

Неопределённость радиологической идентификации злокачественной опухоли¹

Н.Н. Колотилов¹, Т.А. Малышева²

Институт ядерной медицины
и лучевой диагностики
НАМН Украины¹
Институт нейрохирургии
им. акад. А.П. Ромоданова
НАМН Украины²

Неопределённость – отсутствие или недостаток определения или информации о чём-либо. Существует мнение, что неопределённость, возможно, является фундаментальным свойством природы [9]. Часто термин «неопределённость» понимается в очень узком смысле, как неполное описание результатов измерения и допущений, сделанных при этом. Тема неопределённости открыта впервые для отечественных медико-биологических наук монографией [15].

В метрологии уже реализован переход от погрешности к неопределённости, которая рассматривается как мера информации. Неопределённость определяет качество информации (достоверность, полнота, ценность, актуальность, ясность). Упрощенно можно сказать, что неопределённость измерений – это неуверенность в точности результатов измерения. Количественная оценка неопределённости включает в себя 2 основных аспекта: в каких пределах вокруг результата измерения может находиться истинное значение измеряемой величины, и с какой вероятностью оно в эти пределы попадает.

Значительная часть полезных знаний накапливается в результате тщательно планируемых измерений, проводимых с полным пониманием ограничений применяемых методов. Существует неизбежный риск, что интерпретация результатов измерений будет больше отражать особенности использованного метода, чем фундаментальные свойства изучаемого объекта [15].

Цель – определить в первом приближении аспекты концепции неопределённости в медицинской визуализации.

Элементы метрологии. Метрология КТ, МРТ, ПЭТ, ОФЭКТ измерений на соответствующих диагностических изображениях – Terra

Incognita. Следует, однако, отметить первые попытки создания плацдармов [8, 16].

Цель измерений – получить информацию об анатомической структуре, морфологии, биофизической величине. Не бывает абсолютно точных измерений. Результат зависит от метода измерений, эталонов, измерительной системы, программного обеспечения, опыта персонала, условий окружающей среды и многих других параметров. Дефицит наших знаний об этом множестве отражает неопределённость.

Рентгеновская компьютерная томограмма, магнитно-резонансная томограмма являются цифровыми диагностическими изображениями, неопределённость которых еще не изучена полностью ни в морфологическом, ни в информационном, ни в функциональном аспектах [6]. **Цифровое изображение** – массив (матрица) цифр, воспроизводящий физико-химические и биологические свойства, формы биообъекта и их деформации (естественные при отображении ряда свойств через одну характеристику – коэффициент ослабления рентгеновского излучения при КТ, время релаксации при МРТ), связанные с технологиями (дискретизация, квантование) получения изображения пиксельной структуры [6]. **Дискретизация** – разбиение (процесс привносит деформации) непрерывного пространства биообъекта на совокупность элементарных объемов – вокселей, комплекс которых и составляет матрицу (в классической оптической микроскопии дискретизация отсутствует). Грань вокселя, образующая поверхность матрицы и формирующая элементарную структуру 2-мерного КТ, МРТ изображений, называется пикселем [23,24].

Грань вокселя, расположенная параллельно плоскости сканирования, определяется как пиксель (pixel — picture element, элемент картины). Размеры пикселей определяют пространственное разрешение в поперечной (ак-

¹ Статья публикуется в порядке дискуссии.

сиальной) плоскости сканирования. Чем меньше размеры пикселей, тем выше разрешающая способность и наоборот. Эта закономерность напоминает особенности мозаичной картины, когда уменьшение размеров отдельных элементов мозаики делает изображение более четким и однородным. Размеры пикселей зависят от величины поля изображения, т.е. той части апертуры гентри, которая проецируется на матрицу томограммы. Грани вокселя, параллельные продольной оси сканирования (ось z), определяются величиной коллимации или, в последовательной КТ, толщиной слоя томографии. Чем меньше величина коллимации, тем меньше «продольный» размер вокселя и наоборот. Уменьшение величины коллимации приводит к повышению пространственного разрешения вдоль продольной оси сканирования за счет ограничения частичного объемного эффекта. В идеальной модели матрица томограммы должна состоять из вокселей кубической формы (изотропное изображение). При этом разрешающая способность в поперечной и продольной плоскости будет одинакова. На практике получить такое изображение практически невозможно [23, 24].

Размер элементарной единицы площади пикселя (РП), размер реконструируемой матрицы изображения (РМ) и толщины слоя томографии (ТС) являются важными характеристиками томографов для понимания возможностей технологий КТ и МРТ в реализации информативного анализа диагностических изображений. Е с л и в 1971 г. (начало эксплуатации 1-го рентгеновского компьютерного томографа) РП=3x3 мм², РМ=80x80 пикселей, ТС=8-15 мм, то в 1998г. – 0,05x0,05 мм², 512x512 пикселей, 0,5-1,0мм соответственно [23,24]. Аналогичный процесс характерен и для МРТ [6]: размер вокселя МРТ для исследования мозга человека составляет 0,5x0,5x0,5 мм³, для исследования мелких лабораторных животных – 0,05x0,05x0,05 мм³. Очевидно, что этот тренд развития КТ и МРТ идет по пути приближения РП к размерам клеток тканей организма, но, учитывая количество направлений развития технологий, трудно ожидать достижения цели.

Квантование – присвоение вокселю/пикселю фиксированного значения рентгеновской плотности в КТ, времени релаксации в МРТ. Именно на цифровом изображении программное обеспечение томографов позволяет производить детальные количественные измерения

на микро- и макроуровне: измерение линейных и угловых размеров, денситометрию, гистографический анализ [6]. То есть, возможно дополнение томограмм информацией, которая априорно уже присутствует в цифровом изображении, но является недоступной для использования, так как требует проведения дополнительных манипуляций – так называемый, процесс полного восстановления изображения, постпроцессинг [6]. При переносе цифрового изображения на твердый носитель (рентгеновскую пленку, бумагу) оно теряет, естественно, свою пиксельную структуру и превращается в пленочное изображение, информативность которого ограничена точным воспроизведением анатомических структур и патологических образований. Проводить процесс полного восстановления на пленочном изображении абсолютно невозможно.

Достигнутый в эксперименте уровень. В работе [2] для описания динамики роста и морфологии клеток глиобластомы U87, ортотопически ксенотрансплантированной мышам иммунодефицитной линии SCID, использовали МРТ. Сравнение эффективности визуализации развивающейся опухоли с помощью T₁- и T₂-ВИ, полученных на томографе Bruker BioSpec для лабораторных животных (11,7 Тл, РМ 512 × 512 пикселей, РП 0,45 × 0,45 мкм); толщина среза – 0,5 мм;), показало, что вследствие сильной продольной намагниченности магнитного поля томографа T₁-ВИ не дают необходимого контраста патологической ткани относительно здоровой в отличие от T₂-ВИ. Внутривенное введение наночастиц парамагнетика (оксида марганца MnO) значительно усилило **контраст опухоль/нормальная ткань** на T₁-ВИ. Исследование динамики роста опухолевых клеток с на T₂-ВИ показало, что развитие опухоли начинается только через 3 недели после интракраниального введения культуры клеток U87, при этом опухолевые клетки демонстрируют экспоненциальный рост.

Квазигистологическая визуализация

Попытки применения КТ/МРТ для патогистологической диагностики с методической точки зрения напоминают историю становления патогистологической диагностики с использованием оптической микроскопии и кра-

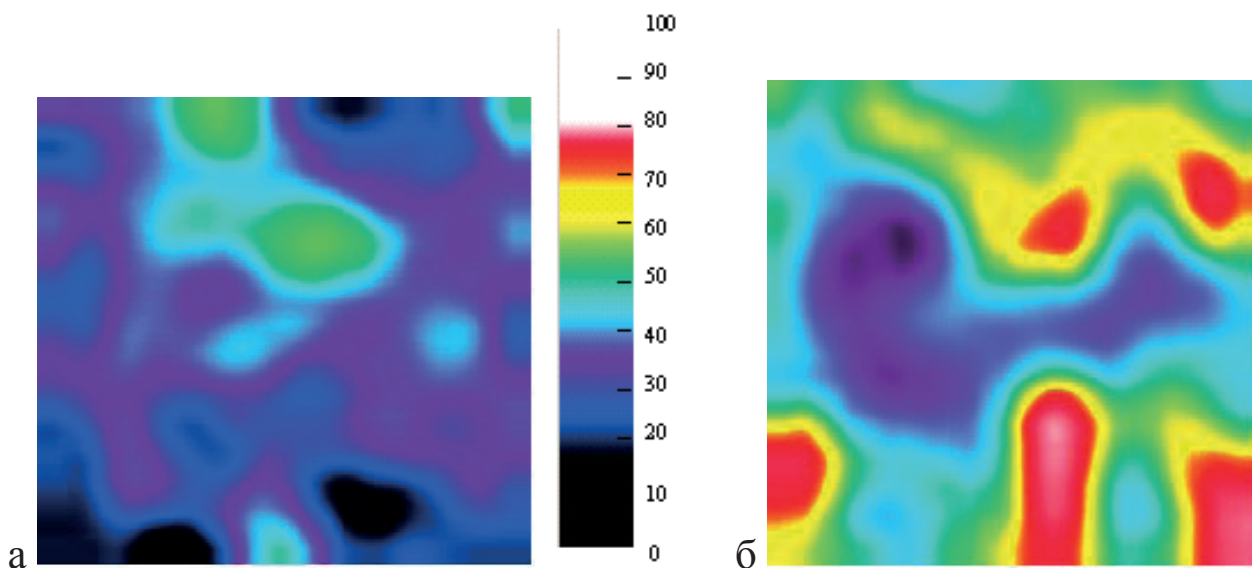


Рис. 1. Цветокартирование КТ изображений по гистограммам рентгеновской плотности, шкала цветов в ед. X; а – невринома слухового нерва; б – тот же участок опухоли после рентгеноконтрастирования. Площадь зоны интереса – 1 см².

сителей со времен Левенгука (1632 – 1723) до XX века, но пока ограничены размерами пикселей, вокселей и отсутствием интернациональной стандартизации и метрологии.

Радикальная точка зрения согласно [7]: изображение, полученное с помощью колоризации, фактически является гистологическим изображением органов и тканей, позволяющим наблюдать различные физиологические и патологические процессы в них.

Цветокартирование КТ изображений опухолей в предложенном варианте [6,13] шкалы цветов отражает в определенной степени морфологический субстрат: черный цвет соответствует очагам некроза, биожидкостям (серозному, катаральному, гнойному экссудатам), микотическому казеозному субстрату; фиолетовый и голубой цвета – паренхиме опухолей; красный и белый цвета – хорошо васкуляризованным участкам опухоли (рис. 1).

Выполнение цветового картирования визуализирует их различную текстуру, которая может описываться почти одинаковыми показателями гистограмм рентгеновской плотности. Таким образом, по-видимому, цветовое картирование позволяет выявить различия между разными нозологическими формами опухолей, которые на черно-белом изображении выглядят практически идентичными.

Различия КТ семиотики доброкачественных и злокачественных опухолей обусловлены преимущественно физической плотностью

тканей, их гидратацией, васкуляризацией и перфузией. Последние две характеристики интегрально идентифицируются после рентгеноконтрастирования.

Учитывая размер пикселей диагностического КТ изображения (превышающий размер клеток доброкачественных и злокачественных новообразований) и алгоритм формирования матрицы томографирования, те или иные фрагменты цветокартированного участка не соотносились с какими-либо конкретными элементами опухолевой ткани.

Отметим самое основное достоинство: большинство способов цветового картирования классифицируются как проективные технологии, то есть способные выявлять неосознаваемое [13].

Можно получить точное анатомическое изображение, но нельзя – гистологическое. По-видимому, КТ, МРТ (в рамках тех или иных своих технологий) визуализируют порцион Г.Г. Автандилова (минимальная морфофункциональная часть органа, состоящая из паренхиматозных клеток, стромы, капсулы с микроциркуляторным руслом, иннервационным аппаратом и другими компонентами) [1].

Идентификация новообразований по количественным показателям гистограмм нативных КТ изображений возможна только для весьма ограниченного количества нозологических форм с гиперденсной структурой: остеома, фиброма цементирующая, фиброзная дисплазия.

Различия по рентгеновской плотности этих новообразований достоверны ($P < 0,01$) [6].

Цветокартирование МРТ изображений (рис. 2) для полноценной гистологической визуализации даже для новообразований одной локализации сильно ограничено большим количеством (по сравнению с КТ) тканеспецифичных режимов визуализации и весьма переменных факторов их реализации и настроек (индукция магнитного поля томографа, радиочастотные последовательности, времена эхо, инверсии, повторения и другие), влияющих на интенсивность структуры опухоли на изображении.

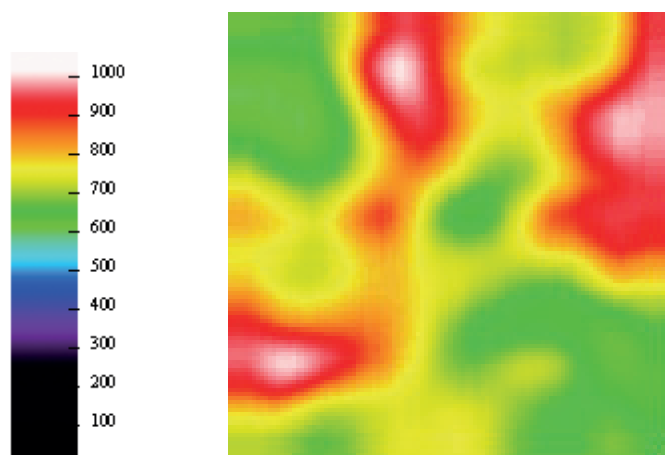


Рис. 2. Цветокартирование МРТ изображений по гистограммам интенсивности, шкала цветов в условных единицах интенсивности. Невринома. Площадь зоны интереса – 1 см².

Перспективы гистологической визуализации связаны с технологиями биоимиджинга. Технологии оптической томографии (многофотонная флуоресцентная микроскопия, оптическая когерентная микроскопия, оптическая флуоресцентная просветная томография и другие) обладают рядом преимуществ по отношению к радиологическим технологиям (МРТ, ПЭТ, ОФЭКТ, радиография и др.), поскольку обладают беспрецедентной чувствительностью и позволяют определить до 10 отдельных раковых клеток. К устранению очевидных для радиолога недостатков, например, сложности получения трехмерных изображений, возможно, в свое время будут найдены подходы [20], например, гибридные технологии визуализации. Кроме неинвазивного изучения развития опухолей биоимиджинг используется для оценки эффективности терапии в доклинических испытаниях, опухолевого метаболизма, мониторинга экспрессии генов *in vivo*.

Контур, границы опухоли

В монографии, изданной в 1926 г., Н.Н. Петров планировал: «Соответственно общераспространенным принципам асептики и антисептики должны быть выработаны и осуществлены на деле не менее строгие принципы абластики и антибластики ... мы должны стремиться, главным образом, к оперированию по возможности далеко за пределами опухоли [12, с. 164-165].

Макроскопические и микроскопические границы опухолей практически почти никогда не совпадают. При эндофитной форме роста распространение опухоли некоторых локализаций может достигать 10-15 см от визуально выявляемого наружного края опухоли [6].

Известен принцип абластики – хирургический принцип профилактики рецидивирования и метастазирования злокачественной опухоли: «... удаление опухоли в пределах здоровых тканей одним блоком с регионарными лимфатическими узлами и путями лимфооттока» [11, с.7].

Однако даже при удалении опухоли в пределах макроскопически здоровой ткани по всем принципам абластики и антибластики появляются рецидивы [11].

В этой дефиниции принцип максимально оптимизирован путем интеграции общих методик оперирования: зональности и футлярности. Понятие «зональность хирургического вмешательства» представляет собой методику оперирования, при которой учтены особенности распространения первичного очага (Т). Размеры вмешательства должны определяться при различных локализациях раковой опухоли индивидуально для каждого больного [3, 6, 19].

Неоднократно обсуждался аппозиционный рост опухоли, то есть вовлечение в нее первоначально неопухолевых соседних клеток путем изменения их свойств под влиянием сигналов, генерируемых неопластическими клетками. Впоследствии это легло в основу полевой теории опухолевого роста [22], существующей наряду с доминирующим в настоящее время представлением о клональном характере неоплазм. Теория опухолевого поля сохраняет свое значение для случаев мультицентрического онкогенеза, в той степени, в которой она совместима с представлением об эволюции неопластических клонов, как основе развития и прогрессии опухолей.

В монографии [4] термином «опухолевое поле» обозначают тканевую область, пространственно окружающую злокачественную

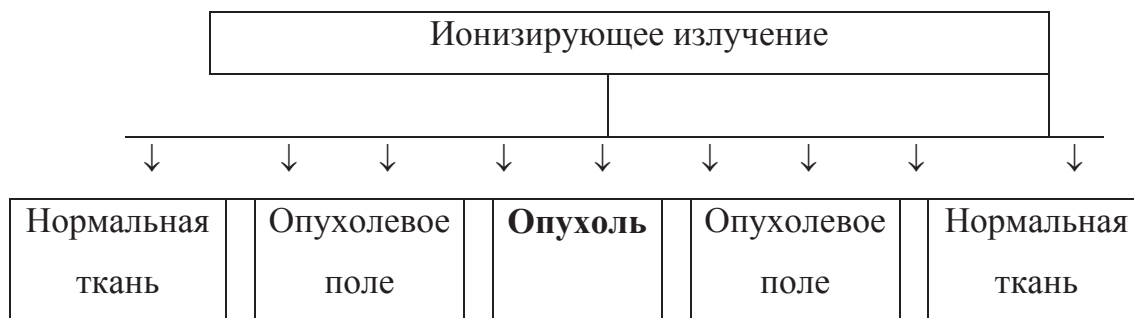


Рис. 3. Проблема точного планирования лучевой терапии в онкологии.

опухоль, не имеющий цитологических (морфологических) признаков злокачественной перестройки, но обладающий определенными биохимическими признаками, присущими и самой опухоли. Исследователи привели примеры однотипных биохимических изменений в ткани опухолевого поля и в тканях индуцированного рака желудка, печени, толстой кишки крысы, рака желудка и толстой кишки человека. Полученные материалы, создающие экспериментальную и клиническую основу для трактовки опухолевого поля как феномена, отражающего процесс экспансии опухолевых клеток в морфологически неизменной паренхиме пораженного органа, позволяют ставить вопрос о возможности использования биохимических показателей для **оценки границ опухолевого поля**.

В медицинской интроскопии опухолевое поле – зона между визуально определяемым периметром опухоли и периметром ее термографического, КТ, МРТ или ультразвукового изображения [18]. Для иллюстрации приведем фрагмент схемы из классической статьи [10] по радиочувствительности злокачественных опухолей (рис. 3).

Определяемые при помощи ДИТ, КТ, МРТ и эхографии форма, контуры и размеры опухоли в подавляющем количестве наблюдений значительно отличаются друг от друга [6, 18].

Морфометрическая верификация показывает, в частности, на примере опухолей поджелудочной железы [3], что все технологии медицинской визуализации имеют достоверную тенденцию к занижению размеров новообразований при дооперационном стадировании.

Однако следует подчеркнуть, что в работах по КТ, МРТ диагностике злокачественных опухолей и их распространенности концепция опухолевого поля и даже сам термин используется ограниченно. Так, например, в исследовании злокачественных опухолей легких (аденокарцинома, плоскоклеточный и бронхиоло-

альвеолярный рак) [17, 18] используются термины: патологический (?) диаметр опухоли, радиологический диаметр опухоли.

Планирование у больных со злокачественными опухолями функционально-щадящих операций, лучевой терапии требует визуализации и точного определения границ новообразования [3, 6, 21].

Контур опухоли на диагностических изображениях считается отражением ее биологического потенциала агрессивности местного роста и в определенной степени – степени ее злокачественности [6]. Клиническое течение раковых опухолей с четким контуром более благоприятно, с нечетким – менее благоприятно. Характер контура опухоли более информативен, чем другие показатели: регионарное распространение процесса, размеры опухоли. Структура опухоли отображается на томограмме пикселями, контур – последовательностью пикселей [6]. Определение контура возможно в рамках принципа суперпозиции диагностических КТ, МРТ, ПЭТ, ОФЭКТ изображений (рис. 4).

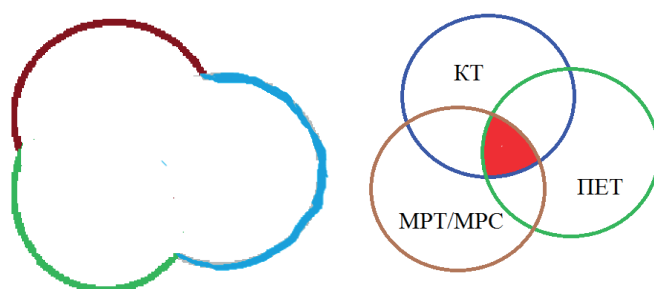


Рис. 4. Принцип суперпозиции при определении контура опухоли.

Согласно [14] при планировании лучевой терапии зона облучения состоит из 2 частей: большой объем опухоли (GTV) – представляет видимую часть новообразования, обнаруживаемую при МРТ в T₂ режиме или в режиме

FLAIR и, визуализируемую при КТ, соответствующую гиподенсивную зону; клинический объем опухоли (CTV) – представляет GTV + отступ от зоны отека 1,5-3 см (**размер отступа определен эмпирически по статистике частоты рецидивов**, роль технологий визуализаций здесь весьма ограничена...). В случае, если больной был ранее оперирован, GTV определялась как послеоперационная полость + остатки опухоли. Планируемый объем облучения (PTV) обычно превышает CTV на 5-7 мм (**размер отступа определен эмпирически...**).

Выводы

Рассмотрены в первом приближении 2 аспекта концепции неопределенности в медицинской интроскопии: визуализация гистологической структуры опухоли и идентификация контура, границы опухоли. Продолжение следует ...

Литература

1. Автандилов Г. Г. Введение в количественную патологическую морфологию / Г. Г. Автандилов. – М.: Медицина, 1980. – С. 18.
2. Завьялов Е.Л. *In vivo* МРТ-визуализация динамики развития глиобластомы U87 в модели ортотопической ксенотрансплантации мышам линии SCID / Е. Л. Завьялов, И. А. Разумов, Л. А. Герлинская // Вавиловский журн. генетики и селекции. – 2015. – 19, №4. – С. 460-465.
3. Захарова О. П. Компьютерно-томографические признаки резектабельности рака поджелудочной железы: автореф. дис. на соиск уч. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.13 / Захарова О. П.; Рос. науч. центр рентгенорадиологии МЗ РФ. – М., 2012. – 25 с.
4. Ивашкин В.Т. Теория функциональных блоков и проблемы клинической медицины / В. Т. Ивашкин, Г. А. Минасян, А. М. Уголев. – Л.: Наука, 1990. – 30 с.
5. Козаченко А. В. Метод определения стереотаксических координат мишеней головного мозга человека по данным рентгеновской компьютерной томографии: автореф. дис. на соиск уч. степени канд. тех. наук: спец. 05.11.01 / А. В. Козаченко; СПб. гос. ун-т информ. технологий, механики и оптики. – СПб., 2007. – 168 с.
6. Колотилов М. М. Діагностична інформативність комп'ютерної, магнітно-резонансної

томографії і дистанційної інфрачервоної термографії при новоутвореннях ЛОР-органів: автореф. дис. на соиск уч. степени д-ра біол. наук: спец. 14.01.07 / М. М. Колотилов; НАН України. Ін-т експерим. патології, онкології і радіобіології ім. Р.Є.Кавецького. – К., 2007. — 36 с.

7. Колоризация ультразвуковых сканированных изображений (прижизненная гистология органов и систем) / [У. Б. Лушик, В. В. Новицкий, Е. Н. Ткаченко и др.]. – К.: МЧП НМЦУЗМД «Истина», 2003. – 52 с.

8. Коновалов В. К. Стандартизация денситометрии внутригрудных лимфатических узлов при аэрозольной КТ-лимфографии / В. К. Коновалов, А. Ф. Лазарев // Проблемы клин. медицины. – 2005. – № 4. – С. 92-100.

9. Кравченко А. И. Тезисы о неопределенности / А. И. Кравченко. – Наука и просвещение. – 2014. – №4. – С. 14-19.

10. Лушников Е. Ф. Биологические аспекты радиочувствительности опухолей / Е.Ф. Лушников // Мед. радиология. – 1973. – №1. – С.56-63.

11. Онкология. Словарь-справочник / И. В. Касьяненко, В. Г. Пинчук, Д. В. Мясоедов. – К.: Наук. думка, 1992. – 264 с.

12. Петров Н. Н. Общее учение об опухолях / Н. Н. Петров. – М.-Л.: Гос. изд-во, 1926. – 240 с.

13. Розенфельд Л. Г. Способ патогистологической диагностики доброкачественных и злокачественных опухолей верхних дыхательных путей / Л. Г. Розенфельд, И. Н. Дыкан, Н. Н. Колотилов // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2008. – № 4. – С. 2-6.

14. Ростовцев Д. М. Злокачественные супратенториальные астроцитарные опухоли: организация медицинской помощи, новые технологии и результаты лечения: автореф. дис. на соиск уч. степени д-ра мед. наук: спец. 14.01.18 / Ростовцев Д. М.; [Воен.-мед. акад. им. С.М. Кирова]. – СПб., 2016. – 43 с.

15. Хиллман Г. Определенность и неопределенность в биохимических методах / Г. Хиллман. – М.: Мир, 1975. – 156 с.

16. Юдин А. Л. Контроль денситометрических показателей при компьютерной томографии / А. Л. Юдин // Мед. радиология. – 1993. – № 5. – С. 4-8.

17. Davies J. D. Radiologically – determined diameter, pathologic diameter, and reactive zone surrounding pulmonary neoplasms / J. D. Davies // J. Diagn. Cytopathol. – 1999. – № 4. – P.253-254.

18. Layfield L. Radiolocacally-determined diameter, and reactive zone surrounding

pulmonary neoplasms / L. Layfield // J. Diagn. Cytopathol. – 1999. – № 4. – P. 250-252.

19. Schiffbauer H. Preoperative magnetic source imaging for brain tumor surgery: a quantitative comparison with intraoperative sensory and motor mapping / H. Schiffbauer, M. Berger, P. Ferrari // J. Neurosurg. – 2002. – Vol. 97, № 6. – P.1333-1342.

20. Slavine N. V, McColl R. Semi-automated Image Processing for Preclinical Bioluminescent Imaging / N. V. Slavine, R. W. McColl // J. Appl. Bioinforma. Comput. Biol. – 2015. – № 1.

21. Trantakis C. Clinical results in MR-guided therapy for malignant gliomas / C. Trantakis, D. Winkler, D. Lindner // Acta Neurochir. – 2003. – Vol.85, suppl. – P. 65-71.

22. Willis R. The spread of tumors in the human body. 2nd ed. / R. Willis. – London: Butterworth, 1952. – 368 p.

23. Zonneveld F.W. Современное состояние и будущее компьютерной томографии / F. W. Zonneveld // Мед. визуализация. – 1999. – № 1. – С.44-56.

24. Zonneveld F. W. Постпроцессинг изображений в эру мультисрезовой компьютерной томографии / F. W. Zonneveld // Мед. визуализация. – 2005. – №4. – С.137-144.

НЕОПРЕДЕЛЁННОСТЬ РАДИОЛОГИЧЕСКОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННОЙ ОПУХОЛИ

Н.Н. Колотилов, Т.А. Малышева

Неопределённость – отсутствие или недостаток определения или информации о чём-либо. Неопределённость является фундаментальным свойством природы. Тема открыта впервые для отечественных медико-биологических наук в 1975 г. В метрологии реализован переход от погрешности к неопределённости, которая рассматривается как мера информации. Неопределённость определяет качество информации (достоверность, полнота, ясность). Количественная оценка неопределённости имеет 2 подхода: в каких пределах вокруг результата измерения может находиться истинное значение измеряемой величины и с какой вероятностью оно в эти пределы попадает. Существует риск, что интерпретация результатов измерений будет больше отражать особенности метода, чем фундаментальные свойства изучаемого объекта.

Цель – определить аспекты концепции неопределённости в медицинской визуализации.

НЕВИЗНАЧЕНІСТЬ РАДІОЛОГІЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ЗЛОЯКІСНОЇ ПУХЛИНИ

М.М. Колотілов, Т.А. Малишева

Невизначеність – відсутність або недолік визначення або інформації про що-небудь. Невизначеність є фундаментальною властивістю природи. Тема відкрита вперше для вітчизняних медико-біологічних наук в 1975 р.. В метрології реалізований перехід від похибки до невизначеності, яка розглядається як міра інформації. Невизначеність визначає якість інформації (достовірність, повнота, ясність). Кількісна оцінка невизначеності має 2 підходи: в яких межах навколо результату вимірювання може перебувати справжнє значення вимірюваної величини і з якою ймовірністю воно в ці межі потрапляє. Існує ризик, що інтерпретація результатів вимірювань буде більше відображати особливості методу, ніж фундаментальні властивості досліджуваного об'єкта [].

Мета – визначити аспекти концепції невизначеності в медичній візуалізації.

THE UNCERTAINTY OF THE MALIGNANT TUMOR RADIOLOGICAL IDENTIFICATION

N.N. Kolotilov, T.A. Malysheva

Uncertainty – the absence or lack of definition or information about something. Uncertainty is a fundamental property of nature. The theme was opened for the first time for domestic biomedical sciences in 1975. In methodology it was implemented the transition from accuracy to uncertainty, which is regarded as a measure of information. Uncertainty defines the quality of information (reliability, completeness, evidence). Quantification of uncertainty has 2 approaches: at what range around the measurement result can be the true value of the measurand, and with what probability it gets to this range. There is a risk that the results interpretation will reflect more the characteristics of the method, than the fundamental properties of the studied object.

Purpose – to identify the aspects of uncertainty concept in medical imaging.