

МЕТОД АНАЛИЗА ДИНАМИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ НЕФРОСЦИНТИГРАФИИ

А.В. Гайдель^{1,2}, А.В. Капишников³, Ю.С. Пышкина³, А.В. Колсанов³, А.Г. Храмов¹

¹ Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королёва, 443086, Россия, Самарская область, г. Самара, Московское шоссе, д. 34,

² ИСОИ РАН – филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, 443001, Россия, Самарская область, г. Самара, ул. Молодогвардейская, д. 151,

³ Самарский государственный медицинский университет, Самара, Россия

Аннотация

Предложен метод автоматической обработки динамических нефросцинтиграмм, основанный на приближении кривой ренограммы экспоненциальной функцией. Метод позволяет получить объективные параметры состояния почек. Работа метода изучена на наборе радионуклидных изображений ренотрансплантата. Представлены результаты клинических исследований, подтверждающие диагностическую эффективность разработанного подхода. Анализ кинетики нефротропного индикатора обеспечивает точную оценку функционального состояния пересаженной почки. Выявлено два числовых параметра, показывающих более высокую диагностическую эффективность при их вычислении по построенной модели, чем при их вычислении по исходной ренограмме.

Ключевые слова: обработка изображений, распознавание образов, сцинтиграфия, нефрология, трансплантация.

Цитирование: Гайдель, А.В. Метод анализа динамических изображений нефросцинтиграфии / А.В. Гайдель, А.В. Капишников, Ю.С. Пышкина, А.В. Колсанов, А.Г. Храмов // Компьютерная оптика. – 2018. – Т. 42, № 4. – С. 688-694. – DOI: 10.18287/2412-6179-2018-42-4-688-694.

Введение

Диагностика состояния пересаженной почки – одна из основных задач ведения пациентов в посттрансплантационном периоде [1, 2]. Неинвазивным способом изучения функции и морфологии органов человека является радионуклидный метод [3], развитие которого тесно связано с совершенствованием методов компьютерной обработки изображений [4].

Динамическая сцинтиграфия почек (реносцинтиграфия) – метод радионуклидной визуализации, заключающийся в получении на гамма-камере серии изображений после введения меченого нефротропного индикатора (радиофармпрепарата, РФП) [3]. Меченый нефротропный индикатор – это разрешенное для введения человеку с диагностической целью химическое соединение, тропное к тканям почки, в молекуле которого содержится радионуклид. Диагностическое значение имеют изменения топографии и формы почки, характер накопления и выведения индикатора (рис. 1). Объективное суждение о функции органа основывается на количественной оценке динамики яркости радионуклидного изображения, отражающей трансфер меченого индикатора в различных зонах интереса нефросцинтиграмм. Нефросцинтиграмма – это изображение почек пациента, полученное посредством регистрации на гамма-камере излучения, испускаемого инкорпорированным радионуклидом.

Решающее значение для определения тактики ведения реципиента имеет получение объективной инструментальной информации о формировании патологии ренотрансплантата, что определяет актуальность совершенствования информационных технологий для анализа динамической сцинтиграфии почек [5, 6].

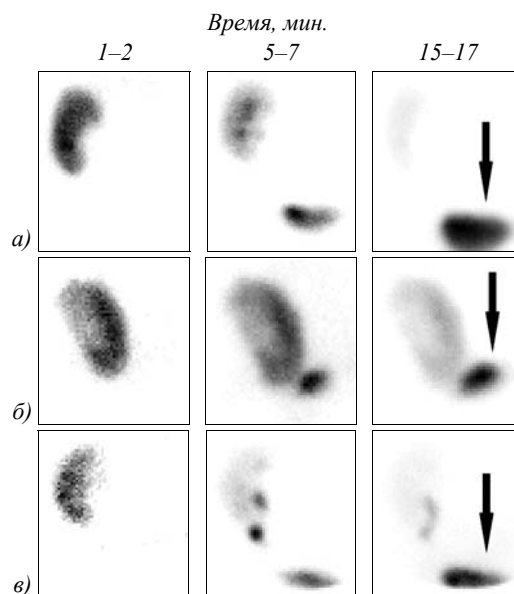


Рис. 1. Динамические сцинтиграммы пересаженной почки: норма (а); замедленное накопление и выведение индикатора из паренхимы (б) и полостной системы почки (в). Стрелка – РФП, поступивший в мочевой пузырь

Популярным подходом для анализа ренограмм является деконволюционный метод. Он применяется при анализе ренограмм для получения импульсной характеристики функции паренхимы почки и вычисления паренхиматозного транзитного времени, а также для определения скорости клубочковой фильтрации [7]. Принцип деконволюции (*deconvolution* – обратная свёртка) состоит в определении функции задержки РФП почкой при введении (фаза секреции) и выведении (экскреция) индикатора при динамической нефросцинтиграфии [8]. Указанный метод применим для анализа кинетики клубочковых или канальцевых

радиофармпрепаратов при условии формирования компактного болюса РФП [7].

Преимуществом деконволюционного анализа является возможность получения следующих объективных параметров динамической реносцинтиграфии: среднее транзитное время; эффективный почечный отток; относительное и абсолютное почечное поглощение; начальное накопление; время максимальной активности (T_{max}); активность на 20-й минуте – индекс ретенции (T_{20}); T_{80} – время, когда максимальное значение кривой уменьшается на 20% [9, 10] и более точная коррекция фоновой активности [7]. Применение деконволюционного метода возможно посредством различных математических моделей: матричного метода, преобразующего метода и метода, основанного на дифференциации участка Ратленд–Патлака. Для оценивания их параметров используют преобразование Лапласа, матричный метод, модификацию Фурье, метод наименьших квадратов (МНК) [11] и метод Карлсена.

Ранее для диагностики нефрологических патологий исследовались текстурные признаки изображений, полученных при ультразвуковых исследованиях [12]. Для распознавания нефросцинтиграмм использовались яркостные и геометрические признаки [13]. Однако такие подходы не учитывают динамику изменений этих изображений во времени.

Цель работы – разработка метода анализа динамической сцинтиграфии почек и оценка его диагностической информативности при распознавании пострентрансплантационных осложнений.

1. Признаки, основанные на модели ренограммы

Исходные динамические нефросцинтиграммы представляют собой трёхмерные цифровые изображения $\omega(m, n, k): D_\omega \times Z \rightarrow Q$, где $D_\omega \subseteq Z^2$ – множество отсчётов изображения, $Q = [0; Q-1] \cap Z$ – множество уровней яркости, соответствующих уровням активности РФП, Q – количество уровней яркости, Z – множество целых чисел, а третья координата k отвечает за время. На этих кадрах медицинским специалистом вручную выделяется три области: $D_1(k) \subseteq D_\omega$ – весь ренотрансплантат, $D_2(k) \subseteq D_1(k)$ – область паренхимы, $D_Z \subseteq D_\omega$ – небольшой участок фона. Области D_1 и D_2 исследуются отдельно, из всего изображения вычитается средний уровень фона, так что вместо изображений $\omega(m, n, k)$ рассматриваются изображения

$$\hat{\omega}(m, n, k) = \omega(m, n, k) - \frac{1}{|D_Z|} \sum_{(m,n) \in D_Z} \omega(m, n, k), \quad (1)$$

где $|A|$ означает количество элементов в конечном множестве A . Это правомерно, поскольку при лучевом исследовании на интенсивность излучения в конкретной точке влияет не только исследуемый орган, но и окружающие его ткани [3].

На практике изображения регистрируются в секреторной и экскреторной фазах с шагом дискретизации $\Delta t = 30$ с. Секреторная фаза – фаза преимущественного накопления РФП в канальцах нефрона почки.

Экскреторная фаза – фаза, обусловленная выведением РФП из почки [14]. Начальный участок сосудистой фазы продолжительностью $T_0 = 40$ с не учитывается при оценивании параметров [15].

Отсчёты ренограммы $y_k (k \in [0; N-1] \cap Z)$ получаются усреднением отсчётов изображений (1) в заданной области $D_j (j = 1$ или $j = 2)$ [3]:

$$y_k = \frac{1}{|D_j(k)|} \sum_{(m,n) \in D_j(k)} \hat{\omega}(m, n, k). \quad (2)$$

Для анализа ренограммы (2) строится экспоненциальная модель

$$\hat{y}(t) = A \exp(-\alpha(t - t_{max})) + B, \quad t \in [t_{max}; t_{stop}]. \quad (3)$$

Такая модель выбрана, поскольку на практике участок кривой ренограммы, соответствующий фазе выведения РФП из области паренхимы, действительно убывает экспоненциально [9].

Параметр B – это постоянная составляющая, соответствующая фоновому значению на наблюдаемом участке ренограммы, $(t_{stop} - t_{max})$ – продолжительность секреторной фазы, момент времени t_{max} – момент времени максимального накопления РФП, A – амплитуда сигнала, α – затухание.

На рис. 2 пунктирной линией изображён пример реальной ренограммы, полученной по формуле (2), а сплошной линией – построенная модель (3) для неё. Также отмечены время максимального накопления t_{max} и значение параметра B .

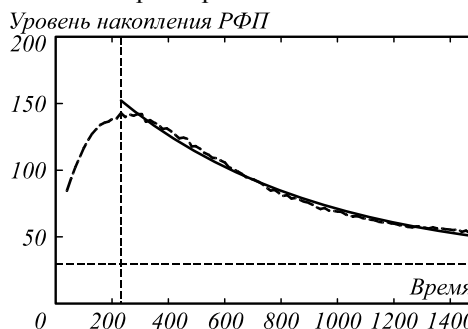


Рис. 2. Реконструированная ренограмма на основе разработанной математической модели

Алгоритм оценивания параметров модели включает следующие этапы. Предварительное сглаживание для устранения шумовых выбросов производится по семи точкам с помощью интерполяционного многочлена третьей степени. Уточнённое значение y'_i получается по соседним значениям y_{i+k} по формуле

$$y'_k = \frac{1}{21} (7y_i + 6(y_{i+1} + y_{i-1}) + 3(y_{i+2} + y_{i-2}) - 2(y_{i+3} + y_{i-3})), \quad i \in [3; N-4] \cap Z. \quad (4)$$

Граничные отсчёты обрабатываются отдельно:

$$y'_0 = \frac{39y_0 + 8y_1 - 4(y_2 + y_3 - y_4) + y_6 - 2y_6}{42};$$

$$y'_1 = \frac{8y_0 + 19y_1 + 16y_2 + 6y_3 - 4y_4 - 7y_6 + 4y_6}{42};$$

$$y'_2 = \frac{-4y_0 + 16y_1 + 19y_2 + 12y_3 + 2y_4 - 4y_6 + y_6}{42},$$

$$y'_{N-3} = \frac{1}{42}(y_{N-7} - 4y_{N-6} + 2y_{N-5} + 12y_{N-4} + 19y_{N-3} + 16y_{N-2} - 4y_{N-1});$$

$$y'_{N-2} = \frac{1}{42}(4y_{N-7} - 7y_{N-6} - 4y_{N-5} + 6y_{N-4} + 16y_{N-3} + 19y_{N-2} + 8y_{N-1});$$

$$y'_{N-1} = \frac{1}{42}(-2y_{N-7} + y_{N-6} + 4y_{N-5} - 4y_{N-4} - 4y_{N-3} + 8y_{N-2} + 39y_{N-1}).$$

Предварительно найденный максимум ренограммы i_{\max} уточняется с использованием МНК [11] при аппроксимации параболой $\check{y}(k) = ak^2 + bk + c$ в окрестности $\pm M$ точек предварительно найденного максимума. Параметры a, b и c находятся из системы уравнений

$$\begin{cases} a \sum_{k=-M}^M k^2 + \sum_{k=-M}^M 1 = \sum_{k=-M}^M y_{i+k}, \\ b \sum_{k=-M}^M k^2 = \sum_{k=-M}^M ky_{i+k}, \\ a \sum_{k=-M}^M k^4 + c \sum_{k=-M}^M k^2 = \sum_{k=-M}^M k^2 y_{i+k}, \end{cases}$$

после чего находится уточнённая точка максимального накопления РФП $\hat{i}_{\max} = i_{\max} - b / (2a)$.

На рис. 3 вертикальными пунктирными линиями отмечены время максимального накопления РФП по ренограмме и по параболе, аппроксимирующей точки ренограммы, соседствующие с точкой максимума. Сплошной линией изображена сама аппроксимирующая парабола.

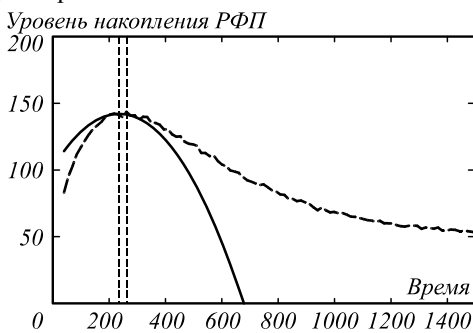


Рис. 3. Уточнение максимума ренограммы путём аппроксимации параболой

Непосредственно применение метода наименьших квадратов для аппроксимации отсчётов ренограммы (2) экспоненциальной кривой (3) приводит к вычислительно сложной и, возможно, неоднозначной нелинейной задаче с тремя неизвестными:

$$J_1 = \sum_{k=\hat{i}_{\max}}^{i_{\text{stop}}} \left(A \exp(-\alpha(k - \hat{i}_{\max})\Delta t) + B - y_k \right)^2 \rightarrow \min_{A, B, \alpha}$$

Если считать параметр B заданным, то решается линейная задача в логарифмическом пространстве, то есть параметры A и α находятся из соображений минимизации логарифмического показателя качества

$$J_2 = \sum_{k=\hat{i}_{\max}}^{i_{\text{stop}}} \left(\hat{A} - \alpha(k - \hat{i}_{\max})\Delta t - z_k \right)^2 \rightarrow \min_{A, \alpha}, \quad (5)$$

где $\hat{A} = \ln A, z_k = \ln(y_k - B)$.

Система линейных уравнений для оценивания параметров A и α имеет вид

$$\begin{cases} A \sum_{k=\hat{i}_{\max}}^{i_{\text{stop}}} 1 - \alpha \sum_{k=\hat{i}_{\max}}^{i_{\text{stop}}} k = \sum_{k=\hat{i}_{\max}}^{i_{\text{stop}}} z_k, \\ A \sum_{k=\hat{i}_{\max}}^{i_{\text{stop}}} k - \alpha \sum_{k=\hat{i}_{\max}}^{i_{\text{stop}}} k^2 = \sum_{k=\hat{i}_{\max}}^{i_{\text{stop}}} kz_k. \end{cases}$$

Так как значение параметра B не известно, можно найти минимальное значение критерия (5), подбирая параметр B на отрезке

$$\left[0; \min_{k \in [\hat{i}_{\max}; i_{\text{stop}}] \cap \mathbf{Z}} y_k \right],$$

например, с помощью одной из модификаций метода Ньютона, и на каждом шаге заново решая линейную задачу (5).

Другой подход к вычислению параметра B может быть применён, если значения (2) не сильно зашумлены или предварительно сглажены. Выбрав три не слишком близкие значения аргумента $k_0, k_1 = k_0 - K$ и $k_2 = k_0 + K$ из диапазона $[\hat{i}_{\max}; i_{\text{stop}}] \cap \mathbf{Z}$, можно получить систему

$$\begin{cases} y_{k_0} - B = A \exp(-\alpha k_0), \\ y_{k_1} - B = A \exp(-\alpha k_1), \\ y_{k_2} - B = A \exp(-\alpha k_2); \end{cases}$$

или

$$\begin{cases} y_{k_1} - B = (y_{k_0} - B) \exp(+\alpha K), \\ y_{k_2} - B = (y_{k_0} - B) \exp(-\alpha K). \end{cases}$$

Перемножение двух уравнений последней системы приводит к уравнению

$$(y_{k_1} - B)(y_{k_2} - B) = (y_{k_0} - B)^2,$$

откуда выражается параметр B :

$$B = \frac{y_{k_0-K} y_{k_0+K} - y_{k_0}^2}{y_{k_0-K} + y_{k_0+K} - 2y_{k_0}}.$$

Целесообразно выбрать, например, $k_0 = (\hat{i}_{\max} + i_{\text{stop}}) / 2, K = (i_{\text{stop}} - \hat{i}_{\max}) / 4$. Полученное значение параметра B используется непосредственно при решении задачи (5) или в качестве начального приближения для процедуры итерационного уточнения, описанной выше.

Требуемые диагностические параметры находятся по формулам:

– среднее транзитное время $MTT = 1/\alpha$ [с];

– период полувыведения

$$T_{1/2} = -\frac{1}{\alpha} \ln \frac{A-B}{2A} \text{ [с];}$$

– время максимального накопления РФП

$$T_{\max} = T_o + \hat{t}_{\max} \text{ [с].}$$

2. Результаты клинического использования разработанных методов анализа сцинтиграмм

Проверка разработанного метода анализа динамических радионуклидных изображений выполнена на наборе реносцинтиграмм (размер матрицы 128×128). Радионуклидное исследование пересаженных почек выполнялось на планарной гамма-камере с ^{99m}Tc «Технемаг». Ренограммы были получены и прошли предварительную обработку с помощью программного пакета GoldRada.

Выполнена постпроцессинговая обработка результатов 192 динамических сцинтиграфий, каждая из которых представляла собой серию из 40 изображений пересаженных почек пациентов Самарского центра трансплантации органов и тканей клиник Самарского государственного медицинского университета (рис. 4, 5). Количественный анализ данных динамических сцинтиграмм проведен квалифицированными врачами-радиологами, при этом определялись и оценивались амплитудно-временные характеристики ренографических кривых с зон интереса пересаженного органа.

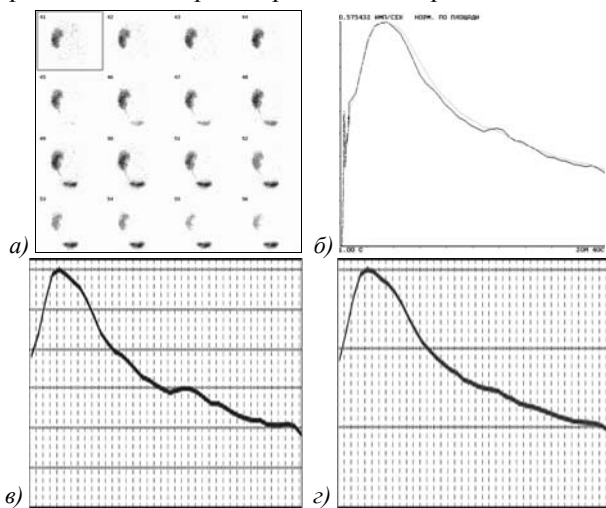


Рис. 4. Исходная сцинтиграмма ренотрансплантата с нормальной гистологической картиной (а и б) и сглаженная с помощью формулы (4) ренограмма: только для области паренхимы (в), для всего ренотрансплантата (г)

Сцинтиграфическая семиотика нарушения функции почечного трансплантата (ПТ) имеет следующие особенности: а) при остром отторжении почечного трансплантата характерно значительное увеличение: T_{\max} , времени полувыведения РФП ($T_{1/2}$), T_{80} паренхиматозной зоны; T_{\max} , $T_{1/2}$ (рис. 6а), T_{80} медуллярной (средней) зоны (СПТ); T_{20} медуллярной зоны и зоны,

включающей весь ренотрансплантат (рис. 6б); T_{80} зоны, включающей весь ренотрансплантат; б) при хронической трансплантационной нефропатии существенно удлиняется T_{\max} зоны интереса, включающей весь ренотрансплантат; снижается T_{20} паренхиматозной зоны.

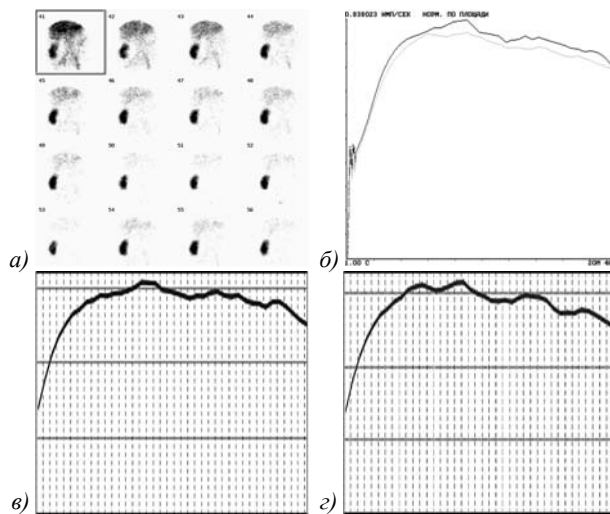


Рис. 5. Исходная сцинтиграмма при остром отторжении ренотрансплантата (а и б) и сглаженная с помощью формулы (4) ренограмма: только для области паренхимы (в), для всего ренотрансплантата (г)

Анализ диагностической эффективности радионуклидных параметров выявил, что площадь под характеристической кривой (AUROC) времени максимального накопления РФП всего почечного трансплантата при остром отторжении составила $0,96 \pm 0,001$; при хронической нефропатии ПТ – $AUROC = 0,95 \pm 0,002$ (рис. 7).

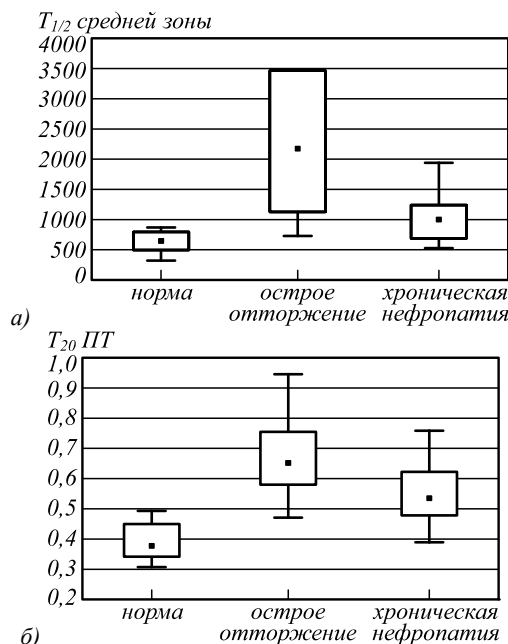


Рис. 6. Параметры динамической реносцинтиграфии у реципиентов в постренотрансплантационном периоде: $T_{1/2}$ СПТ (а); T_{20} ПТ (б). Уровень доверия для достоверных интервалов: 0,95 (* $p < 0,05$)

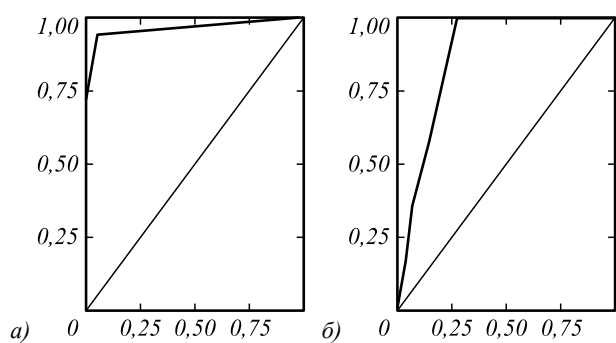


Рис. 7. Характеристические кривые T_{max} ренотрансплантата при выявлении острого отторжения (а) и хронической трансплантационной нефропатии (б) ренотрансплантата у реципиентов

Комбинированное использование предложенных показателей повысило диагностическую информативность радионуклидного метода. Так, например, при выявлении острого отторжения ренотрансплантата площадь под ROC-кривой T_{max} для области паренхимы с $0,86 \pm 0,006$ повысилась до $0,93 \pm 0,002$; T_{max} для всего ренотрансплантата с $0,82 \pm 0,006$ повысилась до $0,96 \pm 0,001$; $T_{1/2}$ для области паренхимы с $0,84 \pm 0,002$ повысилась до $0,90 \pm 0,001$. При выявлении ХТН площадь под ROC-кривой T_{max} для области паренхимы с $0,84 \pm 0,006$ повысилась до $0,87 \pm 0,002$; T_{max} для всего ренотрансплантата с $0,74 \pm 0,006$ повысилась до $0,95 \pm 0,002$; $T_{1/2}$ для области паренхимы с $0,55 \pm 0,004$ повысилась до $0,95 \pm 0,002$. Значения операционных характеристик теста (чувствительности и специфичности) также повысились. Полученные данные свидетельствуют о возможности использования параметров предложенного метода при описании состояния пересаженной почки.

Заключение

Анализ кинетики нефротропного индикатора способствует определению функционального состояния пересаженной почки. Применение разработанного метода обеспечивает надёжный количественный анализ трансфера РФП при радионуклидном исследовании ренотрансплантата. Включение радионуклидной визуализации в план обследования реципиентов позволяет оптимизировать применение биопсии почечного трансплантата путем использования параметров предложенного анализа реносцинтиграмм в качестве тестов-идентификаторов или теста дискриминаторов в зависимости от этапа мониторинга пациента.

Параметры, вычисленные по предложенной экспоненциальной модели участка ренограммы, позволяют эффективно описывать поведение ренотрансплантата и прогнозировать его состояние. В особенности это касается уточнённого времени максимального накопления РФП и времени полувыведения РФП, вычисленных по области паренхимы почечного ренотрансплантата. Для подтверждения этого заключения требуется провести более масштабное клиническое исследование.

Благодарности

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 16-41-630761 p_a, а также Министерства науки и

высшего образования в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН (соглашение № 007-ГЗ/ЧЗ363/26).

Литература

1. Столяревич, Е.С. Морфологические особенности позднего отторжения трансплантационной почки и их влияние на течение и прогноз нефропатии / Е.С. Столяревич, Л.Ю. Артюхина, И.Г. Ким, Л.Г. Куренкова, Н.А. Томилина // Нефрология и диализ. – 2012. – Т. 14, № 4. – С. 242-252.
2. Крайник, Н.А. Интраоперационный ультразвуковой мониторинг состояния почечного аллотрансплантата / Н.А. Крайник, В.А. Сандриков, В.И. Садовников, М.М. Каабак, Е.Н. Платова // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2016. – № 3. – С. 11-24.
3. Радионуклидная диагностика для практических врачей / под ред. Ю.Б. Лишманова, В.И. Чернова. – Томск: STT, 2004. – 394 с. – ISBN: 5-93629-166-9.
4. Котина, Е.Д. Обработка данных в радионуклидной диагностике / Е.Д. Котина, Д.А. Овсянников, В.А. Плоских, А.В. Бабин, О.Ф. Тузикова // Ульяновский медико-биологический журнал. – 2014. – № 1. – С. 174-175.
5. Williams, D.L. Improvement in quantitative data analyses by numerical deconvolution techniques / D.L. Williams // The Journal of Nuclear Medicine. – 1979. – Vol. 20, Issue 6. – P. 568-557.
6. Lee, S. Generalized image deconvolution by exploiting the transmission matrix of an optical imaging system / S. Lee, K. Lee, S. Shin, Y. Park // Scientific Reports. – 2017. – Vol. 7, Issue 1. – 8961. – DOI: 10.1038/s41598-017-07937-8.
7. Chaiwatanarat, T. Deconvolution analysis of renal blood flow: evaluation of postrenal transplant complications / T. Chaiwatanarat, S. Laorpatanaskul, M. Poshyachinda, S. Boonvisut, V. Buachum, A. Krisanachinda, R. Suwanapha // The Journal of Nuclear Medicine. – 1994. – Vol. 35, Issue 11. – P. 1792-1796.
8. Cosgriff, P.S. The urinary tract / P.S. Cosgriff. – In book: Practical nuclear medicine / ed. by P.F. Sharp, H.G. Gemmell, A.D. Murray. – Part 11. – London: Springer, 2005. – P. 205-230. – DOI: 10.1007/1-84628-018-4_11.
9. Durand, E. International scientific committee of radionuclides in nephrourology (ISCORN) consensus on renal transit time measurements / E. Durand, M.D. Blaufox, K.E. Britton, O. Carlsen, P. Cosgriff, E. Fine, J. Fleming, C. Nimmon, A. Piepsz, A. Prigent, M. Samal // Seminars in Nuclear Medicine. – 2008. – Vol. 38, Issue 1. – P. 82-102. – DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2007.09.009.
10. Bajén, M.T. MAG3 renogram deconvolution in kidney transplantation: utility of the measurement of initial tracer uptake / M.T. Bajén, R. Puchal, A. González, J.M. Grinyó A. Castelao, J. Mora, J. Martin-Comin // The Journal of Nuclear Medicine. – 1997. – Vol. 38, Issue 8. – P. 1295-1299.
11. Knesaurek, K. Comparison of three deconvolution techniques in renography / K. Knesaurek, S. Spaventi // European Journal of Nuclear Medicine. – 1984. – Vol. 9, Issue 6. – P. 254-256.
12. Гайдель, А.В. Исследование текстурных признаков для диагностики нефрологических заболеваний по ультразвуковым изображениям / А.В. Гайдель, С.Н. Ларионова, А.Г. Храмов // Вестник Самарского государственного аэрокосмического университета им. академика С.П. Королёва (национального исследовательского университета). – 2014. – № 1(43). – С. 229-237. – DOI: 10.18287/1998-6629-2014-0-1(43)-229-237.
13. Гайдель, А.В. Метод анализа цифровых нефросцинтиграмм на основе ярких и геометрических характеристик изображений / А.В. Гайдель, А.Г. Храмов, А.В. Капишников, А.В. Колсанов, Ю.С. Пышкина // Компьютерная оптика. – 2017. – Т. 41, № 1. – С. 103-109. – DOI: 10.18287/2412-6179-2017-41-1-103-109.

14. **Веснина, Ж.В.** Радионуклидная диагностика в нефрологии и урологии / Ж.В. Веснина. – В кн.: Радионуклидная диагностика для практических врачей / под ред. Ю.Б. Лишманова, В.И. Чернова. – Томск: STT. – 2010. – Т. 2. – С. 195.
15. **Kuyvenhoven, J.D.** Optimal time window for measurement of renal output parameters / J.D. Kuyvenhoven, H.R. Ham, A. Piepsz // Nuclear medicine review. Central & Eastern Europe. – 2002. – Vol. 5, Issue 2. – P. 105-108.

Сведения об авторах

Гайдель Андрей Викторович, 1989 года рождения, кандидат технических наук, в 2012 году окончил Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва по направлению «Прикладная математика и информатика», в 2015 году защитил кандидатскую диссертацию. Работает доцентом кафедры технической кибернетики Самарского университета и стажёром-исследователем в ИСОИ РАН – филиале ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН. Область научных интересов: компьютерная обработка изображений, теория распознавания образов, интеллектуальный анализ данных, теория алгоритмов. E-mail: andrey.gaidel@gmail.com.

Капишников Александр Викторович, 1955 года рождения. В 1972 году окончил лечебный факультет Куйбышевского медицинского института. Докторскую диссертацию защитил в 2004 году. Заведует кафедрой лучевой диагностики и лучевой терапии с курсом медицинской информатики ФГБОУ ВО СамГМУ Минздрава России. Область научных интересов: лучевая диагностика и ядерная медицина в пульмонологии, остеологии, нефрологии и онкологии, информационные технологии медицинской радиологии, САDe- и CADx-системы для компьютерной поддержки диагностики. E-mail: a.kapishnikov@gmail.com.

Пышкина Юлия Сергеевна, 1985 года рождения, кандидат медицинских наук. В 2008 году окончила Самарский государственный медицинский университет, в 2009 году – интернатуру по специальности «Рентгенология» и специализацию по «Радиологии», работает ассистентом кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии с курсом медицинской информатики ФГБОУ ВО СамГМУ Минздрава России. Область научных интересов: лучевая диагностика и ядерная медицина в нефрологии, трансплантологии, компьютерный анализ медицинских изображений. E-mail: yu.pyshkina@yandex.ru.

Колсанов Александр Владимирович, 1974 года рождения. В 1997 году окончил Самарский государственный медицинский университет. Докторскую диссертацию защитил в 2003 году. Заведует кафедрой оперативной хирургии и клинической анатомии с курсом инновационных технологий ФГБОУ ВО СамГМУ Минздрава России. Область научных интересов: хирургия, трансплантология, инновационные технологии в медицине. E-mail: avkolsanov@mail.ru.

Храмов Александр Григорьевич, 1954 года рождения, д.т.н., доцент. В 1977 году окончил Куйбышевский авиационный институт им. академика С.П. Королёва по специальности «Автоматизированные системы обработки информации и управления». В 2006 году защитил докторскую диссертацию. В настоящее время профессор кафедры технической кибернетики Самарского университета. Область научных интересов: обработка и анализ биомедицинских изображений, интеллектуальный анализ данных, теория случайных процессов. E-mail: khramov@smr.ru.

ГРНТИ: 28.23.15.

Поступила в редакцию 9 апреля 2018 г. Окончательный вариант – 4 июля 2018 г.

METHOD OF NEPHROSCINTIGRAPHIC DYNAMIC IMAGES ANALYSIS

A.V. Gaidel^{1,2}, A.V. Kapishnikov³, Yu.S. Pyshkina³, A.V. Kolsanov³, A.G. Khramov¹

¹Samara National Research University, 443086, Russia, Samara, Moskovskoye shosse 34,

²IPSI RAS – Branch of the FSRC “Crystallography and Photonics” RAS, 443001, Samara, Russia, Molodogvardeyskaya 151,

³Samara State Medical University, Samara, Russia

Abstract

We propose a method for automatic processing of dynamic nephroscintigrams based on fitting the renogram curve by an exponential function. The method makes it possible to obtain objective parameters of the kidney condition. The performance of the method is studied on a set of radionuclide images of a transplant. Results of clinical studies confirming the diagnostic efficiency of the developed approach are presented. Analysis of the kinetics of the nephrotropic indicator provides an accurate assessment of the functional status of the transplanted kidney. Two numerical parameters are revealed that offer a higher diagnostic efficiency when calculated from the constructed model compared to when they are calculated from the original renogram.

Keywords: image processing, pattern recognition, scintigraphy, nephrology, transplantation.

Citation: Gaidel AV, Kapishnikov AV, Pyshkina YuS, Kolsanov AV, Khramov AG. Method of nephroscintigraphic dynamic images analysis. Computer Optics 2018; 42(4): 688-694. DOI: 10.18287/2412-6179-2018-42-4-688-694.

Acknowledgements: The work was partially funded by Russian Foundation of Basic Research grant 16-41-630761 and the Ministry of Science and Higher Education within the State assignment FSRC «Crystallography and Photonics» RAS (No 007-Г3/Ч3363/26).

References

- [1] Stolyarevich ES, Artyuhina LY, Kim IG, Kurenkova LG, Tomilina NA. Late kidney allograft rejection: the impact of pathology on the long-term outcome [In Russian]. *Nephrology and dialysis* 2012; 14(4): 242-252.
- [2] Kraynik NA, Sandrikov VA, Sadovnikov VI, Kaabak MM, Platova EN. Intraoperative ultrasound monitoring of renal allograft [In Russian]. *Ultrasonic and functional diagnostics* 2016; 3: 11-24.
- [3] Lishmanov YuB, Chernov VI, eds. *Radionuclide diagnostics for practitioners* [In Russian]. Tomsk: "STT" Publisher; 2004. ISBN: 5-93629-166-9.
- [4] Kotina ED, Ovsyannikov DA, Ploskikh VA, Babin AV, Tuzikova OF. Data processing in radionuclide diagnostics [In Russian]. *Ulyanovsk medical and biological journal* 2014; 1: 174-175.
- [5] Williams DL. Improvement in quantitative data analyses by numerical deconvolution techniques. *J Nucl Med* 1979; 20(6): 568-557.
- [6] Lee S, Lee K, Shin S, Park Y. Generalized image deconvolution by exploiting the transmission matrix of an optical imaging system. *Sci Rep* 2017; 7(1): 8961. DOI: 10.1038/s41598-017-07937-8.
- [7] Chaiwatanarat T, Laorpatanaskul S, Poshyachinda M, Boonvisut S, Buachum V, Krisanachinda A, Suvanapha R. Deconvolution analysis of renal blood flow: evaluation of postrenal transplant complications. *J Nucl Med* 1994; 35(11):1792-1796.
- [8] Cosgriff PS. The urinary tract. In Book: Sharp PF, Gemmell HG, Murray AD, eds. *Practical nuclear medicine*. Pt 11. London: Springer; 2005: 205-230. DOI: 10.1007/1-84628-018-4_11.
- [9] Durand E, Blafox MD, Britton KE, Carlsen O, Cosgriff P, Fine E, Fleming J, Nimmon C, Piepsz A, Prigent A, Samal M. International scientific committee of radionuclides in nephrourology (ISCORN) consensus on renal transit time measurements. *Semin Nucl Med* 2008; 38(1): 82-102. DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2007.09.009.
- [10] Bajén MT, Puchal R, González A, Grinyó JM, Castelao A, Mora J, Martin-Comin J. MAG3 renogram deconvolution in kidney transplantation: utility of the measurement of initial tracer uptake. *J Nucl Med* 1997; 38(8): 1295-1299.
- [11] Knesarek K, Spaventi S. Comparison of three deconvolution techniques in renography. *Eur J Nucl Med* 1984; 9(6): 254-256.
- [12] Gaidel AV, Larionova SN, Khramov AG. Research of textural features for the diagnostics of nephrological diseases using ultrasound images [In Russian]. *Vestnik of the Samara State Aerospace University* 2014; 1(43): 229-237. DOI: 10.18287/1998-6629-2014-0-1(43)-229-237.
- [13] Gaidel AV, Khramov AG, Kapishnikov AV, Kolsanov AV, Pyshkina YuS. A method for digital renal scintigram analysis based on brightness and geometric features [In Russian]. *Computer Optics* 2017; 41(1): 103-109. DOI: 10.18287/2412-6179-2017-41-1-103-109.
- [14] Vesnina ZhV. Radionuclide diagnosis in nephrology and urology [In Russian]. In Book: Lishmanov YuB, Chernov VI, eds. *Radionuclide diagnostics for practitioners*. Tomsk: "STT" Publisher; 2010. Vol 2: 195.
- [15] Kuyvenhoven JD, Ham HR, Piepsz A. Optimal time window for measurement of renal output parameters. *Nucl Med Rev Cent East Eur* 2002; 5(2):105-108.

Author's information

Andrey Viktorovich Gaidel (b. 1989) graduated from Samara State Aerospace University in 2012, majoring in Applied Mathematics and Informatics. He received his PhD in 2015. Assistant Professor of Technical Cybernetics department and intern researcher of the IPSI RAS – Branch of the FSRC "Crystallography and Photonics" RAS. Research interests are currently focused on computer image processing, pattern recognition, data mining and theory of computation. E-mail: andrey.gaidel@gmail.com.

Aleksandr Viktorovich Kapishnikov (b. 1955). In 1972 he graduated from the Medical faculty of Kuibyshev Medical Institute. Doctor of Science in Medicine (2004). Head of Diagnostic Radiology and Medical Informatics department of Samara State Medical University. Research interests: diagnostic radiology and nuclear medicine in pulmonology, osteology, nephrology and oncology, information technology in medical imaging, computer-based diagnostic support system (CADe and CADx). E-mail: a.kapishnikov@gmail.com.

Yuliya Sergeevna Pyshkina (b. 1985) is a Candidate of Sciences in Medicine. In 2008 she graduated from Samara State Medical University, residency in Radiology in 2009. Assistant lecturer of Radiology department with course of Medical Informatics of Samara State Medical University. Research interests: diagnostic radiology and nuclear medicine in nephrology and transplantology, digital analysis of medical images. E-mail: yu.pyshkina@yandex.ru.

Aleksandr Vladimirovich Kolsanov (b. 1974). In 1997 he graduated from Samara State Medical University. Doctor of Science in Medicine (2003). Head of Surgery and Clinical Anatomy Course with Innovative Technologies department of Samara State Medical University. Research interests: surgery, transplantation, innovative technologies in medicine. E-mail: avkolsanov@mail.ru.

Alexander Grigorievich Khramov (b. 1954) is a Doctor of Engineering, Associate Professor. In 1977 he graduated from Kuibyshev Aviation Institute named after academician S.P. Korolyov, majoring in Automated Systems of Information Processing and Management. He received his D.Sc. degree in 2006. Currently he is a professor at the Technical Cybernetics department of Samara University. Research interests: biomedical image processing and analysis, data mining, theory of random processes. E-mail: khramov@smr.ru.

Received April 9, 2018. The final version – July 4, 2018.