

## Проектирование механотерапевтического устройства для реабилитации нижних конечностей человека

### Аннотация

В статье описан подход к проектированию механотерапевтического аппарата для реабилитации нижних конечностей человека, созданного на основе многозвенного биомехатронного устройства с линейными актуаторами путем численного моделирования динамических процессов, протекающих в нем.

### Введение

Паралич конечностей (особенно нижних) человека представляет собой не статическое состояние, а динамический процесс протекания двух этапов гибели нервных клеток пациента – некроза и апоптоза.

Возможность восстановления двигательных функций у больных, страдающих параличом нижних либо верхних конечностей, была установлена сравнительно недавно. Так, было установлено, что в спинном мозге человека существуют популяции нейронов, способных продуцировать шагательные паттерны, управляющие движениями ног. Такую сеть нейронов можно активировать с помощью электрической стимуляции спинного мозга [1], [2]. Известно, что механическая стимуляция опорных зон стоп в режимах естественной локомоции контролирует соотношение активности постуральных и фазных мышц в локомоторных движениях [3]. В лабораторных исследованиях показано, что периодическая стимуляция афферентов (рецепторов) задних конечностей приводит к запуску шагательного генератора и обеспечивает сохранность мотонейронов ниже уровня травмы [4].

В связи с вышеизложенным достаточно обоснованным является использование локомоторных тренировок в процессе реабилитации больных с повреждениями опорно-двигательного аппарата. При этом для обеспечения принудительных дви-

жений конечностей пациента используется новое поколение биотренажеров с активными приводными механизмами, необходимым очувствлением, со средствами стимуляции пациента и развитым программным обеспечением. Такие биомехатронные спортивные и медицинские тренажеры в большом количестве уже выпускаются за рубежом. В России, несмотря на большую потребность в подобных устройствах, имеются лишь отдельные попытки их создания [5], [6].

### Материалы и методы

Численное моделирование и анализ поведения разрабатываемой биомехатронной реабилитационной системы для вертикализации пациента при переходе из положения «сидя» в положение «стоя» необходимы для определения параметров управляемого движения четырехзвенного механизма с активными тазобедренным, коленным и голеностопным суставами (шарнирами). При этом основная задача исследования заключалась в определении объемов движения звеньев устройства, осуществляющих угловые перемещения по заданным траекториям.

Моделирование проводилось в два этапа: на первом этапе определялись динамические параметры движения звеньев и характеристики управляемых приводов шарниров в режиме вставания. На втором этапе к полученной модели добавлялась реальная геометрия приводов и присоединительных элемен-

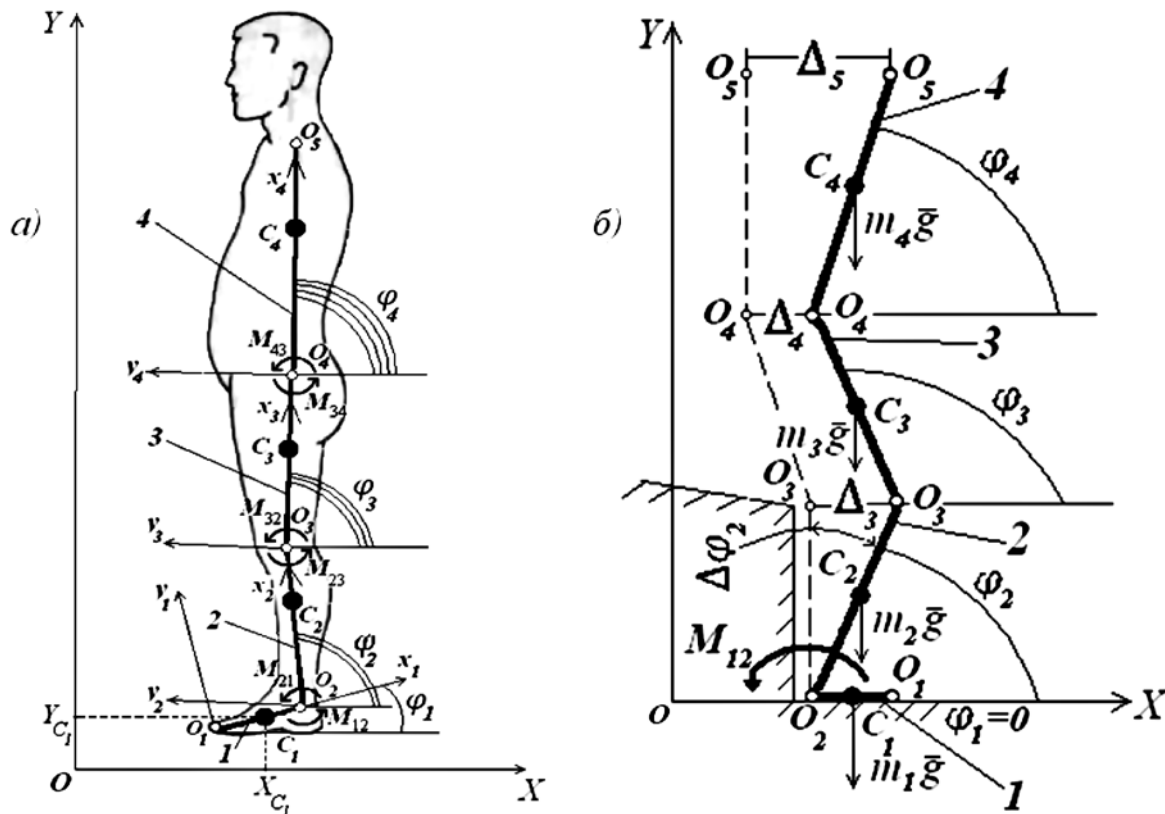


Рис. 1. Расчетная схема реабилитационного устройства

тов конструкции [7], [8]. Для разработки математической модели движения указанного биомехатронного аппарата последний рассматривался как механическая многозвенная система, состоящая из четырех твердых звеньев, связанных между собой вращательными шарнирами (см. *рис. 1а*).

Для численного описания движения рассматриваемой системы тел в режиме вертикализации последняя представлялась в виде кинематической цепи, состоящей из звеньев 1-4. При этом принимались следующие допущения: 1) все звенья системы абсолютно твердые недеформируемые тела; 2) каждое из звеньев представляет собой стержень длиной  $l_i$  и массой  $m_i$ , сосредоточенной в центре симметрии звена  $C_i$ ; 3) в качестве положительного направления отсчета поворота звеньев принималось направление против хода часовой стрелки.

Для удобства описания кинематики многозвенного механизма вводились четыре относительные системы координат  $O_i x_i y_i$ , ориентация которых относительно абсолютной системы координат  $OXY$  определялась углами  $\varphi_i$  ( $i = 1, \dots, 4$ ).

Движение каждого звена устройства описывалось тремя обобщенными координатами  $x_{Ci}, y_{Ci}, \varphi_i$ , где  $x_{Ci}, y_{Ci}$  – координаты центра масс  $i$ -го звена;  $\varphi_i$  – угол поворота  $i$ -го звена по отношению к горизонтальной оси.

Определение радиус-векторов основных точек звеньев устройства в абсолютной системе координат осуществлялось с

использованием матриц поворота  $T_{i, i-1}$ , обеспечивающих перевод координат, определенных в системах  $O_i x_i y_i$ , в системы  $O_{i-1} x_{i-1} y_{i-1}$  [9].

Система дифференциальных уравнений движения устройства записывалась с использованием уравнений Лагранжа II рода:

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_n} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_n} = Q_n,$$

где  $T$  – кинетическая энергия рассматриваемой системы;  $q_n$  – обобщенная координата;  $Q_n$  – обобщенная сила по координате  $q_n$ .

Кинетическая энергия рассматриваемой системы определялась как сумма кинетических энергий всех тел системы, которые, в свою очередь, совершают плоское движение. При этом

$$T_i = m_i \frac{\dot{x}_{Ci}^2 + \dot{y}_{Ci}^2}{2} + \frac{I_{Ci} \dot{\varphi}_i^2}{2},$$

где  $I_{Ci} = m_i l_i^2 / 12$  – центральные моменты инерции звеньев;  $\dot{x}_{Ci}, \dot{y}_{Ci}$  – проекции скоростей центров масс звеньев на оси абсолютной системы координат.

После соответствующих преобразований система дифференциальных уравнений, описывающая движение четырехзвенного механизма, имеет вид, как на *рис. 2*.

$$\left\{ \begin{aligned} & \ddot{x}_{C1} \sum_{i=1}^4 m_i - \ddot{\varphi}_1 (m_2 + m_3 + m_4) \frac{l_1}{2} \sin \varphi_1 - \ddot{\varphi}_2 (m_2 + 2m_3 + 2m_4) \frac{l_2}{2} \sin \varphi_2 - \ddot{\varphi}_3 (m_3 + m_4) \frac{l_3}{2} \sin \varphi_3 - \dot{\varphi}_1^2 (m_2 + m_3 + m_4) \frac{l_1}{2} \cos \varphi_1 - \\ & - \dot{\varphi}_2^2 (m_2 + 2m_3 + 2m_4) \frac{l_2}{2} \cos \varphi_2 - \dot{\varphi}_3^2 (m_3 + 2m_4) \frac{l_3}{2} \cos \varphi_3 - m_4 \frac{l_4}{2} \ddot{\varphi}_4 \sin \varphi_4 - m_4 \frac{l_4}{2} \dot{\varphi}_4^2 \cos \varphi_4 = Q_1; \\ & \ddot{y}_{C1} \sum_{i=1}^4 m_i + \ddot{\varphi}_1 (m_2 + m_3 + m_4) \frac{l_1}{2} \cos \varphi_1 + \ddot{\varphi}_2 (m_2 + 2m_3 + 2m_4) \frac{l_2}{2} \cos \varphi_2 + \ddot{\varphi}_3 (m_3 + m_4) \frac{l_3}{2} \cos \varphi_3 - \dot{\varphi}_1^2 (m_2 + m_3 + m_4) \frac{l_1}{2} \sin \varphi_1 - \\ & - \dot{\varphi}_2^2 (m_2 + 2m_3 + 2m_4) \frac{l_2}{2} \sin \varphi_2 - \dot{\varphi}_3^2 (m_3 + 2m_4) \frac{l_3}{2} \sin \varphi_3 + m_4 \frac{l_4}{2} \ddot{\varphi}_4 \cos \varphi_4 - m_4 \frac{l_4}{2} \dot{\varphi}_4^2 \sin \varphi_4 = Q_2; \\ & \ddot{x}_{C1} (m_2 + m_3 + m_4) \frac{l_1}{2} \sin \varphi_1 + \ddot{y}_{C1} (m_2 + m_3 + m_4) \frac{l_1}{2} \cos \varphi_1 + \ddot{\varphi}_1 \left[ I_{C1} (m_2 + m_3 + m_4) \frac{l_1^2}{4} \right] + \dot{\varphi}_1 \left( \frac{m_2}{2} + m_3 + m_4 \right) \frac{l_1 l_2}{2} \cos(\varphi_2 - \varphi_1) + \\ & + \dot{\varphi}_3 \left( \frac{m_3}{2} + m_4 \right) \frac{l_1 l_3}{2} \cos(\varphi_3 - \varphi_1) + \dot{\varphi}_4 \frac{m_4}{2} \frac{l_1 l_4}{4} \cos(\varphi_4 - \varphi_1) + \dot{\varphi}_2^2 \left( \frac{m_2}{2} + m_3 + m_4 \right) \frac{l_1 l_2}{2} \sin(\varphi_1 - \varphi_2) + \\ & + \dot{\varphi}_3^2 \left( \frac{m_3}{2} + m_4 \right) \frac{l_1 l_3}{2} \sin(\varphi_1 - \varphi_3) + \dot{\varphi}_4^2 m_4 \frac{l_1 l_4}{4} \sin(\varphi_1 - \varphi_4) = Q_3; \\ & - \ddot{x}_{C1} (m_2 + 2m_3 + 2m_4) \frac{l_2}{2} \sin \varphi_2 + \ddot{y}_{C1} (m_2 + 2m_3 + 2m_4) \frac{l_2}{2} \cos \varphi_2 + \ddot{\varphi}_1 \left( \frac{m_2}{2} + m_3 + m_4 \right) \frac{l_1 l_2}{2} \cos(\varphi_1 - \varphi_2) + \\ & + \ddot{\varphi}_2 \left[ I_{C2} + l_2^2 \left( \frac{m_2}{4} + m_3 + m_4 \right) \right] + \dot{\varphi}_3 (m_3 + 2m_4) \frac{l_2 l_3}{2} \cos(\varphi_3 - \varphi_2) + \dot{\varphi}_4^2 m_4 \frac{l_2 l_4}{2} \cos(\varphi_4 - \varphi_2) + \\ & + \dot{\varphi}_1^2 \left( \frac{m_2}{2} + m_3 + m_4 \right) \frac{l_1 l_3}{2} \sin(\varphi_2 - \varphi_1) + \dot{\varphi}_3^2 (m_3 + 2m_4) \frac{l_2 l_3}{2} \sin(\varphi_2 - \varphi_3) + \dot{\varphi}_4^2 m_4 \frac{l_2 l_4}{2} \sin(\varphi_2 - \varphi_4) = Q_4; \\ & - \ddot{x}_{C1} (m_3 + 2m_4) \frac{l_3}{2} \sin \varphi_3 + \ddot{y}_{C1} (m_3 + 2m_4) \frac{l_3}{2} \cos \varphi_3 + \ddot{\varphi}_1 (m_3 + 2m_4) \frac{l_1 l_3}{4} \cos(\varphi_1 - \varphi_3) + \ddot{\varphi}_2 (m_3 + 2m_4) \frac{l_2 l_3}{2} \cos(\varphi_2 - \varphi_3) + \\ & + \ddot{\varphi}_3 \left( I_{C3} + m_3 \frac{l_3^2}{4} + m_4 l_3^2 \right) + \dot{\varphi}_4^2 m_4 \frac{l_3 l_4}{2} \cos(\varphi_4 - \varphi_3) + \dot{\varphi}_1^2 (m_3 + 2m_4) \frac{l_1 l_3}{4} \sin(\varphi_3 - \varphi_1) + \dot{\varphi}_2^2 (m_3 + 2m_4) \frac{l_2 l_3}{2} \sin(\varphi_3 - \varphi_2) + \\ & + \dot{\varphi}_4^2 m_4 \frac{l_3 l_4}{2} \sin(\varphi_3 - \varphi_4) = Q_5; \\ & - \ddot{x}_{C1} m_4 \frac{l_4}{2} \sin \varphi_4 + \ddot{y}_{C1} m_4 \frac{l_4}{2} \cos \varphi_4 + \ddot{\varphi}_1 m_4 \frac{l_1 l_4}{4} \cos(\varphi_1 - \varphi_4) + \ddot{\varphi}_2 m_4 \frac{l_2 l_4}{2} \cos(\varphi_2 - \varphi_4) + \ddot{\varphi}_3 m_4 \frac{l_3 l_4}{2} \cos(\varphi_3 - \varphi_4) + \\ & + \dot{\varphi}_3^2 m_4 \frac{l_3 l_4}{2} \cos(\varphi_3 - \varphi_4) + \dot{\varphi}_4 \left( I_{C4} + m_4 \frac{l_4^2}{4} \right) + \dot{\varphi}_1 m_4 \frac{l_1 l_4}{4} \sin(\varphi_4 - \varphi_1) + \dot{\varphi}_2^2 m_4 \frac{l_2 l_4}{2} \sin(\varphi_4 - \varphi_2) + \dot{\varphi}_3^2 m_4 \frac{l_3 l_4}{2} \sin(\varphi_4 - \varphi_3) = Q_6. \end{aligned} \right.$$

Рис. 2. Система дифференциальных уравнений, описывающая движение четырехзвенного механизма

Для определения обобщенных сил применялся принцип возможных перемещений (см. рис. 1б). В начальный момент времени реабилитационное устройство было расположено на пациенте, находящемся в положении «сидя», координаты  $X_{C1}$ ,  $Y_{C2}$ ,  $\varphi_1$  были заданы, а между звеньями устройства имелись некоторые относительные углы  $\varphi_i$ . Далее происходил поворот четвертого звена по ходу часовой стрелки под действием соответствующего момента  $M_{43}$  (прямое включение привода). По достижении некоторого численного значения абсолютного угла  $\varphi_4^*$  происходил переход на следующий этап – распрямление и отрыв третьего и четвертого звеньев от опорной поверхности. В шарнире  $O_4$  направление крутящего момента  $M_{43}$  менялось на противоположное (обратное включение привода), в шарнире  $O_3$  начинал действовать крутящий момент  $M_{32}$ , происходило вращение звена 3 по ходу часовой стрелки; в шарнире  $O_2$ , соединяющем звенья 1 и 2, действовал крутящий момент  $M_{12}$ , направленный против хода часовой стрелки.

Для изучения процесса перевода пациента из положения «сидя» в положение «стоя» на основе полученных аналитических зависимостей проводились теоретические исследования

(см. рис. 3), позволившие определить объемы движения в различных суставах нижних конечностей человека в режиме вставания с сиденья кресла для последующей реализации в конструкции реабилитационного устройства.

Расчетная модель многозвенового биомехатронного механотерапевтического устройства для реабилитации нижних конечностей человека создана на основе твердотельных моделей, разработанных в CAD-системе «Pro/ENGINEER WF5». В соответствии с поставленной задачей в расчете использовались кинематические параметры многозвеновой системы, участвующие в работе соответствующего цикла. Реабилитационное устройство (см. рис. 4) представляет собой «двуногий» многозвеновый механизм, приводимый в движение активными шарнирами с линейными приводами (актюаторами), получающими команды от системы управления и имитирующими работу мышц нижних конечностей. «Ноги» устройства состоят из трех подвижных звеньев (стопа, бедро, голень) каждая, последовательно соединенных между собой вращательными кинематическими парами. Контакт с опорной поверхностью осуществляется через поверхности стоп. Для установки актюаторов ак-

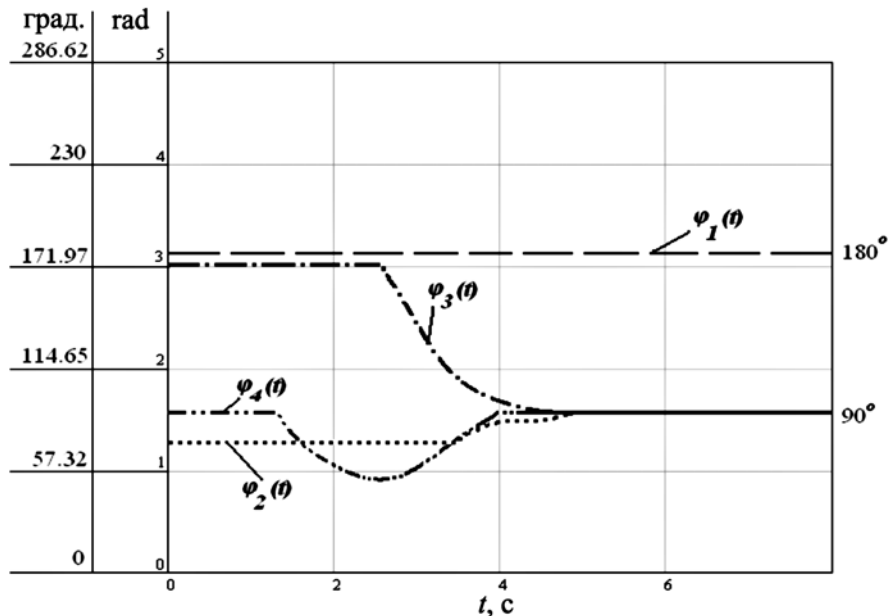


Рис. 3. Результаты экспериментального исследования объема движений (углов поворота) звеньев в режиме вставания: 1 – стопы  $O_1O_2$  –  $\varphi_1(t)$ ; 2 – голени  $O_2O_3$  –  $\varphi_2(t)$ ; 3 – бедра  $O_3O_4$  –  $\varphi_3(t)$ ; 4 – туловища (корпуса)  $O_4O_5$  –  $\varphi_4(t)$

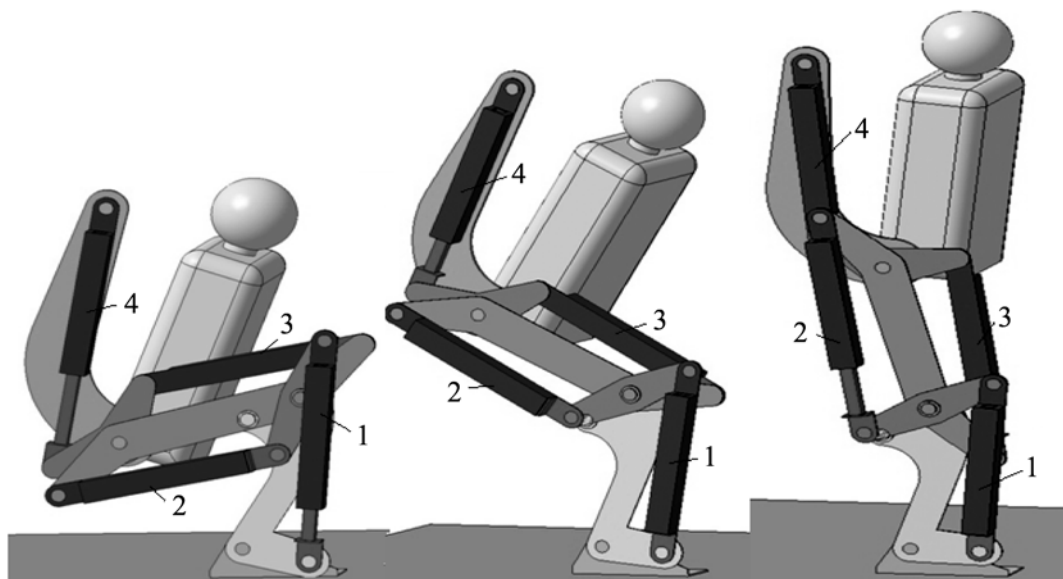


Рис. 4. Этапы функционирования (трехмерная модель) реабилитационного устройства в режиме вставания: 1 – привод голеностопного шарнира; 2 – нижний привод коленного шарнира; 3 – верхний привод коленного шарнира; 4 – привод тазобедренного шарнира

Значения развиваемых моментов в суставах

	Наклон корпуса вперед на угол 30°	Наклон вперед корпуса на угол 20°	Наклон вперед корпуса на угол 10°	Вертикальное положение корпуса
Голеностопный сустав, Н·м / мм	189 / 0	189 / 0	189 / 0	189 / 0
Тазобедренный сустав, Н·м / мм	169 / 100	157 / 150	132 / 200	166 / 50
Коленный сустав				
Верхний привод, Н·м / мм	170 / 100	162 / 150	140 / 200	163 / 50
Нижний привод, Н·м / мм	132 / 200	132 / 200	132 / 200	132 / 200

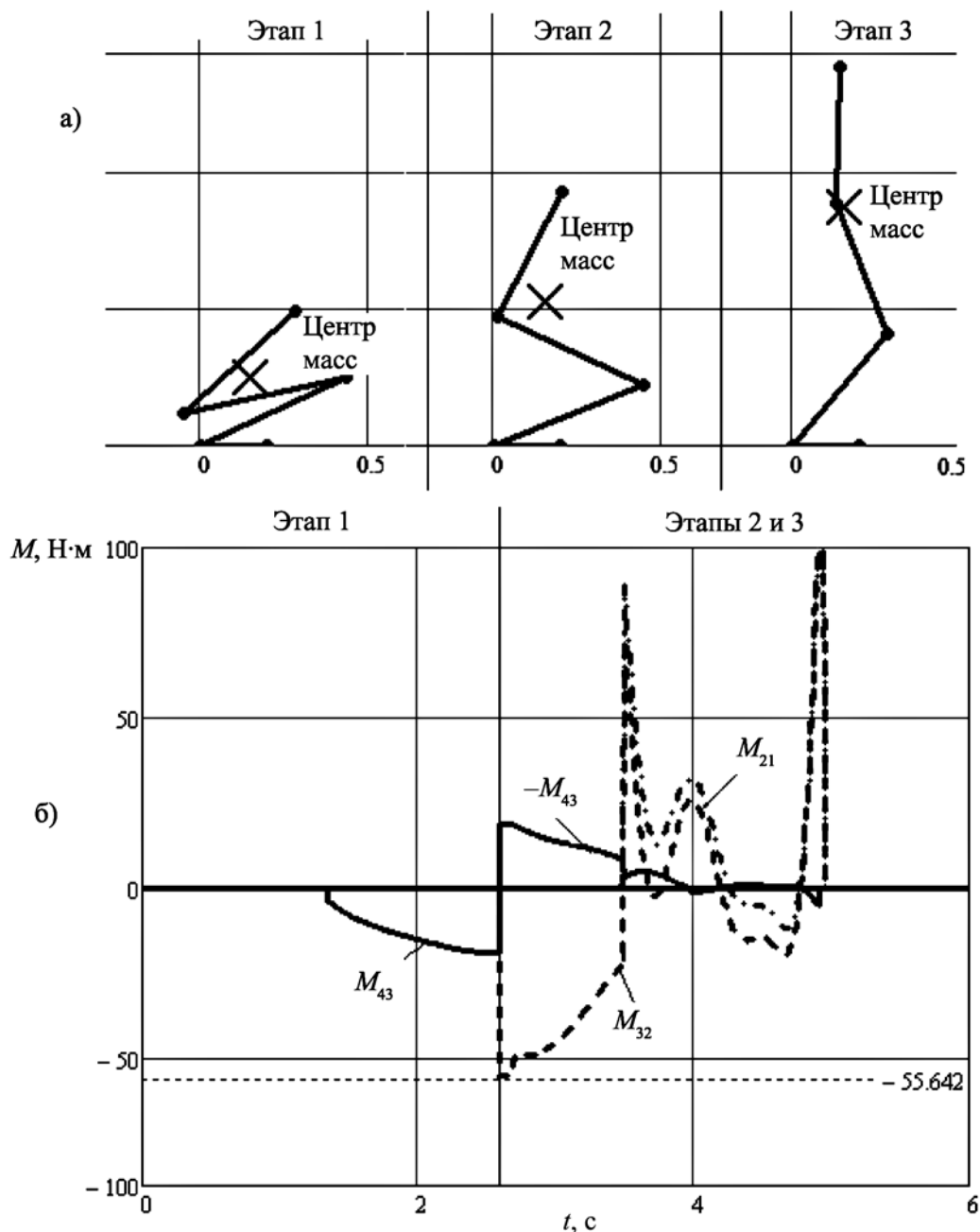


Рис. 5. Результаты моделирования движения звеньев реабилитационного устройства: а) промежуточные положения звеньев плоского механизма при осуществлении вертикализации пациента; б) диаграммы изменения управляющих моментов в шарнирах

тивных шарниров была выбрана схема с двуплечим рычагом (см. рис. 4), позволяющая одновременно обеспечить требуемые моментную и угловую характеристики. Все актюаторы совершенно идентичны между собой, шарнирно соединены со звеньями реабилитационного устройства – один на корпусе, два на бедре и один на голени. Шток каждого актюатора также шарнирно соединен с соответствующими звеньями устройства. Задаваемые конструктивные параметры реабилитационного устройства аналогичны усредненным антропометрическим данным человека-пациента, а именно: длина звена голени  $l_2 = 0,4$  м, бедра  $l_3 = 0,4$  м и корпуса  $l_2 = 0,5$  м.

Значения развиваемых моментов активных тазобедренного, коленного и голеностопного суставов реабилитационного устройства при абсолютном удлинении приводов приведены в табл. 1.

## Результаты

Результаты численного моделирования динамических процессов, протекающих при работе реабилитационного устройства, представлены в виде графиков, полученных с помощью программно-вычислительного комплекса, разработанного в среде Mathcad. Такое представление результатов является наиболее информативным и дает возможность визуально оценить изменение динамических параметров устройства. На рис. 5а представлены промежуточные положения звеньев плоского механизма при осуществлении вертикализации пациента. Анализ диаграмм позволяет выявить следующие этапы движения: этап 1 – непосредственное начало фазы движения, происходит наклон корпуса вперед ( $90^\circ < \varphi_4 < 50^\circ$ ,  $\varphi_3 = \text{const} = 173^\circ$ ) для переноса центра тяжести, угол наклона голени также уменьшается на небольшое значение ( $70^\circ < \varphi_4 < 66^\circ$ ), что вызвано движением корпуса; этап 2 – непосредственно отрыв корпуса от опорной поверхности и постепенный переход тела в вертикальное положение; этап 3 – вертикальное стояние, все углы, за исключением угла стопы, равны  $90^\circ$ . При осуществлении движения центр масс системы постоянно перемещается по некоторой сложной траектории. Поэтому с механической точки зрения движение звеньев данного биомехатронного устройства можно рассматривать как следствие изменения условий равновесия системы сил (см. рис. 1б), под действием которых находится многосвязная система, что, в свою очередь, может вызывать перераспределение напряжений мышечных групп нижних конечностей пациента. Непроизвольное движение может изменить соотношение сил как в сторону равновесия, так и от него. Дополнительное использование силы мышц пациента, особенно в случае произвольных движений, может нарушить равновесие представленной системы, что ограничивает возможности данного устройства для осуществления ходьбы с динамической устойчивостью. На рис. 5б представлены диаграммы изменения управляющих моментов, возникающих в электроприводах активных шарниров во времени для пассивного режима реабилитации, когда мышцы нижних конечностей пациента не задействованы в процессе вставания. Пиковые значения моментов коленного ( $M_{32} = 55,6$  Н·м) и тазобедренного ( $M_{43} = 24$  Н·м) суставов наблюдаются при переходе с этапа 1 на этап 2, а голеностопного ( $M_{21} = 100$  Н·м) – в конце этапа 2, когда практически полностью происходит вертикализация пациента. Данные параметры объясняются необходимостью переноса центра масс рассматриваемой системы для осуществления заданного перемещения звеньев в соответствии с выявленными этапами движения.

## Заключение

В результате проведенных исследований разработана оригинальная конструкция многосвязного биомехатронного устройства для реабилитации нижних конечностей человека, построенная на основе модулей поступательного движения [10]. Данная конструкция призвана обеспечить восстановление двигательных навыков больных, страдающих параличами ног, при обучении вставанию их с кровати или со стула.

*Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 14-39-00008).*

## Список литературы:

1. Dimitrijevic M., Gerasimenko Yu., Pinter M. Evidence for a spinal central pattern generator in humans // Ann. NY Acad. Sci. 1998. Vol. 860. P. 360.
2. Gerasimenko Yu.P., Avelev V.D., Nikitin O.A. et al. Initiation of locomotor activity in spinal cats in conditions of epidural stimulation of the spinal cord // Ros. Fiziol. Zh. im. I.M. Sechenova. 2001. Vol. 87. № 9. PP. 1164-1170.
3. Григорьев А.И., Козловская И.Б., Шенкман Б.С. Роль опорной афферентации в организации тонической мышечной системы // Росс. физиол. ж. им. И.М. Сеченова. 2004. Т. 90. № 5. С. 508-521.
4. Мошонкин, Т.Р., Гилерович Е.Г., Федорова Е.А. и др. Морфофункциональные основы восстановления локомоторных движений у крыс с полной перерезкой спинного мозга // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. 2004. Т. 138. № 8. С. 225-229.
5. Алехин А.И., Беленький В.Е., Гришин А.А., Ленский А.В. Устройство для восстановления функции нижних конечностей / Патент РФ 12352316; заявл. 16.11.2007.; опубл. 20.04.2009. Бюл. № 11.
6. Иванов В.Г., Мерзанюкова Е.В. Экзоскелет инвалида / Патент РФ 2493805; заявл. 20.02.2012; опубл. 27.09.2013. Бюл. № 27.
7. Яцун С.Ф., Рукавицын А.Н. Разработка биоинженерного мехатронного модуля для экзоскелета нижних конечностей человека // Известия Самарского научного центра РАН. 2012. Т. 14. № 4 (5). С. 1351-1354.
8. Яцун С.М., Рукавицын А.Н. Проектирование автоматизированного устройства для механотерапии коленного сустава // Медицинская техника, 2015. № 3. С. 38-41.
9. Воробьев Е.И., Попов С.А., Шевелева Г.И. Механика промышленных роботов. Кн. 1: Кинематика и динамика. – М.: Высш. шк., 1988. 304 с.
10. Яцун С.Ф., Рукавицын А.Н., Яковлев И.А. Мехатронный модуль коленного сустава для экзоскелета нижних конечностей человека / Патент РФ 134791; заявл. 08.07.2013; опубл. 27.11.2013. Бюл. № 33.

Светлана Михайловна Яцун,  
д-р мед. наук, профессор,  
зав. кафедрой медико-биологических дисциплин,  
Курский государственный университет,  
Андрей Сергеевич Яцун,  
канд. техн. наук, зав. научно-исследовательской  
лабораторией «Современные методы  
и робототехнические системы для улучшения  
среды обитания человека» (НИЛ «МиР»),  
Александр Николаевич Рукавицын,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра механики, мехатроники и робототехники,  
Юго-Западный государственный университет,  
г. Курск,  
e-mail: alruk75@mail.ru