

МОДЕЛИРОВАНИЕ В ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКЕ

*Иван Борисович Номоконов, зав. отделением
лучевой диагностики,
e-mail: nomokos87@yandex.ru,
Иркутская районная больница,
http://www.crbirk.ru*

Статья описывает исследования применения моделирования в лучевой диагностике. Полученные теоретические результаты являются основой для количественной оценки рентгеновских изображений при диагностике заболеваний. Статья показывает, что качественная диагностика является значимым аспектом в определении практики и исхода лечения. Статья раскрывает содержание моделирования, которое можно применять в диагностике. Описаны три группы моделирования, которые применяют при первичном обследовании, диагностике и научном анализе.

Ключевые слова: моделирование, диагностика, медицина, лучевая диагностика, рентгеновские изображения, цифровая обработка, информационные модели, статистические модели.

DOI: 10.21777/2312-5500-2016-3-47-58



И.Б. Номоконов

Введение. Среди методов медицинской диагностики одно из ведущих мест занимает лучевая диагностика. При этом роль рентгенологических обследований в современной диагностике неуклонно растет. К традиционной задаче визуального выявления заболеваний и уточнения их природы все чаще добавляются методики цифровой диагностики. Цифровая диагностика в своей основе использует информационное моделирование. Наряду с расширением объема рентгенологических исследований увеличивается частота воздействия рентгеновского излучения на население. Это приводит к актуальной задаче современной рентгенодиагностики – минимизации дозы облучения пациентов в ходе рентгенологических обследований при сохранении информативности получаемых рентгеновских изображений. Эта задача решается цифровыми методами. Развитию теории и практики разных направлений рентгенотехники и лучевой диагностики в России посвящены труды Н. Н. Блинова (ст.), Н. Н. Блинова (мл.), Ю. А. Быстрова, Э. И. Вайнберга, Ю. В. Варшавского, Л. В. Владимирова, В. Я. Голикова, М. И. Зеликмана, С. А. Иванова, С. И. Иванова, В. Н. Ингала, Ю. К. Иоффе, Б. М. Кантера, В. В. Ключева, Э. Б. Козловского, Б. И. Леонова, А. И. Мазурова, М. Л. Таубина, Р. В. Ставицкого, А. Н. Черния, Г. А. Щукина, В. Л. Ярославского и др. Опыт ведущих отечественных ученых показывает, что наиболее эффективный путь решения указанной задачи – создание новых методик диагностирования.

Теоретические исследования в области лучевой диагностики выполняют с применением современных методов моделирования, использующих математический анализ и имитационное моделирование, информационное и когнитивное моделирование, цифровые методы и статистическую обработку. При всех широко известных достоинствах лучевой диагностики в ней содержатся ресурсы как для повышения информативности, так для привлечения математических и информационных методов диагностики.

Модели как инструмент научного исследования. Роль моделей в исследовании окружающего мира и построении картины мира [1–4] весьма велика. Дополнительным аспектом применения моделей является их использование в информационных технологиях и системах. Модели широко применяются в прикладных исследованиях

[5–8]. Моделирование создает возможность замены эксперимента математическими или информационными манипуляциями и переноса результатов моделирования на объект исследования. Это прикладное значение моделирования. Междисциплинарное значение моделирования состоит в возможности переноса знаний. Логическое [10, 11] и системное [11] моделирование, может служить критерием проверки истинности знаний. Технологически моделирование связано с построением моделей и созданием новых методов моделирования для новых явлений и объектов. В многообразии существующих и возникающих моделей возникает необходимость обобщения моделей и моделирования и создания неких моделей над моделями, которые могли бы эффективно осуществлять построение моделей и их анализ. Одной из таких обобщенных моделей является информационная конструкция [12, 13]. Информационная конструкция дополняет информационную модель и выполняет обобщающие функции, в то время как информационная модель выполняет прикладные функции.

Группы моделей по абстракции. В соответствии с различными назначениями модель используется не только с целью получения объяснений различных явлений, но и для предсказания интересующих явлений. Это определяет функции моделей и разбиение их на группы: «объяснительные» и «предсказательные» [14].

В соответствии с уровнем абстракции можно разделить модели на другие типы групп. При этом используется принцип построения модели как инструмента исследования или проектирования некоего объекта. Этот подход дает возможность обобщенного разбиения моделей на три группы (рис. 1, 2.)

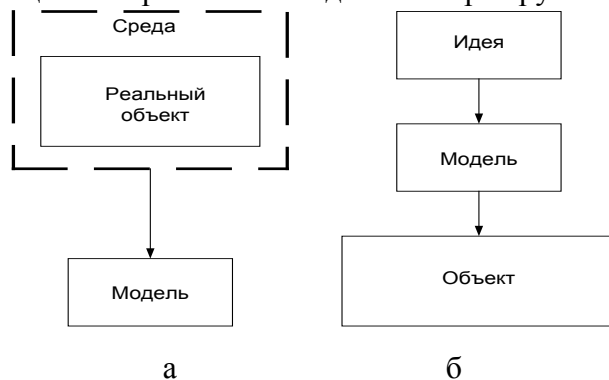


Рис. 1. Две группы связи моделей и объектов с разными подходами к моделированию

Модели первой группы (реальные объекты и модели, рис. 1а) выражают принцип исследования реальных объектов и формирования результатов исследования в виде модели объекта исследования. В этой группе модель имеет более высокий уровень абстракции, чем ее «оригинал». Реальные объекты находятся во внешней среде, что учитывается при

построении модели или вносит информационную неопределенность в модель. При обследовании пациента эта группа моделей является основной

Модели второй группы (объекты-идеи и модели-проекты рис. 1б) выражают принцип «реализации» научной идеи или научного проекта в проектируемый реальный объект. При диагностике эта группа является основной.

Модели третьей группы – абстрактные объекты и абстрактные модели (рис. 2). Их применяют при доказательствах, логическом и системном анализе и при верификации моделей и проектов. Чаще всего это формализованные информационные конструкции, в которых затруднительно ставить вопрос о первичности и относительном уровне абстракции этих сущностей.

Модели третьей группы применяют при научных дискуссиях и обсуждении результатов практических или экспериментальных исследований. Наличие разных аспектов построения модели приводит к тому, что для одного объекта может создаваться ряд моделей, отражающих либо его свойства «с разных аспектов», либо разные уровни абстракции объекта, либо комбинацию обоих подходов

Для объектов реальности модель вторична, то есть появляется как результат изучения и описания этого объекта. Для вновь создаваемых объектов модель (как

проект) первична, так как предшествует появлению создаваемого объекта.



Рис. 2. Модели третьей группы – формализованные конструкции

Факторы формирования рентгеновского изображения. Рентгеновское изображение представляет собой модель первой группы, которая формирует отражение реального объекта и содержит элементы неопределенности, обусловленные средой и техникой измерения. Поэтому качество рентгеновского изображения определяется следующими основными характеристиками: оптической плотностью, контрастностью и резкостью [15–17]. Однако при этом необходимо учитывать субъективное восприятие изображения человеком. Это подключает к анализу изображения когнитивные факторы и когнитивные характеристики, такие как воспринимаемость, обозримость, интерпретируемость [18, 19].

Оптическая плотность. Оптическая плотность характеризует степень или интенсивность почернения проявленной рентгенографической пленки. Интенсивность почернения зависит от дозы рентгеновского излучения, поглощенной фоточувствительным слоем пленки. Максимальное почернение (МП) имеется на участках пленки, которые подвергаются воздействию прямого пучка излучения, проходящего мимо исследуемого объекта. Интенсивность почернения других участков пленки зависит от плотности и толщины тканей, расположенных на пути пучка рентгеновского излучения. Оптическая плотность почернения пленки характеризуется ослаблением проходящего через негатив света. Для количественного выражения оптической плотности принято пользоваться десятичными логарифмами.

Установлено, что различимость деталей рентгеновского изображения может быть оптимальной лишь при вполне определенных, средних значениях оптических плотностей. Чрезмерная оптическая плотность, как и недостаточное почернение пленки, сопровождается уменьшением различимости деталей изображения и потерей диагностической информации.

На снимке грудной клетки хорошего качества почти прозрачная тень сердца имеет оптическую плотность 0,1–0,2, а черный фон – 2,5. Для нормального глаза оптимальная оптическая плотность колеблется в пределах от 0,5 до 1,3. Это означает, что при данном диапазоне оптических плотностей глаз хорошо улавливает даже незначительные различия в степени почернения. Наиболее тонкие детали изображения различаются в пределах почернений 0,7–0,9 [20].

Зависимость оптической плотности (D) от величины поглощенной дозы рентгеновского излучения (H) (рис. 3) для каждого фоточувствительного материала может быть выражена с помощью так называемой S-кривой, логистической кривой, или характеристической кривой. Обычно такую кривую вычерчивают в логарифмическом масштабе: по горизонтальной оси откладывают логарифмы доз; по вертикальной – значения оптических плотностей (логарифмы почернений).

Характеристическая кривая имеет типичную форму, которая позволяет выделить 5 участков. Начальный участок (до точки *A*), почти параллельный горизонтальной оси, соответствует зоне вуали. Это незначительное почернение, которое неизбежно возникает на пленке при воздействии очень маленьких доз облучения или даже без облучения в результате взаимодействия части кристаллов галогенного серебра с проявителем. Точка *A* представляет собой порог почернения и соответствует дозе, необходимой для того, чтобы вызвать визуально различимое почернение. Отрезок *AB* соответствует зоне недодержек. Плотности почернений здесь увеличиваются сначала медленно, затем быстро. Другими словами, характер кривой (постепенное возрастание крутизны) этого участка свидетельствует о возрастающем приросте оптических плотностей. Участок *BB* имеет прямолинейную форму. Здесь наблюдается почти пропорциональная зависимость плотности почернения от логарифма дозы. Это зона нормальных экспозиций. Участок кривой *BΓ* соответствует зоне передержек. Здесь так же, как и на участке *AB*, существует нелинейная зависимость между оптической плотностью и поглощенной фоточувствительным слоем дозой излучения. В практической работе необходимо создавать технические условия съемки, которые обеспечивают работу на линейном участке *BB*.

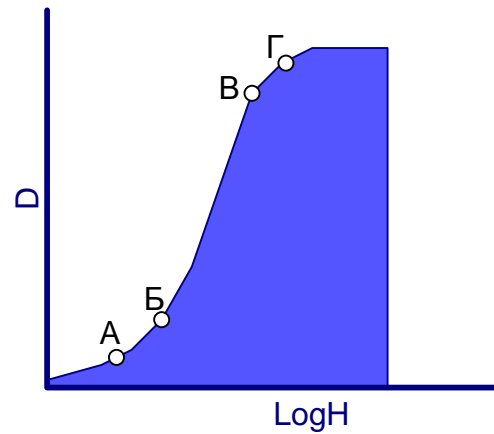


Рис. 3. Характеристическая кривая оптической плотности

Контрастность. Контрастностью изображения называют разницу оптических плотностей всего изображения объекта и фона. Она характеризуется наклоном участка *BB*. Чем выше контрастность, тем значительнее различие оптических плотностей фона и объекта и тем круче прямая *BB*. Чем меньше контрастность, тем более пологой становится прямая *BB*. Однако увеличение контрастности может привести к исчезновению объектов слабой интенсивности вплоть до получения бинарного изображения, которое тоже не информативно.

Оптимальной следует считать контрастность, обеспечивающую максимальное и отчетливое выявление на снимке характерных деталей исследуемого объекта. В идеальных условиях глаз в состоянии заметить разницу оптических плотностей, если она составляет всего 2%, а при изучении рентгенограммы на негатоскопе – около 5%. Малые контрасты лучше выявляются на снимках, имеющих относительно невысокую основную оптическую плотность.

Контраст рентгеновского изображения, воспринимаемый нами при анализе рентгенограммы, прежде всего определяется так называемым лучевым контрастом. Под лучевым контрастом понимают отношение доз излучения за и перед исследуемым объектом (фоном). Это отношение выражается формулой [16]

$$C_{л} = (D_{F} - D_{O}) / D_{O},$$

где $C_{л}$ – лучевой контраст; D_{F} – доза фона; D_{O} – доза за деталью исследуемого объекта. Лучевой контраст зависит от интенсивности поглощения рентгеновского излучения различными структурами исследуемого объекта, а также от энергии излучения. Чем отчетливее разница в плотности и толщине изучаемых структур, тем больше лучевой контраст.

Существенное отрицательное влияние на контраст рентгеновского изображения, особенно при рентгенографии лучами повышенной жесткости, оказывает рассеянное излучение. Для уменьшения количества рассеянных рентгеновских лучей используют отсеивающие решетки с высокой эффективностью раstra (при напряжении на трубке выше 80 кВ – с отношением не менее чем 1:10), а также прибегают к тщательному

диафрагмированию первичного пучка излучения и компрессии исследуемого объекта. При соблюдении этих условий на рентгенограммах, выполненных при относительно высоком напряжении на трубке (80–110 кВ), удается получить изображение с большим количеством деталей, в том числе анатомических структур, существенно отличающихся по плотности или толщине. Для этого применяют специальные насадки на тубус с клиновидными фильтрами для прицельных снимков.

Резкость. Резкость рентгеновского изображения характеризуется различимостью перехода от одного почернения к другому. Если такой переход носит скачкообразный характер, то теневые элементы рентгеновского изображения отличаются четкостью. Изображение их является резким. Если же одно почернение переходит в другое плавно, наблюдается смазывание контуров и деталей изображения исследуемого объекта. Нерезкость контуров имеет определенную ширину, которая выражается в миллиметрах. Зрительное восприятие нерезкости зависит от ее величины. Так, при изучении рентгенограмм на негатоскопе нерезкость до 0,2 мм, как правило, зрительно не воспринимается и изображение кажется резким. Обычно глаз замечает нерезкость, если она составляет 0,25 мм и больше. Принято различать геометрическую, динамическую, экранную и суммарную нерезкость.

Геометрическая нерезкость зависит от величины фокусного пятна рентгеновской трубки, а также от расстояния «фокус трубки – объект» и «объект – приемник изображения». Существенное влияние на геометрическую нерезкость оказывает расстояние «фокус трубки – пленка» и расстояние «объект – пленка». С увеличением фокусного расстояния резкость изображения возрастает и, наоборот, с увеличением расстояния «объект – пленка» – уменьшается.

Динамическая нерезкость возникает вследствие движения исследуемого объекта во время рентгенологического исследования. Она бывает обусловлена пульсацией сердца и крупных сосудов, дыханием, перистальтикой желудка, движением больных во время съемки из-за неудобного положения или двигательного возбуждения. При исследовании органов грудной клетки и желудочно-кишечного тракта динамическая нерезкость в большинстве случаев имеет наиболее существенное значение.

Для уменьшения динамической нерезкости нужно (по возможности) делать снимки с короткими выдержками. Известно, что линейная скорость сокращения сердца и колебаний прилегающих к нему участков легкого приближается к 20 мм/с. Величина динамической нерезкости при съемке органов грудной полости с выдержкой 0,4 с достигает 4 мм. Практически только выдержка в 0,02 с позволяет полностью устранить различимую глазом нерезкость изображения легких. При исследовании желудочно-кишечного тракта выдержка без ущерба для качества изображения может быть увеличена до 0,2 с. Одновременно с уменьшением выдержки нужно стремиться придавать больным положение, исключающее возможность произвольных движений. Необходимо также научить обследуемых задерживать дыхание во время съемки.

Экранная нерезкость связана с рассеиванием видимого света флюоресценции в толще эмульсионного слоя. Кроме того, она может быть обусловлена тем, что кристаллы люминофора экранов крупнее кристаллов галогенидов серебра пленки. Обычно экранная нерезкость колеблется в пределах 0,1–0,3 мм. Однако в тех случаях, когда рентгенографическая пленка недостаточно плотно прилегает к поверхности усиливающих экранов, экранная нерезкость значительно возрастает.

Источником нерезкости рентгеновского изображения может быть также зернистость пленок. Однако величина микрокристаллов серебра очень мала, и обусловленная ими нерезкость не превышает 0,05 мм. Этой величиной в ряду других факторов, определяющих нерезкость, обычно пренебрегают. Однако в отдельных случаях при неправильной фотообработке экспонированной рентгенографической пленки зернистость ее может возрасти столь значительно, что нерезкость изображения станет весьма выраженной. Наконец, нерезкость изображения может быть связана с

особенностями строения исследуемого органа (круглая форма, постепенное изменение толщины). Такую нерезкость называют морфологической.

Суммарная нерезкость – нерезкость, которую воспринимает исследователь при изучении рентгеновского изображения на снимке или просвечивающем экране. Суммарная нерезкость (H_c) складывается из геометрической (H_g), динамической (H_d), экранной (H_e), пленочной ($H_{пл}$) и морфологической (H_m) нерезкости. Она может быть рассчитана по формуле

$$H_c = H_g + H_d + H_e + H_{пл} + H_m.$$

Для уменьшения суммарной нерезкости нужно стремиться уменьшать все виды нерезкости. Если величина какой-либо нерезкости значительно превышает остальные, то именно она определяет суммарную нерезкость. Это особенно заметно при исследовании легких. Очевидно, что если экранная и геометрическая нерезкости при съемке легких составят 0,4–0,5 мм, а динамическая (при выдержке 0,4 с) достигнет 4 мм, то существенное уменьшение суммарной нерезкости может быть достигнуто лишь путем значительного сокращения выдержки. С другой стороны, при исследовании неподвижных объектов целесообразно в полной мере использовать факторы, уменьшающие в первую очередь геометрическую нерезкость: острый фокус трубки, увеличение фокусного расстояния, уменьшение расстояния «объект – пленка», а в некоторых случаях осуществлять съемку без усиливающих экранов.

Разрешающая способность. Для объективной оценки качества рентгеновского изображения определяют его разрешающую способность (способность передавать раздельно близкорасположенные периодические структуры). Количественно разрешающая способность выражается числом раздельно воспринимаемых параллельных линий (штрихов) на 1 см (лин/см) или 1 мм (лин/мм) или дюйм/мм. Человеческий глаз при исследовании снимков костных трабекул способен различать максимум 80 лин/см. Такая разрешающая способность позволяет видеть детали изображения размером 0,125 мм. Разрешающая способность зависит от резкости изображения.

Рентгеновское изображение, в отличие от фотоизображения, обладает рядом особенностей, затрудняющих применение методов геометрической оптики при анализе изображения. Тем не менее возможна обработка таких изображений с учетом их специфики и особенностей, что составляет предмет исследований в этом направлении.

Информативность рентгеновского изображения. Информативность является предметом дискуссий и философских обсуждений [20]. Информативность рентгеновского изображения оценивается объемом полезной диагностической информации, которую врач получает при изучении снимка [21, 22]. Однако прежде чем говорить об информативности, необходимо рассмотреть особенности формирования изображения на рентгеновском снимке [16]. Оптическая плотность почернения пленки как для рентгеновских снимков, так и для обычных фотоснимков, характеризуется интенсивностью падающего на пленку энергетического потока. Для обычной пленки световой поток является отраженным и отражается от объекта съемки. Чем выше коэффициент отражения объекта съемки, тем интенсивнее поток, падающий на пленку. Для рентгеновской съемки излучение проходит через объект съемки и является прямым. Чем выше пропускная способность объекта съемки, тем интенсивней падающий поток. Если объект однородный, но имеет разную толщину, то интенсивность падающего рентгеновского излучения ниже в более толстых частях объекта. Изображение утолщенных частей будет более светлым.

Для количественного выражения оптической плотности принято пользоваться десятичными логарифмами. Это вызвано рядом объективных законов природы. Например, человек воспринимает громкость звука по логарифмической, а не по линейной шкале. Интенсивность тени той или иной анатомической структуры зависит

от ее «рентгенопрозрачности», т. е. способности поглощать рентгеновское излучение. Эта способность определяется атомным составом, плотностью и толщиной исследуемого объекта.

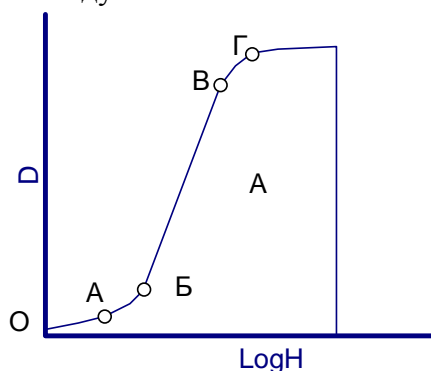


Рис. 4. Характеристическая кривая оптической плотности

называемой S-кривой, логистической кривой, или характеристической кривой. Обычно такую кривую вычерчивают в логарифмическом масштабе: по горизонтальной оси откладывают логарифмы доз; по вертикальной — значения оптических плотностей (логарифмы почернений). На рис. 4 приведена характеристическая кривая.

Характеристическая кривая имеет типичную форму, которая позволяет выделить 5 важных участков. Начальный участок OA , почти параллельный горизонтальной оси, соответствует зоне вуали или оптического шума. Это незначительное почернение, которое неизбежно возникает на пленке при воздействии очень маленьких доз облучения или даже без облучения в результате взаимодействия части кристаллов галогенного серебра с проявителем. Точка A представляет собой порог почернения и соответствует дозе, необходимой для того, чтобы вызвать визуально различимое почернение. Этот участок не информативен.

Отрезок AB соответствует зоне нижней нелинейной зависимости $D(\log H)$. Плотности почернений здесь увеличиваются сначала медленно, затем быстро. Нелинейная зависимость затрудняет интерпретацию объектов в этой зоне. Один и тот же объект, чуть смещенный по шкале $\log H$, даст разные модели изображения с разным относительным характером передачи плотностей. Этот участок малоинформативен.

Участок BC имеет прямолинейную форму. Здесь наблюдается почти пропорциональная зависимость плотности почернения от логарифма дозы. Это — зона нормальных экспозиций. Этот участок можно назвать информативными. Здесь происходит линейная передача $\log H$ в изображение.

Участок кривой CG соответствует зоне верхней нелинейной зависимости $D(\log H)$. Здесь так же, как и на участке AB , существует нелинейная зависимость между оптической плотностью и поглощенной фоточувствительным слоем дозой излучения. Один и тот же объект, чуть смещенный по шкале $\log H$, даст неадекватные изображения с разным относительным характером передачи плотностей. Этот участок малоинформативен.

Таким образом, участок OA неинформативен, участки AB , BC малоинформативны, участок BC обладает максимальной информативностью. Поэтому в практической работе необходимо создавать технические условия съемки, которые обеспечивают работу на линейном участке BC .

Рассматривая вопрос информативности, следует оговаривать, какую теорию информации при этом берут за основу. Теория информации до настоящего времени не сформирована и существуют разные ее направления. Одно направление основано на работе К. Э. Шеннона [24]. Под информацией и, соответственно, под информативностью в этой теории понимают «нечто», что уменьшает

неопределенность. Винер называет теорию К. Э. Шеннона «статистической теорией количества информации». Первоначально К. Э. Шеннон даже и не говорил о своей работе как о теории информации. Он отмечал что «*семантические аспекты информации не релевантны техническим проблемам связи*» [24]. Однако позже, в 1964 году появилась совместная работа Шеннона и Уивера, в которой точка зрения «теории информации на основе математической теории связи», развивалась как основная. В ней рассматривалось «три уровня» проблемы коммуникации: техническая проблема передачи сообщений, семантическая проблема, проблема эффективности передачи сообщений. Следует подчеркнуть, что речь, как и в первой работе, идет о передаче сообщений, а не информации. Проблема семантики сводится к вопросу «*How precisely do the transmitted symbols convey the desired meaning?*». Однако ответ на этот вопрос не был полным и касался точности полученных символов в сравнении с исходными.

Такая точка зрения на теорию информации не была однозначно принята научным сообществом и стали появляться работы, отражающие другие точки зрения. Второй подход развит в работах Н. Виннера, Р. Карнапа, Л. Флориди, А. Н. Колмогорова [25], Ю. А. Шрейбера [26], В. Я. Цветкова [27] и др. В этом подходе под информацией понимают содержательность, или семантику, информационной конструкции объекта безотносительно к ее информационному объему. Под информацией в этой теории понимают «*нечто, что содержит знание и увеличивает в итоге знание получателя*».

По Шеннону информация уменьшает «наше не знание», по Виннеру и Флориди – информация увеличивает «наше знание». Увеличение знания и уменьшение незнания не одно и то же. При этом термин «не знание» отличается от «незнания». «Незнание» обозначает одну сущность, «не знание» обозначает совокупность сущностей или множество. Дихотомическая пара [28] «не знание – знание» представляет собой оппозиционные переменные [29] и задает шкалу анализа для исследования содержательности информационных сообщений или других информационных конструкций.

Остановимся на том, что для того чтобы оценивать информативность, необходимо определять не количество битов на изображении, а количество объектов и их качественные признаки. Другими словами, надо выполнять дешифрирование рентгеновских снимков – рентгеновское дешифрирование. Как и в фототопографии, рентгеновское дешифрирование должно быть основано на таблице дешифровочных признаков и таблице объектов, но применительно к рентгеновским снимкам. Рентгеновский снимок (цифровой или аналоговый) характеризуется когнитивными признаками: обозримость, воспринимаемость, интерпретируемость. Если эти признаки имеют место, то снимок характеризуется дешифрируемостью. Дешифрируемость рентгеновского снимка – это свойство, позволяющее выделять, различать и интерпретировать объекты, которые он содержит. Разделяют хорошую, среднюю и низкую дешифрируемость.

Хорошая дешифрируемость имеет место, когда объекты исследования лежат на линейном участке характеристической кривой (рис. 1) *BB*. Для него свойственно то, что уже на стадии визуального анализа можно получить довольно полное представление об объекте исследования.

Средняя дешифрируемость характеризуется тем, что она позволяет получить представление только о главных элементах и выделить границы между ними. При низкой дешифрируемости обнаруживаются лишь отдельные черты объектов и слабо выражены границы между ними. Для нахождения реальной информации и оценки информативности необходимо вводить дешифровочные признаки рентгеновского изображения и составлять таблицы признаков для практического использования врачом.

С позиции врача она характеризуется рядом когнитивных характеристик.

С позиций медицинской кибернетики такая таблица может быть использована в автоматизированных диагностических системах, например, при помощи мультиагентов [14].

По нашему мнению, качественный подход к анализу информативности более объективен, чем ее оценка на основе битов и оптической плотности. В конечном итоге информативность характеризует различимость на снимках признаков исследуемого объекта.

Статистическая диагностика по рентгеновским снимкам. С позиций эпистемологии диагностика есть эстернализация [30, 31] неявного знания [32]

В настоящее время в разных приложениях все больше используется статистическая обработка информации. С одной стороны, наборы визуальных моделей создают целостное представление. С другой стороны, человеческий глаз не в состоянии выявить незначительное визуальное отличие, которое может отражать существенный признак. В этом случае компьютерная обработка и статистический анализ помогут выявить различие и поставить диагноз.

Идея статического подхода при диагностике по рентгеновским снимкам кратко изложена в [14]. В ней задача решалась чисто статистическими методами на основе изучения распределения плотностей. Говоря языком семантики, для анализа использовалась статистическая информативность. В данной работе покажем сочетание статистической и семантической информативности. На рис. 5 приведен макетированный рентгеновский снимок головы. Он представляет собой обобщенное изображение, лишенное мелких деталей, и служит иллюстрацией метода. Кроме того, он является обобщением группы, которую, как и в [14], обозначим термином «норма». Под снимком дан срез плотности по оси X . Сущность семантической информативности в том, что образ связан с локализацией и координатами.

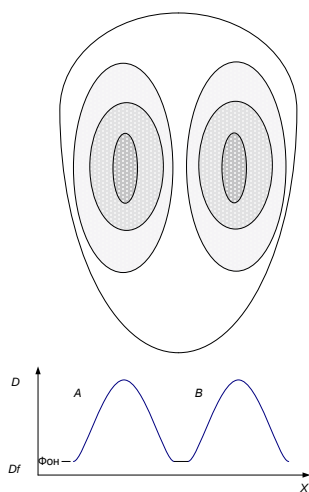


Рис. 5. Макетированный рентгеновский снимок нормы

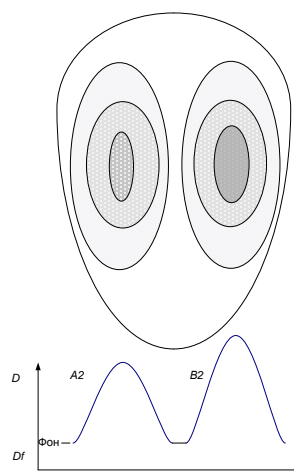


Рис. 6. Макетированный снимок патологии

На рис. 6 приведены аналогичный обобщенный снимок и характеристики для группы с определенным показателем отклонения от нормы. Такую группу, как и в [14], обозначим термином «патология». Под снимком дан аналогичный срез плотности по оси X . Визуально можно различить или не различить разницу между снимками на рис. 5 и 6.

Это качественный анализ. В двух словах, левое полушарие патологии имеет область более темного цвета и чуть большую, чем норма на рис. 5. Для того чтобы использовать количественный анализ, снимки переводят в цифровую форму. Если сравнивать снимки и гистограммы плотностей, то разница по гистограммам заметней, но человеческий глаз ее не обнаруживает. Поэтому цифровая обработка в данном случае является существенным инструментом, помогающим выявить различие и

поставить диагноз.

Сравнивая снимки на рис. 5 и 6, можно отметить различие в уровнях фона. Следует отметить, что на практике нет двух одинаковых снимков даже одного и того же пациента из-за того, что фон на снимках разный [14]. Поэтому одна из задач, решение которой позволяет сопоставлять разные снимки, это нормирование или иная процедура, которая позволяет исключать фон. Нормирование фона статистическими методами позволяет сравнивать гистограммы разных групп и конкретного пациента с нормой. Кроме того, снимки являются обобщенными, поскольку отражают существенные признаки группы и исключают индивидуальные детали отдельных снимков.

На рис. 7 приведено цифровое сравнение нормы B и патологии $B2$ на уровне распределения плотностей.

На рис. 7А дано сравнение гистограмм плотности D . На рис. 7Б приведена дискриминантная разница dD . Эта величина вычисляется только на основе цифровой обработки и ее невозможно оценить визуально. Для каждой патологии можно создать набор срезов дискриминантов $dD(x_i)$. Причем их вид может быть асимметричным и иметь более сложную форму, чем на рис. 7Б. Совокупность дискриминантов $dD(x_i)$ образует «портрет» группы нормы или определенно патологии. При диагностике нового пациента можно получать аналогичный набор портретов для его рентгеновского снимка и определять сходство и различие на основе статистических методов. В частности, при этом возникает необходимость анализа гипотез первого и второго рода. Такой анализ лежит за пределами человеческого изучения снимка.

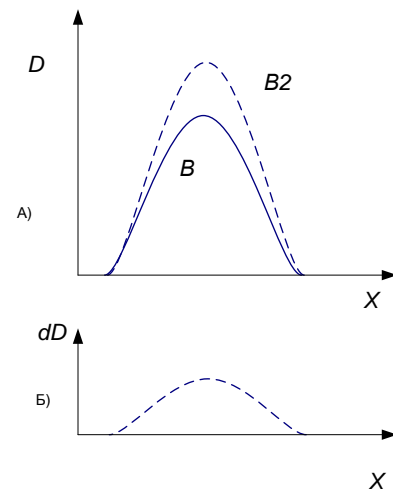


Рис. 7. Статистическое сравнение нормы и патологии

Применение цифровых методов обработки рентгеновских снимков позволяет выявлять факторы, недоступные для визуального анализа. Как и всякий метод, он имеет ограничения. В первую очередь, ограничение связано с необходимостью оценки фона и его исключения. Такой подход позволяет обрабатывать изображения, получаемые от разных источников в разных диапазонах: телевизионные, тепловые, ультразвуковые, рентгеновские, видимого диапазона [33, 34]. Мало того, данный метод позволяет совмещать и обрабатывать снимки, полученные в разных диапазонах. Перспективным следует считать применение градиентного метода для визуализации изображений в виде двумерной картины. В этом случае можно говорить о семантике моделей и о семантической информативности [22, 23]. Такой подход позволяет применять методы распознавания образов, а применительно к диагностике применять методы автоматизированного распознавания образов. В частности, можно применять метод разделяющей гиперплоскости [35] для разделения картины патологии и нормы, а затем для соотнесения исследуемого пациента с одной из групп. Это расширяет применимость метода, и появляется возможность получения дополнительной информации и новых знаний.

Заключение. Моделирование при лучевой диагностике является новым инструментом анализа и практического лечения. Особо следует выделить информационное моделирование [36], которое обладает универсальностью и переносимостью результатов моделирования на разные ситуации. Моделирование при лучевой диагностике расширяет возможность диагностирования, так как выходит за рамки чисто визуального анализа изображения человеком. Моделирование при лучевой диагностике позволяет использовать строгие количественные оценки, что делает

результат диагностики объективным и менее зависимым от субъективных оценок человека.

Литература

1. *Номоконов И.Б.* Информационное моделирование при лучевой диагностике // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. 2016. № 3 (часть 1). С. 87–90.
2. *Цветков В.Я.* Дескриптивные и прескриптивные информационные модели // Дистанционное и виртуальное обучение. 2015. № 7. С. 48–54.
3. *Цветков В.Я.* Информационные модели объектов, процессов и ситуаций // Дистанционное и виртуальное обучение. 2014. № 5. С. 4–11.
4. *Потрахов Н.Н.* Исследование и разработка методов микрофокусной рентгенографии в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии: Дис. ... докт. техн. наук. Специальность 05.11.10. – СПб.: ЛЭТИ, 2008. 198 с.
5. *Цветков В.Я.* Модель геоданных для управления транспортом // Успехи современного естествознания. 2009. № 4. С. 50–51.
6. *Лях Ю.Е., Гурьянов В.Г.* Математическое моделирование при решении задач классификации в биомедицине // Украинский журнал телемедицины и медицинской телематики. 2012. Т. 10. № 2. С. 69–76.
7. *Львович Я.Е., Фролов М.В.* Моделирование биотехнических и медицинских систем. – Воронеж: ВГТУ, 1994.
8. *Соколов Д.К.* Математическое моделирование в медицине. – М.: Медицина, 1974.
9. *Арнольд В.И.* Жесткие и мягкие математические модели. – М.: МЦНМО, 2004.
10. *Цветков В.Я.* Применение темпоральной логики для обновления информационных конструкций // Славянский форум. 2015. № 1 (7). С. 286–292.
11. *Савин Г.И.* Системное моделирование сложных процессов. – М.: Фазис, 2000.
12. *Тесленко П.А.* Информационная конструкция и атрибуты ее исследования // Проблемы техники: научно-производственный журнал. – Одесса: ОНМУ, 2008. № 3. С. 22–31.
13. *Tsvetkov V.Ya.* Information Constructions // European Journal of Technology and Design. 2014. Vol. 5. No. 3. P. 147–152.
14. *Номоконов И.Б., Цветков В.Я.* Статистическая диагностика по рентгеновским снимкам // Славянский форум, 2016. № 1 (11). С. 119–124.
15. *Белова И.Б., Китаев В.М.* Цифровые технологии получения рентгеновского изображения: принцип формирования и типы (обзор литературы) // Медицинская визуализация. 2000. № 1. С. 33–40.
16. *Номоконов И.Б.* Факторы формирования рентгеновского изображения // Славянский форум. 2015. № 1 (7). С. 190–197.
17. *Номоконов И.Б.* Цифровая обработка рентгеновских изображений // Славянский форум. 2015. № 4 (10). С. 244–251.
18. *Цветков В.Я., Номоконов И.Б.* Визуальное моделирование при медицинской диагностике // Славянский форум. 2015. № 3 (9). С. 288–293.
19. *Tsvetkov V.Ya.* Cognitive information models // Life Science Journal. 2014. Vol. 11. No. 4. P. 468–471.
20. *Гладырева А.Ю.* Исследование показателей качества рентгеновских изображений // Электроника и связь. Темат. вып.: Электроника и нанотехнологии. 2010. С. 62–67.
21. *Никитина Е.А.* Конвергентные технологии и трансформация структуры познания // Образовательные ресурсы и технологии. 2014. № 5. С. 157–166.
22. *Номоконов И.Б.* Информативность рентгеновского изображения // Славянский форум. 2015. № 2 (8). С. 233–239.
23. *Номоконов И.Б., Цветков В.Я.* Многоаспектность информативности // Дистанционное и виртуальное обучение. 2015. № 12. С. 74–80.
24. *Shannon C.E.* A Mathematical Theory of Communication // Bell System Technical Journal. July & October, 1948. Vol. 27. P. 379–423 & 623–656.
25. *Колмогоров А.Н.* Три подхода к определению количества информации // Проблемы передачи информации. 1965. Т. 1. Вып. 1. С. 3–11.
26. *Шрейдер Ю.А.* О семантических аспектах теории информации // Информация и кибернетика. – М.: Советское радио, 1967: 15–47.

27. Цветков В.Я. Введение в теорию информации. – М.: Макс Пресс, 2007. 115 с.
28. Tsvetkov V.Ya. Dichotomous Systemic Analysis // Life Science Journal. 2014. Vol. 11. No. 6. P. 586–590.
29. Tsvetkov V.Ya. Opposition Variables as a Tool of Qualitative Analysis // World Applied Sciences Journal. 2014. Vol. 30. No. 11. P. 1703–1706.
30. Номоконов И.Б. Экстернализация знаний при лучевой диагностике // Славянский форум. 2016. № 2 (12). С. 204–208.
31. Цветков В.Я. Когнитивность экстернализации неявных знаний // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. 2016. № 2 (часть 4). С. 610–611.
32. Сизов А.С., Цветков В.Я. Неявное знание: оппозиционный логический анализ и типологизация // Вестник Российской академии наук. 2015. Т. 85. № 9. С. 800–804.
33. Кулюшина Е.А. Роль методов медицинской визуализации в диагностике синдрома нарушений в билиарном тракте при циррозе печени // Кубанский научный медицинский вестник. 2009. № 9. С. 80–83.
34. Ураков А.Л. Инфракрасная термография и тепловая томография в медицинской диагностике: преимущества и ограничения // Здоровье и образование в XXI веке: электронный научно-образовательный вестник. 2013. Т. 11. № 15. С. 45–51.
35. Аникина Г.А., Поляков М.Г., Романов Л.Н., Цветков В.Я. О выделении контура изображения с помощью линейных обучаемых моделей // Известия АН СССР. Техническая кибернетика. 1980. № 6. С. 36–43.
36. Номоконов И.Б. Информационное моделирование при лучевой диагностике. – Saarbrücken, Germany: Lambert Academic Publishing, 2016. 120 с.

Simulation in X-ray diagnostics

Ivan Borisovich Nomokonov, Head of the department of radiation diagnostics Irkutsk Regional Hospital.

This article describes the use of modeling research in X-ray diagnostics. The article describes the theoretical results, which are the basis for the quantitative evaluation of X-ray imaging in the diagnosis of diseases. The article shows that the qualitative diagnosis is an important aspect in determining the practices and treatment outcomes. The article reveals the contents of the simulation, which can be used in diagnosis. This article describes the three groups of modeling, which is used in the initial evaluation, diagnosis and scientific analysis.

Keywords: modeling, diagnostics, medicine, X-ray diagnostics, X-ray images, digital processing, information models, statistical models