

Zagraj Nikolay Petrovich

E-mail znp@tsure.ru.

The Department of Hydroacoustics and Medical Engineering; Professor.

Kirichenko Inna Igorevna

E-mail igork@fep.tsure.ru.

The Department of Hydroacoustics and Medical Engineering; Student.

УДК 621.37.037+681.3.06

Е.Ю. Вайсов, И.И. Турулин

АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МОМЕНТОВ НАЧАЛА И ОКОНЧАНИЯ МИОСИГНАЛОВ МЫШЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ

Рассматривается алгоритм определения времени начала и окончания миоэлектрического сигнала жевательных мышц для последующего сравнения амплитуд таких сигналов от разных жевательных мышц с целью подтверждения равномерной нагрузки на зубы и/или протезы при жевании. Приведена структурная схема алгоритма, а так же описаны блоки алгоритма. Рассматриваемая ИИС предназначена для контроля качества стоматологического протезирования, может применяться и для решения других задач контроля и диагностики состояния человека, обладает высокой вероятностью обнаружения сигнала и малой вероятностью обнаружения ложного сигнала. Алгоритм отличается высокой надежностью (высокой вероятностью правильного обнаружения и малой вероятностью неправильного) и точностью.

Цифровая обработка сигналов; электромиосигнал.

E.U. Vaysov, I.I. Turulin

THE ALGORITHM FOR DETERMINING THE START AND END POINTS MIOSIGNAL MUSCLE CONTRACTION

This article describes an algorithm for determining the beginning and end of the chewing muscles electromyographic signal for comparing the amplitudes of signals from different masticatory muscles in order to confirm uniform load on the teeth and / or dentures during chewing. Shows the block diagram of the algorithm, as well as describes the components of the algorithm. Considered IMS is designed to control the quality of dental prosthetics, and can be used for other tasks of monitoring and diagnosis of the human condition, has a high probability of signal detection and low probability of detecting a false signal. The algorithm is highly reliable (a high probability of correct detection and low probability of wrong) and accuracy.

Digital signal processing; electromyographic signal.

Информационно-измерительные системы (ИИС) медицинского назначения широко применяются как для диагностики различных видов патологий, так и для оценки психофизиологического состояния здорового человека.

Применение дешевых персональных компьютеров в ИИС позволяет удешевить разработку и повысить ее качество. Аналоговая часть в этом случае вырождается в многоканальный высококачественный усилитель, подключенный к коммутатору и аналого-цифровому преобразователю (АЦП). Высококачественная система обработки информации строится на языке высокого уровня. В случае высокой вычислительной сложности алгоритмов можно применять библиотеки цифровой обработки сигналов (ЦОС), например, Intel SPL, однако на практике стараются обойтись без них для снижения стоимости ИИС и улучшения переносимости программной части на различные аппаратные конфигурации и операционные системы.

Рассматриваемая ИИС предназначена для контроля качества стоматологического протезирования, однако с небольшими доработками, в основном касающихся программного обеспечения, может применяться и для решения других задач контроля и диагностики состояния человека.

Контроль качества стоматологического протезирования осуществляется следующим образом. К нижней челюсти и области висков обследуемого прикрепляются поверхностные электроды, снимающие миоэлектрические сигналы жевательных мышц для последующего сравнения их амплитуд с целью подтверждения равномерной нагрузки на зубы и/или протезы при жевании. Также сравнивается время фронтов сигналов, для определения которого и предназначен предлагаемый алгоритм.

Опытная эксплуатация первых экземпляров таких ИИС в Европе показала, что стоматологи, в отличие, например, от кардиологов, абсолютно доверяют результату компьютерной диагностики, и в случае неверного результата посылают пациента на повторное лечение, в том числе на операции. Поэтому алгоритм должен отличаться высокой надежностью (высокой вероятностью правильного обнаружения фронта и малой вероятностью неправильного).

В первом варианте алгоритма использовался жесткий порог, что давало вероятность правильного обнаружения порядка 50 %. Во втором варианте эта вероятность при условии правильного наложения электродов была доведена до величины порядка 95 %. Здесь порог автоматически выставлялся по уровню шумов в паузах между жеваниями. Эксплуатация такого алгоритма показала, что стоматологи часто неправильно накладывают электроды. Это ведет к росту сопротивления контакта кожа-электрод и, как следствие, росту шумов и наводок в паузах, что приводит к увеличению порога вплоть до амплитуды сигнала и нарушает обнаружение фронтов и спадов импульсов.

В настоящей статье рассматривается алгоритм, обладающий в несколько раз меньшей вероятностью ложного обнаружения по сравнению со вторым вариантом даже в случае неправильного наложения электродов. На рис. 1 представлена структурная схема предлагаемого алгоритма.

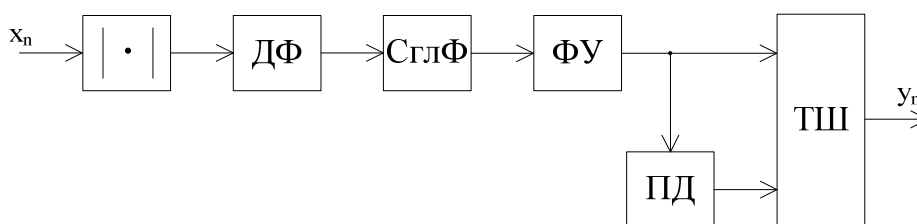
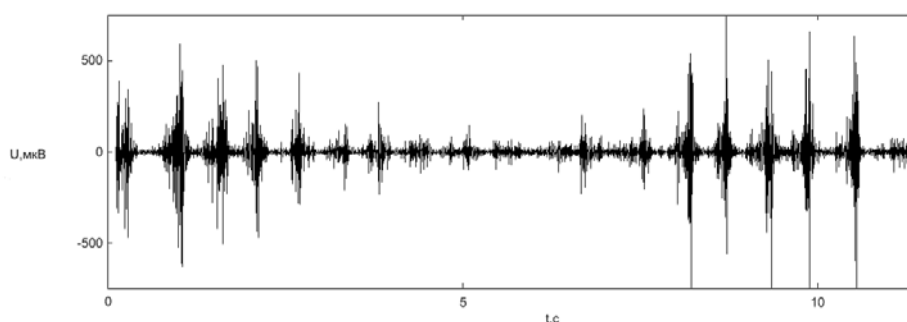
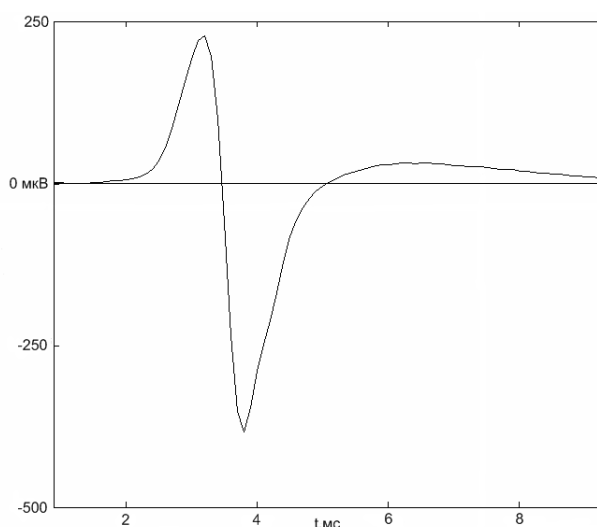


Рис. 1. Структурная схема алгоритма

Здесь x_n – входная оцифрованная миограмма; ДФ – децимарный фильтр, включающий сглаживающий фильтр и прореживатель; СглФ – сглаживающий фильтр; ПД – пиковый детектор; ФУ – фиксатор уровня; ТШ – триггер Шмитта.

Миограмма (рис. 2), состоит из множества коротких (порядка 1 мс) импульсов потенциала действия двигательной единицы (ПДДЕ) (рис. 3). Частота дискретизации выбрана так, чтобы миограф можно было использовать и для анализа ПДДЕ (с использованием игольчатых электродов) – для выявления других нервно-мышечных патологий.

*Рис. 2. Осциллограмма миограмма**Рис. 3. Потенциал действия*

Для оценки времени начала и конца импульсов жевания используется низкочастотная (0,5–2 Гц) огибающая. Поэтому на входе алгоритма включен вычислитель модуля (аналог двухполупериодного выпрямителя), затем – децимарный фильтр (ДФ), понижающий частоту дискретизации для снижения вычислительных затрат. Перед прореживанием сигнал сглаживается для уменьшения эффекта наложения спектров при дискретизации, поскольку прореживание – вторичная дискретизация. Прореженный сигнал вторично сглаживается для уменьшения «дребезга» – помех, которые окончательно будут подавлены триггером Шмитта (ТШ). Далее включен фиксатор уровня (ФУ), привязывающий минимумы сглаженной огибающей к нулевому уровню. Функционально состоит из программного аналога разделительной цепи, резистор которой зашунтирован идеальным диодом, анод которого заземлен. В результате работы ФУ сглаженная огибающая миограммы с большими шумами в паузах (рис. 4) преобразуется к виду (рис. 5, сплошная линия). После этого пороги триггера Шмитта (ТШ) выставляются по амплитуде импульсов, которую вычисляет пиковый детектор (ПД), в данном случае представляющий собой обычный детектор с нелинейной цепью заряда-разряда – постоянная времени разряда значительно больше постоянной времени заряда. Выходной сигнал ПД изображен на рис. 5 пунктиром.

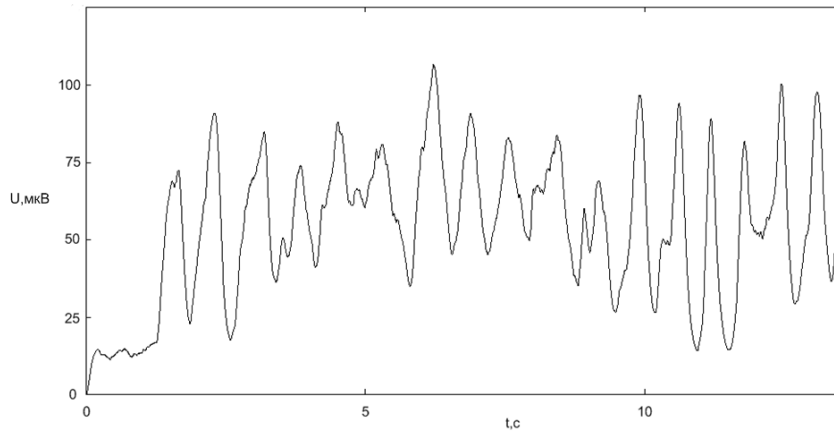


Рис. 4. Огибающая миограммы

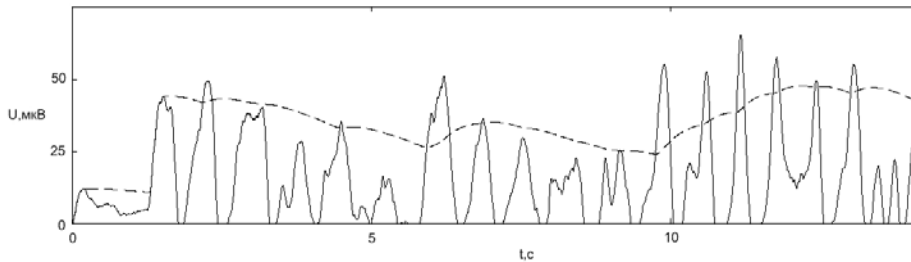


Рис. 5. Результат обработки ФУ

Триггер Шмитта подавляет помехи и осцилляции сглаженной огибающей в пределах ширины петли гистерезиса ТШ и формирует крутые фронты на выходе, по которым формируется двумерный массив с координатами времени начала и окончания миоциклов на временной оси.

На рис. 6 изображен исходный миоциклический сигнал с маркерами передних и задних фронтов, расставленных с помощью предлагаемого алгоритма. Первые маркеры пропущены для установления переходных процессов алгоритма (это увеличивает надежность обнаружения) и не сказывается на работе алгоритма диагностики (важно, чтобы фронты были обнаружены или отсутствовали *одновременно* во всех 4-х каналах ИИС).

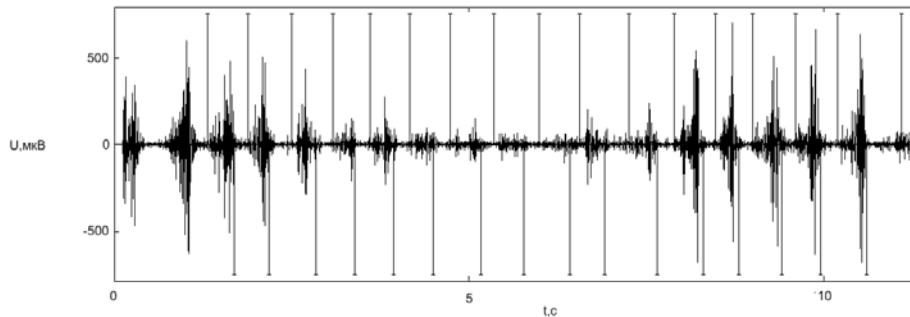


Рис. 6. Исходный миоциклический сигнал

Таким образом, алгоритм позволяет достаточно надежно детектировать фронты мио сигналов и определять их положение на временной оси даже при сильно зашумленной миограмме. Качество детектирования соизмеримо с качеством обнаружения мио сигналов экспертом. Структура алгоритма позволяет организовать работу в реальном масштабе времени при сигнале, поступающем непрерывно.

В настоящее время разрабатывается автоматизированная система количественной оценки метрологических характеристик таких алгоритмов.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Физиология человека / Под ред. Г.И. Косицкого. – 3-е изд., перераб. и доп. – М., 1985.
2. *Рангайян Р.М.* Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход: пер. с англ. / Под ред. А.П. Немирко. – М., 2007.
3. *Рабинер Р., Гоулд Б.* Теория применения цифровой обработки сигналов. – М.: Мир, 1978.
4. Цифровые фильтры в радиосвязи и радиотехнике / Под ред. Л.М. Гольденберга. – М.: Радио и связь, 1982.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н. Я.Е. Ромм.

Вайсов Егор Юрьевич

Технологический институт федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Южный федеральный университет» в г. Таганроге.

E-mail: waisov-egor@yandex.ru.

347900, г. Таганрог, ул. Чехова, 2.

Тел.: 88634371638.

Кафедра автоматизированных систем научных исследований и экспериментов; студент.

Турулин Игорь Ильич

Кафедра автоматизированных систем научных исследований и экспериментов; д.т.н.; профессор.

Vaysov Egor Yur'evich

Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Autonomy Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”.

E-mail: waisov-egor@yandex.ru.

2, Chekhov Street, Taganrog, 347928, Russia.

Phone: +78634371638.

The Department of Automated Research Systems; Student.

Turulin Igor Il'ich

The Department of Automated Research Systems; Dr. of Eng. Sc.; Professor.