

ОСОБЕННОСТИ КОНТУРИРОВАНИЯ МОДЕЛЕЙ ОПУХОЛЕЙ НА ПЭТ ИЗОБРАЖЕНИИ С УЧЕТОМ РЕСПИРАТОРНЫХ ДВИЖЕНИЙ

FEATURES OF DESIGNING TUMOR MODELS ON PET IMAGES TAKING INTO ACCOUNT RESPIRATORY MOVEMENTS

В. М. Зинчук^{1,2}, Е. В. Емельяненко^{1,2}, Т. С. Чикова^{1,2}
V. Zinchuk, E. Emelyanenko, T. Chikova

¹Белорусский государственный университет, БГУ, г. Минск, Республика Беларусь

²Учреждение образования «Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова» Белорусского государственного университета, МГЭИ им. А. Д. Сахарова БГУ, г. Минск, Республика Беларусь
valeryzinchuk01@gmail.com

¹Belarusian State University, BSU, Minsk, Republic of Belarus

²International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University, ISEI BSU
Minsk, Republic of Belarus

В данной статье выполнен эксперимент по симуляции движения опухолей при помощи фантома и помещенных в него сфер, наполненных радиофармпрепаратом, на основании которого получены функциональные зависимости объема каждой сферы от уровня градиента активности.

An experiment was performed to simulate the movement of tumors using a phantom and spheres filled with radiopharmaceuticals placed in it, as a result of which functional dependencies of the volume of each sphere on the level of the activity gradient were obtained.

Ключевые слова: позитронно-эмиссионная томография, радиофармпрепарат, ¹⁸F-фтордезоксиглюкоза, метаболический объем опухоли.

Keywords: positron emission tomography, radiopharmaceutical, ¹⁸F-fluorodeoxyglucose, total tumor volume.

<https://doi.org/10.46646/SAKH-2023-1-325-328>

Одним из самых современных и прогрессивных методов радионуклидной диагностики является позитронно-эмиссионная томография в сочетании с компьютерной томографией (ПЭТ/КТ), которая с помощью специального программного обеспечения дает возможность получать изображения, необходимые для дальнейшего планирования лучевого лечения пациентов. По этим изображениям можно определять не только метаболические, но и морфологические изменения органов и систем человеческого организма.

Определение и точное выделение контуров для дальнейшего расчета объема опухоли является ключевым звеном в диагностических и терапевтических этапах у пациентов. При планировании высокоточной лучевой терапии необходимо знать точный контур общего объема опухоли. Эта информация позволяет наиболее точно регулировать доставляемую к мишени (опухоль) дозу, минимизируя токсичность для нормальных тканей, что подчеркивает актуальность использования ПЭТ/КТ для уточнения границ патологического очага накопления радиофармацевтического препарата (РФП) [1].

В оценке реакции опухоли на лечение может помочь радиомеченый аналог глюкозы ФДГ (¹⁸F – фтордезоксиглюкоза). Исследования [2] показали, что РФП может отличить живую остаточную опухоль от фиброза, который образуется после лечения. В некоторых случаях реакцию можно увидеть уже через несколько недель после начала лечения. Количественный анализ изменений (концентрации РФП в опухоли), вызванных лечением, может дать ранний прогноз реакции опухоли и исхода болезни, что предоставит возможность онкологам менять курс лечения в зависимости от индивидуальной реакции [3].

Поскольку для получения ПЭТ-изображений необходимо время от 10 до 60 минут в зависимости от желаемого результата, движение органов во время акта дыхания создает проблему при радионуклидной визуализации и, следовательно, к ошибкам в локализации и вычислении дозы. В результате искажается видимая форма и местоположение опухоли.

Тем не менее, в стремлении уменьшить неопределенность при определении размера, формы и расположения GTV (общий объем опухоли) нужно учитывать, как ФДГ взаимодействует со злокачественными образованиями. В целом, при повышенной чувствительности к обнаружению ФДГ увеличивается GTV. В ситуациях, когда опухоль окружена отеком, фиброзом или ателектазом, ФДГ может уменьшить GTV по сравнению с таковым на основе КТ путем исключения неопухолевых тканей. Увеличение или уменьшение GTV также может происходить в ситуациях, когда опухоль проникает в соседние органы аналогичной плотности. Размер – не единственное ограничение при высокоточной лучевой терапии, но правильное

расположение и форма опухоли имеют решающее значение, если мы хотим избежать промаха при определении локализации.

Несмотря на ряд преимуществ использования ПЭТ изображений для планирования лучевой терапии, проблемными аспектами являются пространственное разрешение и дыхательные движения пациента, которые вносят значительные искажения в формирование геометрических характеристик патологических очагов, что в свою очередь сказывается на формировании границ и, соответственно, метаболического объема. Стоит отметить, что даже в статическом положении границы патологических очагов могут быть неоднородными.

Значения вокселей изображений ПЭТ содержат значения, которые связаны с удельной активностью РФП в этом пространственном местоположении. Внутри опухоли диапазон значений может быть большим, увеличиваясь с увеличением неоднородности опухоли. Гистограмма на рисунке 1 демонстрирует неоднородность значений активности, которые можно обнаружить даже при относительно небольшой опухоли легкого. В этом примере значения вокселей варьируются на порядок (примерно от 2000 до 20 000), распределенные по относительно широкому профилю. Для больших опухолей эта гетерогенность может быть еще значительной. При таком широком диапазоне значений интенсивности трудно определить наиболее подходящий уровень для определения края опухоли.

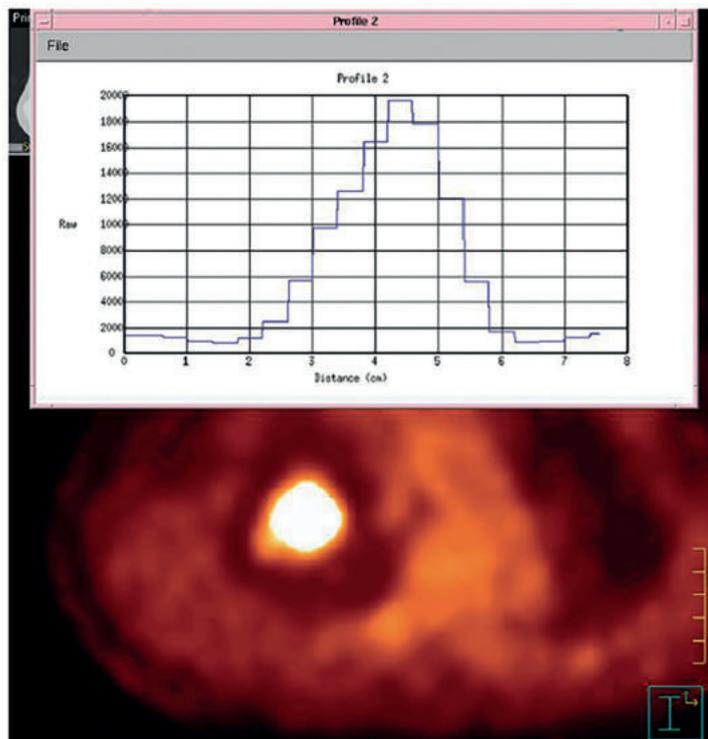


Рисунок 1 – Неоднородность значений интенсивности удельной активности для опухоли размером примерно 4 см в диаметре

Цель работы – оценка влияния характера контурирования мишеней в статическом и динамическом положениях на формирование их интегрированного объема.

Процедура сканирования выполнена на позитронно-эмиссионном томографе, совмещенном с компьютерным томографом DISCOVERY IQ. Сканирование проводилось с использованием оптимизированной (самостоятельно) версии фантома Jackzack, состоящий из цилиндрического корпуса и 6 сфер, установленных внутри и наполненных радиофармацевтическим препаратом ^{18}F -ФДГ (соотношение объемной активности препарата в чаше фантома к объемной активности в сферах составляло 1:6). Внутренний диаметр и объем сфер: 10 мм, 0,52 мл; 13 мм, 1,15 мл; 17 мм, 2,57 мл; 22 мм, 5,57 мл; 28 мм, 11,49 мл; и 37 мм, 26,52 мл. Выполнены серии сканирования фантома в статическом и динамическом (в движении) положениях с использованием установки, описанной в статье [5], моделирующей респираторные движения человека.

На полученных сериях ПЭТ-изображений статического и динамического типов, выполнено контурирование сфер и определены их объемы. На рисунке 2 представлены аксиальные проекции фантома, полученные в результате его сканирования в статическом и динамическом положениях. Отмечается «размытие» контуров сфер, имитирующих очаги накопления радиофармацевтического препарата вдоль оси смещения сфер.

Контурирование осуществлялось по цветовому градиенту, соответствующему процентному включению активности от максимального значения активности в вокселе, а именно 50%, 60%, 70% и 80% для каждой сферы. Рассчитаны их объемы, полученные в результате контурирования. На основе полученных объемов, были построены функциональные зависимости контурируемого объема от уровня градиента для статистических изображений рисунок 3.

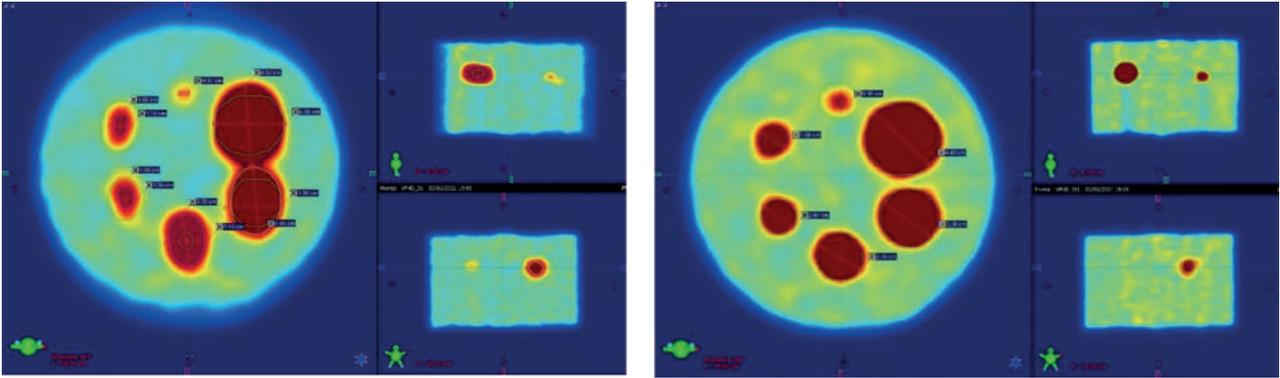


Рисунок 2 – ПЭТ изображения с использованием итерационного алгоритма VPHD динамического и статического типов соответственно

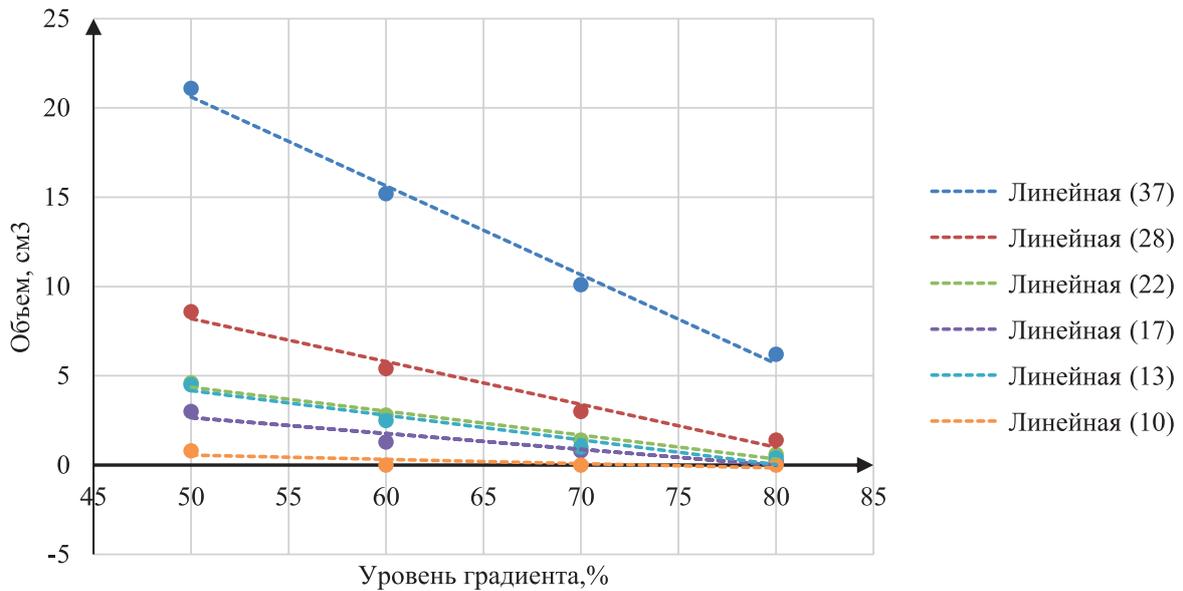


Рисунок 3 – Графики зависимости контурируемых объемов от уровня градиента в статистическом положении

Для каждой линейной зависимости построены функции с соответствующими коэффициентами аппроксимации:

1. (37 мм) – объем = $-0,498 \times \text{градиент} + 45,52$; $R^2 = 0,9919$
2. (28 мм) – объем = $-0,24 \times \text{градиент} + 20,2$; $R^2 = 0,9783$
3. (22 мм) – объем = $-0,138 \times \text{градиент} + 11,07$; $R^2 = 0,9503$
4. (17 мм) – объем = $-0,134 \times \text{градиент} + 11,06$; $R^2 = 0,9727$
5. (13 мм) – объем = $-0,089 \times \text{градиент} + 7,11$; $R^2 = 0,911$
6. (10 мм) – объем = $-0,024 \times \text{градиент} + 1,76$; $R^2 = 0,6$

Рассмотренные функции характеризуют динамику изменения объема сфер от выбранного градиента для статистических изображений, а также имеют высокий коэффициент аппроксимации. По данным значениям можно спрогнозировать объем каждой сферы от выбранного градиента активности. Такие же функциональные зависимости были построены для динамических изображений рисунок 4.

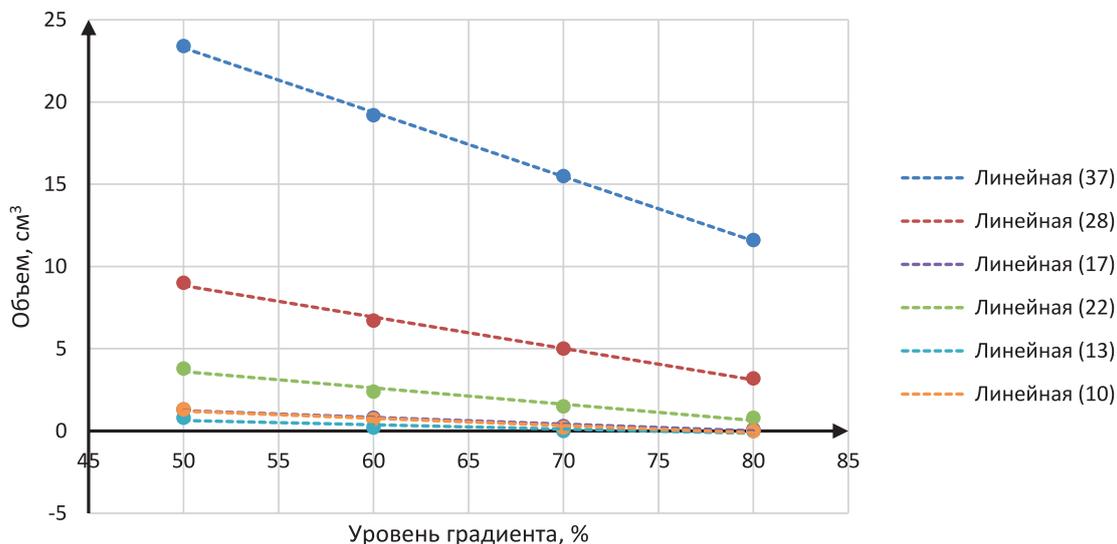


Рисунок 4 – Графики зависимости контурируемых объемов от уровня градиента в динамическом положении

Для каждой линейной зависимости построены функции с соответствующими коэффициентами аппроксимации:

1. (37 мм) – объем = $-0,391 \times \text{градиент} + 42,84$; $R^2 = 0,9994$
2. (28 мм) – объем = $-0,191 \times \text{градиент} + 18,39$; $R^2 = 0,9953$
3. (22 мм) – объем = $-0,099 \times \text{градиент} + 8,56$; $R^2 = 0,9747$
4. (17 мм) – объем = $-0,044 \times \text{градиент} + 3,41$; $R^2 = 0,9584$
5. (13 мм) – объем = $-0,041 \times \text{градиент} + 3,29$; $R^2 = 0,9689$
6. (10 мм) – объем = $-0,026 \times \text{градиент} + 1,94$; $R^2 = 0,786$

Как в случае статистики, так и в случае динамики графики функций являются монотонно убывающими с ростом уровня градиента для каждой сферы, что определяет общую динамику изменения объема. Благодаря уровню градиента можно влиять на выявленный объем исследуемых целей. Данный факт позволяет на различных типах изображений определять более точные данные размеров границ контуров объектов.

Полученные результаты свидетельствуют о необходимости использования большего уровня градиента в случае движения патологических очагов для минимизации ошибки при формировании объема мишени. «Размытие контуров» сфер в статическом и динамическом режимах исследований объясняется эффектом частичного объема, являющегося следствием низкого пространственного разрешения ПЭТ- сканера. Для получения четких контуров патологических очагов целесообразно использовать реконструкционные алгоритмы, позволяющие подавлять фоновый шум.

ЛИТЕРАТУРА

1. Беляев, В.Н. Физика ядерной медицины: учеб. Пособие: в 2 ч. / В.Н. Беляев, В.А. Климанов – Москва: НИЯУ МИФИ, 2012 – Ч. 2. – 245 С.
2. Toya, R. FDG-PET/CT-based Gross Tumor Volume Contouring for Radiation Therapy Planning: An Experimental Phantom Study / R. Toya, R. Murakami // ed. J. Radiat. Res., 53 – 2012 – p. 338 – 341.
3. Rudžianskas, V. Use of 18F-FDG PET/CT Imaging for Radiotherapy. Target Volume Delineation after Induction. Chemotherapy and for Prognosis of Locally Advanced Squamous Cell Carcinoma of the Head and Neck / V. Rudžianskas, E. Korobeinikova, M. Rudžianskiene // Medicina – 2018 – 18 p.
4. Arnold, C.P. PET-CT in Radiotherapy Treatment Planning / C.P. Arnold, S.T. Bin – Philadelphia, 2008 – 249 p.
5. Емельяненко, Е.В. Методика и аппаратные средства оценки количественных характеристик ПЭТ-изображений при исследовании динамических объектов / Е. Емельяненко, М. Петкевич, И. Тарутин // Известия Национальной академии наук Беларуси. Серия физико-технических наук. – 2021. – Т. 66, № 4. – С. 496–504.