

УДК 539.1-621.3.

Ситник А.Г.,

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ МАЛЫХ ДОЗ РАДИАЦИИ С КОСТНЫМИ ТКАНЯМИ ЧЕЛОВЕКА С ЦЕЛЬЮ РЕГИСТРАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ НА РАЗЛИЧНЫХ ТВЕРДОТЕЛЬНЫХ НОСИТЕЛЯХ

ВСТУПЛЕНИЕ

Кажется, все понимают особенности строения вещества в твердом состоянии, например, костные ткани человека, и их отличие от газообразного или жидкого вещества, например, воды, входящей в мышечные ткани и органы. Однако необходимо помнить, что механизм воздействия малых доз радиации на все виды тканей различен и алгоритмы взаимодействия среды с излучением значительно отличаются, поэтому решение этой проблемы задача весьма актуальная, но, к сожалению, мало изученная.

Мы придерживаемся такого мнения, что всякая концепция или теория признается правильной, в том числе и разработанная теория патогенеза, лишь тогда, если расчетные данные, следующие из нее, полностью совпадают, как с результатами экспериментальных измерений, так и с конкретными визуальными результатами наблюдений полученными на практике. В классической физике [1], на которой сегодня базируются в медицине все различающиеся теории патогенеза [3], до сих пор не достигнуто согласия между теорией и экспериментом, о чем красноречиво свидетельствуют в военно-медицинской науке многочисленные проблемные вопросы, на которые эти теории не дают ожидаемого ответа.

Мы предлагаем свою концепцию решения проблемных вопросов, которая состоит, как в новом нетрадиционном подходе, так и в разработке новых положений теории патогенеза при воздействии малых доз радиации на костные ткани. Разработанная теория позволяет не только распознавать или качественно воспроизвести визуальную информацию об изменениях в костных

тканях с использованием различных мультимедийных средств, но и раскрыть алгоритм механизма их взаимодействия с инструментальными средствами разрушения среды, в виде малых доз радиации. Решение проблемной задачи позволит в процессе электронного репродуцирования медицинских изображений получить достаточное количество высококачественных копий для пользователей и на любых видах носителей, отражающих процесс патогенеза в костных тканях при воздействии радиации.

ИСТОРИЯ ВОПРОСА

Как это не покажется сегодня странным в науке, но структура костной ткани считается, на первый взгляд, изученной достаточно основательно специалистами медицины и биологии [3]. Правда, специалистами в области кристаллографии [8] костные ткани никогда не рассматривалась как кристаллическая структура, а только как аморфное, бесструктурное, твердое вещество, но только биологического происхождения. Мы полагаем, что для построения модели соответствующей реальному объекту, эти два типа твердого вещества природного и биологического происхождения имеют много одинаковых параметров и однотипных характеристик с любым другим кристаллическим веществом, в том числе, например, с металлом. Это позволит нам предложить промоделировать процесс воздействия радиации, но для рассмотрения изменения тех параметров, которые будут общими для металла и костных тканей.

Известно, что в классической кристаллографии [8] за элементарную ячейку идеального вещества, а значит, априорно, допустим, что и костной ткани, принята трехмерная фигура, вершины которой совмещены с узлами решетки. В простейшем случае — это куб, образованный восемью структурными элементами, размещенными по его вершинам. В рамках современной физики [2] за элементарную ячейку берется только один узел, т. е. одна структурная единица с прилегающим к ней пространством, но конфигурация его ничего не имеет общего с формой куба, чаще всего ее

конфигурация имеет вид гексагональной сингонии.

Методы как магниторезонансной томографии, для автоматизированного распознавания и обработки медицинских изображений, так и другие методы исследования иллюстраций для выявления патологических изменений в костных тканях человека, которые возникли в результате воздействия малых доз радиации, не дают ожидаемого результата. Мы полагаем, что они не в полной мере раскрывают суть механизма взаимодействия инструмента разрушения — малых доз радиации, со средой — костной тканью человека. Т.е., мы на том же рентгеновском снимке отчетливо наблюдаем, второй пусковой момент воздействия малых доз радиации на костные ткани и его последствия, но не можем идентифицировать и качественно воспроизвести первый пусковой момент — характер процесса, инструмент разрушения вещества или механизм их взаимодействия как природного явления.

Мы полагаем, что происходит это по той причине, что в своей первооснове некорректно сформулирована постановка задачи исследования и отсутствует теория, которая способна дать ответы на многие накопившиеся проблемные вопросы в этой научной области. Кроме того, мы полагаем, что, решая проблемы атомно-молекулярного [2] уровня структуры костных тканей организма, структуры малых доз радиации, нельзя сегодня опираться на устаревшие положения классической физики [3], используемые на бытовом уровне [4], а необходимо использование современных открытий в физике [5] для исследования процессов в любом веществе организма человека.

Полученные результаты исследований и экспериментов представим в виде новой концепции и разработки теории патогенеза, для объяснения процессов, происходящих в организме человека, что позволит нам реализовать новый алгоритм улучшения качества визуализации медицинской информации, но в узком аспекте исследования и только при воздействии малых доз радиации [5] на костные ткани. В своем исследовании и разработке мы применим новые, и как мы полагаем, неизвестные широкому кругу

медицинских специалистов результаты открытий в современной физике [2], чтобы их использовать для раскрытия механизма воздействия инструментальных средств, в виде малых доз радиации [5], только на такую среду как костные ткани [6] человека.

НАУЧНЫЙ АНАЛИЗ

Прежде чем приступить к научному анализу, как известных теорий [4], так и методов [5] решения проблем воздействия малых доз радиации [6] на костные ткани и процессы взаимодействия между ними [7], мы должны сделать следующее предварительное замечание. Мы полагаем, что прежде чем рассматривать решение такой сложной проблемы в комплексе необходимо разработать новую общую концепцию патогенеза и апробировать ее на разработанных по отдельности моделях составных частей данного процесса и на них же проанализировать алгоритм взаимодействия этих элементов системы:

- модель структурного состава вещества костных тканей человека;
- модель структурного состава вещества радиоактивного воздействия на среду и его особенности, связанные с малыми дозами радиации;
- алгоритм механизма взаимодействия костных тканей человека с инструментальным средством их разрушения в виде малых доз радиации.

Нами предлагается отказаться от терминологии «идеальное твердое тело» для анализа структуры костной ткани ввиду как некорректности данной формулировки классической физики [1], так и наращивания ошибок в практических расчетах ее параметров и характеристик. Предлагается использовать другой подход из [2] для анализа как малых доз радиации на уровне элементарных частиц, так и структуры костной ткани, основанный на аналогии с определением кристаллической структуры металлов, а именно, конкретно, золота. Кроме того, предлагается разработать алгоритм взаимодействия между ними на уровне процессов между структурными элементами вещества. Такой нетрадиционный подход позволит нам “не

заниматься измышлением гипотез”, по выражению И. Ньютона, для представления реальной структуры костной ткани человека и радиации, чтобы проанализировать механизм их взаимодействия. Мы будем опираться в своем анализе на визуально увиденные специалистами структурные элементы вещества. Нами установлено, что процент ошибки от полученного результата, при использования в анализе предложенного подхода, применяемого в [2] для золота, будет на несколько порядков меньше, чем используемые сегодня положения о взаимодействии малых доз радиации с костной тканью, базирующиеся на устаревших канонах физики [7]. Это особенно наглядно проявляется при определении понятий такого явления, как малые дозы радиации, так и для таких биокристаллов как структуры костной ткани.

Из [2] известно, что в такой, истинно элементарной ячейке, как твердое тело, атом занимает ее геометрический центр. Мы полагаем, что по аналогии использованной из [2], для костной ткани этот центр не есть точка, а является сферическим пространством, составляющим около 21% от объема ячейки, в котором пребывает структурный элемент в гиперчастотном режиме. Сферичность этого пространства обусловлена пространственной изотропностью амплитуды колебания атома в модели костной ткани вокруг динамического центра равновесия, совпадающего с геометрическим центром ячейки, а его шаг использован нами для построения первого элемента модели по аналогии из [2] и представлен на (рис.1)

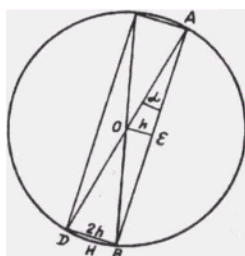


Рис. 1. Шаг атома в модели элементарной ячейки структуры костной ткани человека за один период нулевого колебания. $S_1 = OABO$ — путь атома за один период возвратно-поступательного колебания, с началом в центре глобулы O. $OE = h$ — внутренний шаг атома. $S_2 = ABOC$ — путь атома за один

период с началом в точке А. $H = BD = AC = 2h$ — шаг атома по периметру глобулы. $\angle OAE = \alpha$ — угловой шаг атома. $OA = OB = OC = OD = A$ — амплитуда нулевого колебания атома.

Таким образом, в пространстве элементарной ячейки размещается глобула структурного элемента модели костной ткани человека, радиус которой равен амплитуде ее колебания, что нами использовано для построения второго элемента модели по аналогии из [2] и представлено на (рис.2)

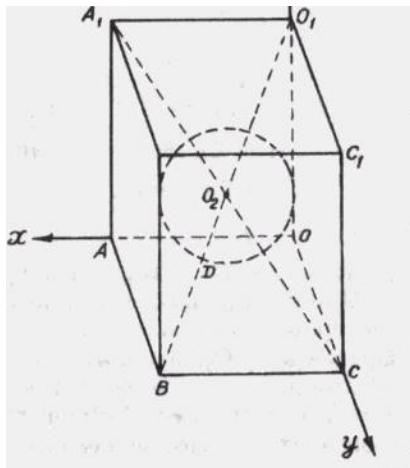


Рис. 2. Фрагмент модели элементарной ячейки структуры костной ткани человека с центром динамического равновесия атома в точке O_2 . O_2D — радиус глобулы атома. $OA=a$, $OC=b$, $OO_1=C$, $\gamma=\angle AOC$, $\alpha=\beta=\angle AOO_1=\angle COO_1=90^\circ$.

Предлагаем краткое описание результатов проведенного анализа о том, как следует понимать физическую суть модели элементарной ячейки структуры костной ткани человека. Для начала рассмотрим, каким образом при таком регулярном пространственном расположении элементарных ячеек каждой из них удастся быть в электродинамическом взаимодействии одновременно с тремя тысячами [2] других? Чтобы понять это явление допустим, что колебание осцилляторов прекратилось, и амплитуда стала равной нулю. В такой структуре пробный атом костной ткани мог бы взаимодействовать только с атомами прямого видения, число которых равно координационному числу системы [2], либо с малыми дозами радиации. Поля всех остальных атомов экранировались бы ими. В реальной структуре костной ткани амплитуда колебания осцилляторов составляет 38% периода решетки, что и

позволяет каждому из них, либо держать в поле своего зрения n -ое количество осцилляторов [2] окружения, либо взаимодействовать с малыми дозами радиации в гиперчастотном режиме. По своей физической сути n , есть координационное число дальнего порядка в кристаллической структуре твердого тела [2].

Если предположить, что полученные результаты научного анализа предложенной нами модели отвечают истинному строению вещества костной ткани и малых доз радиации, тогда сравним их параметры с утвердившимися представлениями в физике на основе рентгеноструктурного анализа. В результате определим, что является источником появления значительных ошибок в практических расчетах параметров и характеристик в теории патогенеза, в повседневной работе медицинских специалистов [7], которых теперь можно будет избежать.

Для анализа процесса и алгоритма взаимодействия малых доз радиации с твердыми телами, костные ткани человека взяты не случайно. Это продиктовано наличием возможности однозначно идентифицировать структуру костной ткани человека и построить ее модель, близкую к реальному объекту, на основе имеющейся в распоряжении современной физики [2] электронной микрофотографии такого металла как золото с увеличением в $n = 3,6 \cdot 10^7$ раз! Фотография выполнена Хацуширо Хасимото [2] и его группой, из университета в Осаке, на пленке золота, нанесенной на кристалл каменной соли.

ВЫВОД 1: Это теперь, об этих тонкостях научного анализа, мы пишем как о само собой разумеющихся свойствах костных тканей человека и алгоритме взаимодействия их с малыми дозами радиации. Но происходит это потому, что для изучения процессов патогенеза были использованы нами положения из [2], о механизме гиперчастотного колебания осцилляторов, но начало пути к пониманию этого феномена в природе было для нас нелегким.

Исходные данные для анализа модели строения костной ткани нами

использованы из аналогичного подхода примененного в [2] для золота. По своему научному значению фотография Х. Хасимото превосходит все достижения рентгеноструктурного анализа [4] за всю свою историю существования. Более того, изучение этой фотографии убедительно доказывает, что кристаллографические результаты, полученные рентгеноструктурным анализом более не заслуживают доверия. Единственное заблуждение Х. Хасимото и Дж. Дарриуса, комментирующих эту фотографию, состоит в том, что современная физика [2] считает, что за атомы золота ими ошибочно принимаются области частотного пребывания атомов, т. е. глобулы атомов принимаются за сами атомы. Мы убедились из [2], что, например, диаметр атома золота меньше диаметра его глобулы в 457 раз, следовательно, и порядок такого соотношения сохраняется и для модели костной ткани.

Благодаря этой фотографии удалось получить истинные параметры и характеристики кристаллической структуры золота, которые резко отличаются от принятых в справочной литературе [7]. Это обстоятельство наводит нас на мысль, что и истинные параметры и характеристики костной ткани также резко отличаются от принятых в справочной литературе [7]. И если мы хотим знать истинное строение костных тканей человека, то полагаем, что это возможно только с использованием метода и экспериментальных данных полученных Х. Хасимото, за которые, по нашему мнению, он и его группа заслуживают Нобелевской премии, и которые мы используем для построения теории патогенеза. Теперь мы можем с уверенностью утверждать, что именно так как на (рис.2) в пространстве элементарной ячейки размещается глобула структурного элемента костной ткани человека, что ранее было неизвестно.

ВЫВОД2: Тщательный анализ всех результатов исследования параметров и характеристик моделей малых доз радиации и структуры костной ткани с использованием положений из [2] привел нас к следующим утверждениям, которые ранее были неизвестны специалистам.

- 1). Данные спектрального анализа относительно расстояния между

атомами в молекулах по данным из физики [7], в том числе и для костной ткани — ошибочны. Как установлено из [2] и (табл.1 и 2) для всех твердых веществ в природе (костной ткани исключением не являются) и малых доз радиации законы структурного состава вещества и законы их взаимодействия — едины, что нами использовано в разработке новой теории патогенеза. Устаревшие положения из [1], параметры структуры вещества и характеристики нуждаются в существенной корректировке.

2). Значения параметров, введенные современной физикой, которые мы использовали из [2], такие как, например, диаметр осциллятора структуры костной ткани, никакого отношения не имеет к подлинному значению диаметра молекул или атомов и процессов их взаимодействия, как было известно из физики [7]. Поэтому такие числовые величины параметров являются ошибочными, что ведет к наращиванию ошибок в практических расчетах.

3) Структура вещества малых доз радиации должна рассматриваться только с использованием новых параметров представленных в (табл.1 и 2) из [2], иначе невозможно понять алгоритм их взаимодействия со структурой костной ткани, что является основой разработки теории патогенеза.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Мы полагаем, что прежде чем корректно сформулировать постановку задачи исследования и приступить к разработке теории патогенеза, необходимо, и полезно предварительно уточнить следующее обстоятельство, что различия таких твердых тел, как, например, костных тканей, от газов или жидкостей, например, воды в тканях и органах человека, весьма значительны. Поэтому прежде чем углубиться в суть решения проблемных вопросов взаимодействия костных тканей с малыми дозами радиации, нами предлагается ввести следующие основополагающие утверждения из [2].

Во-первых, как и структурный элемент любого твердого тела в [2], так и осциллятор твердого тела в костных тканях, занимает фиксированное

положение в объеме тела.

Во-вторых, как осциллятор любого твердого тела в [2], так и осциллятор в костных тканях, лишен вращения, ибо его пространственная ориентация в системе осцилляторов также фиксирована.

Оба этих свойства обусловлены системой сил электростатического взаимодействия осцилляторов любого твердого тела между собой, как известно из [2], а следовательно прослеживается их сходство, из которого следует, что имеет место такое взаимодействие и в костных тканях человека. Ну, а из этого следует, что как следствие этой системы сил формируется дальний порядок пространственного распределения осцилляторов с характерными параметрами элементарной ячейки костной ткани.

В-третьих, отличие любых твердых веществ от газообразного или жидкого состояния присущего воде, как в мышцах, так и в органах, состоит в том, что между осцилляторами костных тканей электродинамическое взаимодействие отсутствует с участием электрино-посредника (табл.1), как было установлено в [2]. Таким образом, частотное взаимодействие осцилляторов костных тканей между собой происходит без участия постоянной Планка [2] и без участия момента импульса электрино (табл.1), что раньше было неизвестно и специалистами во внимание не принималось.

С учетом этих особенностей, нами предлагается, модель строения костной ткани человека, полностью описывать законами гиперчастотной механики, которая фундаментально разработана в [2] на газах, жидкостях и твердых телах и эти положения использовать в разработке теории патогенеза.

В связи с отсутствием возможности исследовать баланс зарядов в структуре костной ткани для всех ее составляющих элементов, ограничимся для построения модели только одним из них, чтобы на частном случае сделать обобщение для всей системы. Известно, что в структуре костной ткани [6] превалирует избыточный положительный заряд атомов кислорода, а причина устойчивости этого соединения определяется распределением зарядов в

координатах атомов кислорода и костной ткани. Этим же фактором определяется пространственная ориентация атомов в кристаллической решетке, наклон и расстояние кристаллографических плоскостей. Не вдаваясь в структурные тонкости атомно-молекулярного уровня из [7], решим остальные параметры для построения модели кристаллического строения костной ткани не использовать, потому что справочные данные по ним отсутствуют, а конфигурацию структурных элементов представить в общем виде, как гексагональную сингонию. Мы располагаем материалами из [2], которые позволяют по отдельным параметрам и характеристикам реализовать общую модель биокристаллического строения костной ткани, идентичную реальной структуре. И хотя известно в кристаллографии и принято в [7], что если кристалл относится к гексагональной сингонии, то непременно угол у него $\gamma = 120^\circ$. Фотография Х. Хасимото выполненная в плоскости ХУ опровергает и эту догму в [2], утверждая одновременно, что значение угла в реальных биокристаллах варьируется в некотором диапазоне, предположительно $\gamma = 100^\circ$ — 130° , что тоже было неизвестно специалистам. К традиционным параметрам кристалла твердого тела добавляются новые для костной ткани, выявленные гиперчастотной механикой в современной физике [2]. Можно, конечно, качественно и количественно обосновать строение биокристалла костной ткани на основе зарядовой структуры атомов из [2], но эта работа пока не входит в нашу задачу по разработке теории патогенеза, поэтому поставим рамки искусственного ограничения при решении проблемной задачи.

ОСНОВНАЯ ЧАСТЬ

А теперь вспомним, что твердые тела на Земле охлаждаются или нагреваются, находясь в составе фоновой термодинамической системы и организм человека не выпадает из этого фундаментального положения. Для костных тканей человека такой фоновой термодинамической системой является помимо среды еще и организм человека. Мы не можем не брать в расчет и действующие на костные ткани внешние факторы природной среды:

дождь, снег, воздух и т.д. Поэтому влияние этих факторов общеизвестно на человека, в том числе и малых доз радиации, по научным источникам [8]. Из известных и уточненных данных о структуре элементарных частиц любого вещества в природе, в том числе и радиации, помимо параметров электрона в [2], представим новые элементарные частицы, как неизвестные вообще, так и с новым содержанием их числовых и аналитических значений в структуре костных тканей.

НЕИЗВЕСТНЫЕ ЭЛЕМЕНТАРНЫЕ ЧАСТИЦЫ

Генеральной конференцией мер и весов было зарегистрировано в 1982 году открытие второй и последней элементарной частицы структурных элементов вещества - ЭЛЕКТРИНО [8]. Она является основным физическим носителем массы — 99,83% и заряда —50% в структурном элементе любого вещества в природе, в том числе и радиоактивных частиц, а ее параметры были зарегистрированы решением XV11 ГКМВ от 1983 года. Все равно, переходить на новые элементарные частицы и понятия о структуре строения вещества, или радиоактивного излучения, и оперировать такой терминологией как ОСЦИЛЛЯТОР и ГЛОБУЛА [8], вместо атомов и молекул, научный медицинский мир не спешит. Мы будем в своей работе использовать понятие глобула – это элементарная единица макрообъема твердого тела, в которой сочетается единство массы, энергии и пространства.

Представим только некоторые параметры электрино из [8], чтобы показать в кратком варианте нашей аргументации построения модели всю сложность в решении проблемы взаимодействия костной ткани с малыми дозами радиации на примере дефиниции этой элементарной частицы, как основы любого вида вещества в природе в (табл.1.)

Таблица 1. Основные параметры электрино.

№ №	Константа	Аналитическое выражение	Численное значение
1	Масса электрино	$m_3 = (m_n - n_e - m_e) / n_3$	$6,8557572 \cdot 10^{-36}$ кг

2	Заряд электрино	$\vartheta = (Z_n + n_e \cdot e) / n_n$	$1,9876643 \cdot 10^{-12}$ Кл
3	Диаметр электрино	$d_n = \sqrt[3]{6m_n / \pi \rho_n}$	$1,1067247 \cdot 10^{-16}$ м
4	Объем электрино	$V_n = \pi d_n^3 / 6$	$7,0976958 \cdot 10^{-49}$ м ³
5	Секториальная электрино-пост. Милликена	скорость $\mu = u_{\vartheta i} \cdot r_i = 2h / m_n$ фотона,	$119,91698$ м ² / с
6	Момент импульса электрино-посредника и фотона, пост. Герца	$h = m_n \cdot \mu / 2$	$4,1106 \cdot 10^{-34}$ кг·м ² / с
7	Момент импульса осциллятора, пост. Планка,	$h = m_n \cdot \mu \cdot a / 2$	$6,62636 \cdot 10^{-34}$ кг·м ² / с
8	Максимальная скорость электрино, равная предельной скорости в природе	$v = P / m_n \cdot d_n \cdot v_{ед}$	$1,7183514 \cdot 10^{30}$ м/с

Таблица 2. Основные параметры нейтрона.

№	Константа	Аналитическое выражение	Численное значение
1	Масса нейтрона	$m_n = (n_n \cdot m_n + n_e \cdot m_e)$	$1,6605700 \cdot 10^{-27}$, кг
2	Диаметр нейтрона	$a_n = \sqrt[3]{6m_n / \pi \rho_n}$	$7,0112108 \cdot 10^{-14}$, м
3	Объем нейтрона	$V_n = \pi \cdot d_n^3 / 6$	$1,8045863 \cdot 10^{-40}$, м ³
4	Число электронов в нейтроне	$n_e = (m_n - n_n \cdot m_n) / m_e$	3
5	Число электрино в нейтроне	$n_n = (m_n - n_e \cdot m_e) / m_n$	$2,4181989 \cdot 10^8$
6	Электродинамический потенциал нейтрона, пост. Чедвика	$\phi = m_n \cdot v_{ед}^2 / n_n \cdot \vartheta$	$\pm 2,0680598 \cdot 10^{-7}$, В
7	Энергия полного расщепления нейтрона, пост. Курчатова	$k = \sqrt{n_e \cdot n_n} \cdot h v_{ед} \epsilon_{ед}$	$5,4608428 \cdot 10^{-13}$, Дж
8	Удельная по заряду масса, пост. Перрена	$\rho = m_n / n_n \cdot \vartheta$	$\pm 3,4547938 \cdot 10^{-9}$, кг / Кл
9	Энергия связи одного электрино в нейтроне, пост. Резерфорда	$\mathfrak{R} = 4\pi R_n^2 \cdot \sigma_n$	$1,3037881 \cdot 10^{-21}$, Дж
10	Энергия отрыва внешнего электрино пост. Ван-дер-Ваальса	$w = q_\lambda \cdot \phi$	$\pm 8,1215742 \cdot 10^{-28}$, Дж
11	Число нейтронов в единичной массе, пост. Авогадро	$N_A = 1 / m_n$	$6,0220285 \cdot 10^{26}$, кг ⁻¹
12	Постоянная Франклина	$\mathfrak{F} = J_{ед} / \vartheta$	$5,0310306 \cdot 10^{26}$, с ⁻¹
13	Постоянная Томпсона	$\tau = R_{ei}^2 \cdot \omega_i^2$	59, 860585
14	Постоянная Майера	$m = \beta e^2 / \pi R_e^2$	$3,4708918 \cdot 10^{15}$, Н / м

Примечание: большинство представленных параметров не имеют аналогов в

классической физике, были неизвестны и не использовались ранее в расчетах. Мы не раскрываем дефиниции параметров в аналитических выражениях из-за ограниченности объема статьи.

Ни у кого не должен вызывать сомнения тот факт [7], что нейтрон есть элементарный атом в условиях Земли. Из этого с очевидностью следует, что без знания уточненных современной физикой [8] значений параметров нейтрона говорить о его внутреннем строении, либо о строении атома и молекулы, либо в целом о структуре костной ткани, либо о взаимодействии ее с малыми дозами радиации, просто невозможно. Поэтому некоторые из них нами использованы из [8] и представлены в кратком варианте в (табл.2.).

Поскольку нам уже известно из [8] и (табл.2), что нейтрон состоит из электронов и электрино, то из этого следует, что основные положения о структуре строения костной ткани человека базируются на этих частицах. Поэтому основой нашей разработки модели взаимодействия между элементами вещества костной ткани и малыми дозами радиации для разработки теории патогенеза базируется на последних шестидесяти фундаментальных открытиях в физике [2]. Исследование электродинамики биокристалла и таких его параметров как механическая прочность костной ткани, начнем с краткого экскурса, посвященного зарядовой структуре нейтрона. Каждый нейтрон обладает тремя электронными полями, а его поле имеет постоянную плотность заряда из [2]. Попадая на положительное поле нейтрона, образованное плотнейшей упаковкой сферических электрино, малые дозы радиации, в виде как элементарных частиц, так и сгустков вещества, вступают во взаимодействие со структурными элементами костной ткани. А алгоритм механизма их взаимодействия ничем не отличается от природных процессов, кроме используемых параметров составных частей данной системы. Вот почему на рентгеновском снимке мы фиксируем только последствия разрушения костной ткани, но сам механизм взаимодействия малых доз радиации со средой выпадает из нашего поля зрения и нигде не

регистрируется.

Отрицательное электронное поле пробного осциллятора в составе малых доз радиации из (табл.1) взаимодействуют с положительными полями других осцилляторов в костной ткани, развивая силу взаимного сближения между ними. В то же время положительное поле пробного осциллятора в составе малых доз радиации при взаимодействии с положительными полями осцилляторов среды, развивает силу взаимного отталкивания, при этом некоторые параметры этого процесса представлены нами из [2] в (табл.3 и 4)

Таблица 3. Гиперчастотные параметры некоторых элементов входящих в костную ткань человека

Параметры Элементы входящие в костную ткань	$v_o = 2A_o f_o$, м/с, Линейная скорость осцилляторов	$u_o = r_o \cdot f_o$, м/с Скорость блуждания осцилляторов	$I_o = mv_o$, кг·м/с Импульс осциллятора	$s_o = d_{qo} - A_o - r_o$, м Длина дуги рассеяния осцилляторов	$\delta_o = s_o / r_o$, рад, Угол рассеяния осцилляторов
Азот	$4,7147 \cdot 10^4$	1,0687	$2,1968 \cdot 10^{-21}$	$2,49 \cdot 10^{-16}$	$1,3058 \cdot 10^{-3}$
Окись углерода	$4,7147 \cdot 10^4$	1,0697	$2,1944 \cdot 10^{-21}$	$4,29 \cdot 10^{-16}$	$2,2488 \cdot 10^{-3}$
Кислород	$4,7097 \cdot 10^4$	0,9496	$2,5229 \cdot 10^{-21}$	$2,217 \cdot 10^{-16}$	$1,3468 \cdot 10^{-3}$
Кальций	—	—	—	—	—
Калий	—	—	—	—	—

Таблица 4. Гиперчастотные параметры некоторых элементов входящих в костную ткань человека

Параметры Элементы входящие в костную ткань	$E_o = h \cdot f_o = P_o \cdot V_{qo}$, Дж. Энергия осцилляторов	$r_o = h / mv_o$, м Критическое расстояние осцилляторов	A_o , м. Амплитуда колебаний осцилляторов
Азот	$3,7691076 \cdot 10^{-21}$	$1,8759 \cdot 10^{-13}$	$4,141472 \cdot 10^{-9}$
Окись углерода	$3,7691023 \cdot 10^{-21}$	$1,8758 \cdot 10^{-13}$	$4,141470 \cdot 10^{-9}$
Кислород	$3,7677283 \cdot 10^{-21}$	$1,6427 \cdot 10^{-13}$	$4,140992 \cdot 10^{-9}$
Кальций	—	—	—
Калий	—	—	—

Примечание: большинство представленных параметров не имеют

аналогов в классической физике, были неизвестны и не использовались ранее в расчетах. Мы не раскрываем дефиниции параметров в аналитических выражениях из-за ограниченности объема статьи.

Результирующие силы взаимодействия костной ткани с малыми дозами радиации определяют не только механическую прочность биокристаллической структуры из (табл.3 и 4), но и алгоритм механизма взаимодействия между ними при разрушении среды. Конкретное и поэтапное решение этих задач начнем с использования из [2] в нашей теории числа электронных полей осциллятора, взаимодействующих с внешними полями. Очевидно среди нейтронов, образующих осциллятор [2], есть определенное число внутренних нейтронов, электронные поля которых не участвуют во взаимодействии с полями окружающих осцилляторов, а только с осцилляторами радиации.

ВЫВОД 3: Изложенное нами означает, что прочность кристаллической структуры костной ткани обуславливается силами взаимного притяжения или отталкивания, как во внутренней структуре вещества, так и при внешнем воздействии на нее малых доз радиации, что приводит к ее изменениям — патогенезу, который в таком аспекте ранее специалистами не рассматривался.

Таким образом, мы получили полную сходимость теоретических результатов с экспериментальными значениями параметров и характеристик в характере изменения прочности структуры костной ткани под действием малых доз радиации. Необходимо подчеркнуть, что энергия электродинамического взаимодействия между осцилляторами не зависит от температуры системы, а объем элементарной ячейки костной ткани изменяется пропорционально температурному коэффициенту в локальном участке вещества под воздействием малых доз радиации.

ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Как известно из [1], существует хорошо разработанная методика экспериментального определения удельной теплоемкости твердых веществ, при постоянном давлении и объеме в системе. Совершенно очевидно, что при

получении приращения энергии, в виде малых доз радиации костной тканью, возрастает кинетическая энергия его структурных элементов на основе законов гиперчастотной механики, независимо от агрегатного состояния тела, или его химической структуры.

Однако, в классической термодинамике твердого тела [4] совершенно неясен механизм реализации приращенной энергии структурными элементами, а следовательно неясна природа теплоемкости в костной ткани. Решение этой проблемы мы реализуем в рамках разработки теории патогенеза, используя в работе положения из [2] для твердого тела. Пусть мы имеем кусок костной ткани массой $m = 1$ кг и начальной температурой $T_0 = 0$, К. При нагревании локального участка костной ткани $m_{ед}$ под воздействием малых доз радиации до температуры T_i , мы затратим на процесс энергию E_i

$$E_i = m_{ед} \cdot C_i \cdot T_i, \text{ Дж}, \quad (1)$$

где C_i — удельная теплоемкость костной ткани.

Переходя от макро куска костной ткани на более низкий уровень, к одному его структурному элементу, мы получим кинетическую энергию одной частицы костной ткани ξ_i

$$\xi_i = (E_i \cdot A_i \cdot m_n) / m_{ед} = m_i \cdot C_i \cdot T_i, \text{ Дж} \quad (2)$$

где m_i — масса структурного элемента костной ткани ;

m_n — масса атома костной ткани;

A_i — атомный или молекулярный вес костной ткани.

Но мы уже знаем и другие соотношения для кинетической энергии осциллятора известные в [2], из которых для твердого тела подходит

$$E = k_i \cdot T_i \quad (3)$$

где k_i — постоянная Больцмана для осцилляторов i -го вещества.

После преобразований соотношения (3) получим специфическое уравнение для определения энергии осциллятора костной ткани под воздействием малых доз радиации при их взаимодействии, следующее из основного уравнения гиперчастотной механики [2]. Это соотношение

учитывает фиксированное пространственное положение осциллятора костной ткани, в котором отсутствует множитель $a = \sqrt[3]{4\pi/3}$ – ребро элементарной ячейки костной ткани по оси ОХ.

$$E_{KT} = m_i v_i u_i, \text{ Дж} \quad (4)$$

Из соотношения (4) с очевидностью следует, что приращенная костной тканью энергия c_i расходуется на приращение скорости двух составляющих частотного движения осцилляторов v_i и u_i :

$$c_i = v_i u_i / T_i \quad (5)$$

где v_i – линейная скорость i -того осциллятора в пространстве глобулы костной ткани;

u_i – скорость блуждания осциллятора вдоль внешней границы глобулы костной ткани.

Нами утверждается, что именно в этом соотношении (4) выражена истинная физическая суть теплоемкости костной ткани на уровне взаимодействия осцилляторов при воздействии малых доз радиации, которые ее разрушают. Это замечательное уравнение содержит два неизвестных, но методика их решения известна из [2]. Поэтому значение скоростей осцилляторов костной ткани для построения модели мы можем рассчитать для разного состояния среды. Оно может составлять $u_i = 2,3190445 \cdot 10^5$, м/с, а $v_i = 2,3190445 \cdot 10^5$ м/с, при условии, если $u_i = v_i$, что соответствует предельной скорости набегания частиц малых доз радиации на костные ткани, при которой еще возможно рассеяние на уровне атома на атоме. При $v_i > u_i$ атомы будут физически сталкиваться как бильярдные шары до такого предела скоростей, при котором они начнут разрушаться. Тогда суть алгоритма их взаимодействия состоит в том, что при таком сближении частиц и невероятно высокой скоротечности явления, срабатывают гравитационные силы [2]. Из использования нами результатов в [2] для раскрытия сложности этого процесса и построения модели неотразимо следует, что в ускорителях уже давно используются такие скорости, которые являются обычной рабочей скоростью,

где различные частицы, от протонов до атомов, разбивают вдребезги. Т. е. предел А. Эйнштейна, наложенный им на скорость частиц в результате их взаимодействия и ограниченный скоростью света равной $c=3\cdot 10^8$, м / с, экспериментально давным-давно преодолен и результат нами представлен в (табл.2). И лишь в силу ограниченности знаний военно-медицинской науки о структуре вещества, никто об этом до сих пор не подозревал, и потому это явление не регистрировал и не использовал в своих практических расчетах. Поэтому нами предлагается использовать эти неизвестные положения физики из [2] для практических расчетов при разработке теории патогенеза.

ВЫВОД 4: Вот целая система тончайших параметров, характеризующих кристаллическое строение твердого тела вообще, о которых классическая физика даже не догадывалась, и которые нами из [2] были использованы в разработке теории патогенеза, где на костные ткани человека действуют малые дозы радиации, и какие процессы взаимодействия между ними происходят.

Анализ гиперчастотных параметров костной ткани в точке воздействия малых доз радиации и природу их взаимодействия, предлагается рассматривать и в таком аспекте как плавление структурного элемента в локальной точке, чтобы прояснить вопрос, что мы имеем в виду, когда даем определение о разрушении среды. Для этого алгоритм взаимодействия малых доз радиации с костными тканями удобнее начинать с рассмотрения физической сути плавления. Из [2] известно, что два электродинамических составляющих модуля Юнга $P_1 = -7,853358 \cdot 10^{10}$, Па и $P_2 = 3,871141 \cdot 10^7$, Па можно назвать консервативными составляющими, которые мало зависят от температуры системы. Но зато механическая составляющая $P_3 = f(T) = 7,8494869 \cdot 10^{10}$, Па это есть напряжение быстрого реагирования на изменение энергетического состояния фоновой системы. Именно этому механическому составляющему напряжения — P_3 принадлежит ведущая роль в деструкции кристаллической системы костной ткани, именуемой плавлением локальных участков под воздействием малых доз радиации. Исходя из общих позиций изложенных в [2]

для твердых тел, предлагается вывести уравнение состояния костной ткани в точке плавления локального участка под воздействием малых доз радиации:

$$P_1 + P_2 + P_3 = 0 \quad (6)$$

Из (6) следует, что в точке плавления локального участка i -го структурного элемента костной ткани под воздействием малых доз радиации модуль Юнга обращается в нуль, т.е. происходит структурное разрушение.

На основании (6) и общих выводов из [2] мы утверждаем, что при достижении температуры плавления модуль положительных напряжений решетки костной ткани значительно увеличивается и достигает модуля отрицательного напряжения, что и обуславливает деструкцию кристаллической системы и ее фазовый переход в жидкое или газообразное состояние, что приводит к необратимым изменениям в костной ткани. При этом необходимо подчеркнуть, что несмотря на обращение модуля Юнга в нуль, коэффициент полярных напряжений в точке плавления костной ткани не равен нулю [2].

ВЫВОД 5: Выражаясь образно, можно сказать, что механическая энергия структурного элемента костной ткани, возрастая по мере роста приращения энергии системой под действием малых доз радиации (по мере нагревания), изнутри разрывает дальний порядок системы, переводя ее в жидкую или газообразную фазу. В локальных участках костной ткани под воздействием радиации это приводит к необратимым изменениям в структуре — патогенезу.

АЛГОРИТМ ИССЛЕДОВАНИЯ

На начальном этапе исследования при разработке новой концепции для решения проблемных вопросов патогенеза предлагается ввести дефиницию такого понятия, как биокристаллическая структура для построения модели костных тканей, по аналогии с кристаллическими структурами веществ встречающихся в природе, но не имеющих биологического происхождения.

Кроме того, предлагается рассматривать костные ткани человека как исследуемую систему, как это принято в науке [1]. Ну, а, поскольку точкой отсчета для всякой системы, в том числе и для костной ткани, является

нормальное состояние фоновой среды, то при росте энергии системы за счет воздействия малых доз радиации, происходит пропорциональный рост сил взаимодействия осцилляторов. При этом для нормального состояния системы длина дуги рассеяния осциллятора на осцилляторе определяется из (табл.3).

Кроме того, мы убедились из [2], что в процессе исследования функционирования модели, в каждом единичном взаимодействии осцилляторов костных тканей, как между собой, так и с малыми дозами радиации, при нормальном состоянии системы, участвуют два электрино. Ибо после излучения первого электрино осцилляторы останавливаются, продолжая вращение, но критическое расстояние между ними из (табл.4), сохраняется, как утверждается в [2]. Именно сохранение критического расстояния и обуславливает, наряду с вращением, излучение второго электрино [2].

Если же модель системы, в виде костных тканей, под воздействием малых доз радиации переводится в состояние с меньшим содержанием энергии, чем при нормальном состоянии, т. е. имеет место, либо охлаждение фоновой среды, либо уменьшение доз радиации воздействия на среду, то происходит пропорциональное уменьшение численных значений сил взаимодействия. При этом могут рассматриваться различные варианты изменения значений сил взаимодействия осцилляторов костной ткани и малых доз радиации.

Во-первых, значения энергетических параметров взаимодействия из (табл.3) костной ткани и малых доз радиации изменяются пропорционально, относительно нормального состояния системы, что ранее было неизвестно специалистам и не учитывалось в практической работе.

Во-вторых, критическое расстояние взаимодействия пары осцилляторов из (табл.4) не зависит от энергии системы, как было установлено в [2] и, стало быть, наше утверждение, что скорость электрино-посредника и его импульс сохраняются постоянными для i -то структурного элемента костной ткани, является верным.

Совсем иначе обстоит дело, когда система значительно сдвинута из нормального состояния, т.е. ранее неоднократно подвергалась воздействию радиации. В этом случае, взаимодействие пары осцилляторов завершается излучением лишь одного электрино [2], ибо ввиду значительного рассеяния они расходятся за пределы критического расстояния, на котором электронный луч уже не в состоянии развить отрицательную силу достаточную для отрыва второго электрино.

ВЫВОД 6: Мы подробно рассмотрели стадии единичного акта взаимодействия пары осцилляторов в нормальных условиях между собой и с малыми дозами радиации в фоновой среде, кроме того, затронули явления плавления и охлаждения локальных участков костной ткани, либо изменение уровня воздействия малых доз радиации на среду.

Нами рассмотрена главная особенность рассеяния осциллятора на осцилляторе в костных тканях и при воздействии малых доз радиации в разных состояниях системы, обуславливающая предельную сложность представления процессов их взаимодействия и выработаны рекомендации для учета этого явления специалистами в практической работе.

АЛГОРИТМ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ

Разработка алгоритма взаимодействия структурных элементов костной ткани с малыми дозами радиации началась с того, что частично этот вопрос нами уже был изложен выше. А некоторые нюансы этого явления мы решили рассмотреть отдельно после анализа всех известных нам первоисточников (о рассеянии осциллятора на осцилляторе тогда еще не было никакого у нас представления), пока мы не изучили основные положения из [2] по данной проблеме. Поэтому, нами был предложен алгоритм механизма взаимодействия моделей в процессе основанный на положениях из [2], как для структурного состава радиации, так и для структурного состава веществ твердых тел.

Если представить модель такого процесса таким образом, что один из осцилляторов костной ткани является неподвижной мишенью, а второй —

набегающим снарядом, то в этом случае встречного импульса электрину достаточно [2], но только для уменьшения импульса снаряда и изменения вектора его движения, но не для отражения, либо разрушения среды. При этом может иметь место несколько вариантов ситуации.

Во-первых, рассеяние частиц может происходить под углом прямого рассеяния [2], т. е. (положительное рассеяние) на угол $\theta_1 = 2^\circ - 3^\circ$, как представлено на третьем исследуемом элементе модели костной ткани под воздействием малых доз радиации, на (рис.3)

V_1

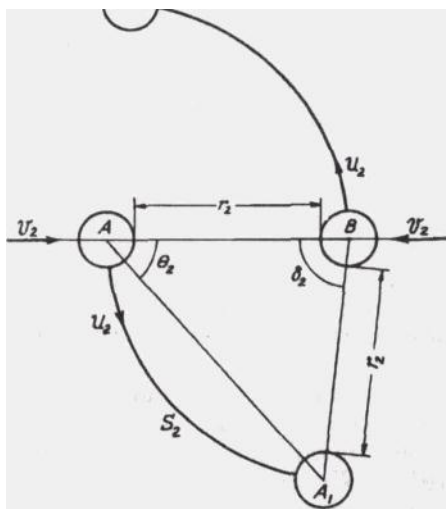


Рис. 3. Положительное рассеяние частиц исследуемой модели костной ткани при воздействии малых доз радиации в нормальных условиях.

Во-вторых, рассеяние частиц может происходить под углом обратного рассеяния [2], т.е. (рассеяние назад) на угол $\theta_2 = 135^\circ - 150^\circ$, как представлено на четвертом исследуемом элементе модели костной ткани под воздействием малых доз радиации, на (рис.4)

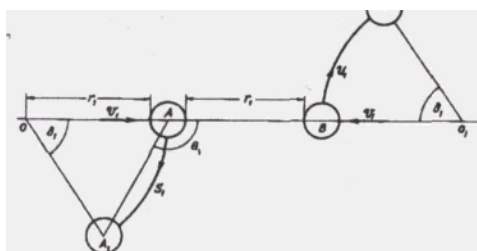


Рис.4.

Рис. 4. Обратное рассеяние частиц исследуемой модели костной ткани при

воздействию малых доз радиации в нормальных условиях. А и В — положение набегающих осцилляторов в момент достижения критического сближения; A_i и B_i — положение осцилляторов после излучения первого электрино-посредника; δ_i — угол поворота, θ_i — угол рассеяния осциллятора; v_i и u_i — векторы скорости до и после взаимодействия, s_i — дуга траектории рассеяния. Значения введенных определений одинаковы на (рис.3 и 4).

Из (рис.4) следует, что при изотермическом сжатии [2] осцилляторы рассеиваются назад, на угол $\theta_1 > \pi/2$. а при изобарном нагреве угол рассеяния частиц (рис. 3) равен $\theta_2 < \pi/2$

В-третьих, используем результаты экспериментов по рассеянию частиц на атомах золота, полученных в 1909 г. Х. Гейгером и Э. Марсденом для уточнения функционирования пятого элемента нашей модели. Как хорошо известно [2], некоторая часть частиц в этих опытах отражалась назад от тонкой золотой фольги, а некоторая переходила на орбитальное движение.

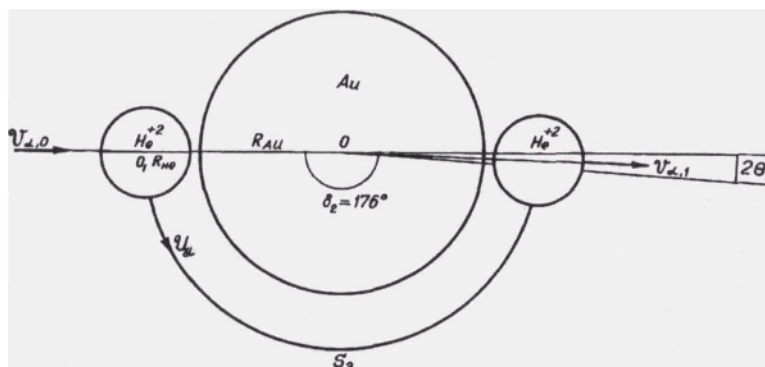


Рис. 5. Фрагмент модели рассеяния с орбитальным движением частиц в поле атома костной ткани, использованный нами для разработки теории патогенеза (по результатам опыта Гейгера-Марсдена от 1909г.).

Где:

v_{a0} — вектор скорости частицы-снаряда до взаимодействия с атомом костной ткани;

O_1 — точка геометрического центра частицы в момент достижения критического сближения и излучения первого электрино-посредника;

u_a — вектор и орбитальная скорость частицы в поле атома костной

ткани;

O_2 — точка геометрического центра частицы в момент излучения второго электрино-посредника;

v_{a1} — вектор скорости частицы после излучения второго электрино;

δ — угол облета частицей атома костной ткани;

$\theta = 2^\circ$ — угол рассеяния частицы OO_1 — радиус облета;

S — траектория облета частицей атома костной ткани.

ВЫВОД 7: Таким образом, использованные нами в разработке алгоритма взаимодействия моделей костных тканей с малыми дозами радиации, экспериментальные данные из [2], а также результаты опыта Гейгера-Марсдена из [3] по рассеянию частиц, без малейшей натяжки объясняют, в рамках новой теории патогенеза, какие же процессы в организме человека происходят в реальности. И при этом раскрываются такие тонкости явления, о которых экспериментаторы и не мечтали. Например, попутно раскрывается механизм такого явления, почему мышечные ткани человека подвергаются большему воздействию малых доз радиации по сравнению с костными тканями. Происходит это, как теперь выяснилось, за счет дополнительного рассеяния малых доз радиации в мышечных тканях.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Процесс взаимодействия малых доз радиации с костными тканями в организме человека является одним из существенных элементов теории патогенеза. Разработанная концепция позволяет предложить теорию, которая основана на самых современных достижениях физики [2] сегодня, что позволит не только контролировать развитие патогенеза, но и прогнозировать процесс разрушения костных тканей, управлять этим процессом, обрабатывать визуальную информацию при диагностике и вырабатывать методические рекомендации при лечении.

Полученные результаты исследований больного можно оценивать количественно, или рассчитывать с высокой степенью точности параметры

составляющих элементов процесса взаимодействия при патогенезе, измерять характеристики реального процесса, прогнозировать ход развития болезни не только костных, но и мышечных тканей и органов. Полученные результаты позволяют идентифицировать полученную информацию не только в статическом, но и в динамическом режиме, в виде высококачественных изображений с высокой степенью точности отображения процесса, для накопления статистического материала.

Таким образом, воздействие малых доз радиации на костные ткани человека описываются математическими уравнением гиперчастотной механики в современной физике [8], которые мы использовали для разработки современной теории патогенеза, с целью существенного прорыва в диагностике и лечении. последствий воздействия радиации.

Это позволяет не наращивать беспредельно программно-аппаратные или мультимедийные средства визуализации информации в медицинских системах, а получить существенный прорыв в улучшении качества изображений, пораженных локальных участков костных тканей человека за счет использования разработанной нетрадиционной теории патогенеза.

ЛИТЕРАТУРА

1. А.Н. Коваленко, Д.А. Белый, В.Г. Бабешко Характеристика отдаленных последствий острой лучевой болезни //Международный журнал радиационной медицины. — 2000. — N 1(5). – С. 46 — 64.
2. Планк Макс. Единство физической картины мира. – М.: Наука, 1966.- 283 с.
3. Дирак П. Пути физики. М.: Энергоатомиздат, 1983. – С. 24-25.
4. Шпольский Э.В. Атомная физика. М.: Наука, 1984. 7-ое изд. – С. 24-26.
5. Физика микромира. М.: Советская энциклопедия, 1986. – С. 34-55.
- 6.Чанг Р. Физическая химия с приложениями к биологическим системам.

М.: Мир, 1980. –С. 41-42.

7. Блейкмор Дж. Физика твердого тела. М.: Мир, 1988. 2-е изд.. – С.11-13.

8. Мэрион Дж. Б. Физика и физический мир. Пер. с англ. М.: Мир, 1975. – 623 с.

9. Ситник А.Г. Исследование и разработка цифровых методов и средств синтеза цветных полутоновых изображений; Автореф. дис... . канд.техн.наук.- Киев., 1995. - 16 с.

10. Яворский Б.М., Детлаф А.А. Справочник по физике. - М.: Наука, 1985. - 847 с.

5. Азарсков В.Н., **Ситник А.Г.** Исследование взаимодействия малых доз радиации с костными тканями человека с целью регистрации изображений на различных твердотельных носителях // Електроніка та системи управління, – № 4 (6). – К.: НАУ, 2005. – С. 126–136.