

## КОМПЬЮТЕРНАЯ ОБРАБОТКА СЦИНТИГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЛЕГКИХ

*Н.И. Глумов, А.В. Капшиников*  
Институт систем обработки изображений РАН,  
Самарский государственный медицинский университет

### Аннотация

Разработаны методы компьютерной обработки сцинтиграмм, которые позволяют объективизировать состояние капиллярного кровотока в легких совокупностью компьютерных параметров: спектральными характеристиками неравномерности распределения активности и показателем дефицита перфузии. Представлены результаты клинических исследований, подтверждающие высокую эффективность разработанных алгоритмов.

### Введение

Адекватный кровоток в легочных капиллярах (легочная перфузия) является важнейшей составляющей дыхательной функции.

Визуализировать легочную перфузию после внутривенного введения меченых частиц альбумина, которые задерживаются в капиллярах легких, позволяет радионуклидный метод – сцинтиграфия. Такие изображения, получаемые на гамма-камере, приборе, регистрирующем пространственное распределение радиофармпрепаратов (РФП) в теле человека, называются перфузионными сцинтиграммами (рис. 1). Визуальная оценка последних эффективна только при грубой очаговой патологии. В случае диффузного поражения легких она зачастую оказывается несостоятельной и отличается высокой субъективностью. Особую важность эта проблема приобретает в сфере профессиональных заболеваний, развивающихся от вдыхания фиброгенной пыли на производстве – пневмокониозов (ПКЗ) и пылевой бронхиты (ПБ). Хроническое легочное сердце (ХЛС) является наиболее тяжелым ослож-

нением и основным исходом этой патологии. Именно причина ХЛС – легочная гипертензия (ЛГ), развивающаяся в результате перфузионных нарушений, служит предиктором продолжительности жизни больных силикозом [5]. Уровень давления в легочной артерии (ЛА) при пылевых заболеваниях легких (ПЗЛ) далеко не всегда соответствует рентгенологическим критериям пневмофиброза и отличается большой вариабельностью [4]. Радионуклидные методы позволяют выявить наличие диффузного поражения легочной перфузии при пылевой патологии [1, 3]. Однако потенциал информационных технологий обработки этих изображений, позволяющих выйти на более высокий уровень понимания патогенетических легочных механизмов, до настоящего времени полностью не реализован. Экспертиза состояния больного и профилактика осложнений требуют разработки количественных критериев тяжести поражения легких, важнейшими среди которых являются неравномерность легочного кровотока и общий дефицит перфузии в легочной ткани.

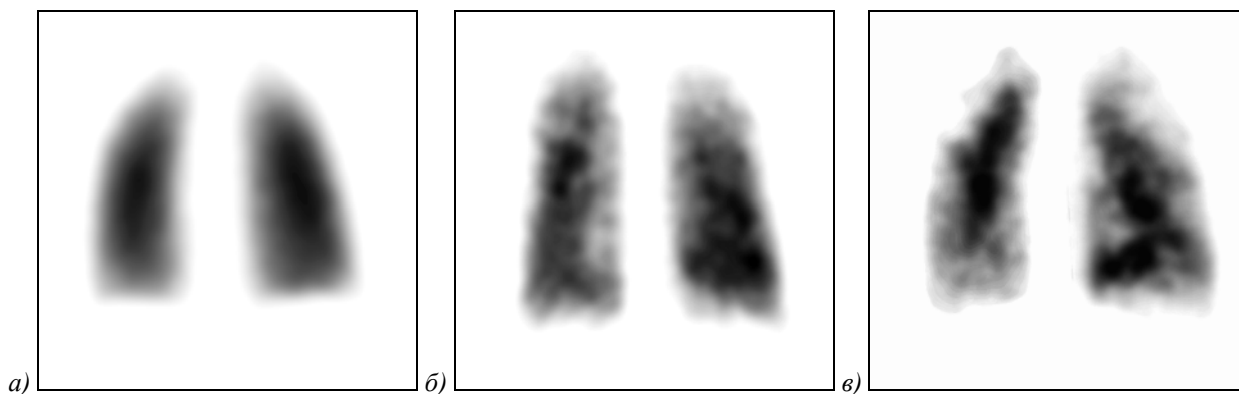


Рис. 1. Примеры перфузионных сцинтиграмм легких (задняя проекция): норма (а) и варианты патологических изменений (б, в)

### 1. Метод оценки неоднородности легочной перфузии

#### Постановка задачи

Количественная оценка неоднородности позволяет определить доминирующий тип легочных нарушений при различных заболеваниях.

Для оценки тяжести легочной перфузии на основе анализа сцинтиграфических изображений раз-

работан метод, включающий следующие алгоритмы обработки:

- 1) выделение на изображении «зоны интереса»;
- 2) вычисление значений признаков изображения;
- 3) получение интегрального показателя, соответствующего экспертной оценке изображения.

Для работы метода необходима его параметрическая настройка, в ходе которой определяются оптимальные параметры алгоритмов, выбираются

наиболее информативные признаки и строится (обучается) система распознавания на основе тестовой выборки изображений с известными экспертными оценками тяжести поражения.

#### Выделение на изображении «зоны интереса»

Необходимость данного этапа обусловлена спецификой сцинтиграфических изображений, поскольку цифровая обработка сцинтиграммы (формирование признаков, их анализ в диагностических целях) проводится обычно в локальных областях изображения.

Пусть сцинтиграфическое изображение задается матрицей  $x(n_1, n_2)$  размером  $N_1 \times N_2$ . На основе применения алгоритмов фильтрации и пороговой обработки изображений предлагается алгоритм, состоящий из следующих шагов:

1) входное изображение  $x(n_1, n_2)$  обрабатывается усредняющим линейным фильтром с большим размером  $K$  окна обработки ( $K \geq 50$ )

$$y(n_1, n_2) = \frac{1}{(2K+1)^2} \sum_{\substack{0 \leq k_1 < K \\ 0 \leq k_2 < K}} x(n_1 - k_1, n_2 - k_2);$$

2) оценивается гистограмма изображения  $y(n_1, n_2)$ , и по заданному значению вероятности  $p$  определяется значение порога  $t_p$ ;

3) формируется выходное изображение с выделенной «зоной интереса», отличающейся от остального изображения ненулевыми значениями яркости, по формуле

$$z(n_1, n_2) = x(n_1, n_2) u(y(n_1, n_2) - t_p),$$

где  $u(t) = \begin{cases} 1 & \text{при } t > 0 \\ 0 & \text{при } t \leq 0 \end{cases}$  – функция единичного скачка.

Параметры  $K$  и  $p$  подбираются экспериментальным путем в зависимости от требований пользователя.

#### Выбор системы признаков для анализа сцинтиграмм

В качестве признаков для анализа изображений предлагается использовать спектральные характеристики, вычисляемые на основе преобразования Фурье [2]. Привлекательность спектрального анализа изображения применительно к оценке неоднородности перфузионных сцинтиграмм обусловлена тем, что для построения системы распознавания можно целенаправленно использовать определенные диапазоны частотной области. Так, при исключении из анализа низких и высоких частот спектра, можно уменьшить негативное влияние на устойчивость системы как формы исследуемого объекта, так и статистических флуктуаций.

При использовании этих признаков необходимо сначала решить задачу выбора наиболее информативного набора признаков, достаточного для по-

лучения надежных диагностических показателей. Очевидно, использование всех спектральных компонент в качестве признаков нецелесообразно вследствие их большого количества, что приводит к неустойчивости параметров распознающей системы, поскольку объем обучающей выборки (количества тестовых изображений) значительно меньше числа спектральных компонент.

В разработанном методе предлагается использовать усредненные значения спектра, вычисляемые по кольцам частотной области

$$X_k = \sum_{\rho_k^2 \leq k_1^2 + k_2^2 < \rho_{k+1}^2} |X(k_1, k_2)|,$$

где  $|X(k_1, k_2)|$  – модули комплекснозначных компонент преобразования Фурье,  $\rho_k$  – радиусы колец.

#### Расчет интегрального показателя неоднородности

Для отбора наиболее информативных признаков изображения необходимо задать критерий, по которому сравниваются различные наборы признаков. В качестве такого критерия предложено использовать рассчитываемый по признакам интегральный показатель неоднородности (оценку качества), значение которого соответствует экспертной визуальной оценке изображения.

Пусть имеется изображение  $x(n_1, n_2)$ , для которого необходимо получить оценку качества  $Y$ . С помощью системы распознавания рассчитываются признаки изображения  $\mathbf{X} = \{X_k\}_{k=0}^{K-1}$ , и формируется оценка  $Y$ :

$$Y = \sum_{k=0}^{K-1} a_k X_k + a_K = \sum_{k=0}^K a_k X_k, \text{ где } X_K = 1.$$

Определение коэффициентов  $\mathbf{A} = \{a_j\}_{j=0}^K$ , т.е.

обучение системы, производится на основе априорно имеющейся информации (обучающей выборки). Пусть имеется  $M$  изображений  $x_{ij}^{(m)}$  с векторами признаков  $\mathbf{X}^{(m)}$ , для которых квалифицированными специалистами (экспертами) определены оценки  $\mathbf{Y}^{(m)}$  по заданному критерию. Тогда вектор коэффициентов  $\mathbf{A}$  рассчитывается путем минимизации среднеквадратичного отклонения вычисленных системой оценок от известных оценок  $\mathbf{Y}^{(m)}$ :

$$\varepsilon^2 = \sum_{m=0}^{M-1} \left( \mathbf{Y}^{(m)} - \sum_{k=0}^K a_k X_k^{(m)} \right)^2 \rightarrow \min_{\{a_k\}_{k=0}^K}.$$

Контролируя в процессе параметрической настройки погрешность  $\varepsilon^2$ , можно управлять отбором изображений для обучающей выборки, а также выбором наиболее информативных признаков. Следует отметить, что для корректного решения поставленной задачи объем обучающей выборки

(число изображений  $M$ ) должен значительно превышать количество используемых признаков  $K$ .

Отбор признаков был реализован методом последовательного присоединения. Последний способ при сравнительно малых затратах машинного времени обеспечивает решение задачи выбора информативных признаков весьма близкое к оптимальному. Сначала выбирается один признак (из заданного множества), обеспечивающий минимальную погрешность  $\varepsilon^2$ ; далее очередной признак присоединяется к уже отобранному, если он вместе с фиксированными выбранными признаками дает наименьшую погрешность. Отбор прекращается, когда число признаков превышает допустимое количество  $K_{\max}$ , или погрешность удовлетворяет требуемому значению  $\delta$ . Данный алгоритм обеспечивает псевдооптимальное решение задачи выбора информативных признаков, тем не менее, весьма близкое к оптимальному.

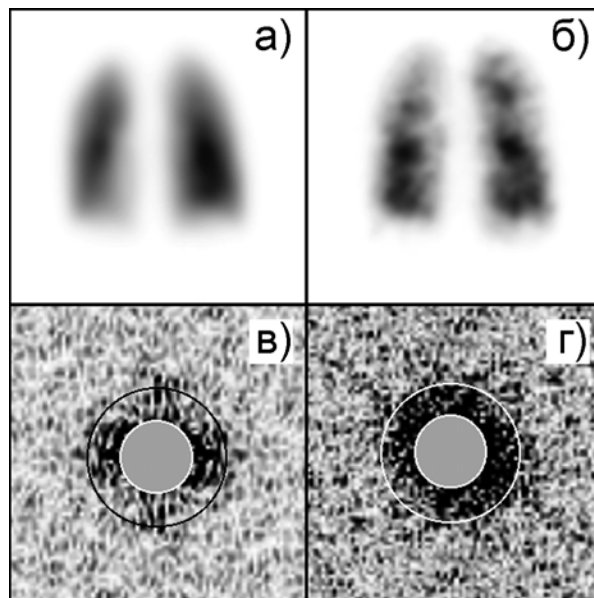
#### *Результаты параметрической настройки*

При разработке и клинической апробации предложенных метода анализа и системы распознавания использовалась выборка из базы данных, включающей 102 скintiграфических изображения легких с различной степенью диффузной неравномерности распределения РФП. Для отбора информативных признаков использовано корреляционное сопоставление параметров, вычисляемых с помощью компьютерной системы, с усредненными результатами визуальной оценки массива скintiграмм. Экспертная оценка изображений проводилась по десятибалльной шкале двумя квалифицированными экспертами – специалистами со стажем работы в области радионуклидной диагностики не менее 10 лет.

Экспериментальные исследования показали, что наибольшей информативностью (для изображений размером  $256 \times 256$  пикселей) обладает область коэффициентов, расположенных на преобразованной спектральной плоскости в кольце между двумя окружностями радиусом 10 и 19 пикселей. На рис. 2 представлены результаты спектрального анализа двух скintiграмм, выполненных с  $^{99m}\text{Tc}$ -микросферами альбумина. Негомогенность распределения РФП на первой скintiграмме (рис. 2а) незначительна (средняя оценка экспертов 2,5 балла). Вторая скintiграмма (рис. 2б) принадлежит пациенту с силикозом (2s/2q) и характеризуется резко выраженной неравномерностью капиллярной перфузии (средняя оценка экспертов 9 баллов). На рисунке четко прослеживается различие спектральных полей (рис. 2в, 2г), соответствующих этим скintiграммам.

Информативная область спектра заключается в кольцевидной зоне между двумя окружностями. Зона внутри центральной окружности, не содержащая полезной для классификации скintiграмм информации, затенена. Большая яркость информативной зоны спектрального поля при патологических изме-

нениях означает увеличение значений коэффициентов Фурье, которые отражают наличие и выраженность неравномерности распределения РФП. Таким образом, усредненное значение спектра, вычисленное в этом кольце, дает объективную интегральную характеристику негомогенности изображения и, следовательно, может характеризовать тяжесть поражения легких.



*Рис. 2. Центральные фрагменты преобразованных спектральных полей (в, г) и соответствующие им скintiграммы (а, б)*

Для вычисления набора признаков, необходимых для вычисления показателя неоднородности, рассматриваемая кольцеобразная область разбивается на серию колец, в каждом из которых вычисляется соответствующий спектральный признак  $X_1$ ,  $X_2$  и  $X_3$ .

Испытание эффективности разработанной математической и алгоритмической базы показало, что спектральный параметр неоднородности значительно коррелирует с экспертной оценкой тяжести поражения легочной перфузии ( $r=0,88$ ).

Далее был проведен углубленный анализ изменения составляющих  $X_0$  компонентов спектральной характеристики скintiграмм легких ( $X_1$ ,  $X_2$  и  $X_3$ ) в зависимости от особенностей поражения перфузии легких. Исследования проведены на четырех сериях скintiграмм с различным характером неравномерности распределения РФП. Эти изображения были получены путем преобразования исходного двумерного цифрового поля фантома легких с заведомо однородным распределением активности (базовое изображение) по специальной программе с использованием метода случайных чисел. В результате получены матрицы с заданными типами дефектов перфузии: крупноочаговыми, среднеочаговыми, мелкоочаговыми и смешанными. Такой подход позволяет точно оценить сопряженные сдвиги компьютерных параметров, поскольку последние индексируются относительно исходных значений базового изображения.

На рис. 3 представлена лепестковая трехвекторная диаграмма, показывающая особенности сдвига СМСК в зависимости от размера очагов. Из представленных данных хорошо видно, что крупноочаговые дефекты перфузии вызывают преимущественно сдвиг  $X_1$  (61,2%) при незначительной перестройке двух других спектральных компонентов сцинтиграмм. Это объясняется тем, что  $X_1$  относится к низкочастотной части спектра Фурье. Мелкоочаговая неоднородность изображения проявляется

преобладающим изменением (133,1%) спектрального показателя  $X_3$ . При этом остальные параметры неоднородности изменяются в меньшей степени. Сочетанный тип перфузионных нарушений, который характеризуется одновременным присутствием средне-, мелко- и крупноочаговых изменений, приводит к отклонению всех спектральных показателей, каждый из которых пересек на соответствующей оси диаграммы уровень двукратного сдвига по отношению к базовым показателям фантома.

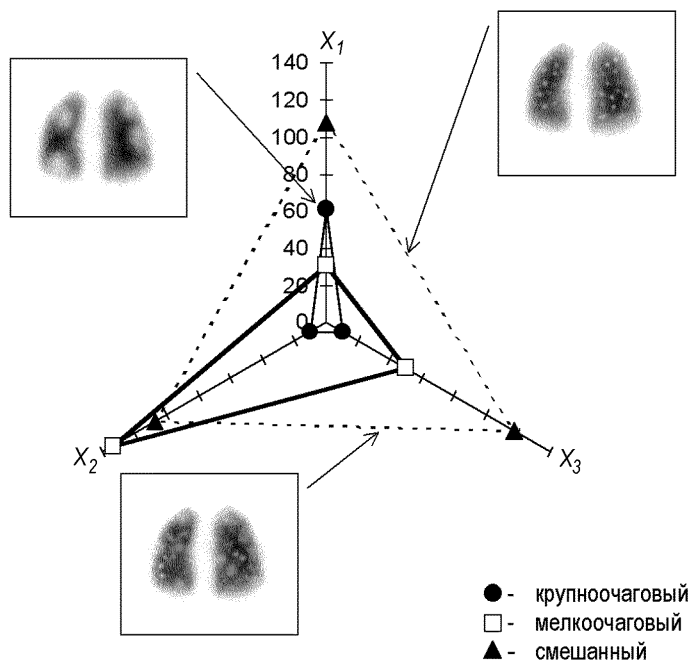


Рис. 3. Распознавание типов поражения капиллярной перфузии легких на основе сопряженной оценки спектральных параметров перфузионных сцинтиграмм легких

## 2. Метод определения дефицита легочной перфузии

### Постановка задачи

Описанный выше метод количественной оценки степени и типа неравномерности капиллярной перфузии на основе спектрального анализа сцинтиграмм нацелен преимущественно на оценку патологических изменений текстуры изображений. В то же время глубина дефектов перфузии отражается данной методикой в меньшей степени. Очевидно, что для объективной оценки тяжести поражения легких, наряду с текстурными показателями, необходим количественный индикатор глубины дефицита капиллярного кровотока.

Как известно, стандартный прием количественной оценки снижения активности РФП в исследуемой зоне какого-либо органа состоит в сравнении суммы отсчетов матрицы на пораженном участке с областью, принимаемой за референтную. В качестве последней используется, как правило, зона интереса, симметричная очагу поражения в здоровом парном органе, например легком, или расположенная рядом с патологическим очагом. Однако практическая реализация известного способа, не-

смотря на его простоту, встречает определенные трудности при исследовании сцинтиграмм с множественными дефектами перфузии. Это связано, в основном, со следующими обстоятельствами:

1) при диффузных процессах изменения сцинтиграмм носят, как правило, двухсторонний характер, что исключает использование симметричной зоны интереса в проекции «здорового» легкого;

2) при множественном характере поражения измерение активности отдельных очагов по зонам интереса с использованием в качестве референтного показателя накопления РФП в окружающей ткани практически неосуществимо, что не позволяет дать интегральную оценку степени поражения.

Для получения количественной оценки доли «должного» объема перфузии, на которую снизился капиллярный кровоток в легких при данном патологическом состоянии, предлагается метод компьютерной обработки сцинтиграмм легких. Сущность метода заключается в алгоритмической и программной реализации идеи моделирования «должного» объема перфузии на основе фактического пространственного распределения яркости в двумерном цифровом поле радионуклидного изображения легких. В качестве объекта для компьютерного анализа используется планарная сцинтиграмма легких с  $^{99m}\text{Tc-MCA}$  в зад-

ней проекции. Предложенный подход позволяет получить в результате цифровой обработки диагностический показатель, который имеет ясный физиологический смысл.

### Описание метода

Для вычисления данного параметра сформулирована математическая модель «должного» изображения легочной перфузии и разработан алгоритм его синтеза. Реальное скинтиграфическое изображение представляет собой массив  $z_{ij} = z(i\Delta, j\Delta)$  ( $0 \leq i, j \leq 255$ ), полученный путем дискретизации непрерывной двумерной функции  $z(x, y)$  с равномерным шагом  $\Delta$ .

Особенности формирования «должного» изображения  $\epsilon_{ij}$  вытекают из специфики скинтиграмм легких:

1) исходное изображение имеет две области отличных от нуля положительных значений  $D_1$  и  $D_2$  соответствующих проекции органа, причем в каждой точке этих областей функция  $\epsilon_{ij}$  непрерывна и выпукла;

2) значения яркости в любом пикселе  $(i, j)$  исходного изображения не могут превышать значения «должного» изображения ( $z_{ij} \leq \epsilon_{ij}$ );

3) объем тела, ограниченного поверхностью  $\epsilon_{ij}$  и нулевой плоскостью, должен быть минимизирован:  $\sum_{i,j} \epsilon_{ij} \rightarrow \min$ .

Для решения поставленной задачи предлагается алгоритм, основанный на сведении задачи к одномерному случаю. Принципиальной особенностью предложенного алгоритма является последовательная обработка изображения по горизонтали (строкам) и вертикали (столбцам), что снижает вероятность неадекватного моделирования поверхности «должного» изображения над дефектами перфузии, имеющими сложную геометрию и значительные размеры. В результате для каждой строки  $z_i$ , ( $0 \leq i < 255$ ) (столбца) строится аппроксимирующая одномерная кривая  $\epsilon_i$ . Алгоритм построения аппроксимирующей кривой состоит из двух этапов:

1) поиск опорных точек с координатами  $\{x_0, x_1, \dots, x_i, \dots, x_l\}$ , в которых выпуклость функции  $z(x)$  имеет наибольшее значение;

2) построение сплайн-функции для каждого отрезка  $[x_i, x_{i+1}]$ , удовлетворяющей выше указанным требованиям.

Ключевым моментом синтеза «должного» изображения является определение опорных точек. Метод их локализации основан на допущении, что при двухкоординатной обработке в проекции легочного поля может быть выделена совокупность пикселей скинтиграммы, имеющих яркость, соответствующую нормальному или близкому к нему уровню перфузии. Кроме того, разработанный метод учиты-

вает изложенную выше общую специфику распределения яркости на скинтиграммах легких.

Поиск опорных точек проводится методом касательных (рис. 4). В качестве первой  $x_0$  и последней  $x_l$  опорных точек берутся соответственно последний нулевой отсчет перед ненулевым и первый нулевой отсчет после ненулевых. Из точки  $z(x_i)$  проводятся прямые через каждую из  $K$  последующих точек и сравниваются углы наклонов прямых. Максимальное отклонение прямой (от оси  $X$ ) определяет очередную опорную точку, то есть очередная точка находится по формуле:

$$x_{i+1} = x_i + \arg \max_{1 \leq k \leq x_l - x_i} \frac{z(x_i + k) - z(x_i)}{k}.$$

Отметим важное свойство найденного предложенным способом набора опорных точек:

$$\delta_0 > \delta_1 > \dots > \delta_i > \dots > \delta_{l-1},$$

где  $\delta_i = \frac{z(x_{i+1}) - z(x_i)}{x_{i+1} - x_i}$  – тангенсы углов наклона отрезков, соединяющих  $i$  и  $i+1$  точки.

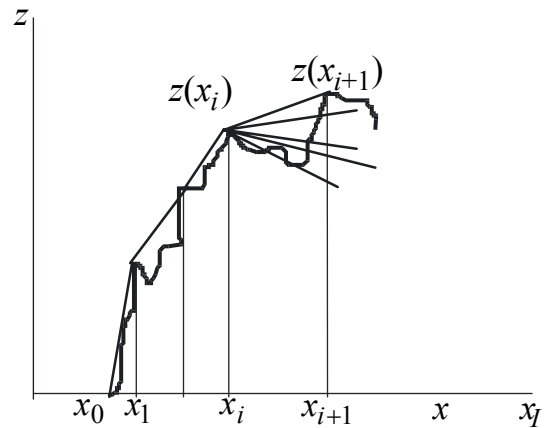


Рис. 4. Определение опорных точек на яркостном срезе скинтиграммы

Разработан алгоритм построения функций, удовлетворяющих на каждом отрезке требованию выпуклости и имеющих вид:

$$f_i(x) = a_i(x - x_i)^{\alpha_i} + b_i(x - x_i)^{\beta_i} + c_i(x - x_i) + d_i,$$

где  $\alpha_i > 1$ ,  $\beta_i > 1$  – параметры, определяемые при настройке алгоритма, а  $a_i, b_i, c_i, d_i$  – коэффициенты, вычисляемые при решении задачи сплайн-аппроксимации яркостного среза скинтиграммы.

Синтез «должного» изображения производится в два этапа: сначала построчно, а затем процесс повторяется для столбцов. Процедура повторяется двукратно. Дефицит перфузии оценивается путем расчета нормированной разности «должного» и фактического изображений:

$$\Delta_z = \sum_{i,j=0}^{255} \frac{(\epsilon_{ij} - z_{ij})}{\epsilon_{ij}}.$$

### Результаты исследования эффективности алгоритма

Для оценки достоверности данных, получаемых предложенным методом, проведена серия испытаний на скintiграммах, которые получены с тестовых объектов (фантомов). Тестовые объекты представляли собой пластиковые емкости, приближенные по форме к геометрии легких, заполненные раствором  $^{99m}\text{TcO}_4$  (0,1 МБк/мл). При выполнении скintiграфии поверхность фантома, обращенную к детектору гамма-камеры, накрывалась пластиной из органического стекла для имитации взаимодействия излучения с окружающими легкими мягкими тканями.

Дефекты перфузии моделировались путем размещения в полости фантома одиночных и множественных сферических объектов неправильной формы, выполненных из пластичного материала, которые замещали от 1 до 50% объема фантома. Режимы скintiграфии соответствовали применяемым при обследовании пациентов. Корреляционный анализ показал высокую степень соответствия расчетных и фактических показателей перфузии.

На рис. 5 приведены скintiграмма с диффузноочаговым поражением капиллярного кровотока и синтезированное с помощью разработанного метода «должное» изображение легочной перфузии.

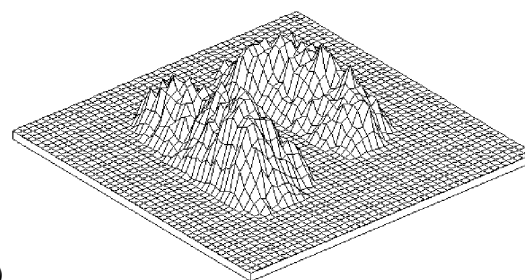
### **3. Результаты клинического использования разработанных методов компьютерной обработки скintiграмм**

Проведена компьютерная обработка скintiграмм, полученных при обследовании 83 больных, распределенных на 5 групп: 1 группа – 10 пациентов с подозрением на ПКЗ; 2 группа – 26 больных с интерстициальной формой ПКЗ (I стадия) в результате воздействия малофиброгенной пыли; 3 группа – 21 больной силикозом (I стадия) интерстициальной формы; 4 группа – 9 больных узелковой формой силикоза (II стадия); 5 группа – 17 больных ПБ. Контрольная группа состояла из 22 практически здоровых лиц.

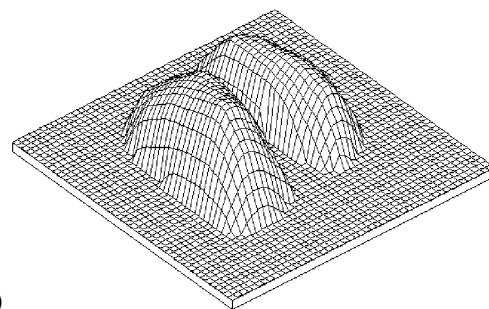
Перфузионная скintiграфия легких с  $^{99m}\text{Tc}$ -микросферами альбумина ( $^{99m}\text{Tc}$ -МСА, CIS International) выполнялась на гамма-камере MB-9202 («Gamma Muvek»). Диаметр легочной артерии (ЛА) на уровне ее ствола (ДСЛА) и конечный диастолический размер правого желудочка (КДРПЖ) измеряли ультразвуковым (УЗ) методом на установках «Shimadzu SDU-500» и «Combusond-410»; среднее давление в ЛА определяли на основе данных импульсной доплерографии [6].

Анализ корреляционной инфраструктуры (рис. 6) показал достоверную прямую связь между СДЛА, КДРПЖ, ДСЛА и большинством компьютерных критериев тяжести поражения капиллярного легочного кровотока в группе, объединяющей всех пациентов с ПЗЛ.

Наиболее ярко эта закономерность прослеживается во 2 группе больных. Максимальные значения коэффициентов корреляции КДРПЖ и СДЛА с



а)



б)

Рис. 5. Псевдообъемные представления исходной скintiграммы (а) и синтезированного изображения должного объема перфузии легких (б)

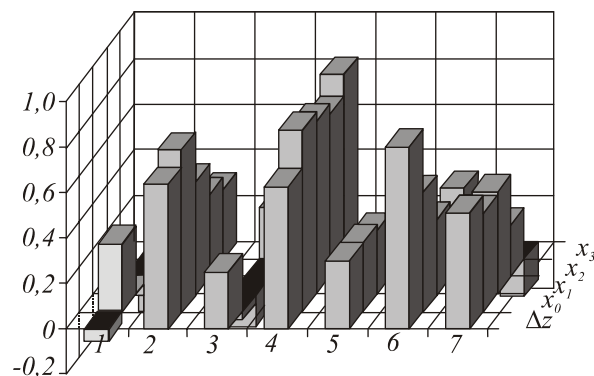


Рис. 6. Коэффициенты корреляции компьютерных параметров легочной перфузии со средним давлением в легочной артерии.

Условные обозначения:

1 – контроль; 2 – общая группа пациентов; 3 – ПКЗ 0-I стадии; 4 – ПКЗ I стадии; 5 – силикоз I стадии; 6 – силикоз II стадии, 7 – ПБ. По вертикальной оси – значения коэффициента корреляции

$X_3$  у этих пациентов отражают доминирование мелкоочагового паттерна перфузионных нарушений. Особенности взаимосвязей радионуклидных и ультразвуковых параметров у больных 3 и 4 группы обусловлены формой кониотического пневмофиброза. Достоверная корреляция  $\Delta z$  и  $X_0$  с КДРПЖ и СДЛА подтверждает описанные выше основные закономерности перфузионно-гемодинамических соотношений при пневмокониозе. Особенностью поражения легких при ПБ является то, что уровень СДЛА и величина ДСЛА связаны со степенью дефицита легочной перфузии ( $p < 0,05$ ), но достоверность корреляций не распространяется на спектральные параметры. Хаотичность и небольшая величина коэффициентов связи ( $p > 0,05$ ) в группе лиц с подозрением на пневмокониоз указывает на отсут-

ствии в начальной стадии заболевания механизмов, предрасполагающих к ЛГ.

Предложенные параметры оценки перфузионных скинтиграмм отражают тяжесть нарушений легочной микроциркуляции. Это подтверждается анализом их взаимосвязи с рентгенологическими (рис. 7) и клиническими (рис. 8) данными.

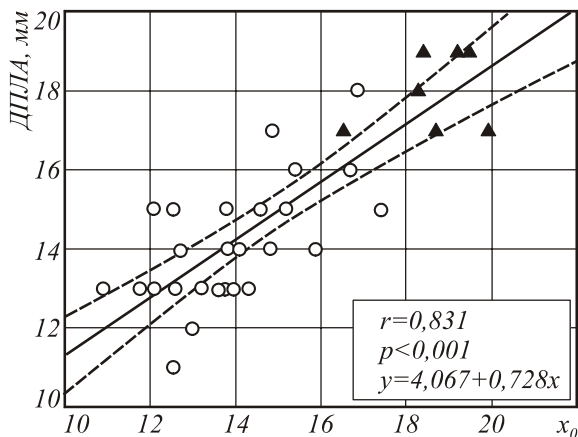


Рис. 7. Зависимость ДПЛА от тяжести перфузионных нарушений, определенных по параметру  $X_0$

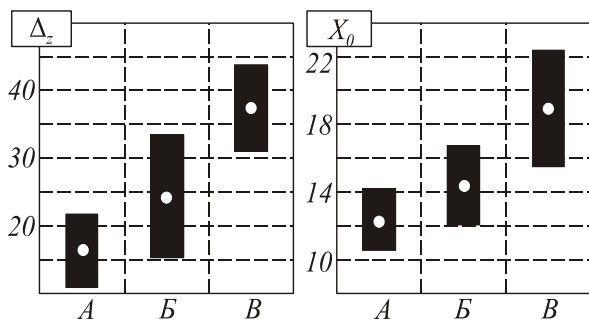


Рис. 8. Параметры  $\Delta_z$  и  $X_0$  у здоровых лиц (А) и у больных в зависимости от наличия (В) или отсутствия (Б) хронического легочного сердца

### Заключение

Таким образом, разработанные методы компьютерного анализа перфузионных скинтиграмм легких позволяют объективизировать состояние капиллярного кровотока в легких совокупностью компьютерных параметров: спектральными характери-

стами неравномерности распределения активности и показателем дефицита перфузии.

Спектральные параметры и дефицит легочной перфузии – могут служить индикатором риска формирования осложнений хронических заболеваний легких, когда другие лучевые критерии гипертензии малого круга кровообращения находятся на «допороговом» уровне. Это создает предпосылки для расширения диагностического потенциала радионуклидных методов исследования легких, более глубокой оценки их информативности.

### Благодарности

Работа выполнена при частичной поддержке гранта Президента РФ № НШ-1007.2003.01, а также российско-американской программы «Фундаментальные исследования и высшее образование» («BRHE»).

### Литература

1. Косарев В.В., Капишников А.В. Радионуклидная диагностика регионарных перфузионных нарушений в легких при пылевых заболеваниях // Сб. резюме 7-го Национального конгресса по болезням органов дыхания. М., 1997. С. 306.
2. Методы компьютерной обработки изображений // Под ред. В.А. Сойфера. М.: Физматлит, 2001. 784 с.
3. Koroluk I.P., Kapichnikov A. V. Evaluation of alveolar permeability, lung ventilation and perfusion in pneumoconiosis // Proceeding of Joint World Federation of Nuclear Medicine and Biology and European Association of Nuclear Medicine Congress: European Journal of Nuclear Medicine, 1998. V.25. N9. P.1186.
4. Krause M., Kummer G., Mahrlein W. Zusammenhang zwischen den Pulmonalarterienmitteldrucken unter Ruhe- und Belastungsbedingungen in Abhangigkeit vom Silikosestadium // Z. Erkr. Atmungsorgane, 1985. V.164. N3. P.288-291.
5. Jandova R., Widimsky J., Eisler L., Navratil M. Long-term prognosis of pulmonary hypertension in silicosis // Cor Vasa. 1980. V.22. N4. P. 221-237.
6. Kitabatake A., Inoue M., Asao M., Masuyama T. et al. Noninvasive evaluation of pulmonary hypertension by a pulsed Doppler technique // Circulation, 1983. V.68. N2. P. 302-309.