

ДИНАМИКА БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СТАТУСА У БОЛЬНЫХ ПОСЛЕ ТОТАЛЬНОГО ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ КРУПНЫХ СУСТАВОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ НА ФОНЕ ИСКУССТВЕННОЙ КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЙ

Ромакина Н.А.¹, Сертакова А.В.¹, Коршунова Г.А.¹, Пучиньян Д.М.¹, Ульянов В.Ю.^{1,2}

¹Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, Саратов, e-mail: anastasiya-sertakova@yandex.ru;

²Частное учреждение образовательной организации высшего образования «Медицинский университет «Реавиз», Саратов, e-mail: v.u.ulyanov@gmail.com

Проведен анализ результатов реабилитации пациентов после тотального эндопротезирования крупных суставов, поскольку часть больных испытывает сложности в восстановлении полноценной функции конечности. Оценка состояния локомоторной системы проводили с помощью биомеханических параметров методов стабилотрии, электроподографии и динамометрии. Реабилитацию осуществляли методом искусственной коррекции движений (ИКД), посредством комплексной электромиостимуляции мышц. Функциональные результаты пациентов после сеансов ИКД оценивались как отличные (30 %), хорошие (48 %) и удовлетворительные (12 %). Таким образом, метод ИКД с помощью контролируемой электромиостимуляции позволяет улучшить состояние кинематической и локомоторной функции опорно-двигательной системы у пациентов после ТЭП крупных суставов. Наиболее значимую положительную динамику демонстрировали подографические параметры: 1) коэффициент ритмичности, который до реабилитации был 0,93–0,94, после реабилитации приблизился к норме и составил 0,95–1 ($p < 0,05$); 2) время цикла шага, до стимуляции составлявшее 0,9–1,6 сек., после стимуляции было в пределах нормы, т.е. 1–1,4 сек. ($p < 0,05$). Положительную динамику продемонстрировали и стабилотрические параметры (положение центра давления во фронтальной и сагиттальной плоскостях, длина и площадь статокинезиограммы, а также экстремумы вертикальной составляющей опоры).

Ключевые слова: тотальное эндопротезирование, биомеханическое обследование, искусственная коррекция движений, электромиостимуляция.

DYNAMICS OF BIOMECHANICAL INDICES OF THE FUNCTIONAL STATUS IN PATIENTS AFTER TOTAL ARTHROPLASTY ON THE BACKGROUND OF ARTIFICIAL GAIT CORRECTION

Romakina N.A.¹, Sertakova A.V.¹, Korshunova G.A.¹, Puchin'yan D.M.¹

¹Research Institute of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery, Saratov State Medical University n.a. V.I. Razumovsky of Ministry of Health of Russia, Saratov, e-mail: anastasiya-sertakova@yandex.ru

²Private educational institution of higher education «Medical university «Reaviz», Saratov, e-mail: v.u.ulyanov@gmail.com

The present research aimed at the analysis of the results of rehabilitation of patients after total arthroplasty of large joints. Assessment of the state of locomotor system condition was carried out with the help of biomechanical parameters calculated by stabilometric, electropodographic and dynamometric methods. The following podographic parameters demonstrated the most significant positive dynamics: 1) the rhythmicity coefficient, which was 0.93–0.94 before the rehabilitation approached the norm 0.95–1 ($p < 0.05$) after the rehabilitation; 2) the step cycle which had been 0.9–1.6 sec. before stimulation reached the normal range, i.e. 1–1.4 sec. ($p < 0.05$) after stimulation; 3) stabilometric parameters (the position of the pressure center in the frontal and sagittal planes, the length and area of the statokinesiogram, as well as the extremes of the vertical component of the support). Rehabilitation was performed by artificial gait correction through complex muscle electrical myostimulation. The functional results of patients after gait correction sessions were evaluated as excellent (30 %), good (48 %) and satisfactory (12 %). Thus, artificial gait correction method with the help of controlled electromyostimulation allows improving the state of kinematic and locomotor function of the musculoskeletal system in patients after total arthroplasty of large joints.

Keywords: total arthroplasty, biomechanics, artificial gait correction, electrical myostimulation.

Большинство пациентов после тотального эндопротезирования (ТЭП) крупных суставов нижних конечностей отмечают исчезновение болевого синдрома как основной жалобы, а также значимое улучшение функции как прооперированного сустава, так и всей конечности в целом [1,2]. Однако определенная часть больных испытывает сложности в восстановлении полноценного функционального статуса, в частности, статического баланса и цикла ходьбы [3]. Предрасполагающими факторами в данной ситуации служат тяжелая степень поражения сустава, связанная с длительностью патологического процесса, нарушением оси конечности и/или укорочением сегмента, снижением чувства проприорецепции; слабость параартикулярных мышц и связок; наличие сопутствующих заболеваний, в том числе сердечно-сосудистой, эндокринной, вертебро-неврологической патологии [4].

В результате основные биомеханические показатели баланса и ходьбы пациента нарушаются и характеризуются биомеханически невыгодным положением основной стойки, асимметрией цикла шага, неадекватностью опорных реакций при нагрузке [3,5]. Однако существует эффективный метод реабилитации биомеханических нарушений после ТЭП крупных суставов в виде искусственной коррекции движений (ИКД) посредством программируемой функциональной электромиостимуляции (ФЭС). В последние десятилетия данный метод находит все большее распространение при лечении пациентов с патологией нервной системы, опорно-двигательной системы [6,7]. Основным показанием к использованию данного метода является дефицит мышечной функции любого происхождения, приводящий к патологической локомоции. Перспективным представляется применение ФЭС у пациентов после ТЭП крупных суставов, определение показаний и противопоказаний к использованию метода, выявление контингента пациентов, нуждающихся в активной реабилитации с использованием данного метода. Наше исследование посвящено изучению динамики биомеханических и электрофизиологических параметров локомоторной системы больных после ТЭП, которым проведена реабилитация в виде ИКД.

Материалы и методы. Проведен анализ статуса локомоторной системы 25 пациентов, страдающих деформирующим остеоартрозом тазобедренных суставов (16 женщин и 9 мужчин, средний возраст $64,3 \pm 0,8$ года) через 6–12 месяцев после оперативного вмешательства. Обследование проводилось на стабилметрическом программно-аппаратном комплексе «МБН Биомеханика» (г.Москва). Стабилметрия позволяла регистрировать положение общего центра давления (ОЦД) в основной стойке с европейской позицией стоп и биомеханически сложившийся паттерн статической позы. С использованием электроподографии и динамометрии исследованы временные характеристики шага и

реакции опоры. Полученные данные изучены с помощью разработанной нами ранее программы для ЭВМ «Программа для оценки кинематической и статической функции опорно-двигательной системы на основе данных биомеханических исследований» (свидетельство о государственной регистрации №2016663559). Учитывали следующие параметры: среднее положение в центре давления во фронтальной и сагиттальной плоскостях и среднюю скорость колебания, длину и площадь статокинезиограммы, коэффициент ритмичности, период опоры и период одиночной опоры, экстремумы вертикальной составляющей реакции опоры [8,9]. Всем пациентам после имплантации эндопротеза тазобедренного сустава для повышения активационных способностей мышц окружающих сустав и мышц бедра оперированной конечности и контралатеральной стороны проведена комплексная ФЭС с использованием прибора «Стимул» фирмы МБН (г. Москва) с комплектом накожных электродов. Выбор мышц для стимуляции осуществляли по данным электромиографического (ЭМГ) паттерна, проведенного до оперативного лечения с определением характера мышечного дефицита (абсолютный, относительный) согласно рекомендациям профессора А.С. Витензона, К.А. Петрушанской [6]. В соответствии с нашими наблюдениями, а также данным литературных источников наиболее пораженными мышцами у больных с артрозом тазобедренного сустава являются ягодичные мышцы, мышцы передней группы бедра и передняя большеберцовая мышца на пораженной стороне и противоположной конечности [10]. Поэтому мы проводили функциональную электростимуляцию большой и средней ягодичных мышц, прямой мышцы бедра и передней большеберцовой мышцы с индивидуальным подбором параметров тока и размещением электродов на двигательных точках мышц согласно рекомендациям проведения ИКД. В качестве синхронизирующего датчика использовали гониометрический датчик, расположенный на коленном суставе, так как движения в тазобедренном суставе имели нарушенную периодичность. В связи с небольшим периодом времени прошедшим после операции и возрастом пациентов применялся малый или средний темп ходьбы. Частота стимулируемых импульсов не превышала 50Гц. Длительность импульса колебалась от 100 до 160 мкс. Амплитуда стимулирующего тока была наименьшей у пациентов с небольшими отклонениями биомеханических и ЭМГ-данных и составляла 35-42 мА. У больных с ЭМГ-признаками поражения всех составляющих мионеврального комплекса амплитуда тока была выше и колебалась от 58 до 70 мА. Электромиостимуляцию проводили двумя-тремя курсами по 10–15 сеансов в каждом с перерывами между ними по 3–4 недели. Статистический анализ показателей до, в процессе и после стимуляции проводился с помощью непараметрического критерия Уилкоксона для связанных выборок.

Результаты исследования. Функциональные результаты пациентов после курса реабилитации были оценены как отличные у 7 человек (28 %), хорошие – у 11 (44 %), удовлетворительные – у 4 (16 %) и неудовлетворительные – у 3 (12 %). В группе отличных результатов интегральный показатель оценки кинематической и статической функции опорно-двигательной системы (обозначенный как показатель К) после реабилитации был в пределах 22–33, т.е. нарушения отсутствовали. До реабилитации значения показателя К составляли 34–38 ($p < 0,05$) и достоверно отличались от полученных данных после стимуляции. Наиболее значимую положительную динамику демонстрировали подографические параметры – коэффициент ритмичности, который до реабилитации был 0,93–0,94, а после реабилитации приблизился к норме и составил 0,95–1 ($p < 0,05$); время цикла шага, до стимуляции составлявшее 0,9–1,6 сек, а после стимуляции достигшее нормальных величин (1–1,4 сек) ($p < 0,05$).

Положительную динамику также продемонстрировали стабилметрические параметры: положение центра давления во фронтальной и сагиттальной плоскостях, длина и площадь статокинезиограммы, а также экстремумы вертикальной составляющей опоры (рис. 1).

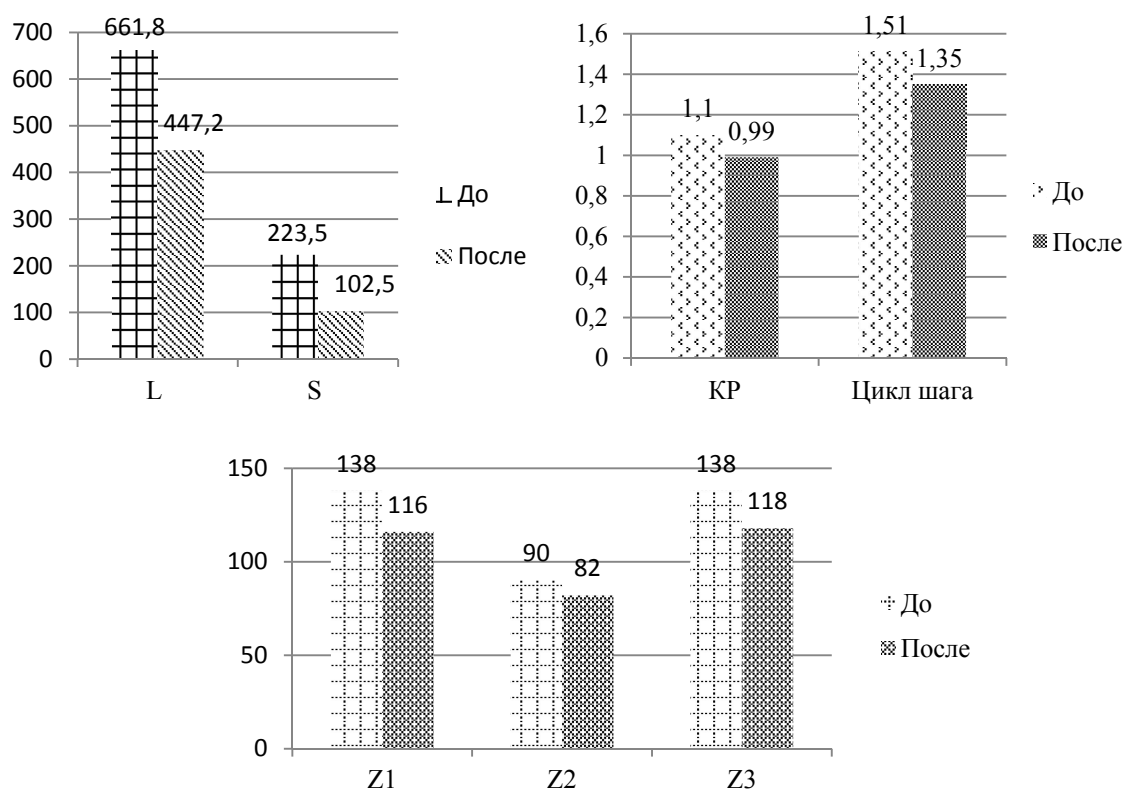


Рис. 1. Динамика средних значений биомеханических показателей кинематической и локомоторной функции локомоторной системы у пациентов до и после реабилитации. Обозначения: L – длина статокинезиограммы, S – площадь статокинезиограммы, KP – коэффициент ритмичности, Z₁, Z₃ – максимумы вертикальной составляющей реакции опоры, Z₂ – минимум вертикальной составляющей реакции опоры

В группе хороших результатов после реабилитации интегральный биомеханический показатель К составил 29–33, в то время как до реабилитации этот показатель был 38–41 ($p < 0,05$). У 4-х пациентов в этой группе показатель К был выше 35, что соответствовало выраженным функциональным нарушениям. Учитывая тот факт, что у данных пациентов удалось нормализовать подографические и динамические параметры, характеризующие устойчивость при ходьбе и ее симметричность, мы отнесли результаты их лечения к хорошим. Данные электромиографического исследования в этой группе пациентов показали, что, несмотря на хорошие биомеханические показатели, амплитуда ЭМГ большой и средней ягодичных мышц на стороне пораженного сустава отличалась от нормы и не превышала $656 \pm 23,3$ мкВ и $346 \pm 34,6$ мкВ соответственно. Частотные характеристики соответствовали норме (не более 400 Гц), структурные изменения ЭМГ-кривых отсутствовали. Показатели прямой мышцы бедра в большинстве случаев соответствовали данным нормы. В этой группе больных мы не выявили признаков мышечного поражения, а снижение уровня миоактивности ягодичной группы связывали с функциональной недогрузкой мышц из-за болевого синдрома, ограничивающего разгибание и отведение в тазобедренном суставе.

У пациентов с удовлетворительными исходами оперативного лечения изменения электрогенеза мышц были более выраженными. Показатели ЭМГ-паттерна ягодичных мышц не превышали 45 % от данных нормы. Наиболее сниженной была амплитуда ЭМГ средней ягодичной мышцы, значения которой составили $280 \pm 11,8$ мкВ ($p < 0,05$). В группах пациентов с удовлетворительными результатами выявлены структурные изменения кривых, характерные для миодистрофической перестройки двигательных единиц. Более низкие показатели интерференционного паттерна были отмечены также в прямой мышце бедра и составили $480,3 \pm 32,1$ мкВ ($p < 0,05$), в передней большеберцовой мышце – $378,2 \pm 11,9$ мкВ ($p < 0,05$). Снижение сократительной способности мышц перонеальной группы голени регистрировалось с 2-х сторон и чаще было связано с радикулярными поражениями, о чем свидетельствовал сдвиг амплитудно-частотных характеристик ЭМГ.

Выраженные функциональные нарушения получены у 3-х человек, у которых интегральный биомеханический показатель составлял 46–49 баллов, результаты их лечения были расценены как неудовлетворительные. Причинами подобных результатов, на наш взгляд, послужили несколько факторов: преклонный возраст (выше 73 лет), невыполнение элементарной гимнастики для суставов, наличие сопутствующей патологии (дегенеративный стеноз позвоночного канала, хроническая ишемия головного мозга, снижение остроты зрения из-за возрастных изменений). Больные с неудовлетворительными результатами лечения выделялись значительным снижением ЭМГ-паттерна мышц ягодичной группы, мышц бедра и голени, как на оперированной конечности, так и противоположной стороне.

Практически у всех пациентов амплитуда ЭМГ средней ягодичной мышцы не превышала 100 мкВ, прямой мышцы бедра – 230 мкВ. Структурные нарушения ЭМГ кривых мышц бедра и голени носили полиморфный характер. Регистрировались признаки невропатического и миодистрофического поражения.

Результаты электрофизиологического исследования свидетельствовали о необходимости повышения активационных свойств мышц бедра и голени для нормализации локомоторных функций нижних конечностей и снижения энергозатрат при передвижении. Применение метода ИКД позволило не только снизить уровень дефицита мышечной активности нескольких мышц, но и исправить ослабленные элементы ходьбы. После курса ФЭС отмечены следующие клинические признаки его эффективности: повышение устойчивости при ходьбе, повышение скорости передвижения, прохождение более длительного отрезка пути без ощущения дискомфорта, ослабление нагрузки на дополнительную опору или отказ от нее, увеличение амплитуды движений в суставах. Сопоставление результатов ЭМГ-исследования до и после ИКД показало, что наибольший прирост мышечной активности был отмечен у больных с удовлетворительными функциональными результатами. Достоверное увеличение ЭМГ показателей средней и большой ягодичных мышц на 35–46 %, прямой мышцы бедра – на 28–34 % относительно исходных данных свидетельствовало о повышении сократительных свойств стимулированных мышц (рис. 2).

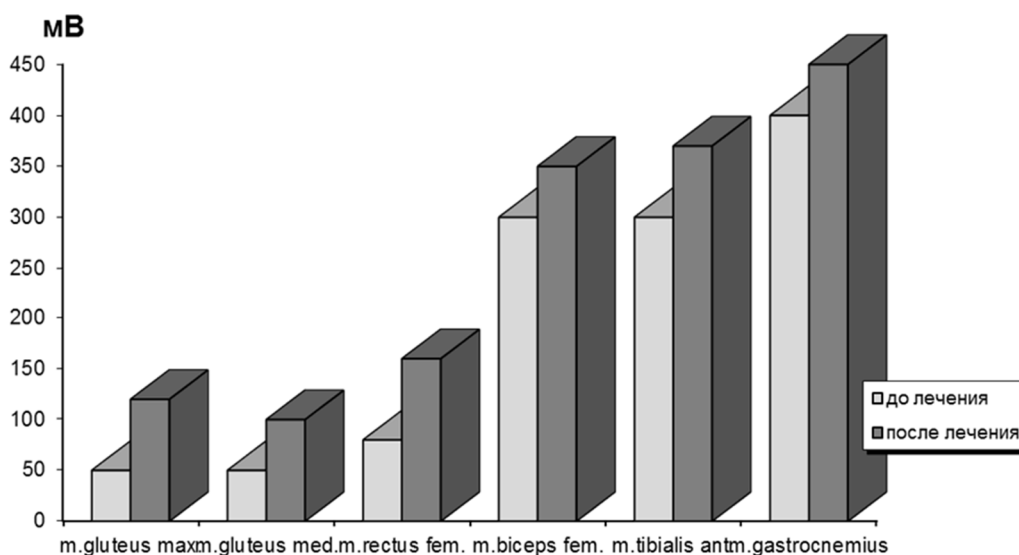


Рис. 2. Динамика амплитудных характеристик мышц нижних конечностей у больных до и после эндопротезирования тазобедренного сустава до и после применения функциональной электромиостимуляции

Менее выраженный, но достоверный сдвиг ЭМГ-профиля регистрировался у пациентов с выраженным дефицитом мышечной активности в виде тенденции к повышению амплитуд ЭМГ-кривых большой ягодичной и четырехглавой мышц бедра.

Обсуждение. Длительное время восстановление функционального статуса пациента после ТЭП крупных суставов сводилось к применению методов лечебной физкультуры и физиотерапии. Относительно недавно был разработан новый эффективный метод, удачно сочетающий положительные эффекты традиционных методов реабилитации – ИКД (W.T. Liberson, 1961) [9]. Благодаря ему во время сознательной локомоции пациента происходит сокращение необходимых мышц, подобное естественному. Кроме того, сеансы ИКД в послеоперационном периоде у пациентов с ТЭП крупных суставов позволяют снизить или устранить дефицит мышечной функции, устранить асимметричность походки и ускорить функциональное восстановление прооперированной конечности. Основными преимуществами данного метода реабилитации являются возможность включения в работу мышц в основные фазы двигательного цикла, соответствующие фазам естественного возбуждения и сокращения; стимуляционное воздействие не на отдельную мышцу, а на конечности и туловище в целом; приближение к норме патологического двигательного стереотипа в результате усиления функции ослабленных мышц и коррекции нарушенных движений. Показаниями к назначению активных реабилитационных мероприятий являются выраженные нарушения походки и основной стойки по данным подографии и стабиллометрии, нарушения динамической опороспособности конечности, а также выраженная асимметрия и снижение ЭМГ-данных по сравнению с контралатеральной конечностью.

Заключение. Таким образом, метод искусственной коррекции движений с помощью контролируемой электромиостимуляции позволяет улучшить состояние кинематической и локомоторной функции опорно-двигательной системы у пациентов после ТЭП крупных суставов. Хотя положительная динамика в отношении функции нижних конечностей отмечается уже после одного курса проводимой электромиостимуляции, по нашим наблюдениям, данная категория пациентов нуждается в проведении не менее двух курсов ИКД для повышения эффективности реабилитационных мероприятий.

Список литературы

1. Cottino U. Long-Term Results after Total Knee Arthroplasty with Contemporary Rotating-Hinge Prostheses / U. Cottino, M. Abdel, K. Perry [et al.] // Journal of Bone & Joint Surgery. – 2017. – Vol. 99. – No. 4. – P. 324–330.
2. Zeng W-N. Total hip arthroplasty for patients with Crowe type IV developmental dysplasia of the hip: Ten years results / W-N. Zeng, L. Jun-Li, F-Y. Wang, Zhang X. [et al.] // International Journal of Surgery. – 2017. – No. 42. – P. 17-21.

3. Carneiro S.M. Statistical gait analysis in patients after total hip arthroplasty / S.M. Carneiro // Final Report of the Project traineeship submitted to Escola Superior de Tecnologia e Gestor Instituto Politécnico de Bragança. – 2012. – 89 p.
4. Nilsson A. Measures of Hip Function and Symptoms / A. Nilsson, A. Bremander // Arthritis Care & Research. – 2011. – Vol. 63. – No. S11. – P. S200-S207.
5. Beaulieu M. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty / M. Beaulieu, M. Lamontagne, P. Beaulieu // Gait&Posture. – 2010. – Vol. 32. – No. 2. – P. 269–273.
6. Витензон А.С. Физиологические обоснования метода искусственной коррекции движений посредством программируемой электростимуляции мышц при ходьбе / А.С. Витензон, К.А. Петрушанская // Российский журнал биомеханики. – 2010. – № 2 (48). – С. 7–27.
7. Призов А.П. Опыт использования искусственной коррекции движений посредством программируемой электромиостимуляции мышц в реабилитации после тотальной артропластики коленного сустава доступом midvastus / А.П. Призов, А.С. Канаев, Ф.Л. Лазко, Е.Ш. Ломтатидзе // Вестник РУДН. – 2012. – № 4. – С. 65-71.
8. Ромакина Н.А. Использование методов биомеханики в оценке состояния и коррекции патологии опорно-двигательной системы / Н.А. Ромакина, А.С. Федонников, С.И. Киреев [и др.] // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2015. – № 3. – С. 310-316.
9. Ромакина Н.А. Использование клинического анализа в оценке функционального статуса двигательной сферы у пациентов после эндопротезирования тазобедренных суставов / Н.А. Ромакина, С.И. Киреев, А.Н. Решетников // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2016. – Т.12. – № 2. – С. 185-190.
10. Liberson W. Functional electrotherapy: Stimulation of the common peroneal nerve synchronised with the swing phase of gait of hemiplegic subjects / W. Liberson, H. Holmquest, M. Scott // Arch Phys Med Rehabil. – 1961. – Vol. 42. – P. 202-205.