

Таблица 1

**Зависимость точности
классификации от типа
векторов признаков**

Мера по- добия	Величина ошибки, %		
	MFCC12	MFCC+E	MFCC24
d1	23	32	24
d2	16	28	17
d3	24	41	22
d4	41	53	39
d11	22	31	21
d12	46	55	45
d14	34	43	35
d15	11	23	12
d16	41	54	42
d17	25	36	26
d19	21	32	22
d23	19	29	18

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проведенного эксперимента была продемонстрирована возможность создания системы автоматического обнаружения патологий голосового аппарата. Были определены оптимальные параметры работы классификатора на основе статистик второго порядка. Получено значение точности классификации порядка 89% для предварительно необработанных фрагментов речи. При включении блока дополнительной обработки (Этапы 2 и 3, *рис. 1*) была достигнута точность 99% для некоторых случаев тяжелых патологий.

Литература

1. Демидчик С. В. Обработка биомедицинских сигналов для задач диагностики патологий речевого аппарата // Сб. работ 62 научн. конференции студентов и магистрантов БГУ, Ч.1, Минск, 2005, с. 122–126
2. Godino-Llorente J. I., Gomez-Vilda P. Automatic Detection of Voice Impairments by Means of Short-Term Cepstral Parameters and Neural Network Based Detectors // IEEE Trans. Biomedical Engineering, 51(2), 2004, 380–384.
3. Kiranyaz S., Aubazac M., Gabbouj M. Unsupervised Segmentation and Classification over MP3 and AAC Audio Bit-streams // WIAMIS Workshop, 338-345, London, 2003.
4. Bimbot F., Magrin-Chagnolleau I., Mathan L. Second Order Statistical Measures for Text Independent Speaker Identification // Speech Communication, 17:177–192, 1995.

ВЛИЯНИЕ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ТЕМПЕРАТУРУ ОБЛУЧАЕМОЙ ТКАНИ

Т. А. Железнякова

ВВЕДЕНИЕ

Повышение эффективности лечения заболеваний кожи является важной задачей дерматологии. Одним из путей ее решения является разработка новых или совершенствование известных способов взамен традиционным (инъекции с помощью шприца, таблетки и микстуры, мази, компрессы и аппликации, лекарственный электро- и фонофорез).

Одним из перспективных методов является лекарственный лазерофорез (ЛЛФ), суть которого заключается в сочетанном воздействии на ор-

организм низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ) и лекарственного препарата. При проведении ЛЛФ лазерное излучение выступает и как самостоятельный лечебный фактор, и как средство для усиления эффективности лекарственной терапии. Биологические эффекты в живых тканях при воздействии НИЛИ в области длин волн 630...1300 нм проявляются [1]:

- в изменении мембранного потенциала клетки и pH межклеточной жидкости;
- в ускорении процессов метаболизма;
- в стимулировании регенеративного процесса в клетках;
- в усилении регионального кровотока и активизации обмена внутритканевой жидкости;
- в увеличении болевого порога восприятия нервных окончаний;
- в нормализации состояния иммунной системы.

Такое сочетание воздействий делает возможным снизить дозировку применяемого лекарственного препарата и сократить сроки лечения [1]. Кроме того, преимуществами НИЛИ являются безвредность, бесконтактность и минимальное фотохимическое воздействие на лекарственные соединения.

ИЗМЕНЕНИЕ ТЕМПЕРАТУРЫ ОБЛУЧАЕМОЙ ОБЛАСТИ

В экспериментах по исследованию влияния НИЛИ на проницаемость гидрофильной мембраны, которая моделирует кожный покров человека, для лекарственных препаратов было показано, что НИЛИ с длиной волны $\lambda=0,78$ мкм (полупроводниковый лазер) более эффективно, чем НИЛИ с длиной волны $\lambda=0,633$ мкм (He-Ne лазер) [2]. Однако в этом эксперименте отражалось действие лазерного излучения только на плотность структуры модельной мембраны.

Цель работы – математическое моделирование поглощения НИЛИ кожей и определение изменения перфузии (объем крови в мл на 100 г ткани в единицу времени) кожи при изменении ее температуры без учета теплообмена между организмом и окружающей средой.

При воздействии лазерного излучения на вещество поглощенная световая энергия преобразуется в энергию равновесного хаотического движения атомов и молекул. Выделение оптической энергии происходит неоднородно по объему взаимодействия, что приводит к пространственно неоднородному нагреву вещества и вызывает процессы теплопереноса между различными участками среды.

Для описания нагрева вещества справедливо линейное неоднородное уравнение параболического типа (неоднородное уравнение Фурье):

$$\frac{\partial T}{\partial t} = -\chi \nabla^2 T + \frac{1}{\rho c} Q,$$

где T – температура тела, $\chi = \kappa / \rho c$ – температуропроводность (одинакова для большинства тканей и составляет примерно $2 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$), ρ – плотность вещества, c – удельная теплоемкость, κ – теплопроводность, Q – удельная скорость теплообразования. При решении нашей задачи предполагаем, что изменение температуры тканей невелико и можно пренебречь температурной зависимостью величин ρ , c , κ , Q .

Поскольку уравнение Фурье линейно, то оно справедливо и для приращения температуры тела $dT = T - T_0$, где T_0 – температура тела в отсутствие оптического воздействия. У человека в норме температура тела поддерживается на уровне порядка 37°C . Физиологический предел колебаний не превышает $1,5^\circ\text{C}$. Изменение температуры крови и внутренних органов на $2\text{--}2,5^\circ\text{C}$ от нормальных значений приводит к нарушению жизнедеятельности организма [3]. Терморегуляция в коже осуществляется за счет процессов испарения, конвекции, излучения и за счет увеличения перфузии крови в поверхностных слоях кожи. Кровообращение выравнивает температурные градиенты.

Физическая модель кожи представляет собой многослойную структуру, каждый слой которой имеет свои теплофизические и оптические параметры, значения некоторых из них представлены в таблице [3, 4]. Рассмотрим поглощение излучения в дерме, пронизанной капиллярами. Потери энергии на рассеяние и поглощение энергии в эпидермисе учтем в коэффициенте отражения.

При расчете были использованы следующие данные: температуропроводность тканей $\chi = 2 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$; плотность ткани $\rho = 1 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$; удельная теплоемкость ткани $c = 3 \text{ Дж/кг}\cdot\text{К}$ соответственно; начальная мощность в центре коллимированного пучка.

Таблица

**Теплофизические и оптические параметры слоев кожи
(для $\lambda = 633 \text{ нм}$ над чертой и $\lambda = 778 \text{ нм}$ под чертой)**

Вид ткани	Коэффициент поглощения $\alpha_a, (\text{см}^{-1})$	Коэффициент рассеяния $\alpha_s, (\text{см}^{-1})$	Параметр рассеяния g	Толщина слоя $d, (\text{см})$
Дерма	2,0	187,5	0,82	0,06
	1,7	175	0,87	
Капиллярное сплетение	2,5	400	0,98	0,01
	4,5	580	0,992	

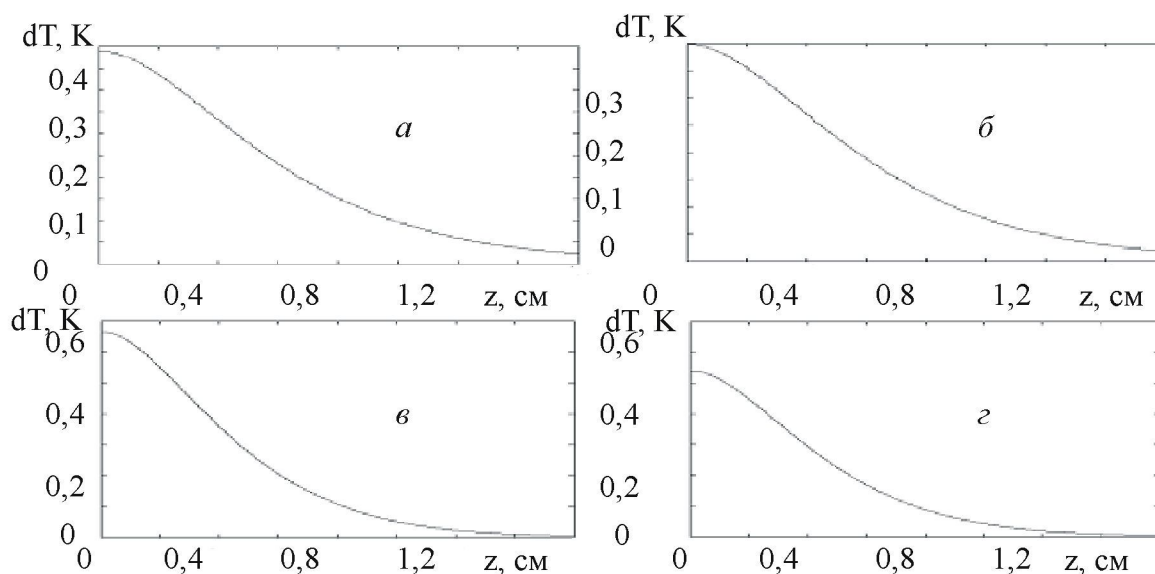


Рис.1. Изменение температуры среды в зависимости от расстояния до поверхности кожи z и расстояния до оси пучка излучения r :
 $a, б$ – $\lambda=0,633$ мкм для $r=50$ мкм и $r=5$ мм соответственно;
 $в, г$ – $\lambda=0,78$ мкм для $r=50$ мкм и $r=5$ мм соответственно

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Проведение численного эксперимента показало, что под действием лазерного излучения терапевтической мощности изменение температуры dT прямо пропорционально мощности облучения и достигает 0,45 К на глубине 2 мм под действием излучения с интенсивностью 20 мВт/см² с $\lambda=0,633$ мкм в течение 20 минут (см. рис.1), а под действием излучения с $\lambda=0,78$ мкм при тех же условиях изменение температуры достигает 0,6 К. В аналогичных исследованиях для излучения с интенсивностью 100 мВт/см² максимальное изменение температуры составило 2,5 К. Как уже отмечалось выше, такое изменение температуры приводит к нарушению процессов жизнедеятельности клеток [3], поэтому нужно либо сократить время проведения процедуры, либо уменьшить интенсивность излучения. Показано, что действие лазерного излучения с интенсивностью 60 мВт/см² является оптимальным для проведения облучения кожи с целью увеличения кровотока при условии, что время процедуры ЛЛФ будет не более 20 мин.

ВЫВОДЫ

Для проведения процедуры ЛЛФ рекомендовано использование излучения с длиной волны с $\lambda=0,78$ мкм интенсивностью до 60 мВт/см² при условии, что время проведения процедуры не более 20 мин.

Литература

1. *Корепанов В. И., Федоров С. М., Шульга В. А.* Применение низкоинтенсивного лазерного излучения в дерматологии. Рос. мед. акад. последиплом. образования, Центр. кож.-вен. ин-т. М. 1996. 54 с.
2. *Лисенкова А. М., Железнякова Т. А., Сенчук В. В.* Экспериментальное исследование эффективности лазерного метода регуляции транспорта антибиотиков через модель кожного покрова // Спектральные приборы для аналитических применений. Перспективные разработки. Под. ред. Воропая Е. С. Мн.: БГУ, 2005. С. 174–192.
3. *Тучин В. В.* Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов. 1998. 384 с.
4. *Сетейкин А. Ю., Гершевич М. М., Еришов И. А.* Моделирование процессов взаимодействия низкоинтенсивных лазерных пучков с многослойными рассеивающими биоматериалами // ЖТФ. 2002. Т. 72. вып. 1. С. 100–104.

СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ДЛИНОЙ ВОЛНЫ ИЗЛУЧЕНИЯ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ДВУХВОЛНОВОГО ЛАЗЕРА

И. Н. Карчевская

Создание полупроводниковых лазерных диодов на основе асимметричной квантоворазмерной гетероструктуры, обеспечивающих генерацию излучения на двух различных оптических длинах волн, позволило разработать структуры квантоворазмерных гетеролазеров, способных излучать оптические сигналы на двух или трех длинах волн одновременно со стабильной амплитудой и частотой повторения в гигагерцовом диапазоне. Появление таких лазеров дает широкие возможности для создания высокоэффективных двухволновых лазерных измерительных и диагностических систем нового типа, обеспечивающих большую точность измерений по сравнению с аналогичными одноволновыми лазерными структурами. Метрологические характеристики систем на основе двухволновых лазеров в значительной степени определяются точностью задания и возможностью перестройки длин волн лазерного излучения, поэтому разработка методов управления и стабилизации длины волны излучения двухволновых инжекционных лазеров является важной и актуальной проблемой.

Обеспечение стабильности и надежности работы полупроводникового лазера предполагает повышение временной когерентности, которое возможно путем подавления частотного шума и уменьшения ширины линии излучения. Частоту генерации лазера можно регулировать, подстраивая соответствующим образом ток и температуру. При этом отклик частоты лазера на изменения тока оказывается более широкополосным, чем отклик на изменения температуры. В установке, предназначенной для подавления частотного шума путем регулировки тока, для стабилизации