

К ВОПРОСУ О ПРИМЕНЕНИИ САД-СИСТЕМ В ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЕ

Косых Н.Э., Коваленко В.Л., Гостюшкин В.В., Савин С.З., Литвинов К.А.

Вычислительный центр ДВО РАН

Диагностическое использование радионуклидов и меченых соединений не только отображает анатомо-топографическую структуру исследуемых объектов, но и представляет собой метод «функциональной» визуализации. Это означает, что радионуклиды и меченые соединения (радиофармпрепараты — РФП) при их введении пациенту «деликатно» включаются в биологические процессы организма. Регистрация излучения с помощью специальной радиодиагностической аппаратуры в процессе и по окончании распределения радиоактивной «метки» в организме пациента позволяет количественно оценивать функциональную активность исследуемого объекта и обеспечивает его визуализацию. Поэтому основополагающим принципом комплексной лучевой диагностики различных заболеваний является гармоничное взаимодополнение анатомо-топографических и функциональных методов визуализации [4]. Радионуклидная диагностика наряду с другими методами включает гамма-сцинтиграфию и позитронно-эмиссионную томографию (ПЭТ).

Гамма-сцинтиграфия выполняется на эмиссионных томографах (1-, 2- или 3-детекторных) с помощью гаммаизлучающих радионуклидов или РФП. Эти радионуклиды получают или из специальных генераторов непосредственно в лаборатории радионуклидной диагностики (^{99m}Tc), после чего с помощью соответствующих наборов *ex tempore* готовятся РФП или нарабатываются на промышленных циклотронах в готовых для употребления формах (^{67}Ga , ^{201}Tl , ^{111}In , ^{123}I , ^{131}I). Практическое преимущество имеют ^{99m}Tc и ^{123}I , поскольку энергия излучения этих радионуклидов оптимальна для определения стандартной радиодиагностической аппаратурой. Существует также «не визуальная» методика оценки распределения гамма излучающих РФП посредством гамма-радиометрии, которая применяется, как правило, интраоперационно и осуществляется с помощью специальных миниатюрных гамма-датчиков, измеряющих интенсивность излучения над исследуемым объектом.

Внедрение в практику медицинской интроскопии метода однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) открыло новые перспективы в радионуклидной диагностике внутренних органов [12]. ОФЭКТ дает возможность получить послойную картину распределения радиоиндикатора в органе, с последующей реконструкцией его трехмерного изображения. С новой технологией получения изображений связан один из интереснейших аспектов количественной ОФЭКТ - возможность вычисления объема функционирующей ткани органа путем суммирования объемных элементов, формирующих изображения срезов органа.

Совмещение ОФЭКТ и компьютерной томографии (КТ) представляет собой новейший метод комплексного радиационного-радиологического исследования - ОФЭКТ/КТ. Объединение этих двух технологий в единой системе приводит к повышению точности обоих типов исследования. Данные ОФЭКТ привлекают внимание к отклонениям в данных КТ, а данные КТ делают то же самое для ОФЭКТ. В дополнение к этому данные КТ позволяют находить точные поправки на неоднородность ослабления, благодаря чему становится возможным количественный анализ результатов ОФЭКТ. Количественная оценка накопления радиофармпрепарата при проведении ОФЭКТ способствует совершенствованию методов стадирования опухоли и планирования терапевтических процедур [10,11].

Позитронно-эмиссионная томография основана на использовании обычных молекул, например, глюкозы, которые метятся радионуклидами - позитронными излучателями (чаще всего фтор-18). Достигнув органов-мишеней или тканей, в которых обмен веществ ниже или выше обычного, они формируют накопление с существенной разницей. Позитроны, образуемые при распаде, имеют очень короткий пробег в тканях и при «встрече» с электронами испускают гамма-кванты, которые и улавливаются детекторами ПЭТ-томографов. Позитронно-эмиссионная томография применяется в хирургии эпилепсии, опухолях головного мозга, ранней диагностики хореи Гентингтона, а также для изучения сосудистых заболеваний мозга (инсультов) [1]. Область применения этого метода в функциональном изучении нервной системы постепенно расширяется. Однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ или SPECT) позволяет получать объемное изображение распределения радионуклидов, относящихся к чистым гамма-излучателям. Этот метод также используют для исследования кровообращения. В кардиологии по информативности он сравним с эхокардиографией, а для изучения церебральной ишемии часто оказывается предпочтительнее других методов и достойно конкурирует с ПЭТ.

Однофотонная эмиссионная компьютерная томография является методом, позволяющим на практике осуществить топическую оценку состояния микроциркуляции, регионарного мозгового кровотока и функционального резерва цереброваскулярного русла. ОЭКТ головного мозга в настоящее время широко применяется для диагностики острых и хронических нарушений мозгового кровообращения, для определения прогноза у больных с хроническими нарушениями кровообращения, определения тактики лечения и контроля эффекта проводимой терапии. Перфузионная ОЭКТ головного мозга с использованием функциональных проб рекомендована для ранней диагностики ишемии головного мозга в публикациях Секции по ядерной медицине МАГАТЭ [1]. ПЭТ отличается от однофотонной эмиссионной радиоизотопной томографии тем, что для ее реализации необходимы химфармпрепараты, которые содержат радиоактивные изотопы, излучающие позитроны или гамма-кванты с энергией гамма-излучения более 1024 кэВ. Взаимодействуя с тканями организма, каждый первичный квант создает две частицы: электрон и позитрон, что в дальнейшем приводит к одновременному образованию двух гамма-квантов, вылетающих в противоположные стороны [20]. Возникает возможность вычислять точную координату их возникновения, т.е. строить изображение математическими методами восстановления. Получение радиоактивных препаратов для ПЭТ - достаточно сложная задача [13].

К настоящему времени в клиниках мира функционируют сотни установок для позитронно-электронной томографии. Изображения в позитронной томографии сочетается с КТ- и МРТ-изображениями, создавая ряд принципиально новых диагностических возможностей. ПЭТ является на данный момент самым передовым направлением ядерной медицины. Эта технология базируется на использовании клинического циклотрона, радиохимического комплекса и позитронного эмиссионного томографа [13,19]. Поскольку позитрон — излучающие радионуклиды (^{18}F , ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O) являются ультракороткоживущими (от 2 мин до 2 ч), циклотрон, на котором они нарабатываются, должен находиться непосредственно в клинике. Радиохимический комплекс обеспечивает синтез и контроль качества нарабатываемых *ex tempore* РФП. Позитронные томографы снабжены кольцевой детекторной системой, что позволяет собирать информацию в трехмерном пространстве с одновременным сканированием «всего тела». Радиоиммунологический анализ — это определение концентрации различных биологических веществ (гормонов, опухолевых маркеров и т.п.) в сыворотке крови с помощью специальных наборов на основе меченых моноклональных антител. Опухолевые маркеры — это антигены злокачественных опухолей, находящиеся на поверхности опухолевых клеток, часть из которых может попадать в кровь. Повышение концентрации этих маркеров в сыворотке крови пациента, как правило, свидетельствует о прогрессировании онкологического заболевания.

Роль ядерной медицины в комплексной диагностике опухолей за последние два десятилетия претерпела значительные изменения. С внедрением в клиническую практику УЗИ, РКТ и МРТ отпала необходимость в традиционной скинтиграфической визуализации органов с целью диагностики их очагового поражения. Актуальными остаются радионуклидные исследования, направленные на визуализацию самих опухолевых очагов. Это направление, получившее название позитивной скинтиграфии опухолей, базируется на использовании туморотропных РФП. В зависимости от механизма включения таких РФП в опухоль позитивная скинтиграфия отображает либо метаболические изменения в опухолевых очагах по сравнению со здоровыми тканями, либо распознает специфические биологические свойства новообразований. Так, при скинтиграфии скелета с мечеными фосфонатами бластические метастазы в кости визуализируются в виде очагов повышенного минерального обмена. ^{131}J обладает тропностью к йод-поглощающим метастазам рака щитовидной железы. ПЭТ с применением меченых позитрон-излучаемыми радионуклидами глюкозы или аминокислот фиксирует злокачественные опухоли и их метастазы как аномальные очаги повышенного углеводного или белкового обмена. Тропность меченых моноклональных антител, используемых для иммуноскинтиграфии опухолей, объясняется их сродством с соответствующими опухолевыми антигенами. Успешно применяется также визуализация опухолей, основанная на принципе рецепторного анализа. Механизм избирательного включения в опухоли ряда РФП остается до конца не изученным, однако это не препятствует их широкому практическому использованию для диагностики опухолей. К этой категории РФП относятся ^{67}Ga , ^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc}-(\text{V})\text{-DMSA}$, $^{99\text{m}}\text{Tc}\text{-MIBI}$ и ^{123}J или $^{131}\text{J}\text{-MIBG}$ [12,13].

Базовым принципом ядерной медицины в диагностике новообразований является количественная оценка биологической активности опухолевых очагов. Исходя из этого, основными задачами радионуклидной диагностики в онкологической клинике являются: дифференциальная диагностика

доброкачественных и злокачественных опухолей; поиск регионарных и отдаленных метастазов; количественная оценка эффекта противоопухолевого лечения; раннее выявление рецидивов злокачественных опухолей и их дифференциальная диагностика с ятрогенными повреждениями (в частности, с постлучевыми некрозами и фиброзами) [3,5]. Известно, что изображение при планарном (двухмерном) скинтиграфическом исследовании характеризуется достаточно низкой разрешающей способностью и высоким уровнем шума в сравнении с другими графическими способами диагностики. При этом методе исследования источники излучения многочисленны, находятся внутри исследуемого объекта (больного), на неизвестной глубине, с неизвестной интенсивностью. Эти источники излучают изотропно в различных направлениях гамма-кванты, однако используется лишь очень малая их часть – только те гамма кванты, которые движутся перпендикулярно поверхности детектора - остальные фильтруются коллиматором. Все визуализирующие системы, используемые в ЯМ обладают конечной разрешающей способностью, которая определяет так называемую нерезкость изображения – размытые контуры больших объектов и невозможность передать мелкие детали.

В последние годы в медицине все шире применяется однофотонная эмиссионная компьютерная томография (SPECT) – метод полипозиционной регистрации скинтиграфического изображения с последующей реконструкцией изображения методом компьютерной томографии [7,9]. Большинство исследователей свидетельствуют о большей информативности SPECT по сравнению с традиционной планарной скинтиграфией. Однако и при этом методе исследования отсутствует четкость контуров изучаемых органов в нужной степени. Современное программное обеспечение радиодиагностических приборов позволяет рассчитывать объем исследуемого объекта (например, селезенки) на основе трехмерной реконструкции скинтиграфических изображений, полученных в режиме SPECT.

Применение математических методов и информационных технологий при анализе изображений способно значительно улучшить диагностические возможности метода скинтиграфии как в планарном режиме, так и режиме SPECT [8]. Базовым принципом для обработки изображений является оригинальная идеология виртуального информационного моделирования (ВИМ). Она основана на уникальной концепции многомерной числовой модели организма, которая представляет собой группировки точек в замкнутом пространстве биологического объекта. Эти группировки соответствуют органам и основным системам жизнеобеспечения организма. Каждая точка, помимо своих координатных значений, несет конечный набор логической и числовой информации (числовой код), в той или иной степени характеризующей конкретную анатомическую область, которую представляет данная точка. Между точками существуют взаимные связи, моделирующие функциональные связи конкретного организма. Свойства каждой точки информационной модели зависят от ее положения в пространстве и от информационного влияния на нее соседних точек.

Виртуальная информационная модель построена по принципу трехмерной решетки, каждая точка которой граничит с шестью соседними. Основой для создания многомерной информационной модели являются двухмерные электронные изображения скинтиграфии дополненные изображениями, получаемые при рентгеновской компьютерной томографии изучаемого органа. Следует отметить, что в настоящее время оценка изображения, получаемого при скинтиграфии, вне зависимости от режима исследования, в целом осуществляется визуальным методом. При этом сами изображения органа и патологических очагов представлено в серо-белой или цветовой шкале, Именно визуальный характер оценки изображений вносит в процесс диагностики «субъективный компонент», что нередко отражается на эффективности метода скинтиграфии. Вместе с тем современная скинтиграфия является примером цифровой визуализации. Компьютерное изображение исследуемого объекта разбито на отдельные точки (пиксели), каждому из которых соответствует определенный код цвета. При этом существует прямая зависимость между кодом цвета и количеством импульсов, испускаемых в точке объекта, соответствующей тому или иному пикселю в изображении.

Вышеописанный принцип цифрового изображения может явиться основой для применения математического анализа. Напомним, что позитронно-электронная томография отличается от однофотонной эмиссионной радиоизотопной томографии тем, что для ее реализации необходимы химфармпрепараты, которые содержат радиоактивные изотопы, излучающие позитроны или гамма-кванты с энергией гамма-излучения более 1024 кэВ. Взаимодействуя с тканями организма, каждый первичный квант создает две частицы: электрон и позитрон, что в дальнейшем приводит к одновременному образованию двух гамма-квантов, вылетающих в противоположные стороны. Возникает возможность

вычислять точную координату их возникновения, т.е. строить изображение математическими методами восстановления. Получение радиоактивных препаратов для ПЭТ достаточно сложная задача. К настоящему времени в клиниках мира функционируют сотни установок для позитронно-электронной томографии. В Хабаровске создается единственный за Уралом ПЭТ-центр для проведения позитронно-эмиссионной томографии пациентов с применением радиофармпрепаратов, диагностики методом магнитно-резонансной томографии и производства радиоактивных веществ и стерильных радиофармацевтических препаратов. Исследования медицинских изображений в позитронной томографии, которые можно получать в ПЭТ-центре, смогут сочетаться с КТ- и МРТ-данными, создавая ряд принципиально новых диагностических и методологических возможностей [2,13].

В последнее годы активно разрабатываются и успешно внедряются в практическое здравоохранение и учебный процесс т.н. «компьютерные системы диагностики» – CAD (computer added diagnostic), выполняющие различные задачи. Созданы обучающие CAD системы, предназначенные для начинающих специалистов, помогающие CAD системы для поддержки принятия решений в трудных диагностических ситуациях для практикующих врачей и распознающие образы или детекторные CAD системы, используемые в скрининговых программах. По аналогии с системами CAD/CAM (computer aided design and computer aided manufacturing) для технических приложений, для медицинских целей также разрабатываются системы CAD (computer-aided diagnosis - компьютерная диагностика). Часть из них уже успешно функционирует, но до настоящего времени такие системы являются всего лишь «ассистентами» врача-диагноста, принимающего решение [8,12].

Алгоритмы CAD-систем медицинских изображений, как правило, включают в себя сегментацию изображения, выделение объектов интереса («масс»), их анализ, параметрическое описание выделенных объектов, их классификацию. Классификация объектов интереса может проводиться по методу нейронных сетей, опорных векторов, дискриминантного анализа, теоретико-игрового (стратегического) информационного моделирования и др. [5,7,14]. CAD-системы существенно увеличивают эффективность методов лучевой диагностики. Однако практическое применение методов радионуклидной диагностики демонстрирует сохраняющуюся информационную недостаточность алгоритмов и программ, обеспечивающих визуализацию и анализ медицинских изображений. В настоящее время перспективные и актуальные разработки и широкое применение CAD-систем в ядерной медицине осуществляются преимущественно за рубежом [17,18], в то как отечественные исследования в данном направлении единичны и находятся на начальной стадии [12].

Диагностическое использование радионуклидов и меченых соединений не только отображает анатомо-топографическую структуру исследуемых объектов, но и представляет собой метод «функциональной» визуализации. Это означает, что радионуклиды и меченые соединения (радиофармпрепараты — РФП) при их введении пациенту «деликатно» включаются в биологические процессы организма. Регистрация излучения с помощью специальной радиодиагностической аппаратуры в процессе и по окончании распределения радиоактивной «метки» в организме пациента позволяет количественно оценивать функциональную активность исследуемого объекта и обеспечивает его визуализацию. Поэтому основополагающим принципом комплексной лучевой диагностики различных заболеваний является гармоничное взаимодополнение анатомо-топографических и функциональных методов визуализации. Радионуклидная диагностика наряду с другими методами включает гамма-сцинтиграфию и позитронно-эмиссионную томографию (ПЭТ).

Гамма-сцинтиграфия выполняется на эмиссионных томографах (1-, 2- или 3-детекторных) с помощью гаммаизлучающих радионуклидов или РФП. Эти радионуклиды получают или из специальных генераторов непосредственно в лаборатории радионуклидной диагностики (^{99m}Tc), после чего с помощью соответствующих наборов *ex tempore* готовятся РФП или нарабатываются на промышленных циклотронах в готовых для употребления формах (^{67}Ga , ^{201}Tl , ^{111}In , ^{123}I , ^{131}I). Практическое преимущество имеют ^{99m}Tc и ^{123}I , поскольку энергия излучения этих радионуклидов оптимальна для определения стандартной радиодиагностической аппаратурой. Существует также «не визуальная» методика оценки распределения гамма излучающих РФП посредством гамма-радиометрии, которая применяется, как правило, интраоперационно и осуществляется с помощью специальных миниатюрных гамма-датчиков, измеряющих интенсивность излучения над исследуемым объектом. Разрабатываются принципы математического анализа планарной и СПЕКТ-сцинтиграфии на основе изучения гистограмм цветовых характеристик очагов накопления РФП и применения принципов виртуального информационного моделирования.

Эти принципы реализуются в программе компьютерного анализа данных сцинтиграфического изображения объекта. С помощью данных программ могут быть проанализированы результаты сцинтиграфического исследования скелета, печени, щитовидной железы, почек. Программа, предназначенная для анализа планарной (двухмерной) сцинтиграфии скелета имеет возможности изучения гистограммы всей поверхности тела, определения среднего значения цветового кода, соответствующего изучаемому органу, а также значение цветового кода, соответствующим одной, двум и трем сигмам. В функции программы входит выделения цветового диапазона, который принимается за патологическое накопление РФП. Применяется особая функция, выделяющая все очаги соответствующие данному диапазону. Для каждого очага патологического накопления определяется гистограмма. Анализ гистограмм позволяет определить, какой процент площади выделенного очага соответствует максимальному накоплению РФП.

Для классификации очагов повышенного накопления РФП по принципу «метастаз - неметастаз» в компьютерной программе применен метод кластерного анализа, с расчетом центроидов каждого кластера. Для каждого кластера выстраивается «обобщенная» гистограмма. Возможностью данной программы является подсчет общего объема метастатического поражения скелета. Информация, получаемая при анализе остеосцинтиграмм, может быть также использована для оценки динамических изменений у больных с метастатическим поражением скелета, на фоне проводимого противоопухолевого лечения. Программа анализа планарной сцинтиграфии печени позволяет изучить гистограммы зон нормального и пониженного накопления РФП, рассчитать среднюю интенсивность накопления РФП в печени, определить процент нефункционирующей или слабофункционирующей печеночной ткани.

Впервые в клинической практике нами применен метод объективной оценки сцинтиграфии на основе математического анализа гистограмм распределения РФП в органах и тканях, разработаны принципы числовой классификации патологических процессов, выявляемых с помощью радионуклидных методов исследования [5,8,14]. Оригинальный метод виртуального информационного моделирования, интегрированный в программу автоматизированного компьютерного анализа был применен нами для решения практических клинико-диагностических задач ядерной медицины [6,16]. Была создана виртуальная модель скелета, представляющая собой новый способ хранения и анализа медицинской информации [5,9].

Результаты исследования демонстрируют преимущество подобной модели в прогнозировании течения метастатического поражения скелета, регистрации динамических изменений данного органа, интеграционного анализа результатов комплексного исследования онкологических больных [7,11]. Была создана постоянно обновляемая база данных обработанных методами математической морфологии медицинских изображений. Такая база данных может заполняться из множества удаленных компьютеров через Интернет. На основе базы данных была разработана экспертная система диагностики метастатического поражения скелета по данным сцинтиграфии, которая может функционировать в сетевом режиме on-line [14,16].

Перспективы наших исследований связаны с решением проблем ранней диагностики метастатического поражения скелета и биологических свойств метастатической опухоли на основе определения закономерностей накопления радиофармпрепаратов методами ядерной медицины (планарной сцинтиграфии, однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) и позитронно-эмиссионной компьютерной томографии (ПЭТ)), что могло бы оказать существенное влияние на выбор эффективной тактики лечения больных со злокачественными новообразованиями. Для этого необходимо продолжить поиск подходов к оптимизации анализа медицинских изображений, получаемых в ядерной медицине.

Уже в ближайшее время можно получить ряд инновационных технологий в области обработки смешанных изображений для задач медицинской диагностики. В ходе дальнейшей проработки принципов создания систем автоматизированной компьютерной диагностики скелетных метастазов по данным планарной сцинтиграфии, основанная на принципах распознавания изображений и обладающая функциями экспертного анализа, возможно создание системы, которая должна будет включать сегментацию изображения скелета, расчет текстурных, гистограммных и морфометрических параметров, создание обучающей выборки. В основу формирования классифицирующей функции может быть положен метод опорных векторов, а надежность классифицирующей функции может определяться с помощью показателя ожидаемой латентной изменчивости классификатора. Необходимо

добиться того, чтобы качество классификатора САД-системы оценки планарных остеосцинтиграмм существенно возросло при построении классификационной функции по данным, полученным при параллельном использовании текстурного анализа по методу Харалика [15] и локальной бинарной текстуры, а также гистограммного и морфометрического анализа. Для этого на основе компьютерного анализа яркостной, градиентной и текстурной информации изображения с использованием алгоритмов бинаризация по порогу, морфологической фильтрации, наращивания областей, создания активных контуров и деформированных шаблонов необходимо разработать программное обеспечение автоматической сегментации изображения, одновременно представленного на ОФЭКТ И РКТ. Для этого нужно определить диагностическую значимость гистограммных, морфометрических, а также текстурных статистических характеристик в 3D сегментированных участках скелета, изучить математическую характеристику основных вариантов патологических изменений в скелете, регистрируемых ОФЭКТ и РКТ.

Не менее важны в решении проблем использования КАД-анализа разработка системы сравнительного анализа числовых характеристик 3D сегментированных участков скелета по данным ОФЭКТ и РКТ, создание виртуальной информационной модели отдельных частей и органов на основе данных рентгеновской компьютерной томографии и разработать принципы включения в эту модель данных, получаемых сцинтиграфии режиме ОФЭКТ. Затем планируется разработать самообучающуюся программу распознавания метастатического поражения скелета по данным совмещенных изображений ОФЭКТ и РКТ. Далее необходимо изучить возможности использования методов многомерной статистики в анализе совмещенных изображений ОФЭКТ и рентгеновской компьютерной томографии скелета. Для этого нужно адаптировать интегральную обобщенную виртуальную модель скелета к задачам КАД-анализа и с ее помощью осуществить математическое описание вариантов развития метастатического поражения скелета. Появится реальная возможность использования созданной ВИМ скелета для динамического наблюдения за онкологическими больными в процессе лечения.

Программа анализа результатов планарного сцинтиграфического исследования щитовидной железы включает последовательный анализ изображения получаемого при введении натрия пертехнетата ^{99m}Tc , накапливаемого нормальной тканью щитовидной железы и изображения, получаемого при введении туморотропного препарата технетрила. По обоим изображениям проводится анализ гистограмм распределения РФП в пределах изучаемого органа. Для изображения, получаемого при введении пертехнетата, оценивается общая площадь щитовидной железы, расчет объема функционирующей и нефункционирующей ткани железы. Для изображения, получаемого при введении технетрила, определяется объем опухоли. Программа дает возможность анализировать соотношение накопления натрия пертехнетата ^{99m}Tc с накоплением технетрила в каждой части щитовидной железы. Программа анализа СПЕКТ-изображения основана на принципах ВИМ. Сцинтиграфическое и рентгеновское изображения переводятся в электронную таблицу, которая может быть использована в математическом анализе. Кроме того в данную таблицу может вноситься дополнительная информация соответствующая той или иной части изучаемого органа. Анализ СПЕКТ-изображения и данных ПЭТ на основе принципов ВИМ будет наиболее информативен при сцинтиграфии печени и щитовидной железы

Таким образом, разработаны принципы автоматизированного компьютерного анализа планарных и СПЕКТ-сцинтиграмм с использованием позитронно-эмиссионной томографии на основе методов математической морфологии, распознавания образов, виртуального информационного моделирования и телекоммуникационных технологий. Впервые в клинической практике применен метод объективной оценки сцинтиграфии на основе математического анализа гистограмм распределения РФП в органах и тканях, разработаны принципы числовой классификации патологических процессов, выявляемых с помощью радионуклидных методов исследования. Впервые метод виртуального информационного моделирования, интегрированный в программу автоматизированного компьютерного анализа, применен для решения практических клинико-диагностических задач ядерной медицины. Разработаны оригинальные методы применения дополнительного математического анализа при изучении ПЭТ-изображений. Применение САД-анализа в сочетании с экспертными системами и системами защиты персональных данных может существенно повысить специфичность компьютерного автоматизированного анализа и эффективность ранней диагностики в онкологии, кардиологии, неврологии, а также в задачах телемедицины и медико-экологического мониторинга.

Литература

1. Бокерия Л.А., Алекян Б.Г. Рентгенэндоваскулярная диагностика и лечение заболеваний сердца и сосудов в Российской Федерации. М.: Изд-во Научного центра сердечно-сосудистой хирургии РАМН им. А.Н. Бакулева. 2012. 148 с.
2. Коваленко В.Л., Головин П.С. и др. Создание ПЭТ-центров. [Электронный ресурс]. URL: http://www.kkco.khv.ru/images/stories/kkco/pet/sozd_pet.pdf
3. Косых Н.Э., Брянцева А.И., Смирнов Д.В., Ткачев А.В., Винникова Л.Р. Анализ влияния комплекса медико-организационных факторов на эффективность оказания медицинской помощи онкологическим больным // Дальневосточный медицинский журнал, №4, 2008. С.48-49
4. Косых Н.Э., Линденбратен В.Д., Савин С.З. Виртуальные информационные модели в задачах радиологии // Радиология - практика, №2, 2004. С.36-39.
5. Косых Н. Э., Рыжавский Б. А., Савин С. З. Виртуальные информационные модели стадирования опухолей печени. Математическая морфология. Электронный математический и медико-биологический журнал. Т.5. Вып. 4. 2006. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.smolensk.ru/user/sgma/MMORPH/N-12-html/cont.htm>
6. Косых Н.Э., Савин С.З., Посвалюк Н.Э., Немцов В.Ю., Хоменюк А.В. Виртуальное информационное моделирование: перспективы применения в диагностике демиелинизирующих заболеваний // Дальневосточный медицинский журнал, №1, 2006. С.84-86.
7. Косых Н.Э., Смагин С.И., Гостюшкин В.В., Савин С.З., Литвинов К.А. Система автоматизированного компьютерного анализа медицинских изображений // Информационные технологии и вычислительные системы. № 3, 2011. С.51-60.
8. Косых Н.Э., Литвинов К.А., Гостюшкин В.В., Савин С.З. Применение автоматизированного компьютерного анализа для оценки результатов радионуклидных исследований (на примере остеосцинтиграфии) // Сибирский онкологический журнал. 2009. № S2. С. 106-107.
9. Косых Н.Э., Мазур А.И., Ворожцов И.В., Савин С.З. Методы компьютерного анализа в обработке данных нанотермолизиса // Вестник ТОГУ, № 4 (21), 2011. С.49-52.
10. Косых Н.Э., Савин С.З. Новые информационные технологии в задачах стадирования новообразований ЦНС // Вестник ДВО РАН, 6-2005. С.81-84.
11. Литвинов К.А., Косых Н.Э., Мокшина Е.А. Принципы бальной оценки остеосцинтиграфии больных со скелетными метастазами рака молочной железы // Сибирский онкологический журнал. 2009. № S2. С.123-124.
12. Паша С.П., Терновой С.К. Радионуклидная диагностика. М.: ГЭОТАР-медиа, 2008, 204 с.
13. Позитронно-электронная томография в клинической практике. [Электронный ресурс]. URL: http://www.kkco.khv.ru/images/stories/kkco/pet/pet_clin_pract.pdf
14. Савин С.З., Косых Н.Э., Гостюшкин В.В. Виртуальные информационные технологии в математической морфологии // Вычислительные технологии, т.13. Вестник КазНУ им. Аль-Фараби, Серия математика, механика, информатика, №4 (59). Совместный выпуск. Часть III. Алматы–Новосибирск: КазНУ им. Аль-Фараби–ИВТ СО РАН, 2008. С.133-139.
15. Haralick R. M., Shanmugam K., Dinstein I. Textural Features of Image Classification, IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, vol. SMC-3, no. 6, Nov. 1973.
16. Kosykh N.E., Gostuyshkin V.V., Savin S.Z., Vorozhtov I.V. Designing the systems of computer diagnostics of medical images // Proc. of The First Russia and Pacific Conference on Computer Technology and Applications (RPC 2010). Vladivostok, Russia. 6 - 9 September, 2010. 4 p.
17. Lejbkowitz I., Wiener F., Nachtigal et al. Bone Browser a decision-aid for a radiological diagnosis of bone tumor. Computer Methods Programs Biomed. 2002; 67(2): 137-154.
18. Sadik M. Bone scintigraphy. A new approach to improve diagnostic accuracy. University of Gothenburg, 2009, p.44.
19. Ter-Pogossian M., Porter F.T. Radioactive Strontium Produced by Deuteron Bombardment of Rubidium // Phys. Rev. 81, 1057/ Publ. 15 March 1951. URL: <http://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRev.81.1057.2>
20. Ter-Pogossian M., Robinson J.E., Cook C.Sh. The Disintegration of Se^{75} // Phys. Rev. 75, 995–998 (1949), URL: <http://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRev.75.995/DOI:10.1103/PhysRev.75.995>.