

Коррекция дрейфа изолинии при цифровой обработке электрокардосигнала

Аннотация

В статье рассмотрены вопросы уменьшения дрейфа электрокардосигнала (ЭКС) на основе статистической обработки сигнала. Сопоставлены результаты применения статистических методов на ограниченном временном интервале для коррекции дрейфа изолинии, основанной на аддитивной смеси составляющих дрейфа и электрокардосигнала. Дана математическая формула регрессии для аппроксимации ранжированной выборки значений одного цикла электрокардосигнала. Предложен эффективный метод устранения монотонного дрейфа изолинии, позволяющий использовать возможности программ быстрой сортировки данных.

Введение

Контроль электрокардосигнала (ЭКС) находит применение в устройствах мониторинга кардиологической диагностики состояния сердца [1], [2]. При регистрации ЭКС с помощью электродов, расположенных на торсе пациента, неизбежно воздействие помех электрической и физиологической природы. Источники помех электрической природы связаны с влиянием внешних электромагнитных полей в тракте систем регистрации ЭКС, среди которых следует выделить электрическую сеть питания с характерной частотой 50 Гц [3], [4]. Среди наиболее существенных причин происхождения низкочастотного дрейфа ЭКС следует выделить [4], [5]:

- двигательную активность пациента, в частности дыхание и работу гуморальной системы человека;
- изменение электрических свойств взаимодействия между кожей пациента и электродом, обусловленных нарушением контактов и поляризацией кожи под электродом.

Особенность дрейфа изолинии в результате физиологических воздействий состоит в случайности ее поведения и наличии монотонности, часто охватывающих несколько десятков электрокардиоциклов.

Для коррекции дрейфа изолинии достаточно часто используются способы фильтрации частот, в основу которых положена модель аддитивной смеси электрокардосигнала и помехи. Один из наиболее известных способов основан на фильтрации верхних частот, позволяющей выделить полезный кардосигнал и непосредственно подавить воздействие помехи. Другой способ состоит в выделении низкочастотной составляющей помехи и вычитании его из аддитивной смеси электрокардосигнала и помехи [5], [6]. В связи с тем, что частота сердечных сокращений находится в диапазоне 0,5...3 кГц, фильтрация частот позволяет исключить периодические низкочастотные сигналы, спектр которой составляет менее 0,4 Гц. При использовании способов фильтрации частот для коррекции монотонного дрейфа происходит перекрытие частотных спектров составляющих аддитивной смеси ЭКС и сигнала помехи, что приводит в обоих случаях к потере информации и сохранению искажений. Адаптивная фильтрация дрейфа изолинии также не находит применения из-за сложности регистрации опорного сигнала, коррелированного с сигналом помехи [4].

Сложность коррекции дрейфа связана с тем, что достаточно часто монотонный дрейф изолинии наблюдается за промежутки времени более 30 с. Стохастический характер и монотонность дрейфа изолинии, вызванного физиологическими воздействиями, обуславливают необходимость создания нетривиальных методов цифровой обработки сигнала.

Сложность коррекции дрейфа связана с тем, что достаточно часто монотонный дрейф изолинии наблюдается за промежутки времени более 30 с. Стохастический характер и монотонность дрейфа изолинии, вызванного физиологическими воздействиями, обуславливают необходимость создания нетривиальных методов цифровой обработки сигнала.

Модель аддитивной смеси дрейфа изолинии и электрокардосигнала

При построении методов коррекции дрейфа изолинии используют аддитивную модель, согласно которой любое значение отсчетов U_i рассматривается в виде аддитивной смеси составляющих дрейфа изолинии Ψ_i и ЭКС $U_{ЭКCi}$ [7]:

$$U_i = U_{ЭКCi} + \Psi_i \quad (1)$$

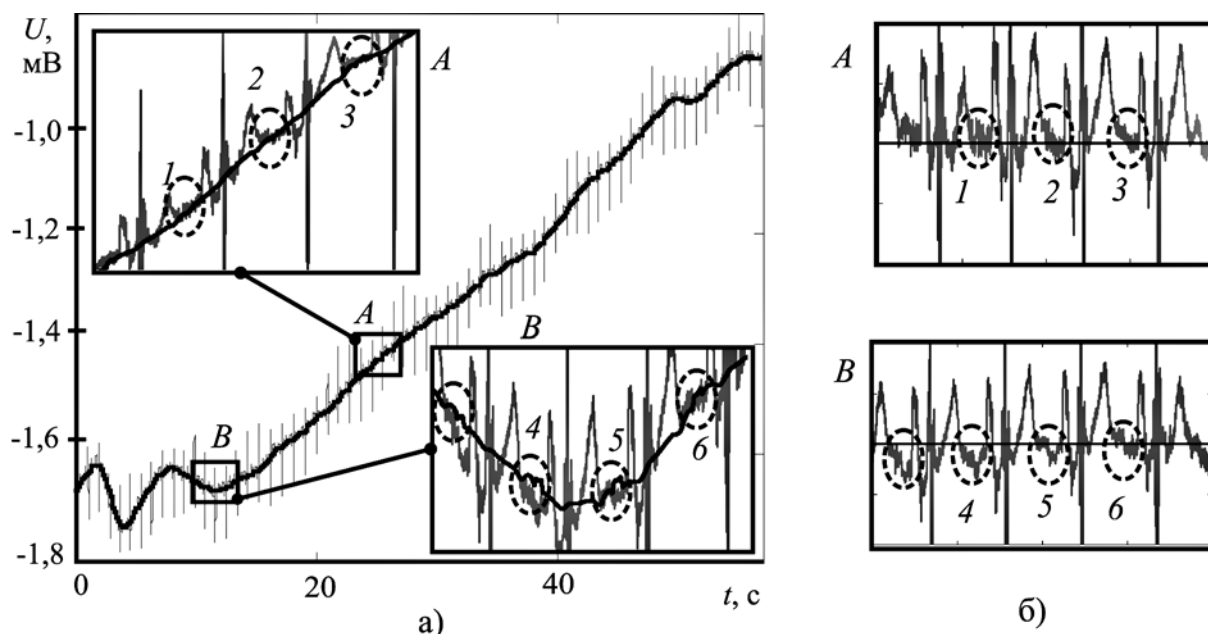


Рис. 1. Коррекция дрейфа изолинии ЭКС методом скользящего среднего:
а) аппроксимации дрейфа изолинии ЭКС; б) примеры выделения составляющих ЭКС в областях А и В

Такой подход позволяет выделить дрейф изолинии и скорректировать его влияние на полезную составляющую ЭКС $U_{\text{ЭКС } i}$ путем вычитания значений составляющей дрейфа изолинии Ψ_i из измеренных результатов U_i .

В современной технике для уменьшения влияния дрейфа изолинии применяют методы статистической обработки сигналов, проводимой на ограниченном интервале времени, который принято называть скользящим окном.

Метод скользящего среднего

На *рис. 1а* дан пример реального сигнала ЭКС с характерным дрейфом изолинии. Так как значения ЭКС зависят от интенсивности работы организма, то для медленно изменяющейся составляющей дрейфа Ψ_i значения ЭКС рассматриваются как случайные. Тогда, для исключения случайной составляющей при оценке значений составляющей дрейфа изолинии в области i -го значения, необходимо выделить интервал переменных, равный одному циклу ЭКС.

Среди методов коррекции дрейфа изолинии при анализе временных рядов наибольшее распространение получили методы скользящего среднего [4], [7]. Общая форма для расчета i -го скользящего среднего значения $\bar{\Psi}_i$, принимаемого в качестве составляющей дрейфа изолинии, задается следующим образом:

$$\bar{\Psi}_i = \sum_{k=0}^S b_k \cdot U_{i+S-k}, \quad (2)$$

где b_k – коэффициент веса значения в скользящем окне; $(2S + 1)$ – количество значений в скользящем окне; k – порядковый номер значения: $k = 0, 1, \dots, (2S + 1)$.

Математически скользящее среднее является одним из видов свертки, что определяет его свойства, подобные фильтру низких частот. Скользящее среднее рассчитывается путем усреднения всех значений выделенного интервала переменных и принимается в качестве оценки i -го значения $\Psi_{\text{ср } i}$ составляющей дрейфа изолинии. Совокупность скользящих средних, полученных за время наблюдения сигнала, вычитается из аддитивной смеси составляющих дрейфа изолинии и ЭКС. Для дальнейшего анализа сигнала важно поведение линии дрейфа в пределах отдельного кардиоцикла. Для этого на *рис. 1б*, в показаны участки дрейфа изолинии в области монотонно возрастающего участка дрейфа и в области ее экстремума соответственно. Основной недостаток метода скользящего среднего состоит в наличии смещения среднего значения относительно изолинии, зависящего от интенсивности сигнала и помехи. Этот недостаток проявляется при прохождении экстремумов,

вызывая искажение сглаживаемой функции и, как следствие, сохранение искажений ЭКС.

Среди недостатков данного способа следует также отметить появление сингулярных разложений функции, обусловленное тем, что среднее дважды реагирует на помеху, т. е. когда отсчет с помехой попадает внутрь скользящего окна обработки и когда помеха выходит из скользящего окна. Области сингулярности хорошо просматриваются во временном интервале одного цикла ЭКГ при нелинейном дрейфе. На *рис. 1* такие участки обозначены цифрами 1-6.

Метод скользящей медианы

На практике для выделения монотонных составляющих используют метод скользящей медианы, для которого принцип коррекции дрейфа изолинии ЭКС состоит в следующем. Для i -го момента времени выделяется массив данных S , соответствующих временному интервалу одного цикла ЭКС. Значение для i -го момента времени соответствует середине временного интервала, ограниченного одним циклом ЭКС. Временной интервал в области i -го значения представляет собой скользящее по массиву сигнала временное окно, внутри которого выборка значений ранжируется, после чего возвращается элемент, расположенный в центре массива [8]. Принцип коррекции дрейфа изолинии ЭКС с помощью метода скользящей медианы представлен на *рис. 2а*, где 1 – зависимость ЭКС; 2 и 3 – кривая для значений ранжированной в порядке возрастания и в порядке убывания выборки соответственно; 4 – аппроксимация в области значений медианы m .

Специфическая особенность метода скользящей медианы состоит в том, что медианные значения наиболее приближены к линии дрейфа, которая слабо изменяется в течение одного цикла ЭКС. Для выборки, полученной за время одного цикла, в центре ранжированного ряда расположены значения, соответствующие состоянию покоя, т. е. интервалу ЭКС между зубцами T и P . Кривая ранжированного ряда пересекает линию дрейфа в точке медианы. Избирательность метода скользящей медианы можно объяснить следующим свойством. Произвольная немонотонная составляющая последовательность чисел в пределах окна ранжируется в порядке возрастания или убывания, т. е. претерпевает последовательность нелинейных перестановок. При этом монотонная составляющая последовательности чисел уже однозначно ранжирована и не подвергается изменению. Тогда значения центра монотонной последовательности чисел при применении метода скользящей медианы остаются без изменения. Следовательно, остаются без изменения положения точек линии монотонного дрейфа изолинии.

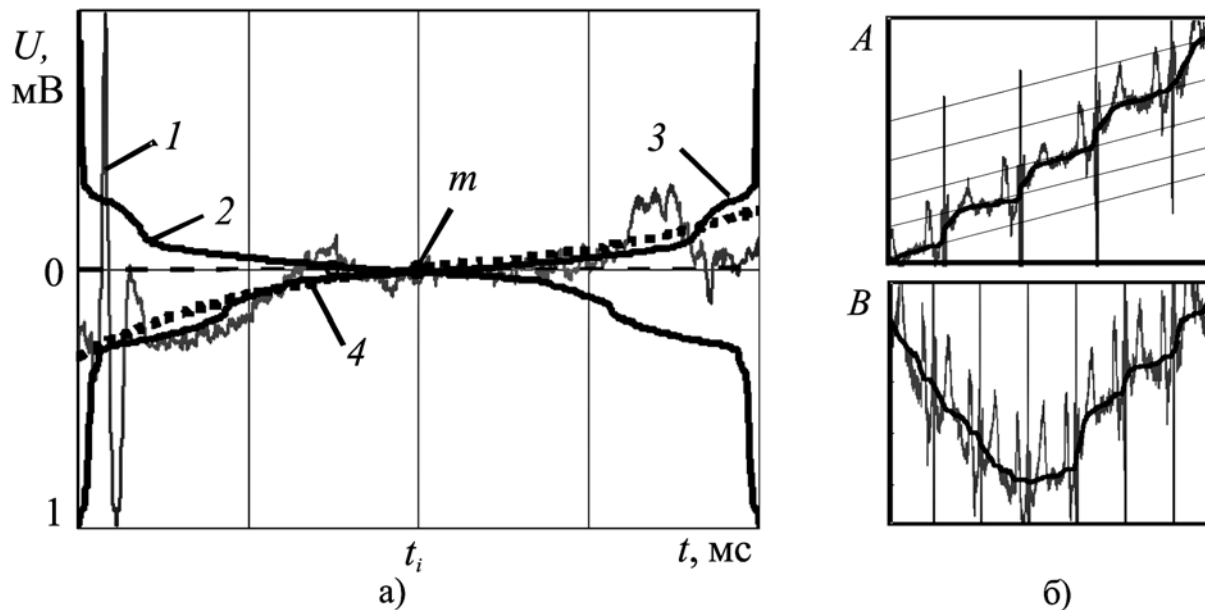


Рис. 2. Аппроксимирующие кривые для метода скользящей медианы: а) аппроксимации ранжированной выборки в скользящем окне; б) аппроксимации дрейфа изолинии ЭКС методом скользящей медианы

Тогда если выбрать при возрастающем монотонном дрейфе направление ранжирования в порядке убывания значений, то кривая аппроксимации ранжированных в скользящем окне данных пересечет линию дрейфа изолинии в точке положения медианы, что и иллюстрирует кривая 2 на рис. 2а. Это свойство и положено в основу коррекции дрейфа изолинии методом скользящей медианы.

Для ранжированной выборки значений U , полученной в течение одного кардиоцикла, возможна аппроксимация с помощью статистического ряда [9]

$$u(t) = Me(U) + \sigma(U) \times \left[\frac{\tau_{1/2} - t}{\Delta\tau \cdot 1!} + As(U) \frac{(\tau_{1/2} - t)^2}{\Delta\tau^2 \cdot 2!} + Ex(U) \frac{(\tau_{1/2} - t)^3}{\Delta\tau^3 \cdot 3!} \right], \quad (3)$$

где $u(t)$ – потенциал статистического ряда для момента времени t наблюдения кардиоцикла; $Me(U)$, $\sigma(U)$, $As(U)$, $Ex(U)$ – медиана, среднее квадратическое отклонение, асимметрия и эксцесс, рассчитанные для выборки U значений, полученной в течение одного кардиоцикла; $\tau_{1/2}$ – интервал времени, равный половине периода τ_n одного сердечного сокращения; $\Delta\tau$ – варьируемый интервал времени, найденный из соотношения

$$\Delta\tau = k \cdot \tau_n, \quad (4)$$

где k – коэффициент вариации, найденный на основе методов минимизации отклонения для разности результатов, вычисленных с помощью выражения (3) для моментов времени t_i , и соответствующих значений ЭКГ ранжированной выборки: $k = 0,6 \dots 0,9$.

Применение статистического ряда (3) позволяет рассматривать аппроксимацию значений ранжированной выборки в качестве регрессии кардиосигнала и использовать для контроля изменчивости значений, которые происходят в течение одного цикла ЭКС.

Таким образом, благодаря операции ранжирования метод скользящей медианы хорошо подавляет шумы и помехи, протяженность которых составляет менее половины окна для выборки значений в окрестности i -го отсчета. По этой причине при выборе времени интервала для скользящего окна, равно одному кардиоциклу, зубцы ЭКС воспринимаются как по-

меха и подавляются, что позволяет выделить низкочастотный дрейф изолинии ЭКС.

Особенности поведения аппроксимирующей кривой, построенной с помощью метода скользящей медианы, иллюстрирует рис. 2б для областей A и B дрейфа изолинии (обозначения даны в соответствии с рис. 1). Из анализа иллюстраций A и B рис. 2б следует, что кривая дрейфа изолинии, полученная по методу скользящей медианы, хорошо аппроксимирует TP -интервалы ЭГС. Переход между аппроксимациями TP -интервалов происходит в момент повышения электрической активности сердца, что можно связать с физиологическими моделями изменения концентраций солей.

Совершенствование метода скользящей медианы

Авторами работы предложено усовершенствовать метод скользящей медианы путем расширения окна ранжирования до размеров, равных монотонному участку дрейфа. В основу усовершенствованного метода положено свойство медианы сохранять свое положение, если ее значение совпадает со значением монотонной функции дрейфа. Формально эффект ранжирования для монотонного участка дрейфа определен технологией ранжирования функций, которую хорошо иллюстрирует «пузырьковая» методика [9]. Суть методики состоит в том, что в массиве данных постоянно сравниваются два соседних значения и при нарушении неравенства ранжирования эти значения меняются местами. Согласно методике ранжирования, после одного перебора данных выборки значений каждый элемент сравнивается с двумя соседними элементами, что подобно методу скользящей медианы, состоящей из трех значений. При проведении операции ранжирования значение, соответствующее медиане выборки из трех соседних значений, остается неподвижным, если из трех соседних значений среднее значение наиболее приближено к значению составляющей дрейфа в этой точке. Если все значения расставлены в порядке возрастания и наиболее приближены к кривой дрейфа, то при очередном переборе данных не происходит каких-либо перестановок значений. В этом случае ранжированная выборка принимается в качестве аппроксимации составляющей дрейфа изолинии ЭКС. Несмещенная составляющая ЭКС находится как разница выборки значений отсчетов, полученных с электродов, и ранжированной выборки тех же данных.

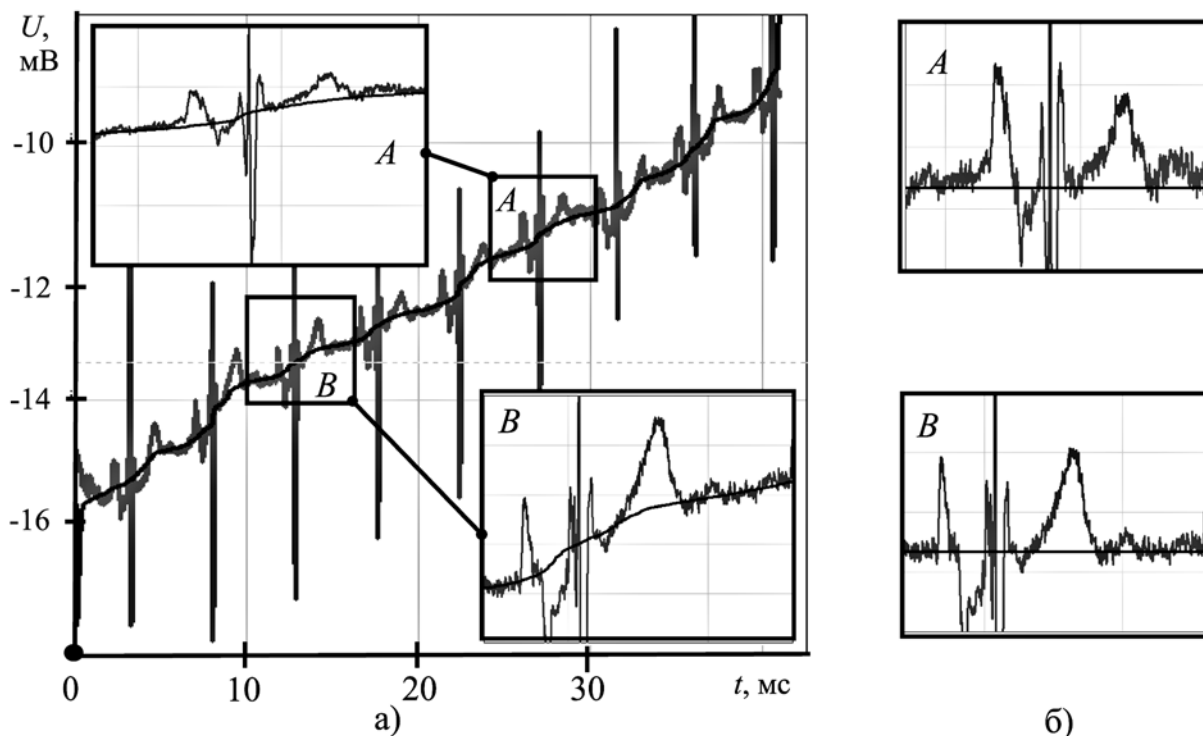


Рис. 3. Выделение монотонного дрейфа изолинии методом ранжирования данных: а) аппроксимации дрейфа изолинии ЭКС методом ранжирования выборки; б) результат снижения монотонного дрейфа методом ранжирования выборки

На рис. 3а показан пример применения операции ранжирования к монотонно возрастающему дрейфу изолинии ЭКС, наблюдаемому в течение 1 мин. Там же показаны примеры поведения функции дрейфа изолинии в двух характерных областях *A* и *B* при их масштабном увеличении, из которых следует, что метод ранжирования данных монотонного участка *TP*-участков. Пунктирные линии в области *A* иллюстрируют касательные к аппроксимациям дрейфа для *TP*-участков ЭКС. В промежуток времени активности миокарда происходит увеличение скорости изменения функции дрейфа.

Результат уменьшения дрейфа изолинии ЭКС посредством выделения составляющей дрейфа методом ранжирования данных на монотонно возрастающем участке показан на рис. 3б. Области *A* и *B* рис. 3а соответствуют выделенным участкам экспериментального ЭКС рис. 3б.

Основное достоинство способа состоит в том, что к достаточно длительному периоду применяется операция сортировки данных только один раз. При этом могут быть использованы методы обменной сортировки данных, такие как обменная сортировка с разделением (метод Бэтчера), быстрая сортировка Хоару (quicksort), поразрядная сортировка, асимптотические методы сортировки и др. Современные методы быстрой сортировки хорошо освещены в работе Дональда Кнута [11].

Заключение

Таким образом, рассмотренные статистические методы обеспечивают коррекцию дрейфа изолинии электрокардиосигнала. Наиболее приемлемым по критерию быстродействия является усовершенствованный метод скользящей медианы.

Список литературы:

1. *Калакутский Л.И., Манелис Э.С.* Аппаратура и методы клинического мониторинга. – М.: Высш. школа, 2004.
2. *Алдонин Г.М.* Автономный мониторинг комплекса параметров сердечно-сосудистой системы // Медицинская техника. 2012. № 6 (276). С. 14-17.
3. *Тычков А.Ю., Чураков П.П., Кривоногов Л.Ю.* Автоматизированная система обработки и анализа электрокардиосигналов в условиях интенсивных помех различного вида // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. 2011. № 1 (17). С. 117-125.

4. *Рангайян З.М.* Анализ биомедицинского сигнала. Практический подход / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко. – М.: Физматлит, 2007.
5. *Блинов П.А., Михеев А.А.* Анализ методов компенсации дрейфа изолинии электрокардиосигнала // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2009. № 30. С. 94-97.
6. *Кривоногов Л.Ю., Тычков А.Ю.* Подавление помех в электрокардиосигналах на основе разложения по эмпирическим модам // Известия ЮФУ. Технические науки. 2010. № 8 (109). С. 127-133.
7. *Брандт З.* Анализ данных. Статистические и вычислительные методы для научных работников и инженеров. – М.: Мир, Издательство АСТ, 2003. 686 с.
8. *Хуанг Т.С. и др.* Быстрые алгоритмы в цифровой обработке изображений. Преобразования и медианные фильтры. – М.: Радио и связь, 1984. 224 с.
9. *Полосин В.Г.* Способ статистического анализа электрокардиографической информации // Известия ЮФУ. Технические науки. 2014. № 10 (159). С. 120-126.
10. *Андерсон Т.* Статистический анализ временных рядов. – М.: Мир, 1976. 765 с.
11. *Кнут Д.* Искусство программирования. Т. 3. Сортировка и поиск / 2-е изд. – М.: Вильямс, 2007.

Виталий Германович Полосин,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра «Физика»,
Олег Николаевич Бодин,
д-р техн. наук, профессор,
Антон Геннадьевич Иванчуков,
аспирант,
кафедра «Информационно-вычислительная
техника и метрология»,
Фагим Касымович Рахматуллин,
д-р мед. наук, профессор,
зав. кафедрой «Внутренние болезни»,
Пензенский государственный университет,
г. Пенза,
e-mail: bodin_o@inbox.ru

ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ, РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!

ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСАТЬСЯ НА ЖУРНАЛ «МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»

НА 2016 ГОД.

Индекс по каталогу «Роспечать» – 72940.

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

Стоимость подписки : 1200 руб. – за один номер,

3600 руб. – на первое полугодие 2016 года (3 номера), 7200 руб. – на 2016 год (6 номеров).

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