

УДК 620.22:539.3

ПОЛИМЕРНЫЕ АКТУАТОРЫ МЫШЕЧНОГО ТИПА ДЛЯ УПРАВЛЯЕМОГО ЭЛЕКТРОПРИВОДА: АНАЛИЗ МЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК

С. В. ШИЛЬКО¹⁺, В. Е. СТАРЖИНСКИЙ¹, В. Л. БАСИНЮК², Д. А. ЧЕРНОУС¹

¹ ГНУ «Институт механики металлополимерных систем им. В. А. Белого НАН Беларуси», ул. Кирова, 32а, 246050 г. Гомель, Беларусь.

² ГНУ «Объединенный институт машиностроения НАН Беларуси», ул. Академическая, 12, 220072 г. Минск, Беларусь.

Для разработки и оптимизации управляемого привода, основанного на использовании электрострикции полимеров, методами мезомеханики моделируется процесс генерации усилия в актуаторном элементе в виде полимерного моноволокна. Моноволокно рассматривается в виде стержня с внешней цилиндрической оболочкой из вязкоупругого материала. На основе гипотезы «скользящих нитей» получены расчетные зависимости длины моноволокна от времени при изотоническом сокращении и силы, генерируемой моноволокном при изометрическом режиме актуации. Определено распределение осевого напряжения по длине моноволокна на различных стадиях изотонического сокращения.

Ключевые слова: полимерные актуаторы, управляемые приводы, моноволокно, моделирование.

Введение

Разработка управляемых приводов машин и механизмов является важной и динамично развивающейся областью современной техники. С точки зрения удобства управления, в большинстве случаев применяется электропривод. Его традиционное исполнение предполагает комбинацию электродвигателя и передаточного устройства (редуктора, мультипликатора и т.д.), осуществляющего кинематическое и силовое преобразование. Однако при необходимости получения на выходе поступательного движения такое конструктивное исполнение электропривода является довольно громоздким. В данном случае более высокую эффективность демонстрируют технические решения в виде искусственных мышц, представляющие собой актуаторы мышечного типа (АМТ). Перемещение или усилие заданной амплитуды генерируется АМТ на основе различных эффектов. К числу наиболее известных относится электростимулированное сокращение актуаторных элементов из таких функциональных материалов, как электрогели, пьезоэлектрическая керамика, металлические сплавы и некоторые полимеры с памятью формы.

Сравнительно недавно были созданы упорядоченные квазимышечные структуры на основе на

основе пучка углеродных нанотрубок [1, 2], управляемые электрическими сигналами аналогично актуации живой мышечной ткани. В данном случае используется эффект суперпозиции сил локального взаимодействия между собой большого числа углеродных нанотрубок при прохождении электрического тока. На рис. 1, а показана спиралевидная нить $\varnothing 10$ мкм и длиной несколько сантиметров, состоящая из тысяч углеродных нанотрубок диаметром около 10 нм. Она используется в качестве электрода и помещается в электролит, содержащий второй электрод. Под действием электрического тока нить начинает вращаться, скручиваясь в одном направлении до достижения предельной величины скрутки (более 40 полных оборотов с частотой вращения около 600 с^{-1}), а при изменении разности потенциалов происходит раскручивание в противоположном направлении.

Для создания актуаторных элементов могут быть успешно использованы полимерные материалы. Предварительные оценки показывают, что их энергетические и силовые характеристики достаточно высоки. К примеру, усилие АМТ в виде скрутки полиамидной лески на центральной несущей нити (рис. 1, б), возникающее при нагреве электрическим током, на 2 порядка выше усилия,

+ Автор, с которым следует вести переписку. E-mail: Shilko_mpri@mail.ru.

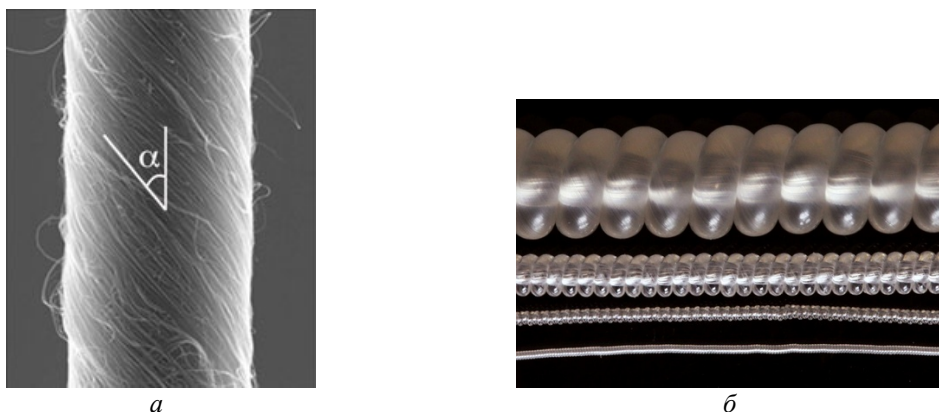


Рисунок 1 – Конструкции АМТ на основе скрученных полимерных нитей (а) [1] и пучка углеродных нанотрубок (б) [2]

генерируемого биологическими мышцами, а удельная мощность привода на основе подобного АМТ достигает 5 кВт/кг [2].

В настоящее время методы расчета кинематических и силовых характеристик полимерных актуаторов базируются на использовании феноменологических моделей процесса активного деформационного поведения высокомолекулярных соединений. Эти модели представляют собой комбинацию упругих, вязких, инерционных и сократительных компонентов [3–5], характеристики которых идентифицируются по результатам испытаний АМТ в изометрическом (при фиксированном перемещении) и изотоническом (при фиксированном усилии) режимах. Использование феноменологической модели позволяет найти расчетные зависимости усилия (изометрический режим) или перемещения (изотонический режим) от времени. Однако феноменологические модели полимерных актуаторов имеют ряд ограничений: предположение об одномерности АМТ; отсутствие анализа объемного напряженного состояния АМТ и невозможность установления зависимостей между параметрами структуры и механическими характеристиками актуаторного материала.

Недостатки феноменологической модели особенно заметно проявляются при моделировании актуаторов для управляемого электропривода, представляющих собой многоуровневую систему в виде композитных стержней конечных размеров, формируемых из достаточно большого числа актуаторных волокон. Подробный мезомеханический анализ полимерных актуаторных материалов в виде жгутов показывает, что каждое волокно, в свою очередь, представляет собой группу моноволокон, состоящих из последовательно соединенных микроэлементов (рис. 1). Исходя из характерного размера макромолекул полимеров, длина микроэлемента полимерного АМТ в недеформированном состоянии составляет несколько мкм. Под действием электрического тока в микроэлементах возникают поперечные тянущие мостики, обеспечивающие генерацию усилия или перемещения.

Функционирование АМТ на микроуровне

может быть описано на основе гипотезы «скользящих нитей», предложенной ранее при биомеханическом анализе мышечного сокращения [6, 7]. В соответствии с данной гипотезой, число тянущих n и тормозящих m поперечных мостиков определяются из решения дифференциальных уравнений

$$\dot{n} = k_1(\alpha - n - m) - \frac{v}{\delta}n; \quad \dot{m} = \frac{v}{\delta}n - k_2m. \quad (1)$$

Здесь v – скорость относительного скольжения нитей; α – общее количество мостиков на половине длины микроэлемента; δ – расстояние между положениями равновесия тянущего и тормозящего мостика; k_1, k_2 – временные константы образования и разрыва мостика, соответственно.

В уравнениях (1) точкой над символом обозначена производная по времени от соответствующей величины. Соотношения гипотезы «скользящих нитей» описывают сокращение единичного микроэлемента. Для того, чтобы использовать данную гипотезу при описании деформирования АМТ, на первом этапе требуется перейти от одного микроэлемента к их комбинации в виде актуаторного моноволокна.

Цель работы – разработка методики расчета механических параметров (деформаций и напряжений) актуаторного моноволокна в соответствии с гипотезой «скользящих нитей». Последующий переход от моноволокна к актуатору в целом является предметом дальнейшего развития разрабатываемой методики.

Мезомеханическое моделирование актуаторного моноволокна

Сложность внутренней структуры АМТ существенно затрудняет описание механического поведения исследуемого объекта в терминах механики деформируемого твердого тела. В связи с этим, при определении напряженно-деформированного состояния актуаторного волокна вводятся ряд допущений и упрощений:

1) Актуаторное моноволокно будем рассматривать как цилиндрический стержень длины L и

площадь поперечного сечения S , имеющий оболочку из вязкоупругого материала с поперечным сечением S_f .

2) Примем, что в пределах одного микроэлемента напряжения σ и деформации ε оболочки моноволокна постоянны. При этом скорость относительного скольжения нитей микроэлемента можно выразить через скорость изменения деформации $v = -\dot{\varepsilon}l/2$ и переписать уравнения (1) в виде

$$\dot{n} = k_1(\alpha - n - m) + \frac{l}{2\delta}\dot{\varepsilon}n; \quad \dot{m} = -\frac{l}{2\delta}\dot{\varepsilon}n - k_2m. \quad (2)$$

Общее количество α поперечных мостиков, попадающих в «рабочую» область перекрытия нитей, зависит от текущей длины микроэлемента и, следовательно, от деформации ε . При деформировании моноволокна длина микроэлемента увеличивается (или уменьшается) на величину Δl . В работе [3] предложена следующая зависимость числа α от удлинения микроэлемента Δl

$$\alpha(\Delta l) = \begin{cases} \alpha_{\max} - C\Delta l & \Delta l > 0; \\ \alpha_{\max} & \Delta l \leq 0. \end{cases}$$

Здесь α_{\max} – общее число поперечных мостиков в недеформированном состоянии микроэлемента; C – коэффициент, определяемый по результатам актуации АМТ в изометрическом режиме.

Однако, как было показано в работах [8,9], зависимость числа мостиков α от длины микроэлемента носит сложный нелинейный характер. В области малых удлинений ($\Delta l < 0,3l$) зависимость $\alpha(\Delta l)$ симметрична относительно $\Delta l = 0$. В связи с этим, зависимость $\alpha(\Delta l)$ в дальнейшем будем описывать функцией $\alpha(\Delta l) = \alpha_{\max}(1 - C\Delta l^2)$. В соответствии с предположением однородности деформации ε в пределах микроэлемента, для удлинения Δl можно записать: $\Delta l = \varepsilon l$. Тогда общее число мостиков будет определяться деформацией ε

$$\alpha(\varepsilon) = \alpha_{\max}(1 - C_\alpha\varepsilon^2), \quad (3)$$

где C_α – параметр взаимодействия.

3) Длина моноволокна значительно (на два порядка и более) превосходит его диаметр, что позволяет пренебречь неоднородностью распределения осевого напряжения и продольной деформации по площади поперечного сечения волокна. Растягивающую силу P , действующую в поперечном сечении моноволокна, можно определить, как произведение $P = S_f\sigma$.

В пассивном состоянии актуатор ведет себя как обычный высокомолекулярный материал. Следовательно, связь величин σ и ε можно выразить дифференциальным уравнением, используемым для описания деформирования полимеров [10]

$$\dot{\sigma} + \frac{1}{\tau}\sigma = E\dot{\varepsilon} + \frac{H}{\tau}\varepsilon, \quad (4)$$

где E , H – мгновенный и длительный модули упругости материала соответственно; τ – время релаксации.

В активном состоянии актуаторного волокна осевое напряжение следует заменить разностью $\sigma \rightarrow \sigma - f(n - m)/S_f$. Здесь f – сила, генерируемая одним тянущим поперечным мостиком. Тогда уравнение (4) примет вид

$$\dot{\sigma} + \frac{1}{\tau}\sigma - \frac{f}{S_f}\left[\dot{n} - \dot{m} + \frac{1}{\tau}(n - m)\right] = E\dot{\varepsilon} + \frac{H}{\tau}\varepsilon. \quad (5)$$

Динамическое уравнение для бесконечно малого отрезка моноволокна можно записать в виде

$$d\sigma/dx = \sigma' = \rho\ddot{u}. \quad (6)$$

Здесь x – координата, отсчитываемая вдоль волокна; ρ – масса единицы объема волокна (условная плотность); u – осевое смещение точек волокна. Соотношения (2), (5), (6) составляют систему 4-х дифференциальных уравнений для 4-х функций координаты x и времени t , включая число поперечных мостиков n и m , напряжение σ , смещение u . Данную систему удобно переписать в виде

$$\begin{aligned} \dot{n} &= k_1(\alpha - n - m) + n\frac{d}{2\delta}\dot{u}', \\ \dot{m} &= -k_2m - n\frac{d}{2\delta}\dot{u}', \quad \ddot{u} = \frac{\sigma'}{\rho}, \\ \dot{\sigma} &= -\frac{1}{\tau}\sigma + E\dot{u}' + \frac{H}{\tau}u' + \\ &+ \frac{f}{S_f}\left[k_1(\alpha(u') - n - m) + k_2m + n\frac{d}{\delta}\dot{u}' + \frac{1}{\tau}(n - m)\right]. \end{aligned} \quad (7)$$

Численное решение системы (7) было реализовано в программном пакете MathCad 7.0. Шаг дискретизации по координате выбирался равным 0,01L, а по времени – 0,0005T, где T – промежуток времени, на котором исследуется деформирование моноволокна.

Пример использования расчетной методики

Для апробации разработанной методики можно воспользоваться известными экспериментальными данными, приведенными в литературных источниках. В соответствии с уравнениями (7) моноволокно характеризуется 12-ю независимыми параметрами: длиной L ; площадью поперечного сечения S_f ; плотностью ρ ; мгновенным E и длительным H модулями упругости; временем релаксации τ ; шестью параметрами актомиозинового взаимодействия k_1 , k_2 , f , δ , α_{\max} , C_α . В качестве примера использования разработанной математической модели (7) рассмотрим деформационное поведение

моноволокна со следующими параметрами: $L = 0,07$ м; $k_1 = 160$ с⁻¹; $k_2 = 88,9$ с⁻¹; $f = 3 \cdot 10^{-12}$ Н; $\delta = 8 \cdot 10^{-9}$ м [5].

Используя для идентификации параметра C_α ту же методику, что и в работе [5], с учетом функции (3) получим $C_\alpha = 2,75$. Параметр $\alpha_{\max}^m = 2 \cdot 10^6$, определенный в работе [5], при переходе к отдельному моноволокну следует помножить на удвоенное число микроэлементов N и поделить на количество моноволокон N_m . Исходя из поперечника актуатора $0,5$ см² и характерного поперечного сечения моноволокна $S_f = 5000$ мкм² [11] можно принять что $N_m = 10^4$. Следовательно, для рассматриваемого моноволокна $\alpha_{\max} = 1,4 \cdot 10^7$. Модуль Юнга материала оболочки моноволокна можно идентифицировать по углу наклона начального линейного участка диаграммы растяжения микроэлемента в пассивном состоянии. В соответствии с приведенной в работе [12] зависимости силы, действующей на микроэлемент при растяжении, от длины последнего, примем $E = 80$ кПа. На основании экспериментальных результатов работ [12, 13] время релаксации можно выбрать равным $\tau = 100$ мс. Для высокомолекулярных материалов с ярко выраженными реономными свойствами [10] положим $H = 0,1E$. Условная плотность актуаторного материала составляет $\rho = 1008$ кг/м³ [14].

Рассмотрим два характерных режима функционирования моделируемого моноволокна: изотоническое сокращение и изометрическое возбуждение. Примем «нулевые» начальные условия для обоих режимов: $\dot{u}(x,0) = n(x,0) = m(x,0) = 0$. В начальный момент времени начинается активизация сократительной функции актуаторного моноволокна.

При изотоническом сокращении один конец волокна закреплен, а на втором действует растягивающая сила P_1 . Следовательно, граничные условия для данного режима имеют вид: $u(0,t) = \dot{u}(0,t) = 0$, $\sigma(L,t) = \sigma_1 = P_1/S_f$. Учитывая со-

отношение (3) и начальные условия для количества тянущих и тормозящих поперечных мостиков (n, m), для начального смещения можно записать: $u(x,0) = \sigma_1 x/E$. При изометрическом возбуждении закрепляются оба конца моноволокна. Если волокно было предварительно растянуто на величину u_1 , граничные условия записываются следующим образом:

$$u(0,t) = \dot{u}(0,t) = \dot{u}(L,t) = 0, u(L,t) = u_1.$$

Начальное условие для смещения имеет вид: $u(x,0) = u_1 x/L$.

На рис. 2 представлены зависимости изменения длины моноволокна от времени при различных значениях силы P_1 . Сокращение длины ΔL определяется смещением конца волокна, к которому приложена сила $\Delta L(t) = -u(L, t)$.

Можно отметить, что между моментом активации сократительной функции ($t = 0$) и началом изотонического сокращения проходит некоторое время. Это отставание по времени увеличивается с ростом силы P_1 . Данная особенность деформирования актуаторного материала наблюдается, например, при исследованиях мышц в условиях изотонической электростимуляции [4–6]. После начала сокращения наблюдается движение конца моноволокна ($x = L$), близкое к равномерному, причем скорость сокращения на этом этапе уменьшается с ростом силы P_1 .

Если пренебречь жесткостью моноволокна на сжатие ($E = H = 0$) и не учитывать зависимость числа поперечных мостиков α от деформации ($\alpha = \alpha_{\max}$), из системы (7) можно получить выражение для скорости установившегося сокращения

$$v = -\dot{\epsilon}L = \delta N \frac{k_1 k_2}{k_1 + k_2} \frac{f \alpha_{\max} - P_1}{P_1 + f \alpha_{\max} k_1 / (k_1 + k_2)}.$$

Данное выражение по форме совпадает с известным эмпирическим уравнением Хилла [3] $v = b(P_0 - P_1)/(P_1 + a)$. Здесь P_0, a, b – параметры

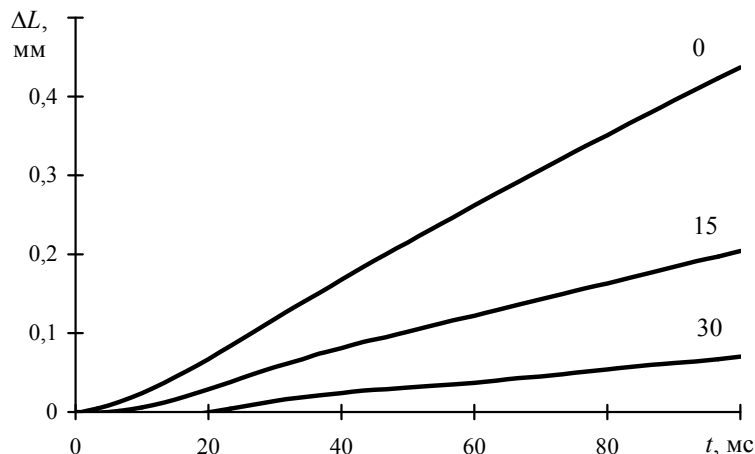


Рисунок 2 – Зависимость от времени изменения длины актуаторного моноволокна при изотоническом сокращении. Цифры у кривых соответствуют значению силы P_1 в мкН

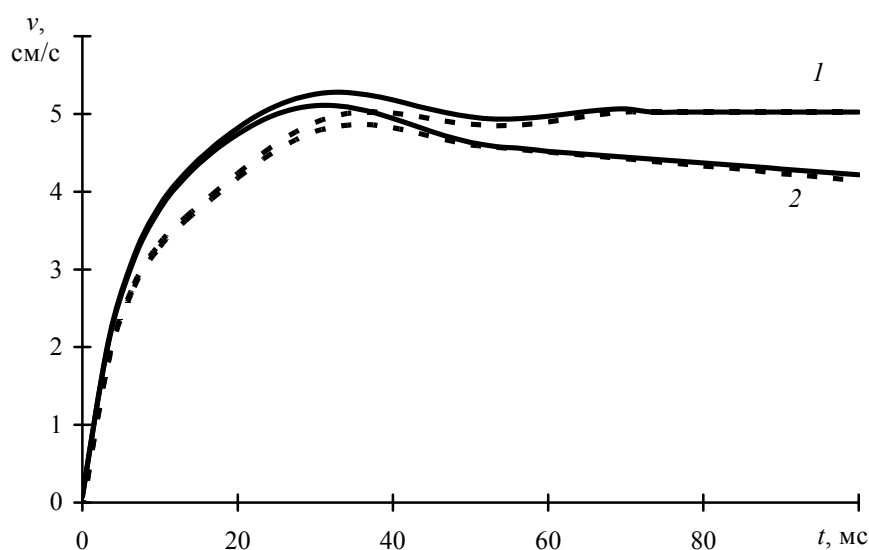


Рисунок 3 – Зависимость от времени скорости сокращения моноволокна ($P_1 = 0$). Кривые 1 – в соответствии с системой (6); кривые 2 – без учета жесткости на сжатие и изменения числа α . Сплошные кривые соответствуют плотности $\rho = 1008 \text{ кг/м}^3$; пунктирные – $\rho = 2000 \text{ кг/м}^3$

эмпирического уравнения. Промежуток времени, в течение которого моноволокно переходит из состояния покоя к сокращению с установившейся скоростью v , весьма мал и определяется плотностью материала моноволокна (рис. 3). Так как моноволокно обладает конечной жесткостью на сжатие, а число поперечных мостиков с ростом ϵ уменьшается, при значительных сжимающих деформациях происходит снижение скорости сокращения (рис. 2 и 3). В связи с тем, что большинство моноволокон непрямолинейны, жесткость АМТ на сжатие может быть принята равной нулю. Таким образом, при изотоническом стимулировании АМТ этап стационарного (с постоянной скоростью) сокращения более продолжителен, чем при сокращении прямолинейного моноволокна.

Использование математической модели (7) позволяет не только описать изменение длины актуаторного моноволокна со временем, но и определить зависимость напряжения σ и деформации ϵ от координаты x . Было установлено, что характер распределения осевого напряжения σ по длине волокна зависит от рассматриваемого момента времени (рис. 4). На начальном этапе изотонического сокращения наблюдается значительный градиент напряжения вблизи подвижного конца моноволокна, причем напряжение в волокне существенно превосходит напряжение в точке приложения внешней нагрузки. Дальнейшее увеличение скорости сокращения приводит к уменьшению напряжения в точке крепления моноволокна и более равномерному распределению величины σ' по длине волокна.

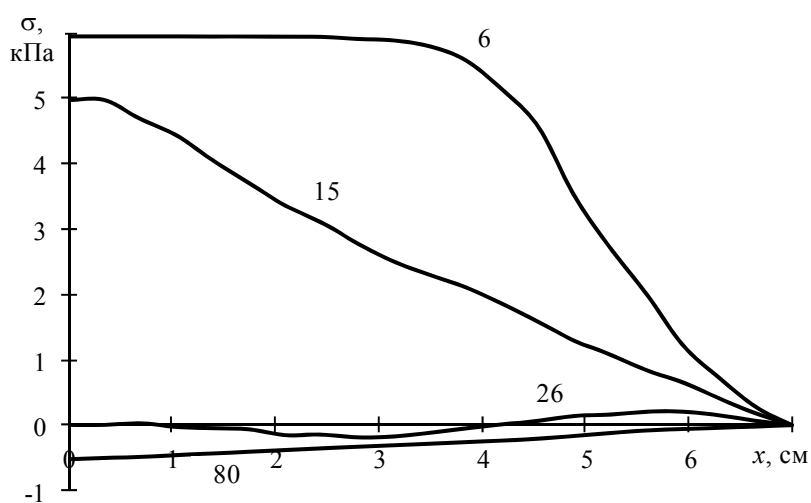


Рисунок 4 – Распределение осевого напряжения σ по длине моноволокна при изотоническом сокращении ($P_1 = 0$). Числа у кривых соответствуют моменту времени в мс

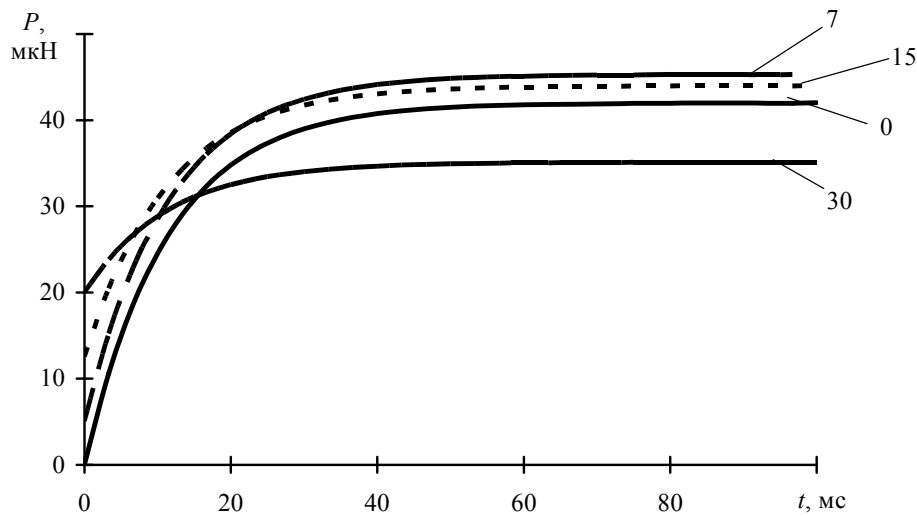


Рисунок 5 – Зависимость от времени силы P в моноволокне при изометрическом возбуждении. Числа у кривых соответствуют предварительному удлинению в мм

При достижении максимальной скорости v величина напряжения в точке закрепления ($x = 0$) совпадает с напряжением в точке приложения нагрузки ($x = L$). Однако по длине волокна наблюдаются отклонения напряжения от граничных значений (для рассматриваемого случая эти отклонения не превышают 0,2 кПа). Последующее уменьшение скорости v сопровождается незначительным положительным градиентом напряжения. Таким образом, даже при отсутствии внешней нагрузки при изотоническом сокращении (рис. 4) в моноволокне возникают значительные осевые напряжения.

При изометрическом возбуждении $u(L, t) = u_1$ моноволокно генерирует усилие $P(t) = S_f \sigma(L, t)$. Сила P возрастает от начального значения $P(0) = S_f H u_1 / L$ до максимального P_{\max} (рис. 5).

Проведенные расчеты показали, что при изометрическом возбуждении осевое напряжение и продольная деформация распределены по длине моноволокна равномерно в любой момент времени t . Следовательно, для рассматриваемого режима в системе (7) можно принять, что $\sigma' = \dot{u} = \dot{u} = 0$. Тогда зависимость силы P от времени выражается функцией

$$P(t) = S_f H \frac{u_1}{L} + f\alpha \left(\frac{u_1}{L} \right) \left[1 - e^{-k_1 t} \right]. \quad (8)$$

Экспоненциальный характер $(1 - e^{-k_1 t})$ зависимости силы изометрического возбуждения от времени обнаруживается и при использовании феноменологической модели АМТ [5]. Используя функцию (8), можно определить максимальную силу в моноволокне

$$P_{\max} = P(t \rightarrow \infty) = S_f E_f (u_1 / L) + f\alpha(u_1 / L). \quad (9)$$

Первое слагаемое в правой части равенства (9) обусловлено жесткостью моноволокна и ли-

нейно возрастает с удлинением u_1 . Второе слагаемое в правой части (9) уменьшается с ростом u_1 согласно функции (3). Таким образом, зависимость максимальной силы P_{\max} от удлинения u_1 характеризуется минимумом при $u_1^{\min} = LS_f H / (2fC_\alpha)$, что подтверждается приведенной в работах [9, 15] экспериментальной зависимостью усилия АМТ от его текущей длины L_u . Сопоставление расчетной зависимости $P_{\max}(u_1)$ с экспериментальной $F(L_u)$ затрудняется существенной нелинейностью.

Заключение

1. Разработана методика мезомеханического моделирования моноволокна полимерного актуатора мышечного типа, как элемента управляемого электропривода, в изотоническом и изометрическом режимах.

2. Аналитические зависимости укорочения полимерного актуаторного волокна при изотоническом сокращении и усилия при изометрическом возбуждении соответственно позволяют адекватно описать ранее экспериментально обнаруженные особенности деформирования: отставание по времени между моментом активации и началом изотонического сокращения; наличие этапа стационарного сокращения, скорость на котором определяется в соответствии с эмпирическим уравнением Хилла; а также зависимость максимального усилия при изометрическом возбуждении от длины актуаторного волокна.

3. Установлено, что на начальной стадии изотонического сокращения осевое напряжение распределено по длине волокна неравномерно. Напряжение вблизи точки крепления волокна может существенно превышать напряжение вблизи точки приложения нагрузки. В изометрическом режиме распределение напряжений и деформаций является однородным.

Для более детального сопоставления расчетных зависимостей с экспериментальными данными необходимо осуществить переход от отдельного полимерного моноволокна к актуатору.

Литература

1. Anderson, I.A. Multi-functional dielectric elastomer artificial muscles for soft and smart machines / Anderson I.A. [et al.] // *J. Appl. Phys.* – 2012. – 112. – P. 041101.
2. Mirfakhrai, T. Carbon nanotube yarn actuators: an electrochemical impedance model, *J. of the Electrochemical Society* / T. Mirfakhrai, J.Y. Oh, M. Kozlov, R.H. Baughman. – 2009. – 156 p.
3. Hill, A.V. First and last experiments in muscle mechanics / A.V. Hill. – Cambridge, 1970. – 140 p.
4. Регирер, С.А. Математическое описание свойств мышечной ткани / С.А. Регирер, П.И. Усик, И.В. Чернова // *Механика полимеров*. – 1975. – № 4. – С. 579–584.
5. Chernous, D.A. Modelling of contractive activity of the muscle tissue / D.A. Chernous, S.V. Shilko // *Russian Journal of Biomechanics*. – 2006. – Vol. 10, № 3. – P. 51–60.
6. Wong, A.Y.K. Mechanics of cardiac muscle, based on Huxley's model: mathematical simulation of isometric contraction / A.Y.K. Wong // *J. Biomech.* – 1971. – Vol. 4, № 6. – P. 529–540.
7. Deguchi, Sh. Tensile properties of single stress fibers isolated from cultured vascular smooth muscle cells / Sh. Deguchi, T. Ohashi, M. Sato // *Journal of Biomechanics*. – 2006. – Vol. 39, № 14. – P. 2603–2610.
8. Лавендел, Э.Э. Моделирование процесса сокращения сердечной мышцы / Э.Э. Лавендел, Л.И. Мачабели, И.О. Типанс // *Механика композитных материалов*. – 1981. – № 6. – С. 1088–1092.
9. Davisa, J. Correlation between active and passive isometric force and intramuscular pressure in the isolated rabbit tibialis anterior muscle / J. Davisa, K.R. Kaufmanb, R.L. Liebera // *J. of Biomechanics*. – 2003. – Vol. 36, № 4. – P. 505–512.
10. Ferry, J.D. Viscoelastic properties of polymers / J.D. Ferry. – New York–London, 1961. – 530 p.
11. Шмерлинг, М.Д. Скелетная мышца: Структурно-функциональные аспекты адаптации / М.Д. Шмерлинг, Е.Е. Филошина, И.И. Бузуева [и др.]. – Новосибирск: «Наука» Сиб. отд-ние, 1991. – 121 с.
12. Lee, Eun-J. New insights into the passive force enhancement in skeletal muscles / Eun-J. Lee, V. Joumaa, W. Herzog // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – Vol. 40, № 2. – P. 719–727.
13. Komi, P.V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle / P.V. Komi // *J. of Biomechanics*. – 2000. – Vol. 33, № 8. – P. 1197–1206.
14. Timanin, E.M. Mechanical impedance of biological soft tissues: possible models / E.M. Timanin, E.V. Eremin // *Russian J. of Biomechanics*. – 1999. – Vol. 3, № 4. – P. 78–86.
15. Rassier, D.E. Stretch-induced, steady-state force enhancement in single skeletal muscle fibers exceeds the isometric force at optimum fiber length / D.E. Rassier, W. Herzog, J. Wakeling, D.A. Syme // *J. of Biomechanics*. – 2003. – Vol. 36, № 9. – P. 1309–1316.

Shil'ko S. V., Starzhinsky V. E., Basinyuk V. L., and Chernous D. A.

Polymer muscle type actuators for controlled electrical drive: analysis of mechanical characteristics.

The process of force generating in actuator element in the form of a polymer monofilament is modeled in terms of mesomechanics for the development and optimization of a controlled drive, based on the use of electrostriction of some polymers. The monofilament is considered as a elastic rode having external cylindrical shell of a viscoelastic material. Based on the hypothesis of «sliding thread» the calculated dependences of the monofilament length during isotonic contraction and force generated during isometric mode of actuation were obtained. The distribution of the axial stress was determined along the length of the monofilament at various stages of an isotonic contraction.

Keywords: polymer actuators, controlled drives, monofiber, modeling.

Поступила в редакцию 10.09.2015.

© С. В. Шилько, В. Е. Старжинский, В. Л. Басинюк, Д. А. Черноус, 2015.