

2. Кубарко А.И., Лукашевич И.В. Анализ механизмов динамической остроты зрения // Медицинский журнал. 2007. 19. № 1. 8 с. / <http://www.bsmu.by/files/publikacii/fiziologiya/analiz.pdf>.
3. Ротц Ю.А., Мусалимов В.М. Экспериментальная оценка динамической остроты зрения (ДОЗ) / Труды VII Международной конференции молодых ученых и специалистов «Оптика-2011». – СПб: СПбГУИТМО, 2011.
4. Ротц Ю.А. Проблема экспериментальной оценки динамической остроты зрения (ДОЗ) // Сборник материалов XI Международной научно-практической конференции «Неделя науки СПбГПУ». Санкт-Петербург, 2011.
5. Ротц Ю.А. Методика и технология оценки динамической остроты зрения // Приборостроение. 2012. № 6. С. 63-66.
6. Воронцов Е.А., Мусалимов В.М., Саенко А.П. Способ определения динамической остроты зрения и устройство для его осуществления / Патент 2462174 РФ: МКП7 А61В3/032.
7. ISO 8596 Оптика и оптические приборы. Проверка остроты зрения. Стандартный оплотип и его предъявление.
8. Польше Г.А. Повышение точности систем бесконтактных оптических измерений / Автореферат канд. тех. наук. – СПб., 2011. 22 с.
9. Ротц Ю.А. Система оценки динамической остроты зрения / Сборник трудов участников V сессии научной школы «Проблемы механики и точности в приборостроении» / Под ред. В.М. Мусалимова. – СПб., 2012. С. 305-306.

Юлия Андреевна Ротц,
аспирант,
кафедра мехатроники,
Виктор Михайлович Мусалимов,
д-р техн. наук, профессор,
Санкт-Петербургский национальный исследовательский
университет информационных технологий,
механики и оптики,
г. С.-Петербург,
e-mail: leadensky@yandex.ru

М.Б. Путрик, Ю.Э. Лаврентьева, И.Н. Анцыгин

Автоматизированное распознавание зон патологической резорбции в челюстных костях человека по данным компьютерной томографии

Аннотация

В статье представлены результаты исследования реализации способа автоматического распознавания участков патологической резорбции внутри изображения челюстной кости. Критерий наличия патологической резорбции внутри кости сформулирован на основании проведенного статистического исследования. Метод поиска патологической резорбции описан последовательностью алгоритмических шагов.

Введение

При анализе результатов обследования челюстно-лицевой области, выполненного методом компьютерной томографии, объективная идентификация патологической резорбции костной ткани, проявляющаяся в локальном уменьшении плотности костной ткани челюстных костей, имеет важное значение. На рентгеновском изображении подобные области проявляются локальным дефектом участка челюстной кости [1].

В подавляющем большинстве случаев определение патологии врачом-стоматологом происходит на основе визуального анализа (т. е. «на глаз»), без использования инструмента программного обеспечения, позволяющего отобразить значение яркости (либо значение единицы Хаунсфилда) пиксела, принадлежащего области потемнения. При этом, как правило, кортикальная пластинка исключается из зоны интереса (если речь не идет о патологиях, при которых происходит разрушение кортикальной пластинки), а основное внимание уделяется анализу губчатого вещества кости. Ключевым критерием, на основании которого делается вывод о наличии патологической резорбции, является присутствие локального потемнения костной ткани губчатого вещества *на фоне* остального изображения челюстной кости.

Необходимо подчеркнуть, что глаз человека способен одновременно различать не более 900 различных градаций серого цвета [2], в то время как число градаций серого цвета для изображения, полученного на компьютерном томографе, составляет 4096. Идентификация данной патологии осложняется тем, что здоровая костная ткань имеет неоднородную структуру, плотность и распределение яркости пикселей [3].

Цель рассматриваемой работы – разработка способа объективной идентификации патологической резорбции костной ткани челюстных костей человека [4]. Для реализации указанной цели были поставлены и решены следующие задачи:

- 1) разработан метод выделения изображения *губчатого вещества* челюстных костей;
- 2) определен критерий наличия патологической резорбции в челюстных костях на основании проведенного статистического исследования результатов обследований челюстно-лицевой области пациентов различных возрастных и половых групп;
- 3) реализован алгоритм программы поиска патологической резорбции в челюстных костях человека [5].

Материалы и методы

Результат обследования челюстно-лицевой области, выполненного методом компьютерной томографии, является наиболее информативным для врача-стоматолога, так как возможно построение сечения исследуемого объема любой плоскостью.

В рассматриваемой работе использовался компьютерный томограф с коническим лучом «GALILEOS» (производство «Sirona GmbH», Германия). Этот тип компьютерных томографов разработан с учетом особенностей практики врачей-стоматологов. Основными преимуществами данного аппарата являются: высокое разрешение изображений с размером воксела 0,3x0,3x0,3 мм и низкая лучевая нагрузка на пациента в сравнении со спиральным компьютерным томографом. Яркость пикселей изображений, полученных на компьютерном томографе с коническим лучом, привязки к единицам Хаунсфилда [6] не имеет [7] и измеряется в относительных единицах.

Полученные изображения могут быть подвергнуты обработке с целью улучшения их качества и дальнейшего анализа. Рассмотрим фильтры Гаусса [8] и Кэнни [9]. Фильтр Гаусса является сглаживающим фильтром и применяется к изображению для повышения уровня сигнал/шум. После применения данного фильтра изображение выглядит «размытым». Приме-

нение фильтра Кэнни к изображению позволяет выполнить визуализацию границ объектов на изображении. Контуры границ объектов на изображении определяются путем вычисления значений градиента яркости пикселей.

Предложен метод определения границ челюстной кости, основанный на комбинации упомянутых фильтров Гаусса и Кэнни. Для реализации данного метода необходимо определить значение яркости пикселей, соответствующих изображению здоровой костной ткани кортикальной пластинки. На основании многолетнего опыта работы врачей-стоматологов лаборатории объемной дентальной диагностики «G.U.D.lab» (г. Екатеринбург) установлено, что это значение яркости составляет не менее 1500 о. е. Рассмотрим предложенный метод подробнее.

Сначала к исходному изображению (рис. 1а) применяется фильтр Гаусса для повышения уровня сигнал/шум (результат представлен на рис. 1б). Далее происходит сканирование значений яркостей пикселей сначала с левой, а затем и с правой стороны изображения. Как только фиксируется значение яркости пикселя, соответствующее костной ткани кортикальной пластинки (в нашем случае 1500 о. е. и более), на данный срез наносится точка границы челюстной кости. Найденные таким образом точки, очерчивающие контур челюстной кости, выделены белым цветом на рис. 1в.

Определение уточненных границ челюстных костей выполняется следующим образом. К исходному изображению (рис. 1а) применяется фильтр Кэнни с целью визуализации границ объектов на изображении. Данные границы выделены белым цветом на рис. 1г. Затем для каждой точки границы челюстной кости, выделенной белым цветом на рис. 1в, сканируется значение окрестности этой точки размером 5x5 пикселей. Если внутри указанной окрестности фиксируются пиксели, принадлежащие границе, полученной путем применения фильтра Кэнни, то такие пиксели считаются принадлежащими контуру челюстной кости. Контур кости выделен на рис. 2а.

Далее необходимо выполнить анализ состояния костной ткани. Для определения наличия патологической резорбции костной ткани в челюстных костях человека предложен следующий метод, состоящий из нескольких этапов.

1. Исключение из зоны интереса кортикальной пластинки челюстной кости

Как уже было заявлено, значение яркости пикселей, соответствующих здоровой костной ткани кортикальной пластинки, составляет не менее 1500 о. е. Для исключения кортикаль-

ной пластинки из зоны интереса необходимо в пределах границ челюстной кости (рис. 2а) удалить пиксели, яркость которых превосходит значение 1500 о. е., и пиксели, расположенные вне челюстной кости.

2. Расчет среднего значения яркости пикселей, принадлежащих губчатому веществу

После исключения пикселей, принадлежащих кортикальной пластинке, зона интереса представляет собой губчатое вещество (рис. 2б), среди пикселей которого происходит поиск патологических участков. Первым шагом в этом направлении является расчет среднего значения яркости пикселей губчатого вещества:

$$\bar{Y} = \sum_{j=1}^N Y_j / N, \quad (1)$$

где \bar{Y} – среднее значение яркости N пикселей, принадлежащих губчатому веществу, о. е.; Y_j – значение яркости j -го пикселя, принадлежащего губчатому веществу, о. е.

3. Определение минимального значения яркости пикселей губчатого вещества

На данном этапе выполняется поиск минимального значения яркости Y_{\min} среди пикселей Y_j , принадлежащих губчатому веществу.

4. Сравнение минимального и среднего значений яркости пикселей губчатого вещества

Расчет процента Y_{Percent} , который составляет значение с минимальной яркостью от среднего значения яркости губчатого вещества костной ткани текущего изображения (далее – «процент от среднего») выполняется по формуле

$$Y_{\text{Percent}} = \frac{Y_{\min}}{\bar{Y}} \cdot 100 \%. \quad (2)$$

5. Идентификация патологических участков костной ткани

Определение диапазона значений яркости пикселей, принадлежащих патологическому участку, происходит следующим образом. На основании возраста и пола пациента выбирается значение верхней границы доверительного интервала для «процента от среднего»

$$Y_{\text{Percent}}^{\text{Health}} = Y_{\text{Percent}} + t \cdot \frac{\sigma}{\sqrt{M}},$$

определенного в результате статистической обработки. Далее для анализируемого изображения поперечного среза выпол-

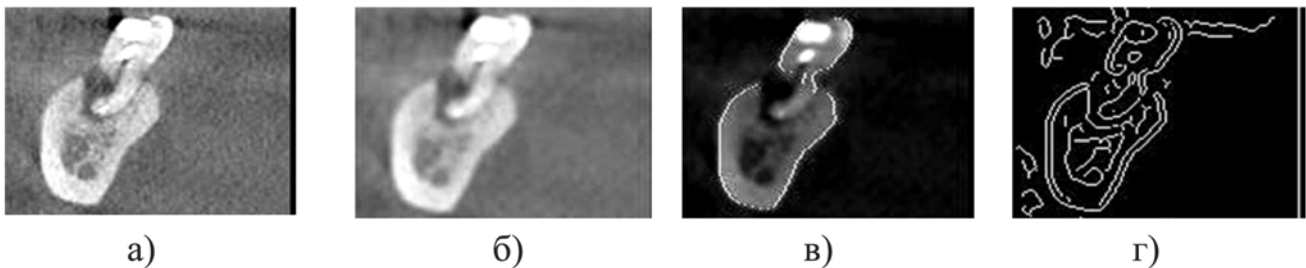


Рис. 1. Определение границ челюстных костей: а) исходное изображение; б) к исходному изображению применен фильтр Гаусса; в) определены границы кортикальной пластинки кости; г) к изображению (б) применен фильтр Кэнни

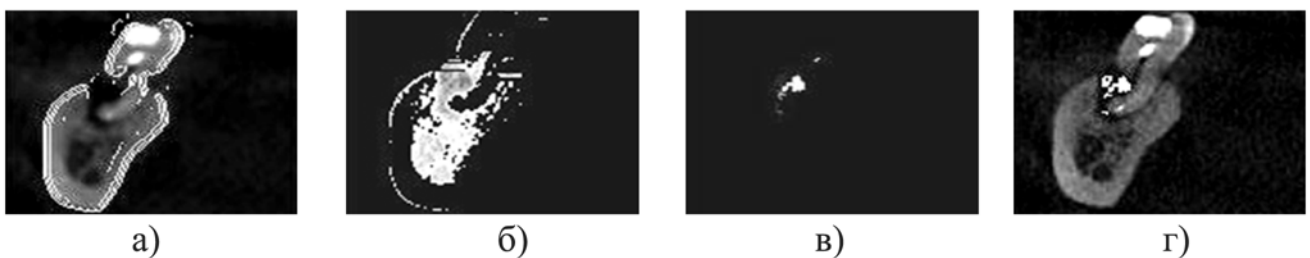


Рис. 2. Определение патологической резорбции костной ткани: а) нанесены границы кости; б) выделено изображение губчатого вещества кости; в) определены пиксели, значения яркости которых принадлежат диапазону «патологических значений»; г) указана зона патологической резорбции костной ткани на исходном изображении

няется расчет среднего значения яркости пикселей губчатого вещества \bar{Y} . Произведение \bar{Y} на $Y_{Percent}^{Health}$ является минимальным значением яркости $Y_{Min}^{Health} = \bar{Y}_{Percent}^{Health} \cdot \bar{Y} / 100$ % [формула (2)], характерным для губчатого вещества здоровой костной ткани. Таким образом, диапазон «патологических» значений яркости составляют значения от 0 до Y_{Min}^{Health} . Затем пиксели из указанного диапазона, обнаруженные на анализируемом изображении, выделяются для привлечения внимания врача-стоматолога.

Выбор именно *верхней границы доверительного интервала* для «процента от среднего» обусловлен тем, что в этом случае будет получен больший интервал «патологических» значений яркости, а это значит, что для привлечения внимания врача – стоматолога будет выделено больше пикселей.

Результаты

Для определения «процента от среднего», характерного для здоровой костной ткани в челюстных костях человека, проведена статистическая обработка результатов обследований челюстно-лицевой области, выполненных в лаборатории объемной дентальной диагностики «G.U.D.lab» (г. Екатеринбург). Выделено и сформировано 6 возрастных групп пациентов: от 18 до 25 лет; от 26 до 30 лет; от 31 до 37 лет; от 38 до 46 лет; от 47 до 55 лет; старше 56 лет.

В каждую возрастную группу было отобрано 100 человек: 50 мужчин и 50 женщин. Для каждого пациента проанализировано 5 изображений поперечных срезов челюстно-лицевой области, не имеющих признаков патологии.

В соответствии с п. 1-4 раздела «Материалы и методы» для каждого из указанных изображений вычислен «процент от среднего» $Y_{Percent}^i$, после чего выполнен следующий расчет для каждой из возрастных и половых групп пациентов:

1) среднее значение «процента от среднего» $\bar{Y}_{Percent}$ вычисляется по формуле

$$\bar{Y}_{Percent} = \frac{\sum_{i=1}^M Y_{Percent}^i}{M},$$

где $Y_{Percent}^i$ – значение «процента от среднего» для i -го изображения, о. е.; M – общее число изображений для каждой из групп пациентов, равное 250;

2) дисперсия «процента от среднего» вычисляется следующим образом:

$$D_Y = \frac{\sum_{i=1}^M (Y_{Percent}^i - \bar{Y}_{Percent})^2}{M - 1};$$

3) среднеквадратичное отклонение равно квадратному корню из дисперсии:

$$\sigma = \sqrt{D};$$

4) доверительный интервал для доверительной вероятности 95 % определяется в соответствии с распределением t -критерия Стьюдента для M измерений при нормальном распределении случайной величины $Y_{Percent}^i$. Окончательное выражение для значения «процента от среднего» имеет вид

$$Y_{Group} = \bar{Y}_{Percent} \pm t \cdot \frac{\sigma}{\sqrt{M}}.$$

После проведенной статистической обработки был разработан алгоритм программы поиска патологической резорбции на рентгеновском изображении челюстных костей человека, состоящий из следующих этапов:

- 1) исключение из зоны интереса кортикальной пластинки челюстной кости;
- 2) расчет среднего значения яркости пикселей, принадлежащих губчатому веществу;
- 3) определение «процента от среднего» $Y_{Percent}^{Health}$, характерного для губчатого вещества здоровой костной ткани;
- 4) отбор «подозрительных» пикселей;

- 5) поиск односвязных областей среди «подозрительных» пикселей;
- 6) вычисление площади каждой из односвязных областей;
- 7) выделение областей с подозрением на патологию.

Ниже приведена иллюстрация изложенного выше алгоритма программы для изображения поперечного среза пациентки П. в возрасте 42 лет, прошедшей обследование на компьютерном томографе с коническим лучом «GALILEOS».

1. Исключение из зоны интереса кортикальной пластинки челюстной кости

Для исходного изображения (рис. 1а) выполнено исключение пикселей кортикальной пластинки из зоны интереса; данная операция описана в п. 1 раздела «Материалы и методы». Изображение губчатого вещества челюстной кости представлено на рис. 2б.

2. Расчет среднего значения яркости пикселей, принадлежащих губчатому веществу

Для пикселей, принадлежащих губчатому веществу (рис. 2б), выполнен расчет среднего значения яркости по формуле (1). Среднее значение составило величину $\bar{Y} = 1121,5$ о. е.

3. Определение «процента от среднего» $Y_{Percent}^{Health}$

Анализируемое изображение (рис. 1а) является изображением поперечного среза пациентки П. в возрасте 42 лет. Информация о возрасте и поле пациента получена из атрибутов *PatientsBirthDate* и *PatientsSex* изображений формата DICOM. «Процент от среднего» $Y_{Percent}^{Health} = 81,5$ % определен по результатам статистической обработки.

4. Отбор «подозрительных» пикселей

«Подозрительными» являются пиксели, значения яркости которых меньше, чем произведение определенного на этапе 3 «процента от среднего» на среднее значение яркости пикселей губчатого вещества текущего изображения:

$$Y_{Min}^{Health} = \bar{Y}_{Percent}^{Health} \cdot \bar{Y} / 100 \text{ \%}.$$

Значение Y_{Min}^{Health} составило 914 о. е. Диапазону «патологических» значений яркости пикселей принадлежат значения от 0 до 914 о. е. – пиксели из указанного диапазона обнаружены на анализируемом изображении (рис. 2в). Увеличенное изображение данного участка представлено на рис. 3а.



Рис. 3. Увеличенное изображение патологического участка: а) исходное изображение; б) на исходном изображении цветом выделены различные области

5. Поиск односвязных областей среди «подозрительных» пикселей

При поиске односвязных областей среди «подозрительных» пикселей, отобранных на этапе 4, принято, что диагонально смежные пиксели относятся к одной области (рис. 3б).

6. Вычисление площади каждой из односвязных областей

В соответствии с параметрами *PixelSpacing* и *SliceThickness* изображений формата DICOM размер одного пикселя для всех трех измерений пространства составляет 0,3 мм (либо 3,33 пикселя на 1 мм), площадь одного пикселя составляет 0,09 мм². Для областей на рис. 3б вычислены значения площадей: 0,18; 0,27; 0,36; 7,56 мм².

7. Выделение областей с подозрением на патологию

Области, состоящие из «подозрительных» пикселей, площадь которых превышает значение площади минимально диагностируемого очага патологической резорбции костной ткани, необходимо выделить с целью привлечения внимания вра-

ча. К патологическим образованиям могут быть отнесены образования, имеющие площадь не менее 1 мм². Данное значение площади было выбрано из следующих соображений. Образуемому очагу патологической резорбции предшествует расширение периодонтальной щели (пространство между телом челюстной кости и корнем зуба). По данным исследования [10], ширина периодонтальной щели в норме у лиц старше 24 лет составляет 0,8 мм. Таким образом, при расширении периодонтальной щели в 1 мм на протяжении 1 мм длины корня зуба мы можем примерно оценить минимальную площадь очага патологии, составляющую 1 мм².

С целью идентификации очага патологической резорбции на ранней стадии значение «пороговой» площади было задано 0,5 мм². Области пикселей, имеющие площадь более 0,5 мм², отмечены на рис. 2г белым цветом.

Критерием наличия патологической резорбции внутри кости является присутствие зоны, состоящей из пикселей, значения яркости которых принадлежат диапазону «патологических» значений, при этом площадь зоны превосходит 0,5 мм².

Заключение

В настоящий момент программное обеспечение для автоматизированного распознавания зон патологической резорбции на изображениях поперечных срезов челюстных костей, полученных методом компьютерной томографии, проходит тестирование в лаборатории объемной дентальной диагностики «G.U.D.lab» (г. Екатеринбург). Тестирование пока полностью не завершено, однако уже получены предварительные данные, оказавшиеся весьма многообещающими: примерно в 65 % случаев удается достоверно определить зону патологической резорбции внутри челюстной кости. Высокая точность определения местоположения очага патологии позволяет получить к нему оптимальный доступ и выбрать эффективный метод лечения.

Авторы выражают благодарность заведующему кафедрой экспериментальной физики УрФУ В.Ю. Иванову и профессору кафедры экспериментальной физики Б.В. Шульгину за поддержку в выполнении работы.

Список литературы:

1. Бондарик Е.А., Шумакова Е.В., Третьякович А.Г. Болезни зубов некариозного происхождения. Уч.-метод. пособие. – Минск: БГМУ, 2010. 48 с.
2. Increasing the Number of Gray Shades in Medical Display Systems – How Much is Enough? // J. of Digital Imaging. 2007. Vol. 4. PP. 422-432.
3. Смирнов А.В. Рентгенологическая диагностика остеопороза при ревматических заболеваниях // Consilium-Medicum.

2004, Vol. 06. № 8 / http://old.consilium-medicum.com/media/consilium/04_08/574.shtml.

4. Лаврентьева Ю.Э., Путрик М.Б. Способ определения площади патологических анатомических образований костных тканей по рентгеновским снимкам / Заявка на патент РФ № 2011145294/14 от 08.11.2011. Получено решение о выдаче патента.
5. Лаврентьева Ю.Э., Путрик М.Б. Программа для ЭВМ № 2011617279 от 19.07.2011. Программа автоматизированного анализа цифровых рентгеновских снимков для выявления патологии в челюстных костях человека «Search of Pathologies in CT».
6. Прокоп М., Галански М. Спиральная и многослойная компьютерная томография. – М.: МЕДпресс-информ, 2009. 414 с.
7. SILVA, Isabela Maria de Carvalho Crusoe et al. Bone density: Comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography // Braz. Oral Res. 2012. Vol. 26. № 6. PP. 550-556.
8. Velho L., Frery A.C., Gomes J. Image Processing for Computer Graphics and Vision Second Edition. – Springer-Verlag London Limited, 2009.
9. Canny J. A computational approach to edge detection // IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 1986. Vol. 8. PP. 679-698.
10. Алпатова В.Г., Кисельникова Л.П., Васильев А.Ю. Анализ результатов эндодонтического лечения постоянных зубов у подростков и лиц молодого возраста // Российская стоматология. 2009. Т. 2. № 1. С. 30-35.

*Максим Борисович Путрик,
аспирант,
кафедра экспериментальной физики,
Уральский федеральный университет
им. первого президента России Б.Н. Ельцина,
Юлия Эдуардовна Лаврентьева,
канд. мед. наук, генеральный директор,
ЗАО «Центр изучения региональных
стоматологических проблем
с клиникой «Уралдент»,
Игорь Николаевич Анцыгин,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
кафедра экспериментальной физики,
Уральский федеральный университет
им. первого президента России Б.Н. Ельцина,
г. Екатеринбург,
e-mail: pmb-88@mail.ru*

А.И. Желонкин, Н.В. Алексеев, Ю.С. Соколов

Оценка сердечно-сосудистой деятельности на основе мониторинга параметров электрокардиограммы

Аннотация

Электрокардиограмма и изменение ее параметров позволяют контролировать сердечно-сосудистые заболевания. За нормальные значения параметров ЭКГ принимаются усредненные значения, полученные в результате статистических исследований. Индивидуальные нормы практически отличаются от среднестатистических, но не являются признаками каких-либо нарушений функции сердечной деятельности индивидуума. Рассматривается схема построения сравнительного измерения и метода оценки ЭКГ.

Сравнение эффективности различных диагностических методов показывает, что наиболее полезная информация о функционировании внутренних органов и физиологических систем организма содержится в биоэлектрических сигналах, снимаемых с различных участков под кожным покровом или с поверхности тела. Прежде всего это относится к электрической активности сердца, электрическому полю головного моз-

га, электрическим потенциалам мышц. Именно эти важнейшие электрофизиологические процессы требуют особого внимания и создания электронной аппаратуры для решения конкретных задач и анализа в диагностических целях [1].

Особое место среди электрофизиологических методов диагностики занимают измерение и обработка электрокардиограммы (ЭКГ). Это связано с тем, что электрокардиограмма