя, проводимых микроконтроллером в соответствии с алгоритмом внутреннего программного обеспечения.

Таблица 2

Результаты исследований взаимодействия ОИ с тканью

Ткань	x, мм	U, В				
		6		8		12
		T, C	E _γ , лк	T, C	T, C	E _γ , лк
Мышечная	0	90	50	130	205	92
	2	65	8	80	110	17
	4	50	5	55	85	12
Селезенка	0	90	50	130	205	92
	2	60	7,5	65	105	15
	4	45	4,5	50	80	92
Почка	0	90	50	130	205	92
	2	55	5	60	80	9
	4	42	3	50	65	5
Печень	0	90	50	130	205	92
	2	60	6	70	100	10
	4	45	3	50	75	6

На основе полученных результатов строятся зависимости температуры и интенсивности излучения I от толщины исследуемой ткани x .

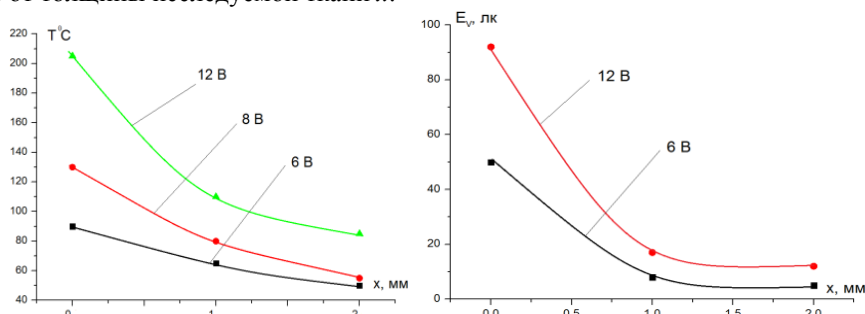


Рис. 5. Зависимость температуры (слева) и пропускной способности (справа) от глубины проникновения излучения x до мышечной ткани при различных напряжениях питания ИИ

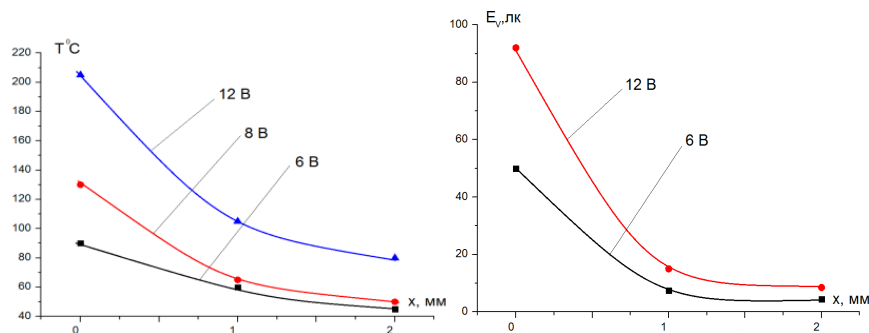


Рис. 6. Зависимость температуры (слева) и пропускной способности (справа) от глубины проникновения излучения x до ткани селезенки при различных напряжениях питания ИИ

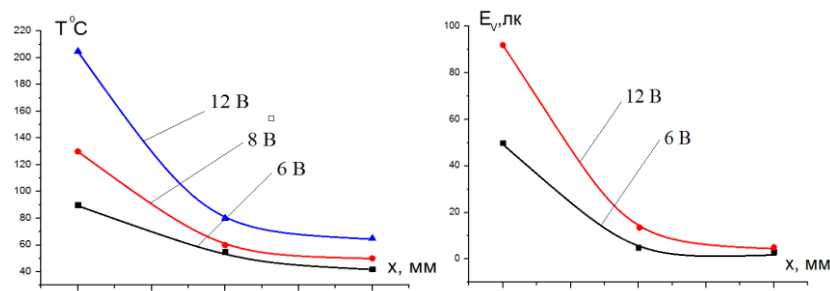


Рис. 7. Зависимость температуры (слева) и пропускной способности (справа) от глубины проникновения излучения x до тканей почки

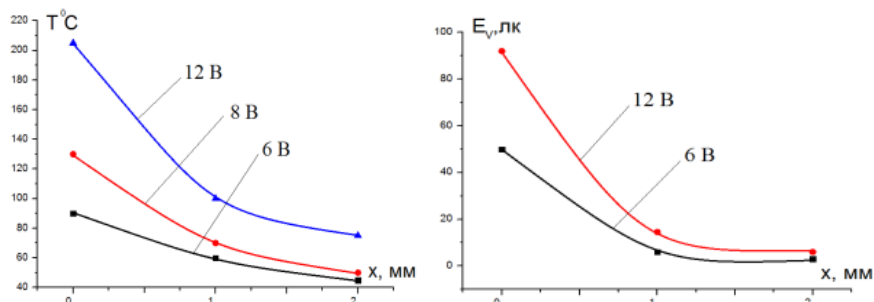


Рис. 8. Зависимость температуры (слева) и пропускной способности (справа) от глубины проникновения излучения x до тканей печени

Выводы

На основе литературно-патентного анализа показано, что на сегодня существует значительное количество хирургических средств гипертермических технологий на различных принципах действия, однако недостаточно внимания уделено разработке средств, которые используют бесконтактные принципы, в частности, оптическое некогерентного излучения. Применение такого излучения в оптико-электронных системах и технологиях может быть эффективным и в других областях медицины.

С целью оптимизации создания фотомедицинских гипертермических технологий проведено исследование температурных, спектральных характеристик некогерентного излучения и его взаимодействие с тканью. Результаты исследований могут быть использованы для оптимальной настройки параметров оптико-электронной системы.

[1]. High-intensive light sources in programmed control technologies of thermal plastic materials / Alexander Kozhukhar, Myron Kostiv, Olena Tkachenko // XIY Miedzynarod. Szkoły Komputerowego wspomaganja projektowania, wytwarzania i eksploatacji (Jurata. 09-13 maja 2011): Materiały konferencyjne. – Warszawa:Wojskowa Akademia Techniczna, 2011. – T. 2. – P. 493-500.