



АЛГОРИТМ ДЛЯ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ: ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ПРИ ЕСТЕСТВЕННЫХ УСЛОВИЯХ

М. Чадова, Л.М. Галло

Клиника заболеваний зубочелюстной системы, съемного протезирования, гериатрической и специализированной стоматологии, Швейцария, 8032, Цюрих, 11 Plattenstrasse, e-mail: Michala.Cadova@zzm.uzh.ch, luigi.gallo@zzm.uzh.ch

Аннотация. Целью данного исследования являлась разработка и валидация алгоритма анализа активности жевательных мышц. В качестве исходных данных для работы алгоритма необходимы электромиографический сигнал от одной мышцы и параметры, введенные пользователем, на основании которых определяется число периодов сокращения жевательных мышц, их амплитуда, наибольшее значение и продолжительность. Данный алгоритм был реализован с помощью программного пакета *Matlab™* (*Matlab R2011b, The MathWorks, Natick, MA, USA*) и находится в свободном доступе в центре обмена файлами *Matlab*. Выходные данные сохраняются в виде текста, разделенного запятыми. Сначала алгоритм был протестирован с помощью искусственных электромиографических сигналов, а затем были использованы реальные электромиографические сигналы, полученные от жевательной мышцы во время жевания пищи средней жесткости и во время сна. В настоящее время данный программный код используется в Стоматологическом центре Университета Цюриха (Швейцария) для анализа ночной и дневной активности жевательных мышц у здоровых людей, а также у людей, страдающих бруксизмом. Данная методика применялась в рамках экспериментального исследования влияния ночного ношения окклюзионного аппарата на жевательные мышцы. Измерения проводились в естественных условиях; в исследовании принимали участие шесть здоровых мужчин и шесть здоровых женщин (в возрасте от 18 до 45 лет). Результаты исследования показали, что при ночном ношении Мичиган-шины уменьшается ночной скрежет зубов, а также сокращается количество сжимающих движений во время сна.

Ключевые слова: бруксизм, электромиография, электромиографическая активность, жевательные мышцы, ночная активность.

ВВЕДЕНИЕ

Электромиография является мощным инструментом в стоматологии для оценки состояния жевательных мышц и выявления возможных мышечных расстройств, которые в дальнейшем могут привести к проблемам с зубочелюстной системой и, в частности, с височно-нижнечелюстным суставом [5, 27, 28]. Электромиография также успешно используется для дифференциации нарушений

© Чадова М., Галло Л.М., 2014

Чадова Михала, инженер, клиника заболеваний зубочелюстной системы, съемного протезирования, гериатрической и специализированной стоматологии, Цюрих
Галло М. Луиджи, профессор, клиника заболеваний зубочелюстной системы, съемного протезирования, гериатрической и специализированной стоматологии, Цюрих

работы височно-нижнечелюстного сустава от боли в шее [10]. Кроме того, электромиографические сигналы могут использоваться не только для оценки мышечной ночной перегрузки (бруксизм) [7, 11, 18, 22], но и для анализа закономерностей жевания пищи разного состава и твердости (морковь, пицца, хлеб и т.д.) в естественных условиях или при выполнении различных действий в ходе экспериментов [7, 25]. Некоторые авторы подчеркивают, что эффективность использования электромиографии для диагностики расстройств височно-нижнечелюстного сустава не доказана [1], однако этот метод является быстрым и экономически эффективным способом для определения миофункционального состояния зубочелюстной системы и мощным исследовательским инструментом.

В Стоматологическом центре Университета Цюриха был разработан портативный двухканальный регистрирующий прибор, который записывает электромиографический сигнал в естественных условиях не только во время повседневной деятельности, но и в ночное время [11–14]. Основное преимущество использования портативных электромиографов для записи ночью состоит в том, что добровольцы спят в привычной обстановке, и, таким образом, на исследование не влияет изменение окружающей среды, как это могло бы произойти в лабораторных условиях. В то же время сон в лабораторной среде может предоставить дополнительную информацию, которую вряд ли можно получить в домашних условиях (электроокулограмма, электрокардиограмма, электроэнцефалограммы, аудио- и видеосигналы) [11]. Тем не менее предыдущие исследования показали, что портативная электромиография стала ценным дополнением к полисомнографическим записям деятельности жевательных мышц, поскольку она показала хорошую скорость распознавания и время сбора основных данных [12, 16].

В ряде работ был опубликован анализ электромиографических сигналов с помощью коммерчески доступных устройств для записи электромиограммы [3, 17, 24], которые используют собственные алгоритмы и программное обеспечение таким образом, что у читателя нет возможности свободно воспользоваться программным кодом для анализа электромиографических сигналов. Работа устройства *Grindcare*® основана на специальном алгоритме, встроенном в программное обеспечение, для оценки электромиографической активности в височной мышце во время сна [17]. Кроме того, это устройство записывает данные электромиографических значений в диапазоне от 1 до 100 Гц, в то время как устройство, используемое в Стоматологическом центре (Цюрих, Швейцария), хранит все данные частотой до 2 кГц в течение 24 ч. Целью другого исследования является оценка чувствительности и специфики записей прибора *BiteStrip*® и их сравнение с полисомнографическими записями жевательной активности. При этом у читателей нет возможности использовать готовые методики для анализа электромиографических сигналов [24]. Более того, было установлено, что данное устройство используется в основном для исследования умеренного и высокого уровня бруксизма, в то время как наша методика может быть полностью параметризована и, таким образом, может быть использована для решения широкого спектра функциональных и парафункциональных пероральных задач.

Целью данного исследования являлась разработка и валидация алгоритма (*Electromyographic signal analysis tool – EMGAT*) для автоматизированного анализа активности жевательных мышц, записанной с помощью устройства, разработанного в Стоматологическом центре Университета Цюриха, Швейцария.

Изучение влияния от ношения шины (Мичиган-шины) в ночное время на жевательные мышцы здоровых людей проводилось в центре стоматологии (Цюрих,

Швейцария). Знания о том, как здоровые люди реагируют на ношение ночной шины, могут помочь в лечении с помощью шины ночного бруксизма или синдрома обструктивного апноэ сна. Отметим, что в литературе представлены исследования влияния ношения Мичиган-шины в основном на лиц, страдающих бруксизмом, но не на здоровых людей.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Двухканальный электромиографический регистратор, разработанный в Стоматологическом центре (Цюрих, Швейцария), записывал на мультимедийные карты памяти (*RS-MMC Pretec 512 MB*) сигналы мышечной активности в период до 24 ч с частотой дискретизации 2 кГц. Значения между 50 и 500 Гц были отделены, усилены и отфильтрованы полосовым фильтром электронно-записывающего устройства постоянного тока. Интеграция сигнала была выполнена с помощью программного обеспечения. Предварительное усиление сигнала было проведено для оптимизации отношения сигнал–шум. Выходной сигнал записи электромиографии затем передавался на персональный компьютер и преобразовывался в двухканальный *.wav-файл.

Перед анализом пользователь должен предоставить следующие параметры (рис. 1):

1) Резервное время, с, т.е. минимальный интервал времени, разделяющий два периода активности. Если промежуток времени между двумя периодами активности короче, чем резервное время, то эти промежутки объединяются.

2) Максимальное произвольное сокращение, мВ. Рекомендуется в начале каждой записи выполнить множество максимальных сокращений в положении контакта бугорков зубов или лучше на ватном валике (доказано, что максимальное произвольное сокращение на ватном валике больше, чем максимальное произвольное сокращение при свободных зубах [9]).

3) Пороговое значение, % максимального произвольного сокращения. Начало эпизода сжатия соответствует положительному пересечению порогового значения с электромиографическим сигналом. Конец фазы активности определяется с помощью резервного времени. Если время между двумя положительными пересечениями порогового значения и электромиографического сигнала длиннее резервного времени, конец и начало двух соседних периодов активности определены.

4) Минимальная продолжительность активности, с. Если продолжительность активности короче, чем это значение, то такая активность не учитывается. Эта переменная используется в основном для того, чтобы избежать высоких пиков, которые являются шумом.

5) Начальное время, с, и конечное время, с, между которыми сигнал будет проанализирован. Для записи повседневной активности важно, чтобы пользователь мог выбирать только часть файла (например, соответствующую процессу жевания твердой пищи, моменту разговора и т.д.).

6) Исправление. Пользователи должны определить, должен ли сигнал быть исправлен или нет. Если да, то все отрицательные значения являются положительными. Если нет, то все отрицательные значения исключаются. Параметры, используемые для анализа, показаны на рис. 1 и рис. 2.

Для каждого сократительного эпизода рассчитываются продолжительность, с, средняя и максимальная амплитуды, максимальное произвольное сокращение и интеграл по времени от кривой сигнала, процент максимального произвольного

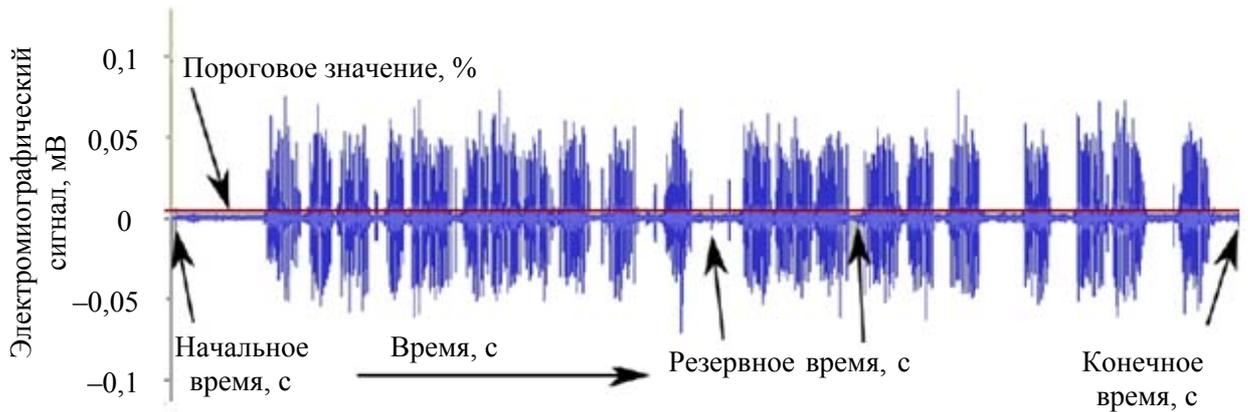


Рис. 1. Одноканальная электромиография, записанная с параметрами, которые используются для ее описания (программное обеспечение Audacity© применялось для визуализации содержимого .wav файла)

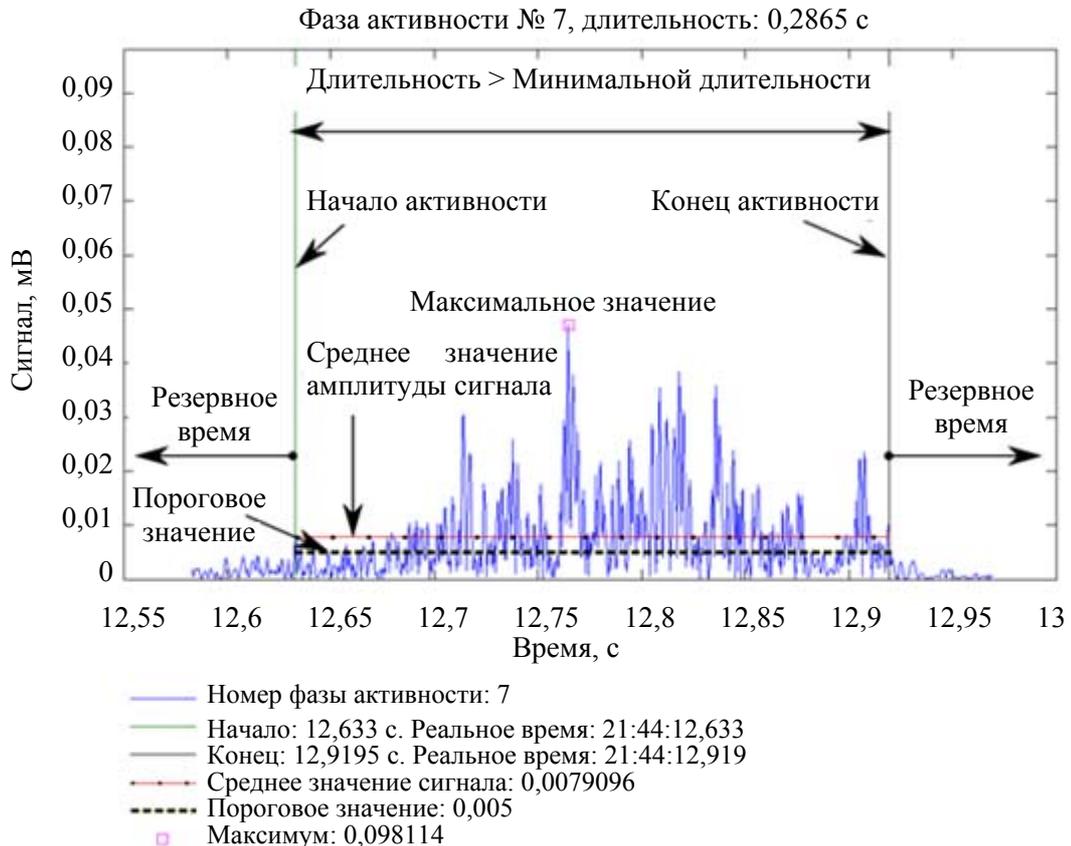


Рис. 2. Пример одного вида деятельности с параметрами, используемыми для его описания. Подпись содержит отображаемые оригиналом значения (сигнал, среднее, максимальное и пороговое значение сигнала, мВ)

сокращения, умноженный на секунду [7, 11]. Периоды активности нумеруются последовательно, потому общее число периодов активности за выбранный промежуток времени известно.

Если реальная дата и время записи известны, то периоду активности также присваиваются реальные время и дата. Таким образом, для людей, страдающих бруксизмом, известно точное время самого сильного ночного сжатия зубов. В качестве максимального произвольного сокращения рекомендуется принять среднее значение от нескольких последовательных максимальных сокращений (либо в положении контакта бугорков зубов, либо на ватном валике) в начале записи.

Для процесса жевания анализ может быть проведен с различными параметрами. Вначале определяются количество жевательных циклов и их продолжительность для конкретной пищи до глотания, а затем устанавливается количество жевательных циклов для каждого вида жевательной последовательности.

При исследовании шины были выбраны следующие входные значения: пороговое значение сигнала равно 5 % от максимального произвольного сокращения, продолжительность паузы равна 5 с, минимальная продолжительность фазы активности равна 0,5 с, максимальное произвольное сокращение равно 0,054 мВ (среднее значение от четырех последовательных сжатий челюсти продолжительностью 3 с каждое, выполненных с интервалом в 15 с). Поверхностная активность жевательных мышц была зафиксирована в одностороннем порядке с помощью самоклеящихся (предварительно проклеенных) одноразовых электродов Ag-AgCl с прямоугольной поверхностью (20×15 мм, тип 9013S0212, *Alpine Biomed ApS, Skovlunde, Denmark*). Сопротивление между сигнальными электродами и электродом сравнения было проверено для правильной подготовки кожи (поверхности) на этапе настройки, в результате обнаружилось случайное отключение электрода во время записи при переключении аналогового сигнала.

ЗАГРУЗКА ПРОГРАММНОГО КОДА

Загрузка пакета для анализа электромиографических сигналов происходит согласно [2]. Необходимо поместить все файлы, относящиеся к алгоритму анализа электромиографических сигналов, в одну папку вместе с *.wav-файлами, содержащими электромиографический сигнал. Необходимо исследовать сигнал перед анализом, используя, например, программное обеспечение *Audacity*© (аудиоредактор и регистратор), которое находится в свободном доступе.

ИСХОДНЫЕ ДАННЫЕ

Во входном файле (разделенный запятыми *.csv-файл, который может быть открыт либо в блокноте, либо в *MS Excel*) содержатся в первой колонке необходимые параметры для конкретного файла. Следует отметить, что во второй колонке находятся значения некоторых параметров, принимаемые по умолчанию на основе предыдущего анализа электромиографического сигнала жевательных мышц.

Другим файлом, который может быть изменен (но значения по умолчанию могут быть сохранены), является «*LowerLimitLabels_4histograms.xlsx*» (файл *MS Excel*). При анализе создаются четыре гистограммы (частот распределения) деятельности мышц. Файл «*LowerLimitLabels_4histograms.xlsx*» содержит в отдельных листах нижние значения массива для каждой гистограммы (продолжительность, среднее значение сигнала, максимальное значение сигнала, энергия).

ЗАПУСК СЦЕНАРИЯ

Установки не требуется. Запустите главный файл «*MAIN_EMGMMT2014_csv_XXX.m*» (где *XXX* соответствует текущей версии сценария). Исходные файлы загружаются автоматически. В конце вычисления пользователю предлагается сохранить результаты (список индивидуальной активности мышц и соответствующие данные, такие как начало и окончание, максимальное значение сигнала, продолжительность и др.). При анализе пользователь может заметить, что выбранные критерии не являются наилучшими. Таким образом, не придется терять время на сохранение результатов.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Все, что печатается в командном окне, сохраняется в виде текстового файла в рабочем каталоге. Для результатов создается новая папка. Имя этой папки дается на основе исходного *.wav-файла. Первые десять фаз активностей будут сохранены как *.png -файлы (как на рис. 2); если их количество меньше, то все фазы активности будут сохранены. Другие результаты сохраняются как *.fig и могут быть дополнительно исследованы с помощью пакета *Matlab*. Четыре диаграммы распределения параметров из исходного файла «*LowerLimitLabels_4histograms.xlsx*» изображены на рис. 3. Перечень отдельных видов активности мышц вместе

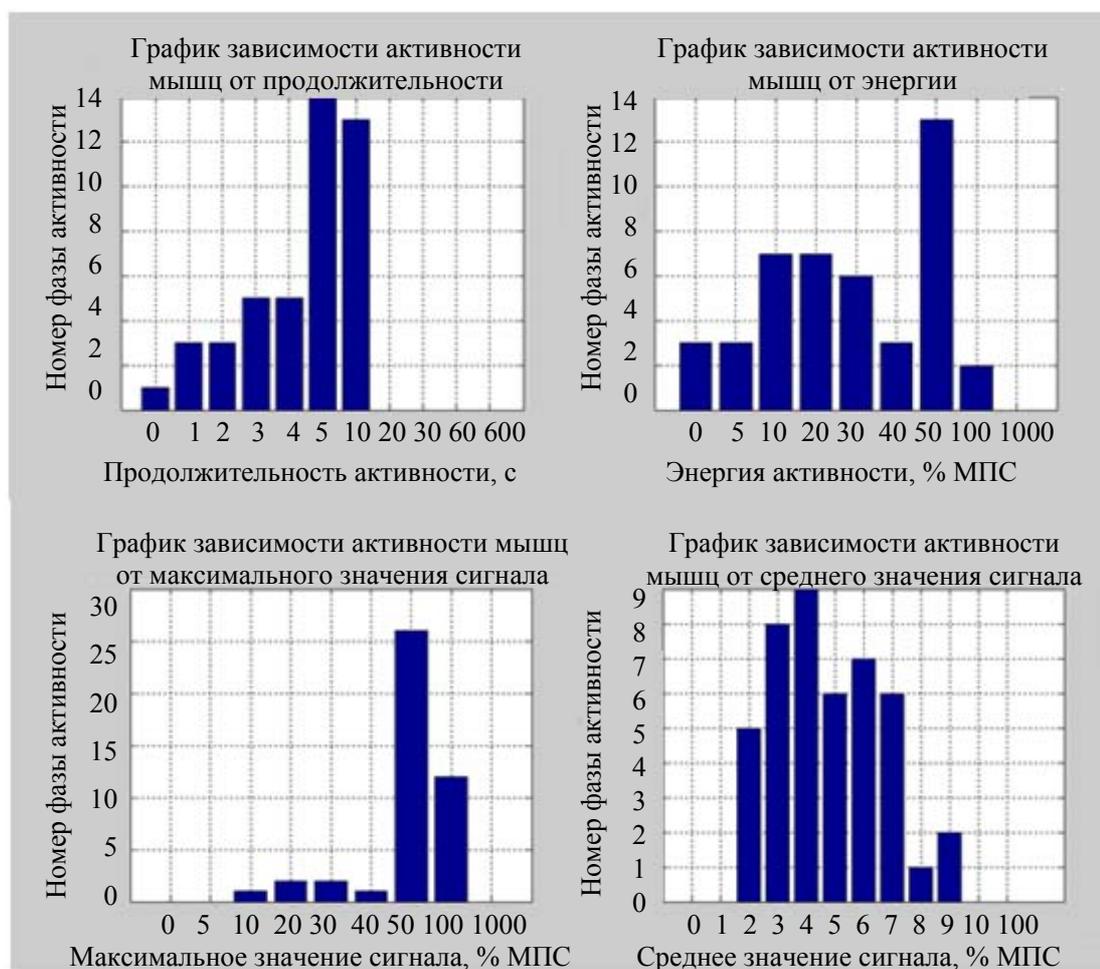


Рис. 3. Графики деятельности мышц в зависимости от продолжительности, энергии, максимального и среднего значения сигнала

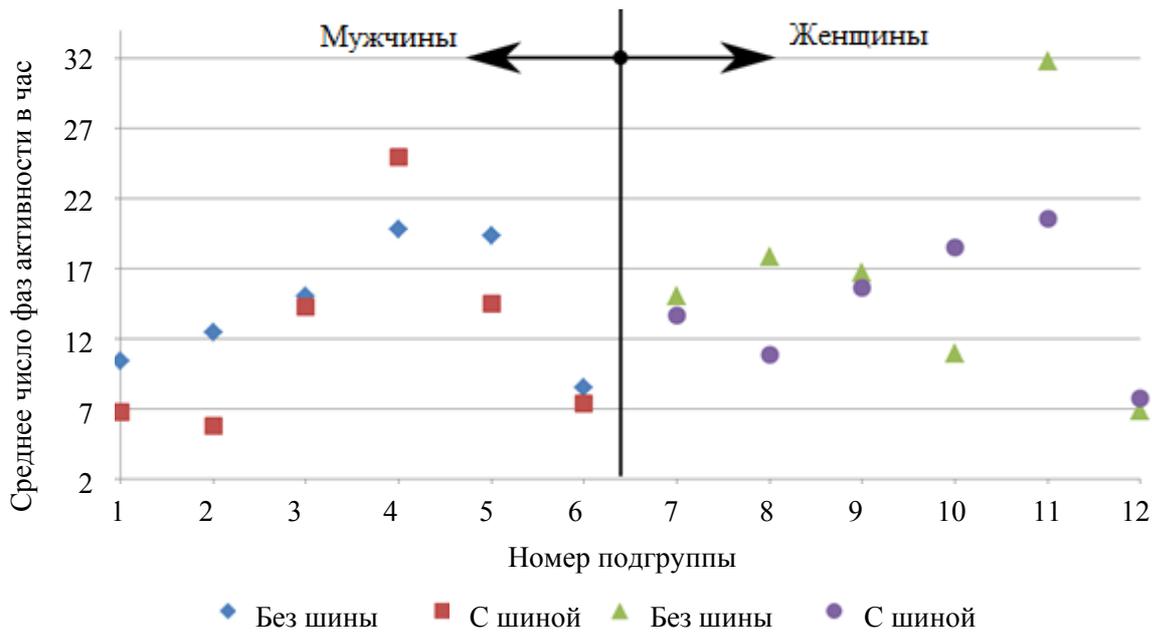


Рис. 4. Среднее количество фаз активности жевательной мышцы в час во время ночной записи у здоровых мужчин и женщин, использующих и не использующих Мичиган-шину

с характерными для них критериями (продолжительность, максимальное значение сигнала, среднее значение сигнала и др.) сохраняется в *.csv-файле в полученной папке.

Так называемые «*audacity labels*» также сохраняются в полученной папке. Они будут выделять отдельный вид активности по сигналу в программе *Audacity*© (Файл → Загрузить → Метки → Выбрать файл из полученной папки, содержащий слова «*AudacityLabels*»).

Алгоритм был проверен вручную, выбирались фазы активности в одной ночной записи, получаемые с помощью электромиографических и синтетических сигналов, как описано в предыдущей работе [8].

Результаты исследования ношения Мичиган-шины можно увидеть на рис. 4 (общее количество субъектов 12). Во время ношения Мичиган-шины в ночное время среднее число фаз активности в час было меньше, чем в период без шины. Значение для каждого субъекта определялось как среднее значение по трем ночам с безмятежным сном не менее 6 часов. Средняя амплитуда электромиографического сигнала для силы кусания была выше только у одного участника при ношении Мичиган-шины, у всех остальных она была меньше. Средняя продолжительность сжатия была ниже для девяти участников во время ношения Мичиган-шины. Оригинальная исследовательская статья о влиянии ношения Мичиган-шины на ночную активность жевательных мышц готовится к публикации.

ОБСУЖДЕНИЕ

Самая большая проблема при электромиографическом анализе и при сравнении пациентов – это нормализация сигнала. В настоящее время самый распространенный способ нормализации сигнала – это нормализация по отношению к максимальному произвольному сокращению [1, 4, 6]. Тем не менее было показано, что максимальное усилие субъекта различается в положении контакта бугорков зубов

и на рулоне ваты [9]. Если субъекты развивают недостаточную силу кусания, то они не всегда показывают одинаковое максимальное сокращение. Поскольку нормировка основывается на максимальном сжатии, то это будет влиять на общие результаты. Поэтому необходимо измерить абсолютную силу, действующую во время максимального сжатия, которая позволит проверить, применяет ли субъект одну и ту же силу каждый раз, и можно ли говорить о сопоставлении результатов. Гонсалес и соавт. [15] показали, что способ измерения силы кусания имеет большое значение. Они пришли к выводу, что прикладывание силы кусания в известном месте и с известным направлением, соотношение электромиографической активности и силы кусания достоверно для височных и жевательных мышц во время кусания молярами и резцами.

С помощью разработанной программы можно также оценить так называемый функциональный коэффициент, связывающий длительность и некоторый уровень мышечной активности. Предполагается, что функциональный коэффициент для мышечной активности, которая превышает 5 % от максимального произвольного сокращения, включает поведение, наиболее характерное для ротовой полости за весь день. Функциональный коэффициент для мышечной активности, которая превышает 90 % от максимального произвольного сокращения, является репрезентативным для самых сильных мышечных сокращений.

Разработанные алгоритмы – альтернатива использования быстрых преобразований Фурье, целью которых является нахождение частоты жевания [7, 23, 25]. Она была получена с помощью нашего программного обеспечения путем расчета инверсии периода каждого жевательного цикла с учетом номера мышечной активности, продолжительности, амплитуды и средней амплитуды [11, 22].

Отметим, что при использовании разработанного программного обеспечения не учитывается сопутствующая активность жевательных мышц: кашель, разговор, движения на подушке и т.д. Они могут быть определены при ночном бруксизме только в лаборатории сна. Кроме того, запись сердечного ритма была рекомендована в качестве одного из дополнительных измерений для повышения точности распознавания ночного бруксизма [21, 26].

Результаты разработанного метода сильно зависят от входных данных, заданных пользователем: «Установка времени» будет в основном влиять на количество фаз активности, опущенных или объединенных вместе. Под визуальным контролем вывода этих значений они могут быть доработаны. Также выбор порога амплитуды будет влиять на то, сколько фаз активности будет найдено. В литературе часто используется порог от 10 до 40 % от максимального произвольного сокращения [20, 24]. В пилотном исследовании окклюзионных приборов авторы хотели захватить как можно больше фаз активности жевательных мышц, поэтому 5 % от максимального произвольного сокращения было выбрано в качестве порогового значения. Описанные выше данные показывают, что Мичиган-шина имеет положительное влияние на сжатие зубов.

В настоящее время в Центре стоматологии университета Цюриха (Швейцария) для оценки суточной и ночной деятельности жевательных мышц здоровых субъектов, а также людей, страдающих бруксизмом, широко используется программное обеспечение. Дальнейшее его совершенствование может быть необходимо для того, чтобы обеспечить исследование специфичной информации, в частности амплитудного анализа, осуществив реализацию алгоритмов нахождения функционального коэффициента.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы утверждают, что какие-либо конфликты интересов в представленной рукописи отсутствуют.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы хотели бы поблагодарить Хелену Уокер (Университет Цюриха, Швейцария) и Хелен Мозер, *MScPT* (Университет прикладных наук, здравоохранения г. Берн, Швейцария) за полезное сотрудничество во время написания сценария, анализа результатов «пицца питания»-экспериментов и исследования ночной жевательной активности. Эта работа была поддержана программой *LLP-Erasmus*, грантом Агентства Чешского технического университета в Праге (Чешская Республика), грантом № *GS10/247/ОНК2/3Т/12* и стандартными финансовыми планами Цюрихского университета (Швейцария).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Al-Saleh M.A., Armijo-Olivo S., Flores-Mir C., Thie N.M. Electromyography in diagnosing temporomandibular disorders // *Journal of the American Dental Association* (1939). – 2012. – Vol. 143, № 4. – P. 351–362.
2. Čadová M. Electromyographic signal analysis tool – EMGAT2014. Matlab Central File Exchange [Электронный ресурс]. – URL: <<http://www.mathworks.ch/matlabcentral/fileexchange/46271-electromyographic-signal-analysis-tool---emgat2014>> (дата обращения: 19.4.2014).
3. Castroflorio T., Mesin L., Sforza C. Diagnosis of sleep bruxism in a natural environment with a new portable device. *IXX Congresso nazionale dei docenti di discipline odontostomatologiche*, Torino 12–14. April 2012.
4. Cecilio F.A., Regalo S.C., Palinkas M., Issa J.P., Siessere S., Hallak J.E., Machado-de-Sousa J.P., Semprini M. Ageing and surface EMG Activity patterns of masticatory muscles // *Journal of Oral Rehabilitation*. – 2010. – Vol. 37, № 4. – P. 248–255.
5. De Felicio C.M., Ferreira C.L., Medeiros A.P., Rodrigues Da Silva M.A., Tartaglia G.M., Sforza C. Electromyographic indices, orofacial myofunctional status and temporomandibular disorders severity: a correlation study // *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. – 2012. – Vol. 22, № 2. – P. 266–272.
6. De Luca C.J. The use of surface electromyography in biomechanics // *Journal of Applied Biomechanics*. – 1997. – Vol. 13. – P. 135–163.
7. Farella M., Palla S., Gallo L.M. Time-frequency analysis of rhythmic masticatory muscle activity // *Muscle & Nerve*. – 2009. – Vol. 39, № 6. – P. 828–836.
8. Ferrario V.F., Sforza C., Colombo A., Ciusa V. An electromyographic investigation of masticatory muscles symmetry in normo-occlusion subjects // *Journal of Oral Rehabilitation*. – 2000. – Vol. 27, № 1. – P. 33–40.
9. Ferrario V.F., Tartaglia G.M., Luraghi F.E., Sforza C. The use of surface electromyography as a tool in differentiating temporomandibular disorders from neck disorders // *Manual Therapy*. – 2007. – Vol. 12, № 4. – P. 372–379.
10. Gallo L.M., Gross S.S., Palla S. Nocturnal masseter EMG activity of healthy subjects in a natural environment // *Journal of Dental Research*. – 1999. – Vol. 78, № 8. – P. 1436–1444.
11. Gallo L.M., Lavigne G., Rompre P., Palla S. Reliability of scoring emg orofacial events: polysomnography compared with ambulatory recordings // *Journal of Sleep Research*. – 1997. – Vol. 6, № 4. – P. 259–263.
12. Gallo L.M., Palla S. Activity recognition in long-term electromyograms // *Journal of Oral Rehabilitation*. – 1995. – Vol. 22, № 6. – P. 455–462.
13. Gallo L.M., Tagliabue G.M., Palla M. Langzeit-elektromyographie mit intelligenten tragbaren recordern zur ambulanten aufzeichnung und echtzeit-auswertung der orale hypermotorik // *Biomedizinische Technik*. – 1993. – Vol. 41, № 1. – P. 370–371.
14. Gonzalez Y., Iwasaki L.R., McCall Jr W.D., Ohrbach R., Lozier E., Nickel J.C. Reliability of electromyographic activity vs. bite-force from human masticatory muscles // *European Journal of Oral Sciences*. – 2011. – Vol. 119, № 3. – P. 219–224.
15. Ikeda T., Nishigawa K., Kondo K., Takeuchi H., Clark G.T. Criteria for the detection of sleep-associated bruxism in humans // *Journal of Orofacial Pain*. – 1996. – Vol. 10, № 3. – P. 270–282.

16. Jadidi F., Castrillon E., Svensson P. Effect of conditioning electrical stimuli on temporalis electromyographic activity during sleep // *Journal of Oral Rehabilitation*. – 2008. – Vol. 35, № 3. – P. 171–183.
17. Kato T., Masuda Y., Yoshida A., Morimoto T. Masseter EMG activity during sleep and sleep bruxism // *Archives Italiennes De Biologie*. – 2011. – Vol. 149, № 4. – P. 478–491.
18. Kawai N., Tanaka E., Langenbach G.E., van Wessel T., Brugman P., Sano R., van Eijden T.M., Tanne K. Daily jaw muscle activity in freely moving rats measured with radio-telemetry // *European Journal of Oral Sciences*. – 2007. – Vol. 115, № 1. – P. 15–20.
19. Lavigne G.J., Goulet J.P., Zuconni M., Morrison F., Lobbezoo F. Sleep disorders and the dental patient: an overview // *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. – 1999. – Vol. 88, № 3. – P. 257–272.
20. Lavigne G.J., Huynh N., Kato T., Okura K., Adachi K., Yao D., Sessle B. Genesis of sleep bruxism: motor and autonomic-cardiac interactions // *Archives of Oral Biology*. – 2007. – Vol. 52, № 4. – P. 381–384.
21. Lavigne G.J., Rompre P.H., Poirier G., Huard H., Kato T., Montplaisir J.Y. Rhythmic masticatory muscle activity during sleep in humans // *Journal of Dental Research*. – 2001. – Vol. 80, № 2. – P. 443–448.
22. Lodetti G., Mapelli A., Musto F., Rosati R., Sforza C. EMG spectral characteristics of masticatory muscles and upper trapezius during maximum voluntary teeth clenching // *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. – 2012. – Vol. 22, № 1. – P. 103–109.
23. Minakuchi H., Clark G.T. The sensitivity and specificity of miniature bruxism detection device // *Journal of Dental Research*. – 2004. – Vol. 83, special is. A.
24. Po J.M., Kieser J.A., Gallo L.M., Tesenyi A.J., Herbison P., Farella M. Time-frequency analysis of chewing activity in the natural environment // *Journal of Dental Research*. – 2011. – Vol. 90, № 10. – P. 1206–1210.
25. Shetty S., Pitti V., Satish Babu C.L., Surendra Kumar G.P., Deepthi B.C. Bruxism: a literature review // *Journal of Indian Prosthodontic Society*. – 2010. – Vol. 10, № 3. – P. 141–148.
26. Tartaglia G.M., Barozzi S., Marin F., Cesarani A., Ferrario V.F. Electromyographic activity of sternocleidomastoid and masticatory muscles in patients with vestibular lesions // *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*. – 2008. – Vol. 16, № 6. – P. 391–396.
27. Tartaglia G.M., Moreira Rodrigues da Silva M.A., Bottini S., Sforza C., Ferrario V.F. Masticatory muscle activity during maximum voluntary clench in different research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD) groups // *Manual Therapy*. – 2008. – Vol. 13, № 5. – P. 434–440.
28. Van Wessel T., Langenbach G.E., Brugman P., van Eijden T.M. Long-term registration of daily jaw muscle activity in juvenile rabbits // *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*. – 2005. – Vol. 162, № 3. – P. 315–323.

ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL ANALYSIS TOOL: MASSETER ELECTROMYOGRAPHY ACTIVITY IN A NATURAL ENVIRONMENT

M. Čadová, L.M. Gallo (Zürich, Switzerland)

The aim of this study was to develop and validate an algorithm for the analysis of the masticatory muscle activity. The algorithm accepts an electromyographic signal from one muscle and based on parameters input by the user it finds number, amplitude, maximum, and duration of contraction periods. The algorithm was written in Matlab™ (Matlab R2011b, The MathWorks, Natick, MA, USA) and is freely available at Matlab Central File Exchange. The output data are saved as comma delimited text. The algorithm was first tested using synthetic electromyographic signals and then using real electromyographic signals from the masseter muscle recorded during eating medium tough food and during sleep. The script is currently used at the Center of Dental Medicine of the University of Zürich (Switzerland) for analysis of the nocturnal and daily activities of masseter muscle of healthy subjects as well as bruxers. This script was used in a pilot study at the Center of Dental Medicine (Zürich, Switzerland) to investigate the effect of wearing at night an occlusal appliance on the masseter muscle. The measurements in this study were held in the

natural environment on healthy asymptomatic participants (six men and six women, age range between 18 and 45 years). The results revealed that wearing a Michigan splint at night reduces the number of tooth grinding as well as clenching episodes during sleep.

Key words: bruxism, electromyography, electromyographic activity, masticatory muscles, nocturnal activity.

Получено 06 июля 2014