

УДК 62.851.1

## МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПЕРЕХОДНЫХ ПРОЦЕССОВ ПНЕВМАТИЧЕСКОГО ПРИВОДА ЭКСОСКЕЛЕТНОГО УСТРОЙСТВА

А. В. МЕСРОПЯН<sup>1</sup>, А. Т. ОРАЗОВ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>avm\_74@mail.ru, <sup>2</sup>metodichka@list.ru

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет» (УГАТУ)

Поступила в редакцию 23.10.2017

**Аннотация.** Представлено новое принципиальное схемное решение экзоскелетного устройства, основанное на пневматической элементной базе, выполнено математическое моделирование переходных процессов пневматического привода экзоскелета. Оригинальность предлагаемого схемного решения заключается в использовании мягких «бескаркасных» пневматических двигателей в совокупности с пропорциональным управлением, что позволяет существенно увеличить количество рабочих режимов экзоскелета, повысить динамические характеристики механико-приводной части экзоскелета и добиться необходимого уровня безопасности пользователя. Рассмотрены основные рабочие процессы, протекающие в исполнительном приводе экзоскелетного устройства, а также проведен анализ влияния ряда конструктивных и эксплуатационных параметров на динамические характеристики пневматического привода.

**Ключевые слова:** пневматический привод; экзоскелетное устройство; рабочие процессы; пневмомускул; динамические характеристики; пропорциональный пневмораспределитель.

### ВВЕДЕНИЕ

Начало XXI в. характеризуется интенсификацией научно-технических разработок, позволяющих улучшать или замещать утраченные ранее когнитивные и физические способности человека.

Наиболее перспективным направлением работ в этой области является создание экзоскелетов, представляющих собой портативные роботизированные устройства, позволяющие увеличивать или полностью замещать утраченные ранее функции опорно-двигательного аппарата человека.

Аналитический обзор существующих роботизированных экзоскелетов [1–9] позволяет выявить общие для всех типов устройств проблемные области, к которым относятся отсутствие компактных и мощных источников питания, прочных и легких конструкций, низкая энергоэффективность

механико-приводной части экзоскелета, несовершенство алгоритмов управления и недостаточный уровень безопасности для пользователя.

Одной из важнейших и нагруженных подсистем экзоскелетов является система исполнительных приводов, которая обеспечивает необходимые кинематические и динамические характеристики и предопределяет область применения экзоскелета. Анализ работ [12–17], посвященных проектированию экзоскелетных устройств, показывает на отсутствие инженерных методик моделирования рабочих процессов и характеристик системы исполнительных приводов экзоскелетов или на недостаточный уровень теоретических и экспериментальных исследований при функционировании экзоскелета на переходных режимах работы.

Настоящая работа посвящена разработке математической модели пневматического

привода экзоскелетного устройства, позволяющей рассчитывать статические и динамические характеристики привода, а также, в отличие от существующих моделей, исследовать влияние основных конструктивных и эксплуатационных параметров и нелинейных факторов (сил сухого трения, люфтов в механической проводке) на рабочие процессы пневматического привода экзоскелета.

**РАЗРАБОТКА ПРИНЦИПИАЛЬНОГО-СХЕМНОГО РЕШЕНИЯ ЭКЗОСКЕЛЕТА С ПНЕВМАТИЧЕСКИМ ПРИВОДОМ**

Анализ технических, функциональных и эксплуатационных характеристик экзоскелетов, кинематики и динамики движений человека и обобщение информации из научно-технических источников [10–17] показывают, что наиболее перспективным схемным решением является экзоскелет с применением «мягких» бескаркасных пневмодвигателей и пропорционального управления, что позволит увеличить количество рабочих режимов экзоскелета, повысить динамические характеристики механико-приводной части экзоскелета, снизить массогабаритные параметры, добиться требуемого уровня безопасности для пользователя.

Разработанная пневматическая система исполнительных приводов экзоскелета включает в себя следующие подсистемы: систему стабилизации движения, предназначенную для поддержания равновесия экзоскелета при ходьбе, систему передвижения, которая осуществляет локомоторную функцию, и систему поворота экзоскелета вокруг центральной оси.

На рис. 1 приведена функциональная схема пневматического привода экзоскелета, позволяющая раскрыть принцип и алгоритм работы основных подсистем экзоскелета, а также определить входные и выходные сигналы, возмущающие воздействия, и выявить их влияние друг на друга. Система передвижения экзоскелета включает в себя 4 однотипных замкнутых контура, отрицательная обратная связь реализована посредством датчиков угла поворота, установленных соосно тазобедренным и коленным суставам человека, и датчиков давления в нагнетательном и сливном трубопроводе. Подготовленный сжатый воздух поступает на вход в пропорциональный пневмораспределитель (ППР), который управляет 2 пневмомускулами, отвечающими за подъем и опускание несущих элементов конструкции экзоскелета. Изменение площади проходного сечения ППР позволяет

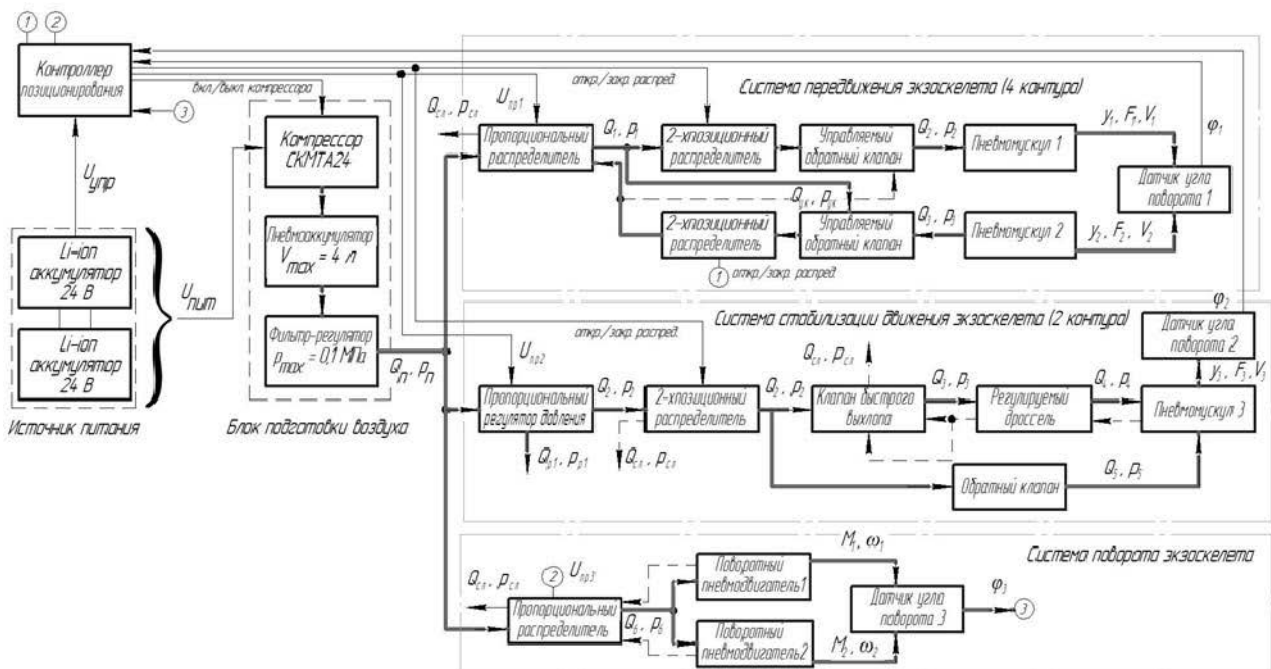


Рис. 1. Функциональная схема пневматического привода экзоскелета

регулировать рабочие процессы, протекающие в проточной части исполнительных пневмодвигателей, тем самым обеспечивать необходимую скорость и плавность передвижения.

### МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ПНЕВМАТИЧЕСКОГО ПРИВОДА ЭКСОСКЕЛЕТА

При эксплуатации роботизированного экзоскелетного устройства в пневматическом приводе протекают сложные газодинамические процессы, обусловленные сжимаемостью воздуха, режимами течения, конструктивными особенностями управляющей и силовой аппаратуры, действием больших знакопеременных нагрузок в шарнирах экзоскелета при различных фазах ходьбы и т.д. Это предопределяет ряд требований к исполнительным приводам экзоскелетов по обеспечению устойчивости, скорости, плавности движения, развиваемым усилиям и необходимость проведения численного моделирования статических и динамических характеристик системообразующих узлов.

Применение современных методов численного моделирования позволяет исследовать влияние основных конструктивных и эксплуатационных параметров, а также нелинейностей, характерных для данного типа систем (силы трения, люфты в механической проводке, гистерезис пневматического мускула и т.д.), на рабочие процессы в стационарных режимах и на показатели качества переходных процессов характерных для локомоторных движений устройства в пневматическом приводе экзоскелета.

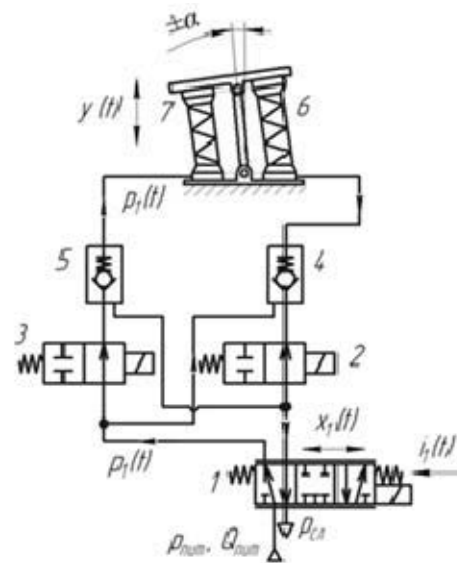
#### Разработка расчетной схемы пневматического привода экзоскелета

Моделированию переходных процессов предшествует разработка расчетной схемы пневматического привода экзоскелета (рис. 2) и принятие ряда допущений:

- газодинамические процессы рассматриваются как квазистационарные, протекающие при установившихся режимах течения;
- температура рабочего тела постоянна;

- работа системы осуществляется без обмена с окружающей средой (адиабатный процесс);
- учитываются режимы течения газа: подкритический и надкритический [18].

На основании предлагаемого принципиального решения и принятых допущений разработана расчетная схема системы передвижения экзоскелета. Расчетная схема пневматического привода контура вращения тазобедренного сустава экзоскелета приведена на рис. 2.



**Рис. 2.** Расчетная схема пневматического привода системы передвижения экзоскелета (контур вращения тазобедренного сустава):

- $p_{\text{пит}}$  – давление питания;  $Q_{\text{пит}}$  – расход воздуха от компрессора;  $i_1(t)$  – сила тока на катушке электро-механического преобразователя;  $x_1(t)$  – перемещение золотника пропорционального пневмораспределителя;  $p_1(t)$  – давление на входе в пневмомускул;  $y(t)$  – сокращение пневмомускула;  $\alpha$  – угол поворота тазобедренного сустава;
- 1 – пропорциональный пневмораспределитель;  
2, 3 – двухпозиционный пневмораспределитель;  
4, 5 – управляемый обратный клапан;  
6, 7 – пневмомускул

На динамические характеристики пневматического привода экзоскелета существенное воздействие оказывают конструктивные параметры пневмооборудования и режимы эксплуатации устройства. Поэтому предлагается проводить математическое моделирование пневматического привода в несколько этапов: на первом этапе выполняется исследование конструктивных

и энергетических характеристик системы при ступенчатом задающем воздействии, что позволит проанализировать влияние управляющей пневматических клапанов на переходные процессы пневмомускула, на втором – выполнить моделирование циклического режима работы привода экзоскелета, что позволит исследовать нелинейные характеристики системы, к которым относятся люфты в механической проводке.

**Разработка математической модели пневматического привода при ступенчатом задающем воздействии**

Математическая модель пневматического привода системы передвижения экзоскелета включает в себя следующие дифференциальные уравнения: электрической цепи электромеханического преобразователя (ЭМП) ППР, движения золотника ППР, баланса расходов (пневмомускул и распределитель), движения пневмомускула, а также уравнения движения запорных элементов управляемых обратных клапанов и уравнения балансов расходов.

Решение системы дифференциальных уравнений производится при следующих ограничениях:

$$\left\{ \begin{array}{l} 0 \leq i_1(t) \leq 1,1 \text{ А;} \\ 0 \leq x_1(t) \leq 0,005 \text{ м;} \\ 0 \leq p_3(t) \leq 6 \cdot 10^5 \text{ Па;} \\ 0 \leq y(t) \leq 0,07 \text{ м;} \\ \varphi(\sigma_1) = \begin{cases} 0,259 & \text{если } \sigma_1 \leq 0,528; \\ \sqrt{\frac{2}{\sigma_1^k - \sigma_1^{k+1}}} & \text{если } \sigma_1 > 0,528, \end{cases} \end{array} \right. \quad (1)$$

где  $i_1(t)$  – сила тока на катушке ЭМП ППР;  $x_1(t)$  – перемещение золотника ППР;  $p_3(t)$  – давление на входе в пневмомускул;  $y(t)$  – сокращение пневмомускула;  $\sigma_1 = \frac{p_2(t)}{p_3(t)}$  – отношение давления на выходе из ППР к давлению на входе;  $\varphi(\sigma_1)$  – функция давления при наполнении полости пневмомускула.

$$\left\{ \begin{array}{l} U_1 - k_{oc} \cdot y(t) = R_c \cdot i(t) + L \cdot \frac{d}{dt} i(t) + K_{pe} \cdot \frac{d}{dt} x_1(t), \\ m_z \cdot \frac{d^2}{dt^2} x_1(t) = K_{fi} \cdot i(t) - c_z \cdot x_2(t) - b_z \cdot \frac{d}{dt} x_1(t), \\ \frac{\mu \cdot b_{obna} \cdot x_1(t) \cdot p_{pit} \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot k}{(k-1) \cdot R \cdot T}} \cdot \varphi_1(\sigma_1)}{\rho} - A_{г3} \cdot \frac{dz(t)}{dt} = \\ = \frac{\mu \cdot b_1 \cdot x_{z1} \cdot p_1(t) \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot k}{(k-1) \cdot R \cdot T}} \cdot \varphi_2(\sigma_2)}{\rho} + \frac{V_0}{2 \cdot k \cdot p_{pit}} \cdot \frac{d}{dt} p_1(t), \\ m_{ok} \cdot \frac{d^2}{dt^2} z(t) = A_{г3} \cdot p_1(t) - c_{ok} \cdot z(t) - b_{zok} \cdot \frac{d}{dt} z(t), \\ \frac{\mu \cdot b_1 \cdot x_{z1} \cdot p_1(t) \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot k}{(k-1) \cdot R \cdot T}} \cdot \varphi_2(\sigma_2)}{\rho} = \\ = \frac{\mu \cdot d_{ok} \cdot z(t) \cdot p_2(t) \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot k}{(k-1) \cdot R \cdot T}} \cdot \varphi_3(\sigma_3)}{\rho} + \\ + \frac{V_0}{2 \cdot k \cdot p_{pit}} \cdot \frac{d}{dt} p_2(t), \\ \frac{\mu \cdot d_{ok} \cdot z(t) \cdot p_2(t) \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot k}{(k-1) \cdot R \cdot T}} \cdot \varphi_3(\sigma_3)}{\rho} = \\ = \left( \frac{\pi \cdot d_0^2}{4} \cdot \left( \frac{3}{t g^2(\theta)} \cdot \left( 1 - \frac{y(t)}{l_0} \right)^2 - \frac{1}{\sin^2(\theta)} \right) \right) \cdot \frac{d}{dt} y(t) + \\ + \frac{V_0}{2 \cdot k \cdot p_{pit}} \cdot \frac{d}{dt} p_3(t), \\ m_{pm} \cdot \frac{d^2}{dt^2} y(t) = p_3(t) \cdot \left( \frac{\pi \cdot d_0^2}{4} \cdot \left( \frac{3}{t g^2(\theta)} \cdot \left( 1 - \frac{y(t)}{l_0} \right)^2 - \frac{1}{\sin^2(\theta)} \right) \right) - \\ - c_{pm} \cdot y(t) - b_p \cdot \frac{d}{dt} y(t). \end{array} \right. \quad (2)$$

где  $U_1$  – напряжение питания на ЭМП ППР;  $k_{oc}$  – коэффициент обратной связи по перемещению подвижной части пневмомускула;  $R_c, L$  – активное сопротивление и индуктивность на катушке ЭМП;  $K_{pe}$  – коэффициент противо-ЭДС;  $m_z, m_{ok}, m_{pm}$  – массы элементов пневмооборудования;  $K_{fi}$  – коэффициент управляющей характеристики ППР;  $c_z, c_{ok}$  – коэффициенты жесткости пружин управляющих клапанов;  $b_z, b_{zok}, b_p$  –

коэффициенты демпфирования системы;  $\mu$  – коэффициент расхода газа;  $b_{окна}, b_1, d_{ок}$  – ширина окна проходного сечения клапанов;  $x_{z1}$  – максимальный ход золотника дискретного пневмораспределителя;  $k$  – показатель адиабаты;  $R$  – газовая постоянная;  $T$  – температура газа;  $V_0$  – начальный объем сжимаемого газа;  $A_{ef3}$  – эффективная площадь рабочей поверхности управляемого обратного клапана;  $d_0, l_0$  – начальный диаметр и длина пневмомускула;  $\theta$  – угол наложения оплетки на поверхности пневмомускула;  $c_{pm}$  – коэффициенты жесткости пневмомускула.

Моделирование переходных процессов на основе предложенной математической модели позволило выявить существенное влияние угла оплетки в пневмомускуле на качество переходных процессов системы перемещения экзоскелета, рассчитать перепады давлений в пневмомускуле, перемещения и скорости сокращения подвижной части пневмомускула.

На рис. 3–6 приведены результаты численного моделирования.

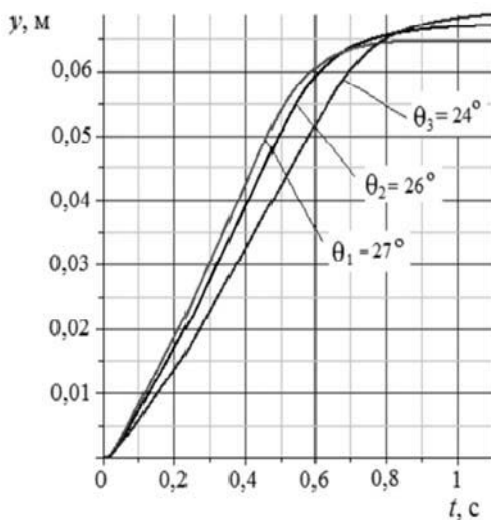


Рис. 3. Переходный процесс сокращения пневмомускула

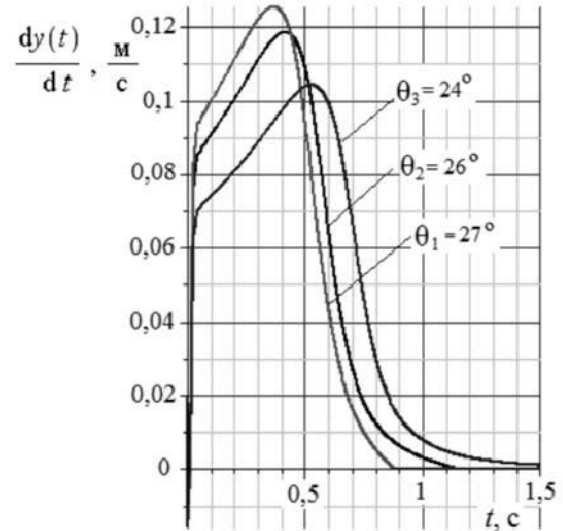


Рис. 4. Переходный процесс скорости сокращения пневмомускула

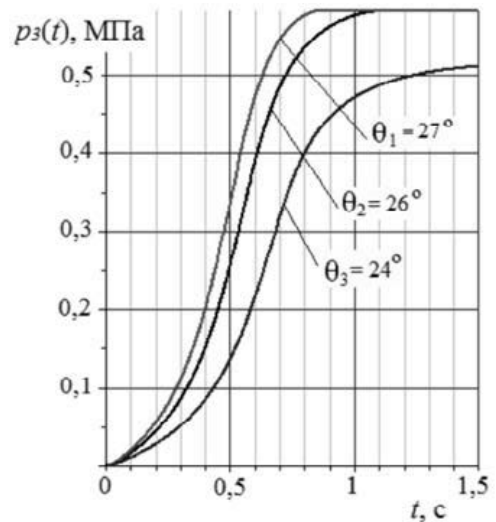


Рис. 5. Переходный процесс перепада давлений на пневмомускуле

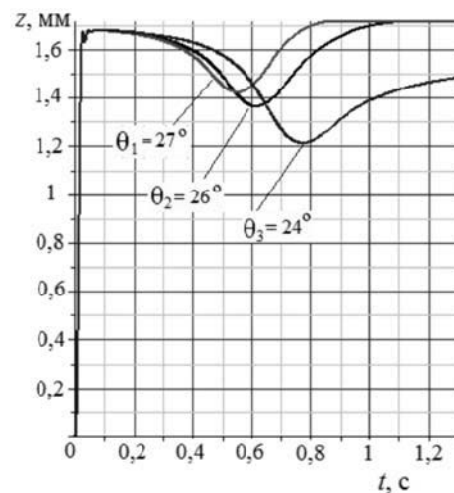


Рис. 6. Переходный процесс перемещения запорного элемента обратного клапана

Анализ результатов численного моделирования пневматического привода экзоскелетного устройства показывает, что на рабочие процессы, протекающие в системах исполнительных приводов, существенное влияние оказывают сложные газодинамические процессы, обусловленные сжимаемостью воздуха, режимами течения, конструктивными особенностями управляющей и силовой аппаратуры.

**Разработка математической модели пневматического привода при циклическом режиме работы устройства**

При эксплуатации экзоскелетного устройства в местах крепления исполнительных пневмодвигателей к механической конструкции могут возникать люфты, обусловленные использованием некачественных комплектующих, технологическими зазорами или неправильной эксплуатацией изделия. Люфты в механической проводке и силы сухого трения в подвижных соединениях оказывают существенное воздействие на качество переходных процессов исполнительных элементов экзоскелета.

Локомоторные движения человека характеризуются цикличностью, поэтому при численном моделировании люфтов и сил сухого трения допускается в качестве задающего воздействия принимать синусоидальный закон изменения напряжения питания на катушке электромеханического преобразователя (ЭМП) пропорционального пневмораспределителя (ППР):

$$U_p = U_{max} \cdot \sin(\omega \cdot t), \tag{3}$$

где  $U_{max}$  – максимальное напряжение на катушке ЭМП;  $\omega$  – частота изменения задающего сигнала.

Математическая модель пневматического привода экзоскелета, учитывающая влияние люфтов в механической проводке и сил сухого трения в подвижных соединениях, включает в себя следующие дифференциальные уравнения: уравнение электрической цепи ЭМП ППР; уравнение движения золотника ППР; уравнение баланса расходов (пневмомускул и распределитель); уравнение движения пневмомускула; урав-

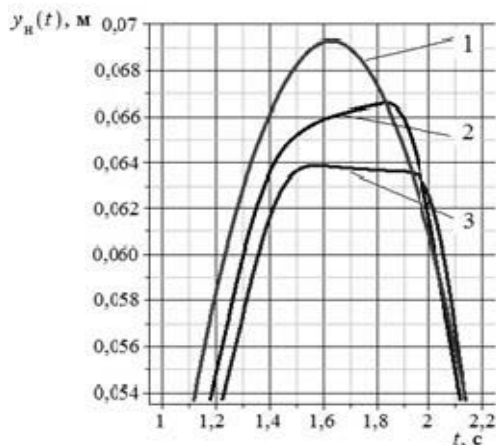
нение движения элемента несущей конструкции экзоскелета:

$$\left\{ \begin{aligned} U_p &= R_p \cdot i(t) + L_p \cdot \frac{di(t)}{dt} + K_{pe} \cdot \frac{dx(t)}{dt}; \\ m_z \cdot \frac{d^2 x(t)}{dt^2} &= K_{fi} \cdot i(t) - c_{pr} \cdot x(t) - b_z \cdot \frac{dx(t)}{dt} - F_{tz}; \\ \frac{1}{\rho} \cdot \mu \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot k}{(k+1) \cdot T_m \cdot R}} \cdot b_{окт} \cdot x(t) \cdot p_{инт} \cdot \varphi(\sigma_1) &= \\ &= A_{эфм} \cdot \frac{dy(t)}{dt} + \frac{V_1}{2 \cdot k \cdot p_{инт}} \cdot \frac{dp_1(t)}{dt}; \\ m_{н1} \cdot \frac{d^2 y_{н1}(t)}{dt^2} &= A_{эфм} \cdot p_1(t) - c_{им} \cdot y_{н1}(t) - \\ &- b_v \cdot \frac{dy_{н1}(t)}{dt} - R_{упр}, \\ m_{н2} \cdot \frac{d^2 y_{н2}(t)}{dt^2} &= R_{упр} - b_{н2} \cdot \frac{dy_{н2}(t)}{dt} - F_{тр2}. \end{aligned} \right. \tag{4}$$

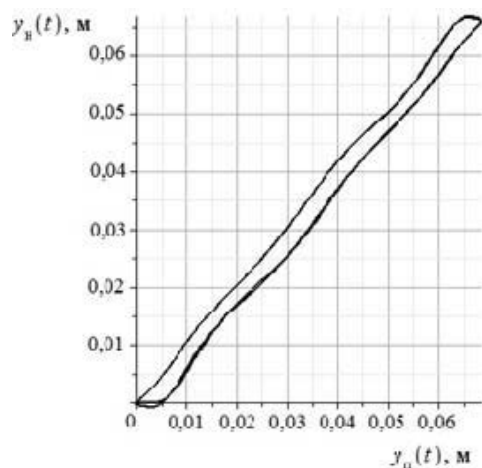
где  $y_b(t)$  – изменение зазора в местах крепления пневмомускул к несущей конструкции экзоскелета;  $R_{упр} = c_1 \cdot (y_{н1}(t) - y_{н2}(t) - y_b(t))$  – сила упругости обусловленная нежесткостью крепления пневмомускул к несущей конструкции экзоскелета.

По результатам численного моделирования пневматического привода системы передвижения экзоскелета рассчитаны основные временные характеристики привода: перепад давления в пневмомускуле, перемещения исполнительных элементов управляющей пневмоаппаратуры, степень и скорость сокращения пневмомускула и т.д. Проведен анализ влияния сил сухого трения, возникающих при движении золотника ППР и в шарнирах пневмомускул, выполнено исследование влияния люфтов, обусловленных нежесткостью крепления пневмомускул к несущей конструкции экзоскелета на рабочие процессы пневматического привода.

На рис. 7, 8 представлены результаты моделирования перемещения исполнительного механизма экзоскелета при изменении люфта в механической проводке в интервале значений от 0 до 5 мм.



**Рис. 7.** Временная характеристика перемещения исполнительного механизма экзоскелета при разных значениях максимального зазора в месте крепления пневмомускула к несущей конструкции:  
1 – 0 мм; 2 – 3 мм; 3 – 5 мм



**Рис. 8.** Зависимости перемещения пневмомускула от перемещения элемента несущей конструкции при величине максимального зазора 3 мм

Анализ результатов численного моделирования влияния люфтов в механической проводке экзоскелета показывает, что при увеличении максимального зазора в местах крепления пневмомускулов к несущей конструкции до 5 мм при циклическом воздействии происходит рассогласование движений исполнительных элементов, и в случае увеличения частоты задающего сигнала может наблюдаться неустойчивая работа системы. Действие сил сухого трения в подвижных соединениях приводит к возникновению нелинейного характера изменения скорости и перемещения золотника пропорционального пневмораспределителя в начальный момент времени, однако величина погрешности составляет не более 3%, что

не оказывает существенного влияния на качество переходного процесса.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной статье представлены результаты математического моделирования пневматического привода экзоскелета, рассчитаны и построены динамические характеристики, позволяющие исследовать влияние основных конструктивных и эксплуатационных параметров на рабочие процессы пневматического привода экзоскелета.

На основании анализа научнотехнической литературы по экзоскелетам определены основные технические и функциональные характеристики наиболее перспективных типов данных устройств и разработана принципиальная пневматическая схема экзоскелета. Оригинальность предлагаемого схемного решения подтверждается патентом РФ № 2565101 от 09.12.2014 г. [19] и основывается на использовании «мягких» бескаркасных пневмодвигателей в совокупности с пропорциональным электропневматическим управлением, что позволяет увеличивать количество рабочих режимов устройства, обеспечивать улучшенные динамические характеристики механикоприводной части экзоскелета и достигать высокой точности и плавности регулировок управляющей пневмоаппаратуры.

Анализ результатов численного моделирования показывает, что для повышения быстродействия системы необходимо обеспечить уменьшение относительного сокращения пневмомускула. Это возможно путем подбора оптимального угла оплетки пневмомускула. Так, например, при изменении угла оплетки с  $24^\circ$  до  $27^\circ$  можно уменьшить относительное сокращение пневмомускула на 10%, при этом происходит сокращение времени переходного процесса более чем на 0,5 с. Использование результатов моделирования и анализа переходных процессов системы исполнительных приводов экзоскелета позволит сократить время и объемы доводочных работ для дальнейшей оптимизации конструктивного решения экзоскелета и последующей точной подстройки под конкретного пользователя.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1 **Sankai Y., Into K.** Centroid position detector device and wearing type action assistance including centroid position detector device. URL: <http://patents.google.com/patent/US20100271051> (дата обращения: 10.03.2018). [ Y. Sankai, K. Into (2018, Mar. 10). *Centroid position detector device and wearing type action assistance including centroid position detector device* [Online]. Available: <http://patentimages.storage.googleapis.com/9f/30/d1/115cf444a00be4/US20100271051A1.pdf> ]
2. **Little R., Irving R. A.** Self contained powered exoskeleton walker for a disabled user. URL: <http://patents.google.com/patent/US20110066088> (дата обращения: 10.03.2018). [ R. Little, R. A. Irving (2011, Mar. 17). *Self contained powered exoskeleton walker for a disabled user* [Online]. Available: <http://patentimages.storage.googleapis.com/e3/c0/ed/6dfdf449604efc/US2011066088A1.pdf> ]
3. **Method of sizing actuators for a biomimetic mechanical joint** / S. C. Jacobsen, et al., URL: <http://patents.google.com/patent/US20110213599> (дата обращения: 10.03.2018). [ S. C. Jacobsen, et al. (2018, Mar. 10) *Method of sizing actuators for a biomimetic mechanical joint* [Online]. Available: <http://patentimages.storage.googleapis.com/15/f5/fc/4c7729463f3eb8/US20110213599A1.pdf> ]
4. **Angold R.** Portable load lifting system. URL: <http://patents.google.com/patent/US20110264014> (дата обращения: 10.03.2018). [ R. Angold (2018, Mar. 10) *Portable load lifting system* [Online]. Available: <http://patentimages.storage.googleapis.com/9f/4a/f6/f5bbe1d9e55dbe/US20110264014A1.pdf> ]
5. **Endo Y.** Walking motion assisting device. URL: <http://patents.google.com/patent/US20110264015> (дата обращения: 10.03.2018). [ Y. Endo (2018, Mar. 10) *Walking motion assisting device* [Online]. Available: <http://patentimages.storage.googleapis.com/eb/6d/44/d410de5f6d5a7c/US20110264015A1.pdf> ]
6. **Экзоскелет EksoBionics.** URL: <http://intl.eksoBionics.com/ekso> (дата обращения: 10.03.2018). [ EksoBionic (2015, Sep. 03). [Online]. Available: <http://intl.ekso-bionics.com/ekso> ]
7. **Экзоскелет POWERLOADER Light.** URL: <http://activelink.co.jp/doc/668.html>. (дата обращения: 10.03.2018). [ POWERLOADER Light (2018, Mar. 10). [Online]. Available: <http://activelink.co.jp/doc/668.html> ]
8. **Экзоскелет Raytheon XOS 2.** URL: <http://www.3dnews.ru/599191> (дата обращения: 10.03.2018). [ Raytheon XOS 2 (2015, Sep. 03). [Online]. Available: <http://www.3dnews.ru/599191> ]
9. **Экзоскелет ReWalk Rehabilitation.** URL: <http://rewalk.com/products/rewalk-rehabilitation>. (дата обращения: 10.03.2018). [ ReWalk Rehabilitation (2013, Jun. 05). [Online]. Available: <http://rewalk.com/products/rewalk-rehabilitation> ]
10. **Зациорский В. М., Аруин А. С., Селуянов В. Н.** Биомеханика двигательного аппарата человека. М.: Физкультура и спорт, 1981. 143 с. [ V. M. Zaciorsky, A. S. Aruin, V. N. Seluyanov, *Biomechanics of the human locomotor apparatus*, (in Russian). Moscow: Fizkultura I sport, 1981. ]
11. **Экзоскелет: конструкция, управление** / Г. Е. Аведиков [и др.] // XII Всероссийское совещание по проблемам управления ВСПУ-2014: тр. конф. М., 2014. С. 84–90. [ G. E. Avedikov, et al., "Exoskeleton: construction and control", (in Russian), in *Proc. XII Russian conference on control problems*, Moscow, pp. 84-90, 2014. ]
12. **Dollarand M. A., Herr H.** Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art // IEEE Transactions on robotics. 2008, V. 24, № 1 [ M. A. Dollarand, H. Herr, "Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art", in *IEEE Transactions on robotics*, vol. 24, no. 1, 2008. ]
13. **Garcia E., Sater J. M., Main J.** Exoskeletons for human performance augmentation (EHPA): A program summary. J Robot. Soc. Japan. 2002. V. 20, № 8, P. 44–48 [ E. Garcia, J. M. Sater, J. Main, "Exoskeletons for human performance augmentation (EHPA): A program summary", vol. 20, no. 8, pp. 44-48, 2002. ]
14. **Hugh H., Popovic M.** Angular momentum in human walking // The Journal of Experimental Biology. 2008. V. 211. P. 467–481 [ H. Hugh, M. Popovic, "Angular momentum in human walking", in *The Journal of Experimental Biology*, vol. 211, pp. 467-481, 2008. ]
15. **Kazerooni H., Steger R., Huang L.** Hybrid Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) // The International Journal of Robotics Research. 2006. V. 25, № 5–6, P. 561–573 [ H. Kazerooni, R. Steger, L. Huang, "Hybrid Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)", in *The International Journal of Robotics Research*, vol. 25, no. 5-6, pp. 561-573, 2006. ]
16. **Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller** / Kawamoto H. et al. // Proc. IEEE Int. Conf. Syst., Man, Cybern., 2003. P. 1648–1653 [ H. Kawamoto, et. al., "Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller", in *Proc. IEEE Int. Conf. Syst., pp. 1648-1653, 2003.* ]
17. **Nelson R. S. C., Darwin G. C.** Control of a biomimetic "soft-actuated" lower body 10dof exoskeleton. Centre for Robotics and Automation, United Kingdom, 2004. [ R. S. C. Nelson, G. C. Darwin, *Control of a biomimetic "soft-actuated" lower body 10dof exoskeleton*. Centre for Robotics and Automation, United Kingdom, 2004. ]
18. **Герц Е. В.** Пневматические устройства и системы в машиностроении: Справочник. М.: Машиностроение, 1981. 408 с. [ E. V. Gerc, *Pneumatic devices and systems in mechanical engineering*, (in Russian). Moscow: Mashinostroenie, 1981. ]
19. **Месропян А. В., Оразов А. Т., Коновалов Р. Л.** Пат. № 2565101 РФ, МПК А61Н 3/00 (2006.01). Экзоскелет с пневматической системой управления; заявл. 09.12.2014; опубл. 20.10.2015, Бюл. № 29. 4 с. [ Mesropyan A. V., Orazov A. T., Kononov R. L., Patent no. 2565101, *Exoskeleton with pneumatic control system*, 2015, Okt. 20, p. 4 ]

## ОБ АВТОРАХ

**МЕСРОПЯН Арсен Владимирович**, проф. каф. ПГМ. Дипл. инженер-механик (УГАТУ, 1996). Д-р техн. наук по гидро-машинам и гидропневмоагрегатам (УГАТУ, 2010). Иссл. в обл. гидроприводов систем управления ЛА и гидрофицированных систем испытаний и вскрытия нефтеносных пластов.

**ОРАЗОВ Артем Тимурович**, асп. каф. ПГМ. Дипл. магистр гидравлической, вакуумной и компрессорной техники (УГАТУ, 2012). Готовит дис. по теме «Разработка методики моделирования пневматического привода экзоскелета».

## METADATA

**Title:** The operational processes in the pneumatic driven systems of the exoskeletons devices

**Authors:** A. V. Mesropyan<sup>1</sup>, A. T. Orazov<sup>2</sup>



**Affiliation:**

Ufa State Aviation Technical University (UGATU), Russia.

**Email:** <sup>1</sup>avm\_74@mail.ru, <sup>2</sup>metodichka@list.ru

**Language:** Russian.

**Source:** Vestnik UGATU (scientific journal of Ufa State Aviation Technical University), vol. 22, no. 1 (79), pp. 20–28, 2018. ISSN 2225-2789 (Online), ISSN 1992-6502 (Print).

**Abstract:** In this article, the principle design scheme of the exoskeleton devices based on the pneumatic driven system is suggested. Application of the "soft" pneumatic muscle actuators (pMas) with the proportional control allows to increase the number of performance modes, refine dynamics behaviors of the mechanical part and provide required safety level for the users. The basic operational processes in the pneumatic driven system of the exoskeleton devices are considered and analysis of the influence some constructive and exploitation parameters on the pneumatic actuator dynamic behaviors is researched. Mathematical modeling of the exoskeleton pneumatic driven system dynamic behaviors is implemented and given their quantitative and qualitative evaluation.

**Key words:** pneumatic actuator; exoskeleton device; operational processes; pneumatic muscle actuator (pMas); dynamic behaviors; proportional valve.

**About authors:**

**MESROPYAN, Arsen Vladimirovich**, Prof., Dept. Applied hydromechanics. Dipl. Mechanical engineer (UGATU, 1996). Dr. of Tech. Sci. (UGATU, 2010).

**ORAZOV, Artem Timurovich**, Postgrad. of Dept. Applied hydromechanics. Master of Hydraulic and pneumatic technics (UGATU, 2012).