

ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ НЕРВНО-МЫШЕЧНОГО АППАРАТА МНОГОЭЛЕМЕНТНЫМ ЭЛЕКТРОДОМ

А.Н. Осипов¹, И.О. Хазановский¹, А.В. Пацев²

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск

²Республиканский центр медицинской реабилитации и бальнеолечения, Минск

ELECTROSTIMULATION OF THE NEUROMUSCULAR APPARATUS BY A MULTI-ELEMENT ELECTRODE

A.N. Osipov¹, I.O. Khazanovsky¹, A.V. Patseev²

¹Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk

²Republican Center for Medical Rehabilitation and Balneotherapy, Minsk

Аннотация. Представлены результаты исследования электростимуляции нервно-мышечного аппарата многоэлементным электродом в сравнении со стандартным электродом. Исследованы зависимости порогового тока электростимуляции от временных параметров импульса для стандартного и многоэлементного электродов. Определена эффективность использования электродных матриц, при которых осуществляется задержка сигнала электростимуляции на заданное время по каждому каналу.

Ключевые слова: многоэлементный электрод, многоканальная электростимуляция, парциальный электрод, длительность импульса, ток стимуляции.

Для цитирования: Осипов, А.Н. Электростимуляция нервно-мышечного аппарата многоэлементным электродом / А.Н. Осипов, И.О. Хазановский, А.В. Пацев // Проблемы физики, математики и техники. – 2025. – № 2 (63). – С. 74–78. – DOI: https://doi.org/10.54341/20778708_2025_2_63_74. – EDN: HDUNGI

Abstract. The paper presents the results of a study of electrical stimulation of the neuromuscular system using a multi-element electrode in comparison with a standard electrode. The dependences of the threshold current of electrical stimulation on the time parameters of the pulse for standard and multi-element electrodes are studied. The efficiency of using electrode matrices, in which the electrical stimulation signal is delayed for a specified time for each channel, is determined.

Keywords: multi-element electrode, multi-channel electrical stimulation, partial electrode, pulse duration, stimulation current.

For citation: Osipov, A.N. Electrostimulation of the neuromuscular apparatus by a multi-element electrode / A.N. Osipov, I.O. Khazanovsky, A.V. Patseev // Problems of Physics, Mathematics and Technics. – 2025. – № 2 (63). – P. 74–78. – DOI: https://doi.org/10.54341/20778708_2025_2_63_74 (in Russian). – EDN: HDUNGI

Введение

Одним из перспективных направлений электростимуляции является многоканальная электростимуляция (МЭ). Это обусловлено тем, что специфические функциональные свойства нервной и управляемой ей мышечной системы теснейшим и детерминированным образом связаны с генерацией и передачей естественных электрических потенциалов [1]. Многоканальная электростимуляция находит широкое применение для лечения органических и функциональных поражений нервно-мышечной системы и, в первую очередь, для реабилитации пациентов с нарушением опорно-двигательного аппарата. Опубликованы результаты о применении МЭ для лечения различных заболеваний в неврологии, офтальмологии, кардиологии, эндокринных заболеваний [2]–[5]. В настоящее время получило развитие многоканальная электростимуляция многоэлементными электродами [6]. Однако

остаётся неисследованным вопрос оптимизации параметров стимулирующих сигналов при использовании многоэлементных электродов. В связи с этим в данной работе приведены результаты исследований электростимуляции многоэлементным электродом в сравнении со стандартным.

1 Материалы и методика проведения исследований

Для проведения исследований использован специальный стенд (рисунок 1.1). Стенд включает генератор стимулирующих сигналов, программируемый коммутатор, выходные каскады стандартного, многоэлементного и индифферентного электродов.

Комплект электродов включает: стандартный электрод (выходной каскад 0), многоэлементный электрод, содержащий 4 парциальных электрода (выходной каскад 1–4) и индифферентный электрод.

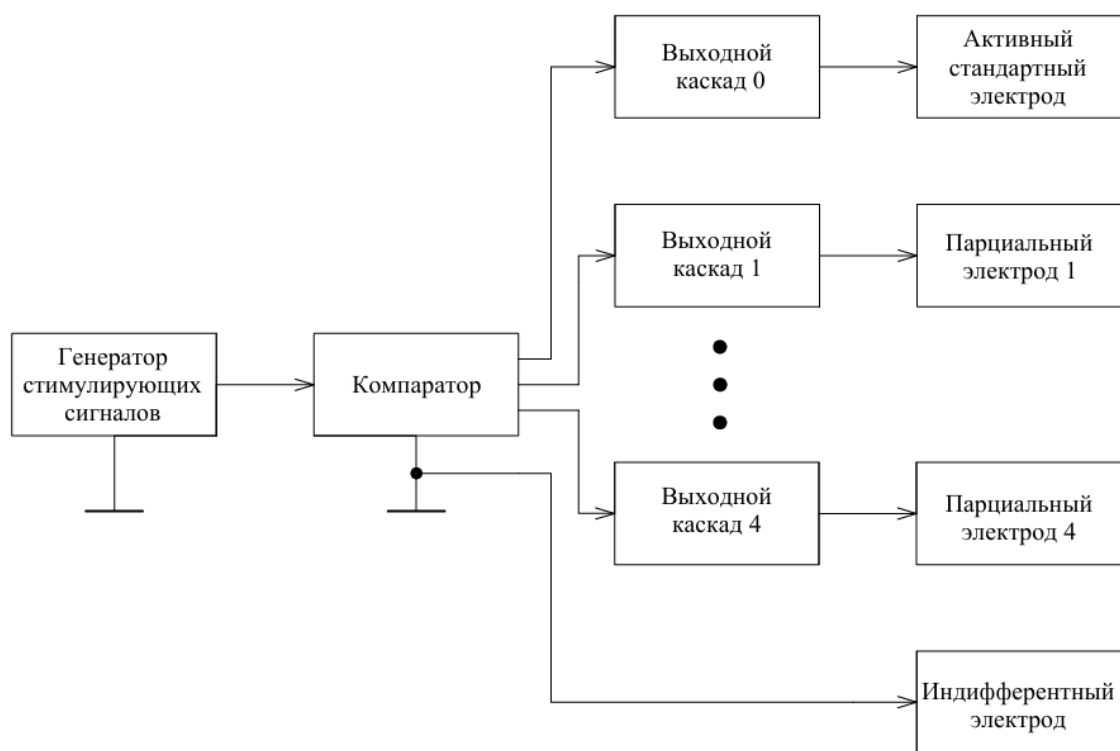


Рисунок 1.1 – Схема стенда для проведения исследований

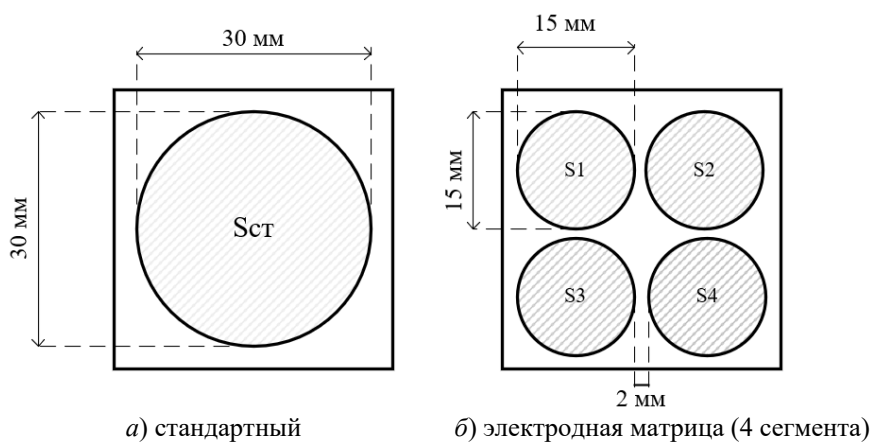


Рисунок 1.2 – Конструкции электродов

Парциальные электроды выполнены из токопроводящей резины. Для обеспечения постоянства межэлектродного расстояния они монтируются на фиксирующую резиновую площадку размерами 40×40 мм, что обеспечивает необходимую гибкость электрода для хорошего прилегания к телу человека. Конструкции электродов приведены на рисунке 1.2.

Суммарная площадь сегментов электродной матрицы равна площади стандартного электрода: $S_{cm} = S_1 + S_2 + S_3 + S_4 = S_{зм}$, а площади сегментов в электродной матрице равны между собой: $S_1 = S_2 = S_3 = S_4$.

При проведении исследования выбрана группа испытуемых, которая не имеет патологий.

Миостимуляция проводилась на двуглавой мышце плеча. Для электростимуляции активный электрод помещают на точку, располагающейся примерно на середине мышечного брюшка. Стимуляция стандартным электродом и электродной матрицей на заданной частоте и установленной длительности импульса проводилась в один подход, где фиксировалось одно значение тока стимуляции при использовании стандартного электрода и несколько значений при использовании электродной матрицы. После стимуляции прошло время (15–20 мин.), в течении которого испытуемый отдыхал, после чего начинался второй подход, при следующей длительности импульса и заданной частоте. Перерывы проводились

с целью предотвращения аккомодации ткани человека к электрическому току. При проведении стимуляции фиксировалось значение тока (I_{cm}), которое вызывало пороговое сокращение мышцы.

Для определения эффективности использования электродной матрицы, применяемой для синтеза сигналов электростимуляции, проведены исследования зависимости изменения тока стимуляции I_{cm} , вызывающего пороговое сокращения мышцы, от длительности импульса стимулирующего сигнала τ ($\tau = \tau_1 + \tau_2 + \tau_3 + \tau_4$). Длитель-

ность импульса при использовании стандартного электрода была равна суммарной длительности импульсов, подаваемых на каналы стимуляции при использовании электродной матрицы. Последовательность подачи стимулирующих сигналов на парциальные электроды соответствовала номеру парциального электрода матрицы. Также проведено исследование зависимости тока стимуляции (I_{cm}) от задержки подачи импульса на парциальные электроды ($t_{зад}$).

На рисунке 1.3 представлены сигналы, подаваемые на парциальные электроды.

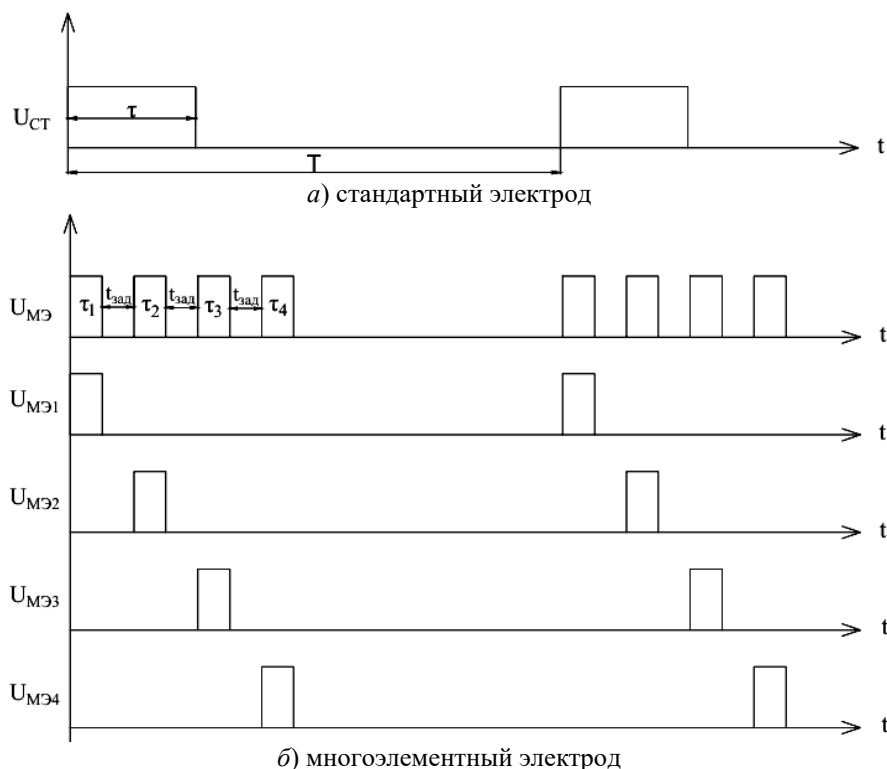


Рисунок 1.3 – Диаграммы стимулирующих сигналов, подаваемых на стандартный и многоэлементный электроды

В процессе проведения исследования диапазон частот, используемых при стимуляции двуглавой мышцы плеча, находился в пределах 50–200 Гц. Длительность импульса изменялась в диапазоне от 0,2 до 1,8 мс, а задержка подачи сигнала на парциальный электрод – от 0,1 до 1,5 мс.

2 Обработка результатов исследований

На рисунке 2.1 представлены зависимости изменения порогового значения тока от длительности импульса для стандартного и многоэлементного электрода для различных частот стимуляции (50, 100, 150 и 200 Гц).

Зависимость тока стимуляции от длительности импульса $I_{cm}(d)$, построенная для частот 50 Гц, 100 Гц, 150 Гц и 200 Гц показывает, что с увеличением длительности импульса ток стимуляции уменьшается по экспоненциальному закону как в случае использования стандартного

электрода, так и в случае использования электродной матрицы. Характер данных зависимостей соответствует классическому закону «сила-длительность», то есть зависимости потенциала действия от длительности и силы тока, который утверждает, что пороговая сила деполяризующего импульса тока прямоугольной формы зависит как от амплитуды, так и от продолжительности электрического импульса [7].

Как следует из представленных на рисунке 2.1 графиков, применение четырех парциальных электродов привело к существенному снижению порогового значения тока.

При длительности импульса 0,2 мс уменьшение тока на частоте 50 Гц составило 3,5 раза, на частоте 100 Гц – 3,2 раза, на частоте 150 Гц – 2,9 раза и на частоте 200 Гц – 2,8 раза. Следует также отметить, что увеличение длительности импульса, подаваемого на парциальный электрод,

свыше 2 мс не вызывало порогового сокращения мышц. Это свидетельствует о том, что значение хронаксии для многоэлементного электрода уменьшается пропорционально количеству парциальных электродов. Увеличение частоты от 50 до 200 Гц для многоэлементного электрода не приводило также к существенному изменению порогового значения тока.

На основании субъективных ощущений, которые были одинаковыми у всех испытуемых,

можно сказать, что надпороговое сокращение мышц при использовании электродной матрицы происходит с более комфортными ощущениями в сравнении со стимуляцией стандартным электродом.

На рисунке 2.2 представлены зависимости значений тока стимуляции от времени задержки импульсов $I_{cm}(t_{зад})$, подаваемых на парциальные электроды при различных длительностях импульсов.

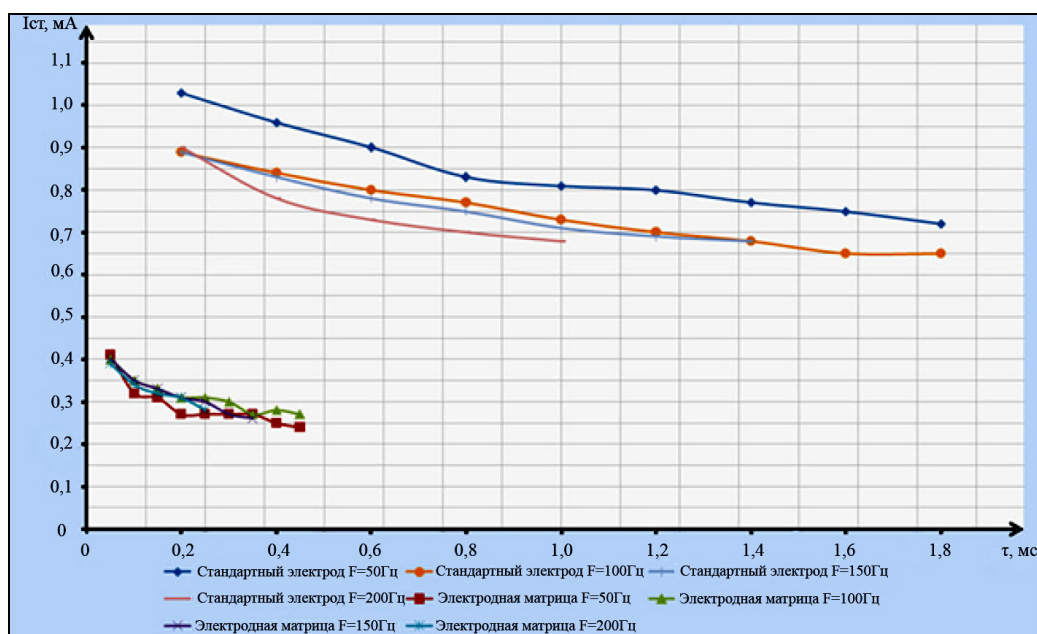


Рисунок 2.1 – Зависимость порогового значения тока стимуляции от длительности импульса $I_{cm}(\tau)$

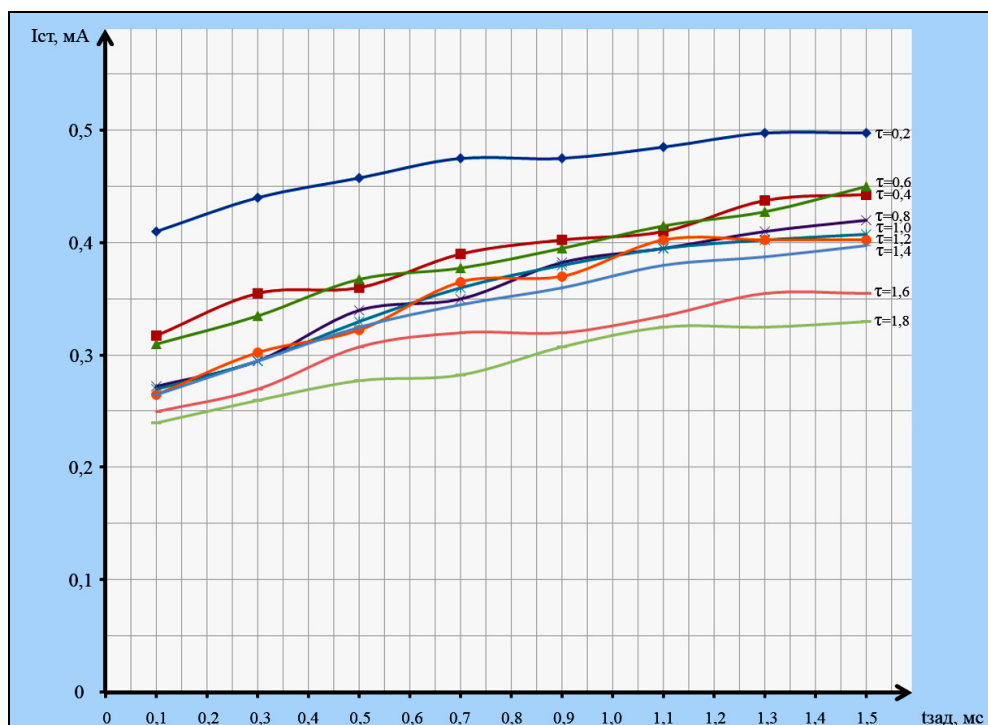


Рисунок 2.2 – Зависимость тока стимуляции от времени задержки импульсов $I_{cm}(t_{зад})$ для частоты стимуляции 50 Гц

Как следует из представленных на рисунке 2.2 графиков все зависимости носят линейный характер. Уменьшение времени задержки подачи сигнала на парциальный электрод приводило к уменьшению порогового значения тока и составило от 22% до 37% при длительности импульса от 0,2 мс до 1,8 мс, соответственно. Характер данной зависимости сохраняется при различных длительностях импульса стимулирующего сигнала. Увеличение длительности импульса τ приводило к изменениям I_{cm} в соответствии с классическим законом «сила-длительность».

Заключение

В результате исследования, установлено следующее:

1. Использование электродной матрицы (4 парциальных электрода), по сравнению со стандартным электродом, на частотах 50–200 Гц позволяет уменьшить силу тока, вызывающую надпороговое сокращение мышцы одинаковой степени выраженности, в 2,8–3,5 раза.

2. При использовании многоэлементного электрода наблюдается уменьшение значения хронаксии. Причем это уменьшение пропорционально количеству парциальных электродов.

3. Уменьшение времени задержки подачи сигнала на парциальный электрод приводит к уменьшению порогового значения тока. Таким образом, при проектировании электростимуляторов с многоэлементными электродами необходимо обеспечить минимальную задержку при переключении каналов электростимуляции.

4. Надпороговое сокращение мышцы при использовании электродной матрицы происходит с более комфортными и приятными ощущениями в сравнении со стимуляцией стандартным электродом.

Результаты исследований могут быть использованы в здравоохранении при проектировании аппаратов электронейростимуляции.

ЛИТЕРАТУРА

1. Севастьянов, В.В. Аппарат многоканального электростимуляционного воздействия на нервно-мышечную систему человека / В.В. Севастьянов // Медицинская техника. – 2020. – № 4. – С. 11–13.
2. Складов, С.С. Многоканальный электростимулятор опорно-двигательного аппарата: пат. RU 211118 U1 / С.С. Складов; дата публ.: 28.01.2022.
3. Волкова, С.В. Многоканальная электромиостимуляция и гипербарическая оксигенация в комплексном лечении больных с диабетической ангиопатией: автореф. дис. ... кандидата медицинских наук / С.В. Волкова. – Москва – 2009.
4. Сидорова, С.А. Многоканальная сопряженная программная нервно-мышечная электростимуляция в лечении больных с постинсультными двигательными нарушениями / С.А. Сидорова // Успехи современного естествознания. – 2007. – № 12, часть 3. – С. 174–176.
5. Метод и технические средства управляемого изменения двигательного навыка человека на основе многоканальной электростимуляции / Н.С. Давыдова, А.Н. Осипов, М.В. Давыдов, М.М. Меженная // Вестник Полоцкого государственного университета. Серия С. Фундаментальные науки. – 2012. – № 4. – С. 10–15.
6. Способ нейроэлектростимуляции и устройство для его реализации: пат. RU 2580972C2 / В.С. Кубланов, М.В. Бабич, К.С. Пуртов, Т.С. Петренко; дата публ.: 03.06.2024.
7. Боголюбов, В.М. Общая физиотерапия: учебник для студентов медицинских вузов / В.М. Боголюбов, Г.Н. Пономаренко. – Санкт-Петербург, 1996.

Поступила в редакцию 22.01.2025.

Информация об авторах

Осипов Анатолий Николаевич – к.т.н., доцент
Хазановский Игорь Олегович
Патцев Александр Владимирович – главный врач