

На рис. 2-4 показаны зависимости взаимной индуктивности, мощности, передаваемой в нагрузку, и эффективности передачи энергии от углового смещения катушек. Расстояние между центрами катушек при этом составляет 1,5 см. Боковые смещения отсутствуют. Показаны зависимости для расчетов по формуле Неймана [формула (2)], а также по формулам, приведенным в литературе [формулы (5) и (6)].

### Заключение

По результатам исследований можно сделать следующие выводы: угловые смещения могут приводить как к уменьшению, так и к увеличению передаваемой в нагрузку мощности и эффективности передачи энергии. Подобная ситуация может возникнуть в послеоперационный период: локальное уменьшение отека тканей в области имплантации может привести к угловому смещению катушек при неизменном расстоянии между их центрами. Следовательно, при проектировании системы БПЭ необходимо учитывать возможность передачи в нагрузку как недостаточной, так и избыточной мощности. Поэтому необходимо предусмотреть методы предупреждения избыточного нагрева и обеспечить запас работоспособности для большего диапазона входной мощности. Актуальным является также развитие методов определения положения катушек относительно друг друга.

*Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 14-39-00044).*

### Список литературы:

1. Jessup M., Brozena S. Medical progress: Heart failure // *New England Journal of Medicine*. 2003. Vol. 348. № 20. PP. 2007-2018.
2. Anastasiadis K. Mechanical Support of the Circulatory System // *The Hellenic Journal of Cardiology*. 2003. Vol. 44. PP. 341-347.
3. Milano C.A. et. al. Implantable left ventricular assist devices: New hope for patients with end stage heart failure // *North Carolina Medical Journal*. 2006. Vol. 67. № 2. PP. 110-115.
4. Miller L.W. et. al. Use of a Continuous-Flow Device in Patients Awaiting Heart Transplantation // *New England Journal of Medicine*. 2007. Vol. 357. PP. 885-896.
5. Rose E.A. et. al. The REMATCH trial: Rationale, design, and end points. Randomized Evaluation of Mechanical Assistance for the Treatment of Congestive Heart Failure // *The Annals of Thoracic Surgery*. 1999. Vol. 67. № 3. PP. 723-730.
6. Gordon R.J., Quagliariello B., Lowy F.D. Ventricular assist device-related infections // *Lancet Infectious Diseases*. 2006. Vol. 6. № 7. PP. 426-437.
7. Monkowski D.H. et. al. Infections associated with ventricular assist devices: Epidemiology and effect on prognosis after transplantation // *Transplant Infectious Disease*. 2007. Vol. 9. № 2. PP. 114-120.
8. Dowling R.D. et. al. Initial experience with the AbioCor Implantable Replacement Heart System // *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2004. Vol. 127. № 1. PP. 131-141.
9. Rintoul T.C., Dolgin A. Thoratec transcatheter energy transfer system: A review and update // *American Society for Artificial Internal Organs Journal*. 2004. Vol. 50. № 4. PP. 397-400.
10. Ozeri S., Shmilovitz D. Ultrasonic transcatheter energy transfer for powering implanted devices // *Ultrasonics*. 2010. Vol. 50. № 6. PP. 556-566.
11. Soma M., Douglas C.G., White R.L. Radio-frequency coils in implantable devices: Misalignment analysis and design procedure // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1987. Vol. BME-34. № 4. PP. 276-282.
12. Van Schuylenbergh K., Puers R. Inductive Powering: Basic Theory and Application to Biomedical Systems. – Springer Science & Business Media, 2009. 240 p.
13. Калантаров П.Л., Цейтлин Л.А. Расчет индуктивностей. Справочная книга. – Л.: Энергоатомиздат. Ленингр. отделение, 1986. 488 с.

*Арсений Анатольевич Данилов,  
канд. физ.-мат. наук, доцент,  
Эдуард Адитович Миндубаев,  
аспирант,  
кафедра биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский  
университет «МИЭТ»,  
г. Зеленоград,  
e-mail: realswat@rambler.ru*

**В.В. Епифанцев, В.А. Устюжанин**

## Влияние спектрального состава зондирующего сигнала на результаты измерения электроимпеданса биологического объекта

### Аннотация

Описана возможность расширения диагностических возможностей электроимпедансной диагностики за счет использования зондирующих сигналов различной формы, представлена структурная схема программно-аппаратного комплекса, реализующего данную возможность, а также приведены результаты пробных экспериментов как на биологических объектах, так и на эквивалентных схемах замещения.

### Введение

На сегодняшний день диагностическая техника в медицине характеризуется постоянным совершенствованием методик, оборудования, разрешающей способности таких методов, как ультразвуковая, рентгеновская, магниторезонансная диагностика. Все эти методы диагностических исследований, благодаря отличной разрешающей способности и несмотря на высокую стоимость, а в некоторых случаях наличие вредного воздействия на организм человека, заняли прочное место в лечебных учреждениях всего мира. Наряду с указанными методами оценки состояния биологических тканей существует метод электроимпедансной диагностики, основанный на исследовании прохожде-

ния электрического тока через биологическую ткань. Но на фоне бурного развития традиционных методов диагностики электроимпедансная диагностика пока не нашла столь широкого применения в медицинской практике, и лишь в последнее десятилетие на нее обращают внимание все больше ученых со всего мира. Это связано с новыми техническими разработками в области электроники и ростом вычислительных мощностей в области обработки сигналов. Кроме того, традиционные методы диагностики исчерпали свои принципиальные возможности и развиваются в основном в направлении уменьшения вредного воздействия на биологический объект, а также уменьшения стоимости оборудования и, следовательно, стоимости оказываемых услуг без ухудшения их качества.

В настоящее время существует несколько направлений использования и развития электроимпедансной диагностики, самое устоявшееся и достаточно хорошо изученное из которых – реография и ее разновидности (плетизмография, сфигмография и др.), основанные на регистрации изменений импеданса, связанных с сердечной деятельностью. Следующее по распространенности направление – это исследование состава тела (расчет объемов внутри- и внеклеточной жидкости, объема жировой ткани) с помощью измерения электрического сопротивления на высоких и низких частотах. Наиболее перспективными и, возможно, в недалеком будущем широко распространенными направлениями электроимпедансной диагностики будут: электроимпедансная томография (ЭИТ) и электроимпедансная спектроскопия (ЭИС). ЭИТ – это реконструкция изображения внутренних сред объекта исследования по распределению проводимости электрического тока в этой среде, основанная, как правило, на измерении импеданса на одной или двух частотах, вычислении средней активной и реактивной составляющих электрического импеданса биологического объекта и составлении изображения внутренней среды объекта по специальному алгоритму и определенной модели, созданной исследователем, которая, как правило, имеет огромное количество допущений, связанных с очень сложным строением биологических объектов.

ЭИС предполагает наиболее полную оценку электрических свойств биологической ткани, так как подразумевает исследование электрического сопротивления в широком диапазоне частот зондирующего тока, что позволит выявлять малейшие патологические изменения в биологических объектах.

Различные типы биологической ткани, а также различные ее составляющие (здоровая или патологически измененная) будут отличаться структурой ткани: строением клеточных мембран, их целостностью, внутри- и внеклеточным содержимым. Все вышеперечисленное будет влиять на ее электрические характеристики.

При проведении электроимпедансных исследований нас интересует не только значение импеданса на определенной частоте, но и зависимость сопротивления биологического объекта от частоты зондирующего тока. В этом случае можно использовать несколько генераторов зондирующего тока различной частоты и коммутировать их на исследуемый объект, но при этом измерения для каждой из частот будут разнесены во времени. Как известно, сопротивление биологического объекта меняется во времени (на это влияют деятельность сердца, дыхательные движения и др.), поэтому измерения, полученные таким образом, не могут быть коррелированы. Используя сигнал, состоящий из нескольких частотных составляющих и средств, обеспечивающих достаточную скорость регистрации такого сигнала, можно решить данную проблему, а также сократить время измерения. Кроме того, использование такого сигнала обеспечивает возможность одновременного исследования различных видов биологических тканей на участке биологического объекта.

### Программно-аппаратный комплекс для проведения ЭИС

В результате анализа существующих методов и приборов оценки состояния биологических тканей посредством измерения электрического импеданса нами был разработан программно-аппаратный комплекс для проведения исследований электрических характеристик различных биологических тканей. Созданный прибор обладает широкими возможностями в оценке данных характеристик. Он позволяет воспроизвести большинство методов использования электрического импеданса биоткани в качестве диагностического фактора за счет соответствующего программного обеспечения и подбора соответствующих электродов. Возможность программно задавать частоту зондирующего тока в широком диапазоне частот (от 0 до 10 МГц с шагом 1 Гц) и различную форму сигнала, а затем использовать соответствующие методы обработки результатов измерений позволяет применять данный программно-аппаратный комплекс для оценки разрабатываемых методик уз-

коспециализированных систем диагностики, основанных на измерении электрических параметров биологических тканей.

Электроимпедансная спектроскопия может дать много информации о состоянии той или иной биологической ткани, но только в сравнении со здоровой тканью, что связано в первую очередь с многокомпонентностью, сложной организацией биологических структур, а также с различным подходом к проведению данных исследований. Как правило, различия при проведении исследований заключаются в использовании различных схем измерения (таких как потенциометрическая, мостовая и др.), а также в выборе частотного диапазона, в котором проводятся исследования. В основном исследовательскими группами используются один или несколько сигналов синусоидальной формы определенной частоты, где при исследовании частотных зависимостей используют коммутацию объекта исследования на источники сигналов различных частот. В работе [5] рассматривается использование различных полигармонических сигналов для исследования дисперсии импеданса биологических объектов, таких как:

- сигнал, состоящий из суммы нескольких синусоидальных сигналов с частотами, подобранными исследователем;
- сигнал прямоугольной формы, который состоит из большого числа гармоник с уменьшающейся амплитудой при увеличении частоты;
- сигнал типа «белый шум», имеющий одинаковую спектральную плотность в большом диапазоне частот.

Использование каждого из описанных сигналов имеет как преимущества, так и недостатки. При разработке собственной диагностической системы мы не смогли определиться с формой зондирующего агента в связи с недостатком информации и решили создать систему, способную проводить исследования электрического импеданса биологической ткани с использованием любого сигнала по желанию пользователя. На рис. 1 представлена структурная схема разработанной системы [6].

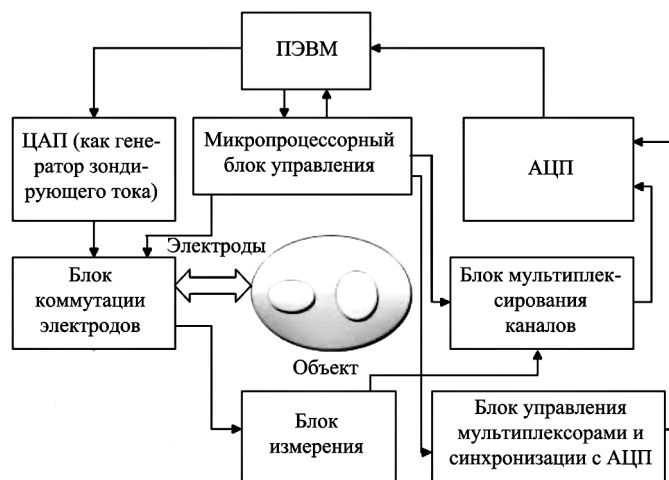


Рис. 1. Структурная схема комплекса для проведения электроимпедансной спектроскопии биологических тканей

Управление представленным на рис. 1 комплексом осуществляется с помощью связки ПЭВМ и МБУ (микропроцессорный блок управления). В ПЭВМ создается массив данных, формирующий зондирующий сигнал, и передается в ЦАП. Информация о конфигурации электродов и способе их коммутации поступает в МБУ, после чего ПЭВМ переходит в режим ожидания данных с АЦП и передает сигнал в МБУ о начале исследования. МБУ при получении данного сигнала формирует управляющие импульсы для блоков коммутации, мультиплексирования и управления мультиплексорами и синхронизации АЦП. После проведения измерений МБУ посылает в ПЭВМ сигнал об окончании измерения, где происходят дальнейшая обработка сигнала и расчет дисперсии импеданса исследуемого объекта.

Обработку регистрируемых сигналов можно представить в три этапа:

- 1) дискретное преобразование Фурье;
- 2) поиск частотных составляющих;
- 3) расчет импеданса и фазового сдвига для каждой найденной составляющей.

Некоторые технические характеристики программно-аппаратного комплекса:

- тип сигнала: сложной формы, согласно заданной числовой последовательности;
- частотный диапазон зондирующего тока: эффективный от 1 Гц до 25 МГц, возможно измерение на частотах от 25 до 125 МГц при увеличении погрешности;
- проверенный диапазон измерений активной и реактивной составляющих электрического импеданса – от 0 до 100000 Ом;
- количество измерительных каналов – 8, каждый из которых может использоваться как для подачи зондирующего сигнала, так и для измерения;
- максимальное время измерения для 8 каналов – 0,1 с;
- действующее значение зондирующего тока при нагрузке 500 Ом и постоянном токе – не более 5,4 мА.

### Эксперимент

В наших первых экспериментах стояла задача определить, использование каких зондирующих сигналов при измерениях является наиболее информативным и обладает наименьшей погрешностью при расчете дисперсии импеданса исследуемого объекта. Измерения проводились на эквивалентной схеме замещения биологического объекта (рис. 2а), а также на биологи-

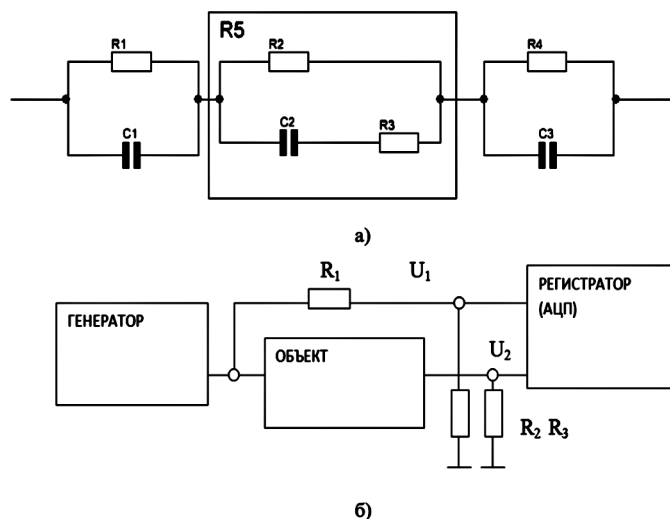


Рис. 2. Эквивалентная схема замещения биологического объекта (а); схема измерения (б)

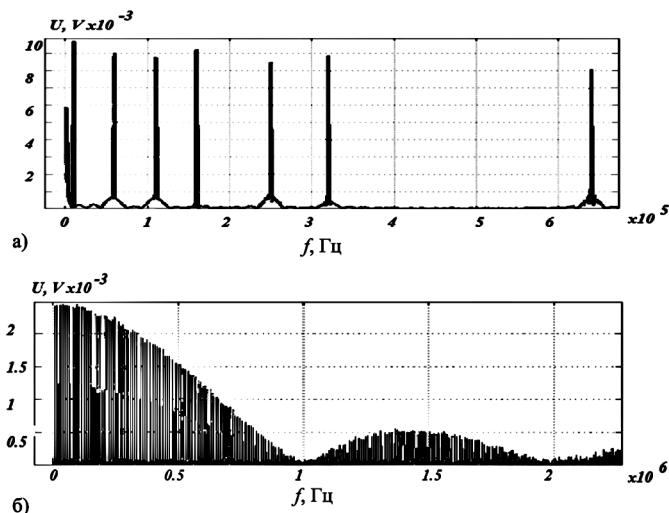


Рис. 3. Спектр зондирующего сигнала, состоящего из суммы восьми гармоник (а); спектр сигнала прямоугольной формы (б)

ческом объекте, при этом номиналы схемы замещения были усреднены по значениям, приводимым в различных источниках [1]-[3]. В эквивалентной схеме замещения  $R_2 = R_4 = 3 \text{ кОм}$  – обусловлено сопротивлением кожи;  $R_5 = 600 \text{ Ом}$  – сопротивление внутренней среды биологического объекта;  $C_1 = C_3 = 50 \text{ нФ}$  – емкость кожи, для электрода площадью  $1 \text{ см}^2$ . В нашем эксперименте считаем, что сопротивление внутренней среды является только активным и обусловлено только межклеточной жидкостью. Измерения проводились по схеме, представленной на рис. 2б, где  $R_1$  – известное сопротивление, подключаемое в схему для уравнивания амплитуд  $U_1$  и  $U_2$  в целях уменьшения погрешностей, связанных с работой АЦП.  $R_2$  и  $R_3$  – эталонные (известные) сопротивления.

В качестве зондирующего тока в процессе измерения использовалось два вида сигнала: состоящие из суммы восьми гармоник с близкой амплитудой и последовательность прямоугольных импульсов длительностью 1 мкс, с частотой 10 кГц. Их спектральный состав представлен на рис. 3.

### Результаты измерений и расчета

На рис. 4 представлены результаты измерений электрического импеданса эквивалентной схемы замещения и биологического объекта, а также теоретический расчет импеданса эквивалентной схемы. При измерениях в качестве зондирующего тока использовались сигналы, спектры которых представлены на рис. 3.

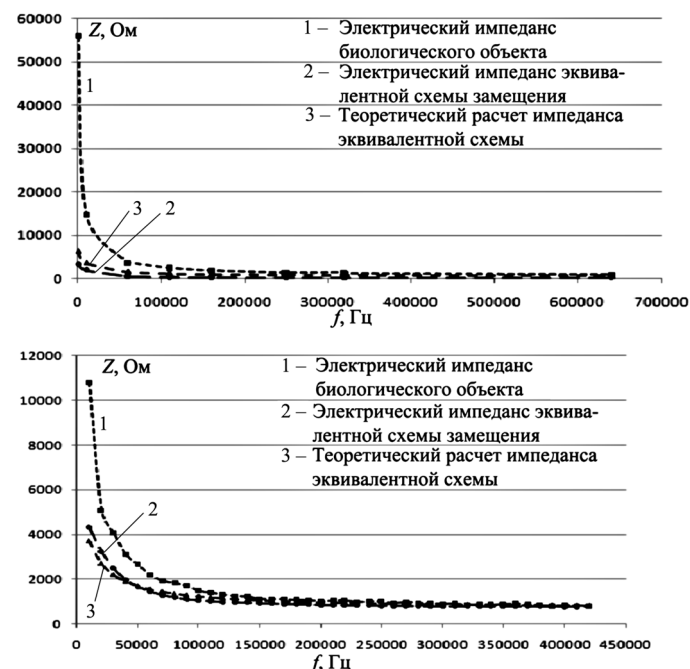


Рис. 4. Результаты измерений и расчетов электрического импеданса: а) в качестве зондирующего тока использовался сигнал, состоящий из суммы восьми гармоник; б) в качестве зондирующего тока использовалась последовательность прямоугольных импульсов

По результатам экспериментов нами сделан вывод о том, что наиболее оптимальными по информативности являются сигналы прямоугольной формы и сигнал, являющийся суммой нескольких гармоник. Использование данных сигналов дает достаточно полную картину зависимости импеданса от частоты зондирующего тока. Очень большая погрешность, сравнимая с измеряемыми величинами, выявлена при применении в качестве зондирующего сигнала сигнала, имеющего одинаковую спектральную плотность во всем диапазоне частот; таким образом, использование сигнала типа «белый шум» без дополнительной аппаратной и цифровой обработки не представляется возможным. Использование нескольких синусоидальных сигналов различных частот не рассматривалось в связи с ростом количества измерений и временных затрат на получение

полной картины зависимости электрического сопротивления от частоты.

Преимуществом использования суммы гармоник является то, что пользователь может выбрать те частоты, которые его непосредственно интересуют. Например, при измерениях с использованием сигнала прямоугольной формы из расчета выпал диапазон 0...10 кГц, а при использовании суммы гармоник в зондирующий ток была включена частотная составляющая 10 Гц и импеданс биологического объекта на этой частоте превысил 50 кОм.

При оценке дисперсии импеданса биологического объекта можно говорить о том, что в основном электрическая характеристика здоровой биологической ткани обусловлена ее емкостными свойствами не только в месте контакта с электродом, но и по всему пути прохождения электрического тока.

На сегодняшний день разработанный программно-аппаратный комплекс позволяет проводить исследования дисперсии электрического импеданса между двумя электродами в режиме реального времени с частотой обновления результата до 30 раз в секунду, а также проводить длительный мониторинг электрических характеристик объекта в большом диапазоне частот с возможностью записи и хранения результатов для дальнейшей интерпретации. Экспериментальные измерения на различного рода эквивалентных схемах замещения показали, что данный комплекс готов для проведения исследования электрических характеристик биологических тканей и может быть использован в различных направлениях медицины, таких как анестезиология, травматология, онкология и др.

#### Список литературы:

1. Левченко О.В. Возможности бесконтактной импедансометрии в диагностике и мониторинге отека головного мозга / Автореф. дис ... к.м.н. – Московский государственный медико-стоматологический университет. 2004. 20 с.

2. Смирнов А.В., Цветков А.А., Туйкин С.А. Методы и аппаратура электроимпедансной спектрометрии // Сб. трудов 8-й научно-практической конференции «Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы». Москва, 22 марта 2006 г. С. 26-30.
3. Бобохонова А.С., Хеймец Г.И., Атауллаханова Д.М., Николаев Д.В., Ощепкова Е.В., Рогоза А.Н. Диагностика гипертрофии миокарда левого желудочка сердца с учетом данных биоимпедансного анализа / Москва, 8-я научно-практическая конференция. Главный клинический госпиталь МВД России, 2006. С. 156-161.
4. Николаев Д.В., Смирнов А.В., Тарнакин А.Г., Гвоздиков Е.А. Применение биоимпедансных технологий в медицинской практике / Сб. трудов 4-й научно-практической конференции «Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы». Москва, 23 марта 2002 г. С. 198-204.
5. Grimnes S., Martinsen O.G. Bioimpedance and bioelectricity basics. – Academic Press, 2000. 360 p.
6. Устожанин В.А., Епифанцев В.В., Ишков А.А. Устройство для проведения импедансной спектрометрии биологических объектов / Патент на полезную модель 100894 РФ, Забайкальский государственный университет; № 2010130514; заяв. 20.07.2010 г.

Валентин Владимирович Епифанцев,  
директор,  
ООО «БИТ-СЕРВИС»,  
Валерий Александрович Устожанин,  
профессор,  
кафедра ТБСАиУ,  
Забайкальский государственный университет,  
г. Чита,  
e-mail: support@bit-service.org

С.М. Яцун, А.Н. Рукавицын

## Проектирование автоматизированного устройства для механотерапии коленного сустава

### Аннотация

Рассмотрены вопросы применения уравнений Лагранжа II рода к определению сил и моментов приводов биомехатронного устройства для механотерапии коленного сустава. Рассматриваемое механотерапевтическое устройство обеспечивает оптимальную биомеханику движений в коленном суставе и соответствие осевых линий устройства осевым линиям суставов человека.

### Введение

В последние годы специалисты ведут активную работу в области создания реабилитационных систем для пациентов, перенесших инсульты, травмы или хирургические вмешательства, повлекшие за собой нарушения двигательных функций. Значительный процент длительной нетрудоспособности связан с процессом восстановления двигательных функций у больных с повреждением опорно-двигательного аппарата (контрактура суставов, атрофия мышц и т. п.). Одним из эффективных способов борьбы с данной патологией является ранняя «активация» больных с дозированной нагрузкой на поврежденную конечность. Восстановления нормального мышечного тонуса, физиологической амплитуды движения в суставах, мышечной силы и двигательных функций можно достичь с помощью механотерапии [1]. Данный метод лечения заключается в выполнении физических упражнений с помощью аппаратов, специально сконструированных для выполнения активных принудительных движений в отдельных суставах в соответствии с биомеханикой.

Современные реабилитационные механотерапевтические устройства представляют собой систему со сложной конфигу-

рацией, объединяющей различные механические и электронные компоненты, призванные в совокупности обеспечивать максимально эффективный и безопасный процесс реабилитации пациентов. Такие автоматизированные биомехатронные устройства оснащаются интеллектуальным микропроцессорным управлением с биологически активной обратной связью. Устройства осуществляют постоянный мониторинг и коррекцию между угловым перемещением сустава, который является объектом измерения, и биологическим сигналом с приводящей мышцы работающего сустава.

Необходимо отметить, что при существующем множестве подобных устройств, предназначенных для людей с нарушениями функций опорно-двигательного аппарата, математическому моделированию их функционирования в составе сложной биомехатронной системы уделяется недостаточно внимания [2].

### Методы проектирования

Разрабатываемое биомехатронное устройство для реабилитации коленного сустава человека состоит из двух отдельных модулей с индивидуальными приводами, управляемыми от ЭВМ (см. рис. 1). Со стороны привода «коленного модуля»