

АЛГОРИТМ ОЦЕНКИ ОСНОВНЫХ ВРЕМЕННЫХ ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОМИОГРАММ ТОНКОЙ КИШКИ МЕТОДОМ СКОЛЬЗЯЩЕГО УСРЕДНЕНИЯ

Жеребцов А.В., лаборант-исследователь лаборатории экспериментальной патологии НИИ СП им. Н.В. Склифосовского, г. Москва, e-mail: alexey1235@mail.ru;

Каменецакая М.М., студентка Московского физико-технического института;

Тропская Н.С., доктор биологических наук, ведущий научный сотрудник лаборатории экспериментальной патологии НИИ СП им. Н.В. Склифосовского, e-mail: ntropskaya@mail.ru.

ALGORITHM FOR AN ASSESSMENT OF THE MAIN TIME PARAMETERS OF SMALL INTESTINAL ELECTROMYOGRAMS BY THE MOVING AVERAGE METHOD

Zherebtsov A.V., Kamenetskaya M.M., Tropkaya N.S.

This work is about analysis and automated processing electromyography signals of rats intestinal smooth muscles in chronic experiments. A duration of phase III migrating myoelectric complex (MMC) and a period of cycle MMC were selected as sufficient main time parameters of MMC. Calculations root mean square of moving windows is the main method of the developed algorithm quantitative analysis main parameters of small intestine MMC. The proposed algorithm shows high accuracy (The percentage differences between the calculation and the visual expert analysis of the duration phase III and the period of cycle MMC is 6,5 % and 6,7 % respectively).

Key words: Small intestinal electromyogram, migrating myoelectric complex, automated processing signal, moving average, threshold method.

Ключевые слова: электромиограмма тонкой кишки, мигрирующий миоэлектрический комплекс, автоматизированная обработка сигналов, скользящее среднее, пороговый метод.

Введение

Метод электромиографии с вживлённых электродов в серозно-мышечный слой стенки кишечника используется в основном в эксперименте и позволяет как в острых, так и хронических опытах регистрировать внеклеточные потенциалы, генерируемые гладкомышечными клетками [0, 2]. Необходимо подчеркнуть, что мигрирующий миоэлектрический комплекс (в дальнейшем ММК) является основным маркером нормальной голодной перистальтики тонкой кишки. Период цикла ММК составляет 90-120 минут у человека и собак и 10-20 минут у крыс [0]. Цикл ММК имеет три фазы. Фаза I (покоя) в тонкой кишке характеризуется относительным отсутствием спайковых потенциалов по сравнению с другими фазами и составляет 40-60 % от общей продолжительности цикла. Фаза II (нерегулярной активности) занимает около 20-30 % от общей продолжительности цикла и характеризуется увеличением интенсивности спайковых потенциалов, но они регистрируются не на каждой медленной волне. Фаза III (регулярной, ритмической активности) характеризуется внезапным и стабильным появлением пачек высокоамплитудных спайковых потенциалов на каждой медленной волне. По сравнению с другими фазами в фазу III наблюдаются спайковые потенциалы максимальной

Работа связана с анализом и автоматизированной обработкой электромиографических сигналов, регистрируемых с гладких мышц кишечника крыс в условиях хронического эксперимента. Основными временными параметрами электромиограмм, достаточными для анализа мигрирующего миоэлектрического комплекса (ММК) тонкой кишки, выбраны длительность III фазы и период цикла ММК. На основе метода среднеквадратичного значения на скользящем временном окне разработан алгоритм количественного анализа основных параметров ММК тонкой кишки. Предложенный алгоритм показывает высокую степень точности (процент расхождения вычисления длительности III фазы и периода ММК по сравнению с визуальной экспертной оценкой составляет 6,5 % и 6,7 % соответственно).

амплитуды и максимальной длительности. Окончание фазы III характеризуется внезапным исчезновением пачек спайковых потенциалов [7]. Именно фаза III заслуживает наибольшего внимания, так как ее наличие свидетельствует о том, что в кишке происходят значительные сокращения, способствующие освобождению просвета кишки от остаточной пищи, а также предотвращающие бактериальный рост [4, 6]. Кроме того, продолжительность III фазы отличается значительной стабильностью по сравнению с другими фазами, и она служит ориентиром при распространении комплекса по тонкой кишке.

При различных патофизиологических ситуациях ММК претерпевает различные изменения, вплоть до его исчезновения, поэтому необходимость в длительных электромиографических записях электрической активности тонкой кишки увеличивается. Однако сложность природы электрических сигналов и значительный объем дан-

ных, содержащихся в длительных записях (до нескольких часов), приводит к проблеме анализа электромиографических сигналов, которая до сих пор окончательно не решена. Анализ литературных данных свидетельствует о том, что существующие алгоритмы оценки основных параметров ММК основаны либо на «лингвистическом» подходе с введением математических функций для описания основных состояний электромиограмм [10], либо используют пороговый метод для идентификации отдельных спайков или пачек спайков [5, 8]. Но при применении таких подходов на реальных электромиографических кривых возникают большие ошибки, так как вместе со спайками идентифицируются и артефактные составляющие кривых. Борьба с артефактами в большинстве случаев приводит к значительному возрастанию сложности алгоритма. Минимальная ошибка определения длительности III фазы и периода ММК в существующих алгоритмах составляет 10 %.[9] В данной работе выбран алгоритм усреднения электромиограмм на скользящем временном окне, на порядок большем, чем длина пачки спайков. Предполагается, что большие временные окна при использовании метода скользящего среднего будут нивелировать влияние артефактов на определение длительности III фазы и периода ММК пороговым методом.

Материалы и методы

Проведен ретроспективный анализ 13-ти часовых электромиограмм, зарегистрированных с игольчатых электродов, вживленных в серозно-мышечную оболочку тонкой кишки здоровых крыс. Электромиограммы были получены при проведении хронических экспериментов в условиях 18-ти часовой пищевой депривации в лаборатории экспериментальной патологии НИИ СП им. Н.В. Склифосовского. Все отобранные для анализа электромиограммы были записаны с помощью монополярной схемы отведения электродов. Частота дискретизации оцифрованной записи составляла 250 Гц. Цифровые фильтры, применяемые во время записи электромиограмм, включали высокочастотный фильтр – 0.1 Гц и низкочастотный фильтр – 35 Гц.

В данной работе анализировалась длительность фаз III ММК и их положение на электромиографическом сигнале. При нормальной перистальтической работе кишечника наблюдается ритмичное возникновение ММК. Их появление можно охарактеризовать наличием фаз III ММК, обладающих стабильной длительностью и частотой появления (рис. 1). Зная время окончания смежных фаз III ММК, возможно рассчитать и период всего ММК. Появление III фазы ММК характеризуется стабильной высокоамплитудной спайковой активностью, появляющейся на каждой медленной волне (рис. 2). Исходя из этого предположения, с определённой точностью визуально определяется начало и конец III фазы ММК. В данной работе перед построением и применением алгоритма, всем отобранным электромиографическим кривым была дана экспертная визуальная оценка и отмечены временные характеристики ММК анализируемых электромиограмм.

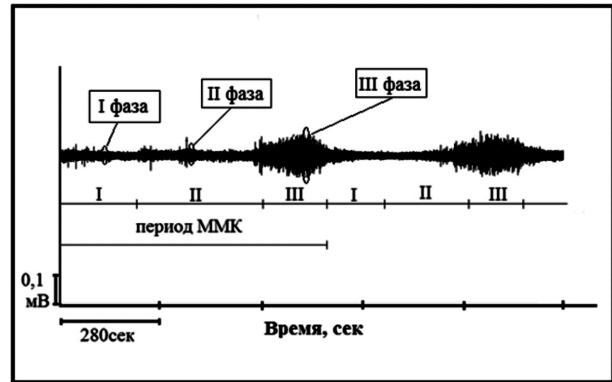


Рис. 1. Фазы мигрирующего миоэлектрического комплекса (ММК) в норме

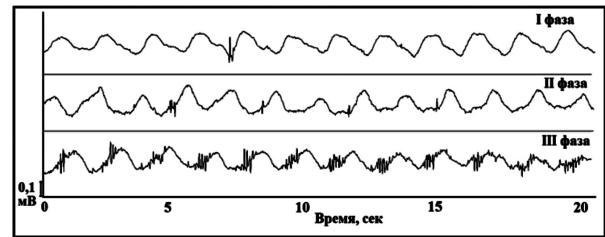


Рис. 2. Медленные волны и пиковые потенциалы в различные фазы ММК (представлены выделенные овалом фрагменты записи из рисунка 1 в другом масштабе)

При создании алгоритма автоматического расчёта длительности III фазы за критерий её идентификации было выбрано наличие регулярной спайковой активности. На первом этапе к каждой электромиограмме были применены низкочастотные и высокочастотные фильтры с бесконечной импульсной характеристикой. Величины отсека частот для фильтров были выбраны исходя из предположений того, что низкочастотная составляющая (медленные волны) электромиографического сигнала тонкого кишечника крыс находится в области порядка 0,6 Гц, а высокочастотная составляющая (спайковые потенциалы) находится в области порядка 12 Гц. Таким образом, используя фильтр высоких частот с частотой среза 7 Гц, была удалена не имеющая значения в данном исследовании медленноволновая компонента сигнала, а использование фильтра низких частот с частотой среза 15 Гц позволило удалить высокочастотные артефактные составляющие сигнала. Следующим шагом было выполнено усреднение электромиограмм методом скользящего окна двумя способами: расчётом абсолютного среднего значения на окне и расчётом среднеквадратичного значения на окне. Преобразование сигнала в первом случае производилось по формуле:

$$X(Av)_i = \frac{1}{2N+1} \sum_{k=i-N}^{i+N} |x_k|,$$

где i, k – отсчёты преобразованного и исходного сигнала соответственно, $2N+1$ – количество отсчётов, соответствующих длине выбранного окна, x_k – величины исходного сигнала, $X(Av)_i$ – величины сигнала, полученного в ходе преобразования (рис. 3).

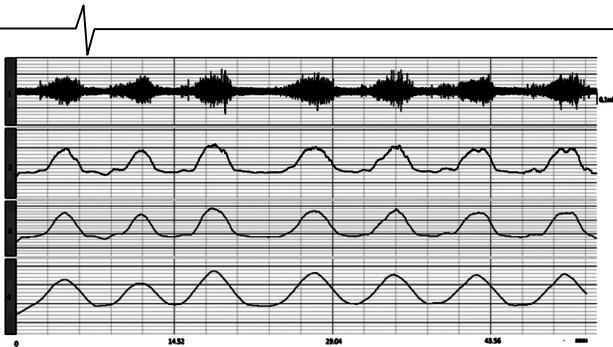


Рис. 3. Метод абсолютного среднего значения:

- 1 – электромиограмма после фильтрации
- 2, 3, 4 – преобразование электромиограммы методом абсолютного среднего значения на различных скользящих окнах (30, 60, 180 соответственно)

Во втором случае преобразование сигнала производилось по формуле:

$$X(RMS)_i = \sqrt{\frac{1}{2N+1} \sum_{k=i-N}^{i+N} x_k^2},$$

где i, k – отсчёты преобразованного и исходного сигнала соответственно, $2N+1$ – количество отсчётов, соответствующих длине выбранного окна, x_k – величины исходного сигнала, $X(RMS)_i$ – величины сигнала, полученного в ходе преобразования (рис. 4).

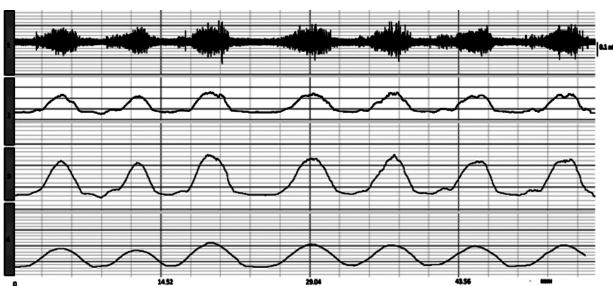


Рис. 4. Метод среднеквадратичного значения:

- 1 – электромиограмма после фильтрации;
- 2, 3, 4 – преобразование электромиограммы методом среднеквадратичного значения на различных скользящих окнах (30, 60, 180 соответственно)

Каждое из преобразований было последовательно выполнено на трёх окнах длиной 30, 60 и 180 секунд. При подборе скользящего окна руководствовались двумя принципами. Во-первых, необходимо, чтобы окно было небольшой длительности, и порядок его величины соответствовал длине нескольких медленных волн, т.к. наибольший интерес представляет изменение интенсивности спайковой активности на длительном промежутке времени. Увеличивая окно, теряется точность определения границ изменения интенсивности спайковой активности. Во-вторых, порядок величины окна должен быть достаточно большим, чтобы уменьшить влияние незначительных шумовых и артефактных составляющих за счёт усреднения сигнала. Окно длительностью 30 с было выбрано в связи с тем, что его длина значительно превышает период одной медленной волны, и при этом меньше длины III фазы ММК. Окно длительностью 60 с соответствует минимальной длине III фазы ММК, а окно 180 с соответствует средней длине III фазы ММК в норме. Окна больше 180 с не рас-

считывались, так как они превышают среднюю длину III фазы ММК и могут включать в себя другие фазы данного ММК или соседних ММК.

Для расчёта пороговой величины было произведено визуальное сопоставление III фазы ММК исходного сигнала и соответствующего участка преобразованного сигнала для двух способов преобразования на всех вышеперечисленных окнах. На исходном сигнале отмечалось время начала III фазы одного из ММК, и ему сопоставлялось значение преобразованного сигнала N_i . Аналогично были найдены значения преобразованных сигналов, соответствующие концу фаз III – K_i , где i – порядковый номер III фазы, встречающейся в исследуемом сигнале. Также находили значения максимумов для каждого пика, соответствующего III фазе ММК на преобразованном сигнале (max_i). Схематически процесс сопоставления исходного сигнала и преобразованного изображён на рис. 5.

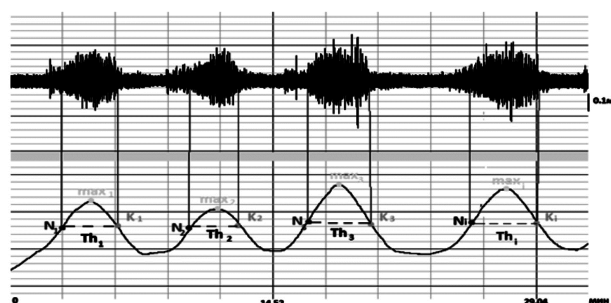


Рис. 5. Выявление начала и конца III фазы ММК на преобразованном сигнале

Полученные в результате сопоставления исходных электромиограмм данные были преобразованы по формуле $Th_i = \frac{N_i + K_i}{2 * max_i} * 100 \%$, где Th_i – относительный

пороговый уровень, соответствующий i -й III фазе ММК. Затем было произведено усреднение относительных пороговых значений (Th_i) на 13 электромиограммах для двух способов преобразований, на всех вышеперечисленных окнах. Стандартное отклонение от среднего для каждого метода вычислялось по формуле:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_i^N (Th_i - \bar{Th})^2}{N}},$$

где \bar{Th} – усреднённое относительное пороговое значение по всем экспериментам, Th_i – относительное пороговое значение, рассчитанное для каждой III фазы ММК отдельно, N – общее количество фаз III ММК, идентифицированных на всех электромиографических сигналах, исследуемых в данной работе.

Результаты

Результаты усреднения двумя методами на различных окнах отображены в табл. 1.

Расчёты показывают, что для метода среднеквадратичного отклонения на скользящем временном окне длительностью 180 с, наблюдается наименьший разброс относительных пороговых значений для каждой III фазы ММК относительно их среднего порогового значения.

Таким образом, было принято, что наиболее целесообразно использовать в алгоритме автоматической обработки электромиографических сигналов метод среднеквадратичного значения на скользящем временном окне длительностью 180 с. За относительное пороговое значение, используемое в разрабатываемом алгоритме автоматической оценки временных параметров ММК крыс, берётся рассчитанное $\overline{Th} = 80\%$. На основе найденного значения относительной пороговой величины, можно составить алгоритм автоматического расчёта длительности III фазы ММК. Условно этот алгоритм можно изобразить блок-схемой, изображённой на рис. 6. Период ММК, как было сказано выше, рассчитывался как расстояние между окончанием двух смежных фаз III ММК. Изображённый алгоритм был последовательно реализован в среде математической обработки данных MATLAB и применён ко всем 13 электромиограммам.

Таблица 1. Усреднённое значение относительного порогового уровня для каждого метода на окнах 30, 60, 180 с.

Название метода / Размер окна, с	Метод абсолютного среднего значения (Th, %)	Метод среднеквадратичного значения (Th, %)
30	56,2±9,1	59,2±10,3
60	60,9±8,2	64,0±10,2
180	77,2±7,8	80,0±6,9

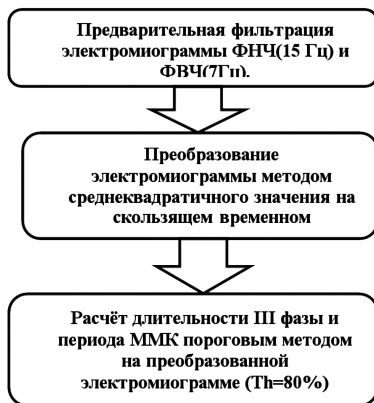


Рис. 6. Блок-схема алгоритма расчета основных параметров миоэлектрического комплекса

Полученные в результате применения алгоритма результаты были соотнесены с предварительной их визуальной оценкой. Процент расхождения для длительности III фазы был посчитан по формуле:

$$\Delta_{III} = \left| \frac{t_{\text{виз}} - t_{\text{алг}}}{t_{\text{виз}}} \right| * 100\% = 6,5\%, \text{ где } t_{\text{виз}} > t_{\text{алг}} - \text{длительности III фазы ММК, рассчитанные визуально и алгоритмически соответственно. Для длительности периода}$$

длительности III фазы ММК, рассчитанные визуально и алгоритмически соответственно. Для длительности периода

$$\text{ММК } \Delta_{\text{ММК}} = \left| \frac{T_{\text{виз}} - T_{\text{алг}}}{T_{\text{виз}}} \right| * 100\% = 6,7\%, \text{ где } T_{\text{виз}}, T_{\text{алг}} - \text{периоды ММК}$$

рассчитанные визуально и алгоритмически соответственно.

Заключение

Таким образом, разработанный алгоритм количественного анализа основных параметров ММК тонкой кишки на основе метода среднеквадратичного значения на скользящем временном окне показывает высокую степень точности и может быть применен для автоматизированной оценки электромиограмм, полученных в хронических экспериментах на крысах.

Литература

1. Богач, П.Г., Решодько Л.Г. Алгоритмические и автоматные модели деятельности гладких мышц // Киев: Наукова думка, 1979. – 348 с.
2. Васильев В. А., Попова Т.С., Тропская Н.С. Оценка двигательной активности органов желудочно-кишечного тракта // Российский журнал гастроэнтерологии, гепатологии, колопроктологии. 1995, № 4, – с. 48-54.
3. Лебедев Н.Н Биоритмы пищеварительной системы - М.: Медицина, 1987. – 256 с.
4. Тропская Н.С., Попова Т.С. Некоторые аспекты регуляции моторной функции желудка и тонкой кишки // Клинические перспективы гастроэнтерологии, гепатологии, колопроктологии. – 2008. – №4. – 12-16.
5. Groh W. J. et al. Computerized analysis of spike-burst activity of the upper gastrointestinal tract //Digestive diseases and sciences. – 1984. – Т. 29. – №. 5. – С. 422-426.
6. Husebye E., Hellstrom P.M., Sundler F., Chen J., Midtvedt T. Influence of microbial species on small intestinal myoelectric activity and transit in germ-free rats. Am. J. Physiol. Gastrointest. Liver Physiol. 2001; 280 (3): G368–G380.
7. Sama S. Myoelectrical and Contractile Activities of the Gastrointestinal Tract / In: Schuster M.M., Crowell M.D., Kenneth L.K. Schuster Atlas of Gastrointestinal Motility in Health and Disease. – London: BC Decker Inc., Hamilton, 2002. – P. 1-18.
8. Stam R. et al. Computer analysis of the migrating motility complex of the small intestine recorded in freely moving rats //Journal of pharmacological and toxicological methods. – 1995. – Т. 33. – №. 3. – С. 129-136.
9. Van Schelven L.J., Nieuwenhuijs V.B., Akkermans L.M. A. Automated, quantitative analysis of interdigestive small intestinal myoelectric activity in rats //Neurogastroenterology & Motility. – 2002. – Т. 14. – №. 1. – С. 15-23.
10. Yakovlev V. G. The algorithm for detection of peaks in physiological curves //Avtomatika i Telemekhanika. – 1977. – №. 12. – С. 94-105.