

ИСТОЧНИК ПОЛЯРИЗОВАННОГО СВЕТА ДЛЯ ФИЗИОТЕРАПИИ

Перминов О.И.^{*}, Хохлов К.О.

Уральский федеральный университет имени первого Президента России

Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия

E-mail: agent_585@mail.ru

В настоящее время все больше медицинских приборов проектируются для задач физиотерапии. Это связано с тем, что данная область медицины является самым безопасным и распространённым направлением лечения, т.к. подразумевает использование природных и искусственно создаваемых физических факторов на организм человека. Эффективность использования поляризованного света в физиотерапии связана с тем, что такой свет оказывает регулирующее действие на многие физиологические процессы в организме, в частности на иммунную систему, обладает противовоспалительным, иммуномодулирующим, анальгезирующим действием, стимулирует регенерацию тканей.

Целью работы является разработка и создание макета медицинского прибора для воздействия поляризованным излучением на поврежденные участки тканей биообъектов для ускорения их заживления. В дальнейшем планируется провести клинические испытания созданного прибора, разработать и внедрить новый метод лечебного воздействия.

В рамках данной работы был спроектирован макет лечебной лампы для биостимуляции поляризованным светом. Излучаемый поляризованный свет имеет определенную интенсивность и длину волны, и сфокусированный строго направленный световой поток. Разработаны блок-схема и принципиальная схема электрической части прибора.

Данный макет содержит:

1. Корпус, который защищает внутренние части прибора от внешней среды;
2. Блок питания, позволяющий преобразовать напряжение сети в питающий диоды (DC) ток;
3. Источник квантов света, выполненный на светодиодах (LED);
4. Поляризатор, посредством которого осуществляется поляризация света.

В продолжении работы планируется исследовать влияние импульсного излучения с низкой плотностью энергии, световой поток которого позволяет воздействовать на нужную область биообъекта с импульсами стабильной интенсивности при регулируемой скважности.

На основе проектируемого прибора планируется внедрить новый метод лечебного воздействия, основанный на импульсном воздействии поляризованного излучения на биологическую ткань. Данный метод может быть революционным в области лечебных воздействий светом на ткани организма.

1. Шахно Е.А., Физические основы применения лазеров в медицине: учебное пособие, НИУ ИТМО, (2012).
2. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н., Общая физиотерапия: Учебник для студентов медицинских ВУЗов, Медицина, (2003).

ИДЕНТИФИКАЦИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКОЙ РЕЗОРБЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ

Путрик М.Б.^{1*}, Лаврентьева Ю.Э.², Иванов В.Ю.¹

¹⁾ Уральский федеральный университет имени первого Президента России

Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия

²⁾ ЗАО «Уралдент», г. Екатеринбург, Россия

*E-mail: pmb-88@mail.ru

Патологическая резорбция костной ткани проявляется в локальном уменьшении плотности костной ткани и представляет собой дефект участка кости [1]. На рентгеновском изображении подобные области проявляются в локальном потемнении костной ткани.

Предметом наших исследований являются результаты обследований челюстно – лицевой области, выполненных методом компьютерной томографии, в связи с чем нами рассмотрен вопрос об объективной идентификации патологической резорбции в челюстных костях человека.

Необходимо отметить, что способность глаза человека различать градации серого цвета ограничена [2], кроме этого современные медицинские экраны не позволяют отобразить более 1024 оттенков серого цвета, в то время как количество градаций серого цвета для изображения, полученного на компьютерном томографе, составляет 4096. Поэтому в большинстве программных продуктах, ориентированных для анализа рентгеновских изображений, реализована функция просмотра в выбранном диапазоне значений яркости пикселей.

Врач-стоматолог определяет наличие патологии путем проведения визуального анализа (т.е. «на глаз»), не используя информацию о значении яркости (либо значении единицы Хаунсфилда) пикселя из области локального потемнения.

С целью объективной идентификации патологической резорбции костной ткани челюстных костей человека нами предложен следующий способ [3]. Идентификация выполняется в два этапа с использованием эталонного диапазона значений яркости, соответствующего патологическим участкам костной ткани, при этом на первом этапе устанавливается соответствие шкал яркости эталона и цифрового изображения, а на втором этапе фиксируются пиксели изображения кости, численное значение яркости которых соответствует эталонному диапазону, после чего определяют площадь патологического участка по