

Методика оценки информативности оцифрованного теневого рентгеновского изображения

Н.Н. Потрахов, А.Ю. Грязнов.

В настоящее время существует множество методов оценки «качества» рентгенограмм, однако единственным требованием, предъявляемым к рентгеновскому изображению, является его информативность, под которой понимают количество полезной информации, которую может получить рентгенолог при анализе данного изображения. Информативность рентгенограммы может быть оценена при помощи субъективных (визуальных) и объективных (физических) характеристик.

К субъективной оценке, являющейся наиболее распространенным методом оценки качества рентгенограммы, относятся визуально определяемая полнота воспроизведения в изображении заданного набора структур объекта исследования. Однако такой метод весьма зависим от особенностей восприятия наблюдателя, условий просмотра снимков и т.д., что является его существенным недостатком.

Объективная оценка производится или по пограничной кривой (распределению оптической плотности на границе изолированного изображения), или по частотно-контрастной характеристике системы преобразования изображения.

К настоящему времени предложено несколько методов оценки информативности изображения, целью которых являлась возможность охарактеризовать качество рентгеновского снимка одним числом – неким информационным индексом. Многие из предложенных ранее методов основывались на изменении пограничной кривой (рис. 1).

В 1912 году Гольдберг предложил оценивать резкость изображения величиной градиента прямолинейной части его пограничной кривой:

$$G_{\max} = \left(\frac{dS}{dx} \right)_{\max} \quad (1)$$

Джонс и Хиггинс характеризовали резкость изображения так называемой остротой (резкость по Хиггинсу), которая выражалась произведением среднего квадратичного градиента пограничной кривой на интервал (разность) оптических плотностей, соответствующих началу и концу пограничной кривой:

$$A = (S_{\max} - S_{\min}) \cdot \overline{G}^2 = \frac{S_{\max} - S_{\min}}{X_{\max} - X_{\min}} \cdot \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} \left(\frac{dS}{dx} \right)^2 dx \quad (2)$$

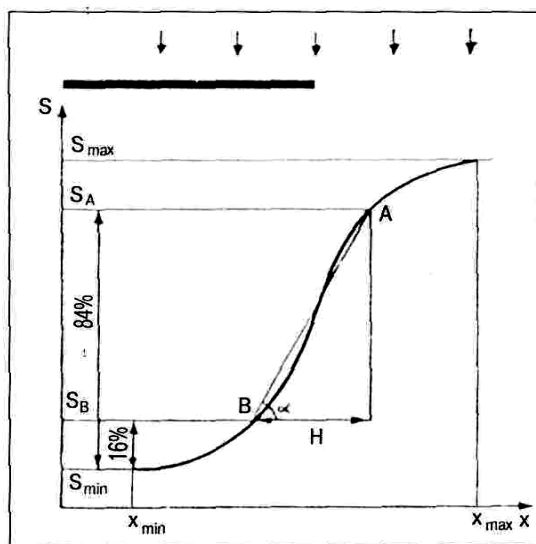


Рис. 1. Пограничная кривая.

Мерой резкости по Мюллеру является величина:

$$\sigma = \frac{1}{S_{\max} - S_{\min}} \cdot \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} \left(\frac{dS}{dx} \right)^2 dx \quad (3)$$

Наиболее простым с расчетной точки зрения является метод определения нерезкости по Клазенсу. Для вычисления нерезкости по Клазенсу на пограничной кривой выделяют точки S_A и S_B , соответствующие 16 и 84% максимального почернения, а затем рассчитывают величину нерезкости H по формуле:

$$H = (S_A - S_B) \cdot \operatorname{tg}(\alpha) \quad (4)$$

Предлагались и другие оценки на основе пограничной кривой, однако в силу своей «громоздкости» и сложности вычислений не нашли широкого применения.

Основной особенностью рассмотренных выше критериев является то, что они позволяют оценивать систему преобразования изображения в различных условиях съемки. Все существующие методики предполагают использование тест-объекта для определения пространственной и контрастной разрешающих способностей, но ни один из известных объективных критериев оценки качества изображения не дает возможности сделать однозначное заключение об информативности какой-либо конкретной рентгенограммы биологического объекта.

Однако в рентгенологической практике врач изучает рентгенограммы не тест-объектов, а как раз реальные снимки, и судит об их качестве не в сравнении с каким-либо эталоном, а «по сравнению с другими снимками», полученными либо на той же установке, но при других условиях съемки (и выносит заключение о наиболее оптимальных условиях съемки) либо на другой установке (и выносит заключение о том, «на какой установке получаются более качественные снимки»).

В конечном итоге, характеристики систем преобразования изображений, да и всей диагностической установки в целом, оцениваются по качеству (информативности) снимка.

Развитие методов микрофокусной рентгенографии и появление микрофокусной рентгенодиагностической аппаратуры сделало возможным получение высококачественных рентгеновских снимков с отображением множества небольших деталей объекта.

Качество таких высокодетальных снимков, когда они поступают в распоряжение рентгенологов, оценивается, главным образом, визуально. При этом рентгенолог говорит о лучшей выявляемости и большем количестве мелких структур на снимке.

Такая оценка полностью субъективна, и вывод о больших возможностях микрофокусной рентгенографии делается, как правило, на основе сравнения «микрофокусных» снимков с обычными.

Ниже изложена методика объективной оценки информативности рентгеновского снимка, позволяющая корректно и объективно сравнить микрофокусные и обычные снимки, основанная на использовании понятия информативный участок. Под информативным участком подразумевается малый участок рентгенограммы, несущий визуально воспринимаемую информацию о структуре объекта исследования.

Целесообразно оценить необходимые и достаточные размеры информативного участка.

В традиционной пленочной рентгенографии, при изучении полученного снимка на негатоскопе, без какого-либо увеличения, размер информационного участка, очевидно, должен определяться минимально различаемым (по размерам) объектом, который может врач-рентгенолог наблюдать на рентгенограмме. Однако для реализации предлагаемого метода, ввиду большого объема математических вычислений необходима оцифровка пленочных рентгенограмм

При оцифровке пленочных рентгенограмм очевидно, что разрешение оцифрованной рентгенограммы в общем случае будет определяться разрешением сканера, так как в настоящее время используемые рентгенопленки обычно имеют разрешение значительно выше, чем у цифровых сканеров.

Схематично процесс преобразования оптической плотности почернения снимка в матрицу числовых значений представлен на рисунке 2. При сканировании в соответствии с динамическим диапазоном сканера определяется самая светлая - «белая», и самая темная - «черная» точки изображения. Если диапазон оптических плотностей почернения оригинала превышает динамический диапазон сканера, то оптические плотности, выходящие за пределы динамического диапазона сканера будут «отсечены»

(области 1 и 2 на рисунке 2). Весь интервал оптических плотностей сканера разбивается на элементарные ячейки в соответствии с оптическим разрешением сканера. Для каждой ячейки определяется значение оптической плотности, соответствующее одному из 256 градаций (для 8-битного сканера). Очевидно, что чем шире динамический диапазон и чем выше битовая разрядность представления сканера, тем более тонкие контрастные переходы в изображении сможет распознать сканер, хотя, с учетом того, что на реальных рентгенограммах человеческий глаз в состоянии различать не менее, чем 3-5% перепад контраста, 256 градаций 8-битного сканера обычно оказывается вполне достаточно.

При сканировании двух рентгенограмм для целей сравнительного анализа необходимо во-первых, в обоих случаях использовать максимально возможные установки оптического разрешения и битовой глубины оцифровки. Для достижения идентичности сканирования необходимо производить оцифровку обеих рентгенограмм на одном и том же устройстве, в одних и тех же условиях.

Важно подготавливать оригиналы для сканирования таким образом, чтобы они не содержали артефактов и повреждений, в виде царапин, например, которые могут быть восприняты сканером как «белая точка», в результате чего разбиение на градации серого будет произведено не в соответствии с реальным диапазоном оптических плотностей снимка, а с учетом артефакта.

Для достижения наилучших результатов оцифровки необходимо использовать денситометрическую аппаратуру, определяя самые темные и светлые участки на подлежащих анализу снимках и проводя, в случае необходимости, тональную коррекцию оцифрованных рентгенограмм.

Указанное различное влияние разрешающей способности и количества градаций плотности приводит к тому, что основная часть полезной информации содержится в контурах изображения, а при их пересечении - в узловых точках.

Используя формулу

$$p = \frac{\lg(1) - \lg(C_{\min})}{\lg(1 + C_{\min})} \quad (5)$$

где p – количество градаций плотности, а C_{\min} – минимально воспринимаемый контраст, можно определить ряд контрастов, диапазон соседних значений которого приводит к изменению объема информации в единичном информативном участке на одну двоичную единицу: 1.8, 3, 5, 7, 10, 20, 35 и 50%. Из этого ряда контрастов следует, что информативная ценность изменения контраста выше при его малых значениях. Если контраст изображения незначителен или находится на пределе выявляемости, то даже небольшое его улучшение дает заметное увеличение объема информации. И наоборот, для деталей изображения с большим контрастом широкое изменение градационных характеристик не приносит новой информации.

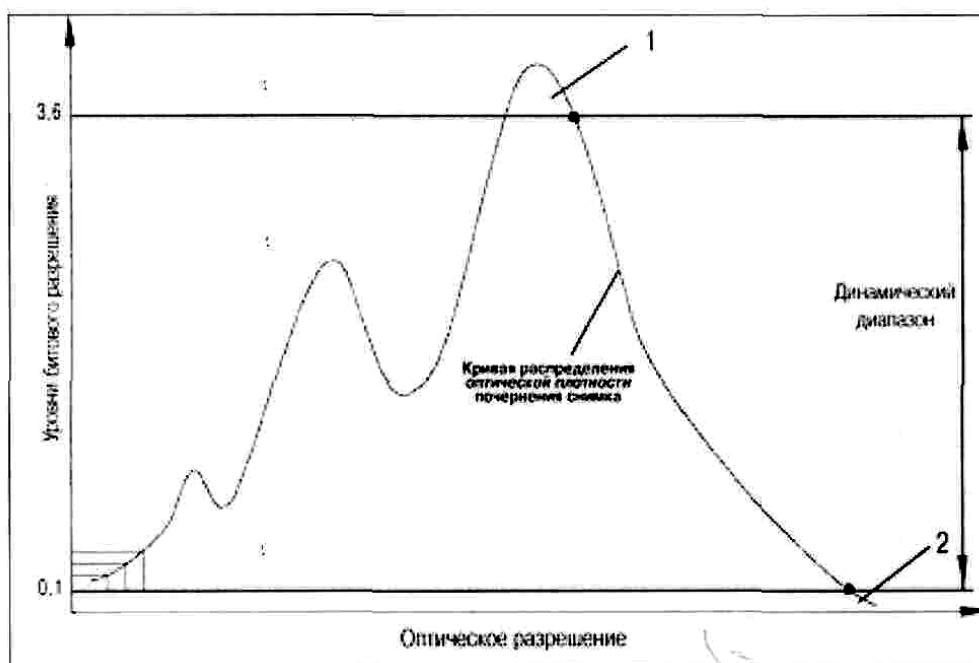


Рис. 2. Схема преобразования оптической плотности почернения.

Возвращаясь к вопросу о минимальном размере информативного участка, то для систем, позволяющих сразу получать оцифрованное рентгеновское изображение (рентгеновидиконов, рентгеночувствительных

ПЗС-матриц и т.п.) разрешающая способность будет определяться числом пикселей на миллиметр изображения.

Поскольку при анализе оцифрованного изображения (на мониторе) имеется возможность увеличивать его до любого размера (вплоть до того, что становятся видны границы отдельных пикселей) целесообразно считать размер единичного информативного участка равным одному пикселю.

В целом программный алгоритм организован следующим образом. Если имеется два соседних информативных участка изображения (пикселя), удовлетворяющих условию

$$\frac{2 \cdot (I_1 - I_2)}{I_1 + I_2} \geq C_{\min} \quad (6)$$

где I_1 и I_2 – соответственно плотности почернения (в диапазоне от 0 до 255 для 8-битного изображения), а C_{\min} – минимально воспринимаемый контраст (3-5% для реальных медицинских рентгенограмм), то информативность рентгенограммы повышается на условную единицу.

Сравнивая все соседние пиксели попарно между собой по вертикали и горизонтали можно определить некий индекс, характеризующий данную рентгенограмму.

Поскольку рентгенограммы (ввиду их размеров) могут иметь весьма различное число пикселей, то целесообразно, для сравнения различных рентгенограмм использовать приведенное значение индекса, например «число условных единиц на 10^4 пикселей (в квадрате 100×100).

Представленная формула (7) показывает реализацию описанных выше условий.

$$Q = \sum_{x=0}^{x_{\max}} \sum_{y=0}^{y_{\max}} \text{if} \left(\frac{2 \cdot (I_{x,y} - I_{x,y+1})}{I_{x,y} + I_{x,y+1}} \geq C_{\min}, 1, 0 \right) \cdot \frac{10^4}{x \cdot y} + \sum_{x=0}^{x_{\max}} \sum_{y=0}^{y_{\max}} \text{if} \left(\frac{2 \cdot (I_{x,y} - I_{x,y+1})}{I_{x,y} + I_{x,y+1}} \geq C_{\min}, 1, 0 \right) \cdot \frac{10^4}{x \cdot y} \quad (7)$$

Здесь x_{\max} и y_{\max} – число пикселей в строке и столбце соответственно, $I_{x,y}$ – плотность почернения пикселя с координатами x и y . Если выполняется условие неравенства для двух соседних пикселей, к общему информационному индексу Q прибавляется единица, в противном случае – ноль. Множитель $\frac{10^4}{x \cdot y}$, определяющий, сколько квадратов размером 100×100 пикселей содержится в анализируемой рентгенограмме, позволяет нормировать информационный индекс вне зависимости от размера рентгенограммы. Первое слагаемое формулы позволяет произвести сравнение соседних пикселей по горизонтали, второе – по вертикали.

Ниже представлены два снимка – полученный на аппарате с протяженным фокусным пятном (0.7 мм в диаметре, рис. 3) и полученный на микрофокусном аппарате (менее 0.1 мм в диаметре, рис. 4).

Снимки отсканированы таким образом, что их разрешение составляет 1500×1000 пикселей при том, что исходный размер составлял 300 на 200 мм. Ввиду примерной одинаковости видимых размеров деталей на снимках возможно их корректное сравнение.



Рис. 3. Панорамный дентальный рентгеновский снимок, полученный на ортопантомографе «ORTORALIX»

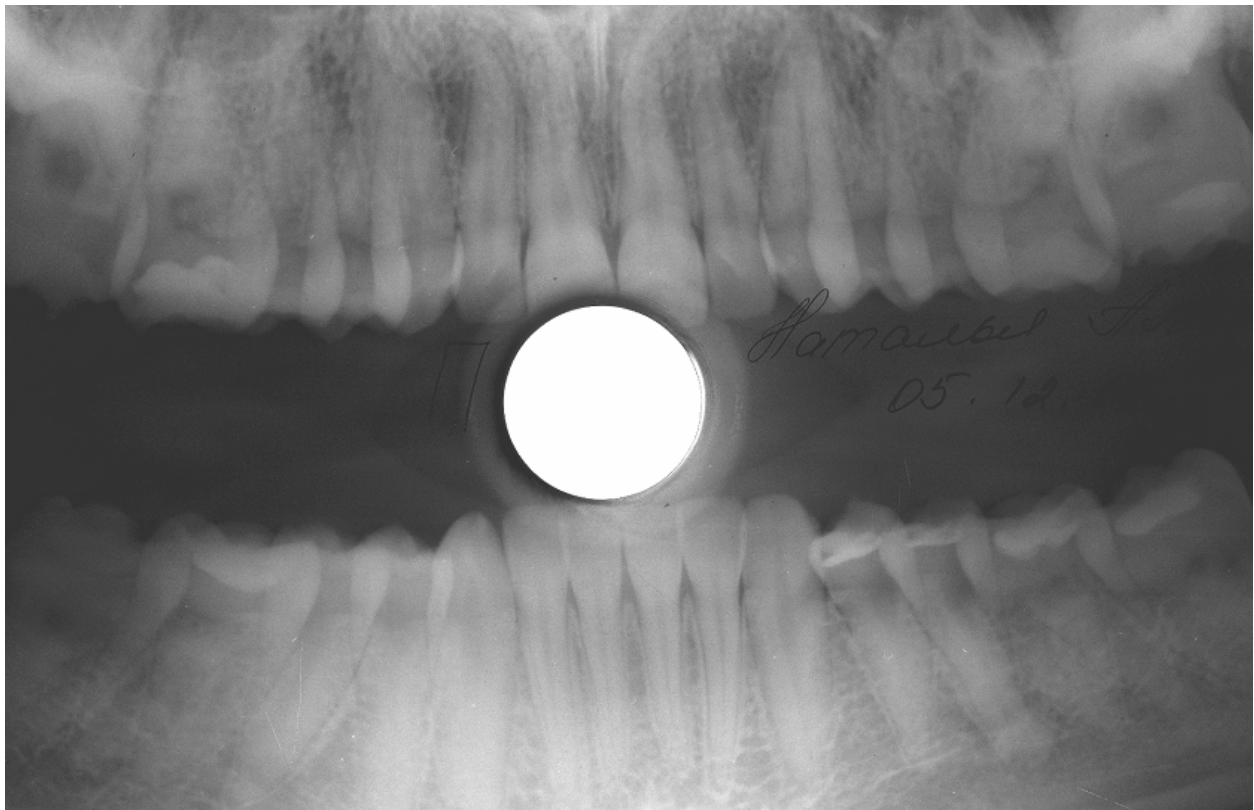


Рис. 4. Панорамный дентальный рентгеновский снимок, полученный на прицельно-панорамном аппарате «ПАРДУС»

Проведенный по формуле (7) анализ дал следующие результаты: Q для снимка с протяженным фокусным пятном составляет 15, а Q для снимка на микрофокусном источнике составляет 530.

По указанному алгоритму было проведено сравнение 8 снимков, полученных на аппарате с протяженным фокусным пятном и 7 – на микрофокусном источнике. Среднее значение Q для традиционных снимков составило 12,5 при разбросе значений от 9 до 26, среднее значение для микрофокусных снимков составило 462,4 при разбросе значений от 380 до 625.

Таким образом, использование описанной методики подтверждает тот факт, что снимки, полученные на микрофокусном источнике несут значительно больше информации в области деталей, имеющих малые размеры (на уровне разрешения системы регистрации системы изображения).