

МЕТОД ОЦЕНКИ ИМПЛАНТАЦИОННОЙ ДИНАМИКИ КОМПОНЕНТА «ЛИТАР» НА ОСНОВЕ СЖАТОГО ЧАСТОТНОГО СПЕКТРА РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКОВ

Л.С. Бекасов

Самарский государственный технический университет
443100, г. Самара, ул. Молодогвардейская, 244

В статье рассматривается метод обработки изображений, представленных рентгеновским снимком, отражающим текущее состояние воздействия имплантированного компонента «ЛитАр» на поврежденную ткань человека. Предлагаемый метод нелинейного спектрального преобразования позволяет получить сжатый образ изображения с высокой разрешающей способностью и тем самым количественно оценить взаимодействие имплантируемого компонента с окружающей его тканью. Метод не требует относительно больших затрат времени и характеризуется инвариантностью по отношению к сдвигу данных в пределах анализируемого окна.

Ключевые слова: рентгеновский снимок; имплантируемый материал; импульсная система базисных функций; сжатый спектр.

Введение. В последнее десятилетие вопрос применения имплантационных материалов, способных восстанавливать пациентам натуральную ткань в области дефекта, становится наиболее распространенным. Особый интерес представляют материалы, которые имеют высокую скорость биodeградации и универсальный характер действия, то есть могут восстанавливать биологические ткани разного типа. Материалом, чьи свойства наиболее приближены к желаемым, является имплантационный биodeградируемый полимер-солевой композит «ЛитАр», производство которого осуществляется в г. Самаре организацией, носящей то же имя [1-5].

Для отслеживания динамики процесса регенерации ткани используют рентгенологические методы. Рентгенограммы обрабатываются методом апостериорного компьютерного анализа, позволяющего более точно выявить качество восстановления ткани. В частности, области дефекта на разных этапах регенерации представляются в виде нормализованных гистограмм яркости.

До операции на гистограммах примерно в равной степени присутствовали уровни яркости, соответствующие двум основным составляющим кости: «мягкотканевой» – коллагену и «солевой» – минеральному компоненту. Через 20 дней после операции на гистограмме, соответствующей области дефекта, определялось большее присутствие и большая интенсивность уровней яркости, близких к плотностной характеристике костной ткани. Дальнейшие наблюдения подтвердили формирование костной ткани, так как плотность в зоне дефекта увеличивалась [6]. Слабый контраст является наиболее распространенным свойством рентгеновских изображений и существенно затрудняет их визуальное восприятие. Это обусловлено тем, что диапазон изменения яркости изображения относительно усредненного значения очень мал. При этом яркость меняется не от черного до белого, а в небольшом диапазоне от темно-серого до светло-серого. Более того, рентгеновский снимок по своей природе несет информацию в аналоговой форме.

В данной статье предлагается новый метод оценки динамики восстановления тканей на основе рентгеновских снимков, поскольку такие снимки являются простейшими безболевыми средствами контроля процесса лечения внутренних органов человека. Затронуты также некоторые вопросы методики получения сжатого образа для рентгеновского изображения, важными достоинствами которой являются высокая разрешающая способность (в пределах одного пиксела), инвариантность по отношению к сдвигу и изменению масштаба анализируемого сигнала, а также повышенное быстродействие.

Исходные данные. В качестве исходных данных рассматривается фрагмент (рис. 1) рентгеновского снимка, характеризующего плотность ткани, в которую имплантировано средство «ЛитАр». Очевидно, что в таком виде информация о действии имплантата в силу ее аналоговой природы воспринимается медицинским персоналом только в качественной форме. Устранение этого негативного момента требует преобразования данных в дискретную форму, что достигается при помощи процедуры Read (чтение) программы Matcad. Применяв эту процедуру к рассматриваемому фрагменту, получаем массив пикселов в виде числовой таблицы, содержащей данные с интенсивностями свечения каждого пиксела. Каждый из пикселов имеет соответствующее значение яркости, от белого до черного (255-0 пикс.). Очевидно, что в таком виде информация о текущем состоянии поврежденной ткани трудно воспринимается медицинским персоналом в силу большого объема числовых данных.

Предположим, что исследуемый фрагмент рентгеновского снимка после преобразования программой Matcad представлен табл. 1 двумерным массивом.

Таблица 1

	0	1	2	3	4	5	6	7
0	1,27	1,23	1,25	1,26	1,12	1,09	1,07	1,06
1	1,27	1,24	1,2	1,18	1,17	1,16	1,15	1,10
2	1,25	1,24	1,19	1,18	1,16	1,14	1,10	1,10
3	1,20	1,22	1,18	1,15	1,14	1,08	1,06	1,05
4	1,19	1,21	1,25	1,23	1,12	1,09	1,06	1,04
5	1,08	1,2	1,23	1,17	1,05	1,07	1,05	1,02
6	1,05	1,18	1,06	1,08	1,00	1,05	1,03	0,95
7	0,97	1,12	1,09	1,12	0,97	1,01	1,00	0,93

Далее этот массив формально рассматривается как дискретное множество $M = \{l, k\}$, где l и k ($l = k$) – его координаты.

Методы и средства. Одним из свойств преобразования Фурье в экспоненциальном базисе является свойство инвариантности амплитудно-частотного спектра $S(k\omega_0) = |S(k\omega_0)|$ к сдвигам сигнала $f(t)$, благодаря которому значительно упрощается проблема сопоставления различных спектров [7, 8]. Кроме того, переход в частотную область позволяет эффективно обрабатывать сигнал с целью защиты от помех и сжатия информации. Несмотря на достоинства такого подхода, необходимо отметить, что при получении спектра с помощью экспоненциального базиса теряется в явном виде структурная информация о сигнале. Действительно, для определения значения любой k -той гармоники фактически вычисляется (интегрируется) взаимная энергия между сигналом и k -той базисной функцией, в результате величины значения соответствующих взаимных энергий могут быть одинаковыми для сигналов раз-

личной формы. Возможны случаи, когда одинаковые значения спектральных составляющих соответствуют разным по форме сигналам. Другими словами, при использовании экспоненциального базиса в явном виде отсутствует информация о локальных особенностях $f(t)$, например о резких всплесках. Следует также добавить, что выполнение рассмотренных преобразований в экспоненциальном базисе требует значительных временных затрат. При большом k анализ полученного спектра осложняется, особенно если данные имеют сложную структуру, а при отбрасывании части гармоник теряется информация о сигнале.

Очевидно, что в случае со сложноструктурированными данными необходимо сжатие, причем оно должно учитывать самые небольшие изменения сигнала. В связи с этим интерес представляет возможность использования ортогональных систем кусочно-постоянных базисных функций, позволяющих исключить такие временные операции, как вычисление тригонометрических функций и умножение вещественных величин на соответствующие значения анализируемого сигнала. Необходимо подчеркнуть, что эта проблема приобретает особую актуальность при обработке больших массивов цифровых данных. Среди различных систем кусочно-постоянных базисных функций в настоящее время наиболее изученной является система функций Уолша и подобных ей, но при применении данной системы функций при преобразовании Фурье не выполняется теорема о сдвиге сигнала, т. е. полученный спектр находится в зависимости от сдвига сигнала. Таким образом, в зависимости от базисных функций при использовании преобразования Фурье можно получать спектральные характеристики сигнала, которые зависят либо от сдвига, либо от частоты. Поэтому в первом случае отсутствует информация о частотном характере, а во втором – информация о структуре сигнала.

Избежать данных недостатков можно, применив вейвлет-преобразование [9]. Семейство вейвлет-функций

$$\eta_{k,j}(t) = \frac{1}{\sqrt{k}} \eta\left(\frac{t-j}{k}\right) \quad (1)$$

генерируется одной главной функцией $\eta(t)$ путем растяжения и сдвига, где k и j определяют масштаб и сдвиг соответственно. Главной проблемой вейвлет-преобразования, несмотря на его преимущества, является необходимость подбора конкретного вейвлета в выражении (1) и низкое быстродействие метода, что отрицательно скажется при обработке больших массивов данных.

Для решения перечисленных проблем предложена базисная комплексная система импульсных функций.

Из всех известных линейных спектральных форм представления сигнала в силу ряда причин наибольшее распространение получило его разложение по ортогональной системе экспоненциальных базисных функций [7, 8, 9]. Однако процедуры спектрального преобразования сигналов, представленных в двухкоординатном (плоском) формате, требуют значительных временных затрат, но не устраняют их негативные свойства.

Для решения перечисленных проблем предлагается комплексная система импульсных функций, с помощью которой можно осуществить нелинейное спектральное преобразование, отвечающее как требованию инвариантности к сдвигу, так и требованию быстродействия. Для этого рассмотрим систему комплексных функций [8]:

$$H_{uv}(l, k) = c_{uv}(l, k) - i w_{uv}(l, k). \quad (2)$$

Предложенная ортогональная система функций определяется на дискретном множестве

$$M = \{(l, k) : l = 0, 1, 2, \dots, 2^n - 1, k = 0, 1, 2, \dots, 2^n - 1\},$$

где $u = 0, 1, 2, 3, \dots, n-1$, $v = 0, 1, 2, 3, \dots, n-1$, 2^n – число вертикальных и горизонтальных отсчетов, составляющих период дискретного сигнала $s(l, k)$, который определяется из условий:

$$\{(l, k) : 0 \leq l \leq 2^n - 1, 0 \leq k \leq 2^n - 1\}.$$

Функции $c_{uv}(l, k)$ и $w_{uv}(l, k)$ формируются следующим образом:

$$c_{00}(l, k) = 1, w_{00}(l, k) = 0, \text{ для } (l, k) \in M; \quad \text{при } u \neq 0 \text{ и } v \neq 0$$

$$c_{uv}(l, k) = \sum_{d=0}^{2^n-1} \sum_{b=0}^{2^n-1} (\cos(2^{u-n} \pi d + 2^{v-n} \pi k)) e(l-d, k-b),$$

$$w_{uv}(l, k) = \sum_{d=0}^{2^n-1} \sum_{b=0}^{2^n-1} (\sin(2^{u-n} \pi d + 2^{v-n} \pi k)) e(l-d, k-b),$$

где $e(l-d, k-b)$ представляет собой единичный импульс, задержанный на d и b сдвигов:

$$e(l-d, k-b) = \begin{cases} 1, & \text{если } (l, k) = (d, b), \\ 0, & \text{если } (l, k) \neq (d, b). \end{cases}$$

В соответствии с формулой Эйлера система комплексных функций (1) может быть выражена через экспоненциальные функции:

$$\begin{aligned} H_{uv}(l, k) &= \sum_{d=0}^{2^n-1} \sum_{b=0}^{2^n-1} \left[\cos\left(\frac{\pi}{2^n} (2^u l + 2^v k)\right) - i \sin\left(\frac{\pi}{2^n} (2^u l + 2^v k)\right) \right] e(l-d, k-b) = \\ &= \sum_{d=0}^{2^n-1} \sum_{b=0}^{2^n-1} \left[\exp\left(-i \frac{\pi}{2^n} (2^u l + 2^v k)\right) e(l-d, k-b) \right] = \exp\left(-i \frac{\pi}{2^n} (2^u l + 2^v k)\right), \end{aligned} \quad (3)$$

где k изменяется от 0 до $2^n - 1$ с шагом 2^{n-u-1} , l изменяется от 0 до $2^n - 1$ с шагом 2^{n-v-1} .

Для получения спектра, инвариантного к сдвигам сигнала $s(l, k)$, необходимо производить циклические сдвиги функций (2) относительно этого сигнала. С учетом сдвигов система функций (3) может быть записана в виде:

$$H_{uv}^{\xi_u \xi_v}(l, k) = \hat{c}_{uv}^{\xi_u \xi_v}(l, k) - i \hat{w}_{uv}^{\xi_u \xi_v}(l, k),$$

где $u = 0, 1, 2, \dots, n-1$, $v = 0, 1, 2, \dots, n-1$.

Функции $\hat{c}_{uv}^{\xi_u \xi_v}(l, k)$ и $\hat{w}_{uv}^{\xi_u \xi_v}(l, k)$ формируются в результате сдвигов на ξ_u и ξ_v подынтервалов функций $c_{uv}(l, k)$ и $w_{uv}(l, k)$ вдоль горизонтальной и (или) вертикальной осей.

В отличие от одномерных функций [11] при вычислении спектра данные функции сдвигаются не только в горизонтальном направлении, но и в вертикальном и диагональном направлениях.

В результате этих сдвигов вычисляются частные скалярные произведения между каждой базисной функцией $\hat{c}_{uv}^{\xi_u \xi_v}(l, k)$ и $\hat{w}_{uv}^{\xi_u \xi_v}(l, k)$ и всеми возможными значениями

сигнала. На заключительном этапе двумерный амплитудно-частотный спектр анализируемого сигнала может быть получен согласно следующему выражению:

$$G(u, v) = \sum_{\xi_u=0}^{2^{n-u}-1} \sum_{\xi_v=0}^{2^{n-v}-1} \sqrt{\left(a_{uv}^{\xi_u \xi_v}\right)^2 + \left(b_{uv}^{\xi_u \xi_v}\right)^2}, \quad (4)$$

где

$$a_{uv}^{\xi_u \xi_v} = \sum_{\lambda=0}^{2^{u+1}-1} \sum_{\mu=0}^{2^{v+1}-1} S(l_\lambda, k_\mu) \hat{a}_{uv}^{\xi_u \xi_v}(l_\lambda, k_\mu)$$

$$b_{uv}^{\xi_u \xi_v} = \sum_{\lambda=0}^{2^{u+1}-1} \sum_{\mu=0}^{2^{v+1}-1} S(l_\lambda, k_\mu) \hat{b}_{uv}^{\xi_u \xi_v}(l_\lambda, k_\mu)$$

В данных выражениях $S(l_\lambda, k_\mu)$ представляет собой значение анализируемого сигнала в точках с координатами (l_λ, k_μ) , где $l_\lambda = 2^{n-u-1} \lambda$ и $k_\mu = 2^{n-v-1} \mu$, а λ и μ – целочисленные переменные, изменяющиеся в диапазонах от 0 до $2^{u+1} - 1$ и от 0 до $2^{v+1} - 1$ соответственно. Соотношение (4) указывает также на одно важное свойство, а именно: результат не зависит от масштаба переменных l и k .

Результаты. Спектр исходного фрагмента, полученный с помощью предложенного метода, представлен табл. 2.

Таблица 2

№ гармоники	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Значение гармоники	71,93	1,6753	46,413	2,4666	46,4931	0,2460	0,49201	0,57801	0,28160

Пусть с течением времени произошли некоторые изменения ткани в окрестности имплантата, например отсчет с координатами 6/3 (шестой столбец, 3-я строка в табл. 1) поменял свое значение с 1,06 на 1,05. Тогда значения спектральных компонент будут такими, как показано в табл. 3.

Таблица 3

№ гармоники	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Значение гармоники	71,92	1,6749	46,408	2,4650	46,4833	0,24158	0,494	0,58603	0,29155

Выводы. Предложенная методика позволяет преобразовывать большие объемы данных в компактную форму, позволяющую количественно и качественно оценивать динамику имплантата, т. е. отслеживать малейшие изменения в биологических тканях путем анализа рентгеновских снимков.

При формировании двумерного спектра исходного фрагмента согласно преобразованию (3) фактически удалось исключить времязатянутую операцию умножения, так как импульсные функции принимают только три значения: -1, 0 и +1. Поэтому на основе разработанной системы импульсных функций можно значительно быстрее сформировать сжатый спектр анализируемого сигнала, чем, например, при использовании экспоненциальной системы комплексных функций. Кроме того, замечательным свойством данного спектра является свойство его инвариантности по отношению к смещениям анализируемого сигнала.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Леонтьев В.К., Литвинов С.Д., Судакова Т.В. Имплантационные материалы для замещения дефектов костной и хрящевой ткани // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2003. – №2. – С. 10-19.
2. Краснов А.Ф., Литвинов С.Д. Медицинская практика применения материала «ЛитАр»: история и реальность // Ортопедия, травматология и протезирование (Харьков). – 2003. – №3. – С. 136-142.
3. Марков И.И., Литвинов С.Д., Марков А.И. Имплантационный материал «ЛитАр» индуцирует ангиогенез // Морфологические ведомости. – №1-2. – 2003. – С. 74-76.
4. Куликов А.Н., Литвинов С.Д. Имплантационный материал «ЛитАр» и сочетанная травма. Современные подходы к диагностике, лечению и реабилитации пострадавших с сочетанными повреждениями: сб. материалов Межд. конф., г. Москва, 25-26 мая 2006 г. – М.: Объединенная редакция МВД России, 2006. – С. 43-48.
5. Тарасов Ю.В., Литвинов С.Д., Серегин А.С. Применение материала «ЛитАр» в детской оториноларингологии: мат-лы XVII съезда оториноларингологов России (тезисы). – Н. Новгород, 7-9 июня 2006 г. – СПб, 2006. – С. 490.
6. Литвинов С.Д. Наноразмерный композитный материал «ЛитАр» – универсальный имплантат: монография. – Самара: Книга, 2008. – 250 с.
7. Гоноровский И.С. Радиотехнические цепи и сигналы. – М.: Советское радио, 1977. – 608 с.
8. Баскаков С.И. Радиотехнические цепи и сигналы. – М.: Высшая школа, 1983. – 536 с.
9. Переберин А.В. О систематизации вейвлет-преобразований // Вычислительные методы и программирование. – 2001. – Т. 2. – С. 15-40.
10. Бахрушин А.П. Спектральный анализ одномерных и двумерных сигналов на основе различных базисных функций. – Владивосток: Дальнаука, 2004. – 170 с.

Статья поступила в редакцию 20 мая 2009 г.

UDC 615.471

METHOD OF ASSESSMENT IMPLANTATION DYNAMICS COMPONENT «LITAR» BY ANALYZING X-RAYS THROUGH A SYSTEM IMPULSE FUNCTION

L.S. Bekasov

Samara State Technical University
244, Molodogvardeyskaya st., Samara, 443100

This article describes image processing before X-ray, reflecting the current state of the impact of the implantable component «LitAr» on damaged tissue. The proposed method allows to obtain a compressed form of an image with high resolution and thus to quantify the interaction between the implanted component of the surrounding tissue. We also show that the proposed method does not require large time consumption and is characterized by invariance with respect to the shift of data within the analyzed window.

Keywords: X-ray photograph, the matrix of numbers, the impulse of basis functions, compressed spectrum.