

М. Ю. Рачков, д-р техн. наук, проф., michyr@gmail.com,  
В. Ф. Головин, канд. техн. наук, доц., М. В. Архипов, канд. техн. наук, доц.,  
Московский государственный индустриальный университет

## Робототехника для специальных применений в области физиотерапии

Рассматриваются новые робототехнические системы для специальных применений в области физиотерапии. Представлены измерительные блоки робототехнических систем, которые обеспечивают адаптивные возможности функционирования систем, а также рассмотрены методы их расчета и экспериментальные характеристики. Описываются схемы систем задания такта продольного перемещения инструмента для повышения эффективности массажа, а также систем для шлейф-массажа, дающие холистический эффект. Приводится система, позволяющая контролировать глубину процессов тонизации и релаксации пациента с помощью биотехнического контура обратной связи, и перспективная система, сочетающая в себе эффект синхронного тактильного и музыкального воздействия на пациента. Все приведенные технические решения запатентованы.

**Ключевые слова:** робототехническая система, автоматическое управление, физиотерапия, массажный инструмент, холистический эффект

### Введение

Современное развитие робототехники и компьютерных технологий открывает новые возможности использования роботов во многих специальных применениях, в том числе и в медицине. В последние годы наблюдается резкий рост интереса к созданию медицинских роботов в ведущих странах мира. Проводятся многочисленные международные симпозиумы и конференции по этой тематике. Сегодня медицинские роботы могут проводить сложные хирургические операции, ставить диагнозы и ухаживать за больными [1].

Одним из важных направлений в восстановительной медицине является массажная физиотерапия. Она заключается в совокупности приемов механического дозированного воздействия в виде трения, давления и вибрации, проводимых непосредственно на поверхности тела человека. Поскольку ручное выполнение этих действий связано с большими затратами энергии, эффективность и производительность их существенно ограничены. Снять эти ограничения помогает использование для проведения физиотерапии специальных робототехнических систем, что обеспечивает автоматизацию процедур массажа и мануальной терапии и их доступность для всех пациентов.

### 1. Измерительные блоки робототехнических систем

Важной задачей при создании робототехнических систем для проведения физиотерапии является обеспечение возможности выработки сигнала в систему управления манипулятором о нормальной и тангенциальной составляющих текущего массажного усилия для соответствующего управления приводами звеньев манипулятора при реализации заданных массажных процессов.

На рис. 1 изображена схема датчика усилия для измерения нормальной  $F_{\text{норм}}$  и тангенциальной  $F_{\text{танг}}$  составляющих текущего массажного усилия [2].

К конечному звену манипулятора жестко прикреплен кронштейн 2, который через осевой шарнир 3 связан с кронштейном 4 (рис. 1, а). Индуктивная катушка закреплена на крае кронштейна 2. Ферромаг-

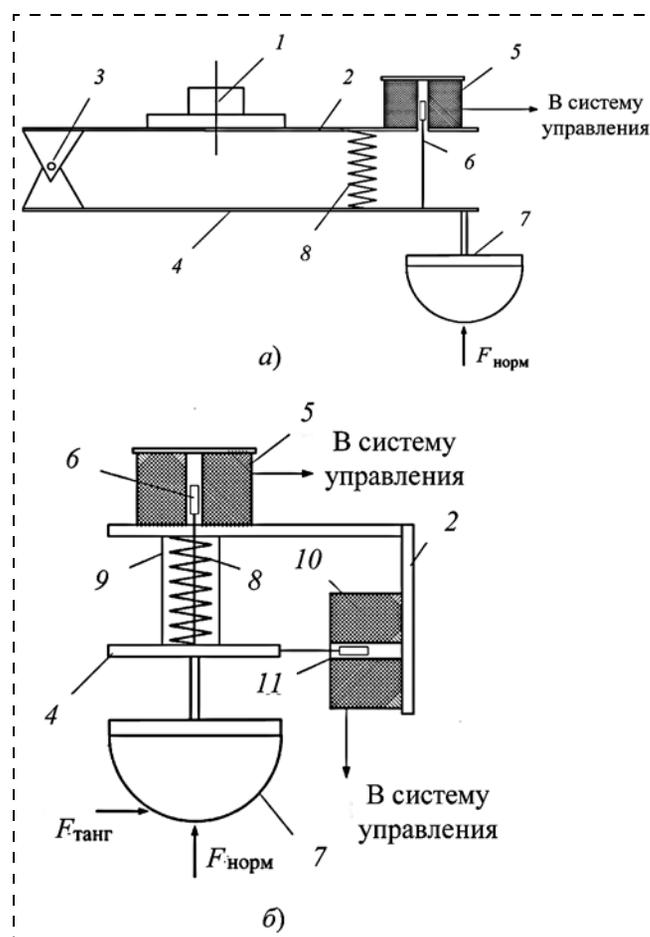


Рис 1. Схема датчика усилия для измерения нормальной и тангенциальной составляющих текущего массажного усилия (а — измерение одной составляющей усилия; б — измерение двух составляющих усилия):

1 — инструментальное звено манипулятора; 2, 4 — кронштейн; 3 — осевой шарнир; 5, 10 — катушка индуктивности; 6, 11 — сердечник; 7 — массажный инструмент; 8 — упругий элемент (пружина); 9 — шаровой шарнир

нитный сердечник 6 закреплен на кронштейне 4 с возможностью перемещения внутри индуктивной катушки 5 от нормальной составляющей усилия массажного инструмента. Между кронштейнами 2 и 4 установлен упругий элемент.

Датчик усилия также может быть выполнен с шаровым шарниром (рис. 1, б), причем на кронштейне 2 установлена вторая индуктивная катушка 10 перпендикулярно первой индуктивной катушке, при этом на кронштейне 4 закреплен второй ферромагнитный сердечник 11 с возможностью перемещения внутри второй индуктивной катушки от тангенциальной составляющей массажного усилия.

Принцип работы заключается в том, что массажный инструмент воздействует на тело пациента в соответствии с программой, управляющей электро-механическими приводами звеньев манипулятора. Значение массажного усилия формируется системой управления путем сравнения заданного и текущего массажных усилий. Заданное усилие формируется программой в соответствии с режимом массажа, а текущее усилие вырабатывается датчиком усилия.

При определении нормальной составляющей текущего массажного усилия инструмент передает это усилие на кронштейн. Преодолевая сопротивление упругого элемента, усилие преобразуется в перемещение сердечника внутри индуктивной катушки благодаря осевому шарниру. В зависимости от длины и направления перемещения индуктивность катушки изменяется пропорционально измеряемому усилию, и соответствующий выходной сигнал передается в систему управления.

Для определения тангенциальной составляющей текущего массажного усилия для более информативного формирования управления используется вторая индуктивная катушка (рис. 1, б). Поскольку шаровой шарнир позволяет кронштейну перемещаться не только в нормальном, но и в тангенциальном направлении под действием соответствующих составляющих массажного усилия, преодолевая сопротивление упругого элемента, то перемещение сердечника внутри индуктивной катушки позволяет сформировать на выходе сигнал, пропорциональный тангенциальной составляющей текущего массажного усилия. В результате в систему управления подается информация об обеих составляющих измеряемого усилия.

Массажный инструмент может быть выполнен на базе пневматической пружины, что обеспечивает управляемость его упругой податливостью при обеспечении безопасности его контакта с пациентом. В замкнутом объеме воздуха массажного инструмента в виде пневмоцилиндра без теплообмена с окружающей средой при постоянной температуре справедливо соотношение

$$p_0 h_0 = p_1 (h_0 - h_1),$$

где величины  $h_0$ ,  $h_1$  и  $p_0$ ,  $p_1$  — соответственно начальная и конечная высота цилиндрического объема

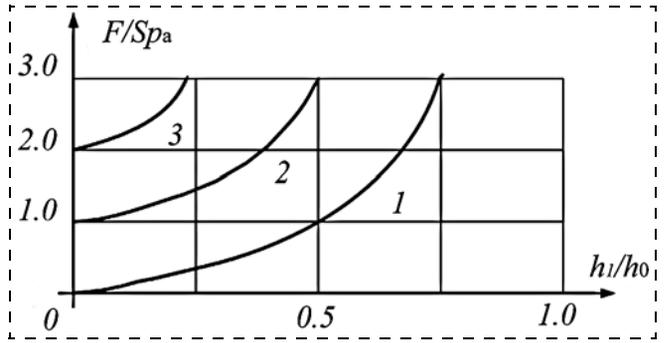


Рис. 2. Характеристики отношения упругого перемещения к приложенной нагрузке в пневмоцилиндре:

$$1 - p_0^и = 0; 2 - p_0^и = p_a; 3 - p_0^и = 2p_a$$

и начальное и конечное давление в нем. Имея в виду, что  $p_0 = p_0^и + p_a$  и  $F_1 = S(p_1 - p_a)$ , где  $p_a$  и  $p_0^и$  — атмосферное и избыточное давления соответственно, а  $S$  — площадь поршня цилиндра, имеем

$$F = Sp_a \cdot \frac{p_0^и \frac{h_1}{h_0} - p_a}{1 - \frac{h_1}{h_0}}.$$

Кривые на рис. 2 построены в безразмерных координатах для трех давлений  $p_0^и$  в инструменте.

Из графиков на рис. 2 видно, что в малом диапазоне, например, при  $0 < h_1/h_0 < 0,1$  можно поддерживать постоянное давление, изменяя объем. В большей степени этот эффект будет выражен в случае длинного пневмоцилиндра или соединения пневмоцилиндра с ресивером, когда при необходимых смещениях поршня отношение  $h_1/h_0$  будет незначительным. Однако в случае наличия в системе ресивера могут быть затянuty переходные процессы.

Эффективным решением стабилизации давления в пневмоцилиндре, а следовательно, развиваемого усилия, является использование стабилизаторов давления, например пневмоповторителя. Схема стабилизации давления в пневмоцилиндре при изменении хода поршня приведена на рис. 3. Пневмоповторитель (П2П.3) системы УСЭППА повторяет давление  $p_1$ , устанавливаемое регулятором.

Положительный эффект стабилизации давления уменьшается гистерезисом в характеристике  $F = F(h)$  по причине наличия сухого трения в уплотнениях цилиндра. Действительно, уравнение динамики поршня-инструмента имеет вид

$$M\ddot{z} = p_1 S - F + F_T \text{sign} \dot{z},$$

где  $m$  — масса подвижных частей;  $z$  — перемещение поршня;  $F_T$  — сила трения;  $S$  — площадь поршня в рабочей полости пневмоцилиндра. При выдвигании поршня с постоянной скоростью, когда направления  $z$  и  $pS$  совпадают, имеем

$$F = pS - F_T.$$

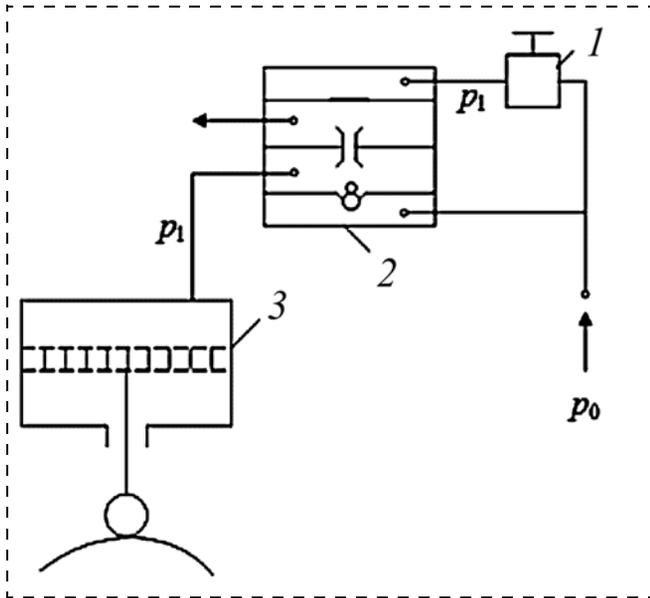


Рис. 3. Схема стабилизации давления в пневмоцилиндре массажного инструмента:  
1 — регулятор давления; 2 — пневмоповторитель; 3 — поршень

В этом случае усилие инструмента на мягкую ткань будет меньше  $pS$ . Если  $z$  и  $pS$  не совпадают по направлению, имеем

$$F = pS + F_T.$$

В этом случае усилие инструмента на мягкую ткань будет больше  $pS$ .

На рис. 4 даны экспериментальные характеристики  $F(h)$  для двух значений давлений.

В системе стабилизации усилия гистерезис может приводить к автоколебаниям, которые в ряде массажных процедур с вибрацией инструмента желательны.

Роль управляемой по упругости пружины может выполнять регулируемый пневмоинструмент в контуре автоматического регулирования упругости вместе с контуром автоматического регулирования

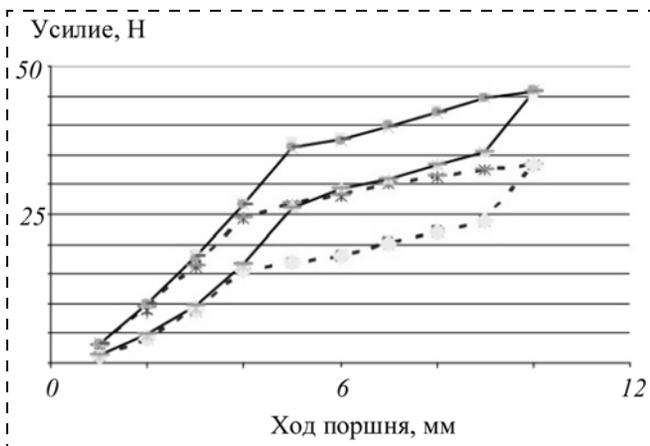


Рис. 4. Экспериментальные характеристики  $F(h)$  для двух значений давлений:  
— 5 атм.; - - - 3 атм.

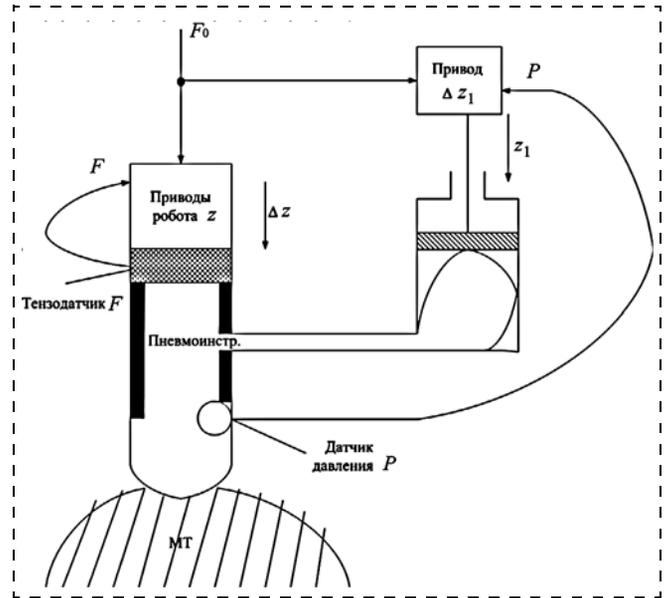


Рис. 5. Контур автоматического регулирования усилия по сигналам тензодатчика

усилия по сигналам тензодатчика (рис. 5). Достоинства данной системы заключаются в возможности регулирования усилий в большом диапазоне, изменении упругости инструмента в зависимости от заданного усилия и в отсутствии источника пневмопитания.

Усилия вдоль инструментальной оси робота развивают приводы, сравнивая заданные усилия  $F_0$  с реальным усилием, измеряемым тензодатчиком. Это первый контур регулирования по усилию. Второй контур регулирует давление в пневмоинструменте. Давление в упругой камере пневмоинструмента создает привод  $\Delta z_1$ , сжимая камеру до тех пор, пока давление, измеряемое датчиком, не сравняется с давлением, пропорциональным задаваемому усилию  $F_0$ . При сжатии упругого пневмоинструмента изменяется его форма и площадь контактной поверхности. На рис. 6 показаны фазы сжатия упругой оболочки.

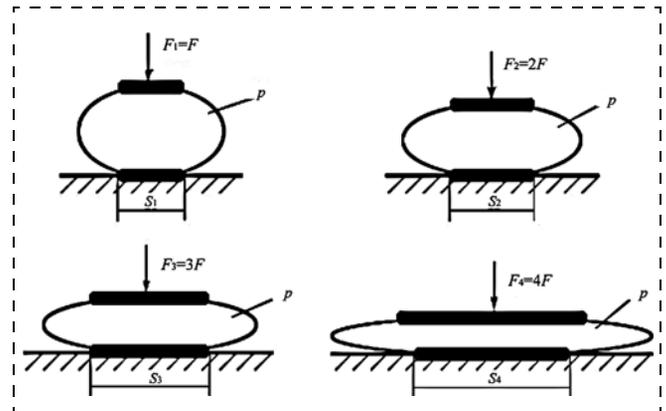


Рис. 6. Фазы сжатия упругой оболочки инструмента

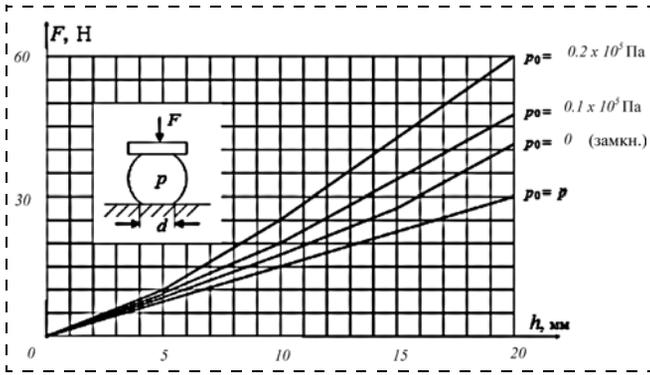


Рис. 7. Зависимости усилия  $F$  от величины сжатия оболочки  $h$

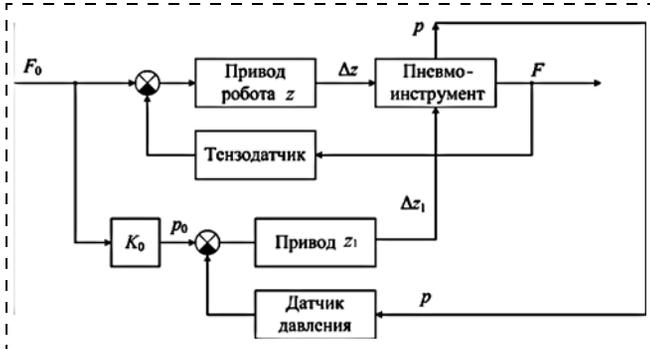


Рис. 8. Структурная схема двухконтурной системы

Если целью регулирования считать только обеспечение заданного усилия, то в герметичном пневмоинструменте будет устанавливаться некоторое давление, зависящее от площади поверхности контакта. Усилие привода  $F$  будет уравниваться силой сжатого воздуха  $pS$  и силой упругости материала упругой оболочки пневмоинструмента  $F_y$ , т. е.

$$F = pS + F_y.$$

Связи между усилием  $F$ , площадью опорной поверхности  $S$  и давлением в оболочке  $p$  нелинейные. Для их определения был проведен эксперимент. Робот сверху сжимал резиновую оболочку, в нормальном состоянии занимающую объем  $88 \text{ см}^3$ . Усилие измерялось электронными весами, расположенными под оболочкой. Регистрировались смещение робота по вертикали  $h$ , давление в оболочке  $p$  и площадь пятна контакта  $S$ . На рис. 7 представлены кривые зависимости усилия  $F$  от сжатия оболочки  $h$ .

В двухконтурной системе с приводом  $\Delta z_1$  можно обеспечивать регулирование по двум переменным: по усилию и по давлению, задавая программно величину  $p_0$  в зависимости от  $F_0$ . Структурная схема двухконтурной системы приведена на рис. 8.

Можно также обеспечивать регулирование по давлению независимо от задаваемого усилия, например, обеспечивать постоянное давление, отключив линию связи  $F_0$  с  $p_0$ .

## 2. Реализация специальных робототехнических систем

Известно, что эффективность массажа зависит от частоты массажных движений. Если сделать такт перемещения инструмента выше, то увеличивается тонизирующее действие. Если сделать такт перемещения инструмента равным частоте пульса в спокойном состоянии, то такой ритм будет для данного состояния оптимальным. Если требуется получить релаксирующий эффект, то такт перемещения инструмента следует понизить.

На рис. 9 приведена схема системы, обеспечивающая задание такта продольного перемещения инструмента для повышения эффективности массажа головы пациента [3].

Устройство имеет держатель в виде гибкого крепления к креслу, на основании которого закреплен массажный инструмент в виде набора подпружиненных дугообразно выгнутых спиц различной длины, свободный конец каждой из которых заканчивается наконечником. Между держателем и инструментом установлен блок автоматического перемещения инструмента в виде шагового двигателя.

Задатчик импульсных сигналов выполняется в виде датчика пульса и усилителя, вход которого соединен с выходом датчика пульса, а выход — с управляющим входом шагового двигателя. При таком выполнении задатчика импульсных сигналов частота пульса пациента будет задавать частоту перемещения массажного инструмента, передавая сигнал с датчика на управляющий вход шагового двигателя через электронный усилитель, который согласует

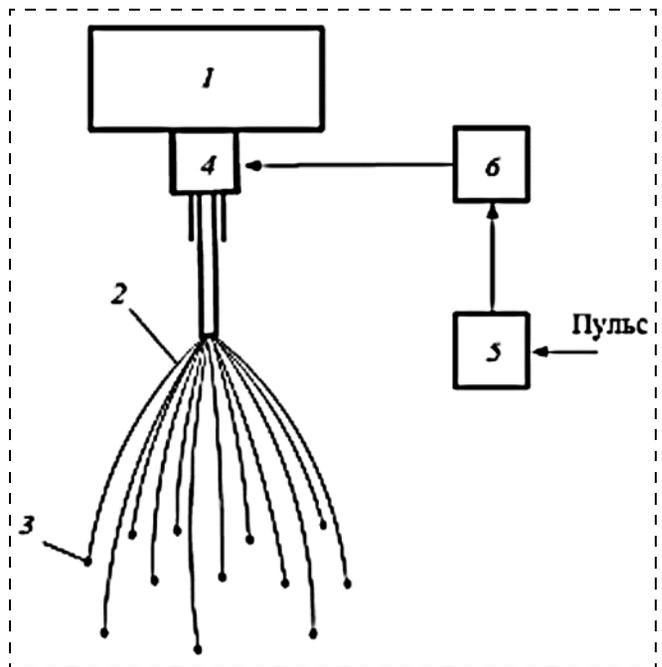


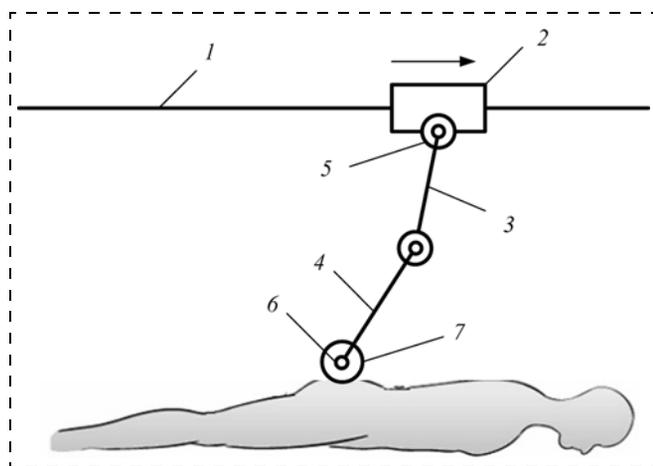
Рис. 9. Система задания такта продольного перемещения инструмента: 1 — держатель; 2 — спицы; 3 — керамические наконечники; 4 — шаговый двигатель; 5 — датчик пульса; 6 — усилитель

сигнал с датчика с требуемым значением входного сигнала двигателя.

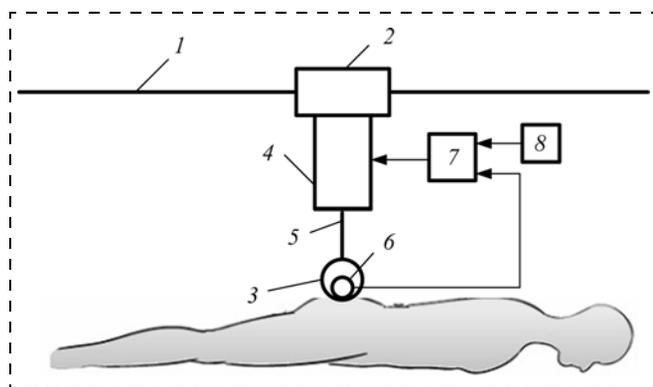
Система для шлейф-массажа предназначена для релаксационного поглаживания на обширных участках кожного покрова человека в течение длительного времени. Этот вид физиотерапии дает эффективный результат при лечении различных заболеваний при стрессе, депрессии и нарушении сна. Поглаживающие прикосновения позволяют пациенту достичь глубокой релаксации, за счет чего высвобождаются заложенные в организме силы самовосстановления, оказывая так называемый холистический эффект. Стимулируется иммунная, нервная и гормональные системы, улучшается кровоснабжение, активизируются обменные процессы в коже, повышаются ее тонус и эластичность, уменьшаются отеки.

На рис. 10 изображена схема системы с шарнирным шлейф-массажным инструментом.

Конструкция манипулятора робота имеет направляющую штангу для каретки шлейф-массажного элемента. Первое звено шлейф-массажного элемента



**Рис. 10. Схема системы с шарнирным шлейф-массажным инструментом:**  
1 — штанга; 2 — каретка; 3 — первое звено; 4 — второе звено; 5, 6 — шарниры; 7 — шар с изменяемой массой



**Рис. 11. Система с манипуляторным шлейф-массажным инструментом:**  
1 — штанга; 2 — каретка; 3 — упругий наконечник; 4 — двигатель линейного перемещения; 5 — выходной вал двигателя; 6 — датчик усилия; 7 — устройство сравнения; 8 — задатчик усилия

соединено с кареткой и со вторым звеном шарнирами, а наконечник выполнен в виде шара с изменяемой массой.

Принцип работы основан на том, что шлейф-массажный инструмент воздействует наконечником на тело пациента по сканирующей траектории в соответствии с программой, управляющей приводами каркасной конструкции со штангой в поперечном направлении и кареткой в продольном направлении. Значение массажного усилия задается дискретно изменением массы наконечника в виде шара и не меняется при движении по неплоской поверхности массажа благодаря свободным шарнирным соединениям первого и второго звеньев.

Вариантом выполнения двухзвенного шлейф-массажного инструмента является конструкция с манипуляторным инструментом (рис. 11).

Первое звено манипулятора выполнено в виде корпуса двигателя линейного перемещения, жестко соединенного с кареткой, а второе звено представляет собой выходной вал двигателя, при этом наконечник выполнен упругим и с обратной связью, состоящей из датчика усилия, установленного на его рабочей поверхности, и устройства сравнения с задатчиком усилия, причем выход датчика соединен с первым входом устройства сравнения, второй вход которого соединен с задатчиком усилия, а выход связан с управляющим входом двигателя [4].

Для обеспечения плавного автоматического регулирования массажного усилия используется обратная связь по усилию от наконечника к звеньям шлейф-массажного элемента. Требуемое значение задается задатчиком усилия, сигнал с которого сравнивается с текущим сигналом с датчика усилия, установленного на рабочей поверхности наконечника, контактирующей с поверхностью массажа, на устройстве сравнения. Если текущее усилие меньше заданного, то на двигатель подается сигнал на выдвижение его выходного вала и, следовательно, на дополнительное прижатие наконечника. Если текущее усилие становится больше заданного, то на двигатель подается сигнал на втягивание его выходного вала и соответствующее отжатие наконечника. Если текущее усилие равно заданному, то режим является номинальным, и управляющий сигнал на двигатель не вырабатывается. Упругость наконечника инструмента обеспечивает сглаживание переходных процессов его вертикального перемещения на неплоских поверхностях массажа, что обеспечивает безопасность массажа. Таким образом, обеспечивается регулирование массажного усилия в дискретном и плавном режимах и поддержание его постоянным по неплоской поверхности массажа.

Система, позволяющая контролировать глубину процессов тонизации и релаксации пациента с помощью биотехнического контура обратной связи, представлена на рис. 12 [5].

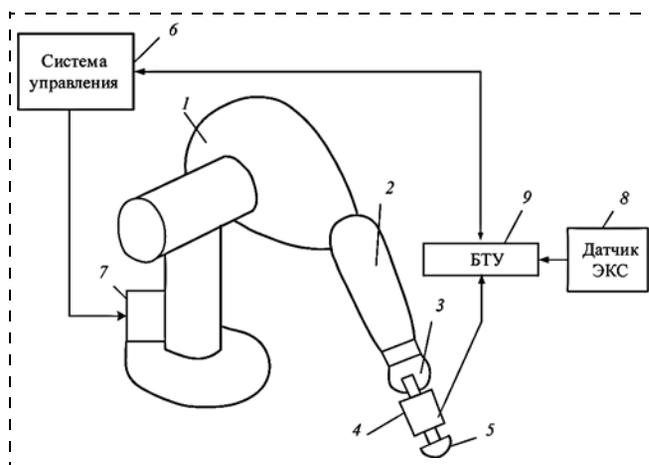
Робот имеет антропоморфные звенья манипулятора в виде предплечья и кисти, оснащенной датчиком усилия и массажным инструментом, а также

систему управления, связанную с электромеханическими приводами, датчик электрокожного сопротивления (ЭКС) и блок биотехнического управления (БТУ).

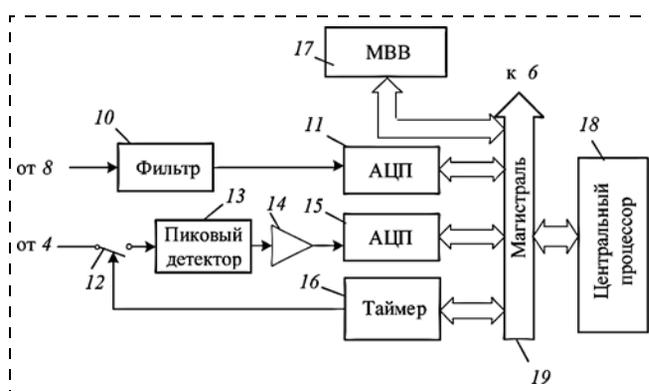
Блок биотехнического управления показан на рис. 13.

Он содержит фильтр низких частот, выход которого связан с входом первого аналого-цифрового преобразователя (АЦП), замыкатель, выход которого последовательно связан через пиковый детектор и выходной буфер напряжения с входом второго аналого-цифрового преобразователя, таймер, выход которого соединен с управляющим входом замыкателя, а также модуль ввода-вывода данных (МВВ) и центральный процессор, соединенные с магистралью, с которой связаны выходы аналого-цифровых преобразователей и вход таймера. При этом вход фильтра низких частот соединен с выходом датчика электрокожного сопротивления, информационный вход замыкателя соединен с выходом датчика усилия, а магистраль связана с системой управления.

Действие устройства основано на том, что массажный инструмент воздействует на тело пациента в соответствии с программой, управляющей электромеханическими приводами антропоморфных звеньев. Значение массажного усилия и траектория движения массажного инструмента формируются системой управления. Измерение параметров ЭКС в процессе массажа осуществляется с помощью установленного на ладони пациента датчика. Чувствительность датчика ЭКС позволяет регистрировать тонкие изменения психофизиологического состояния человека и степень тонизации или релаксации при разных видах массажа. Данный сигнал измеряется непрерывно, а выходной величиной датчика является аналоговое напряжение. Поскольку на полезную составляющую сигнала ЭКС накладываются помехи, в том числе зависящие от психического состояния пациента, необходима фильтрация низкочастотной составляющей сигнала с помощью фильтра. После фильтрации аналоговый сигнал поступает на АЦП, где преобразуется в цифровой код и передается по магистрали в центральный процессор, куда поступает информация также от датчика усилия. Процедура измерения усилия в одной точке состоит в том, что массажный инструмент надавливает на тело пациента на заданную программой глубину и задерживается в ней на время, в течение которого таймер подключает выход датчика к пиковому детектору с помощью замыкателя. Пиковый детектор позволяет из всего массива данных выделить максимальное (амплитудное) напряжение. Сигнал с пикового детектора поступает на выходной буфер, который запоминает максимальный уровень напряжения и передает его на АЦП. По истечении времени измерения усилия таймер подает сигнал на отключение замыкателя. Сигналы с датчиков позволяют судить о тонизации или ре-



**Рис. 12. Система с биотехническим контуром обратной связи:** 1 — робот; 2 — предплечье; 3 — кисть; 4 — датчик усилия; 5 — массажный инструмент; 6 — система управления; 7 — электро-механические приводы; 8 — датчик электрокожного сопротивления; 9 — блок биотехнического управления



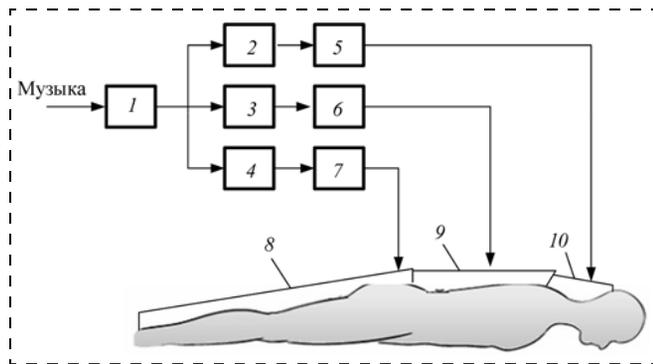
**Рис. 13. Блок биотехнического управления:** 1 — робот; 2 — предплечье; 3 — кисть; 4 — датчик усилия; 5 — массажный инструмент; 6 — система управления; 7 — электро-механические приводы; 8 — датчик электрокожного сопротивления; 9 — блок биотехнического управления; 10 — фильтр низких частот; 11, 15 — аналого-цифровой преобразователь; 12 — замыкатель; 13 — пиковый детектор; 14 — выходной буфер; 16 — таймер; 17 — модуль ввода-вывода данных; 18 — центральный процессор; 19 — магистраль

лаксации массируемого участка, а также о безопасности реализуемого режима массажа.

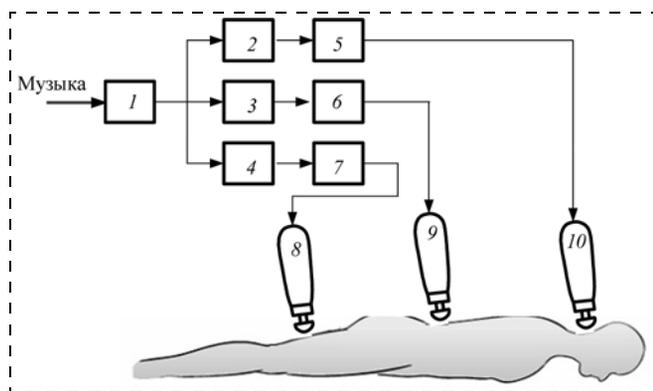
После каждого измерения сигналы с датчиков передаются по магистрали в центральный процессор и непрерывно поддерживаются на его входах до момента следующего измерения. С помощью набора правил, реализованных в центральном процессоре, формируются управляющие сигналы для коррекции массажного воздействия по силе, скорости и повторяемости воздействия на пациента с учетом информации с датчиков. После очередного режима измерения система управления корректирует указанные параметры движения массажного инструмента по информации, получаемой из магистрали и отображаемой на модуле ввода-вывода. Таким образом, достигается повышение эффективности и безопасности массажа путем контроля глубины процессов тонизации и релаксации пациента.

Следующую робототехническую систему можно условно назвать "тактильный оркестр". Эта перспективная система сочетает в себе эффект синхронного тактильного и музыкального воздействия на пациента [6].

Действие системы основано на том, что музыка влияет на сердечный ритм и кровяное давление. Музыка мозг воспринимает одновременно обоими полушариями: левое полушарие ощущает ритм, а правое — тембр и мелодию. Самое сильное воздействие на организм человека оказывает ритм. Ритмы музыкальных произведений лежат в диапазоне, близком к частоте дыхания и сердцебиения. Организм человека, слушающего музыку, как бы подстраивается под нее. В результате поднимается настроение, работоспособность, снижается болевая чувствительность, нормализуется сон, восстанавливается стабильная частота сердцебиения и дыхания. Сердце реагирует на частоту, ритм и громкость, которые могут ускорять или замедлять сердечные ритмы. Чем быстрее музыка, тем быстрее бьется сердце, а чем медленнее музыка, тем медленнее ритм сердечных сокращений. Музыка на низких частотах вызывает резонанс в нижнем отделе спины, бедрах и конечностях. По мере повышения частоты



**Рис. 14. Робототехническая система "тактильный оркестр" с электромеханическими вибраторами:**  
1 — микрофон; 2, 3, 4 — полосовые усилители; 5, 6, 7 — выпрямители; 8, 9, 10 — электромеханические вибраторы



**Рис. 15. Робототехническая система "тактильный оркестр" с манипуляторами:**  
1 — микрофон; 2, 3, 4 — полосовые усилители; 5, 6, 7 — выпрямители; 8, 9, 10 — манипуляторы

музыкального фрагмента эффекты начинают сильнее ощущаться в верхней части тела — в груди и на спине и, наконец, высокие частоты резонируют на шее и голове. Таким же образом влияет на организм темп и интенсивность массажа. Если совместить действие музыки и тактильных воздействий на пациента, то увеличивается эффективность массажа.

На рис. 14 изображена схема данной системы с электромеханическими вибраторами в виде массажного инструмента.

Конструкция содержит микрофон и три полосовых усилителя, а также три выпрямителя, выходы которых связаны соответственно с управляющими входами электромеханических вибраторов, выполненных в виде гибких матриц.

При включении музыки ее звуки преобразуются микрофоном в электрический сигнал широкого спектра. Этот спектр разбивается по трем диапазонам частот с помощью полосовых усилителей. Уровень интенсивности переменного входного сигнала формируется на выходах выпрямителей, сигнал постоянного напряжения с которых позволяет управлять в соответствии с содержанием музыки интенсивностью вибрации соответствующих электромеханических вибраторов, причем электромеханический вибратор закрепляется на конечностях и бедрах, облекая их, благодаря гибкости содержащих вибрационные элементы матриц. Электромеханические вибраторы соответственно крепятся на спине или груди и на шейном отделе пациента.

Если требуется для каждой зоны использовать свой массажный инструмент, то в качестве блоков исполнительного механизма используются манипуляторы 11, 12 и 13 (рис. 15).

Интенсивность воздействия манипуляторов через массажный инструмент на пациента регулируется в соответствии с музыкальным произведением аналогично предыдущему варианту через управляющий сигнал от выпрямителей. Траектории движения при этом задаются программно системой управления манипуляторов.

Таким образом, обеспечивается регулирование массажного усилия в соответствии с заданным внешним звуковым сигналом одновременно в разных зонах массажа, чем увеличивается его эффективность.

### Заключение

В статье рассмотрены новые робототехнические системы для специальных применений в области физиотерапии. Представлены измерительные блоки робототехнических систем, которые обеспечивают адаптивные возможности функционирования систем, а также методы их расчета и экспериментальные характеристики.

Описываются схемы и принцип работы систем задания такта продольного перемещения инструмента для повышения эффективности массажа головы

пациента, а также систем для шлейф-массажа, дающих холистический эффект.

Рассмотрены система, позволяющая контролировать глубину процессов тонизации и релаксации пациента с помощью биотехнического контура обратной связи, и перспективная система, сочетающая в себе эффект синхронного тактильного и музыкального воздействия на пациента.

*Результаты получены в рамках работ по гранту РФФИ 09-08-00261-а "Разработка теоретических основ, методов и алгоритмов позиционно-силового и биотехнического управления и их использование при создании человеко-машинных робототехнических комплексов для восстановительной медицины" и по гранту РФФИ 12-08-01159-а "Теоретические и экспериментальные исследования для разработки роботов для механотерапии".*

#### Список литературы

1. **Salisbury D.** Developing robots for the hospital emergency room, Vanderbilt University. URL: <http://news.vanderbilt.edu> (дата обращения: 01.12.2012).
2. **Головин В. Ф., Рачков М. Ю., Архипов М. В., Журавлев В. В.** Манипулятор с измерительным массажным устройством, полезная модель, Патент РФ на полезную модель № 115205 от 05.10.2011.
3. **Головин В. Ф., Рачков М. Ю., Архипов М. В., Журавлев В. В.** Манипулятор для проведения массажной физиотерапии, Патент РФ на полезную модель № 121734, приоритет 27.04.2012.
4. **Головин В. Ф., Рачков М. Ю., Архипов М. В., Журавлев В. В.** Робот для шлейф-массажа, Патент РФ на полезную модель № 115206, приоритет 05.10.2011.
5. **Архипов М. В., Журавлев В. В., Головин В. Ф., Рачков М. Ю.** Биоуправляемый робот, Патент РФ на полезную модель № 105588, приоритет от 12.01.2011.
6. **Головин В. Ф., Рачков М. Ю., Архипов М. В., Журавлев В. В.** Робототехническая система для проведения массажной физиотерапии, Патент РФ на полезную модель № 121733, приоритет 27.04.2012.

## Robotics for Special Applications in the Field of the Regenerative Medicine

**M. Yu. Rachkov**, [michyur@gmail.com](mailto:michyur@gmail.com)✉, **V. F. Golovin**, **M. V. Arkhipov**  
Moscow State Industrial University, Moscow, 115280, Russian Federation

*Corresponding author: Rachkov Michail Yu., D. Sc., Professor,  
Moscow State Industrial University, Moscow, 115280, Russian Federation,  
e-mail: michyur@gmail.com*

*Received on April 09, 2015*

*Accepted April 16, 2015*

*The article describes new robotic systems for specific applications in the field of the regenerative medicine. One of the important directions in the regenerative medicine is the massage physiotherapy. It is a combination of the dosed mechanical techniques in the form of friction, pressure and vibrations applied directly to the surface of a human body. Since a manual application of these actions involves high energy costs, their efficiency and productivity are rather limited. These restrictions can be removed due to the use in the physiotherapy of special robotic systems, which ensure automation of the massage procedures and manual therapy, and their availability for all the patients. The article presents the measuring units of the robotic systems, which ensure the systems' adaptive functionalities, and methods of their calculation and experimental characteristics. It also describes the schemes for a longitudinal movement of the tools intended to improve the effectiveness of the massage and the systems for a loop-massage, giving a holistic effect. A system is presented, which makes it possible to control the depth of the toning processes and relaxation of patients with the help of a biofeedback loop and an advanced system, combining the effect of a simultaneous tactile and musical influence on patients. The sound of music is converted by an electric microphone into an electric signal of a broad range. With the help of bandpass amplifiers this range is divided into three frequency bands. The intensity level of the AC input signal is formed on the output of the rectifiers, a DC voltage signal from which allows us to control the vibration intensity of the corresponding electromechanical vibrators in accordance with the content of the music. All the presented designs are patented.*

**Keywords:** robotic systems, automatic control, physiotherapy, massage tools, holistic effect

For citation:

**Rachkov M. Yu., Golovin V. F., Arkhipov M. V.** Robotics for Special Applications in the Field of the Regenerative Medicine, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2015, vol. 16, no. 7, pp. 476–483.

DOI: 10.17587/mau.16.476-483

#### References

1. **Salisbury D.** Developing robots for the hospital emergency room, Vanderbilt University [electronic source], available at: <http://news.vanderbilt.edu> (01.12.2012).
2. **Golovin V. F., Rachkov M. Yu., Arkhipov M. V., Zhuravlev V. V.** Manipulator with measuring massage device, utility model, RF

patent for utility model number 115205 priority 05.10.2011 (in Russian).

3. **Golovin V. F., Rachkov M. Yu., Arkhipov M. V., Zhuravlev V. V.** Manipulator for massage physiotherapy, RF patent for utility model number 121734, priority 27.04.2012 (in Russian).

4. **Golovin V. F., Rachkov M. Yu., Arkhipov M. V., Zhuravlev V. V.** Robot for loop-massage, RF Patent for utility model number 115206, priority 05.10.2011 (in Russian).

5. **Arkhipov M. V., V. V. Zhuravlev, Golovin V. F., Rachkov M. Yu.** Biocontrolled robot, RF patent for utility model number 105588, priority 12.01.2011 (in Russian).

6. **Golovin V. F., Rachkov M. Yu., Arkhipov M. V., Zhuravlev V. V.** Robotic system for massage physiotherapy, RF patent for utility model number 121733, priority 27.04.2012 (in Russian).