

УДК 612.424.4/615.82

ВЛИЯНИЕ НАПРАВЛЕНИЯ СООБЩАЕМЫХ ЭЛЕКТРОДУ КОЛЕБАНИЙ НА ХАРАКТЕР МОДУЛЯЦИИ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИОННЫХ ТОКОВ

М.Г. КИСЕЛЕВ, А.Н. ОСИПОВ*, Е.И. ЛАБУНЬ

*Белорусский национальный технический университет
Независимости, 65, Минск, 220013, Беларусь*** Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
П. Бровки, 6, Минск, 220013, Беларусь**Поступила в редакцию 5 ноября 2013*

Разработан экспериментальный приборный комплекс, включающий массажер ударно-фрикционного действия с функцией электростимуляции и аппаратных средств, обеспечивающих осуществление данного вида комплексного воздействия при различных механических и электрических параметрах. Рассмотрено влияние направления сообщаемых электроду колебаний на форму импульсного тока, а также на его спектральные характеристики.

Ключевые слова: электростимуляция, физиотерапия, анальгезия.

Введение

По результатам проведенных экспериментальных исследований [1] установлено, что по сравнению с традиционными условиями выполнения процедуры электростимуляции, применение вибрации активного электрода позволяет при одинаковых электрических параметрах осуществления процедуры до 50 % снизить уровень болевых ощущений у пациентов. Это, в свою очередь, дает возможность повысить эффективность выполнения этой процедуры за счет увеличения токов электростимуляции, значение которых как раз и ограничивается возникновением у пациента острых болевых ощущений. При этом установлено, что существует диапазон частот вращения насадки N , при котором анальгетический эффект проявляется в наибольшей степени. В частности, для условий проводимых экспериментов [1] оптимальное значение N составило $150\text{--}200\text{ мин}^{-1}$, что при восьми лопастях в насадке соответствует частоте прерывания электрической цепи равной $20\text{--}30\text{ Гц}$. Это свидетельствует о том, что в основе механизма анальгетического эффекта лежат явления, связанные с особенностями контактного взаимодействия лопасти массажера с поверхностью тела человека, что может быть объяснено фазовым сдвигом стимуляционного импульсного тока при механической модуляции в период контактного взаимодействия лопасти массажера и тела человека [2], возникающего вследствие наличия в данной электробиологической цепи реактивного элемента, а именно нервно-мышечного комплекса тела человека. При одинаковых условиях электрические сигналы различной частоты обладают различным сдвигом фазы. По величине данного запаздывания сигнала можно судить о том, на какие именно ткани приходится наибольшее воздействие данным импульсным током. Так, на воздействии на нервные ткани основана электроанальгезия, применяемая в стоматологии и акушерстве [3, 4].

На основании результатов проведенных экспериментов [5] было установлено наличие трех характерных стадий взаимодействия вращающейся лопасти массажера с поверхностью тела человека, а именно: ударной, фрикционной и релаксационной стадий. Также были

определены временные параметры их протекания с учетом частоты вращения насадки и величины натяга лопастей относительно поверхности тела.

Очевидно, что для раскрытия механизма проявления анальгетического эффекта и целенаправленного управления им, необходимо располагать данными, отражающими влияние на него отдельно ударной и фрикционной фазами взаимодействия вращающейся лопасти с телом человека. Принципиально эти фазы отличаются условиями контактного взаимодействия поверхностей и, в частности, направлением их относительного перемещения. Так, ударную фазу можно характеризовать периодически относительным движением, направленным перпендикулярно взаимодействующим поверхностям, а фрикционную – их безотрывным движением в тангенциальном направлении. Такое разделение позволит оценить влияние направления и частоты сообщаемых электроду колебаний на процесс амплитудной модуляции электростимуляционных токов и связанный с ним анальгетический эффект. Исследованию этих вопросов посвящена данная работа.

Методика эксперимента

С целью повышения эффективности выполнения процедуры электростимуляции авторами [6] предложено осуществлять ее с использованием массажера ударно – фрикционного действия. В этом случае (рис. 1) массажер 1 подключается к персональному компьютеру 2 с программным обеспечением для генерации и регистрации импульсных токов SpectraPro и блоку питания 3; для усиления импульсных токов применяется усилитель 4. На вращающемся валу массажера неподвижно посажена насадка, в которой консольно закреплены кожаные лопасти. На их свободных концах предусмотрены электроды, выполненные в виде легких металлических заклепок, питание которых обеспечивается с помощью токосъемного устройства. Второй электрод 5 неподвижно закрепляется на теле пациента. При вращении лопасти прерывисто механически воздействуют на поверхность тела пациента, обеспечивая, с одной стороны, их массажное влияние, а с другой – изменяют режим протекания процесса электростимуляции за счет периодического прерывания электрической цепи между электродами.

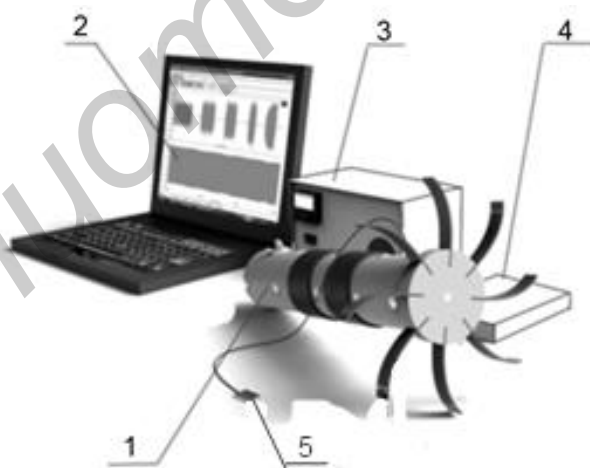


Рис. 1. Фотография общего вида аппаратного комплекса для выполнения процедуры электростимуляции с использованием массажера ударно-фрикционного действия

На рис. 2 показан экспериментальный комплекс, также примененный в исследованиях. На станине 8 располагаются регулируемые подставки 9, на которые волонтер помещает руку 1 с зафиксированным на ней в области головки мышцы первым электродом 10. К мышце с помощью магнитной стойки 3 подводится электромагнит со вторым электродом 2. Частота колебаний электромагнита регулируется при помощи генератора 5. Генерация электростимуляционных импульсных токов на электродах и их регистрация обеспечивается при помощи ПК 7 и специализированного ПО, а также звуковой карты 4 и усилителя 6. Благодаря оригинальной конструкции электромагнита, обеспечивается возможность сообщать

электроду колебательные смещения как в вертикальной, так и горизонтальной плоскостях, что, соответственно, воспроизводит ударное и фрикционное виды взаимодействия с поверхностью кожи человека.

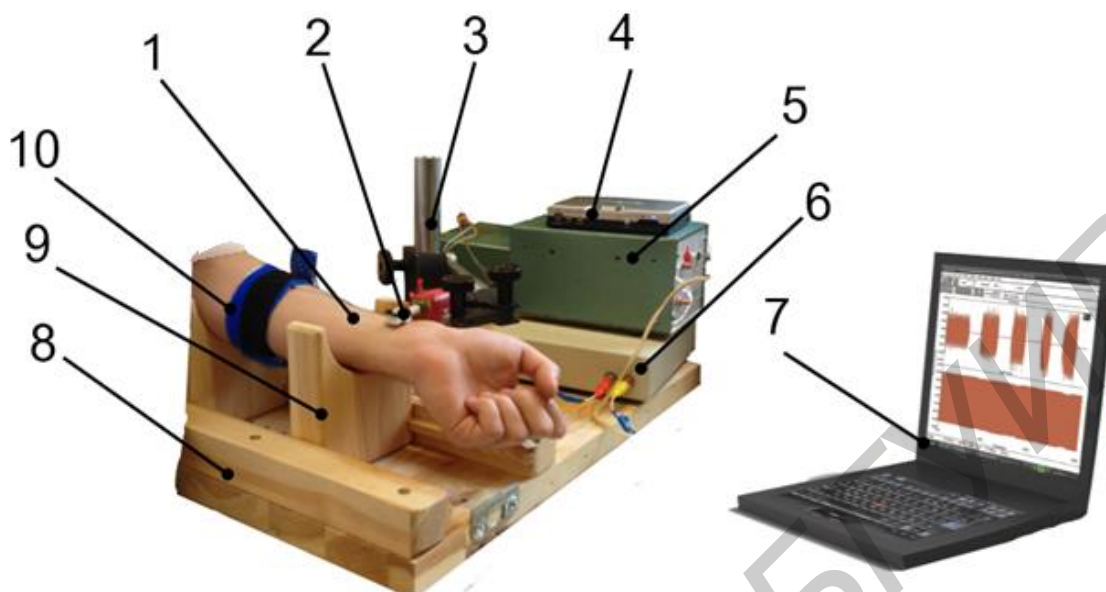


Рис. 2. Блок-схема примененного в исследованиях экспериментального комплекса

Для удобства последующего описания и анализа данных, отражающих влияние направления сообщаемых электроду колебаний на процесс амплитудной модуляции электростимуляционных токов, примем следующие схемы (рис. 3), условно обозначенные буквами А, Б и В. При реализации схемы А электроду 1 сообщаются колебания A_v , направленные перпендикулярно поверхности 2 тела человека, т. е. реализуются условия их периодического ударного взаимодействия. Схема Б характеризуется тем, что колебания A_r электроду сообщаются параллельно поверхности тела, а их контактирование протекает в условиях безотрывного фрикционного взаимодействия. Схема В отличается от предыдущих наличием последовательно протекающих стадий ударного A_v и фрикционного A_r взаимодействия электрода с поверхностью тела человека.

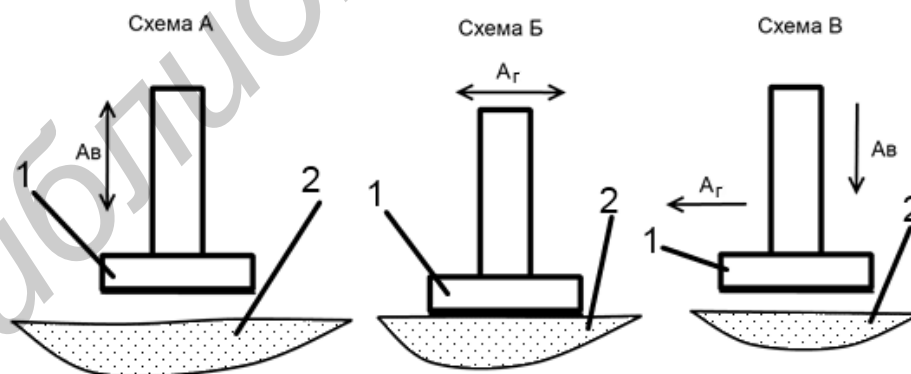


Рис. 3. Принципиальные схемы сообщения вынужденных колебаний электроду в процессе выполнения процедуры электростимуляции

Методика проведения экспериментов включала в себя последовательное выполнение следующих действий. Рука волонтера располагалась на регулируемых подставках в определенном положении, удобном для осуществлении процедуры, при этом тыльная сторона руки была направлена вверх, кисть расслаблена. В области головки мышцы локтевого сгибателя кисти (рис. 4) фиксировался первый электрод. Второй электрод, смонтированный на электромагните, с помощью магнитной стойки подводился к зоне иннервации локтевого нерва таким образом, чтобы обеспечивался электрический контакт через тело волонтера между

электродами в свободном положении электромагнита. Далее на электроды подавался импульсный ток синусоидальной формы с частотой 1 кГц. Согласно [7] электроды смачивались 10 % раствором хлорида натрия для обеспечения наилучшего режима электроконтакта. Напряжение доводилось до уровня, соответствующего пороговому уровню мышечного сокращения (15–30 В в зависимости от субъективных параметров волонтеров). После этого включался генератор колебаний электромагнита, генерирующий колебания с частотой 22–30 Гц для режима фрикционного воздействия, а затем и для ударного соответственно.



Рис. 4. Расположение мышцы локтевой сгибатель кисти и зоны иннервации локтевого нерва

Результаты экспериментов и их обсуждение

В качестве примера на рис. 5 приведены импульсы, формы которых были получены при различных видах воздействия (при ударно-фрикционном воздействии частота вращения насадки – $N = 200 \text{ мин}^{-1}$, расстояние от поверхности тела до оси вращения насадки – 65 мм).

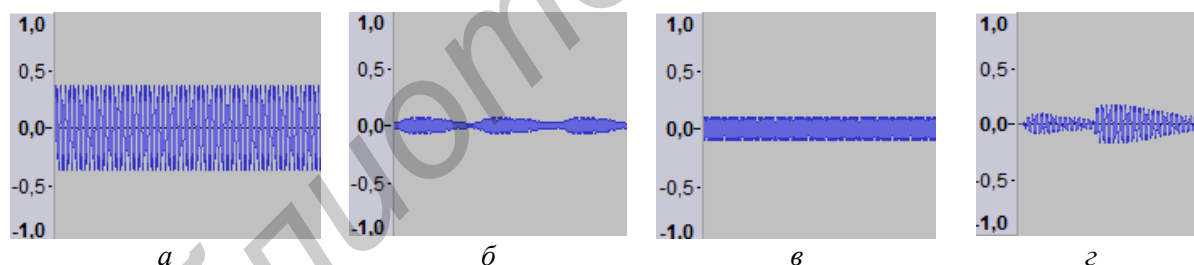


Рис. 5. Форма импульсов при различных условиях механической модуляции:
a – исходный сигнал; *б* – ударное воздействие; *в* – фрикционное воздействие;
г – ударно-фрикционное воздействие

В результате обработки полученных экспериментальных данных и их последующего анализа установлено, что фрикционное воздействие вносит незначительный вклад в модуляцию импульса, изменение амплитуды в отдельных случаях составляет не более 10 %, что может быть вызвано изменением расстояния от области наилучшего контакта электрода до места расположения. В целом, фрикционное воздействие, с точки зрения эффективности проведения процедуры электростимуляции и субъективных ощущений волонтеров, не отличается от традиционной процедуры со статичными электродами. Ударное воздействие имеет значительно более сложную форму модулируемого импульса, имеются области нарастания амплитуды, области стабильного максимального значения и ее угасания. Таким образом имеются области переходных процессов. Субъективные ощущения волонтеров значительно отличаются от статического режима: чувствуются прерывания в подаче импульсного тока. Однако выраженный анальгетический эффект отсутствует. Применение массажера ударно-фрикционного действия позволяет получить импульсы более сложной (по

сравнению с ударным воздействием) формы: не выражена продолжительная область с постоянным значением амплитуды импульсного тока, на всей продолжительности импульса имеются области переходных процессов.

Спектральные характеристики импульсных токов, которые показаны на рис. 6, также значительно отличаются. Спектр частот при ударно-фрикционном воздействии имеет равномерное заполнение в области частот свыше 1кГц. Это свидетельствует о наличии более широких возможностей по модуляции импульсных токов данным видом механического воздействия, относительно ударного или фрикционного [8].

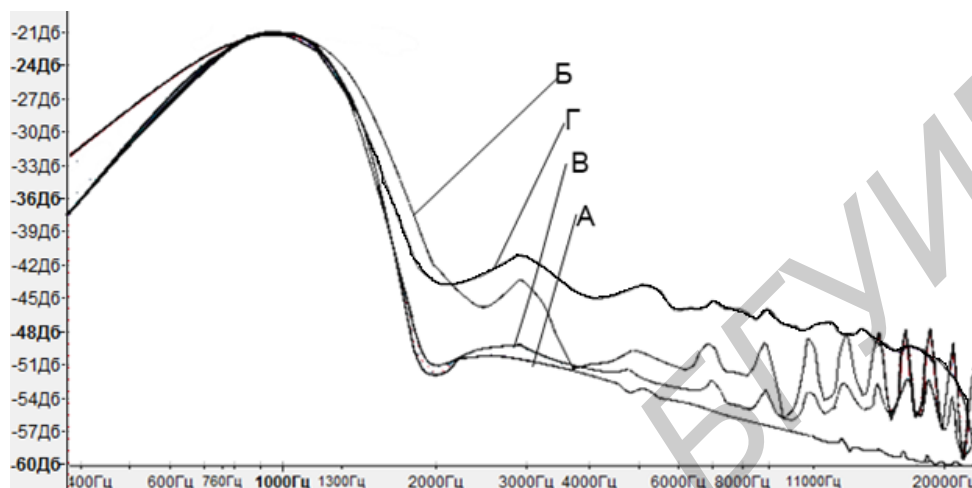


Рис. 6. Спектральные характеристики импульсных токов:
А – исходный сигнал, Б – ударное воздействие, В – фрикционное воздействие,
Г – ударно-фрикционное воздействие

Таким образом, применение массажера ударно-фрикционного действия при проведении процедуры электростимуляции, помимо механического воздействия на тело человека, создает сложную по виду модуляции форму импульсного электростимуляционного тока, что вызывает ее периодическое деформирование, при котором поверхностный слой находится в напряженном состоянии. Кроме того, для процесса электростимуляции характерны постоянные переходные процессы. При этом формой модулированного тока можно целенаправленно управлять за счет изменения частоты вращения лопастей, их количества и натяга. Полученные в работе результаты могут служить основой для раскрытия и описания выявленного ранее анальгетического эффекта, связанного с применением при выполнении процедуры электростимуляции массажера ударно-фрикционного действия.

Заключение

Разработана методика и создана экспериментальная установка, позволяющая осуществлять процедуру электростимуляции на волонтерах при сообщении электроду вынужденных колебаний различного направления, частоты и амплитуды. Получены экспериментальные данные, отражающие влияние направления сообщаемых электроду колебаний (при частоте 22–30 Гц) на форму импульсного тока, а также на его спектральные характеристики. На основании их сравнительного анализа установлено, что наибольшее влияние на процесс механической модуляции импульсных токов и изменение их спектральных характеристик оказывает ударно-фрикционное воздействие. При этом на спектрограмме наблюдается равномерное заполнение области частот свыше 1 кГц, что позволяет сделать вывод о наличии наиболее широких возможностей по модуляции формы импульсного электростимуляционного тока. В меньшей степени на формирование импульсов и изменение характера спектрограммы оказывает влияние ударное воздействие. При фрикционном (безотрывном) колебании электрода форма импульсных токов и их спектрограммы практически не отличаются от вида исходящего сигнала.

EFFECT OF AUXILIARY VIBRATION INFLUENCE ON ELECTROSTIMULATION PROCEDURE EFFICIENCY

M.G. KISELEV, A.N. OSIPOV, E.I. LABUN

Abstract

The experimental complex of apparatus of electrical stimulation with combination of active electrode vibration of original design is developed. It has a possibility to use various mechanical and electrical parameters of vibration influence and electrical stimulation. It's possible to apply various directions of vibrations to an active electrical stimulation electrode. It's shown that use of vibration-combined electrical stimulation procedure has an advantage in efficiency over traditional non-vibrating regime of procedure. Moreover, percussive-frictional mode is superior due to opportunities it has to change the modes of action.

Список литературы

1. *Лабунь Е.И., Киселев М.Г., Давыдова Н.С.* // Сб. науч. статей VI Межд. науч.-тех. конференции «Медэлектроника-2010. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии», Минск, 2010. С. 316–319.
2. *Беркутов А.М., Жулев В.И., Кураев Г.А.* Системы комплексной электромагнитотерапии. М., 2000.
3. *Персианинов Л.С., Каструбин Э.М., Расстригин Н.Н.* Электроанальгезия в акушерстве и гинекологии. М., 1978.
4. *Литвинов В.В.* Электротранквилизация у амбулаторных стоматологических больных как метод профилактики осложнений со стороны сердечно-сосудистой системы. Дис. ... канд. мед. наук. Москва, 1994.
5. *Киселев М.Г., Лабунь Е.И.* // Приборы и методы измерений. 2012. № 2 (5). С. 95–99.
6. *Осипов А.Н., Киселев М.Г., Лабунь Е.И.* // Докл. БГУИР. 2012. № 5. С. 5–8.
7. *Бабаянц Р.С., Бажанов Н.Н., Бунин К.В. и др.* Справочник фельдшера. М., 1983.
8. *Сергиенко А.Б.* Цифровая обработка сигналов. СПб, 2002.