

Второй этап комбинированного лечения заключается в ортодонтической коррекции аномалии зубочелюстной системы. На 7–8-е сутки после компактостетомии на 321 | 123 зубы собакам фиксировали цельнолитую каппу фосфатцементом под внутривенным наркозом 1,0 % раствора тиопентала натрия 15–20 мл. Разобщение высоты прикуса проводилось на 1 см. Воздействие ортодонтического аппарата на костную ткань проводили в течение 7 дней. С 14 дня после операции проводилось облучение участков в области 321 | 123 зубов излучением гелий–неонового лазера с длиной волны 632,8 нм и плотностью потока мощности 120–140 мВт/см² и излучением гелий–кадмиевого лазера с длиной волны 441,6 нм и плотностью потока мощности 80–100 мВт/см². Экспозиция воздействия комбинированного облучения на поле в области проекции корня зуба составляет 0,5–1 мин при количестве процедур 10 на 1 курс в ретенционном периоде.

МОДЕЛЬ НЕКРОЗА ПАПИЛЛЯРНОГО РАКА ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

А. М. Лисенкова, И. С. Манак, Д. В. Ушаков

Белорусский государственный университет, г. Минск

В последние годы во всех промышленно развитых странах отмечается рост образования узлов в щитовидной железе, на фоне которого часто развивается рак. Клинические проявления рака щитовидной железы очень разнообразны. Папиллярный рак - наиболее часто встречающийся из всех злокачественных опухолей щитовидной железы. Он представляет собой узел из множества кист, заполненных ветвящимися опухолевыми сосочками. Создание физических и математических моделей некроза опухолей щитовидной железы несомненно полезно для выбора оптимального режима лечения.

В работе предложена упрощенная физическая модель опухоли щитовидной железы и математическая модель для расчета ее гипертермии под воздействием низкоинтенсивного лазерного излучения ИК диапазона. Рассматривалась первая стадия рака: опухоль без метастазов, без прорастания в капсулу щитовидной железы, размер опухоли менее 1 см. При построении модели

процессов нагрева биоткани она рассматривалась как многослойная структура, на внешнюю границу которой перпендикулярно падает лазерное излучение. Оптические, теплофизические и биомедицинские параметры задавались независимо для каждого слоя и были взяты из научной литературы [1]. Энергия, необходимая для некротизации опухоли при гипертермии, рассчитывалась на основе термодинамического анализа [2]. Рассчитано распределение температуры нагрева опухоли щитовидной железы и окружающих интактных тканей для разных параметров облучения и условий теплоотвода.

1. Щербаков Ю. Н., Якунин А. Н., Ярославский, Тучин В.В // Оптика и спектроскопия. – 1994. – № 5. – С. 845–850.
2. Акимов А. Б., Шер Л. А. // Низкоинтенсивные лазеры в медицине: Материалы Всесоюз. симпоз.. Июнь 1991 г. – Обнинск, 1991. – С. 5-7.

ЛАЗЕРНАЯ МАММОГРАФИЧЕСКАЯ СИСТЕМА

С. И. Чубаров, Ю. А. Бутенко

Белорусский государственный университет, г. Минск

Наличие полос прозрачности в тканях молочной железы в диапазоне 0.8–0.9 мкм, где лазерное излучение достаточно глубоко проникает в ткань, и различие коэффициентов пропускания здоровой и пораженной клеток легло в основу лазерной маммографической системы.

Зондирующий оптический сигнал, модулированный по интенсивности $U_0 = A_0 \sin \omega_0 t$, пройдя через биологическую ткань, формирует на выходе фотоприемника сигнал, пропорциональный сигналу, прошедшему через среду $U_1 = A_1 \sin(\omega_0 t + \varphi)$, где A_0 , A_1 – интенсивности зондирующего и прошедшего сигналов, φ – фаза сигнала на фотодетекторе, ω_0 – частота модуляции. Значения интенсивности A_1 и фазы φ принятого сигнала определяются оптическими свойствами объекта в направлении распространения лазерного излучения. При наличии оптических неоднородностей в тканях будут изменяться интенсивность A_1 и фаза φ .

Получение разностного сигнала $U = U_0 - U_1$ позволяет исключить влияние флуктуаций интенсивности зондирующего сигнала на каче-