

8. *Савельев В.С., Кошкин В.М., Каралкин А.В.* Патогенез и консервативное лечение тяжелых стадий облитерирующего атеросклероза артерий нижних конечностей / Руководство для врачей. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2010. 216 с.
9. *Яцун С.М.* Актуальные проблемы использования нечеткой логики принятия решений в дерматологической практике // Вестник новых медицинских технологий. 2008. Т. XV. № 2. С. 213.
10. *Афанасьев В.И., Крупчатников Р.А., Чурсин Г.В., Носов Н.А., Коптева Н.А.* Синтез правил нечеткого вывода для прогнозирования и диагностики заболеваний человека и животных по энергетической реакции проекционных зон // Вестник Курской государственной сельскохозяйственной академии. 2009. № 3. С. 78-88.
11. *Корневский Н.А.* Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления состоянием биотехнических систем // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2013. № 2. С. 99-103.
12. *Корневский Н.А., Артеменко М.В., Провоторов В.Я., Новикова Л.А.* Метод синтеза нечетких решающих правил на основе моделей системных взаимосвязей для решения задач прогнозирования и диагностики заболеваний // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2014. Т. 13. № 4. С. 881-886.
13. *Agarkov N.M., Artemenko M.V., Babkov A.S., Dmitrieva V.V., Gorbatenko S.A.* Screening diagnosis of gastric cancer based on fuzzy models of blood composition and on patients anamnesis // Biomedical Engineering. 2015. Vol. 49. № 2. PP. 94-97.
14. *Быков А.В., Корневский Н.А., Бойцова Е.А., Филатова О.В.* Обоснование выбора схем лечения сочетанных ишемических процессов с ведущей патологией нижних конечностей с использованием теории измерения латентных переменных // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2017. № 1 (22). С. 110-113.
15. *Корневский Н.А., Юлдашев З.М.* Проектирование биотехнических систем медицинского назначения. Средства оценки состояния биообъектов / Учебник. – Старый Оскол: ТНТ, 2017. 456 с.

*Николай Алексеевич Корневский,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой БМИ,
Юго-Западный государственный университет,
Александр Владимирович Быков,
канд. мед. наук, сердечно-сосудистый хирург,
Консультативная поликлиника БМУ КОКБ,
Михаил Владимирович Артеменко,
канд. биолог. наук, доцент,
Дмитрий Евгеньевич Скопин,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра БМИ,
Юго-Западный государственный университет,
г. Курск,
Евгений Николаевич Коровин,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра системного анализа
и управления в медицинских системах,
ФГБОУ ВПО «Воронежский
государственный технический университет,
г. Воронеж,
e-mail: artem1962@mail.ru*

С.М. Яцун, А.С. Яцун, А.Н. Рукавицын

Компьютеризированная система биомеханического исследования стопы методами подографии

Аннотация

Представлена специально разработанная диагностическая компьютеризированная система, предназначенная для диагностики врожденных и приобретенных деформаций стоп нижних конечностей человека методами подографии. Описываются особенности конструкции и методика применения.

Введение

Повреждения и заболевания стоп нижних конечностей относятся к группе часто встречающихся патологий опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека. Так, например, среди ортопедических деформаций этой анатомической области наибольшую актуальность приобретает плоскостопие, частота которого у детей 4...6-летнего возраста составляет более 40 %, а 11...14-летнего – более 50 % относительно всей патологии костно-мышечной системы [1]. Также немаловажную медицинскую и социальную значимость приобретает проблема ранней диагностики ортопедических и хирургических декомпенсированных состояний диабетической стопы, так как затраты на лечение этого контингента пациентов занимают 3-е место после онкологических и сердечно-сосудистых заболеваний [2].

Диагностика состояния стоп и коррекция их функции являются важнейшими элементами базисной терапии многих хронических повреждений и заболеваний ОДА [3]. Биомеха-

ническое исследование стоп позволяет на доклинической стадии выявить функциональные изменения и осуществить ортопедическую коррекцию с целью повышения эффективности терапии и профилактики осложнений.

Для того чтобы оценить состояние стопы, нужно иметь объективную информацию о временных характеристиках ходьбы, опорных реакциях, распределении давления под стопой в процессе переката, а также площади опорной поверхности стопы. Данная информация может быть получена методом подографии.

Для проведения подографии необходимы: дорожка с металлическим покрытием и обувь, снабженная металлическими пластинами – электрическими контактами. Обычно используют две пластины: пяточную и носочную [4], [5]. Современные приборы, предназначенные для регистрации временных характеристик шага, как правило, используют контактные технологии: полупроводниковые резисторы с большой площадью, стельки с сенсорными зонами, которые вкладывают в обувь [6].

В работе [7] была описана компьютеризированная биоизмерительная система «Echomeasure», предназначенная для определения объемов движения в суставах нижних конечностей человека при различных режимах его деятельности, позволяющая также проводить подографические исследования с компьютерной обработкой полученной информации.

Создание эффективной и доступной диагностической системы позволит на ранних стадиях осуществлять диагностику врожденных и приобретенных деформаций стоп, а следовательно, повысит эффективность лечения.

Материалы и методы

Распределение нагрузки и опорная функция являются важнейшими показателями функционального состояния конечности у больных с нарушениями ОДА. Показанием к проведению диагностических мероприятий является выявление на доклиническом этапе разных форм патологии развития стоп.

Для изучения пространственно-временных характеристик походки пациентов с нарушениями функции стопы в научно-исследовательской лаборатории «Мехатроника и робототехника» (НИЛ «МиР», ЮЗГУ) была разработана диагностическая компьютеризированная система. Данная система функционирует в составе роботизированного экзоскелета нижних конечностей [8]-[10] и позволяет быстро регистрировать и обрабатывать большое количество параметров, характеризующих качество ходьбы.

Для получения объективной информации о характере распределения сил давления на опорную подошвенную поверхность стопы человека при ходьбе была реализована измерительная схема сил нормальной реакции с помощью жестких силовых платформ стоп экзоскелета, на которых размещали по три датчика усилия (см. рис. 1).

Стопа человека закреплялась на опорной платформе при помощи двух ремней (на рисунке не показаны). Один ремень фиксировал стопу в районе плюсневых костей, а второй – в районе голеностопного сустава. Опорная платформа имеет антропоморфную форму, габариты которой ограничиваются среднестатистической величиной размера ступни человека. На поверхности контакта платформы с подошвенной поверхностью ступни предусмотрены углубления для трех датчиков усилия.

Для измерения сил нормальных реакций, возникающих в стопе, применялся тензометрический датчик давления «Force

Sensitive Resistor 0.5». Радиус эластичной прокладки, расположенной на датчике давления, которая контактировала со стопой, – 7 мм, площадь стопы, взаимодействующая с датчиком, – 1,5 см². Функция обработчика, связывающая величину выходного напряжения с датчика давления с величиной прикладываемого к нему усилия, определялась экспериментально, для чего осуществлялась нагрузка датчик грузами различной массы и определялась зависимость выходного сигнала с датчика от массы груза, действующего на него. В качестве устройства для измерения выходного напряжения датчика давления использовалась плата сбора данных на микроконтроллере «Teensy 3.2» со встроенным аналого-цифровым преобразователем (АЦП). Схема измерения усилия при помощи датчика давления «Force Sensitive Resistor 0.5» показана на рис. 2. Информация о давлении различных участков стопы на силовые платформы во время ходьбы обрабатывалась с помощью компьютера по специальному алгоритму.

Программное обеспечение компьютеризированной системы позволяло оценить количественные и качественные параметры распределения зон давления на подошвенной поверхности и осуществить их анализ.

Для биомеханического исследования функции стопы (измерения силы давления стопы на опорную поверхность) на обследуемом пациенте закрепляли роботизированный экзоскелет с опорными силовыми платформами. Пациент перемещался по беговой дорожке со скоростью 1,5 м/с. Данный метод позволял регистрировать временные прикосновения отдельных участков стопы при ходьбе с точностью до 0,02 с.

Оценка распределения давления по подошвенным поверхностям стоп позволяла выявить зоны избыточного давления, а также участки с относительно низкими показателями, регистрация которых в опорных зонах стопы свидетельствует о наличии патологического очага и указывает на необходимость дополнительных диагностических исследований.

Результаты

Задачами проведенных натурных испытаний стало исследование опороспособности нижних конечностей пациента и получение временных зависимостей величин нормальных реакций в точках контакта подошвенных поверхностей человека и опорных платформ. Полученные при помощи представленной компьютеризированной системы значения сил давления при ходьбе представлены на рис. 3.

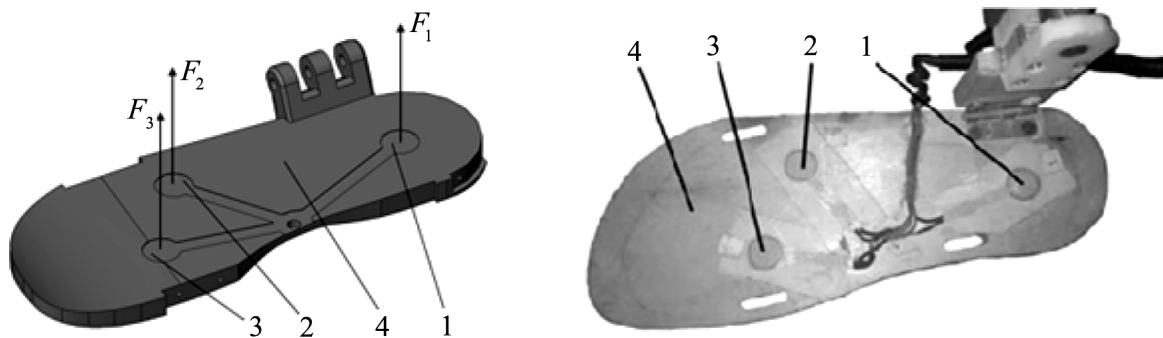


Рис. 1. Схема измерения сил нормальной реакции в опорной платформе: 1 – датчик давления в пятке; 2 – датчик давления в средней части стопы; 3 – датчик давления в передней части стопы; 4 – опорная платформа (правая стопа)

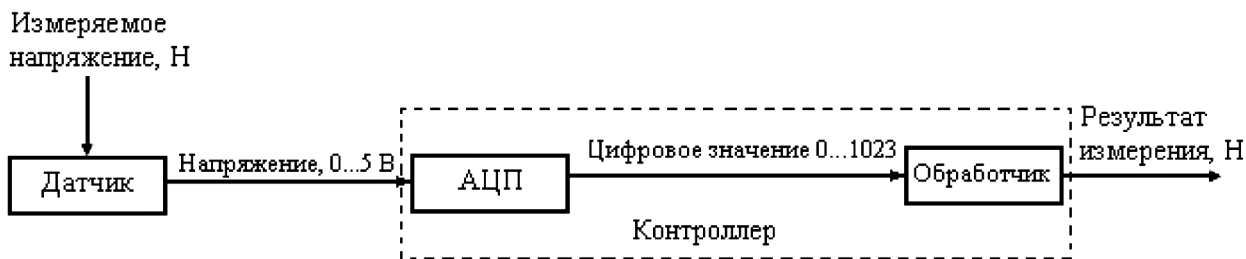


Рис. 2. Схема измерения сил нормальных реакций в стопе при помощи датчика давления

Для оценки скрытых нарушений локомоторного акта ходьбы и объективной характеристики степени нарушений по сравнению с нормой был проведен анализ реакций опорных платформ при соприкосновении со стопой человека при ходьбе по ровной горизонтальной поверхности.

Для левой конечности (рис. 3а) характерно, что постановка ее на опорную поверхность начинается с нарастания силы давления F_1 на датчике, установленном в пяточной области стопы, а затем происходит нарастание силы давления на двух других сенсорах. Амплитудное значение силы давления F_1 на датчике, установленном в пяточной области стопы, приблизительно в два раза превосходит максимальные значения силы давления на двух других датчиках.

Отрыв правой стопы (рис. 3б) от опорной поверхности происходит так же, как и отрыв левой: сначала падает сила давления F_1 на датчике, расположенном в пяточной области стопы, затем уменьшаются до нуля показания двух других датчиков.

При проведении диагностического исследования для выявления патологических изменений стопы целесообразно подробно проанализировать процессы постановки стопы на опор-

ную поверхность и ее отрыв от опорной поверхности на примере одного шага (рис. 3а, зона А). На рис. 3б представлены временные зависимости сил давления в точках контакта подошвенных поверхностей человека и опорных платформ измерительной системы при реализации одного шага, позволяющие вычислить периоды опоры и переноса правой конечности.

Постановка ноги на опорную поверхность начинается в момент времени T_1 , когда начинает нарастать сила давления в пяточной области стопы. В момент времени T_2 начинают расти показания двух других датчиков, что говорит о полном контакте стопы с опорной поверхностью. Силы F_2 и F_3 равномерно нарастают с момента времени T_2 до момента времени T_3 , а сила F_1 на том же временном интервале сначала быстро нарастает, а затем медленно уменьшается до нуля. Перенос центра масс человека при каждом шаге сопровождается перераспределением сил давления с пяточной области стопы к ее передней части. Отрыв стопы начинается в момент времени T_3 , сила давления F_1 , измеряемая датчиком, расположенным в пяточной области, становится нулевой, а показания двух других дат-

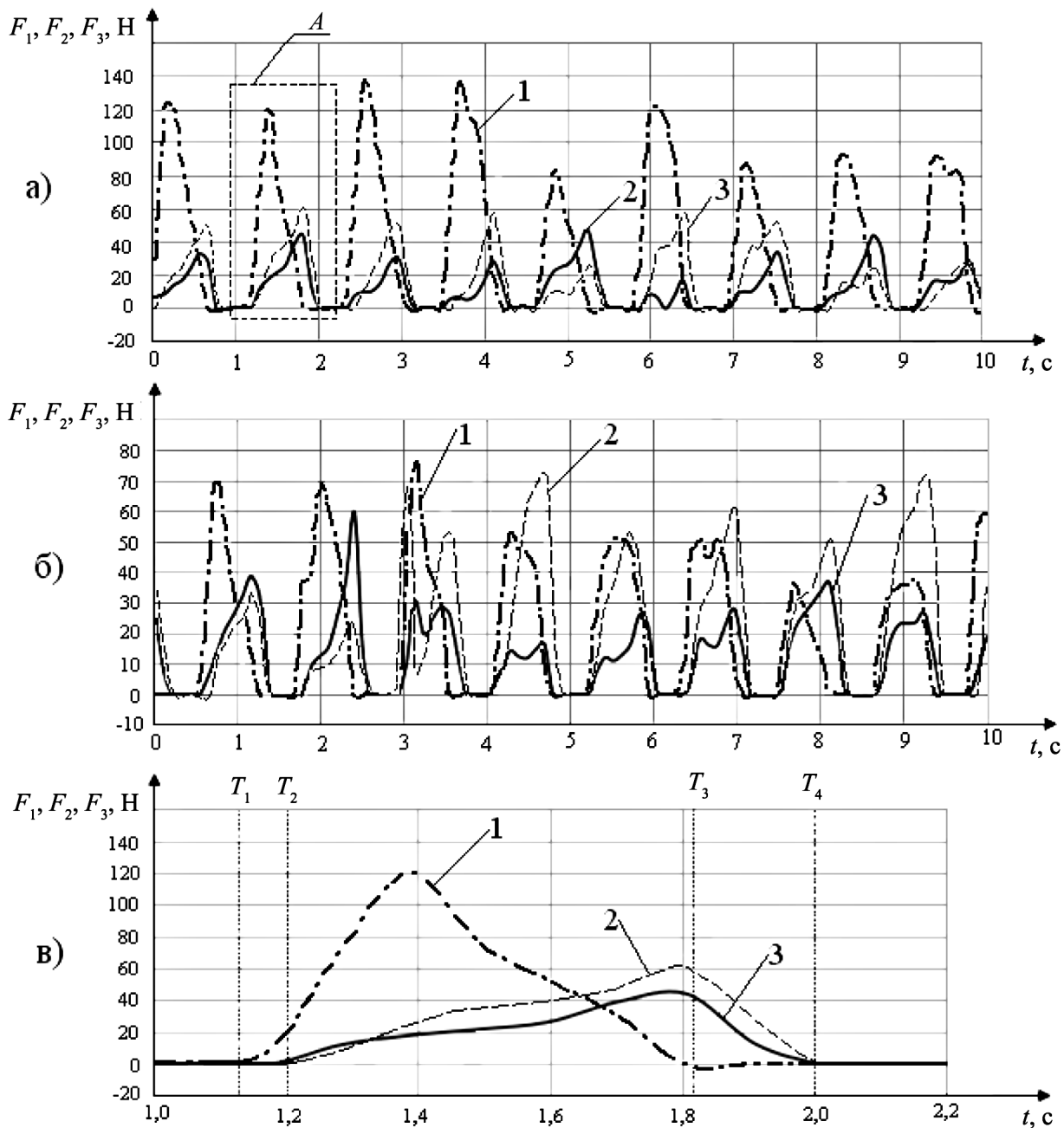


Рис. 3. Показания датчиков давления для левой (а) и правой (б) стоп во время ходьбы и при реализации одного шага (в): 1 – сила давления F_1 в пятке; 2 – сила давления F_2 в средней части стопы; 3 – сила давления F_3 в носке

чиков близки к максимальным, что может говорить об отталивании от опорной поверхности передней частью стопы. В момент времени T_4 одновременно становятся равными нулю все показания датчиков давления – этот момент соответствует отрыву стопы от опорной поверхности.

Для объективизации полученных данных и количественной оценки функционального состояния ОДА было осуществлено суммирование показаний с трех датчиков давления измерительной системы для правой и левой конечностей (рис. 4).

Суммарные опорные реакции $F_{\text{сум}}$ характеризуют усилия, которые действуют на стопу человека со стороны опорной поверхности, а также определяют временные характеристики этих параметров в фазе одноопорного стояния во время ходьбы. Амплитуда изменения суммарной силы давления правой стопы (рис. 4а) на опорную поверхность на 25...30 % меньше аналогичной силы давления левой стопы, что является следствием несимметричного расположения центра масс пациента относительно датчиков в левой и правой опорных платформах, а также индивидуальных особенностей его походки. Симметричное давление на левую и правую стопы возможно в исключительных случаях. Величина опорных реакций может служить своеобразным индикатором, показывающим одновременное действие всех сил на организм при локомоции. Важно отметить случайный характер амплитудных значений нормальной реакции, максимум которой изменяется от шага к шагу в значительных пределах (до 25 %). Внешний вид этой реакции постоянно меняется во времени. При одних шагах он имеет «двухгорбый», а при других – «одногогорбый» характер. Это связано с тем, что при ходьбе центр масс пациента совершает колебания во фронтальной плоскости, и возникающие при этом силы инерции влияют на вид графика нормальной опорной реакции.

При этом первый пик нагрузки соответствует моменту контакта наружного отдела пятки с опорой и объясняется наличием вертикального ускорения, связанного с торможением тела в этот момент (рис. 4а). Рост нормальной реакции в фазе опоры на переднюю часть стопы (второй пик) связан с ускорением, возникающим из-за разгона центра масс пациента относительно опорной поверхности. Минимум опорной реакции рас-

положен симметрично между двумя пиками (рис. 4б). Возникновение минимума обусловлено задним толчком другой ноги и последующим ее переносом; при этом появляется сила, направленная вверх, которая вычитается из веса тела.

Заключение

Разработанная компьютеризированная система ранней функциональной диагностики патологии стоп путем определения критического давления на различных участках подошвенной поверхности призвана обеспечить качественную оценку особенности походки больных с нарушениями ОДА. Биомеханическое исследование позволит получить достоверную информацию, на доклинической стадии выявить функциональные изменения, подлежащие ортопедической коррекции, и в процессе терапии осуществить динамический контроль реабилитационного процесса.

Данная диагностическая компьютеризированная система может применяться в амбулаторных условиях (например в диагностических центрах) с целью объективной оценки опорной функции нижних конечностей при различных заболеваниях и повреждениях стоп и определения эффективности проводимых лечебных мероприятий.

Список литературы:

1. Ефимов А.П. Информативность биомеханических параметров походки для оценки патологии нижних конечностей // Российский журнал биомеханики. 2012. Т. 16. № 1 (55). С. 80-88.
2. Туйсин С.Р., Шилов Д.В., Окроян В.П. и др. Лечение больных с синдромом диабетической стопы // Бюллетень ВСМЦ РАМН. 2012. Ч. 2. № 4 (86). С. 131-135.
3. Безгодков Ю.А., Аль-Двеймер И.Х., Осланова А.Г. Биомеханические исследования у больных с деформациями стоп // Современные проблемы науки и образования. 2014. № 2. С. 246-256.
4. 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. Щепетовой. – М.: АОЗТ «АНТИДОР», 1998. 224 с.

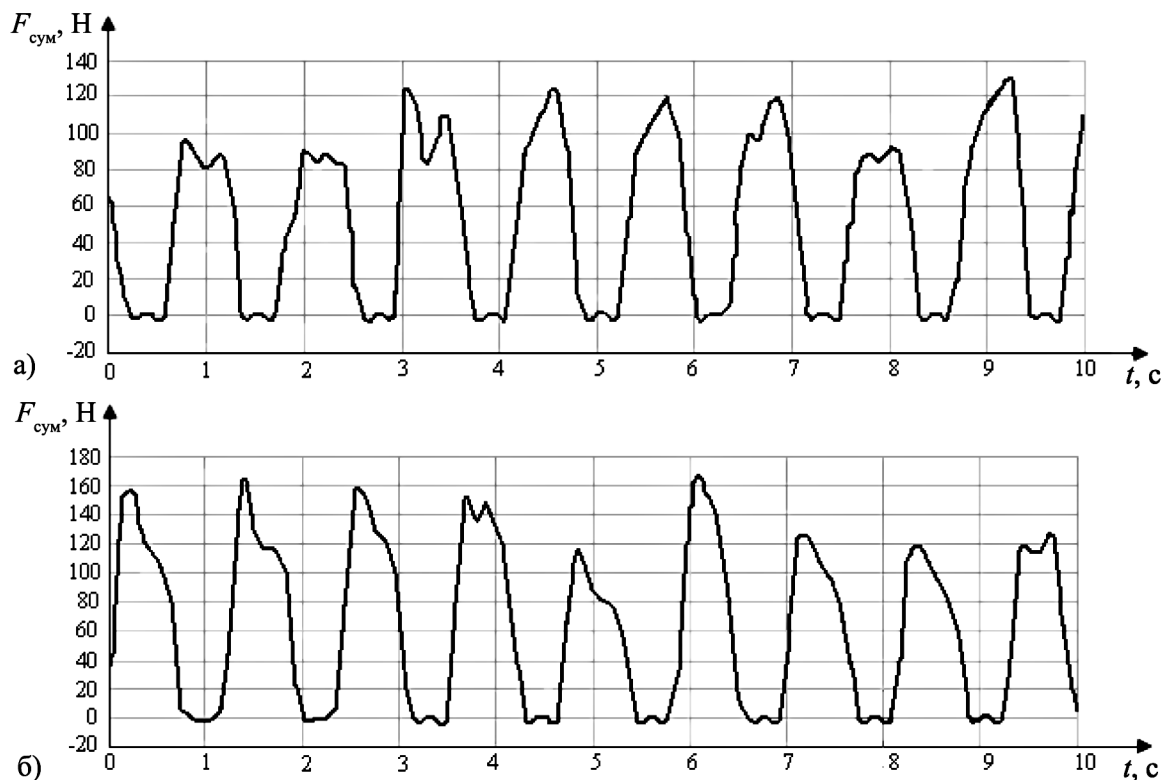


Рис. 4. Суммарные показания датчиков давления для правой (а) и левой (б) стоп

5. *Jatsun S.M., Jatsun A.S., Rukavitsyn A.N. et al.* A System for Monitoring Motion of Lower Limbs Used for Assessment of Patient's Physical Rehabilitation // *Biomedical Engineering*. 2016. Vol. 50. № 3. PP. 184-188.
6. *Ежов И.Ю., Рукина Н.Н., Трифонов А.М.* Биомеханические методы оценки функционального состояния пациентов при эндопротезировании тазобедренных суставов // *Медицинский альманах*. 2010. № 2 (11). С. 183-186.
7. *Яцун С.М., Яцун А.С., Рукавицын А.Н. и др.* Система измерения характеристик движения нижних конечностей человека для оценки физической реабилитации пациента // *Медицинская техника*. 2016. № 3. С. 29-33.
8. *Яцун С.Ф., Ворочаева Л.Ю., Яцун А.С. и др.* Экзоскелеты: управление движением экзоскелета нижних конечностей при ходьбе / Монография. – Курск: ЗАО «Университетская книга», 2016. 190 с.
9. *Корневский Н.А., Яцун С.Ф., Яцун А.С. и др.* Экзоскелет с биотехнической обратной связью для вертикализации пациентов // *Медицинская техника*. 2017. № 4. С. 42-45.
10. *Яцун С.Ф., Рукавицын А.Н.* Разработка биоинженерного мехатронного модуля для экзоскелета нижних конечностей человека // *Известия Самарского научного центра РАН*. 2012. Т. 14. № 4-5. С. 1351-1354.

Светлана Михайловна Яцун,
д-р мед. наук, профессор,
зав. кафедрой медико-биологических дисциплин,
ФГБОУ ВО «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,
ФГБОУ ВО «Юго-Западный
государственный университет»,
г. Курск,
e-mail: alruk75@mail.ru

М.С. Моргунов, В.В. Кузнецов, М.В. Ершов

Электретные стимуляторы остеорепарации на основе анодного оксида тантала для лечения остеоартроза

Аннотация

Представлена конструкция электретного стимулятора остеорепарации (ЭСО), изготовленного из тантала со сформированным на его поверхности анодным окислом (АО) в электретном состоянии (ЭС). Исследованы факторы, приводящие к деградации ЭС АО, разработаны рекомендации по ее предотвращению при производстве, хранении и эксплуатации ЭСО. Предложен поляризационный механизм распространения влияния электрического поля электрета на все основные структуры сустава.

Введение

Артроз суставов является трудной проблемой современной ортопедии. В мире артрозом страдает от 7 до 25 % людей при высоком уровне инвалидизации [1]. Артроз считается неизлечимым заболеванием. В основном применяют паллиативное лечение и профилактику. Кардинальным методом лечения, применяемым на поздней стадии болезни, является эндопротезирование – операция дорогая, травматичная, имеющая осложнения и противопоказания, требующая длительной реабилитации, накладывающая ограничения на дальнейшую жизнь пациента.

В работах [2]-[5] показано, что электрическое и электромагнитное поля стимулируют процесс остеорепарации при травмах и заболеваниях опорно-двигательной системы человека. К инвазивным относятся воздействия постоянного, переменного или импульсного напряжений, поданных на электроды, введенные к кости; к неинвазивным – облучение внешними электромагнитными полями или наложение электродов от сторонних источников питания на кожу. Однако инвазивные методы могут приводить к механической травме и приэлектродному отравлению прилегающих тканей ионами металла, быть источником инфекции; неинвазивные, из-за длительности процедур, снижают качество жизни пациента на длительный срок – до полугода и более, но не останавливают дальнейшей дегенерации сустава.

Лишенным указанных недостатков методом является использование электрического поля электретов [6]. Доказательства эффективности подобного применения электретов приведены в [7]-[15], где показано, что воздействие электрического поля электретов на основе АО Та и ПЭТФ с сополимерами

на клетки *in vitro* усиливает их метаболическую активность, а также доказана высокая эффективность стимуляции процессов остеорепарации при лечении травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата у животных и людей. В работе [14] показана активизация репаративных процессов в костной ткани под влиянием электрического поля электретов, имплантированных в пораженный артрозом сустав. АО Та в ЭС является одним из лучших электретов [12], [16]-[18], а тантал – самым биологически совместимым металлом из всех известных металлов и сплавов. Тантал также обладает очень высокой адгезией к своему АО и позволяет изготовить стимулятор любой формы.

В настоящей статье представлена конструкция ЭСО, изготовленного из Та со сформированным на его поверхности АО в электретном состоянии (ЭС). Исследованы факторы, приводящие к деградации ЭС АО, разработаны рекомендации по ее предотвращению при производстве, хранении и эксплуатации ЭСО. Показана возможность распространения воздействия электрического поля электрета на сустав в целом.

Материалы и методы

Пленки АО толщиной около 0,3 мкм формировали на поверхности имплантата, изготовленного из Та марки ТВЧ (≥ 99,92 %) путем его анодного окисления в водном растворе ортофосфорной кислоты [19]. ЭСО представляет собой стержень с резьбой на конце стержня и шлицом на его торце под шестигранный ключ для фиксации ЭСО в эпифизе кости. Предусмотрено 16 размеров ЭСО с диаметром рабочей части от 2 до 4 мм и длиной от 15 до 120 мм (*рис. 1*). Толщина (*d*) формируемой пленки оксида при окислении Та задавалась величиной напряжения, приложенного к электролитической ячейке