

Аппаратно-программный комплекс для механотерапии нижних конечностей

Аннотация

Показана потребность в создании автоматизированных комплексов для механотерапии. Представлены результаты разработки аппарата пассивного действия для механотерапии нижних конечностей, предназначенного для ускоренной реабилитации после перенесенных травм опорно-двигательного аппарата, а также инсульта.

Введение

При повреждениях и заболеваниях опорно-двигательного аппарата нередко возникают как морфологические изменения, так и функциональные нарушения, которые ограничивают или полностью исключают возможность физической деятельности. Нередко возникновение таких состояний обусловлено недостаточно грамотной организацией и отсутствием методики лечения. Порой недооценивается роль реабилитации в послеоперационном периоде, в результате чего могут возникнуть функциональные изменения, в основе которых лежат двигательные расстройства. Причины эти кроются в различной по продолжительности акинезии, связанной с иммобилизацией конечностей, гипокинезии, обусловленной постельным режимом, а также в местных изменениях тканевых структур. К последним относятся непосредственная перестройка поврежденных тканей (формирование рубца, костной мозоли и т. п.) или поражение отделов (дистрофия суставного хряща), а также вторичные изменения в неповрежденных и не пораженных болезнью тканях: гипотрофия мышц, сморщивание и утолщение суставной сумки, остеопороз. Это снижает эффективность хирургического вмешательства, а иногда делает его совершенно неоправданным [1]-[3].

Методы исследований

Современные механотерапевтические аппараты позволяют облегчить движения или обеспечить движения для увеличения подвижности в суставах, а также тренировать определенные мышечные группы. В постиммобилизационном периоде при отсутствии мышечной активности больного применяют аппараты пассивного действия (прикроватные или стационарные), которые сами задают движение сустава от внешнего источника. Основная задача механотерапии на ап-

паратах пассивного действия – увеличение подвижности в изолированном суставе, которая достигается дозированным растяжением параартикулярных тканей (при условии мышечного расслабления). Эффективность воздействия обусловлена тем, что пассивное движение в суставе производится по индивидуально подобранной программе (амплитуда сгибания и разгибания, скорость) без активного сокращения околосуставных мышц (стабилизаторов сустава). Показаниями для механотерапии с помощью аппаратов пассивного действия являются: ограничение подвижности в суставах после артропластики, артролиза, эндопротезирования и т. п., выраженный болевой синдром при контрактурах суставов. Подобные аппараты используются и с целью ремоделирования суставной поверхности при нарушении целостности суставного хряща, например при трансхордальных переломах, болезни Кенига, хондромалиции и т. д.

Преимущество таких аппаратов по сравнению с другими видами механотерапии состоит в возможности более раннего их использования. За счет расслабления мышц во время пассивного движения значительно снижается взаимодавление суставных поверхностей, что требуется при многих патологических состояниях суставов. Программа работы задается врачом в зависимости от особенностей травм [3].

К таким аппаратам относится аппарат для разработки коленного и тазобедренного суставов (рис. 1) с автоматическим управлением всеми параметрами процесса разработки, а именно установлением углов сгибания и разгибания, скорости сгибания, длительности пауз между сгибанием и разгибанием лечащим врачом на пульте аппарата.

Вторая модификация – аппарат с ручным управлением, при использовании которого параметры процесса задаются вручную при помощи специального выносного пульта на основании ощущений самого пациента.

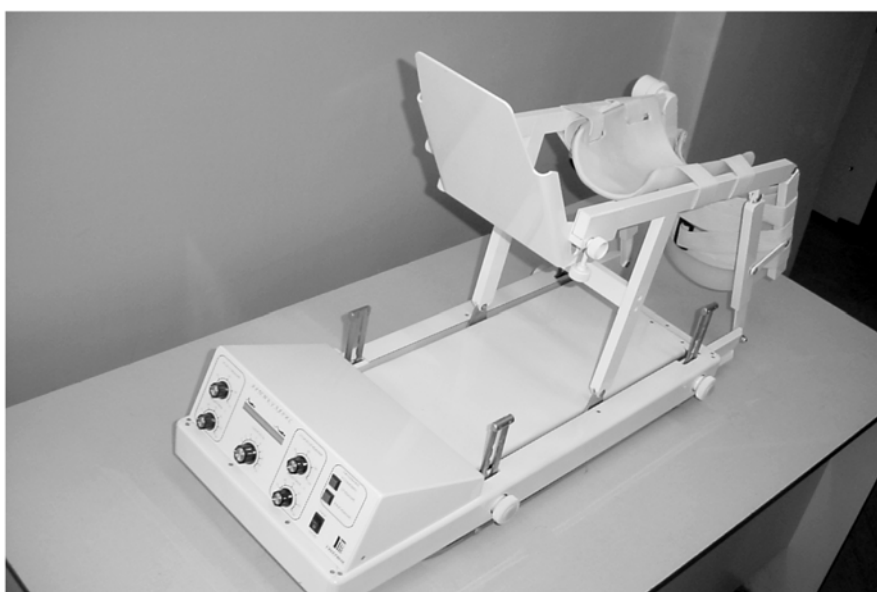


Рис. 1. Аппарат для разработки коленного и тазобедренного суставов с автоматическим управлением

В обоих случаях в руках больного находится специальная «аварийная» кнопка, т. е. выключатель работы аппарата при возникновении непереносимой боли в разрабатываемом суставе.

Конструктивно аппарат для восстановления подвижности суставов нижних конечностей человека выполнен в виде неподвижного основания, на котором установлена подвижная рама, получающая возвратно-поступательное движение от реверсивного электропривода, находящегося внутри основания и соединенного с винтовой парой, состоящей из ходового винта и гайки. Движение на раму передается через коромысла, шарнирно закрепленные на основании, и трансмиссию. В качестве привода и трансмиссии взяты серийно изготавливаемые отечественные узлы, что позволило вдвое уменьшить цену аппарата по сравнению с импортными аналогами.

Номинальное напряжение питания электродвигателя 14 В соответствует требованиям по электробезопасности аппарата. Важно также и то, что эти двигатели имеют нормируемый и сравнительно небольшой уровень шума.

Функциональная схема системы управления, предназначенной для формирования управляющих напряжений для редукторного электродвигателя, представлена на рис. 2.

Панель управления включения и выключения аппарата обеспечивает начальные установки и управление электроприводом и позволяет плавно регулировать (с помощью переменных сопротивлений) основные его параметры. На выносном пульте управления, в свою очередь, предусмотрены только кнопки экстренной остановки движения платформы. Модуль управления предназначен для формирования сигналов управления, поступающих через усилитель мощности на редукторный электродвигатель.

Для управления частотой вращения электродвигателя используется метод широтно-импульсной модуляции (ШИМ), обеспечивающий экономичную и надежную работу ключевых транзисторных каскадов усилителя мощности. Модуль управления содержит формирователь импульсов, который вырабатывает импульсную последовательность с частотой 10...20 кГц. Длительность (скважность) импульсов устанавливается регулировкой скорости на пульте управления и обеспечивает соответствующее значение скорости перемещения подвижной платформы. Диапазон изменения скважности 1,25...5,0 обеспечивает требуемый диапазон изменения скорости. Для организации возвратно-поступательного перемещения платформы в заданных пределах модуль управления содержит схему сравнения, сравнивающую текущее значение угла, поступающее от датчика, установленного на платформе, и значения начально-

го и конечного углов сгиба суставов, установленных соответствующими регулировками на пульте управления. При совпадении этих значений направление вращения электродвигателя изменяется на противоположное (реверсируется) с помощью коммутатора реверса.

Одновременно ключом блокируется поступление последовательности импульсов от формирователя, что приводит к остановке перемещения платформы. Время остановки определяется таймером, управляемым соответствующей регулировкой с пульта управления. После этой паузы движение платформы возобновляется в противоположном направлении. Таким же образом модуль управления реагирует на сигналы от аварийных конечных выключателей. Кроме того, ключ блокирует поступление управляющей импульсной последовательности (и останавливает перемещение платформы) по сигналу «СТОП» от кнопки немедленной остановки на пульте.

Усилитель мощности предназначен для усиления сигналов, поступающих от модуля управления, и нагружен непосредственно на электродвигатель. Схема усилителя мощности построена на четырех мощных транзисторных ключах, обеспечивающих реверсивное управление электродвигателем. Использование в усилителе мощности ключевых схем позволяет значительно снизить мощность рассеивания и облегчить тепловой режим выходных транзисторных каскадов, а следовательно, снизить потребляемую мощность и повысить надежность всего устройства.

Блок питания обеспечивает питание постоянным напряжением 20 В (с током потребления до 2,5 А), выходных каскадов усилителя мощности, нагруженных на электродвигатель. Кроме того, блок вырабатывает постоянные стабилизированные напряжения +5 В (с током потребления до 1 А) и ± 12 В (с током потребления до 0,2 А) для питания модуля управления и усилителя мощности. На блок питания подается пониженное переменное напряжение от внешнего сетевого адаптера.

Сетевой адаптер служит для понижения первичного сетевого напряжения питания 220 В, 50 Гц до безопасной величины 20...25 В. Трансформатор адаптера должен обеспечивать надежную изоляцию аппарата от первичной сети, чтобы исключить возможность поражения пациента электротоком. Адаптер должен быть также оборудован элементами защиты от перегрузки (автоматическим выключателем или плавкими предохранителями). Сетевое напряжение на адаптер подается через трехполюсную сетевую вилку по кабелю с отдельным заземляющим проводом.

Датчик угла служит для выработки сигнала, пропорционального углу сгиба коленного (тазобедренного) сустава, и устанавливается на подвижную платформу. Для увеличения

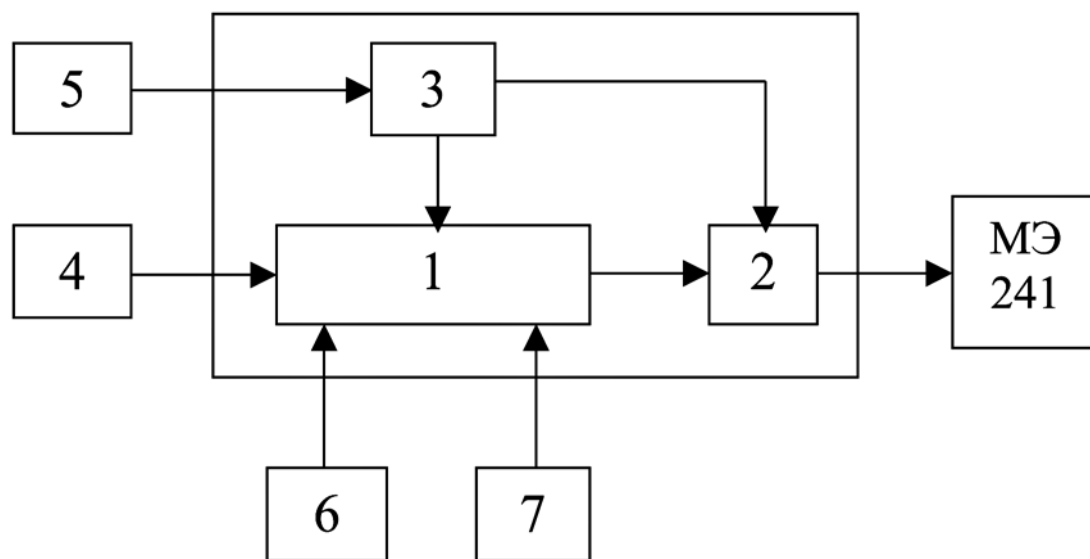


Рис. 2. Функциональная схема системы управления: 1 – модуль управления; 2 – усилитель мощности; 3 – блок питания; внешние функциональные узлы и элементы: 4 – пульт управления; 5 – сетевой адаптер; 6 – датчик угла; 7 – концевые выключатели

надежности наиболее целесообразно использовать бесконтактный датчик угла с оптической развязкой. Данные об угле в виде восьмиразрядного двоичного кода передаются в модуль управления для контроля углового положения частей подвижной платформы, на которых фиксируются голень и бедро ноги.

Для аварийной остановки перемещения подвижной платформы в двух ее крайних положениях устанавливаются два аварийных концевых выключателя, сигналы с которых поступают в модуль управления для аварийного отключения электродвигателя.

Аппарат является переносным, его габариты 900 × 350 × 648 мм, масса не превышает 15 кг, питающее напряжение 12 В, 50 Вт. Подготовка аппарата к работе осуществляется одним медицинским работником. Органы управления аппаратом позволяют управлять следующими параметрами процесса разработки суставов:

- скоростью перемещения каретки (~ 0,5...2 см/с);
- диапазоном угла сгибания (~ 0...110°);
- длительностью остановки (паузы) в крайних положениях (~0...60 с).

Требуемый диапазон угла сгибания устанавливается с помощью ручек-регуляторов, которые позволяют программировать углы отдельно для каждого из крайних положений и отображаются на индикаторе. Положение каретки отображается светящимся элементом, перемещающимся со скоростью, пропорциональной скорости перемещения каретки между двумя упорами, которые отображаются в виде светящихся зон на обоих краях шкалы. Это позволяет врачу не только визуально оценивать положение конечности пациента, но знать конкретное значение угла сгибания конечности в каждый конкретный момент времени.

Результаты

Аппарат прошел предварительные испытания в отделении ортопедии ЦКБ РАН и в ГКБ № 12. При лечении 37 пациентов ЦКБ РАН, которым были выполнены эндопротезирование коленного или тазобедренного сустава, пластика крестообразных связок, в результате применения аппарата было достигнуто быстрое (сокращение сроков в 1,5 раза) восстановление объема движений коленного или тазобедренного сустава практически без болевого синдрома. При пассивной разработке движений не было отмечено нарастания отека конечности, который бывает при раннем начале лечебной физкультуры. Следует отметить положительные отзывы врачей, пользовавшихся аппаратом, об удобстве применения аппарата и легкости обучения пациентов самостоятельной работе с ним.

Заключение

Дальнейшие исследования по совершенствованию данного аппарата будут связаны с оптимизацией схемы и конструкции, а также с разработкой информационного обеспечения для поддержки индивидуального мониторинга физиологического состояния пациента в процессе лечения заболеваний суставов нижних конечностей с обеспечением биосинхронизированной механотерапии.

Исследования проводятся в рамках НИОКР «Разработка аппаратно-программного комплекса роботизированной биосинхронизированной механотерапии нижних конечностей с оценкой эффективности по параметрам кровообращения и функцией обратной тактильной, зрительной и аудиосвязей», выполняемой при финансовой поддержке Федерального государственного бюджетного учреждения «Фонд содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере» (договор № 164ГРНТИС5/35891 от 26.07.2017).

Список литературы:

1. Бобрин А.Ф., Гончаров Н.Г., Гудков А.Г., Леушин В.Ю. и др. Аппараты механотерапии при реабилитации после травм // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 5. С. 58-62.
2. Гончаров Н.Г., Гудков А.Г., Леушин В.Ю., Цыганов Д.И. и др. Механотерапия при реабилитации после травм // Медицина и спорт. 2006. № 3-4. С. 54-56.
3. Бобрин А.Ф., Гудков А.Г., Лемонджав В.Н., Леушин В.Ю. и др. Аппаратно-программный комплекс (АПК) механотерапии суставов нижних конечностей / Сборник докладов 15-й научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья «Медтех-2013». 20-27 сентября 2013 г., Португалия, о. Мадейра. – М.: Изд-во НИИ РЛ МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2013. С. 187-190.

*Александр Григорьевич Гудков,
д-р техн. наук, профессор,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Виталий Юрьевич Леушин,
канд. техн. наук, зам. генерального директора,
Александр Федорович Бобрин,
начальник отдела,
ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Светлана Викторовна Агасиева,
канд. техн. наук, доцент,
ФГАОУ ВО «Российский университет
дружбы народов»,
Евгения Николаевна Горлачева,
канд. эконом. наук, доцент,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Вахтанг Нодарович Лемонджав,
начальник конструкторского отдела,
ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Александр Васильевич Маркин,
магистрант,
Сергей Владимирович Чижиков,
магистрант,
Наталья Алексеевна Ветрова,
канд. техн. наук, доцент,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
г. Москва,
e-mail: ooo.giperion@gmail.com*

* * * * *