

Список литературы:

1. Fuster V., Rydén L.E., Asinger R.W. et al. ACC/AHA/ESC guidelines for the management of patients with atrial fibrillation: Executive summary / A Report of the American College of Cardiology / American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines and Policy Conferences (Committee to Develop Guidelines for the Management of Patients with Atrial Fibrillation): Developed in Collaboration with the North American Society of Pacing and Electrophysiology // J. Am. Coll. Cardiol. 2001. Vol. 38. № 4. PP. 1231-1266.
2. Link M.S., Atkins D.L., Passman R.S. et al. Part 6: Electrical therapies: Automated external defibrillators, defibrillation, cardioversion, and pacing: 2010 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care // Circulation. 2010. Vol. 122. № 18. Suppl. 3. PP. S706-S719.
3. Defibrillation of the Heart ICDs, AEDs, and Manual / Tacker W.A., Jr. (ed.). – St. Louis: Mosby-Year Book, 1994. 382 p.
4. Востриков В.А., Разумов К.В. Эффективность электрической кардиоверсии пароксизмальной фибрилляции предсердий при использовании биполярного квазисинусоидального импульса у больных ишемической болезнью сердца // Общая реаниматология. 2014. Т. 10. № 2. С. 41-49.
5. Camm A.J. et al. European Heart Rhythm Association, European Association for Cardio-Thoracic Surgery. Guidelines for the management of atrial fibrillation: The Task Force for the Management of Atrial Fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC) // Eur. Heart J. 2010. Vol. 31. № 19. PP. 2369-2429.
6. Hoyt R., Grayzel J., Kerber R. Determinants of intracardiac current in defibrillation. Experimental studies in dogs // Circulation. 1991. Vol. 64. № 4. PP. 818-823.
7. Kerber R.E., Jensen S.R., Grayzel J. et al. Elective cardioversion: Influence of paddle-electrode location and size on success rates and energy requirements // N. Engl. J. Med. 1981. Vol. 305. № 12. PP. 658-662.

Вячеслав Александрович Востриков,
д-р мед. наук, ведущий научный сотрудник,
отдел кардиологии Научно-исследовательского центра,
ГБОУ ВПО «Первый Московский
государственный медицинский
университет им. И.М. Сеченова,
г. Москва,
Константин Вадимович Разумов,
канд. мед. наук, зав. отделением,
14-е кардиологическое отделение
для больных инфарктом миокарда,
Городская клиническая больница № 1 им. Н.И. Пирогова,
г. Москва,
Борис Борисович Горбунов,
ведущий инженер-электроник,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: borgor@bmslab.miet.ru

С.М. Яцун, А.С. Яцун, А.Н. Рукавицын, Г.В. Климов

Система измерения характеристик движения нижних конечностей человека для оценки физической реабилитации пациента

Аннотация

Представлена специально разработанная биоизмерительная система «Экзомерурер», предназначенная для определения объемов движения в суставах нижних конечностей человека при различных режимах его деятельности. Описанное устройство позволяет определить походку человека в норме и при патологии, а также до и после лечения.

Введение

Проблему медицинской реабилитации больных с двигательными нарушениями, без сомнения, можно отнести к одной из важных медико-социальных проблем здравоохранения. Современный этап развития реабилитации можно определить как этап комплексного подхода к вопросам восстановительного лечения, конечной целью которого является возвращение больных или пострадавших в общество, к трудовой и социальной активности. Это дает основание рассматривать реабилитацию как один из важнейших разделов биологической науки и практической медицины, направленный на восстановление здоровья и нарушенных функций различных органов и систем, где ведущее место занимают средства и методы физической реабилитации [1].

Поскольку основными принципами реабилитации являются непрерывность и индивидуальность в определении объема и характера реабилитационных мероприятий, то при проведении комплекса реабилитационных мероприятий важно определить степень наличия у больного или пострадавшего реабилитационного потенциала, т. е. какие его функциональные резервы сохранились для развития и совершенствования их с помощью средств и методов физической реабилитации. Успешность решения этой проблемы определяется прежде всего на-

личием материально-технической базы, оснащенной специальными биоизмерительными устройствами и биотренажерами с активными приводными механизмами, обеспеченными развитыми программными алгоритмами.

С целью анализа и оценки эффективности реабилитационных мероприятий предлагаются различные критерии и индексы. В литературе особенно много внимания уделено индексам активности пострадавших, которые отражают нарушенные после повреждения виды деятельности [2].

В то же время следует отметить, что сегодня нет единого мнения об определении степени изменения и восстановления нарушенных функций в процессе реабилитации. Недостаточно разработаны информативные и объективные критерии оценки результатов физической реабилитации. Все это обуславливает необходимость дальнейших научных исследований, направленных на разработку методов и средств комплексной оценки результатов физической реабилитации с использованием биомедицинских и электрофизиологических показателей.

Материалы и методы

Поскольку основными критериями восстановления нарушенных функций поврежденных нервно-мышечного, капсуло-связочного и сухожильно-мышечного аппаратов нижних конечностей являются движение, а также способность выполнять

бытовые и производственные процессы, их функциональная диагностика должна включать в себя в первую очередь биомеханические и антропометрические измерения. Для количественной оценки двигательной функции в суставах применяются гониометрия (измерение углов в градусах) и динамометрия (измерение силы в ньютонах), которые позволяют регистрировать один параметр движения [1]. Для больных с локомоторными нарушениями наиболее целесообразно применять биомеханические исследования, касающиеся походки, вставания с постели, поддержания вертикальной позы. Для выполнения биомеханического обследования и количественной оценки объемов движения в суставах в научно-исследовательской лаборатории «Мехатроника и робототехника» (НИЛ «МиР», ЮЗГУ) была разработана компьютеризированная биоизмерительная система «Экзомерджер» (Exomeasurer), предназначенная для определения объемов движения в суставах нижних конечностей человека при различных режимах его деятельности.

Конструктивно биоизмерительная система (см. рис. 1а) состоит из жесткой рамы и подвижных звеньев, которые при помощи лямок и поясных ремней крепятся к нижним конечностям и телу человека. При этом подвижные звенья располагаются параллельно конечностям. Звенья связаны с рамой и между собой плоскими шарнирами, в которых установлены резистивные потенциометры для измерения относительного угла между звеньями. На каждом звене измерительной системы, а также на раме установлены датчики ускорения (акселерометры), которые позволяют получать данные о положении рамы и звеньев в пространстве в абсолютных углах. На звеньях, расположенных параллельно стопам человека, в точках контакта со стопой, размещены датчики давления, по три на каждом звене.

Биоизмерительная система «Экзомерджер» позволяет быстро зарегистрировать и обработать большое количество параметров, характеризующих качество ходьбы. При этом анализ походки включает в себя:

- кинематическое изучение движений нижних конечностей;
- анализ сил реакции опоры и изучение характера давления различных участков стопы при ходьбе.

Для регистрации измерений в системе «Экзомерджер» используется микроконтроллер «ATmega2560» на базе платы управления (сбора данных) «Arduino Mega» (см. рис. 1б). Данная платформа имеет 54 цифровых входа/выхода (14 из которых могут использоваться как выходы ШИМ), 16 аналоговых входов, 4 последовательных порта UART, кварцевый генератор 16 МГц, USB-коннектор, разъем питания, разъем ICSP и кнопку перезагрузки. Для работы необходимо подключить платформу к компьютеру посредством кабеля USB или подать питание при помощи адаптера AC/DC или аккумуляторной батареи. «Arduino Mega 2560» совместима со всеми платами расширения, разработанными для платформ «Uno» или «Duemilanove».

Движение суставов в системе «Экзомерджер» регистрируется при помощи электронного гониометра, функцию которого выполняет резистивный потенциометр В10К. Для измерения абсолютного угла наклона звеньев измерительной системы используются акселерометры MMA7361, которые позволяют осуществлять кинематический анализ ускорения различных участков (голена, бедра, стопы, таза) тела в трех плоскостях. При этом движения конкретных сегментов ассоциируются с движениями конкретных точек. Принцип действия акселерометра MMA7361 основан на изменении емкости трех микромашиных конденсаторов, реализованных на единой пластине кремния, каждый из которых отвечает за одно из направлений – X, Y или Z. В результате воздействия ускорения на подвижные обкладки конденсаторов изменяется величина емкости, которая затем преобразуется в напряжение. Далее сигналы в каждом из трех каналов усиливаются, проходят через фильтры низких частот и каскады температурной компенсации и поступают на соответствующие выходы X, Y и Z.

Анализ сил реакции стопы в измерительной системе «Экзомерджер» осуществляется при помощи специальных силовых платформ, смонтированных в силовые платформы стопы, на которые наступает обследуемый при ходьбе. Для измерения силы нормальной (вертикальной) реакции, возникающей в стопе, применяется тензометрический датчик давления «Force Sensitive Resistor 0.5». Функция, связывающая величину выходного напряжения с датчика давления с величиной приклады-

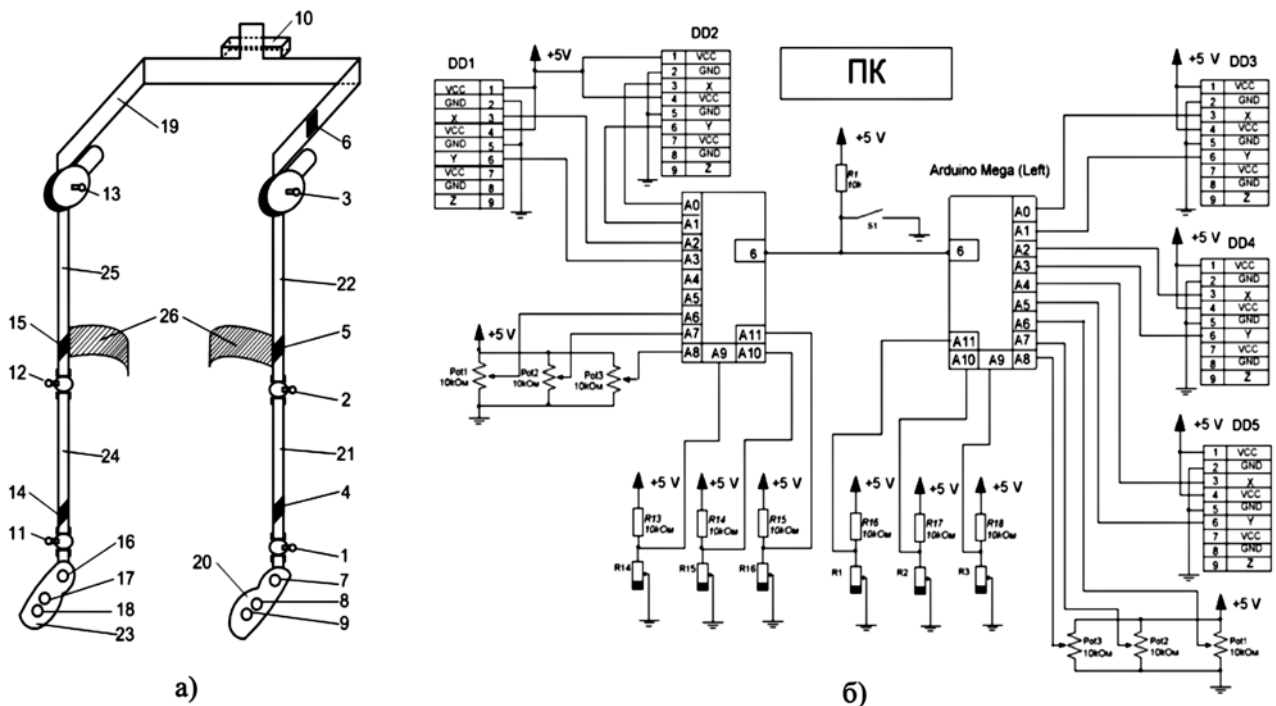


Рис. 1. Биоизмерительная система «Экзомерджер»: а) конструкция устройства: 1, 11 – голеностопные шарниры; 2, 12 – коленные шарниры; 3, 13 – тазобедренные шарниры; 4, 5, 6, 14, 15 – акселерометры; 7, 8, 9, 16, 17, 18 – датчики давления; 10 – блок электроники; 19 – жесткая рама; 20, 23 – платформы стопы; 21, 24 – звенья голени; 22, 25 – звенья бедра; 26 – манжеты; б) принципиальная электрическая схема

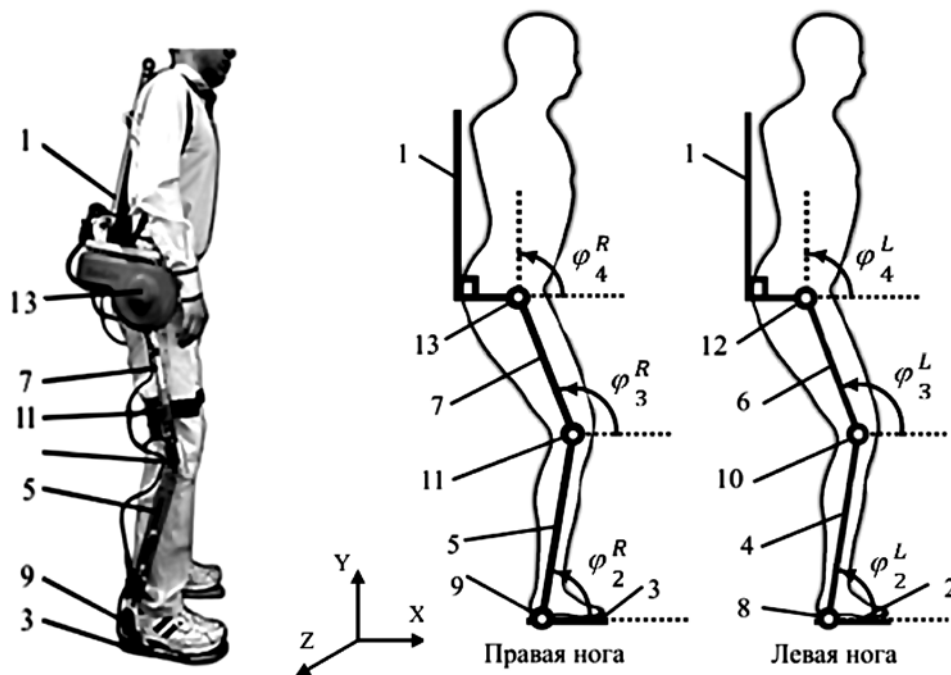


Рис. 2. Схема проведения ангулографии при помощи биоизмерительной системы «Экзомеруер»: 1 – рама; 2, 4, 6 – звенья стопы, голени, бедра левой ноги соответственно; 3, 5, 7 – звенья стопы, голени, бедра правой ноги соответственно; 8, 9 – голеностопные шарниры левой и правой ног соответственно; 10, 11 – коленные шарниры левой и правой ног соответственно; 12, 13 – тазобедренные шарниры левой и правой ног соответственно; φ_2^R , φ_3^R , φ_4^R , φ_2^L , φ_3^L , φ_4^L – абсолютные углы, определяющие положение звеньев правой и левой конечностей в пространстве, определяемые при помощи акселерометров

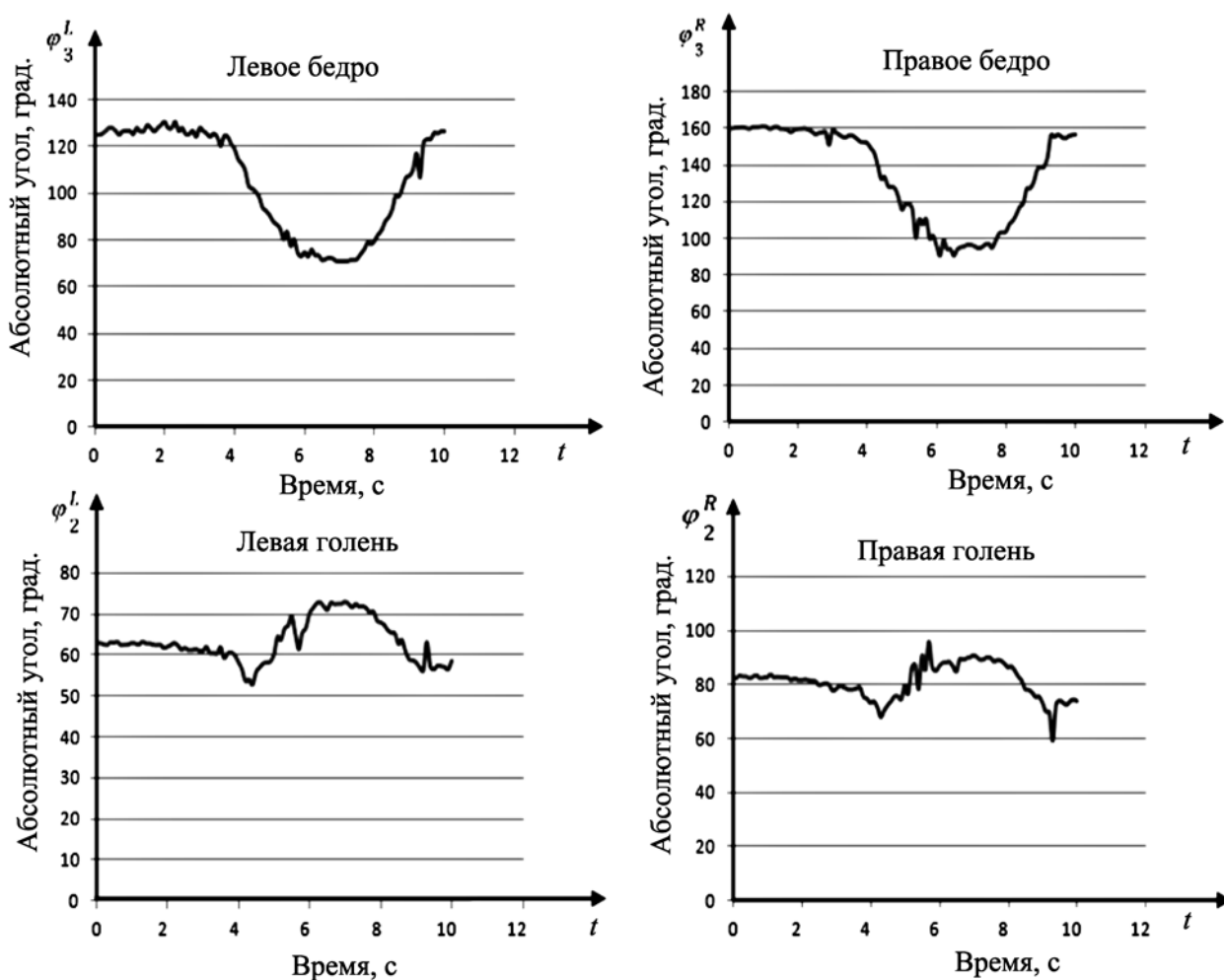


Рис. 3. Графики движения в суставах нижних конечностей в сагиттальной плоскости при испытаниях типа «Sit-to-Stand»

ваемого к нему усилия, также определялась экспериментально, для чего осуществлялась нагрузка на датчик грузами различной массы и была определена зависимость выходного сигнала с датчика от массы груза, действующего на датчик.

Результаты

Разработанная биоизмерительная система позволила получить кинематические зависимости, характеризующие движение нижних конечностей человека в процессе ходьбы, а также провести анализ реакций опоры при переходе от положения «сидя» к положению «стоя» (испытания типа «Sit-to-Stand»). Задачами проведенных натурных испытаний стало получение временных зависимостей углов и угловых скоростей, определяющих ориентацию голени, бедра и корпуса человека в процессе вставания, а также получение временных зависимостей величин нормальных реакций в точках опоры человека. Ангулография (запись углов сгибания и разгибания) в суставах нижних конечностей выполнялась при вставании испытуемого со стула высотой 60 см, при расположении стопы на расстоянии 60, 40 и 20 см от центра масс (в проекции на горизонтальную ось). В конце движения испытуемый опирался на всю стопу (см. рис. 2). Углы поворота стопы φ^R и φ^L на рис. 2 не показаны, поскольку не могут быть измерены при помощи акселерометров.

Анализ получаемых при помощи разработанной биоизмерительной системы ангулограмм (рис. 3) позволяет определить походку в норме и при патологии, а также до и после лечения.

Ангулография и гониометрия (метод регистрации относительных движений частей тела) в реабилитации больных с двигательными нарушениями часто позволяют существенно расширить представления о характере и степени поражения опорно-двигательного аппарата, обеспечить объективный контроль процессов восстановления. По данным ангулограмм можно определить походку в норме и при патологии, а также до и после лечения. При применении эффективного лечения (реабилитации) ангулография будет приближаться к норме [3].

Подография (регистрация электрических сигналов при соприкосновении стопы человека с полом) и тензометрирование (измерение распределения силы давления стопы на опорную поверхность) также осуществлялись при помощи биоизмерительной системы «Экзомержер», на платформах стоп которой в опорных точках размещали по три датчика усилия. Такая схема позволяет регистрировать фазы переноса конечности, постановки пятки на опору, переката на всю ступню, отрыва пятки и т. д.

Информация об изменении характера сил давления на рецепторы биоизмерительной системы передавалась на персональный компьютер и обрабатывалась по специально разработанному алгоритму, аналогично примененному в работе [4]. Полученные временные зависимости силы давления при испытаниях типа «Stand-to-Sit» представлены на рис. 4.

Величина опорных реакций может служить своеобразным индикатором, показывающим одновременное действие всех сил на организм при локомоции. Опорные реакции неравномерно распределены на некоторой сравнительно небольшой площади контакта между стопой и поверхностью опоры. Распределение изменяется в течение времени опоры: вначале давление создается на пятку, затем при постановке всей стопы на опору оно возникает в области плюсневых костей. Местоположение максимума давления на стопу изменяется при изменении темпа локомоции, вида локомоции (бег, прыжки, ходьба и пр.). Наиболее часто этот максимум располагается посередине стопы, в районе головок плюсневых костей [3].

Заключение

Сегодня биомеханическое обследование – это сложное, комплексное изучение функций, требующее специальной аппаратуры и программных комплексов, способных выполнять не только практические, но и научно-исследовательские функции [5], [6]. Роль биомеханических исследований при помощи предложенного устройства в реабилитации больных с двигательными нарушениями определяется тем, что данные исследования призваны существенно расширить представления о характере и степени поражения опорно-двигательного аппарата, а также обеспечить объективный контроль процессов восстановления.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 14-39-00008).

Список литературы:

1. Афошин С.А., Белова А.Н., Буйлова Т.В. и др. Руководство по реабилитации больных с двигательными нарушениями. Т. 1 / Под ред. А.А. Беловой, О.Н. Щелетовой. – М.: АОЗТ «АНТИДОР», 1998. 224 с.
2. Пархотик И.И. Физическая реабилитация при травмах верхних конечностей. – Изд-во Национального университета физического воспитания и спорта Украины «Олимпийская литература», 2007. 280 с.
3. Дубровский В.И., Федорова В.Н. Биомеханика. – М.: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. 672 с.

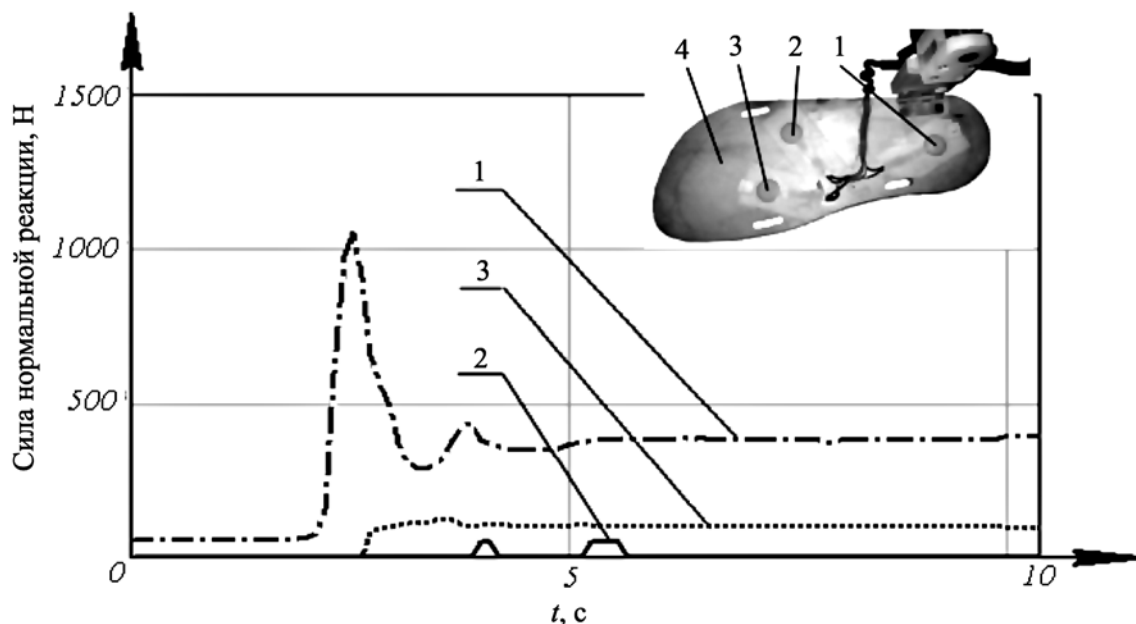


Рис. 4. Результаты измерения сил нормальной реакции платформы стопы биоизмерительной системы «Экзомержер»: 1 – датчик давления в пятке; 2 – датчик давления в средней части стопы; 3 – датчик давления в передней части стопы; 4 – платформа стопы

4. Рукавицын А.Н., Яковлев И.А. Управляющий алгоритм биоинженерного реабилитационного устройства для принудительной разработки нижних конечностей человека. Справочник // Инженерный журнал. 2014. № 4. С. 17-22.
5. Яцун С.М., Рукавицын А.Н. Проектирование автоматизированного устройства для механотерапии коленного сустава // Медицинская техника. 2015. № 3. С. 38-41.
6. Yatsun S., Rukavitsyn A. Development bioengineering mechatronic module for exoskeleton human leg // Nauka i Studia. Przemysł. 2013. № 17 (85). PP. 39-46.

Светлана Михайловна Яцун,
д-р мед. наук, профессор,
зав. кафедрой медико-биологических
дисциплин,
Курский государственный университет,

Андрей Сергеевич Яцун,
канд. техн. наук,
зав. научно-исследовательской лабораторией
«Мехатроника и робототехника»,
Александр Николаевич Рукавицын,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра механики, мехатроники
и робототехники,
Григорий Владимирович Климов,
мл. научный сотрудник,
научно-исследовательская лаборатория
«Мехатроника и робототехника»,
Юго-Западный государственный университет,
г. Курск,
e-mail: mbd155@mail.ru

Д.М. Крутько, С.О. Мазуренко, К.Г. Старосельский, Л.Г. Ермолаева, И.Г. Иванов

Контроль гемодиализного лечения на основе биоимпедансного анализа

Аннотация

Биоимпедансметр «Диамант-АИСТ» (ЗАО «Диамант», г. С.-Петербург, Россия) применялся для изучения состава тела и питательного статуса пациентов, получающих лечение гемодиализом. В последующем было проведено проспективное исследование выживаемости обследованных пациентов в зависимости от результатов биоэлектрического импедансного анализа. Продemonстрирована статистически значимая разница в общей выживаемости и выживаемости в зависимости от сердечно-сосудистых заболеваний между больными с высокими и низкими значениями жировой массы тела.

Введение

Несмотря на прогресс в оказании помощи больным с хронической болезнью почек (ХБП), продолжительность жизни таких пациентов остается существенно ниже, чем у людей без патологии почек [1]. Это обуславливает поиск факторов, влияющих на продолжительность жизни пациентов с ХБП, получающих заместительную почечную терапию (ЗПТ). В последние годы получены данные о влиянии общего физического состояния пациентов [2], полиморбидности [3], возраста, этнического и расового происхождения пациентов [4] на смертность больных с хронической болезнью почек. Выявлен повышенный риск смерти от сердечно-сосудистых осложнений у больных при снижении показателей минеральной плотности костной ткани [5] и увеличение общего риска смерти у пациентов с переломами тазобедренного сустава и позвонков [6]. В течение нескольких последних десятилетий состояние питательного статуса остается одним из важнейших для исследователей факторов [7]. В то же время благоприятное влияние ожирения и повышенного уровня холестерина плазмы крови в отношении продолжительности жизни больных с хронической болезнью почек побудило исследователей говорить об обратной эпидемиологии у диализных пациентов [8]. Значительный прорыв в понимании данного феномена был сделан в 1999 году, когда группа исследователей из Каролинского университета выдвинула предположение о взаимосвязи нарушения питательного статуса, воспаления и атеросклероза, а также кардиоваскулярных и цереброваскулярных событий [9]. Нарушения питательного статуса вносят значительный вклад в неприемлемо высокую смертность (10...20 % в год) среди гемодиализных пациентов, которая в большей степени определяется сердечно-сосудистой патологией [10].

Нефрологические общества США и европейских стран разработали практические руководства для оценки питательного статуса и планирования стратегии ведения таких пациентов [11]. В подобных руководствах акцентируется внимание на раннем выявлении причин нарушения и корректировки питательного статуса для предотвращения ухудшения состояния и развития осложнений. Для оценки питательного статуса реко-

мендуется использование таких методик, как клиническая оценка, антропометрические методы, биохимические и биофизические исследования. Доступным и поэтому перспективным методом оценки питательного статуса является биоэлектрический импедансный анализ – биоимпедансометрия, так как это безопасный, недорогой, портативный, быстрый и легкий в выполнении метод. В настоящем исследовании была поставлена цель: изучить влияние питательного статуса, оцененного прибором для биоэлектрического импедансного анализа отечественного производства, на продолжительность жизни пациентов, получающих лечение гемодиализом.

Материалы и методы

Проведено проспективное исследование с фиксированной когортой пациентов с 01.03.2012 г. по 01.03.2013 г. В исследование включены 84 пациента (26 женского пола и 57 мужского пола) с хронической болезнью почек (ХБП) 5 стадии. Средний возраст составил $(54,1 \pm 13,8)$ года. Средняя продолжительность диализа – 20,2 месяца. Диализное лечение проводилось со стандартным бикарбонатным раствором, купрофановыми или полусинтетическими мембранами, на аппаратах «искусственная почка» фирм «Bellco», «Fresenius» с использованием капиллярных диализаторов с площадью $1,1...1,7$ м². Сеансы диализа проводились три раза в неделю по 4...5,5 ч. У всех пациентов выполнялось биоэлектрическое импедансное исследование с использованием аппарата «Диамант-АИСТ» (ЗАО «Диамант», г. С.-Петербург, Россия). Частота зондирующего тока составляла 28 и 115 кГц, исследование проводилось в однократном режиме. Амплитуда зондирующего тока не превышала 3 мА. На основании данных измерения импеданса программно рассчитывались показатели безжировой и жировой массы тела, объема общей жидкости, свободной воды, активной клеточной массы, сухой массы тела. В связи с популяционной специфичностью регистрируемых параметров используемые формулы содержали такие параметры, как пол, рост, возраст и масса тела.

Статистическая обработка полученных данных осуществлялась с помощью программы *STATISTICA for Windows*, вер-