

Уменьшение артефактов движения пациента в двухэнергетической рентгенографии

Аннотация

Двухэнергетическая рентгенография – сравнительно простой и при этом достаточно мощный инструмент лучевой диагностики, повышающий диагностическую ценность рентгенологического исследования за счет отдельного представления костных и мягких тканей. При двухимпульсной двухэнергетической рентгенографии отдельные изображения тканей строят из двух исходных изображений, полученных при разных анодных напряжениях на рентгеновской трубке. Процесс получения исходных изображений растянут во времени и включает в себя паузу между экспозициями. Из-за этого на отдельных изображениях могут возникать артефакты движения, снижающие их диагностическую ценность. В работе рассматриваются способы уменьшения артефактов движения.

Введение

Рентгенография – самый широко распространенный способ рентгенологического исследования, играющий важную роль как при обследовании легких, так и в диагностике поражений костно-суставного аппарата. Эффект суммации теней является одним из основных факторов, ограничивающих информативность рентгенографического исследования. Двухэнергетическая рентгенография позволяет получить отдельные изображения костных (РИКТ) и мягких (РИМТ) тканей и за счет этого существенно повышает вероятность обнаружения уплотнений мягкой ткани, плохо различимых на обычной рентгенограмме из-за проекционного наложения с тенями ключиц или ребер. Также данная методика помогает отличить фиброзные уплотнения мягких тканей от их обызвествлений. Кроме того, деструкция костей на отдельном изображении костных тканей визуализируется лучше, чем на традиционной рентгенограмме [1].

По принципу получения исходных изображений различают двухимпульсную и одноимпульсную двухэнергетическую рентгенографию. В первом случае выполняются две последовательные экспозиции с высоким и низким анодными напряжениями, а во втором случае используется двухслойный детектор. Двухимпульсная схема обеспечивает более высокую квантовую эффективность регистрации (DQE), лучшее разделение излучения по спектральному составу и, как следствие, более высокий контраст при меньшей дозе излучения [2], [3]. Однако при этом из-за сердцебиения, дыхания и движения пациента в промежутки времени между началом первой и окончанием второй экспозиции исходные изображения не полностью совпа-

дают и в результате на отдельных изображениях возникают артефакты движения, снижающие их диагностическую ценность. Уменьшение данных артефактов было целью настоящей работы.

Материалы и методы

Исходные рентгеновские изображения были получены при помощи телеуправляемого рентгеновского аппарата («Теле-КоРД-МТ-Плюс», АО «МТЛ»), оснащенного плоскопанельным детектором 43 x 43 см с пикселем 148 x 148 мкм. Импульсы высокой и низкой энергии генерировались при анодных напряжениях 120 и 60 кВ соответственно с использованием дополнительного фильтрующего слоя из 1 мм алюминия и 0,2 мм меди. Доза излучения ограничивалась устройствами автоматического контроля экспозиции, расположенными в плоскости детектора, и была одинаковой для высокой и низкой энергии.

Чем больше времени в сумме занимает получение исходных изображений, тем больше разного рода движения может совершить пациент, а следовательно, тем хуже будут совмещаться исходные изображения и отдельные изображения тканей будут содержать больше артефактов движения. Следовательно, в целях уменьшения количества артефактов движения необходимо насколько возможно сокращать как интервал между экспозициями с высоким и низким напряжениями, так и длительности самих экспозиций. Динамический детектор способен передавать изображения с ограниченной частотой кадров. Процесс получения каждого кадра состоит из двух временных промежутков: накопления сигнала (окон детектора) и его передачи с матрицы на ПК. Минимальная величина вре-

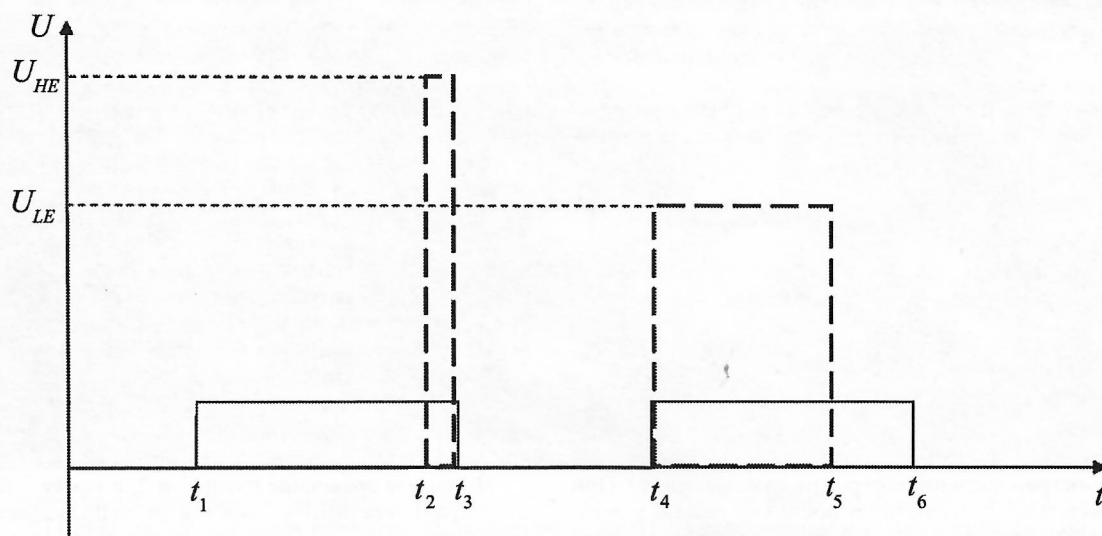


Рис. 1. Временная развертка импульсов: интервалы $t_1...t_3$ и $t_4...t_6$ – детектор накапливает сигнал; $t_3...t_4$ – передача изображения на ПК; $t_1...t_2$ – задержка; t_2 – начало импульса высокого анодного напряжения; t_5 – конец импульса низкого анодного напряжения

менной задержки между двумя экспозициями определяется временем передачи изображения, что на используемом детекторе составляет 300 мс. Длительность окна накопления сигнала была выбрана так, чтобы ее хватало для накопления требуемой дозы в плоскости детектора под экспозицией с низким анодным напряжением, и составляла 400 мс. Таким образом, детектор работал на частоте кадров $\sim 1,4$ Гц. В штатном режиме работы аппарата передний фронт окна детектора запускает процесс начала экспозиции на генераторе. Так как при одинаковой дозе в плоскости детектора длительность экспозиции с низким анодным напряжением при прочих равных всегда будет больше длительности экспозиции с высоким анодным напряжением, то при описанном режиме работы минимальное общее время получения изображений достигается, если в первое окно производится экспозиция с низким напряжением, далее выполняется считывание, а затем во второе окно производится экспозиция с высоким напряжением. Тогда общее время получения исходных изображений составляет

$$T_{\text{итог}} = 400 \text{ мс} + 300 \text{ мс} + \tau_{HE},$$

где τ_{HE} – длительность экспозиции с высоким анодным напряжением. В целях уменьшения общего времени импульсы подавались в другом порядке: сначала высокое напряжение, потом низкое, а между детектором и генератором было установлено устройство, задерживавшее передний фронт первого окна детектора (рис. 1). Длительность задержки была определена опытным путем так, чтобы оставшейся длительности окна хватало для накопления требуемой дозы в плоскости детектора под экспозицией с высоким анодным напряжением, и составила 360 мс. С учетом описанных изменений общее время получения исходных изображений составляло

$$T_{\text{ус}} = (400 \text{ мс} - 360 \text{ мс}) + 300 \text{ мс} + \tau_{LE},$$

где τ_{LE} – длительность экспозиции с низким анодным напряжением. Таким образом, полученный выигрыш во времени составил: $360 \text{ мс} + \tau_{HE} - \tau_{LE}$. В целях сокращения длительностей импульсов излучения их генерация производилась при максимально возможных высоких значениях тока рентгеновской трубки (500 мА).

Несмотря на достигнутый выигрыш, общее время получения изображений оставалось достаточным, чтобы произошли сдвиги тех или иных органов пациента, поэтому прежде чем производить расчет отдельных изображений тканей, исходные изображения было необходимо совместить (путем коррекции одного из них). Для этого решалась задача нахождения попарно векторов смещений Δr :

$$g(r + \Delta r) - f(r) = c(r) \cdot f(r) + b(r),$$

где g и f – исходные изображения низкой энергии и высокой энергии; r – радиус-вектор; $c(r)$ – функция, описывающая изменение поглощающей способности объекта при его поворотах и смещениях; $b(r)$ – функция, описывающая изменение условий облучения [4].

Функция g аппроксимировалась двумя первыми членами разложения в ряд Тейлора, после чего задача была переписана в виде

$$\Delta x \cdot \frac{\partial g}{\partial x} + \Delta y \cdot \frac{\partial g}{\partial y} - c \cdot f - b + g_i \approx 0.$$

Из этого уравнения требовалось определить Δx , Δy , c , b . Для этого для каждого пикселя $r_{i,j}$ изображения вводилась невязка

$$\delta_{i,j} = \Delta x_{i,j} \cdot \left(\frac{\partial g}{\partial x} \right)_{i,j} + \Delta y_{i,j} \cdot \left(\frac{\partial g}{\partial y} \right)_{i,j} - c_{i,j} \cdot f_{i,j} - b_{i,j} + (g_i)_{i,j},$$

а затем минимизировалась взвешенная сумма квадратов невязок в заданной окрестности (основываясь на предположении о локальной пространственной когерентности смещения). При этом расчет смещений производился последовательно для гауссовой пирамиды изображений. Для этого из исходных полноразмерных изображений генерировались уменьшенные в k

раз ($k \times k$ – размер в пикселях участка исходного изображения, соответствующего одному пикселю уменьшенного изображения) f_k - и g_k -изображения, а k принимало значения 16, 8, 4, 2. В процессе «спуска» по гауссовой пирамиде осуществлялось накопление сдвигов в карте смещений. После вычисления окончательной карты смещений одно из изображений в соответствии с ней корректировалось, благодаря чему достигалась более высокая степень совмещения исходных изображений.

На основе совмещенных изображений при помощи взвешенной логарифмической субтракции [5] рассчитывались раздельные изображения тканей:

$$\ln(I_{\text{РИМТ}}) = \ln(I_{HE}) - \omega_S \cdot \ln(I_{LE});$$

$$\ln(I_{\text{РИКТ}}) = -\ln(I_{HE}) + \omega_B \cdot \ln(I_{LE}),$$

где ω_S и ω_B – коэффициенты подавления костной и мягкой тканей. В общем случае значения коэффициентов зависят от условий проведения обследования, фильтрации, параметров экспозиции и анатомических особенностей пациента [6].

Для оценки результатов была использована методика, аналогичная предложенной Т. Kawamura [7]. Были отобраны 30 сделанных подряд обследований без использования задержки окна детектора и 30 – с задержкой. Для каждого обследования РИМТ были получены без совмещения исходных изображений и с совмещением. В каждой из 4-х полученных групп РИМТ были случайным образом сгенерированы по 10 изображений каждой из 3-х анатомических областей: верхней, центральной и нижней частей легочного поля. Причем изображения анатомических областей одного и того же пациента, полученные с совмещением и без него, входили в коллекцию только попарно. Таким образом, была получена коллекция из 120 РИМТ, каждое из которых было независимо оценено двумя квалифицированными рентгенологами по пятибалльной шкале: 1 – плохо (диагностика невозможна); 2 – неудовлетворительно (диагностика затруднена); 3 – удовлетворительно (артефакты движения есть, но диагностика возможна); 4 – хорошо (незначительные артефакты движения); 5 – отлично (артефакты движения отсутствуют).

Результаты

На рис. 2а-е проиллюстрирован эффект от применения мер по уменьшению артефактов движения. На рис. 2б хорошо видны сразу несколько артефактов движения: артефакт от сокращения сердечной мышцы, выражающийся в виде полосы просветления вдоль контура правого предсердия, артефакт от дыхания в виде полосы просветления вдоль контура правого купола диафрагмы, артефакты от дыхания в виде белых и черных контуров ребер, а также в виде «объемного» легочного рисунка.

Видно, что после совмещения исходных изображений перечисленные артефакты практически не визуализируются (рис. 2в). На рис. 2д артефактами движения являются «объемный» легочный рисунок, визуализация контуров ребер (которых не должно быть видно на РИМТ) и светлый участок вдоль края тени сердца. Данные артефакты также в значительной степени подавляются за счет использования алгоритма совмещения изображений (рис. 2е).

На рис. 3а-в показано, как совмещение изображений позволяет повысить степень подавления костных элементов, таких как ключица и верхние ребра, на РИМТ. На рис. 3б хорошо видны контуры костной ткани, но они практически полностью исчезают с применением алгоритма совмещения (рис. 3в).

В табл. 1 приведены результаты сравнения средних оценок по группам изображений. Абсолютные значения оценок между врачами разнятся, однако качественное сравнение оценок по группам дает идентичные результаты.

Попарное сравнение групп 1 и 2, а также 3 и 4 говорит об отсутствии значимого эффекта от использования задержки окна детектора, что, однако, может быть следствием малой величины эффекта и небольшого размера групп (30 изображе-

Средние выборочные значения оценок в группах РИМТ (1 – без задержки, без совмещения; 2 – с задержкой, без совмещения; 3 – без задержки, с совмещением; 4 – с задержкой, с совмещением) и *p*-value попарных сравнений выборочных средних (ниже главной диагонали – врач 1, выше – врач 2)

Номер группы	Средняя оценка		<i>p</i> -value равенства с группой			
	Врач 1	Врач 2	1	2	3	4
1	3,0 ± 0,3	2,7 ± 0,3	1,0	0,5	0,016	0,0022
2	2,6 ± 0,3	2,6 ± 0,3	0,09	1,0	0,0013	0,00013
3	4,70 ± 0,21	3,27 ± 0,24	$7 \cdot 10^{-12}$	$2,5 \cdot 10^{-13}$	1,0	0,37
4	4,60 ± 0,24	3,43 ± 0,26	$1,2 \cdot 10^{-10}$	$2,1 \cdot 10^{-12}$	0,5	1,0

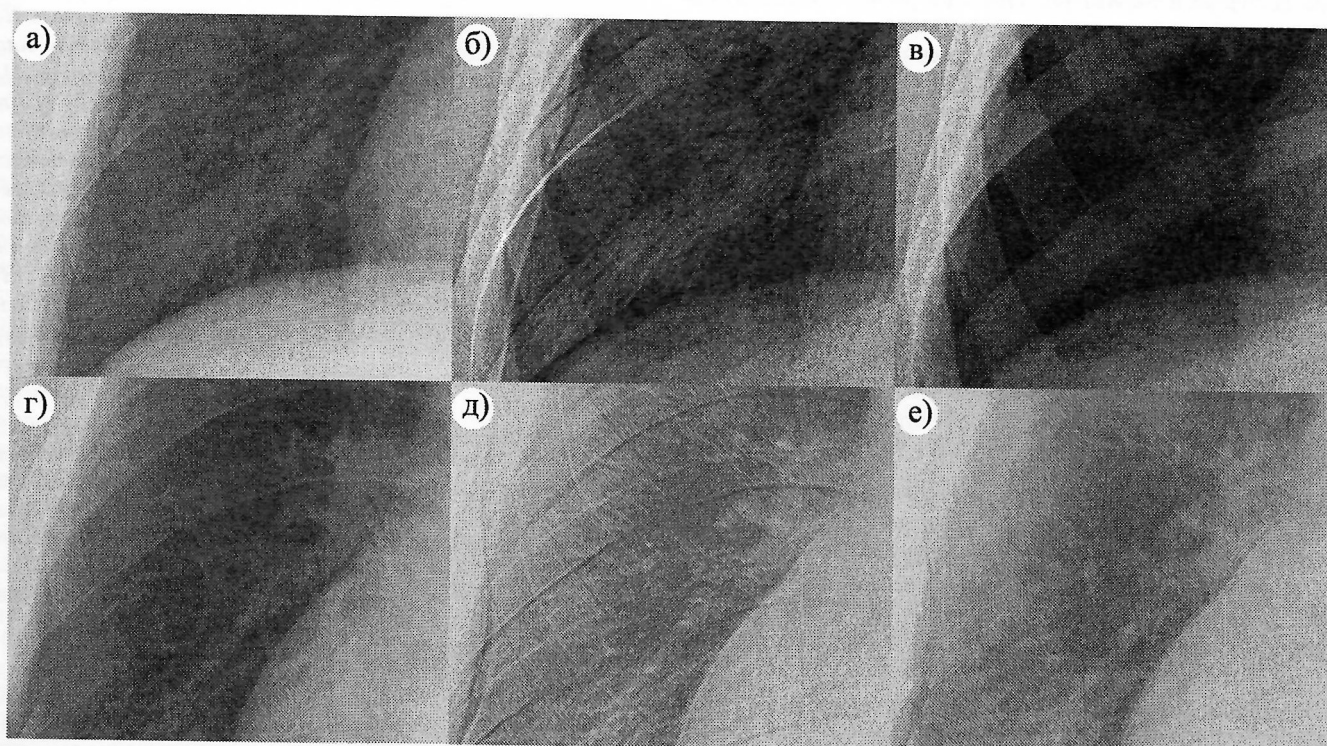


Рис. 2. Уменьшение артефактов от дыхания и сердцебиения: на РИКТ [а) стандартная рентгенограмма; б) РИКТ без совмещения исходных изображений; в) РИКТ с совмещением исходных изображений] и на РИМТ [г) стандартная рентгенограмма; д) РИМТ без совмещения исходных изображений; е) РИМТ с совмещением исходных изображений]

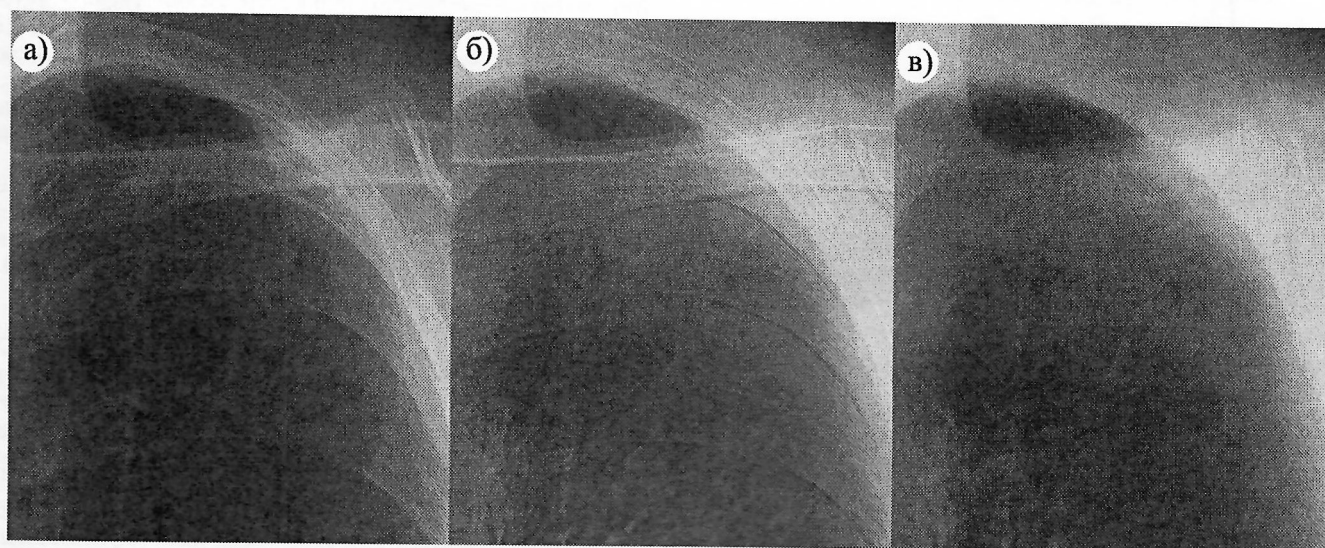


Рис. 3. Уменьшение артефактов движения в верхней части легочного поля на РИМТ: а) стандартная рентгенограмма; б) РИМТ без совмещения исходных изображений; в) РИМТ с совмещением исходных изображений

ний). В свою очередь, попарное сравнение групп 1 и 3, 2 и 4 говорит о наличии значимого эффекта от совмещения исходных изображений, что хорошо видно также из рис. 4.

Заключение

Рассмотрены меры по уменьшению артефактов движения на раздельных изображениях тканей, получаемых при помощи двухимпульсной двухэнергетической рентгенографии. Для уменьшения общей продолжительности накопления сигнала детектором высокое анодное напряжение подавалось в первом окне детектора с задержкой, что позволило получить выигрыш во времени, равный $360 \text{ мс} + \tau_{HE} - \tau_{LE}$. Перед расчетом раздельных изображений производилось алгоритмическое совмещение исходных изображений. При этом расчет смещений производился последовательно для гауссовой пирамиды изображений. В результате удалось значительно уменьшить количество визуализируемых артефактов движения.

Список литературы:

1. Kuhlman J. Dual-Energy Subtraction Chest Radiography: What to Look for beyond Calcified Nodules // Radiographics. 2006. Vol. 26. № 1. PP. 79-92.
2. Gang G.J. et al. Multiscale deformable registration for dual-energy x-ray imaging // Medical Physics. 2009. Vol. 36. № 2. PP. 351-363.
3. Richard S., Siewerdsena J.H. Optimization of dual-energy imaging systems using generalized NEQ and imaging task // Medical Physics. 2007. Vol. 34. № 1. PP. 127-139.
4. Negahdaripour S. Revised definition of optical flow: Integration of radiometric and geometric clues for dynamic scene analysis // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 1998. Vol. 20. № 9. PP. 961-979.
5. Richard S. Optimization of imaging performance and conspicuity in dual-energy x-ray radiography / Ph.D. thesis: Department of medical biophysics, University of Toronto. 2008.
6. Устинов А.О., Дабагов А.Р. Параметры реконструкции изображений в технологии двухэнергетической рентгенографии // Медицинская техника. 2018. № 3. С. 51-54.

7. Kawamura T. Image Registration Method Based on Multi-resolution for Dual-Energy Subtraction Radiography / Medical Imaging 2012: Image processing. SPIE Proceedings, San Diego, California, USA. February 4, 2012. Vol. 8314.

Юрий Евгеньевич Шунков,
канд. техн. наук, ведущий инженер-исследователь,
Игорь Сергеевич Кобылкин,
руководитель лаборатории РДК,
Александр Валерьевич Прохоров,
руководитель отдела разработки АПС,
ООО «Научно-технический центр «МТ»,
г.п. Малаховка, Московская обл.,
Дмитрий Викторович Поздняков,
канд. физ.-мат. наук, исполнитель НИР,
Дмитрий Михайлович Касюк,
исполнитель НИР,
АО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ Лтд»,
Валентин Александрович Нечаев,
канд. мед. наук, врач-рентгенолог,
Ольга Михайловна Алексеева,
канд. мед. наук, врач-рентгенолог,
отделение лучевой диагностики,
ГБУЗ «ГКБ им. В.М. Буянова ДЗМ»,
Дарья Игоревна Наумова,
студентка 6 курса,
лечебный факультет,
ФГБУ ВО «Московский государственный
медико-стоматологический
университет А.И. Евдокимова»,
Анатолий Рудольфович Дабагов,
президент,
АО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ Лтд»,
г. Москва,
e-mail: shue@mtl.ru

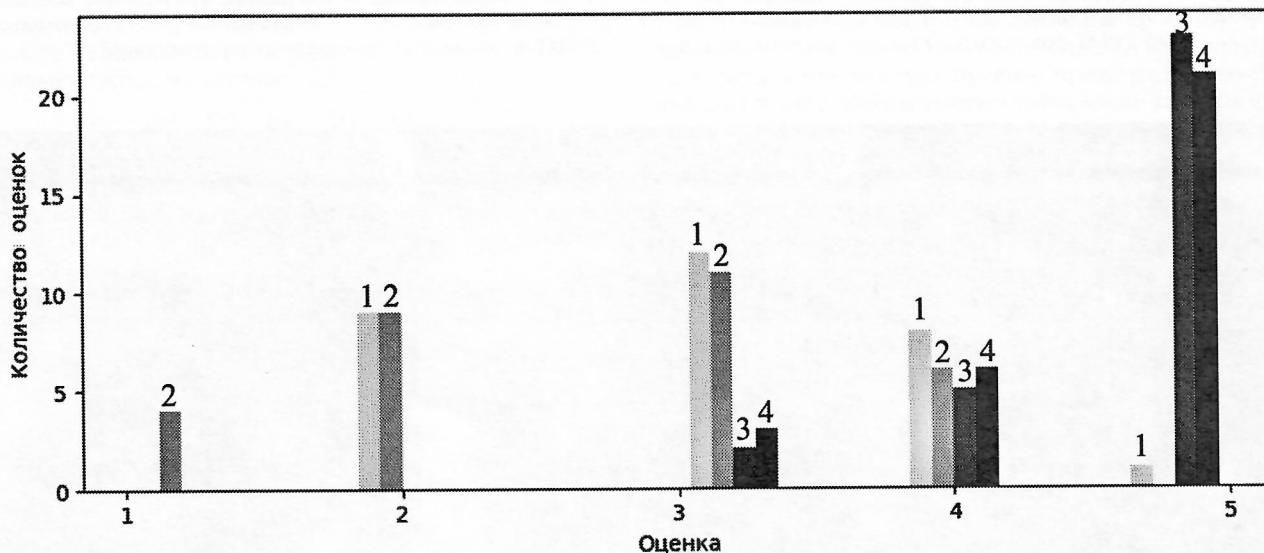


Рис. 4. Гистограммы оценок врача 1 по группам РИМТ: 1 – без задержки, без совмещения; 2 – с задержкой, без совмещения; 3 – без задержки, с совмещением; 4 – с задержкой, с совмещением