

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОБЪЕМНОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННЫХ ДОЗ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ ПРИ РЕНТГЕНОВСКОМ ТОМОГРАФИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ

¹Гвай А.С., ^{1,2}Шалепа О.Ю., ¹Аверьянова Л.А.

¹Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. биомедицинских электронных устройств и систем,
тел. (057) 702-13-64, E-mail: liandr@ukrpost.ua ; факс (057) 702-11-13

² ГУ «Институт медицинской радиологии им.С.П.Григорьева НАМН Украины»
61024, Харьков, ул. Пушкинская, 82, тел. (057) 7000-918

This work is devoted to the problem of simulation and theoretical calculation of radiation doses inside CT-phantom for doses definition in different anatomical areas of the body. The results of this work can be implemented in the offices of CT-studies and used to improve control block parameters of radiation X-ray tomography.

Введение. Рентгеновская компьютерная томография (РКТ) является одним из наиболее информативных методов медицинской визуализации. Особенно широко РКТ используется в онкологии для первичной диагностики, планирования лучевой терапии и повторных исследований с целью контроля эффективности лечения. Однако, РКТ-исследование является методом визуализации с повышенной дозой нагрузкой на пациента. В отличие от рентгенографии, при которой доза облучения за последние 10 лет существенно уменьшилась, доза облучения при РКТ не снижается. Основной причиной этого являются технические принципы получения РКТ-изображений. Поскольку РКТ становится все более доступным методом клинических исследований, понятно, что его вклад в коллективную дозу облучения населения будет и дальше возрастать. При этом в нашей стране углубленных исследований в области РКТ-дозиметрии до сих пор не проводилось. Поэтому актуальной задачей является получение объективной информации о дозах облучения при РКТ-исследованиях путем моделирования процесса взаимодействия организма человека с рентгеновским излучением, экспериментального измерения доз, анализа полученных результатов и определения основных путей снижения и контроля доз облучения при РКТ-исследованиях.

Цель работы. Моделирование и расчет распределения поглощенных доз рентгеновского излучения в фантомном объекте при проведении РКТ-исследований.

Результаты исследования. Определение объемного распределения поглощенных доз ионизирующего излучения в теле человека при проведении диагностических и лечебных процедур является крайне сложной задачей ввиду недоступности прямых измерений доз внутри живого организма.

Применение дозиметрических антропоморфных фантомов человека – единственный способ прямого измерения поглощенных доз ионизирующей радиации в любых тканях и органах человека.

Для проведения непосредственных дозиметрических исследований при РКТ предварительно необходимо провести моделирование процесса взаимодействия рентгеновского излучения с телом человека с возможностью прогнозирования значений доз в конкретных анатомических зонах.

При моделировании дозного распределения необходимо рассмотреть некоторые сечения организма человека, которые попадают в зону облучения при РКТ. На этих срезах определяются конкретные опорные точки, в которых рассчитывается доза, при этом для каждого РКТ-исследования задается своя начальная интенсивность падающего рентгеновского излучения.

Предполагается, что при исследовании доз тело человека заменено его физической моделью – антропоморфным фантомом, причем показатели ослабления рентгеновского излучения материалами фантома эквивалентны таковым для соответствующих тканей организма человека. Геометрические и плотностные параметры «анатомических» компонентов фантома заранее известны. Благодаря этому возможно теоретически определить

ослабление интенсивности исходного излучения в каждой из зон интереса и предсказать дозное распределение внутри тела человека при РКТ.

Фантом – реалистичная модель тела взрослого мужчины со стандартными антропометрическими показателями (рост – 175см, вес – 75 кг). Фантом выполнен в послойном делении с шагом поперечных сечений (толщиной слоя) 2,5 см (рис.1). В каждом слое вмонтированы вставки из тканеэквивалентных пластмасс, моделирующих мягкую, костную, жировую и легочную ткани. Схема данного фантома включает 40 сечений с нанесенными на них контурами 22 органов и 255 анатомически обусловленных контрольных точек, в которых предусмотрены места для установки дозиметров. Такой дозиметрический антропоморфный фантом используется как модель тела человека в экспериментальных исследованиях формирования дозовых нагрузок внутри тела.

Для прогнозирования результатов дозиметрии необходимо теоретически получить значения доз в контрольных точках в зависимости от свойств тканей, сквозь которые прошло излучение. Пример РКТ-среза фантома приведен на рис.2, где изображены легкие, лопатки, ребра и тимус. Предполагается, что для мягкой ткани линейный коэффициент ослабления – μ_m , для кости – μ_k , для легких – μ_L , для жира – μ_g . Глубины залегания контрольных точек для расчета доз обозначаются x_k , x_m , x_L , x_g в кости, мягких тканях, легких и жира соответственно.



Рис.1. Антропоморфные фантомы для измерения глубинного распределения доз излучения



Рис.2. РКТ-срез фантома с обозначением опорных точек для размещения дозиметров

В соответствии с законом Бугера были теоретически рассчитаны дозы в точках фантома, соответствующих определенному органу, на нескольких срезах при РКТ головы и грудной клетки. Эти значения затем можно сопоставить с дозами, определенными экспериментально. Предполагается, что при сравнении с показаниями дозиметров возможны отклонения относительно теоретически рассчитанных значений доз. Это можно объяснить тем, что в фантоме используются тканеэквивалентные пластмассы, которые не в полной мере воспроизводят свойства живых тканей. Кроме того, возможны отклонения режимов экспозиции при РКТ на разных аппаратах.

Выводы. Впервые проведено моделирование глубинного распределения доз рентгеновского излучения в антропоморфном фантоме. Результаты работы позволяют оценить дозную нагрузку на отдельные органы и оптимизировать режим сканирования с целью снижения дозы облучения пациентов при РКТ.

ЧЕРЕЗ СТРУКТУРУ «КОЖА-МЫШЦА-КОСТЬ»

Зинвалюк А.В., Головенко В.М.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. биомедицинских электронных устройств и систем,
тел. (057) 702-13-64, E-mail: magnuslex@rambler.ru; факс (057) 702-11-13

This work is devoted to the problem of developing a model ultrasound waves passing through biological layered structure. Feature of this model is to calculate the parameters of ultrasound propagation through bone with the definition of the angular distribution transparency of the system.

Введение. Исследование структуры костной ткани *in vivo* является одним из наиболее важных показателей при оценке функционирования опорно-двигательной системы человека. Принято, что основным методом визуализации костных структур является рентгенография. Однако этот метод базируется на использовании ионизирующего излучения. Усилия исследователей всего мира направлены на разработку более безопасных для человека методов визуализации костных структур, при этом особое внимание уделяется анализу условий применения диагностического ультразвука (УЗ). Известно, что на границах тканей с различными акустическими свойствами (например на границе мышцы и надкостницы, на поверхности полых органов и т.д.) наблюдается существенное отражение ультразвука. Это не позволяет установить внутренние особенности анализируемых плотных тканей. Вместе с тем, известны УЗ-изображения костных структур кисти, экспериментально полученные проф. Абдуллаевым Р.Я. (рис.1).

Цель работы. Теоретический анализ процесса прохождения УЗ-волн через слоистые биологические структуры с существенными различиями акустических импедансов и определение физических условий получения диагностических УЗ-изображений кости *in vivo*.

Результаты исследования. Рассмотрена задача прохождения ультразвуковой волны через идеализированную систему слоев тканей, соответствующих анатомическому строению ладони. В системе «кожа - мышца - кость - костный мозг» каждый слой описывается своей удельной плотностью и скоростью распространения ультразвуковой волны, а также толщиной слоя (рис.2). Следует заметить, что из всех рассматриваемых слоев поперечные колебания распространяются только в костном, причем скорость звука для различных типов колебаний также различна.

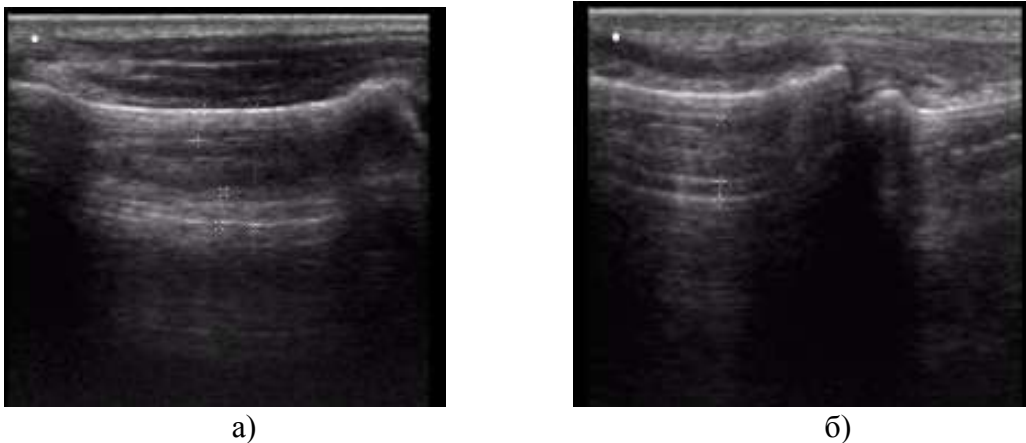


Рис.1. Результаты УЗ-визуализации коротких трубчатых костей и суставов кисти (получены проф. Абдуллаевым Р.Я.):
а - проксимальная фаланга безымянного пальца, б - дистальная фаланга