

М. В. Архипов, канд. техн. наук, maksim_av@mail.ru, **М. Ю. Рачков**, д-р техн. наук, проф.,

В. Ф. Головин, канд. техн. наук, доц.,
Московский политехнический университет,

Л. Б. Кочеревская, старш. преп.,
Московский авиационный институт

Роботы для восстановительной медицины: проблемы и технические решения

Рассматривается возможность использования биомехатронных модулей как средства адаптации к робототехническим системам серийно выпускаемых манипуляционных роботов для выполнения разнообразной массажной физиотерапии. Приводится описание структурных моделей управления манипуляционным роботом, взаимодействующим с деформируемой биологической средой. Получено практическое решение для реализации совместной деятельности сервисного манипуляционного робота и человека-оператора, обучающего его методом "демонстрации движений".

Ключевые слова: биомехатроника, массаж, манипуляционный робот, мягкая ткань, позиционно-силовое управление, податливое управление, обучение демонстрацией, силовая точка, датчик усилия, задающая рукоятка, миотонометр

В настоящее время наблюдается значительное расширение применений автоматизированных и механизированных устройств в практике социально значимых направлений, таких как реабилитация после травм, терапия, восстановление, массаж [1]. Аппаратные средства массажа (например, массажные кресла) имеют широкое коммерческое применение и постоянно совершенствуются [2]. По сравнению с массажными креслами следует отметить ряд преимуществ роботов для массажной физиотерапии, основными из которых являются дозированное воздействие, возможность проведения манипуляций на любых доступных участках и реализация принципов контроля прогресса процедур по психофизиологическим параметрам пациента [3].

Роботы показали высокую эффективность в различных медицинских задачах [4, 5]. В настоящее время техническим средством, позволяющим заменить труд массажистов, также могут быть роботы [6].

Таким образом, возникают задачи разработки многоцелевых систем или адаптации серийно выпускаемых систем к конкретным задачам, например, использования серийно выпускаемых манипуляционных роботов как основы для разработки робототехнических систем, способных выполнять массаж как неинвазивное, контактное, контролируемое деформирование мягких тканей человека [7].

В данной статье рассматриваются вопросы проектирования робототехнических систем для выполнения массажа с использованием биомехатронных модулей (БММ) и реализации методов обучения и воспроизведения обученных траекторий на основе информации о силомоментном взаимодействии инструмента робота с мягкими тканями пациента. Это взаимодействие существенно отличается от взаимодействия инструментов робота с заготовками, например, при их механообработке [8]. По определению биомехатроника объединяет в себе передовые наработки из механики, теории управления и обработки информации, компьютерного зрения, электроники, биологии и медицины [9]. Функции БММ — не только измерять усилия взаимодействия инструмента робота с мягкими тканями, но и исключить быстрый подход инструмента робота к телу пациента, а также участвовать в задании необходимой траектории [10, 11].

С точки зрения механики задача массажа состоит в контролируемом, повторяющемся деформировании определенных участков мягких тканей (МТ) — кожных, мышечных, сухожильных механорецепторов [12, 13]. Также при массаже деформируются кровеносные и лимфатические сосуды, вызывая дренажный эффект гидронасоса, хотя основной эффект массажа — рефлекторный. Известны исследования свойств МТ [14, 15], связанные с диагностикой опухолей в МТ, и ис-

следования, связанные с разработкой хирургических копирующих манипуляторов [16]. Однако задачи распознавания опухолей и хирургических манипуляций на МТ отличаются от задач управляемого неинвазивного деформирования МТ. В процессе массажа неинвазивно деформируются живые биологические ткани пациента, а потому предъявляются повышенные требования к обеспечению эффективного физиотерапевтического воздействия [17].

Особенности взаимодействия манипуляционного робота с биологическими мягкими тканями

Для организации управления роботом при массажной физиотерапии необходимо разработать модели МТ и учитывать специфику ее взаимодействия с инструментом робота.

Контактное взаимодействие инструмента и МТ происходит под действием усилия F_r , прикладываемого к инструменту со стороны робота, и усилия F_0 , прикладываемого рукой оператора к рукоятке, вызывая реакцию МТ F , учитывающую: инерционную силу F_i , силы вязкого и сухого трения F_μ и F_f , силу упругого сопротивления F_s . В общем случае выражение для F будет иметь вид

$$F = F_i + F_\mu + F_f + F_s.$$

Для введения в память системы управления робота усилий для необходимого деформирования МТ и параметров движения инструмента робота можно использовать различные методы обучения расчетом или демонстрацией реальных траекторий. Расчет параметров может проводиться программным способом при предварительном внесении данных о заранее известных характеристиках среды — МТ, что невозможно для разных пациентов и при изменяющихся характеристиках. Методы обучения манипулятора демонстрацией повторяющихся реальных движений опытного массажиста являются наиболее удобным и естественным способом формирования информации

о траекториях и усилиях взаимодействия инструмента манипулятора и МТ [10].

Одна из моделей МТ представляется инерционной вязкоупругой средой. Если пассивно сопротивляющуюся МТ пациента считать инерционной вязкоупругой средой, то в аналитической механике динамическая модель такой среды, взаимодействующей с инструментом робота с усилием F в системе координат, связанной с инструментом, закрепленным на конечном звене робота, может быть представлена нелинейным дифференциальным уравнением вида [13]

$$M(q)\ddot{q} + L(q, \dot{q}) = -S^T(q)F,$$

где $q, \dot{q}, \ddot{q} \in R^n$ — векторы обобщенных координат положения, скорости, ускорения соответственно; $M(q) \in R^{n \times n}$ — матрица полного ранга, характеризующая инерционные свойства среды; $L(q, \dot{q}) \in R^n$ — вектор, характеризующий вязкоупругие свойства среды и ее вес; $S^T(q) \in R^{m \times m}$ — невырожденная матрица; T — символ транспонирования; $F \in R^m$ — вектор сил, действующих на конечное звено (инструмент) манипулятора со стороны среды.

При этом усилии со стороны среды учитывает: вектор усилий (моментов), создаваемых рукой человека-оператора, F_0 ; вектор усилий (моментов), создаваемых инструментом робота на мягкие ткани, F_r :

$$F = F_0 + F_r.$$

Деформирование МТ нажатием встречает сопротивление твердой костной ткани (рис. 1, а), что вызывает необходимость учета разного вида нелинейностей модели (рис. 1, в) [12].

С учетом рассмотренных выше особенностей управление манипуляционным роботом, взаимодействующим с динамической средой, представляется следующей моделью [13]:

$$H(q)\ddot{q} + h(q, \dot{q}) = \tau + J^T(q)F,$$

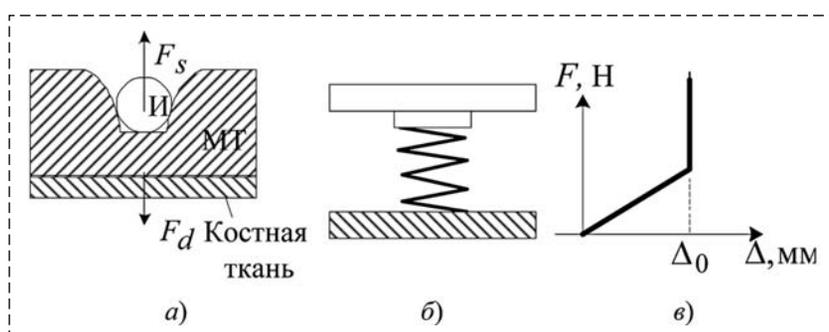


Рис. 1. Модель контактного взаимодействия (а), при котором МТ ограничена с одной стороны твердой поверхностью (б), обладающая нелинейными свойствами $F(\Delta)$ (в), где Δ_0 — толщина МТ

где $H(q) \in R^{n \times n}$ — матрица, характеризующая инерционные свойства манипулятора; $h(q, \dot{q}) \in R^n$ — вектор, характеризующий гравитационные, центробежные, кориолисовы силы в звеньях манипулятора; $\tau \in R^n$ — вектор управляющих моментов, развиваемых приводами манипулятора; $J(q) \in R^{n \times m}$ — матрица Якоби, связанная с преобразованием скоростей обобщенных координат \dot{q} .

Целью данного управления в режиме обучения "демонстрацией движений" является формирование

таких же усилий и траекторий воздействия инструмента манипуляционного робота, которые прикладывает оператор на рукоятку в направлении к МТ. Фаза отработки реализуется путем воспроизведения роботом, обученным показом, силовой непрерывной траектории. При изменении геометрических или силовых параметров МТ в процессе манипуляций реальные усилия F в процессе управления могут быть вычислены и использованы при формировании вектора управляющих моментов τ .

Биомехатронные модули для обучения силовых точек

Для ввода в систему управления роботом данных о задаваемых и измеряемых перемещениях и усилиях были предложены методы обучения демонстрацией движений от человека-оператора. Сначала рассматривалось программное обучение так называемых силовых точек. Этот метод требовал задания и измерения только одной составляющей усилия, направленной вдоль инструментальной оси робота. Был усовершенствован робот РМ-01 с возможностью программирования усилия и разработан и изготовлен пассивный биомехатронный модуль (БММ), содержащий индукционный датчик усилий, пружину для сглаживания перегрузок и сменный инструмент (рис. 2, см. вторую сторону обложки) [11]. С роботом, содержащим этот модуль, были проведены основные исследования на макете и с пациентами-добровольцами.

Во втором варианте БММ индукционный датчик усилия был заменен высокоточным серийным тензодатчиком (рис. 3, см. вторую сторону обложки).

Дальнейшее развитие метод обучения силовых точек получил при использовании трехкомпонентного тензодатчика усилий (рис. 4, см. вторую сторону обложки).

Процесс управления с многокомпонентным силовым датчиком, расположенным на фланце конечного звена робота (рис. 4), осуществляется методом демонстрации движений человеком-оператором путем формирования непрерывной траектории с учетом деформирования МТ.

Оператор прикладывает усилия F_0 для перемещения рукоятки, размещенной на конечном звене робота, и деформирует МТ пациента. Робот в режиме податливого управления не препятствует движениям оператора.

Предварительные экспериментальные исследования режима управления роботом методом ввода перемещений и усилий путем программного обучения показали работоспособность модулей (см. рис. 2 и 3 на второй стороне обложки), но при обучении на множестве точек требовалось значитель-

ное время и напряженная работа человека-оператора, которые необходимо было снижать [10].

Для улучшения сервиса и быстроты действия был предложен метод обучения мануальной демонстрацией движений пространственному необходимому перемещению при деформировании МТ пациента.

Обучение манипуляционного робота методом "демонстрации движений" с помощью задающей рукоятки, перемещаемой человеком-оператором

Демонстрация необходимого движения с помощью задающей рукоятки с податливым управлением является наиболее естественной формой обучения и ввода данных. Это бионический подход к организации управления, позволяющий приближать управление роботом к естественным действиям опытного массажиста — человека. Системы с организацией обучения показом необходимого движения относятся к классу систем полуавтоматического биотехнического управления человеко-машинных эргономических систем управления. Особенностью этого класса эргономических систем управления для медицинской техники является объект управления — пациент с психофизиологическими свойствами, которые отсутствуют у технических объектов управления.

Алгоритмы работы системы обучения демонстрацией непрерывной траектории с учетом деформирования МТ с многокомпонентным силовым датчиком аналогичны программным алгоритмам, реализованным для систем на рис. 2 и 3. Отличие состоит в том, что здесь усилие F_0 вводится в робот оператором не программным способом, а рукой человека-оператора, обучающего его методом демонстрации движений [2].

Система с мануальным вводом F_0 реализована с использованием БММ в одном из двух вариантов (рис. 5, а, б), отличающихся конструктивным вариантом размещения датчиков усилия. Оператор перемещает рукоятку, размещенную на конечном звене робота, и деформирует МТ пациента. Робот не препятствует движениям оператора.

Обозначения на рис. 5 векторов усилий (моментов) следующие: F_r — вектор усилий (моментов), создаваемых двигателями приводов робота; F_0 — вектор усилий (моментов), создаваемых рукой оператора; F — вектор усилий (моментов), создаваемых давлением МТ на инструмент робота; T_1 — вектор усилий (моментов), измеряемых верхним датчиком усилия; T_2 — вектор усилий (моментов), измеряемых нижним датчиком усилия.

Усилие F_0 , создаваемое рукой массажиста-оператора, создает траекторию, точки которой содержат не только геометрическую, но и силовую информацию о деформировании МТ.

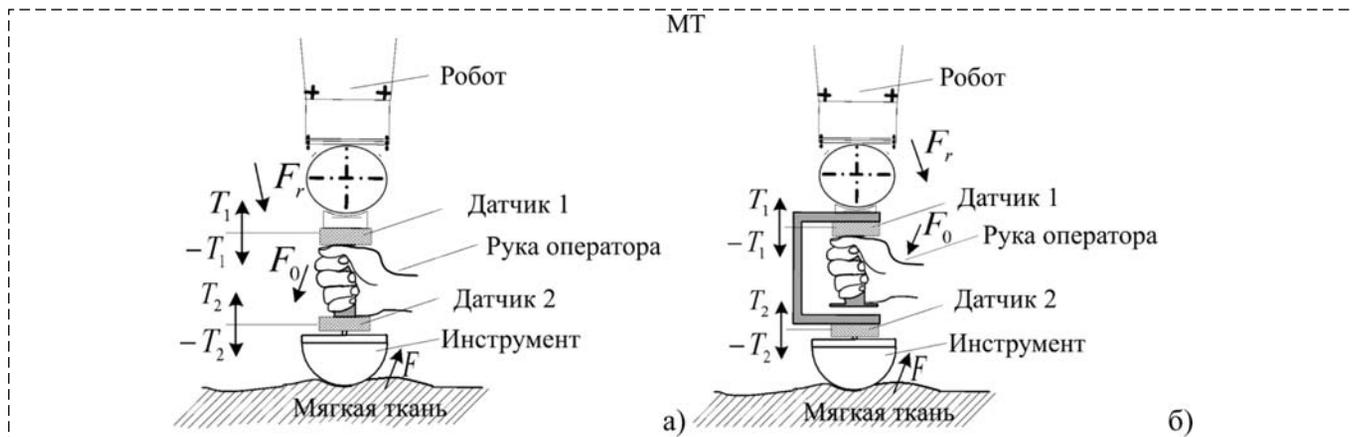


Рис. 5. Усилия, прикладываемые к роботу от оператора и среды:
 а — вариант без разделения усилий; б — вариант с разделением усилий

Управление манипулятором для массажной физиотерапии рассмотрено в патенте [18], в котором предлагается реализация устройства управления технологическим инструментом манипулятора (рис. 6). Устройство содержит корпус 1, соединенную с ним рукоятку 2, датчик контроля управляющего усилия 3, датчик усилия от объекта манипулирования 4. Датчики располагаются на упругих диафрагмах 5, 6. На диафрагме 6 закреплен массажный инструмент 7. Корпус устройства прикрепляется к фланцу манипуляционного робота 8.

Предложенная конструкция отличается от рассмотренных выше вариантов тем, что позволяет, помимо контроля усилия от объекта манипулирования на манипулятор, обеспечивать контроль усилия, создаваемого оператором на объект манипулирования.

При этом, если траектория получена в результате обучения показом, но не непрерывно, то формируется множество точек A_i , где $A_i = (x, y, z, \alpha, \beta, \gamma, F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z)$; x, y, z — координаты точки; α, β, γ — углы ориентации; $F_x, F_y, F_z, M_x,$

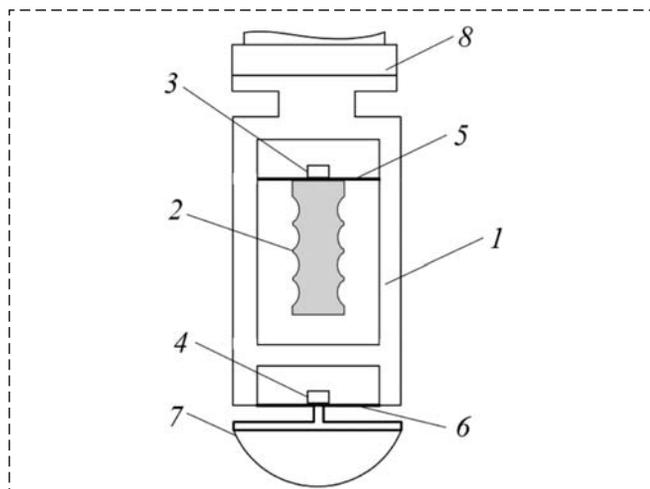


Рис. 6. Устройство управления технологическим инструментом манипулятора

M_y, M_z — усилия и моменты по осям, возникающие в точке.

Режим медленных, плавных и глубоких движений в массаже может быть приближен к квазистатическому. Тогда с учетом компенсации сил веса звеньев

$$H(q)\ddot{q} = h(q, \dot{q}) = 0.$$

Окончательно имеем

$$-J^T(q)(F_0 - F) = F_r.$$

Это равенство позволяет сформулировать цель управления в режиме обучения методом "демонстрации движений": оператор-массажист должен задавать и чувствовать своей рукой необходимое усилие деформирования МТ:

$$F \rightarrow F_0.$$

Тогда усилие со стороны робота (F_r) должно стремиться к нулю, что и позволит оператору лучше чувствовать усилие F со стороны МТ.

Если масса последнего звена сосредоточена в инструменте, то датчики, расположенные выше и ниже руки оператора, в статике будут измерять различные усилия:

$$\begin{aligned} T_1 &= F_r = F - F_0 - C(q); \\ T_2 &= -F + C(q) = -F_0 - F_r. \end{aligned}$$

Верхний датчик измеряет усилие $T_1 \approx F - F_0$ (датчик F в схемах на рис. 5).

Нижний датчик, измеряющий усилие $T_2 \approx F$, может быть полезным для визуального наблюдения за реакцией МТ или может сообщать звуковым сигналом о перегрузке, а также использоваться для коррекции небольших перемещений МТ пациента, например, при его дыхании.

В процессе обучения перемещения в суставах с энкодеров записываются или в виде отдельных узловых силовых точек, или в виде непрерывной позиционной траектории.

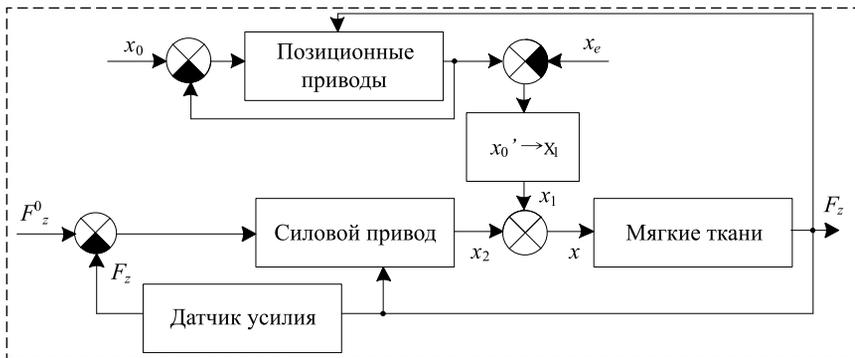


Рис. 7. Блок-схема робота, взаимодействующего с МТ, реализующего при воспроизведении ПСУ

Метод обучения силовых точек является частным случаем метода обучения демонстрацией движений для получения необходимой траектории движения с учетом взаимодействия инструмента со средой.

Воспроизведение обученных траекторий

Процедура массажной физиотерапии в робототехническом исполнении имеет две фазы — обучение и воспроизведение обученных траекторий.

Простейшая аппаратная реализации системы воспроизведения записанной траектории представляет собой жесткий позиционный робот, копирующий записанную при обучении траекторию.

При дыхании пациента и взаимодействии с жесткими тканями усилия в записанной в результате обучения траектории могут не соответствовать деформациям МТ пациента. В этих случаях необходимо позиционно силовое управление (ПСУ), при котором компромиссно выполняются условия стабилизации усилия вдоль инструментальной оси F_z и стабилизации записанных в процессе обучения перемещений инструмента x_0 с приоритетом усилия, когда выполняется задача ПСУ:

$$F_z \rightarrow F_z^0 \text{ и } x \rightarrow x_0,$$

где x_0, F_z^0 — заданные траектория и усилие вдоль инструментальной оси.

Схема системы воспроизведения полученной в результате обучения траектории с БММ приведена на рис. 7. Силовой привод вместе с датчиком усилия вдоль инструментальной оси робота образуют активный БММ [3].

Перемещение инструмента робота x , обеспечивающее необходимое деформирование МТ, складывается из перемещений позиционных приводов x_1 и перемещения силового привода x_2 : $x = x_1 + x_2$, при этом $x_1 = x'_0 - x_e$, где x_e — вектор рельефа МТ, x'_0 — вектор перемещения по рельефу МТ с приложенным усилием F_z .

Программное исполнение системы воспроизведения предполагает ПСУ при выполнении условий стабилизации усилий и перемещений.

Применение биомехатронного модуля в качестве миотонометра

Датчик усилия в БММ робота для массажа может использоваться не только для ПСУ и податливого управления роботом, но и для

определения упругости МТ. В качестве миотонометра он может быть использован для диагностики состояния пациента по мышечному тону, определения болезненных уплотнений мышц для назначения компрессии, биотехнического управления для обеспечения требуемого мышечного тонуса [17].

На рис. 8 приведены экспериментальные характеристики $F_z = f(\Delta_z)$ для мышц предплечья (кривые 1, 2) и бедра (кривые 3, 4) и видно влияние степени напряженности этих мышц [11]. Измерения проводились с использованием индукционного датчика усилия, размещенного в БММ (см. рис. 2).

Характеристика $F_z = f(\Delta_z)$ нелинейная, и средний участок характеристики с меньшими искажениями определяет упругость МТ, поэтому предлагается сравнивать упругости МТ по приращениям $\Delta F_z / \Delta_z$. Так, характеристика (рис. 8) напряженного предплечья при $\Delta_z = 14$ мм имеет крутизну 2,4 Н/мм, характеристика расслабленного предплечья при $\Delta_z = 14$ мм имеет крутизну 1,7 Н/мм.

Использование БММ для биотехнического управления по мышечному тону позволяет повысить эффективность массажной физиотерапии [10].

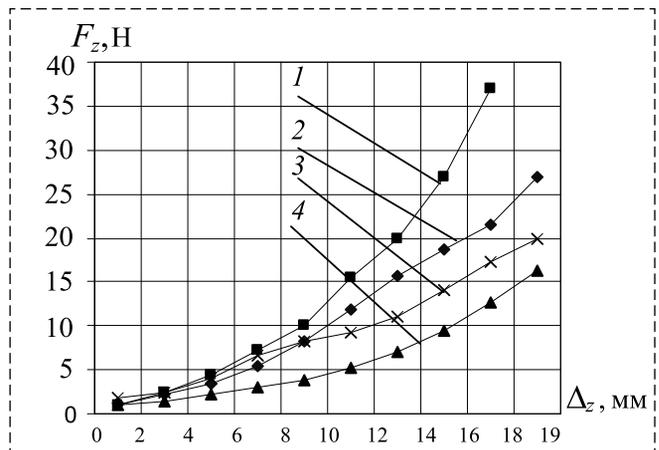


Рис. 8. Влияние степени напряженности мышц предплечья: 1 — напряженное предплечье; 2 — расслабленное предплечье; 3 — напряженное бедро; 4 — расслабленное бедро

Интерфейс для биомехатронного модуля

Схема системы обработки сигнала от тензодатчика БММ приведена на рис. 9. Прикладываемое к тензодатчику усилие F_z после оцифровывания аналогового сигнала в десятичный код является варьируемой переменной в управляющей программе, которая, в свою очередь, задает корректирующие шаги перемещения Δ_z на манипуляторе.

Пассивный биомехатронный модуль с силовым тензодатчиком представлен на рис. 10 (см. вторую страницу обложки). Интерфейс для тензодатчика находится в кассете 4, включающей аналогово-цифровой преобразователь (АЦП). Чувствительным элементом в модуле является тензодатчик FC2231, измеряющий усилия до 50 Н с точностью $\pm 1\%$.

Экспериментальная оценка параметров силового взаимодействия инструмента манипуляционного робота с мягкими тканями

Серия экспериментальных работ была выполнена с БММ, размещенными на конечном звене робота PM-01 [10].

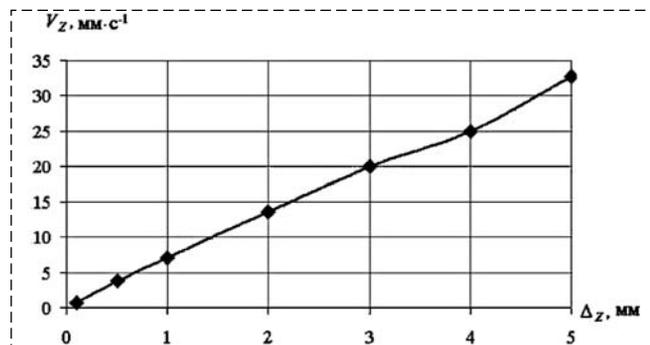


Рис. 11. Функция скорости перемещения робота PM-01 в зависимости от шага

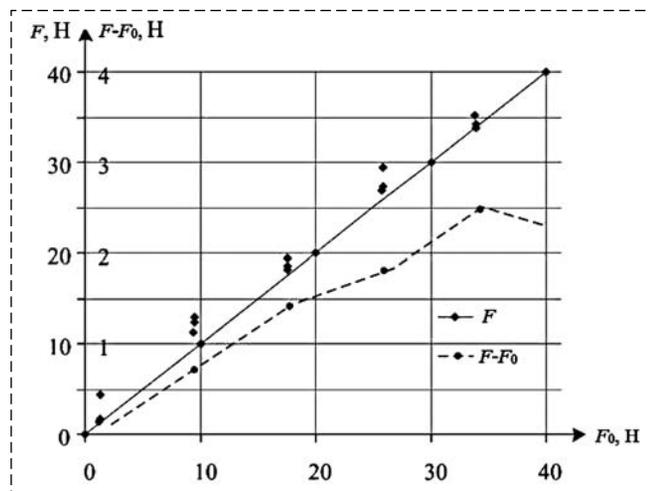


Рис. 12. Характеристики $F = f(F_0)$ и отклонения $F - F_0$



Рис. 9. Блок-схема интерфейса БММ

Единственный способ управления приводами робота PM-01 с использованием его программного обеспечения ARPS состоит в том, чтобы указывать число шагов перемещений, которые робот должен полностью отследить как заданные перемещения. При программном опросе датчика усилия после каждого шага в направлении инструментальной оси реальная скорость перемещения будет зависеть от этого шага и будет меньше усилия, задаваемого в программе. Экспериментальная характеристика зависимости скорости перемещения инструмента робота PM-01 V_z от шага приведена на рис. 11.

Основной характеристикой режима обучения является отклонение реальной силы F , создаваемой роботизированным инструментом на МТ F от силы F_0 , назначенной оператором. На рис. 12 представлены экспериментальные характеристики $F = f(F_0)$ и отклонения $F - F_0$.

Максимальное отклонение реальной силы от заданной не превышает 10 %, что допустимо для выполнения профилактического массажа.

Заключение

Проведенный в статье анализ проблемы показывает возможность расширения применимости роботов для задач восстановительной медицины. Рассмотренные в статье биомехатронные модули позволяют применить ранее неиспользуемые в практике восстановительной медицины возможности податливого управления для создания условий человеку-оператору (врачу) в процессе совместной деятельности с сервисным манипуляционным роботом, которые предусматривают формирование и накопление образцов-эталонов выполнения двигательных актов в практике восстановления и реабилитации населения.

В экспериментальных исследованиях позиционный робот PM-01 дополнялся БММ для решения задач обучения демонстрацией с деформированием МТ. Было предложено расширение метода обучения силовых точек обучением по непрерывным пространственным траекториям. Режим податливости способствует упрощению сложных механических и программных решений, повышению надежности при обучении робота в режиме демонстрации движений, снижению риска столкновений, защите от опасных реакций приложенных сил. Достигается возможность одновременного получения данных контроля управляющего

усилия от оператора и усилия, создаваемого деформируемой средой на инструмент манипулятора, с возможностью выделения управляющего усилия от оператора из совокупности усилий со стороны манипулятора и использования его при обучении манипулятора, необходимом для дальнейшей работы манипулятора в автоматическом режиме.

Результаты исследований позволяют вывести на новый, более эффективный уровень применение роботизированных аппаратных средств для восстановительной медицины.

Список литературы

1. Головин В. Ф., Саморуков А. Е. Патент на полезную модель Российской Федерации 2145833 RU МПК А61Н7/00. Способ массажа и устройство для его осуществления / заявлено: 08.05.1998 / опубликовано: 27.02.200 Бюл. № 6. С. 1—2.
2. Вжесневский Е. А., Архипов М. В., Орлов И. А. Проблемы и задачи осязания в манипуляционной робототехнике при работе с податливыми объектами // Интеллектуальные системы, управление и мехатроника. Материалы Всероссийской науч.-техн. конф. 2017. Под ред. Барабанов А. Т. Севастополь: СевГУ, 2017. С. 184—189.
3. Головин В. Ф., Разумов А. Н., Саморуков А. Е. Концепция биомехатроники в медицинской технике // Труды 1-го Международного симпозиума по восстановительной медицине и реабилитации. М.: РНЦ МРиК, 2004. С. 269—270.
4. Головин В. Ф., Саморуков А. Е., Архипов М. В., Журавлев В. В. Обзор состояния робототехники в восстановительной медицине // Мехатроника, автоматизация, управление. 2011. № 8. С. 42—50.
5. Заблудовский И. В. Материалы к вопросу о действии массажа на здоровых людей. СПб.: Якова Трея, 1882. 87 с.
6. Еремушкин М. А. Способ определения частотных характеристик массажного воздействия // ЛФК и массаж. 2002. № 2. С. 33—35.
7. Разумов А. Н., Бирюков А. А., Головин В. Ф., Архипов М. В. Повышение боеспособности военнослужащих применением робототехники для восстановительной медицины // Труды IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием "Лечебная физическая культура: достижения и перспективы развития". М.: ГЦОЛИФК, 2015. С. 664—671.

8. Садовничий В. А., Горячева И. Г., Акаев А. А., Мартыненко Ю. Г., Окунев Ю. М., Влахова А. В., Богданович И. Ю. Применение методов механики контактного взаимодействия при диагностике патологических состояний мягких биологических тканей. М.: Изд-во МГУ, 2009. 309 с.

9. Сковорода А. Р. Задачи теории упругости в проблеме диагностики патологий мягких биологических тканей. М.: Изд-во физико-математической литературы, 2006. 232 с.

10. Архипов М. В., Лесков А. Г., Головин В. Ф., Герциг Я. Г., Кочереvская Л. Б. Перспективы развития робототехники для восстановительной медицины // Труды 25-й конференции по робототехнике в RAAD-16. — Белград: Спрингер, 2017. С. 499—506.

11. Головин В. Ф., Гриб А. Н. Мехатронная система для мануальной терапии и массажа // Труды 8-й Международной конференции по мехатронике. Твен, 2002. С. 664—671.

12. Головин В. Ф., Журавлев В. В., Разумов А. Н., Рачков М. Ю. Адаптивный силовой модуль для медицинских роботов // Труды конференции по адаптивным и интеллектуальным роботам: настоящее и будущее IARP. М.: 2005. С. 70—82.

13. Головин В., Журавлев В., Архипов М. Робототехника в восстановительной медицине, Germany: LAP LAMBERT Academic Publishing, GmbH & Co. KG, 2012. 270 с.

14. Таваколи М., Пател Р. В., Моаллем М., Азиминжад А. Тактильное ощущение для телеоперационной роботизированных систем // Серия монографий в Мировом научном издании под названием "Новые рубежи в робототехнике". Сингапур, Всемирная научная издательская компания, 2003. 290 с.

15. Вукобратович М. Как управлять взаимодействием с динамической средой // Journal of Intelligent and Robotic System. 19: 1997. P. 119—152.

16. Саврасов Г. В. Медицинская робототехника: состояние, проблемы и общие принципы проектирования. // Вестник МГТУ им. Баумана Н. Э. Спецвыпуск "Биомедицинская техника и технология. Сер. "Приборостроение", 1998.

17. Архипов М. В., Головин В. Ф., Журавлев В. В., Вжесневский Е. А., Чернышова А. Ю., Полонский М. Е. Количественная оценка психофизиологического состояния пациента по динамике электрокожного сопротивления во время массажной физиотерапии с применением робототехники // Труды III Международной научно-практической конференции "Лечебная физическая культура: достижения и перспективы развития". М.: ГЦОЛИФК. С. 23—27.

18. Архипов М. В., Рачков М. Ю., Головин В. Ф., Орлов И. А. Патент на полезную модель Российской Федерации 173686 RU МПК В25J13/02. Устройство управления технологическим инструментом манипулятора / заявлено: 18.11.2016 / опубликовано: 05.09.20017.

Robots for Restorative Medicine: Problems and Technical Solutions

M. V. Arkhipov, maksim_av@mail.ru, **M. Yu. Rachkov**, michyur@gmail.com, **V. F. Golovin**, medicalrobot@mail.ru,
Moscow Polytechnic University, Moscow, 107023, Russian Federation,
L. B. Kocherevskaya, ladk05@yandex.ru,
Moscow Aviation Institute (National Research University), Moscow, 125993, Russian Federation

*Corresponding author: Arkhipov Mikhail V., Ph. D., Associate Professor
Department of Automation and Control, Moscow Polytechnic University,
Moscow, 107023, Russian Federation, e-mail: maksim_av@mail.ru*

Accepted on December 10, 2017

The article is devoted to the consideration of theoretical and practical solutions of the problems of the cooperative activity of the manipulation robot for restorative medicine and the human-operator teaching it by the "movement demonstration"

with soft tissue deforming" method. The possibility of using biomechatronic modules as a means of adapting serially produced manipulation robots to robotic systems for performing a variety of massage physiotherapy is considered. Under the interaction with the environment performed with the manipulation robot, we mean non-invasive, controlled, repeated contact deformation of soft tissue, without changing its shape. To ensure smoothness of efforts in position-force control, the integrator for each link is introduced into the structure of the control system at the stage of computing the joint coordinates. The modified method implements the recording of the parameters of the positional steps from the encoders in the links and the efforts from the two sensors of the assigning handle mounted on the flange of the manipulator. The recording of these parameters is performed in the training mode of the manipulator during movements demonstration. The purpose of modernization consisted in the best quality of position-force control in the mode of reproduction of trained trajectories. Constructive solutions are presented in the form of system structures, methods of processing force information and theoretical justification of problems that are confirmed by experiments. A description of the structural model of control system of the manipulation robot interacting with soft tissue is given. The experimental results were obtained on a real robot based on the six-degree manipulator Puma-560 and they can be transferred to manipulation systems equipped with six-component force sensors.

Keywords: bio-mechatronics, massage, manipulation robot, soft tissues, position-force control, admittance control, training by demonstration, reproduction, force point, force sensor, assign handle, myotonometer

Acknowledgements: This work was supported by the Russian presidential grant № MK-5826.2016.8.

For citation:

Arkhipov M. V., Rachkov M. Yu., Golovin V. F., Kocherevskaya L. B. Robots for Restorative Medicine: Problems and Technical Solutions, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2018, vol. 19, no. 4, pp. 243–250.

DOI: 10.17587/mau.19.243-250

References

1. Golovin V. F., Samorukov A. E. *Sposob massazha i ustrojstvo dlja ego osushhestvlenija* (Method of massage and device for its implementation), *Patent RF*, no. 2145833, 1998 (in Russian).
2. Vzhesnevskij E. A., Arkhipov M. V., Orlov I. A. *Problemy i zadachi osjazaniya v manipulacionnoj robototekhnike pri rabote s podatlivymi objektami* (Problems and Tasks of touching in Manipulating Robotics when Working with compliant Objects), *Intellectual systems, management and mechatronics 2017*, Sevastopol, 2017, pp. 184–189 (in Russian).
3. Golovin V. F., Razumov A. N., Samorukov A. E. *Koncepcija biomehatroniki v medicinskoj tehnike* (The concept of biomechatronics in medical technology), *Proceedings of the 1st International Symposium on Restorative Medicine and Rehabilitation*, Moscow, *rcnmrik*, 2004, pp. 269–270 (in Russian).
4. Golovin V. F., Samorukov A. E., Arkhipov M. V., Zhuravlev V. V. *Obzor sostojanija robototekhniki v vosstanovitel'noj medicinine* (A review of the state of robotics in restorative medicine), *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2011, no. 8, pp. 42–50 (in Russian).
5. Zabludovskij I. V. *Dissertacija "Materialy k voprosu o dejstvii massazha na zdorovyh ljudej"* (The thesis "Materials to the question of the effect of massage on healthy people"), *St. Petersburg, Yakov Trey*, 1882, 87 p. (in Russian).
6. Eremushkin M. A. *Sposob opredelenija chastotnyh harakteristik massazhnogo vozdejstvija* (Method for determining the frequency characteristics of massage effects), *LFK and massage*, 2002, no. 2, pp. 33–35 (in Russian).
7. Razumov A. N., Biryukov A. A., Golovin V. F., Arkhipov M. V. *Povyshenie boespособnosti voennosluzhashchih primeneniem robototekhniki dlja vosstanovitel'noj mediciny* (Increase of combat capability of servicemen using robotics for reconstructive medicine), *Proceedings of the IV All-Russian scientific-practical conference with international participation "Medical physical culture: achievements and development prospects"*, Moscow, *GTSOLIFK*, 2015, pp. 664–671 (in Russian).
8. Sadovnichy V. A., Goryacheva I. G., Akaev A. A., Martynenko Yu. G., Okunev Yu. M., Vlahova A. V., Bogdanovich I. Yu. *Primenenie metodov mehaniki kontaktного vzaimodejstvija pri diagnostike patologicheskikh sostojanij mjagkih biologicheskikh tkanej* (Application of methods of contact interaction mechanics in the diagnosis of pathological conditions of soft biological tissues), Moscow, *Publishing house of MGU*, 2009, 309 p. (in Russian).
9. Skovoroda A. R. *Zadachi teorii uprugosti v Probleme diagnostiki patologij mjagkih biologicheskikh tkanej* (Problems of the theory of elasticity in the diagnosis of pathologies of soft biological tissues), Moscow, *Physical and mathematical literature*, 2006, 232 p. (in Russian).
10. Arkhipov M., Leskov A., Golovin V., Gercik Y., Kocherevskaya L. *Prospects of Robotics Development for Restorative Medicine*, *Proceedings of the 25th Conference on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region (RAAD16)*, Belgrade, Springer, 2016, pp. 499–506.
11. Golovin V. F., Grib A. N. *Mechatronic system for manual therapy and massage*, *Proc. 8-th Mechatronics Forum International Conference*, University of Twente, Netherlands, 2002, pp. 664–671.
12. Golovin V. F., Zhuravlev V. V., Razumov A. N., Rachkov M. U. *Adaptive force module for medical robots*, *IARP: Proceedings of The Workshop on Adaptive and Intelligent robots: Present and Future*, Moscow, 2005, pp. 70–82.
13. Golovin V., Zhuravlev V., Arkhipov M. *Robotics in Restorative Medicine*, *LAP LAMBERT Academic Publishing, GmbH & Co. KG, Germany*, 2012, 270 p.
14. Tavakoli M., Patel R. V., Moallem M., Aziminejad A. *Haptics for teleoperated surgical robotic systems*. *Monograph series in the World scientific publishing under the title "New frontiers in robotics"*, World Scientific Publishing Company, Singapore, 2003, 290 p.
15. Vukobratovic M. *How to control interacting with dynamic environment*, *Journal of Intelligent and Robotic System*, 1997, vol. 19, pp. 119–152.
16. Savrasov G. V. *Medical robotics: condition, problems and general design principle*, *Bulletin of MSTU, Bauman N. E. Special launch "Biomedical engineering and technology, series" "Instrument-Making"*, 1998 (in Russian).
17. Arkhipov M. V., Golovin V. F., Zhuravlev V. V., Vyzhnevskij E. A., Chernyshova A. Yu., Polonskiy M. E. *Kolichestvennaja ocenka psihofiziologicheskogo sostojanija pacijenta po dinamike jelektrokozhnogo soprotivlenija vo vremja massazhnoj fizioterapii s primeneniem robototekhniki* (Quantitative assessment of the patient's psychophysiological state of the dynamics of electrocutaneous resistance during massage physiotherapy with the use of robotics), *Proceedings of the III International Scientific and Practical Conference "Medical Physical Culture: Achievements and Prospects of Development"*, Moscow, *GTSOLIFK*, pp. 23–27 (in Russian).
18. Arkhipov M. V., Rachkov M. Ju., Golovin V. F., Orlov I. A. *Ustrojstvo upravlenija tehnologicheskim instrumentom manipulatora Sposob massazha i ustrojstvo dlja ego osushhestvlenija* (Control device technological tool manipulator), *Patent RF*, no. 173686, 2017 (in Russian).