

ют по показаниям датчиков пространственного положения 10 и ускорений 11, датчиков силы 6 и 8, ДОП 4 и ДОС 9. После окончания манипуляций ОМ 1 самоперемещается на новый заданный участок и алгоритм манипуляций вибрационного воздействия повторяют.

Пятый режим – организация манипуляций принудительно-го движения свободной части конечности относительно смежной. Для обеспечения данного режима два ОМ 1 объединяют в спаренный модуль с образованием общей грани, при этом общую грань размещают в зоне соединительного сустава конечности (рис. 1д). Затем по установленной в СУ 5 массажной программе организуют заданные принудительные (пассивные) пространственные движения свободной части конечности относительно смежной.

Во всех режимах пациент имеет возможность отключить устройство, о чем СУ 5 незамедлительно подаст сигнал массажисту. При этом все произведенные массажные действия регистрируются в СУ 5 для последующего анализа и назначения новых процедур. В режимах 3 и 5 по показаниям ОДС 8 ЛП 3 можно судить о силах сопротивления сустава при организации его пассивных движений и диагностировать степень его подвижности (разработанности). Также имеется возможность с помощью ДТ 7 непрерывно измерять температуру конечности в местах контакта и по ее значениям судить о степени ее разогрева при проведении массажных процедур, например при растирании. Измерение в процессе массажа электрического сопротивления между участками контакта радиальных упоров с конечностью при измеряемых расстояниях между ними и температурами позволяет судить о сухости кожи и индивидуальной переносимости массажа и подбирать более благоприятные для пациента режимы воздействия.

Предлагаемая концепция может быть использована в домашних условиях для проведения квалифицированного автономного программного самомассажа, а при подключении СУ 5 к сети Интернет может быть организована on-line связь АМПРМ и пациента с массажистом для оперативного контроля проведения массажа и принятия решений при возникновении нестандартных ситуаций, например для передачи команды в СУ 5 на остановку устройства и оперативного вызова медпомощи пациенту на дом. В результате у пациентов, не имеющих возможности самостоятельного посещения лечебного учреждения, появляется возможность проведения массажа под on-line контролем массажиста без его физического присутствия в одном помещении с пациентом.

Использование предлагаемой концепции АМПРМ позволит автоматизировать процесс проведения массажа верхних и нижних конечностей, а также шейного участка пациента и за счет этого увеличить количество одновременно обслуживаемых пациентов одним массажистом и снизить его физическую усталость и утомляемость.

Список литературы:

1. Дубровский В.И., Дубровская А.В. Лечебный массаж. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2004. 505 с.
2. Приказ Министерства здравоохранения РФ от 20 августа 2001 г. № 337 «О мерах по дальнейшему развитию и совершенствованию спортивной медицины и лечебной физкультуры».
3. Разумов А.Н., Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлев В.В. Обзор состояния робототехники в восстановительной медицине // Вестник восстановительной медицины. 2011. № 4. С. 31-38.
4. Габутдинов Н.Р., Глазунов В.А., Духов А.В. и др. Хирургические роботы. Возможность использования манипуляторов последовательной и параллельной структуры // Медицина и высокие технологии. 2015. № 1. С. 45-50.
5. Саяпин С.Н. Адаптивный мобильный пространственный реабилитационный робот-манипулятор и способ организации движений и диагностики пациента с его помощью / Патент РФ на изобретение № 2564754. Оpubл. 10.10.2015 г. Бюл. № 28.
6. Саяпин С.Н. Додекапод как современный этап развития пространственных параллельных роботов // Проблемы машиностроения и надежности машин. 2012. № 6. С. 31-45.
7. Колискор А.Ш. Разработка и исследование промышленных роботов на основе I-координат // Станки и инструмент. 1982. № 12. С. 21-24.

Сергей Николаевич Саяпин,
д-р техн. наук, профессор,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
гл. научный сотрудник,
Институт машиноведения
им. А.А. Благонравова РАН,
г. Москва,
e-mail: S.Sayapin@rambler.ru

А.М. Гатауллин, А.В. Овчинников

Виртуальный прибор для анализа параметров соматосенсорных вызванных потенциалов

Аннотация

Предлагается виртуальный прибор для анализа вызванных потенциалов на основе LabVIEW. Он позволяет, не используя аппаратные средства, выделять компоненты вызванных потенциалов, автоматически определять их амплитуду, частотный спектр, мощность, среднеквадратическое значение, разность максимального и минимального значений амплитуды. Предлагаемый виртуальный прибор может быть полезен для разработки телеметрических систем функциональной диагностики с автоматической обработкой больших объемов информации на основе метода вызванных потенциалов.

Введение

Метод соматосенсорных вызванных потенциалов (ССВП) в клинической практике используется преимущественно для оценки центральной нервной системы (ЦНС) и афферентных (восходящих чувствительных) проводящих путей, а также для анализа состояния тонких нервных волокон [1], [2]. Применяется метод коротколатентных ССВП для обнаружения поражения быстропроводящих хорошо миелинизированных путей, проходящих в задних столбах спинного мозга, медиальной лемнисковой системе и активирующих соматосенсорные зоны

коры мозга [3], а также метод длиннолатентных ССВП, связанный с медленнопроводящими тонкими волокнами болевой и температурной чувствительности, проводниками в спиноталамическом тракте и неспецифическими системами мозга [1], [4], [5].

В связи с этим ССВП нашли применение в диагностике демиелинизирующих заболеваний, связанных с разрушением проводящей миелиновой оболочки нервов, для локализации поражения, мониторинга сенсорных функций в течение болезни [6] и в целом ряде других нейродегенеративных [4], [7], а также соматических [8] заболеваний.

В повседневной клинической практике при анализе ССВП внимание уделяется латентности (времени появления после стимула) их компонентов, а также амплитуде, форме сигнала. Важны также межпиковое расстояние, частотный спектр, в ряде случаев – разность максимального и минимального значений амплитуды, а при необходимости – мощность, среднеквадратическое значение.

Регистрация вызванных потенциалов осуществляется методом когерентного накопления, т. е. многократного суммирования участков кривой электроэнцефалограммы (ЭЭГ) сразу же с момента подачи стимула, который задает начало отсчета времени для записи сигнала с последующим усреднением накопленного сигнала путем деления на число интервалов накопления. При этом ЭЭГ, имеющая случайный характер, уменьшается по амплитуде, а амплитуды соматосенсорных вызванных потенциалов (ССВП), имеющих относительно стабильные временные и фазовые характеристики, складываясь когерентно, при повторении процедуры накопления и усреднения будут возрастать, за счет чего появляется возможность выделять слабый сигнал ССВП на фоне интенсивного сигнала спонтанной ЭЭГ. При этом запуск алгоритма процедуры когерентного накопления ССВП должен быть синхронизирован с сигналами стимулирующего устройства [1], [2], [4], а в неко-

торых случаях – с другим показателем, имеющим ритмический характер функционирования, например с сердечным ритмом. При этом рационально начало записи кривой производить через десятки или сотни миллисекунд после подачи стимулирующего импульса. Это обусловлено необходимостью более тщательной оценки ряда параметров, в том числе частотно-временных характеристик ССВП. При стандартной регистрации и анализе промежуточных и поздних компонентов ССВП часть важной для нейрофизиолога информации может быть скрыта из-за особенностей обработки данных ЭЭГ, отображения этих данных на экране прибора, и, следовательно, возникает необходимость выделения участков ЭЭГ, соответствующих определенным нейронным анатомо-функциональным системам, для их достоверного отображения без искажений и извлечения клинической информации. Такого рода проблема связана, в том числе, с особенностями восприятия информации на дисплее человеком, что не позволяет подробно анализировать характеристики ССВП без дополнительной настройки и существенно замедляет процедуру обследования. Извлекаемая нейрофизиологическая информация связана с особенностями физических параметров диагностируемых анатомо-функциональных систем. Для получения более объективной нейрофизиологической информации полезно в автомати-

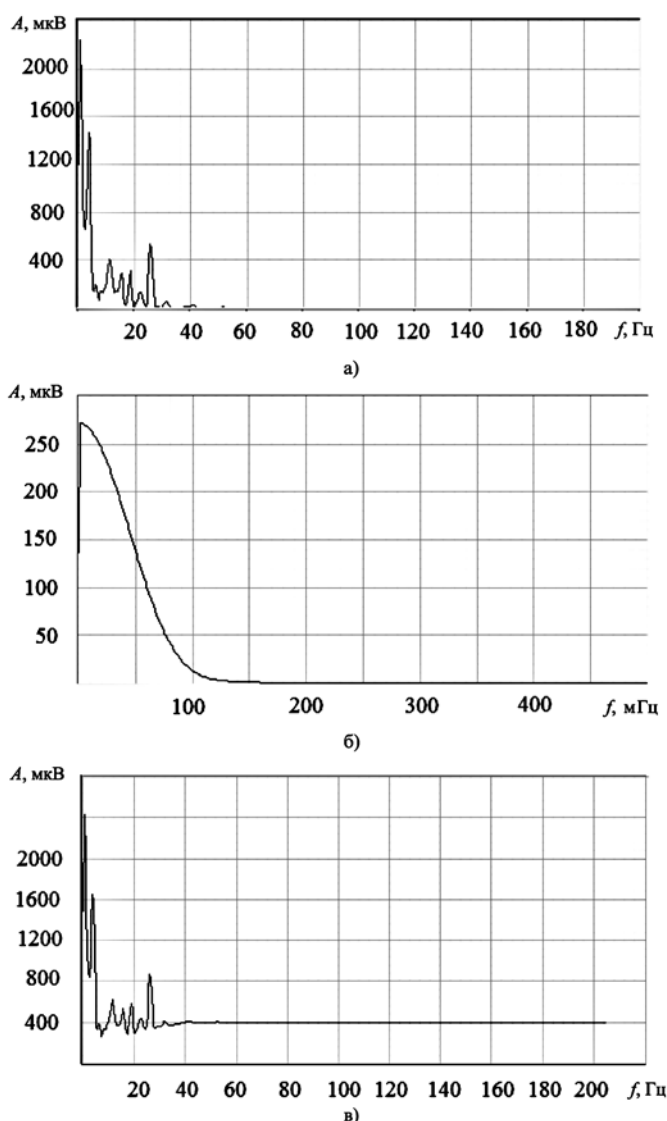


Рис. 1. Спектр исходного сигнала ЭЭГ и ВП (а); спектр выделенного компонента ССВП (б); спектр оставшегося сигнала за вычетом спектра выделенного компонента ССВП (в).

По горизонтальной оси – частота, по вертикальной – амплитуда

ческом режиме вычислять ряд параметров ССВП, в том числе частотный спектр, мощность, среднееквадратическое значение, максимальные и минимальные амплитудные показатели, размах – разность максимального и минимального значений, а также выделять и анализировать отдельные компоненты ССВП, выделяя наиболее характерные для обследуемого. Процесс вычисления может производиться на удаленном сервере, что позволит сэкономить ресурсы клиники, увеличить пропускную способность диагностического кабинета. Накопление статистики, учет состояния обследуемого и приборного парка помогут уменьшить число ошибочных диагностических решений.

Материалы и методы

Поставленную задачу можно решить путем обработки ССВП с помощью виртуального прибора LABVIEW. Для этого был разработан виртуальный прибор (Virtual Instrument, VI) для выделения компонентов ССВП и анализа их параметров. С помощью стандартного электроэнцефаллографа исходный сигнал ССВП записывается в файл и затем обрабатывается в VI.

Алгоритм обработки исходного сигнала в виртуальном приборе LABVIEW:

1. Преобразование данных исходного сигнала ССВП в одномерный массив.
2. Формирование осциллограммы исходного сигнала.
3. Вычисление среднего арифметического амплитудного значения исходного сигнала ССВП.
4. Построение осциллограммы исходного сигнала ССВП.
5. Построение частотного спектра исходного сигнала ССВП.
6. Выделение компонента ССВП.
7. Построение частотного спектра исходного сигнала ССВП.
8. Построение частотного спектра оставшегося сигнала за вычетом спектра выделенного компонента ССВП.
9. Вычисление максимального и минимального амплитудных значений выделенного компонента ССВП.
10. Вычисление размаха (разность максимального и минимального значений) выделенного компонента ССВП.
11. Вычисление среднееквадратического значения выделенного компонента ССВП.
12. Вычисление максимума, минимума и размаха выделенного компонента ССВП.
13. Вычисление мощности выделенного компонента ССВП (определяется как площадь прямоугольника под кривой зависимости сигнала ССВП от времени).
14. Выполнение пунктов 6-13 для следующего компонента ССВП.

Результаты

Приведем пример выделения наиболее характерного для обследуемого компонента ССВП на основе анализа спектра исходного сигнала. На осциллограмме спектра исходной кривой можно увидеть частотные компоненты ССВП и ЭЭГ (рис. 1а). Сопоставляем спектр выделенного компонента ССВП (рис. 1б) со спектром оставшегося сигнала за вычетом спектра выделенного компонента ССВП (рис. 1в).

Дополнительно вычисляем минимальное, максимальное значения, размах, мощность, среднееквадратические значения компонентов ССВП. Аналогичным образом анализируется частотный спектр других компонентов ССВП. Спектры на рис. 1а и б отличаются частотными составляющими, причем на рис. 1в практически представлен спектр ЭЭГ (до 50 Гц), и это, в дополнение к данным о размахе, мощности, среднееквадратических значениях компонентов ССВП, означает, что выделенный компонент ССВП, спектр которого изображен на рис. 1б, является наиболее характерным для исходного сигнала ССВП (рис. 1а).

Заключение

Используя виртуальные приборы LabVIEW, можно, не применяя аппаратные средства, выбирать произвольный компонент вызванного потенциала на всю ширину экрана при данной эпохе анализа и оценивать его амплитуду, частотный спектр, мощность, среднееквадратическое значение, разности максимального и минимального значений, а также выделять максимальные и минимальные амплитудные показатели компонентов ССВП, что может быть полезным для автоматизации обработки нейрофизиологической информации на основе ССВП.

Также данный VI может быть полезен для разработки телеметрических систем функциональной диагностики с автоматической обработкой больших объемов информации.

Список литературы:

1. *Зенков Л.Р., Ронкин М.А.* Функциональная диагностика нервных болезней. – М.: МЕДпресс-информ, 2004.
2. *Aminoff M.J.* Electrodiagnosis in clinical neurology / 5 ed. – Philadelphia: Elsevier, Churchill Livingstone, 2005.
3. *Dora-Lamba L. et al.* Short latency evoked somatosensory potentials after stimulation of median nerve in children: Normative data // J. Clin. Neurophysiol. 2009. Vol. 26. PP. 176-182.
4. *Торопина Г.Г.* Вызванные потенциалы. Руководство для врачей. – М.: МЕДпресс-информ, 2016.
5. *Haefeli J. et al.* Assessment of spinothalamic tract function beyond pinprick in spinal cord lesions. A contact heat evoked potential study // Neurorehabil. Neural. Repair. 2014. Vol. 28. PP. 494-503.
6. *Chistyakov A.V. et al.* The value of motor and somatosensory evoked potentials in evaluation of cervical myelopathy in the presence of peripheral neuropathy // Spine. 2004. Vol. 29. PP. 239-247.
7. *Crucchi G. et al.* Recommendations for clinical use of somatosensory evoked potentials // Clin. Neurophysiol. 2008. Vol. 119. PP. 1705-1719.
8. *Vollono C. et al.* The abnormal recovery cycle of somatosensory evoked potential components in children with migraine can be reversed by topiramate // Cephalalgia. 2010. Vol. 30. PP. 17-26.

Айрат Мухамедович Гатауллин,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра релейной защиты
и автоматизации
электроэнергетических систем,
Казанский государственный
энергетический университет,
Александр Витальевич Овчинников,
канд. мед. наук, врач-нейрофизиолог,
НУЗ «Отделенческая клиническая
больница ОАО «РЖД» на станции Казань
(Железнодорожная больница г. Казани),
г. Казань,
e-mail: avitov@yandex.ru