

Новые методы цифровой обработки микрофокусных рентгеновских изображений

Аннотация

Рассмотрены три алгоритма цифровой обработки рентгеновских изображений: коррекция фона рентгенограммы на основе вычитания искажающей функции, алгоритм локально-адаптивной эквализации гистограммы и алгоритм повышения контраста мелких деталей изображения. Проведены исследования разработанных методов на выборках микрофокусных рентгеновских изображений. Все методы показали удовлетворительные результаты.

Введение

Микрофокусная рентгенография – это совокупность способов получения рентгеновских изображений с использованием источников излучения, которые имеют фокусные пятна размером менее 100 мкм. Использование таких источников излучения дает возможность получать снимки с прямым геометрическим увеличением изображения в 5...20 раз. В настоящее время микрофокусная рентгенография широко используется в медицине и в промышленном неразрушающем контроле [1]-[3].

В ряде случаев микрофокусные рентгеновские изображения не могут быть достоверно проанализированы из-за неудовлетворительного качества изображения. Основными недостатками микрофокусных рентгеновских изображений чаще всего являются неравномерный фон, искаженные яркостные характеристики и наличие шумов, поэтому разработка алгоритмов повышения качества микрофокусных рентгеновских изображений является актуальной задачей.

Материалы и методы

В рассматриваемой работе были предложены три алгоритма цифровой обработки рентгеновских изображений: алгоритм коррекции неравномерного фона изображения на основе вычитания искажающей функции, алгоритм локально-адаптивной эквализации гистограммы и алгоритм повышения контраста мелких деталей изображения.

Алгоритм коррекции фона изображения

При выполнении рентгенографии по схеме с прямым геометрическим увеличением возникает неравномерный фон изображения. Искажение изображения обусловлено особенностями съемки с увеличением. При микрофокусной рентгенографии источник излучения имеет размер менее 100 мкм, поэтому при съемке с увеличением центр и края приемника оказываются расположены от источника на разном расстоянии, в то же время интенсивность рентгеновского излучения уменьшается пропорционально квадрату расстояния, соответственно возникает неравномерный фон изображения. Неравномерный фон усложняет визуальный анализ и последующую цифровую обработку изображения. Для устранения неравномерного фона изображения вводят искажающую функцию [4]. Считают, что приемник регистрирует изображение, которое можно представить как сумму изображения и искажающей функции, создающей неравномерный фон. В случае микрофокусной рентгенографии искажающая функция, как правило, может быть описана функцией вида

$$g(x, y) = C \left[\left(x - \frac{x_{\max}}{2} \right)^2 + \left(y - \frac{y_{\max}}{2} \right)^2 \right], \quad (1)$$

где C – константа, значение которой зависит от режима работы микрофокусного рентгеновского аппарата и условий съемки.

Для определения константы C можно применить следующий подход: с помощью метода Собела [5] выделяются границы объектов на изображении, затем производится операция морфологической заливки отверстий. После этого определя-

ются профили краев изображения, причем профили строятся только по участкам краев изображения, которые не принадлежат объектам.

Для каждого профиля определяют минимум и максимум, находят их разность. Константа C определяется по выражению (2) как средняя разность между минимумом и максимумом профилей:

$$C = \frac{\sum_k^N (a_{k_{\max}} - a_{k_{\min}})}{N}, \quad (2)$$

где N – число профилей; $a_{k_{\max}}$ и $a_{k_{\min}}$ – максимальное и минимальное значения яркости соответственно. Если разница между минимумами и максимумами профилей велика, то для получения корректной константы надо увеличить количество анализируемых профилей.

Результирующее изображение $f(x, y)$ получается путем вычитания изображения $g(x, y)$ из зарегистрированного приемником изображения $h(x, y)$:

$$f(x, y) = h(x, y) - g(x, y). \quad (3)$$

После применения коррекции фона автоматический анализ изображения значительно упростился. Также проще стал и визуальный анализ изображения. Так, для выделения зубов на изображении можно применить простое пороговое преобразование. В то же время в случае неравномерного фона пороговое преобразование неэффективно.

Алгоритм локально-адаптивной эквализации гистограммы

Для улучшения контраста изображения также может быть использован метод локально-адаптивной эквализации гистограммы изображения.

Гистограмма изображения – это функция, определяемая как

$$h(r_k) = n_k, \quad (4)$$

где r_k – k -й уровень яркости на изображении; n_k – количество пикселей, принадлежащих этому уровню яркости.

У малококонтрастных изображений значения гистограммы сконцентрированы в определенной области диапазона яркостей [4]. Для улучшения контраста необходимо, чтобы ненулевые уровни гистограммы перекрывали большую часть диапазона яркостей.

Эквализация гистограммы – это преобразование, которое может быть описано формулой

$$s_k = \sum_{j=0}^k \frac{n_j}{n}, \quad (5)$$

где s_k – k -й уровень яркости обработанного изображения; n – общее число пикселей на изображении; n_j – число пикселей, имеющих яркость r_k .

Данный метод позволяет без участия оператора значительно увеличить контраст рентгеновских микрофокусных снимков. Однако метод эквализации гистограммы не приводит к желаемым результатам, если на изображении есть неравномерный фон или требуется получить на одном и том же снимке контрастные и светлые, и темные области.

Для преодоления указанных недостатков был применен метод локально-адаптивного выравнивания гистограммы: в этом методе сначала производится разбиение изображения на некоторое количество (обычно от 16 до 128) непересекающихся участков, затем каждый из участков подвергается эквализации гистограммы. На следующем шаге все участки объединяются в одно изображение, а для удаления искусственных границ, появившихся при объединении участков, используется билинейная интерполяция. Таким образом, происходит локальное увеличение контраста основных деталей изображения. На *рис. 1* показана рентгенограмма до (вверху) и после (внизу) применения метода адаптивной эквализации гистограммы.

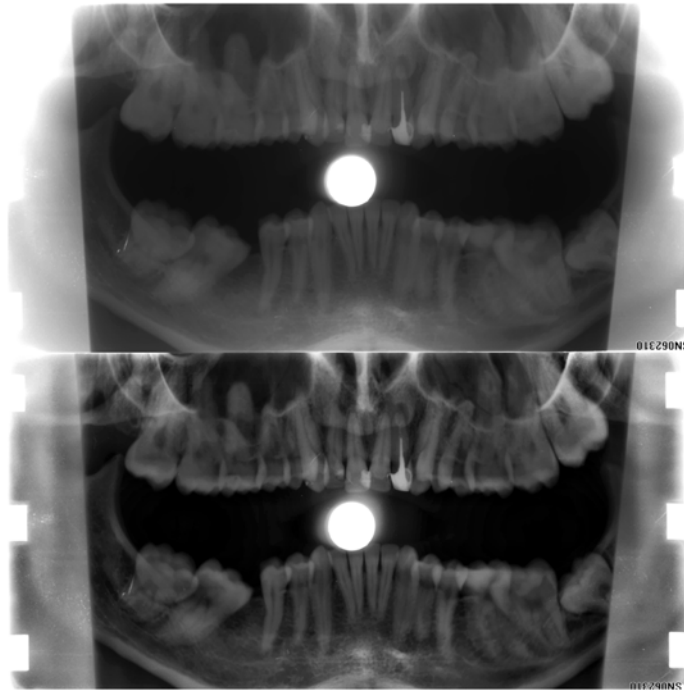


Рис. 1. Рентгенограмма до и после применения алгоритма адаптивной эквализации гистограммы

Алгоритм повышения контраста мелких деталей изображения

В алгоритме повышения контраста были использованы фильтрация в частотной области и морфологическая обработка изображения (операция дилатации). Основная идея метода – усиление резкости изображения путем увеличения перепада яркостей на границах объектов на изображении без увеличения шума. Осуществить подобную операцию можно путем прибавления к изображению результата высокочастотной фильтрации и одновременного вычитания результата дилатации.

Метод состоит из следующих шагов:

- 1) выравнивание фона изображения;
- 2) адаптивная медианная фильтрация изображения;
- 3) высокочастотная фильтрация изображения;
- 4) морфологическое наращивание изображения, полученного в п. 3;
- 5) вычитание из изображения, полученного в п. 3, изображения, полученного в п. 4;
- 6) получение результирующего изображения наложением исходного изображения на изображение, полученное в п. 5.

Высокочастотная фильтрация осуществляется путем изменения Фурье-образа изображения и возвращения к изображению при помощи выполнения обратного преобразования.

В предложенном алгоритме изменение Фурье-образа изображения выполнялось при помощи его умножения на функцию высокочастотного фильтра Гаусса. Двумерное преобразование Фурье осуществлялось по формуле

$$F(u, v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-i2\pi(ux/M + vy/N)}, \quad (6)$$

где M и N – размеры изображения. Маска высокочастотного фильтра Гаусса вычислялась с помощью выражения (7):

$$H(u, v) = 1 - e^{-D^2(u, v)/2D_0^2}, \quad (7)$$

где D_0 – частота среза фильтра.

В результате фильтрации подавляются низкие частоты, соответствующие медленному изменению яркости, и остаются неизменными высокие частоты, соответствующие резким перепадам яркости.

Следующим шагом алгоритма является морфологическое наращивание (дилатация) изображения, полученного высокочастотной фильтрацией. Для морфологического наращивания используется структурный элемент, имеющий форму квадрата и длину стороны 3 пикселя. После выполнения данной операции толщина всех объектов на изображении увеличивается на 2 пикселя [6].

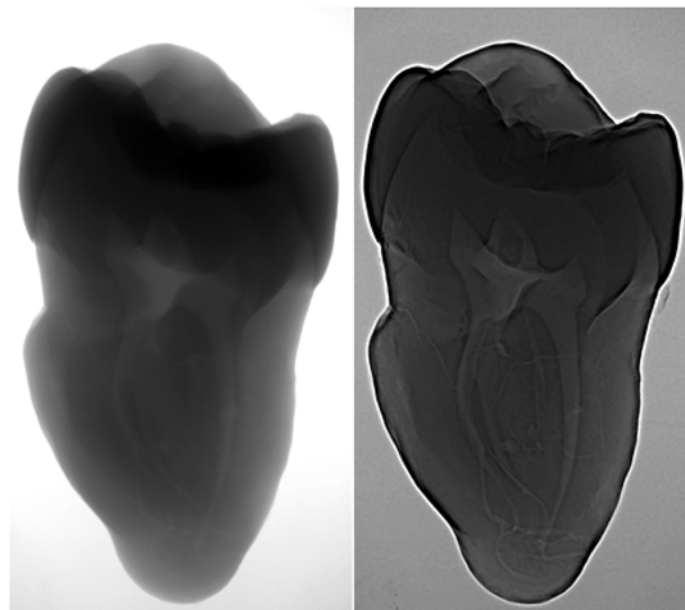


Рис. 2. Микрофокусная рентгенограмма зуба до и после применения алгоритма

Далее из изображения, полученного высокочастотной фильтрацией и умноженного на коэффициент (в зависимости от параметров изображения значение коэффициента варьируется от 1,5 до 1,8), вычитается изображение, полученное морфологическим наращиванием. На результирующем изображении все объекты будут иметь двойные контуры: внутренний контур, пиксели которого имеют большую яркость, чем яркость пикселей объекта, и внешний контур, пиксели которого имеют меньшую яркость, чем пиксели объекта. Данный шаг дополнительно увеличивает резкость изображения, так как из-за двойных контуров дополнительно увеличивается перепад яркости между областями изображения.

На последнем этапе обработанное изображение складывается с исходным, в результате чего происходит усиление контуров. На *рис. 2* представлена микрофокусная рентгенограмма зуба до и после применения алгоритма. Видно, что резкость изображения и контраст мелких деталей существенно увеличились, при этом визуально не наблюдается значительного усиления шума. Применение предложенного метода позволяет более точно визуализировать систему корневых каналов, определить наличие дентиклей в каналах, получить более резкие контуры коронковой части зуба и его корня.

Результаты и обсуждение

Для проверки эффективности метода коррекции фона изображения была использована выборка из 100 медицинских микрофокусных рентгеновских изображений, полученных с помощью различных приемников излучения. В результате использования разработанного метода удалось полностью выровнять фон у 73 % изображений, для 27 % изображений был

существенно скомпенсирован перепад яркости от краев к центру изображения.

Каждый из случаев неудачной коррекции фона был подробно рассмотрен. Во всех случаях ошибка была вызвана тем, что объекты на изображении занимали более 80 % длины профиля и таким образом не хватало информации для определения фона.

Для проверки эффективности метода локально-адаптивного выравнивания гистограммы была использована выборка из 50 медицинских микрофокусных снимков. В результате применения метода адаптивной эквализации гистограммы ко всем изображениям выборки для 80 % снимков было получено заметное увеличение контраста. В случае применения к тем же снимкам традиционного метода выравнивания гистограммы значительного улучшения контраста интересующих деталей без ухудшения контраста на других участках изображения удалось добиться только в 40 % случаев.

Метод улучшения контраста мелких деталей изображения был апробирован на выборке микрофокусных рентгеновских изображений, полученных при различных режимах съемки. Также метод был применен в микрофокусной рентгеновской томографии для улучшения качества проекционных данных. В обоих случаях метод показал удовлетворительные результаты.

Заключение

Разработаны алгоритмы коррекции фона изображения, локально-адаптивной эквализации гистограммы и повышения контраста мелких деталей.

Была исследована эффективность разработанных методов на больших выборках микрофокусных рентгеновских изображений. Все методы обработки изображений показали удовлетворительные результаты.

Особо следует отметить, что выполнение локально-адаптивной эквализации гистограммы позволяет получить на одном снимке контрастное изображение как мягких, так и костных тканей.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда в рамках проекта по теме «Создание портативной установки для микрофокусной рентгенографии с целью оперативного контроля микроструктуры, физико-химических свойств и определения остаточного ресурса авиационных деталей и узлов из полимерных композиционных материалов». Номер проекта 15-19-00259.

Список литературы:

1. *Потрахов Н.Н.* Исследование и разработка методов микрофокусной рентгенографии в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2008. 217 с.
2. *Потрахов Н.Н.* Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения // Вестник новых медицинских технологий. 2007. № 3. С. 167-169.
3. *Staroverov N.E., Kholopova E.D., Gryaznov A. Yu., Zhamova K.K.* Development of digital processing method of microfocus X-ray images // Journal of Physics: Conference Series. 2017. Vol. 808. № 1. PP. 1-4.
4. *Гонсалес Р., Вудс Р.* Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2006. С. 243-254.
5. *Sobel I., Feldman G.* A 3x3 Isotropic Gradient Operator for Image Processing. Pattern Classification and Scene Analysis. – New York: Wiley, 1973. PP. 271-272.
6. *Vincent L.* Morphological grayscale reconstructions in image analysis: Applications and efficient algorithms // IEEE Trans. of Image Processing. 1993. Vol. 2. № 2. PP. 176-201.

*Николай Евгеньевич Староверов,
ассистент,*

*Артём Юрьевич Грязнов,
д-р техн. наук, профессор,*

*Николай Николаевич Потрахов,
д-р техн. наук, зав. кафедрой,*

*Екатерина Дмитриевна Холопова,
аспирант,*

*Карина Константиновна Гук,
канд. техн. наук, ассистент,*

*кафедра электронных приборов
и устройств,*

*ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский
государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ»*

им. В.И. Ульянова (Ленина)),

г. Санкт-Петербург,

e-mail: kzhamova@gmail.com

**ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ,
РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!**

**ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСАТЬСЯ НА ЖУРНАЛ
«МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»**

НА 2019 ГОД.

Индекс по каталогу «Роспечать» – 72940.

В редакции можно оформить и оплатить льготную подписку с любого месяца.

**Стоимость подписки : 1500 руб. – за один номер,
4500 руб. – на первое полугодие 2019 года (3 номера), 9000 руб. – на 2019 год (6 номеров).**

Наши тел.: (495) 695-10-70, 695-10-71.