

А.И. Попов, С.Ф. Свиныин  
**ПРИМЕНЕНИЕ ФИНИТНЫХ БАЗИСНЫХ СПЛАЙНОВ ПРИ  
ВОССТАНОВЛЕНИИ СИГНАЛОВ  
ЭЛЕКТРОГАСТРОЭНТЕРОГРАФИИ**

---

*Попов А.И., Свиныин С.Ф.* **Применение финитных базисных сплайнов при восстановлении сигналов электрогастроэнтерографии.**

**Аннотация.** Электрогастроэнтерография — перспективный метод обследования сократительной активности органов пищеварительной системы, основанный на съеме и последующей обработке биоэлектрических сигналов. Прогресс в развитии электрофизиологических методов диагностики в последние годы во многом обеспечен возможностью компьютерной обработки измерительных сигналов. Данная статья посвящена вопросам организации измерений в электрогастроэнтерографии. Дано введение в предметную область, проанализирован информационный состав измерительных сигналов электрогастроэнтерографии, приведены диагностические показатели, получаемые в результате спектрального анализа сигналов, рассмотрены задачи автоматизации диагностики.

Предложен новый метод выбора частоты отсчетов гастроэнтерограмм, учитывающий фактор конечной длительности измерительных сеансов и спектральных свойств сигнала. В предлагаемом методе применяется разложение сигнала в виде конечной суммы финитных кардинальных В-сплайнов целых степеней. Проведен вычислительный эксперимент для определения точности восстановления сигнала при используемых в электрогастроэнтерографии параметрах измерительного сеанса.

**Ключевые слова:** базисный сплайн, конечная энергия, компактный носитель, биосигнал, автоматизированная обработка биомедицинских сигналов, электрофизиология, электрогастроэнтерография.

---

**1. Введение.** Электрофизиологические обследования [1] представляют собой важный компонент современной медицинской диагностики. При таких обследованиях количественные параметры функционирования различных органов получают в результате математической обработки электрических сигналов.

Для исследования сократительной активности органов желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) в настоящее время применяются такие электрофизиологические методы, как электрогастрография (ЭГГ) [2, 3] и электрогастроэнтерография (ЭГЭГ) [4, 5]. В современном состоянии данные методы основаны на неинвазивном (т.е. без вмешательства в организм человека) сборе электрических сигналов, содержащих информацию о моторике ЖКТ, и их последующем анализе. В ЭГГ исследуется только желудок, в ЭГЭГ — желудок и различные отделы кишечника.

Для широкого внедрения в медицинскую практику ЭГЭГ еще нуждается в развитии. Качественное развитие ЭГЭГ обеспечивается целенаправленным изменением технологий сбора и обработки данных.

Можно выделить следующие уровни работы с электрофизиологическими данными: съем сигналов, их цифровая обработка (фильтрация, вычисление значений диагностических показателей), диагностика на основе наборов значений показателей. Тенденция современной электрофизиологии — автоматизация диагностики [1] — непосредственно относится к последнему, верхнему уровню обработки данных. Однако вопросы ввода сигналов и их цифровой обработки носят фундаментальный характер, и исследования на этих уровнях не менее важны.

Обрабатываемые в ЭГЭГ сигналы отличаются наиболее низкочастотными спектрами (0,01–0,25 Гц) среди всех электрофизиологических сигналов и, соответственно, большей длительностью, обычно порядка 40 минут. Применительно к ЭГЭГ в большинстве случаев можно говорить об отсутствии разрывов в уровнях энергии внутри интервалов записей и, имея в виду их конечность во времени, рассматривать записи ЭГЭГ как сигналы, заданные на компактных носителях. Функциями с компактным носителем являются все непрерывные сигналы, обнуляющиеся при  $|t| > C$ , где  $t$  — вещественная прямая. Создается возможность обратиться к разложениям сигналов в ряды по финитным ортогональным базисам для повышения точности цифровых моделей [6, 7].

Роль обобщенных спектральных методов анализа ЭГЭГ-сигналов, опирающихся на теорию энергетических пространств сигналов, неуклонно возрастает. Цели данного исследования ставятся как повышение значимости диагностических показателей, полученных в результате автоматизации обработки электрофизиологических сигналов, и как обоснование достаточности длин цифровых выборок сигналов с учетом их спектрального состава.

**2. Современное состояние электрофизиологических методов обследования ЖКТ.** Зарубежные исследования сосредоточены на ЭГГ, то есть на изучении моторики желудка. Достаточно полное представление о современном состоянии ЭГГ дают обзорные работы [3] и [8]. К настоящему времени разработаны различные способы размещения датчиков на теле пациента — схемы отведений. Применяются как двухполюсные, так и однополюсные отведения. В качестве датчиков используются кардиографические электроды. В ходе обследования обычно последовательно проводятся два измерительных сеанса: один — натощак (30 минут), второй — после еды (60 минут). Практикуется также длительная ЭГГ (до 24 часов) с применением портативных измерительных модулей, однако в этом случае особенно остро проявляется проблема артефактов движения. Ввиду

низкочастотной природы исследуемого сигнала используются низкие частоты дискретизации. Например, в [8] описана амбулаторная измерительная система, в которой входной сигнал оцифровывается с частотой 1 Гц. Указывается на различие измерительных средств, ориентированных на медицинскую практику и на исследования. В исследовательских целях применяются многоканальные измерительные системы (до 8 каналов). Они обеспечивают возможность анализа распространения волн вдоль желудка. Непосредственная интерпретация ЭГГ-сигналов во временной области затруднена, диагностика базируется на вычислении набора параметров сигналов. Прежде всего, выявляются такие нарушения ритма, как тахикардия (повышенная частота сокращений), брадикардия (пониженная частота сокращений) и аритмия. Установлен ряд синдромов, с которыми связаны эти нарушения. Вопрос о том, являются нарушения ритма причиной синдромов или они представляют собой сопутствующий эффект, остается открытым. С точки зрения клинического значения ЭГГ сейчас рассматривается не как самостоятельный метод диагностики конкретных заболеваний, а как полезное звено в совокупности методов.

Указывается, что одной из насущных проблем ЭГГ является ее нестандартизированность. До сих пор не выработаны стандарты на схемы расположения датчиков, параметры измерительного сеанса, вид воздействия между измерениями, функциональные требования на программное обеспечение для анализа сигналов. Кроме того, определения диагностических показателей допускают различные способы их вычисления с различными итоговыми результатами.

Уникальность отечественных разработок состоит в том, что они позволяют исследовать функционирование различных отделов ЖКТ, а не только желудка. Российской промышленностью выпускается аппаратно-программный комплекс «Гастроскан-ГЭМ» (НПП «Исток-система», г. Фрязино) [9]. Портативный измерительный блок «Гастроскана-ГЭМ» позволяет проводить съем ЭГГ и ЭГЭГ-сигналов с частотой дискретизации 2 Гц. В качестве датчиков при различных схемах отведений могут использоваться как корпусные, так и наконечностные электроды. Основной протокол обследования включает два измерительных сеанса продолжительностью по 40 минут [8].

**3. Информационный состав ЭГЭГ-сигнала.** В таблице 1 приведены полосы частот сокращений, характерные для различных отделов ЖКТ [9]. В компонентах измерительного сигнала, имеющих частоты в указанных полосах, сосредоточена информация о

сократительной активности соответствующих органов. Эти компоненты будем называть гастроэнтерограммами.

Таблица 1. Полосы частот сокращений отделов ЖКТ

Название отдела	Номер отдела в ЖКТ	Полоса частот (Гц)
Толстая кишка	5	0,01 – 0,03
Желудок	1	0,03 – 0,07
Подвздошная кишка	4	0,08 – 0,12
Тощая кишка	3	0,13 – 0,17
Двенадцатиперстная кишка	2	0,18 – 0,22

На рисунке 1а представлен 10-минутный фрагмент входного ЭГЭГ-сигнала здорового добровольца. Запись выполнена при помощи измерительного блока комплекса «Гастроскан-ГЭМ» с частотой дискретизации 2 Гц. Путем полосовой фильтрации с применением цифрового фильтра Баттерворта получены гастроэнтерограммы. Они показаны на рисунке 1б – 1е. Границы полос пропускания фильтров соответствуют частотам, приведенным в таблице 1. Фильтр Баттерворта характеризуется гладкостью АЧХ в переходной зоне. При использовании других фильтров графики гастроэнтерограмм будут несколько отличаться в силу свойств этих фильтров.

Порядок фильтра для каждого отдела ЖКТ (таблица 2) выбирался таким образом, чтобы при требуемой полосе пропускания и имеющейся частоте дискретизации амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) фильтра была наиболее близка к идеальной АЧХ. Например, для полосы пропускания 0,03 Гц – 0,07 Гц (желудок) при частоте дискретизации 2 Гц данное условие достигается, когда порядок фильтра равен 5. Это проиллюстрировано на рисунке 2. Сплошной линией показан график АЧХ фильтра Баттерворта порядков 4, 5 и 6, пунктирной линией — график идеальной АЧХ. Числом  $n$  обозначен порядок фильтра.

Таблица 2. Порядок фильтра Баттерворта для отделов ЖКТ

Отдел ЖКТ	Порядок фильтра
Толстая кишка	4
Желудок	5
Подвздошная кишка	6
Тощая кишка	6
Двенадцатиперстная кишка	7

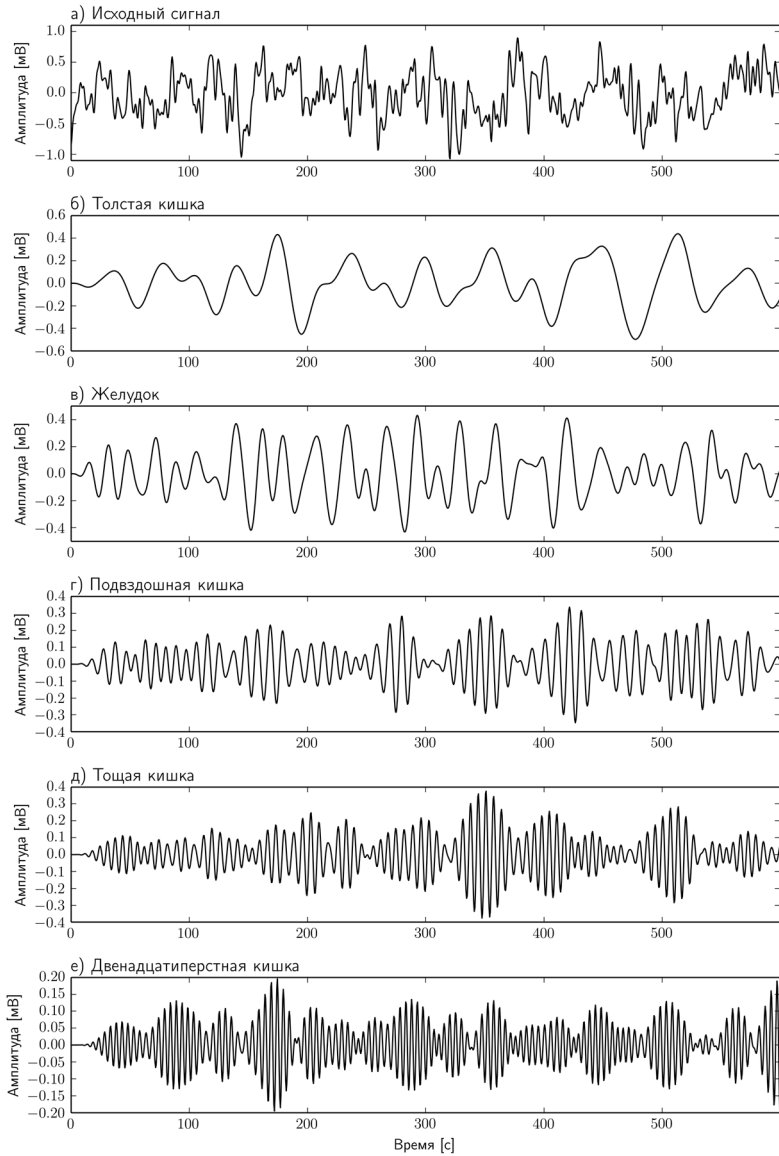


Рис. 1. Цифровая фильтрация ЭГЭГ-сигнала: а) исходный сигнал; б, в, г, д, е) гастроэнтерограммы

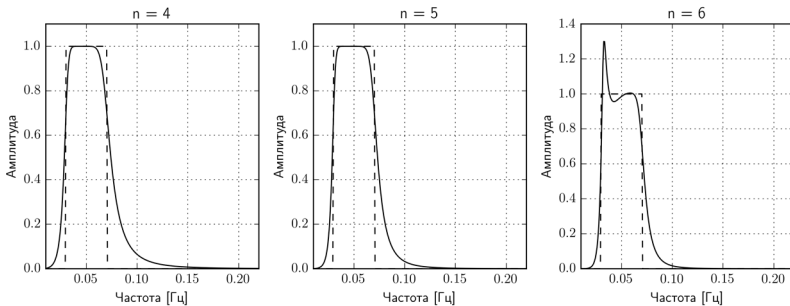


Рис. 2. Выбор порядка фильтра Баттерворта для получения гастрোগраммы из суммарного ЭГЭГ-сигнала

**4. Диагностические показатели в ЭГЭГ.** Существующее аппаратное обеспечение ЭГЭГ позволяет проводить анализ измерительных сигналов только в отложенном режиме.

Обработка сигналов ЭГЭГ в основном базируется на спектральном анализе. На рисунке 3 приведен график амплитудного спектра гастрোগраммы здорового добровольца.

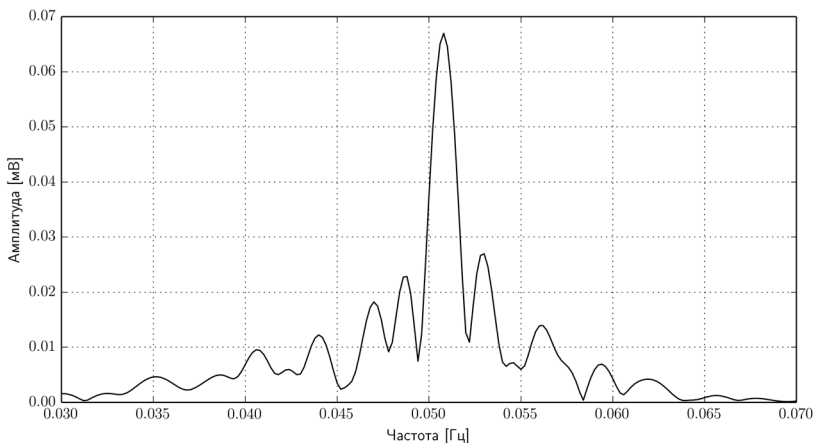


Рис. 3. Амплитудный спектр гастрোগраммы

Пусть  $N$  — количество отсчетов в ЭГЭГ-сигнале, длина сигнала;  $X$  — массив значений его амплитудного спектра, модуль результата дискретного преобразования Фурье сигнала;  $a$  и  $b$  — индексы в массиве  $X$ , соответствующие границам диапазона частот сокращений исследуемого отдела ЖКТ,  $a < b$ ;  $f_d$  — частота дискретизации в Гц.

Приведем формулы для вычисления некоторых параметров сигналов, отражающих силу, частоту и ритмичность сокращений [9, 10].

Средняя мощность:

$$P = \frac{1}{N} \sum_{k=a}^b X[k]^2. \quad (1)$$

Доминантная частота:

$$DF = \frac{f_d}{N} \arg \max_k X[k], k \in [a, b] \quad (2)$$

Другими словами,  $DF$  — это частота, которой соответствует максимальное значение амплитуды в анализируемой части спектра.

Коэффициент ритмичности:

$$K = \frac{\sum_{k=a}^{b-1} \left| |X[k+1]| - |X[k]| \right|}{\max(|X[a:b]|)(b-a-1)}. \quad (3)$$

Здесь  $X[a:b]$  обозначает фрагмент массива  $X$ , соответствующий значениям индексов от  $a$  до  $b$  включительно.

Для анализа динамики показателей в рамках одного измерительного сеанса используется оконное преобразование Фурье. Например, вычислив ряд значений доминантной частоты  $DF$  на разных участках сигнала, можно получить значение так называемого коэффициента нестабильности доминантной частоты [8]:

$$DFIC = \frac{\sigma_{DF}}{DF}, \quad (4)$$

где  $\sigma_{DF}$  — среднеквадратическое отклонение доминантной частоты, а  $\overline{DF}$  — средняя доминантная частота.

На рисунке 4 приведен пример ЭГЭГ-сигнала и его спектрограммы, полученной в результате оконного преобразования Фурье исходного сигнала с шириной окна, равной 10 мин. Более высоким значениям амплитудного спектра на спектрограмме соответствует более темный цвет. При визуальном анализе спектрограммы прослеживается стабильная доминантная частота со средним значением, несколько превышающим 0,05 Гц.

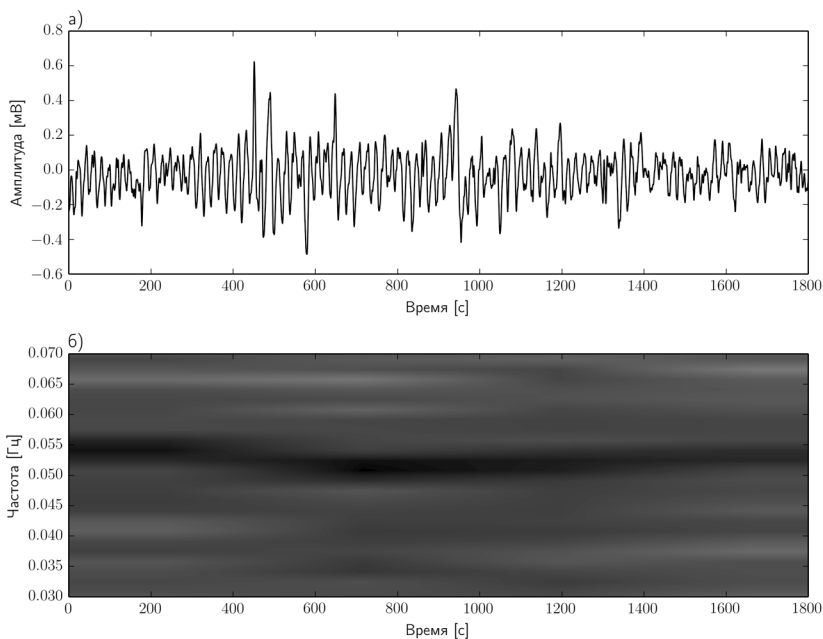


Рис. 4. Оконное преобразование Фурье ЭГЭГ-сигнала: а) исходный сигнал; б) спектрограмма

Также перспективно применение математического аппарата вейвлет-анализа для учета нестационарности ЭГЭГ-сигналов. Например, в [11] предложены варианты использования вейвлета Морле при расчете параметров (местоположение, продолжительность, частота) всплесков активности на гастроэнтерограммах для получения новых динамических характеристик исследуемых сигналов.

Для изучения реакции ЖКТ на воздействие (например, принятие пищи) в рамках одного обследования последовательно проводят два измерительных сеанса: до и после воздействия. Затем вычисляются отношения значений диагностических показателей, например,  $P_2/P_1$ , где  $P_1$  и  $P_2$  — средние мощности сигналов, полученных до и после воздействия.

При автоматизации диагностики параметры сигналов и обследований используются как признаки в методах классификации. Наиболее часто решается задача классификации с целью установления наличия нарушений в функционировании ЖКТ либо отнесения обследуемого к группе «норма». Примерами таких исследований являются [12] (искусственные нейронные сети, точность 85%) и [13] (метод опорных векторов с различными ядрами,



точность 87%). К другому типу относятся задачи уточнения диагноза при наличии заболевания, например, диагностика нарушений ритмичности сокращений желудка у больных сахарным диабетом [14] (нейронные сети, точность 97%), уточнение степени компенсации язвенного пилородуоденального стеноза [15, 16] (дискриминантный анализ, точность 97%).

**5. Оптимизация длин выборки отсчетов сигналов.** Для гастроэнтерограмм характерны большие длительности во времени (десятки минут), значительно превосходящие величины периодов их частотных составляющих. Но они являются финитными сигналами и, более того, если исключить из рассмотрения участки, соответствующие низкой сократительной активности органов, их можно назвать сигналами с компактными носителями. Напомним, что носителем функции  $x(t)$  называется замыкание множества точек, где  $x(t) \neq 0$  [17]. Так как диапазон таких сигналов ограничен, то они принадлежат классу непрерывных функций с конечной энергией, то есть выполняется условие:

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt < \infty. \quad (5)$$

Малыми буквами  $x(t)$  обозначены значения непрерывного сигнала во времени. Большой буквой  $E$  обозначена энергия сигнала на всей оси.

В широко известной статье [18] предлагался подход к решению общей проблемы финитности или инфинитности функций как непосредственно непрерывного сигнала, так и ширины полосы его частот. В ней введены понятия, облегчающие выработку оценки точности восстановленного сигнала. Первое из этих понятий определено как «сигнал, ограниченный во времени на уровне  $\varepsilon$ », а второе — как «полоса частот спектра  $(-\omega_\varepsilon, \omega_\varepsilon)$ , ограниченная на уровне  $\varepsilon$ ». Дополним эту пару определений понятием *энергии спектра сигнала  $E_\varepsilon$ , ограниченной на уровне  $\varepsilon$* . Такой уровень можно определить как значение интеграла спектральной энергии для функций, интегрируемых с квадратом, отличающееся на величину  $\varepsilon$  от полной энергии  $E$ .

Среди базисных функций, заданных на компактных носителях, особую роль играют полиномиальные базисные сплайны (В-сплайны). Доказано [19], что с их помощью можно добиться высокой степени аналитической точности и эффективной сходимости при решении задач численного анализа. С позиций использования в теории выборки

они интересны тем, что результаты их преобразований Фурье отвечают аналитическим выражениям следующего вида [20]:

$$X_B(\omega) = B(0) \left( \frac{\sin\left(\frac{\omega h}{2}\right)}{\frac{\omega h}{2}} \right)^{m+1}, \quad (6)$$

где  $B(0)$  — значение В-сплайна при  $t = 0$ ,  $h$  — расстояние между узлами сплайна (если сетка равномерная),  $m$  — степень сплайна (целое число),  $\omega$  — круговая частота. Эти выражения имеют много общего с общим членом кардинального ряда Уиттекера-Котельникова-Шеннона. Отличает их в первую очередь то, что независимой переменной является частота, а не время, и кроме того, степень  $m$  может быть больше 1.

График модуля спектральной плотности  $X_{B3}(\omega)$  кубического В-сплайна приведен на рисунке 5.

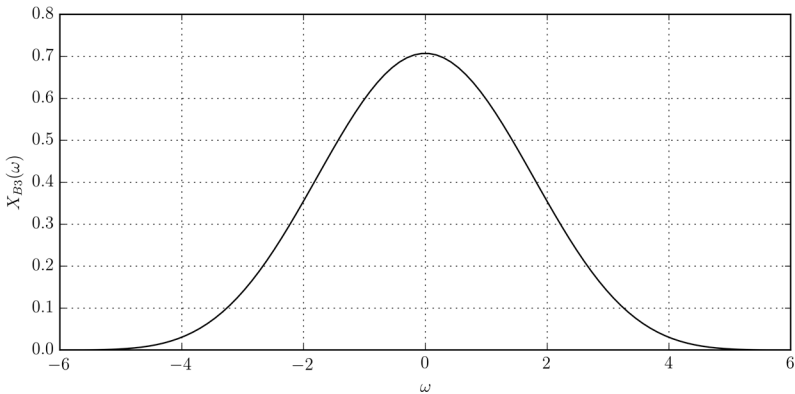


Рис. 5. Спектр одномерного кубического В-сплайна

Рассмотрим конкретную запись электрогастрограммы длительностью около 20 минут и с ограничением по уровню  $|x(t)| < 0,51$  мВ. Ее график приведен на рисунке 6.

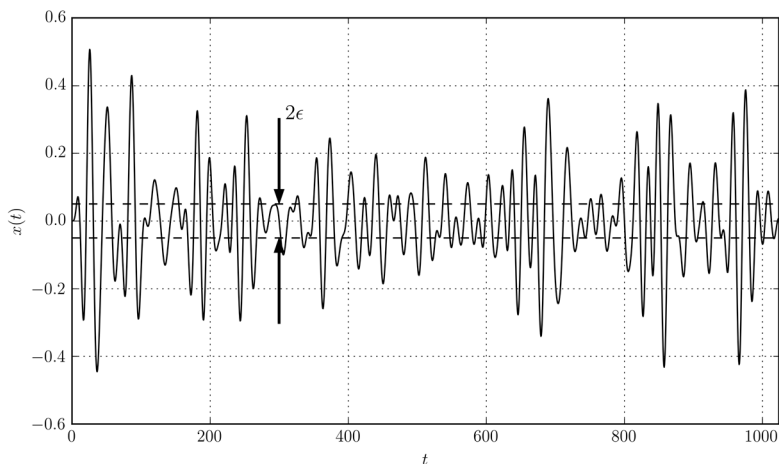


Рис. 6. Пример электрогастрограммы

Функция достаточной степени гладкости (например, подобная изображенной) может быть приближенно представлена в виде суммы «взвешенных» В-сплайнов степени  $m$  дефекта 1:

$$x(t) \cong \sum_{i=-m}^{n+m} b_i B_i(t), \quad (7)$$

где  $n$  — полное число отсчетов сигнала,  $b_i$  — значения коэффициентов ( $i = 0, 1, \dots, n$ ),  $B_i(t)$  — значение В-сплайна на текущем интервале длиной  $h$ . Графики последовательностей В-сплайнов 1-й и 3-й степени показаны на рисунке 7 при шаге между узлами  $h=1$ .

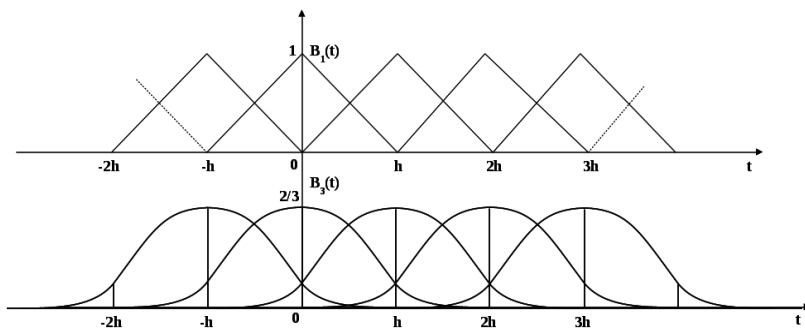


Рис. 7. Последовательности В-сплайнов 1-й и 3-й степени

Сошлемся на аналитическое выражение для спектральной плотности  $X_{as}(\omega)$  аппроксимирующей последовательности В-сплайнов, приведенное в монографии [20]. Оно получено в виде:

$$X_{as}(\omega) = \left| X_{B0}(\omega) \left| \sum_{i=-m}^{n+m} b_i \exp(-ji\omega h) \right| \right|, \quad (8)$$

Опираясь на него, можем перейти к интегральному соотношению вида:

$$\int_0^{\infty} |X(\omega)|^2 d\omega \cong \int_0^{\infty} |X_{as}(\omega)|^2 d\omega. \quad (9)$$

Здесь  $X(\omega)$  — функция спектральной плотности сигнала.

Спектры  $X(\omega)$  и  $X_{as}(\omega)$  инфинитны, а энергия последовательности, заданной на конечном интервале  $[a, b]$ , конечна. Спектральную энергию как интеграл от квадрата модуля  $X_{as}(\omega)$  можно разбить на две части — низкочастотную (НЧ) и высокочастотную (ВЧ):

$$\left( \frac{1}{\pi} \right) \int_0^{\infty} |X_{as}(\omega)|^2 d\omega = \left( \frac{1}{\pi} \right) \int_0^{\omega_c} |X_{as}(\omega)|^2 d\omega + \left( \frac{1}{\pi} \right) \int_{\omega_c}^{\infty} |X_{as}(\omega)|^2 d\omega \quad (10)$$

Частоту  $\omega_c$  назовем граничной частотой эффективной ширины полосы НЧ-спектра последовательности. Эта полоса может быть рассчитана по энергии НЧ-части, совпадающей «с точностью до  $\varepsilon$ » со значением полной энергии.

На основании известной из математического анализа теоремы об интегральных неравенствах [17] определим уровень энергии ВЧ-части последовательности:

$$\varepsilon = \frac{1}{\pi} \int_{\omega_c}^{\infty} |X_{as}(\omega)|^2 d\omega < C_1 h^2 \int_{\omega_c}^{\infty} \left( \frac{\sin(\omega h / 2)}{\omega h / 2} \right)^{2m+2} d\omega < C_1 h^2 \int_{\omega_c}^{\infty} \left( \frac{2}{\omega h} \right) d\omega = \frac{2^{m+2} C_1}{(2m+1)\pi^{2m+1}} h. \quad (11)$$

где  $C_1$  — коэффициент, зависящий от количества узлов сплайна на  $[a, b]$ , то есть шагов выборки.

Из выражения (11) следует, что энергия высокочастотных составляющих последовательности В-сплайнов, аппроксимирующей

непрерывный сигнал  $x(t)$ , пропорциональна значению шага выборки  $h$  с коэффициентом, зависящим от степени сплайна  $m$ .

Для вычисления коэффициентов интерполяционных сплайнов требуется решение систем линейных алгебраических уравнений (СЛАУ). Часто они имеют большую размерность. Для вычисления коэффициентов в узлах пограничных областей может быть применен метод коллокации, для которого достаточно применение СЛАУ малой размерности [21].

Вместе с тем в теории сплайнов разработаны так называемые «локальные» (сглаживающие) методы вычисления  $b$ -коэффициентов, не требующие решения СЛАУ, что ведет к значительному сокращению вычислительных затрат [22]. Эти методы основаны на преобразованиях конечных разностей функций. Формулы сглаживающих приближений аналогичны формулам дискретной фильтрации, используемым в частотной области («окна» Хэннинга, Кайзера, Баттерворта и др.). Они сохраняют свойства гладкости аппроксимирующих сплайнов и тот же порядок оценок точности восстановления сигналов, что и интерполяционные приближения.

В монографии [20] приведены примеры локальных сглаживающих формул вычисления  $b$ -коэффициентов кубических сплайнов для внутренних узлов с конкретными значениями весовых множителей:

— усреднение по трем текущим отсчетам функции  $x(t_i) = x_i$ :

$$b_i = \frac{1}{6}(-x_{i-1} + 8x_i - x_{i+1});$$

— усреднение по пяти текущим отсчетам:

$$b_i = \frac{1}{36}(x_{i-2} - 10x_{i-1} + 54x_i - 10x_{i+1} + x_{i+2});$$

— усреднение по семи текущим отсчетам:

$$b_i = \frac{1}{216}(-x_{i-3} + 12x_{i-2} - 75x_{i-1} + 344x_i - 75x_{i+1} + 12x_{i+2}).$$

Оценку частоты отсчетов конкретной дискретной выборки можно выполнить в одном из двух вариантов: либо при заданной частоте рассчитать полученную ошибку, либо осуществить выборку с такой необходимой частотой, чтобы ошибка восстановления сигнала не превысила заданную величину  $\varepsilon$ .

Рассмотрим случай, когда измерения произведены по всем пяти отделам ЖКТ. Шаги отсчетов задаются как целые значения,  $b$ -коэффициенты вычисляются по формуле трех отсчетов и восстановление сигнала производится по энергетическому критерию.

Интегралы энергии во времени вычисляются по формуле трапеции:

$$E_t = h \left( \frac{x_0^2 + x_n^2}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} x_i^2 \right), \quad (12)$$

интегралы спектральной энергии — по формуле:

$$E_{sp} = \left( \frac{1}{\pi} \right) \int_0^{\omega_k} |X_{as}(\omega)|^2 d\omega, \quad (13)$$

а модуль ошибки квантования во времени — по формуле:

$$E_\varepsilon = |E_t - E_{sp}|. \quad (14)$$

Результаты расчетов в процессе уменьшения величин шагов квантования по двоичному закону ( $h = 4, 2, 1$ ) сведены в таблицу 3. Отделы в таблице расположены в порядке возрастания частоты сокращений.

Таблица 3. Зависимость энергии отсчетов ЭГЭГ-сигналов от величин шагов выборки

Отдел ЖКТ	$E_{sp}$	$E_t$	$E_\varepsilon$	Относительное отклонение, %
$h = 4$				
Толстая	29,05033	29,06758	0,0172	0,06
Желудок	20,71735	21,14948	0,4317	2,04
Подвздошная	5,91264	6,68488	0,7723	11,5
Тощая	1,45773	2,40063	0,9429	–
12-перстная	0,60609	2,09175	–	–
$h = 2$				
Толстая	23,28067	23,35799	0,0773	0,33
Желудок	16,20993	16,33852	0,1285	0,79
Подвздошная	4,8168	4,88408	0,0673	1,38
Тощая	1,54968	1,62103	0,0713	4,40
12-перстная	0,99455	1,16445	0,1699	14,6
$h = 1$				
Толстая	29,0755	29,0843	0,008	0,03
Желудок	20,98009	21,0437	0,0636	0,30
Подвздошная	6,66409	6,67302	0,009	0,13
Тощая	2,38623	2,3967	0,0105	0,43
12-перстная	2,03972	2,06419	0,0245	1,19

По таблице можно проследить, как влияет изменение частоты дискретизации на показатели точности восстановления гастроэнтерограмм кубическими сплайнами. Значения спектральных энергий при шаге  $h = 4$  (это соответствует одному отсчету за 2 секунды) для двух наиболее высокочастотных энтерограмм (тощая кишка и 12-перстная кишка) свидетельствуют о том, что данный шаг вообще для них не годится. Это можно объяснить рассогласованием частоты дискретизации с собственными частотами сигналов, вследствие чего происходят потери информации и значительное уменьшение вычисленной спектральной мощности. Положение улучшается при  $h = 2$ . Относительные отклонения для данных энтерограмм получаются соответственно порядка 4% и 14%. Приемлемые результаты получаются при  $h = 1$ , что соответствует частоте дискретизации 2 отсчета в секунду.

**6. Заключение.** В работе предлагается новый метод выбора частоты отсчетов сигналов ЭГЭГ, учитывающий фактор конечной длительности сеансов измерений и спектральных свойств сигнала. Применяется разложение сигнала не в классический кардинальный ряд бесконечной длительности, а в виде конечной суммы финитных кардинальных В-сплайнов целых степеней. Известно, что оптимальной степенью в смысле наилучшей гладкости является третья [23]. Приведенные в статье результаты вычислительного эксперимента по нескольким каналам с применением аппроксимации кубическими сплайнами показали, что используемое в системе «Гастроскан-ГЭМ» отношение длительности сеанса и периода выборки сигналов позволяет снизить значения ошибок квантования во времени в некоторых каналах до уровня 0,03%.

Роль изложенного в данной статье принципа конечности энергии для решения проблемы оценки выбора шагов дискретизации непрерывных сигналов будет возрастать при анализе процессов с явными признаками нестационарности. При современных методах функциональной диагностики ЖКТ, позволяющих анализировать визуально и численно картины процессов в трехмерных пространствах «время — частота — уровень сигнала» повышается объективность оценок. Особую важность приобретают характеристики, отражающие точность оценок в области частотного аргумента. Этому способствуют математические методы оконного преобразования Фурье, а также вейвлет-преобразования.

### **Литература**

1. *Зайченко К.В., Жаринов О.О., Кулин А.Н.* Съём и обработка биоэлектрических сигналов // СПб: РИО ГУАП. 2001. 140 с.
2. *Alvarez W.C.* The electrogastragram and what it shows // JAMA. 1922. vol. 78. pp. 1116–1119.

3. *Yin J., Chen J. D. Z.* Electrogastrography: Methodology, Validation and Applications // Journal of Neurogastroenterology and Motility. 2013. vol. 19. no. 1. pp. 5–17.
4. *Ребров В.Г.* Возможности электрогастроинтестинографии при ряде заболеваний желудка и кишечника // Терапевтический архив. 1981. № 10. С. 66–70.
5. *Kosenko P.M., Vavrinchuk S.A.* Electrogastroenterography in patients with complicated peptic ulcer // Science Book Publishing House. Yelm. USA. 2013. 164 p.
6. *Khan S., Ahmad M.* A study on B-spline wavelets and wavelet packets // Applied Mathematics. 2014. vol. 5. pp. 3001–3010.
7. *Свиных С.Ф., Попов А.И.* Финитные базисные функции в задачах формирования выборок сигналов конечной протяженности // Труды СПИИРАН. 2015. № 6. С. 50–67.
8. *Riezzo G., Russo F., Indrio F.* Electrogastrography in adults and children: the strength, pitfalls, and clinical significance of the cutaneous recording of the gastric electrical activity // BioMed research international. 2013. pp. 1–14.
9. Электрогастроэнтерография: исследование электрической активности желудка и кишечника. URL: <http://www.gastroscan.ru/physician/egg/> (дата обращения: 20.08.2016).
10. *Попов А.И., Тольпин А.А., Рудалёв А.В.* Программная библиотека для цифровой обработки сигналов электрогастроэнтерографии // Информационно-измерительные и управляющие системы. 2014. №6. С. 40–45.
11. *Свиных С.Ф., Попов А.И., Рудалёв А.В.* Вейвлет-анализ и информационные технологии в задачах обработки электрогастроэнтерограмм // Труды СПИИРАН. 2013. № 27. С.129–143.
12. *Chen J., Lin Z., McCallum R.W.* Noninvasive feature-based detection of delayed gastric emptying in humans using neural networks // Biomedical Engineering, IEEE Transactions. 2000. vol. 47. no. 3. pp. 409–412.
13. *Liang H.* Application of support vector machine to the detection of delayed gastric emptying from electrogastrograms // Support Vector Machines: Theory and Applications. 2005. pp. 399–412.
14. *Kara S., Dirgenali F., Okkesim Ş.* Detection of gastric dysrhythmia using WT and ANN in diabetic gastroparesis patients // Computers in biology and medicine. 2006. vol. 36. no. 3. pp. 276–290.
15. *Косенко П.М. и др.* Математическое моделирование моторно-эвакуаторных нарушений желудочно-кишечного тракта у пациентов с язвенным пилородуоденальным стенозом // Новости хирургии. 2014. Т. 22. № 2. С. 224–229.
16. *Попов А.И., Косенко П.М.* Программа для диагностики степени компенсации стеноза по данным электрогастроэнтерографии. Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ № 2016614008. 2016.
17. *Никольский С.М.* Курс математического анализа // М.: Наука. 1973. Т.2 392 с.
18. *Слепян А.Д.* О ширине полосы // ТИИЭР. 1976. Т. 64. № 3. С. 4–14.
19. *Yang Z., Chen X., He Z.* Wave propagation modeling in one-dimension structures be the B-spline wavelet on interval finite elements // Applied Mechanics and Materials. 2012. vol. 105. pp. 3–8.
20. *Свиных С.Ф.* Теория и методы формирования выборок сигналов с инфинитными спектрами // СПб: Наука. 2016. 72 с.
21. *Li X.* Numerical solution of fractional partial diffeferential equations using cubic B-spline wavelets collocation method // Australian Communications and Media Authority. 2012. vol. 1. no. 3. pp. 159–164.
22. *Гребенников А.И.* Метод сплайнов и решение некорректных задач теории приближений // М.: Изд-во Московского ун-та. 1983. 208 с.
23. *Rakowski W.* Prefiltering in Wavelet Analysis Applying Cubic B-Splines // Intern. journal of electronics and telecommunications. 2014. vol. 60. no. 4. pp. 331–340.



**Попов Александр Игоревич** — к-т техн. наук, доцент кафедры прикладной информатики, Северный (Арктический) федеральный университет имени М.В. Ломоносова (САФУ). Область научных интересов: цифровая обработка сигналов в электрофизиологии, информационные системы, автоматизация научных исследований. Число научных публикаций — 43. [aleneus@gmail.com](mailto:aleneus@gmail.com), <http://dsplab.narfu.ru>; Набережная Северной Двины, 17, Архангельск, 163000; р.т.: 8(8182)21-61-00, Факс: 8(8182)28-76-14.

**Свиньин Сергей Федорович** — д-р техн. наук, профессор, ведущий научный сотрудник лаборатории автоматизации научных исследований, Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Санкт-Петербургского института информатики и автоматизации Российской академии наук (СПИИРАН). Область научных интересов: цифровая обработка сигналов. Число научных публикаций — 160. [svinyins@mail.ru](mailto:svinyins@mail.ru); 14-я линия В.О., 39, Санкт-Петербург, 199178; р.т.: +7(812)323-5139, Факс: +7(812)328-4450.

A.I. POPOV, S.F. SVINYIN  
**APPLICATION OF FINITE BASIS SPLINES IN  
RECONSTRUCTING ELECTROGASTROENTEROGRAPHY**

---

*Popov A.I., Svinynin S. Application of Finite basis Splines in Reconstructing Electrogastroenterography Signals.*

**Abstract.** Electrogastroenterography is the promising method of examination of the motion activity of the digestive system. It is based on the measurement and further processing of bioelectric signals. During last years the progress in the development of electrophysiological methods of diagnostics is due to the computer processing of measuring signals. This paper is devoted to the aspects of organization of measurements in electrogastroenterography. In the paper, we present an introduction to the problem domain; analyze the information structure of a measuring signal; review the diagnostics parameters obtained as a result of spectral analysis of electrogastroenterography signals; discuss the tasks of automation of diagnostics.

We propose the new method of sampling of gastroenterograms. It considers the factor of the finite length of measurement sessions and spectral properties of signals. Representation of a signal as the finite sum of finite cardinal B-splines with integer degrees is used in the method. The computer experiment for testing the accuracy of signal reconstruction with parameters of measuring session used in electrogastroenterography was conducted.

**Keywords:** basis spline, finite energy, compact support, biosignal, automated processing of biomedical signals, electrophysiology, electrogastroenterography.

---

**Popov Aleksandr Igorevich** — Ph.D., associate professor, associate professor of applied informatics department, Northern (Arctic) Federal University. Research interests: digital signal processing in electrophysiology, information systems, automation of ressearches. The number of publications — 43. aleneus@gmail.com, <http://dsplab.narfu.ru>; 17, Northern Dvina Embankment, Arkhangelsk, 163000, Russia; office phone: 8(8182)21-61-00, Fax: 8(8182)287614.

**Svinynin Sergey Fedorovich** — Ph.D., Dr. Sci., associate professor, leading researcher of laboratory for research automation, St. Petersburg Institute for Informatics and Automation of the Russian Academy of Sciences (SPIIRAS). Research interests: digital processing of biomedical signals. The number of publications — 160. svinynins@mail.ru; 39, 14-th Line V.O., St. Petersburg, 199178, Russia; office phone: +7(812)323-5139, Fax: +7(812)328-4450.

## References

1. Zajchenko K.V., Zharinov O.O., Kulin A.N. *S#em i obrabotka biojelektricheskikh signalov* [Bioelectric signal acquisition and processing]. SPb.: RIO GUAP. 2001. 140 p. (In Russ.).
2. Alvarez W.C. The electrogastrogram and what it shows. *JAMA*. 1922. vol. 78. pp. 1116–1119.
3. Yin J., Chen J. D. Z. *Electrogastrography: Methodology, Validation and Applications. Journal of Neurogastroenterology and Motility*. 2013. vol. 19. no. 1. pp. 5–17.
4. Rebrov V.G. [Abilities of electrogastrointestinography with some diseases of stomach and intestinal tract]. *Terapevticheskij arhiv – Therapeutic archives*. 1981. vol. 10. pp. 66–70. (In Russ.).
5. Kosenko P.M., Vavrinchuk S.A. *Electrogastroenterography in patients with complicated peptic ulcer*. Science Book Publishing House. Yelm. USA. 2013. 164 p.
6. Khan S., Ahmad M. A study on B-spline wavelets and wavelet packets. *Applied Mathematics*. 2014. vol. 5. pp. 3001–3010.

7. Svin'in S.F., Popov A.I. [Finite basic functions in the tasks of sampling signals of finite extension]. *Trudy SPIIRAN – SPIIRAS Proceedings*. 2015. vol. 6. pp. 50–67. (In Russ.).
8. Riezzo G., Russo F., Indrio F. Electrogastrography in adults and children: the strength, pitfalls, and clinical significance of the cutaneous recording of the gastric electrical activity. *BioMed research international*. 2013. pp. 1–14.
9. Jelektrogastrojenterografija: issledovanie jelektricheskoi aktivnosti zheludka i kishechnika [Analysis of electrical activity of the stomach and intestinal tract]. Available at: <http://www.gastroscan.ru/physician/egg/> (accessed 20.08.2016). (In Russ).
10. Popov A.I., Tjul'pin A.A., Rudal'jov A.V. [Programme library for digital signal processing in electrogastroenterography]. *Informacionno-izmeritel'nye i upravljajushhie sistemy – Information-measuring and Control Systems*. 2014. vol. 6. pp. 40–45. (In Russ.).
11. Svin'in S.F., Popov A.I., Rudal'jov A.V. [Wavelet analysis and information technologies in problems of electrogastroenterograms processing]. *Trudy SPIIRAN – SPIIRAS Proceedings*. 2013. vol. 27. pp. 129–143. (In Russ.).
12. Chen J., Lin Z., McCallum R. W. Noninvasive feature-based detection of delayed gastric emptying in humans using neural networks. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*. 2000. vol. 47. no. 3. pp. 409–412.
13. Liang H. Application of support vector machine to the detection of delayed gastric emptying from electrogastrograms. *Support Vector Machines: Theory and Applications*. 2005. pp. 399–412.
14. Kara S., Dirgenali F., Okkesim Ş. Detection of gastric dysrhythmia using WT and ANN in diabetic gastroparesis patients. *Computers in biology and medicine*. 2006. vol. 36. no. 3. pp. 276–290.
15. Kosenko P.M. et al. [Mathematical modeling of the motor-evacuation disorders of the gastrointestinal tract in patients with ulcerous pyloric duodenal stenosis]. *Novosti hirurgii – Surgery news*. 2014. Issue 22. vol. 2. pp. 224–229. (In Russ.).
16. Popov A.I., Kosenko P.M. *Programma dlja diagnostiki stepeni kompensacii stenoza po dannym jelektrogastrojenterografii* [Software for diagnostics the degree of stenosis compensation by electrogastroenterography data]. Certificate of state registration of computer programs. no. 2016614008. 2016. (In Russ.).
17. Nikol'skij S.M. *Kurs matematicheskogo analiza*. [The course of mathematical analysis.]. M.: Nauka. 1973. Issue 2. 392 p. (In Russ.).
18. Slepjan A.D. [About bandwidth] *TIIER – Institute of engineers in electronics and radiotechnics proceedings*. 1976. vol. 64. no. 3. pp. 4–14. (In Russ.).
19. Yang Z., Chen X., He Z. Wave propagation modeling in one-dimension structures be the B-spline wavelet on interval finite elements. *Applied Mechanics and Materials*. 2012. vol. 105. pp. 3–8.
20. Svin'in S.F. *Teorija i metody formirovanija vyborok signalov s infinytnymi spektrami* [Theory and methods of sampling signals with infinite spectra]. SPb: Nauka, 2016. 72 p. (In Russ.).
21. Li X. Numerical solution of fractional partial diffetential equations using cubic B-spline wavelets collocation method. *Australian Communications and Media Authority*. 2012. vol. 1. no. 3. pp. 159–164.
22. Grebennikov A.I. *Metod splajnov i reshenie nekorrektnyh zadach teorii priblizhenij* [Spline method and solving ill-posed problems of approximation theory] M.: Moscow State University. 1983. 208 p. (In Russ.).
23. Rakowski W. Prefiltering in Wavelet Analysis Applying Cubic B-Splines. *Intern. journal of electronics and telecommunications*. 2014. vol. 60. no. 4. pp. 331–340.