



Для определения температуры тела предлагается использовать инфракрасный датчик с измерением температуры в ушной раковине, что позволит исключить погрешность, вносимую окружающей средой. Повышенная температура тела в пределах от 36,7°C до 37,5°C является признаком напряженного состояния организма.

В БАТ Шен-Мен будет измеряться кожная проводимость методом Р. Фолля с помощью активного точечного электрода. Известно, что при различном роде стрессовых реакциях возникают кожно-гальванические реакции, выражающиеся в изменении импеданса кожи. Однако и этот способ дает лишь ориентировочные результаты, не позволяющие судить о степени развития стресса, так как кожно-гальванические реакции разных людей весьма индивидуальны. К тому же импеданс зависит от целого ряда побочных факторов, таких как влажность кожи, температура окружающей среды, возраст и т.д. Данный способ позволяет выявить только лишь периодические эмоциональные реакции и недостаточен для того, чтобы определить степень развития стресса как состояния организма [1].

Сбор и анализ перечисленных данных предложенными методами поможет выявить группу риска людей, склонных к дистрессу. Это поспособствует поднятию общего уровня здоровья населения и повысить его работоспособность. В ближайший год нами планируется более подробное изучение возможных способов диагностики дистресса с целью разработки аппаратуры для предупреждения его возникновения.

Литература

1. Юматов Е.А. Способ определения эмоционального стресса и устройство для его осуществления [Электронный ресурс] URL: <http://www.findpatent.ru/patent/207/2073484.html> (дата обращения 22.03.2018)

М.К. Аверкиев, В.А. Буланов

СРАВНЕНИЕ АЛГОРИТМОВ ДИФФЕРЕНЦИРОВАНИЯ ЭМГ

(Самарский университет, компания IT-universe)

Введение

В компании IT-universe проводятся исследования по определению напряженности мышц с помощью оцифровки электрического сигнала, поступающего с кожного покрова, в рамках проекта «eeOnDo». Цель исследований заключается в сравнении двух алгоритмов дифференцирования сигнала ЭМГ: амплитудного и частотного. Данные на компьютер поступают от устройства, разработанного в нашей компании в рамках того же проекта. По результатам сравнения данных алгоритмов требуется вынести решение о том, какой алгоритм будет реализован в коде для использования в дальнейшем. От правильного выбора будет зависеть точность определения напряженности мышцы компьютером.



Основные принципы исследования

Электромиография (ЭМГ) – метод исследования нервно-мышечной системы путем регистрации электрических потенциалов мышц [1].

Амплитудный алгоритм заключается в вычислении суммы значений квадратов амплитуд ЭМГ в окне 1000 мс и с шагом смещения окна 200 мс. Среднеквадратическое отклонение (далее - RMS) при напряжении мышцы сравнивается с RMS при расслаблении. На основании сравнения соотношений определяется сила напряжения мышцы.

Частотный алгоритм использует частотное разделение ЭМГ на два диапазона, вычисление RMS в каждом частотном диапазоне. На основании сравнения соотношений определяется сила напряжения мышцы.

Обработка экспериментальных данных производилась с помощью программного пакета MATLAB.

Методика выполнения тестирования для частотного алгоритма

1. Сигнал поступает на вход обработчика с модуля регистрации ЭМГ-сигнала. Внешний вид сигнала представлен на рис. 1.

Длительность записи составляет ~36 сек. В записи шесть подходов сжатия бицепса. Границы команд на сжатие/расслабление мышцы обозначены вертикальными пунктирными линиями. Частота дискретизации сигнала составляет 3319,1 Гц

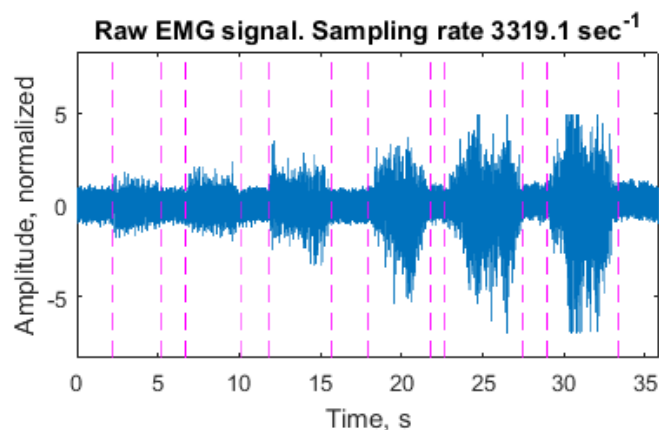


Рис. 1. Исходный ЭМГ-сигнал

2. Сигнал обрабатывается режекторным фильтром для удаления частоты наводки от электросети 50 Гц, а также её гармоник на частотах 100, 150, 200 Гц. Сигнал после обработки представлен на рис. 2. Хорошо видно, что моменты сжатия и расслабления мышцы стали более отличимыми.

3. После обработки частотными фильтрами к сигналу было применено частотно-временное Фурье-преобразование. Спектрограмма изменения частот в ЭМГ-сигнале во времени представлена на рис. 3. Хорошо видно, что от силы напряжения мышцы в сигнале появляются более высокие частоты (жёлтые и зелёные участки). Промежутки расслабления мышцы хорошо различимы (синие участки).



Filtered EMG signal. Notch 50-100-150-200 Hz + bandpass [1 200] Hz

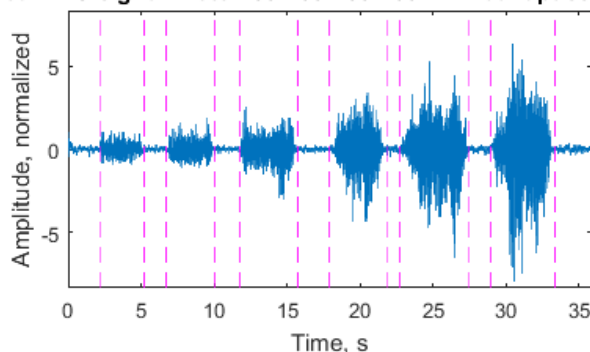


Рис. 2. Сигнал ЭМГ после обработки частотными фильтрами

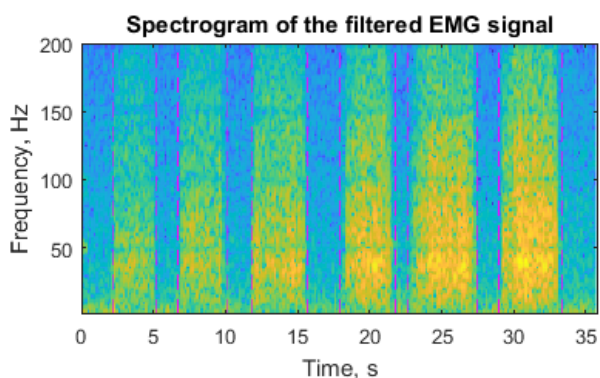


Рис. 3. Спектрограмма ЭМГ-сигнала

4. На рис. 4 представлено сравнение спектральной плотности мощности для ЭМГ-сигнала в периоды расслабления и сжатия. Хорошо видно, что во время расслабления мышцы мощность в сигнале существенно ниже, чем во время напряжения мышцы. Мощность на более высоких частотах (вплоть до 200 Гц) также хорошо отличается. Максимальный пик мощности во время напряжения мышцы приходится на частоту ~ 38 Гц. Пик мощности при расслаблении мышцы приходится на частоту ~ 4 Гц.

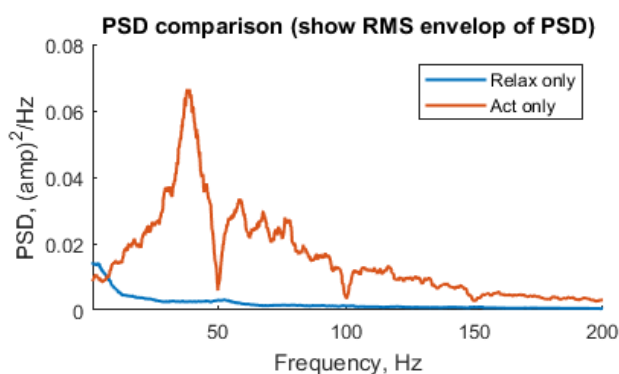


Рис. 4. Графики спектральной плотности мощности ЭМГ-сигнала во время напряжения и расслабления мышцы

5. Для того, чтобы определить, насколько отличается мощность сигнала на различных частотах при расслаблении и напряжении мышцы, был осуществлён перебор различных сочетаний двух частотных диапазонов и вычисление



соотношения их мощности. Данный подход показал, что наиболее выраженную дифференциацию расслабление/напряжение мышцы даёт сравнение мощности в частотном диапазоне 1-15 Гц с диапазоном 16-200 Гц. Это различие показано на рис. 5.

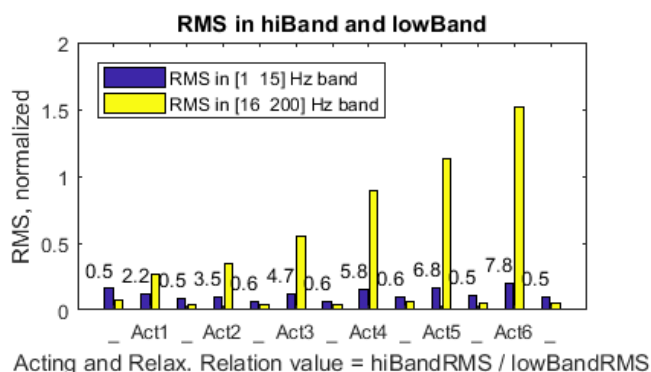


Рис. 5. Сравнение мощности при расслаблении/напряжении мышцы

Всего представлено 7 периодов расслабления (показано знаком «_») и 6 периодов напряжения (показано как «Act1 – Act6»). Синим столбиком показано значение мощности в диапазоне 1-15 Гц. Жёлтым столбиком показано значение мощности в диапазоне 16-200 Гц. Цифрами представлено отношение мощности при напряжении к мощности при расслаблении.

На рис. 5 хорошо видно, что в моменты расслабления мощность в верхнем диапазоне (16-200 Гц) всегда ниже мощности в нижнем диапазоне (1-15 Гц): среднее соотношение мощностей составляет 0.55. В моменты напряжения мышцы мощность в верхнем диапазоне всегда выше мощности в нижнем диапазоне. Причём, чем выше напряжение мышцы, тем более высокое значение соотношения мощностей – от 2.2 до 7.8.

На основании данного наблюдения можно определить следующее правило: *Если мощность в диапазоне 1-15 Гц выше, чем мощность в диапазоне 16-200 Гц, то мышца расслаблена. Если мощность в диапазоне 1-15 Гц ниже, чем в диапазоне 16-200 Гц, то мышца напряжена. Соотношение мощностей от силы напряжения мышцы можно считать условно линейным.*

6. Далее производилось моделирование в MATLAB работы амплитудного алгоритма дифференциации ЭМГ (назван «old») и частотного алгоритма (назван «new»).

На рис. 6 представлена визуализация работы старого и нового алгоритма, а также наложение графиков (для сравнения).

Выводы

1. Частотный алгоритм более требователен к обработке в режиме реального времени, чем амплитудный алгоритм. Так, в амплитудном алгоритме нужно применять один частотный фильтр: пропускать диапазон 35-45 Гц. Частотный алгоритм требует применения 6 фильтров: вырезать 50, 100, 150, 200 Гц, пропускать 1-15 Гц, пропускать 16-200 Гц.

2. Из рис. 6 видно, что амплитудный алгоритм отображает график более равномерно. На графике частотного алгоритма видно, что встречаются «прова-



лы» (в т.ч. до нуля) в периоды напряжения мышцы. Это говорит о том, что правило соотношения мощности верхнего/нижнего диапазона частот в период напряжения мышцы не всегда выполняется.

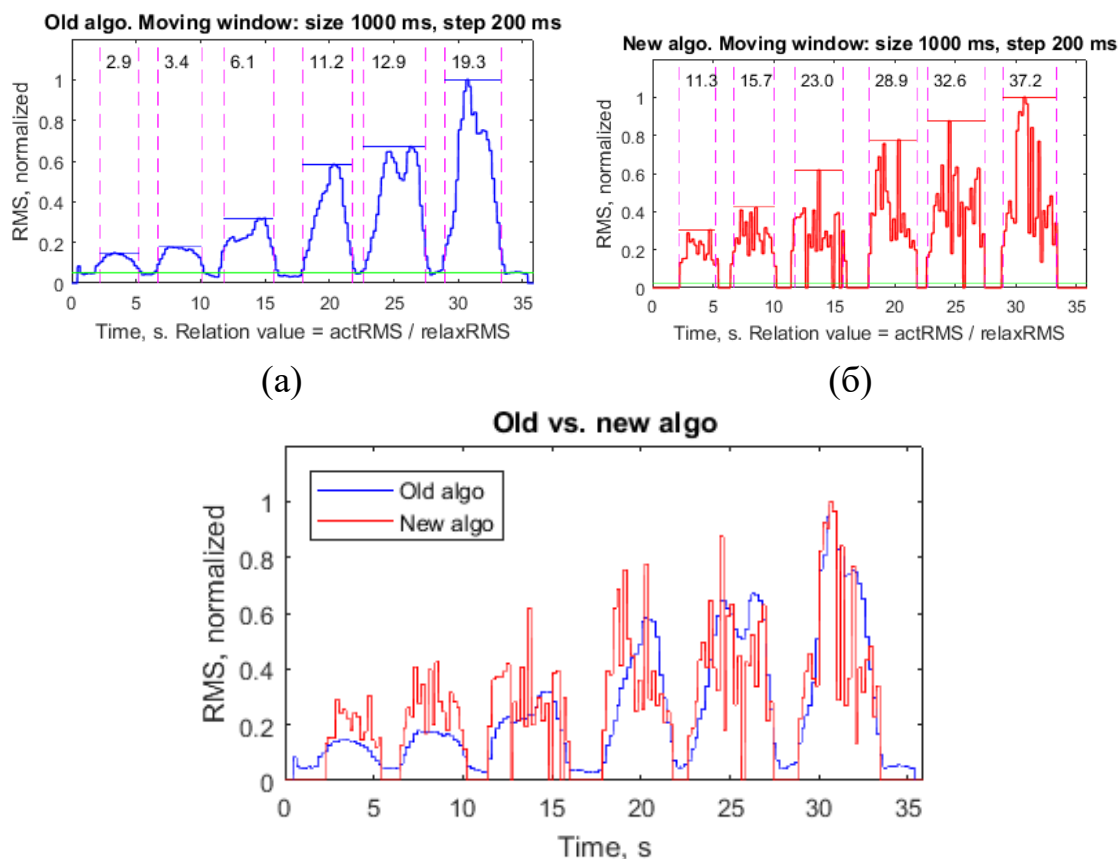


Рис. 6. Визуализация работы старого и нового алгоритмов обработки ЭМГ: (в) представлено наложение графиков (а) и (б)

3. Оба алгоритма показывают одинаковую, почти линейную, зависимость значений RMS от силы напряжения мышцы.

4. Частотный алгоритм показывает значительно выше разницу между расслаблением и минимальным напряжением мышцы, чем амплитудный алгоритм. Это является большим плюсом частотного алгоритма, так как теоретически позволит фиксировать менее слабые напряжения мышцы.

5. Плюсом частотного алгоритма является отсутствие необходимости предварительной калибровки уровня расслабленной мышцы.

Литература

1. Николаев С.Г. «Практикум по клинической Электромиографии», Иваново, 2003. – 264 с.