Павел П. Чернусь, канд. техн. наук, ст. преподаватель, pavel.chernus@yandex.ru, В. Т. Шароватов, д-р техн. наук, проф., Петр П. Чернусь, канд. техн. наук, ст. преподаватель, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Балтийский государственный технический университет "BOEHMEX" им. Д. Ф. Устинова, г. Санкт-Петербург

Силовые оболочковые элементы: историческая справка, статические математические модели, применение (обзор)

Представлен краткий обзор истории создания и развития геометрических математических моделей и применения пневматических мускулов (ПМ) и баллонных цилиндров (БЦ). ПМ и БЦ представляют собой гибкую и надувающуюся оболочку, при этом перемещение, развиваемое этими элементами, зависит от внутреннего давления. Перемещение осуществляется в осевом направлении и зависит от изменения внутреннего давления. При этом происходит изменение формы оболочки. Рассматриваемые двигатели можно разделить на два типа — тянущие и толкающие. Направление перемещения зависит от соотношения длины элемента и диаметра оболочки. ПМ относится к тянущему типу, БІІ — к толкающему. В последнее время увеличилось промышленное и научное использование рассматриваемых элементов, поскольку по сравнению с пневматическими цилиндрами они обладают рядом преимуществ, таких как малая масса, плавность хода на малых скоростях, большие начальные усилия. Рассмотрены такие конструкции, как оплетенные, складчатые и другие ПМ. В данной статье обсуждаются наиболее часто используемые подходы к созданию геометрических математических моделей ПМ и БЦ. Рассматриваемые математические модели связывают такие параметры ПМ и БЦ, как развиваемое усилие, изменение осевой длины элемента, изменение давления во внутренней полости, диаметр и свойства материала, из которого выполнен сам элемент. В основном для управления ПМ и БЦ требуется контролировать его длину или развиваемое усилие. Представлены российский и зарубежные подходы к созданию геометрических математических моделей ПМ и БЦ. Описаны также возможности применения ПМ и БЦ в различных областях, таких как биоробототехника, медицина и в промышленности. В заключение приведены возможности для уточнения рассмотренных подходов к созданию геометрических математических моделей ПМ и БЦ.

Ключевые слова: силовой оболочковый элемент, пневмомускул, баллонный цилиндр, статическая математическая модель, геометрическая интерпретация

Историческая справка

Пневматические приводы, в которых в качестве силовой части (СЧ) исполнительного двигателя применяются классические пневмоцилиндры, широко используются при автоматизации производства. Одними из их основных достоинств являются небольшая масса исполнительных устройств, дешевизна рабочего тела, а также нежесткость механической характеристики. При этом пневмоэлементы обладают возможностью работать при невысоких давлениях. Кроме того, из-за сжимаемости воздуха пневматика более устойчива к перегрузкам. Однако классические пневмоприводы имеют ряд недостатков. Особый интерес представляют собой элементы на основе эластичных оболочек, изменение усилий и перемещение выходной координаты которых достигаются за счет изменения формы оболочки при нагнетании в нее сжатого воздуха. Эти конструкции получили название силовых оболочковых элементов (СОЭ). По принципу действия их можно разделить на два типа — толкающего и тянущего действия. СОЭ толкающего действия представляют собой различные баллоны.

Рассмотрим СОЭ тянущего действия, известного также как пневматический мускул, или пневмомускул (ПМ). В западной литературе такой тип известен как pneumatic artificial muscle (PAM). Изобретен был один из вариантов данного типа исполнительного двигателя в нашей стране в 30-х годах XX века инженером С. Гарасиевым [1]. Также широко известен изобретенный в 50-х годах прошлого века американским физиком Джозефом МакКиббеном (Joseph L. McKibben) вид ПМ, сегодня известный как ПМ МакКиббена [2]. Тогда он применялся в ортопедических аппаратах детей, больных полиомиелитом, и других реабилитационных устройствах [3-5]. Однако в то время данная разработка широкого применения не получила. Новый толчок к применению ПМ дала японская компания Bridgestone в 1980-х годах, создав и наладив производство ПМ под названием rubbertuator (1987). На их основе разрабатывалась робототехника, использующая в своей работе принцип функционирования

мышц-сгибателей человека. Ввиду того что ПМ МакКиббена теперь является общедоступным, некоторые промышленные компании создали свои версии данного ПМ. Например, были созданы digit muscle английской фирмы Shadow Robot Group (1994) и fluidic muscle MAS немецкой компании Festo (2001). В различной литературе можно встретить разные названия ПМ: *Pneumatic* Muscle Actuator [6, 7], Pneumatic artificial muscle (PAM) [2, 8–10], Fluid Actuator [11], Biomimetic actuator [12], Fluidic muscle [13–15], Fluid-Driven Tension Actuator [8], Axially contractible actuator [16, 17], Tension actuator [18, 19], Pleated pneumatic artificial muscle (PPAM) [20, 21], Braided pneumatic actuator (BPA) [22-26], Paynter hyperboloid muscle [15, 27, 28], ROMAC muscle [20, 28], Yarlott netted muscle [9, 28, 29].

На сегодняшний день, по мнению некоторых западных ученых, применение ПМ видится в их использовании в биоробототехнике [30—32] и других устройствах, использующих принципы бионики [33—35]. Связано это с рядом достоинств и определенными недостатками ПМ. Основными достоинствами СОЭ являются следующие:

- значительно бо́льшие развиваемые усилия по сравнению с пневмоцилиндром при одинаковом диаметре, особенно в начале диапазона перемещения;
- существенно меньшая масса по сравнению с пневмоцилиндром;
- отсутствие эффекта неплавности движения на ползучих скоростях;
- большая удельная мощность;
- отсутствие объемных потерь. Недостатками, ограничивающими применение СОЭ, являются:
- малый ход по отношению к продольной длине (например, для ПМ ход составляет 30...35 %);
- меньший температурный диапазон эксплуатации, чем у пневмоцилиндров;
- невозможность нагружения СОЭ без избыточного давления внутри него.
 Рассмотрим принципы работы СОЭ.

Принципы работы

СОЭ является силовой частью двигателя поступательного действия, использующего сжатый газ (обычно воздух) в качестве источника энергии. Иногда источником энергии может служить жидкость. Ключевой особенностью СОЭ является гибкая оболочка, армированная системой нерастяжимых нитей, закрепленная с обоих концов фланцами, перемещение которых производит механическую работу. При подаче сжатого воздуха внутрь СОЭ происходит увеличение (сокращение) его поперечных размеров и сокращение (увеличение) его продольных размеров, что ведет к появлению тянущего (толкаюшего) усилия. При этом происходит увеличение внутреннего объема оболочкового элемента. Если длина СОЭ много больше его диаметра, то такой элемент обладает тянущим усилием (ПМ), если наоборот - то толкающим (баллоны). Принцип работы ПМ подробно рассмотрен в работе [37], поэтому отметим следующее: для каждой пары давления и нагрузки существует установившаяся длина.

Общий принцип работы ПМ меняется незначительно для различных видов ПМ. Остановимся подробнее на них.

Виды ПМ

Пневмомускулы по их конструкции и принципу работы можно разделить, согласно принятой в работе [36] классификации, на следующие виды:

- пневматические или гидравлические;
- работающие при избыточном давлении или разряжении;
- оплетенные/сетчатые или встроенные;
- растяжимая или меняющая форму оболочка.

Первый классификационный признак характеризует ПМ по типу рабочего тела. Ввиду ограниченной прочности оболочки и системы армирующих нитей невозможно использовать нормальные для гидравлики значения давления. Например, у промышленно производимого *fluidic* muscle MAS [37] максимальные показатели внутреннего давления составляют до 1 МПа. Третий классификационный признак определяет расположение системы нерастяжимых нитей: она может как окружать внутреннюю оболочку, так и быть встроена в нее. Последний классификационный признак определяет характер изменения формы СОЭ: при увеличении поперечных размеров материал оболочки или растягивается, или происходит изменение формы поверхности оболочки. Изменение формы поверхности оболочки в идеальном случае позволяет развивать большую силу, так как энергия сжатого газа не затрачивается на растяжение материала оболочки.

Существует большое число различных видов СОЭ, однако на сегодняшний день наибольшее

распространение получили оплетенные ПМ, часто называемые пневмомускулами МакКиббена (*McKibben*), и их вариации. Поэтому подробнее остановимся именно на этом виде ПМ. Но вначале рассмотрим различные конструкции ПМ.

Оплетенные ПМ

Оплетенные ПМ (braided muscle) состоят из эластичной трубки или камеры, оплетенной армирующей оболочкой, например, рукавом, тканью и т. п. (рис. 1). Нити оболочки проходят радиально относительно продольной оси ПМ и составляют с продольной осью ПМ угол + θ или – θ . Таким образом, в проекции оболочка представляет собой пантографическую сетку. Под действием давления внутри СОЭ оболочка увеличивается в радиальном направлении, воздействуя на связанную с ней армирующую оболочку, нити которой компенсируют внутреннее давление из-за своей спиралевидной формы. Сила, возникающая при этом в нитях оболочки, воздействует на соединительные элементы, вызывая при этом тянущую силу. Для того чтобы развить усилие в СОЭ, необходимо создать в нем избыточное внутреннее давление, т. е. СОЭ вида ПМ не может работать в условиях пониженного внутреннего давления. Подробнее статические математические модели данного вида СОЭ рассмотрим далее. Перейдем теперь к другим видам СОЭ тянущего действия.

Складчатые ПМ

Эта СЧ двигателя (pleated PAM), который был изобретен Даерденом, относится к виду ПМ с изменяющейся формой оболочки. В данном случае не происходит упругого растяжения оболочки. Общий вид такого двигателя представлен на рис. 2. Согласно работе [36] принцип работы этого СОЭ заключается в следующем. Оболочка СОЭ содержит большое число складок в аксиальном направлении, и когда происходит сокращение СОЭ и увеличение его поперечного сечения, эти складки распрямляются. При этом не появляется трение, которое возникает при растяжении упругого материала оболочки. В этом случае напряжение оболочки в перпендикулярном для оси направлении остается малым и уменьшается с ростом числа складок оболочки. В результате энергия сжатого воздуха практически не затрачивается на преодоление сил упругости, препятствующих рас-



Рис. 3. Силовые характеристики складчатого ПМ при различных R/L

ширению оболочки. Только сгибание оболочки при расширении требует некоторой энергии.

Характеристики СЧ двигателя зависят от отношения длины СОЭ к его минимальному диаметру, от характеристики упругости материала оболочки, от степени сокращения оболочки и от внутреннего давления. На рис. 3



Рис. 4. Различные виды ПМ

представлена зависимость создаваемой тянущей силы СОЭ ($F_{\rm T}$) от его относительного сокращения (h) при различных значениях отношения радиуса оболочки к ее длине R/L.

Из приведенного графика видно, что сокращение ПМ с большим радиусом внутренней полости R меньше, чем с меньшим значением R, но при этом развивается большая сила при малых сокращениях. Степень сокращения максимально тонкого ПМ составляет 54 %, что превосходит аналогичный показатель для ПМ МакКиббена.

Другие виды ПМ

В зарубежной литературе можно встретить описание и других видов ПМ, однако они широкого распространения не получили. Среди таких видов ПМ, например, Yarlott Netted Muscle (рис. 4, *a*), ROMAC Muscle (рис. 4, *b*), Paynter Hyperboloid Muscle (рис. 4, *b*), Baldwin Muscle (рис. 4, *c*) [38]. В РФ в конце 1990-х годов был запатентован СОЭ тянущего типа, у которого нерастяжимые нити располагались параллельно продольной оси, под названием "Механическая мышца" [39, 40].

Обзор статических математических моделей СОЭ

В последние годы исследование СОЭ усиливается [41—54]. Это касается как статических, так и динамических математических моделей СОЭ. Эти модели представляют собой геометрическую интерпретацию математических соотношений, устанавливающих связь между продольным сокращением ПМ и создаваемым

им усилием, а также связывают развиваемое усилие и давление во внутренней полости ПМ. В общем, математическая модель показывает взаимосвязь таких параметров ПМ, как тянущее усилие, длина или относительное сокращение ПМ, давление во внутренней полости, диаметр и свойства материала, из которого выполнен сам ПМ. При создании достоверной математической модели необходимо не только наиболее точно описать связь между упомянутыми параметрами, но и учесть характеристики упругой оболочки. Часто для управления ПМ требуется контролировать его длину либо создаваемое им тянущее усилие. Математические зависимости, связывающие эти параметры, существенно нелинейны (рис. 5), что делает создание достоверной математической модели сложной задачей. Рассмотрим часто используемые подходы к созданию статических математических моделей ПМ.





Геометрические модели ПМ

Первые способы описания основаны на анализе геометрии ПМ. Такие подходы не являются достоверными для описания динамических характеристик ПМ, поскольку их параметры достаточно сложно измерить в процессе работы ПМ, а кроме того, не учитывается динамика сжатого газа. Они описывают поведение ПМ только в статическом режиме с некоторыми допущениями. Широко применяются такие геометрические модели, как модель Чоу и Ханнафорд (*Chou and Hannaford*) [49] и модель Тонду и Лопез (*Tondu and Lopez*) [50].

Рассмотрим более подробно модель Чоу и Ханнафорд. Это самый простой подход к описанию статических характеристик ПМ. Данная модель справедлива при следующих допущениях:

- оболочка ПМ имеет строго цилиндрическую форму сечения;
- нити в оболочке нерастяжимые и всегда находятся на внешней ее поверхности (на внешнем диаметре оболочки);
- силы трения между оболочкой и фланцами и между нитями в самой оболочке пренебрежимо малы;
- упругие силы в оболочке при работе ПМ пренебрежимо малы.

При данном подходе ПМ рассматривается как цилиндр (рис. 6) с длиной *l*, диаметром *d*, длиной нерастяжимой нити *b* и числом оборотов нити *n*. Угол между нерастяжимой нитью и осью симметрии ПМ обозначается θ .

При подаче сжатого воздуха во внутреннюю полость ПМ происходит изменение геометрических характеристик ПМ — диаметра dи длины l, в то время как длина нерастяжимой нити b и число оборотов нити n остаются неизменными. В данном случае изменяемые па-





раметры можно описать следующими зависимостями (рис. 6):

$$l = b\cos\theta, d = b\frac{\sin\theta}{n\pi}.$$
 (1)

Отсюда получим формулу для вычисления длины нерастяжимой нити:

$$b = \sqrt{l^2 + d^2 n^2 \pi^2}.$$
 (2)

Выражение (2) используется для вычисления внутреннего объема *V* ПМ, который можно получить, используя следующую зависимость:

$$V = \frac{b^3 \cos \theta \sin^2 \theta}{4n^2 \pi}.$$
 (3)

Силу $F_{\Pi M}$, создаваемую ПМ, можно вычислить как произведение давления *р* внутри ПМ на изменение его внутреннего объема *V* относительно длины *l*. Учитывая зависимость объема от длины нерастяжимой нити (3), получаем такую зависимость:

$$F_{\Pi M} = \frac{pb^2 \left(3\frac{l^2}{b^2} - 1\right)}{4n^2\pi}.$$
 (4)

Еще одной довольно простой и часто используемой геометрической моделью ПМ является модель, предложенная Тонду и Лопезом [9]. В основе данного метода лежат следующие принципы:

- использование описания геометрии модели ПМ, схожего с моделью Чоу и Ханнафорда [49];
- принятие нерастяжимости материала нитей;
- изменение угла укладки нитей в процессе удлинения ПМ.

На основании данного подхода к математическому моделированию может быть получена следующая зависимость:

$$F(\varepsilon, p) = \pi r_0^2 p[\theta(1-\varepsilon)^2 + b], \qquad (5)$$

где

$$\varepsilon = \frac{l_0 - 1}{l_0}, \ 0 \le \varepsilon \le \varepsilon_{\max}, \ \theta = \frac{3}{\mathrm{tg}^2 \theta_0}, \ b = \frac{1}{\sin^2 \theta_0}.$$
 (6)

В уравнениях (5) и (6) r_0 — номинальный внутренний радиус; l — текущая длина ПМ; l_0 — начальная номинальная длина ПМ; p — давление; θ_0 — начальный угол между нерастяжимыми нитями оболочки и осью ПМ. Подробнее данная модель представлена в работе [52].

Недостаток рассмотренной модели заключается в том, что за основу моделирования принимается постоянная цилиндрическая форма ПМ, в то время как на краях, при сужении, она принимает форму, близкую к конической. Вследствие этого по мере сужения ПМ уменьшается активная его часть. В результате при максимально возможном сужении реально создаваемое ПМ усилие получается меньше, чем вычисляемое по формуле (5) [52]. Данные модели имеют ограничения по описанию поведения ПМ при отсутствии нагрузки. Тем не менее для учета данного явления Тонду и Лопез улучшают уравнение (5), в которое они вводят эмпирический коэффициент коррекции *k* для учета краевых деформаций ПМ:

$$F(\varepsilon, p) = \pi r_0^2 p[\theta(1 - k\varepsilon)^2 - b], \qquad (7)$$

где $0 \leqslant \epsilon \leqslant \epsilon_{max}$ и ϵ_{max} определяется по формуле

$$\varepsilon_{\max} = \frac{1}{k} (1 - \sqrt{b/a}). \tag{8}$$

Введенный таким образом параметр k не влияет на значение максимального создаваемого усилия, получаемого при нулевом сужении. Это согласуется с проведенным экспериментом при условии, что ПМ имеет цилиндрическую форму, и сужение равно нулю. При этом параметр k позволяет адаптировать значение максимального сужения модели, вычисляемое по формуле (8), в соответствии с экспериментальными данными. Это позволяет настраивать "скат" рассматриваемой статической модели.

Также были установлены две зависимости для определения значения параметра *k*:

а) зависимость параметра *k* от материала, из которого выполнен ПМ;

б) зависимость параметра k от давления в ПМ в каждый момент времени.

Подробнее они рассматриваются в работах [49, 50]. В процессе работы в ПМ появляется гистерезис "сила—перемещение", вызванный трением между нерастяжимыми нитями. Чоу и Ханнафорд разработали модель, включающую экспериментально определенное изменение получаемого усилия, которое прибавляется к значению результирующего усилия в процессе сокращения ПМ и вычитается, когда ПМ удлиняется. Тонду и Лопез учли данное явление следующим образом. Они попытались количественно оценить значение изменения усилия и промоделировали его. Хотя полученная модель является более точной, чем модель Чоу и Ханнафорда, но она по-прежнему опирается на данные эксперимента, а следовательно, зависит от их точности. Чоу и Ханнафорд предположили, что физические характеристики и поведение ПМ с переменной упругостью аналогичны характеристикам пружины [53].

Рассмотрим также более реалистичную статическую математическую модель, точнее учитывающую неправильную геометрическую форму на краях ПМ при нагнетании сжатого воздуха [54]. Предложенная геометрическая модель представляет собой усеченные конусы, моделирующие концы ПМ, и цилиндр, моделирующий ПМ в средней части. Геометрия средней части определяется изменением положения нерастяжимых нитей и их взаимосвязей, как уже было рассмотрено ранее (см. рис. 6). Предложенная геометрическая модель ПМ показана на рис. 7: L – длина всего ПМ, L_L — высота усеченного конуса, L_z — длина боковой стороны усеченного конуса, β — угол усеченного конуса у присоединительного фланца, L_m — длина средней части ПМ, D диаметр ПМ в средней части, d — диаметр усеченного конуса у присоединительного фланца.

Все параметры являются функциями от длины сокращенного ПМ, за исключением параметра L_z , который зависит от информации о диаметре ПМ у присоединительного фланца и диаметра ПМ при максимальном сокращении, полученной экспериментально. Взаимосвязь между диаметром ПМ *D* и длиной средней части ПМ L_m представлена уравнениями (1), где значения *b*, θ и *n* были описаны ранее (см. рис. 6).



Рис. 7. Геометрическая модель ПМ

Используя уравнение (1), формулу для вычисления диаметра ПМ можно представить в виде

$$D = \frac{(b^2 - L_m^2)^{1/2}}{\pi n}.$$
 (9)

При сокращении ПМ диаметр основания конуса становится больше диаметра у присоединительного фланца. Высота усеченного конуса определяется следующим образом:

$$L_{L} = \left(L_{z}^{2} - \left(\frac{D}{2} - \frac{d}{2}\right)^{2}\right)^{1/2}.$$
 (10)

В итоге, длину всего ПМ можно вычислить по следующей формуле:

$$L = L_m + 2L_L. \tag{11}$$

Если ПМ представляет собой цилиндр, то его длину можно определить как

$$L = (b^2 - (\pi n D)^2)^{1/2}.$$
 (12)

В работах [47, 48] была разработана геометрическая модель ПМ, серийно выпускаемая немецкой компанией *Festo*. Дан-

ная модель справедлива при следующих допущениях:

- оболочка состоит из материала пренебрежимо малой толщины с неограниченной эластичностью;
- армирующие нити считаются нерастяжимыми;
- оболочка считается достаточно длинной, чтобы пренебречь краевыми эффектами;
- форма оболочки принимается цилиндрической.

Значение внутреннего объема $V_{\rm T}$ ПМ вычисляется по следующей формуле:

$$V_{\rm T} = \pi r_{\rm T}^2 L_{\rm T}, \qquad (13)$$

где $r_{\rm T}$ — текущий радиус оболочки, или с учетом относительного сокращения δ :

$$V_{\rm T} = \pi r_{\rm T}^2 L_{\rm H} \left(1 - \frac{\delta}{100\%} \right);$$
 (14)

$$\delta = \frac{L_{\rm H} - L_{\rm T}}{L_{\rm H}} \cdot 100\%. \tag{15}$$

Параметр δ выбран в связи с тем, что силовые статические характеристики в каталоге [37] представлены для относительного сокращения. Если учесть угол укладки нитей $\alpha_{\rm T}$ (рис. 8), то формулу для расчета текущего радиуса оболочки $r_{\rm T}$ можно представить следующим образом:

$$r_{\rm T} = \frac{r_{\rm H}}{\sin \alpha_{\rm H}} \sin \left(\arccos \left(1 - \frac{\delta}{100\%} \right) \cos \alpha_{\rm H} \right). (16)$$

Подставляя выражение (16) в формулу (13), получим зависимость внутреннего объема ПМ от его текущей и начальной длин и текущего и начального углов укладки нитей.

Рассмотренный подход к описанию ПМ удобен и дает удовлетворяющие результаты только в случае использования ПМ большой длины, что не всегда необходимо. Поэтому для уточнения статической математической модели были учтены краевые эффекты изменения объема ПМ на концах оболочки. Форма оболочки на концах принимается как два усеченных конуса (рис. 9).



Рис. 8. Условное изображение ПМ (а) и его развертка (б)



Рис. 9. Вид ПМ сбоку (а); развертка конусного участка (б)

Тогда значение объема цилиндрической части $V_{\rm ur}$ можно найти следующим образом:

$$V_{\rm uT} = L_{\rm uT} \pi r_{\rm T}^2 =$$
$$= \pi r_{\rm H}^2 \left(L_{\rm H} \frac{\cos \alpha_{\rm uT}}{\cos \alpha_{\rm H}} - \frac{2r_{\rm H} (\alpha_{\rm uT} - \alpha_{\rm H})}{\cos \beta \sin \alpha_{\rm H}} \right) \frac{\sin^2 \alpha_{\rm uT}}{\sin^2 \alpha_{\rm H}}.$$
 (17)

Объем внутренней полости ПМ определяется по следующей зависимости:

$$V = \pi r_{\rm H}^2 \left[\frac{2r_{\rm H} tg\beta}{3} \left(\frac{\sin^3 \alpha_{\rm IIT}}{\sin^3 \alpha_{\rm H}} - 1 \right) + \frac{\sin^2 \alpha_{\rm IIT}}{\sin^2 \alpha_{\rm H}} \left(\frac{L_{\rm H} \cos \alpha_{\rm IIT}}{\cos \alpha_{\rm H}} - \frac{2r_{\rm H} (\alpha_{\rm IIT} - \alpha_{\rm H})}{\cos \beta \sin \alpha_{\rm H}} \right) \right].$$
(18)

Усилие, создаваемое ПМ при работе, определяется формулой

$$F = p \frac{\pi r_{\rm H}^2}{\sin^2 \alpha_{\rm H}} - 3p \pi r_{\rm H}^2 \frac{\sin^2 \alpha_{\rm T}}{\sin^2 \alpha_{\rm H}}.$$
 (19)

В работе [40] был также использован геометрический подход к исследованию статики СОЭ вида "механическая мышца".

В данной статье представлен обзор способов моделирования ПМ, основанных на геометрическом подходе. Связь развиваемого усилия, получаемого при описании геометрии ПМ, дает относительно точный результат. Преи-

мущество рассмотренных моделей заключается в их простоте. Точность результатов можно повысить, если учесть возможные нелинейные зависимости, такие как упругость оболочки ПМ, присутствующие в реальном процессе получения развиваемого ПМ усилия.

Рассмотрим теперь СОЭ толкающего типа. К ним относится баллонный цилиндр (БЦ) или *bellow cylinder*, разработанный и производимый немецкой фирмой *Festo* (рис. 10). Моделирование данного типа СОЭ было проведено в работах [40—42]. Конструкция БЦ аналогична ПМ: гибкая оболочка армирована нерастяжимыми нитями и герметично закреплена во фланцах. При подаче газа внутрь СОЭ происходит изменение конфигурации оболочки, вследствие чего увеличивается продольный размер (высота) СОЭ, и в результате создается значительное толкающее усилие.

Для рассматриваемой модели принимаются следующие допущения:

- оболочка выполнена из абсолютно эластичного материала;
- оболочка имеет пренебрежимо малую толщину;
- образующая поверхность оболочки в сечении является частью окружности.

Значение внутреннего объема БЦ можно вычислить по следующей формуле:

$$V_{2\mathrm{T}} = 2\pi r_{\mathrm{T}} \left(\frac{1}{2} \alpha_{\mathrm{T}} \left[\frac{h_{\mathrm{T}}}{2\sin\frac{\alpha_{\mathrm{T}}}{2}} \right]^2 - \frac{1}{2} \left[\frac{h_{\mathrm{T}}}{2\sin\frac{\alpha_{\mathrm{T}}}{2}} \right]^2 \sin\alpha_{\mathrm{T}} \right).$$

Усилие, развиваемое БЦ, можно разделить на две составляющие: усилие, создаваемое внутренним давлением на фланец, и усилие, получаемое при воздействии внутреннего давления на оболочку (рис. 11).



Рис. 10. Продольное сечение БЦ на максимальной и минимальной высотах



Рис. 11. Силы, действующие на оболочку

Вертикальную составляющую силы определяем следующим образом:

$$F_{l_{\mathrm{T}}} = p \left(2\pi R_{\mathrm{T}} \frac{\alpha}{2} \left(r_{\mathrm{T}} - R \cos \frac{\alpha}{2} \right) + 2\pi R_{\mathrm{T}}^{2} \sin \frac{\alpha}{2} \right) \cos \frac{\alpha}{2}.$$

Представленные зависимости, при их простоте, дают достаточно точный результат. Точность вычислений можно повысить, если учесть нелинейные зависимости, аналогичные ПМ.

Применение СОЭ

На сегодняшний день ПМ наиболее часто применяется в одной из трех областей: биоробототехника, медицина, промышленность [36, 50]. Также было проведено несколько исследований по применению ПМ в аэрокосмической области. Рассмотрим вначале применение ПМ в биоробототехнике.

Применение в биоробототехнике

Поскольку по своему принципу действия ПМ похож на мышцы, исследователи пробовали повторить податливую структуру органических мышц, костей, суставов. Такой подход позволил создать роботы, копирующие морфологию и физиологию людей и животных. Существует большое число разных применений ПМ в робототехнике, остановимся на некоторых из них.

Согласно работе [55] одним из первых роботов, использующих ПМ в качестве СЧ двигателя, был шагающий робот *Shadow Biped Walker* (рис. 12, *a*, см. вторую сторону обложки), разработанный английской компанией *Shadow robot Co* в 1988 г. В данном роботе использовалось по 14 ПМ на ногу, восемь суставов, причем достигалось 12 степеней подвижности.

Конструкция робота "Airbug" (рис. 12, б) представляет собой шестиногого, похожего на насекомое, робота, в котором применяется встречное включение ПМ [56]. Двуногий шагающий робот "Lucy" (рис. 12, в) [57] представляет собой шагающий в двух направлениях робот, использующий в общей сложности 12 ПМ складчатого типа и имеющий шесть степеней подвижности.

В работе [58] приводится пример человекоподобного торса (рис. 12, *г*), использующего в качестве СЧ исполнительного двигателя только ПМ. Немецкая компания Festo AG & Co создала человекоподобный манипулятор "Airic's arm" (рис. 12, д), использующий ПМ в качестве СЧ двигателя. Вся конструкция приводится в движение 30 ПМ с использованием миниатюрных пьезоэлектрических пневмораспределителей. Shadow Robot Co разработала захватное устройство Dexterous hand (рис. 12, e), по функциональным возможностям напоминающее кисть руки человека. Манипулятор имеет 20 степеней подвижности. Манипулятор может применяться как копирующее захватное устройство в промышленности. Также в России было спроектировано похожее по функционалу захватное устройство (рис. 12, ж) [48]. Отличительной особенностью двух последних манипуляторов является расположение блока приводов в предплечье, если проводить аналогию с человеческим телом.

Перейдем теперь к рассмотрению применения ПМ в медицине.

Применение ПМ в медицине

Как уже отмечалось в исторической справке, СОЭ типа МакКиббена был изобретен для реабилитации детей, больных полиомиелитом. Поясним такое применение ПМ.

Благодаря таким характеристикам СОЭ, как высокая выходная мощность, относительная легкость, нежесткость характеристик, в сумме с принципом действия, схожим с мышцами, делают СОЭ отличным выбором в качестве силовой части двигателя в различных терапевтических устройствах, применяемых для реабилитационной терапии для пациентов, страдающих дегенеративными мышечными заболеваниями, атрофией мышц или неврологическими травмами, которые влияют на подвижность.

В статье [59] был представлен робот, крепящийся в инвалидной коляске. В работе [60] описан прототип системы для реабилитации пациентов, требующих частичной разгрузки веса с нижних конечностей, которая называется *Human Muscle Enhancer*. В статье [61] авторы изучали возможность использования совместно управляемых пар встречно включенных ПМ в конструкции подвижных протезов рук и в конструкции усилителя верхних конечностей для пациентов, страдающих дегенеративными заболеваниями. Протез предплечья (рис. 13, *a*, см. вторую сторону обложки) с разгибающей и сгибающей группами мышц представлен в работах [62, 63]. Разработка мышечного костюма (рис. 13, δ), который оказывает мышечную поддержку для парализованных пациентов, представлен в статье [64]. Терапевтическое устройство "*RUPERT*" (рис. 13, *в*), имеющее 5 степеней свободы и приводящееся в движение 4 ПМ, описано в работах [65, 66]. Данное устройство дополняет терапию вместе с клиническим лечением пациентов, у которых отсутствуют верхние конечности.

В работе [67] был разработан экзоскелет (рис. 13, *г*) в целях помощи движению нижних конечностей, когда присутствуют физические ограничения. В статьях [68—70] авторы разработали ортопедический аппарат (рис. 13, *д*), который помогает пациентам во время ходьбы при восстановлении после травм. В работах [71—73] авторы разработали податливые экзоскелеты, которые позволяют выполнять физиотерапию верхних (рис. 13, *е*, *ж*) и нижних (рис. 13, *з*) конечностей. Существуют и другие применения ПМ в области медицины, с которыми можно ознакомиться, например, в работе [55].

Применение в промышленности

Использование ПМ в конструкции промышленных роботов привлекает все больше внимания в последние годы. СОЭ легко устанавливаются и могут генерировать большие моменты и усилия при малых скоростях, без использования редукторов, их можно использовать в мобильных устройствах ввиду их малой массы. Также благодаря такому свойству ПМ, как устойчивость к ударам и вибрациям, их можно применять как силовые части двигателей при автоматизации производства и в промышленных роботах-манипуляторах, особенно, когда необходимо обеспечить безопасное взаимодействие человека и робота.

В работе [74] авторы разработали многозвенный манипулятор с тремя пальцами и противолежащим большим пальцем, который приводится в движение с помощью 18 ПМ оплетенного вида. В работе [75] описана разработка модуля с одной степенью подвижности, состоящего из трех модулей манипулятора (рис. 14, *a*, см. третью сторону обложки). *Robot Arm System* (рис. 14, δ), основанная на СОЭ и имеющая 6 степеней подвижности, была представлена в работе [76]; двухстепенной плоский манипулятор (рис. 14, в), который был разработан для перемещения тяжелых грузов, использующий складчатые СОЭ, представлен в работах [77, 78]. В работе [79] предлагается конструкция копирующего манипулятора для горячих камер, использующего классические тяги совместно с ПМ. В работе [80] представлен гексапод (рис. 14, г), использующий в качестве линейного ИД встречно включенные ПМ. Для управления используются датчики перемещения и давления. Авторы [81] разработали прототип гибридного робота (рис. 14, д), использующего два баллонных цилиндра и один управляемый ПМ модуль. В работах [44-46] исследовалась возможность применения ПМ в промышленных роботах-манипуляторах.

Другие промышленные применения описаны в работе [82], например использование ПМ в захватном устройстве (рис. 14, *e*), в котором ПМ располагается достаточно близко к оси поворота пальцев захвата, развивая при этом достаточные захватные усилия. ПМ можно использовать как простейшее устройство перемещения (рис. 14, *ж*). Принцип работы такого устройства очевиден из рисунка. Благодаря такому достоинству ПМ, как герметичность, он может работать в сильно запыленных и загрязненных условиях, заменяя собой обычные пневмоцилиндры.

Другие применения СОЭ

В работе [83] авторы представили развертываемую автономную систему десантирования грузов "AGAS", состоящую из круглого парашюта и использующую четыре ПМ для управления. Устройство поворота закрылок для системы управления полетом (рис. 15, a, см. третью сторону обложки) описана в [84]. В [85] разработано перемещаемое кресло "FM Motion Seat" (рис. 15, δ), управляемое шестью ПМ по принципу гексапода.

Применение баллонных цилиндров (БЦ) ограничено их техническими возможностями — небольшие перемещения (до 115 мм) и значительные толкающие усилия (до 70 кН). Чаще всего БЦ используются как обычные демпферы или зажимы, работающие по упору (без управления усилием). Создание математической модели позволяет проводить моделирование более сложных приводов на основе БЦ, например, привод вибратора вибростенда для испытания объектов с большими массогаба-



Рис. 16. Различные варианты исполнения барьера

ритными характеристиками. Подробнее данная реализация рассматривается в работе [86].

Еще одним применением БЦ является модернизация дорожного барьера. Преимуществом БЦ является его герметичность, что позволяет применять его в дорожных условиях. Были предложены различные варианты исполнения барьера (рис. 16), на которые были получены патенты на полезную модель [87, 88] и изобретение [89, 90].

Заключение

В заключение можно отметить, что с развитием математических моделей СОЭ тянущего и толкающего действия их применение возможно не только в системах, работающих по упору, но и в замкнутых системах автоматического управления. Ввиду небольшой относительной массы СОЭ возможно их использование в качестве исполнительных двигателей в мобильных и бионических устройствах.

Список литературы

1. **Marcincin J., Palko A.** Negative pressure artificial muscle – An unconventional drive of robotic and handling systems, Transactions of the University of Kosice. P. 350–354, Riecansky Science Publishing Co, Slovak Republic, 1993.

2. Nickel V., Perry J., Garrett A. Development of useful function in the severely paralyzed hand // Journal of Bone and Joint Surgery. 1963. Vol. 45-A, N. 5. P. 933–952.

3. Noritsugu T., Takaiwa M., Sasaki D. Development of Power Assist Wear using Pneumatic Rubber Artificial Muscles // Proc. of Asia Int. Symposium on Mechatronics). 2008.

4. **Vimieiro** C., **do Nascimento B. G., Nagem D., Pinotti M.** Development of a hip orthosis using pneumatic artificial muscles // Technology Meets Surgery International. Sao Paulo, 2005.

5. **Knestel M., Hofer E., KleeBarillas S., Rupp R.** The Artificial Muscle as an Innovative Actuator in Rehabilitation Robotics // The International Federation of Automatic Control. 2008.

6. Caldwell D., Medrano-Cerda G., Goodwin M. Braided pneumatic actuator control of a multi-jointed manipulator // Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Le Touquet. 1993. P. 423–428.

7. **McMahon T.** Muscles, reflexes, and locomotion. Princeton University Press, 1984.

8. **Schulte H.** The characteristics of the McKibben Artificial Muscle // The Application of External Power in Prosthetics and Orthotics. Lake Arrowhead, 1961. P. 94–115.

9. Klute G. K., Hannaford B. Modeling Pneumatic McKibben Artificial Muscle Actuators: Approaches and Experimental Results // ASME Journal of Dynamic Systems, Measurements, and Control. 1999.

10. Klute G. K., Hannaford B. Accounting for elastic energy storage in McKibben artificial muscle actuators // ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control. 2000. P. 386–388.

11. Yarlott J. Fluid actuator. US Patent No. 3 645 173, 1972.

12. Caldwell D., Tsagarakis N. Biomimetic actuators in prosthetic and rehabilitation applications // Technology and Health Care. 2002. P. 107–120.

13. Kukolj M. Axially contractible actuator. US Patent No. 4 733 603, 1988.

14. Immega G. Tension actuator load suspension system. US Patent No. 826 206, 1989.

15. **Paynter H.** Hyperboloid of revolution fluid-driven tension actuators and methods of making. US Patent No. 4 721 030, 1988.

16. **Gavrilovic M., Maric M.** Positional servo-mechanism activated by artificial muscles // Medical and Biological Engineering. 1969. Vol. 7. P. 77– 82.

17. **Inoue K.** Rubbertuators and applications for robotics // Proceedings of the 4th International Symposium on Robotics Research. New York, 1987. P. 57–63.

18. **Hannaford B., Winters J., Chou C., Marbot P.** The anthroform biorobotic arm: a system for the study of spinal circuits // Annals of Biomedical Engineering. 1995. Vol. 23. P. 399–408.

19. Caldwell D., Medrano-Cerda G., Goodwin M. Control of Pneumatic Muscle Actuators // IEEE Control Systems Magazine. 1995. Vol. 15, N. 1. P. 40–48.

20. **Daerden F., Lefeber D.** The concept and design of pleated pneymatic artificial muscles // International Journal of Fluid Power. 2001. P. 41–50.

21. Verrelst B., Daerden F., Lefeber D., Van Ham R., Fabri T. Introducing Pleated Pneumatic Artificial Muscles for the actuation of legged robots: a one-dimensional set-up // Proceedings of the 3rd International Conference on Climbing and Walking Robots. Madrid. 2000. P. 583–590.

22. Caldwell D., Razak A., Goodwin M. Braided Pneumatic Muscle Actuators // Proceedings of the IFAC Conference on Intelligent Autonomous Vehicles, Southampton, 1993. P. 507–512.

23. Winters J. Braided Artificial Muscles: mechanical properties and future uses in prosthetics/orthotics // Proceedings of the RESNA 13th Annual Conference. Washington DC. 1995. P. 173–174.

24. Davis S., Tsagarakis N., Canderle J., C. D. G. Enhanced modeling and performance in braided pneumatic muscle actuators // International Journal of Robotics Research. 2003. Vol. 22, N. 3.

25. **Kingsley D., Quinn R. D.** Fatigue life and frequency response of braided pneumatic actuators // IEEE Robotics and Automation Conference. Washington. 2002.

26. Colbrunn R., Nelson G., Quinn R. Modeling of Braided Pneumatic Actuators for Robotic Control // Proceedings of IROS. 2001. Vol. 4. P. 1964–1970.

27. **Daerden F.** Conception and Realization of Pleated Pneumatic Artificial Muscles and their Use as Compliant Actuation Elements. PhD thesis. Vrije Universiteit Brussel, Belgium, 1999.

28. **Casi D. V.** Development of the production process of PPAM, PhD Thesis (Universidad Publica de Navarra), 2009.

29. **Paynter H. M.** Low-cost pneumatic arthrobots powered by tug—and—twist polymer actuators // Japan/USA Symposium on Flexible Automation. 1996. Vol. 1.

30. Noritsugu T., Takaiwa M., Sasaki D. Development of Power Assist Wear using Pneumatic Rubber Artificial Muscles // Proc. of Asia Int. Symposium on Mechatronics). 2008.

31. Vimieiro C., do Nascimento B. G., Nagem D., Pinotti M. Development of a hip orthosis using pneumatic artificial muscles // Technology Meets Surgery International. Sao Paulo, 2005.

32. **Knestel M., Hofer E., KleeBarillas S., Rupp R.** The Artificial Muscle as an Innovative Actuator in Rehabilitation Robotics // The International Federation of Automatic Control, 2008.

33. Van Damme M., Van Ham R., Vanderborght B., Daerden F., Lefeber D. Design of a soft 2-DOF planar pneumatic manipulator // International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines. 2005. P. 559–566.

34. **Kingsley D. A., Quinn R. D., Ritzmann R. E.** A cockroach inspired robot with artificial muscles // International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines (AMAM), Kyoto, Japan, 2003. P. 559–566.

35. Scarfe P., Lindsay E. Air muscles actuated low cost humanoid hand // Int. J. Advanced Robotic Systems). 2006. P. 139–146.

36. **Daerden F., Lefeber D.** Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation // European journal of Me-chanical and Environmental Engineering. 2000. Vol. 47. P. 10–21.

37. Электронный ресурс фирмы Festo. URL: https://www. festo.com/cat/ru_ru/data/doc_ru/PDF/RU/MAS_RU.PDF

38. **Baldwin H. A.** Realizable models of muscle function", Proceedings of the First Rock Biomechanics Symposium. New York, 1969. P. 139–148.

39. Водяник Г. М., Водяник А. Г., Цибизов А. Н. Механическая мышца, Патент на полезную модель № 7156. Приоритет полезной модели от 15.09.1997 г.

40. Липатов А. А., Марти А. Н., Шароватов В. Т. Исследование статики и динамики оболочкового гидро-пневмодвинателя // Известия "Машиностроение", 2002. № 4. С. 36—49.

41. Чернусь Пав. П., Шароватов В. Т. Разработка упрощенных математических моделей силовой части силовых оболочковых бесштоковых пневмоцилиндров // Матер. XXXXII Всерос. симпозиума. Т. 3. Москва, 2012. С. 69–80.

42. Шароватов В. Т., Чернусь П. П. Математическая модель силовой части оболочкового пневмоцилиндра одностороннего действия толкающего типа // Мехатроника, автоматизация, управление. 2014. № 9. С. 30—36.

43. **Chernus P., Sharovatov V.** Dynamic Mathematical Model of Two-way Bellow Actuator // Procedia Engineering. 2015. Vol. 100. P. 1040–1045.

44. Чернусь Павел П., Шароватов В. Т., Чернусь Петр П. Modelling of two-way bellow actuator positioning // 26th DAAAM international symposium on intelligent manufacturing and automation 2016, Австрия, Вена. С. 620–625.

45. Чернусь Павел П., Шароватов В. Т., Чернусь Петр П. Mathematical model of proportional spool valve // 26th DAAAM international symposium on intelligent manufacturing and automation 2016. Австрия, Вена. С. 626—632.

46. Шароватов В. Т., Лошицкий П. А. Математическая модель силового бесштокового пневмоцилиндра одностороннего действия оболочкового типа // Мехатроника, автоматизация, управление. 2011. № № 2. С. 30—36.

47. Шароватов В. Т., Лошицкий П. А. Математическая модель силового оболочкового бесштокового пневмоцилиндра одностороннего действия с возвратной пружиной // Мехатроника, автоматизация, управление. 2012. № № 11. С. 45—49.

48. Лошицкий П. А. Разработка математических моделей оболочковых бесштоковых пневмоцилиндров с учетом ди-

намики сжатого газа и их применение в системах приводов: дис. канд. техн. наук: 05.02.02. СПб. 2011.

49. Chou C., Hannaford B. Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles // IEEE Transactions on robotics and automation. 1996. Vol. 12, N. 1. P. 90–102.

50. Tondu B., P. Lopez Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators // IEEE Control Systems Magazine. 2000. Vol. 20, N. 2. P. 15–38.

51. **Daerden F., Verrelst B., Lefeber D., Kool P.** Controlling motion and compliance with Folded Pneumatic Artificial Muscles // Proceedings of the Second International Conference on Climbing and Walking Robots, Portsmouth. 1999. P. 667–677.

52. Zhang J., Yang C., Chen Y., Zhang Y., Dong Y. Modeling and control of a curved pneumatic muscle actuator for wearable elbow exoskeleton // Mechatronics. 2008. P. 448–457.

53. Chou C., Hannaford B. Static and dynamic characteristics of McKibben pneumatic artificial muscles // Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation. 1994. P. 281–286.

54. **Doumit M., Fahim A.** Analytical Modeling and Experimental Validation of the Braided Pneumatic Muscle // IEEE Transactions on Robotics. 2009. Vol. 25, N. 6. P. 1282–1291.

55. Andrikopoulos G., Nikolakopoulos G., Manesis S. A survey on applications of pneumatic artificial muscles // Proceedings 19th Mediterranean Conference on Control and Automation. 2011. P. 1439–1446.

56. Berns K., Albiez J., Kepplin V., Hillenbrand C. Airbug—Incectlike machine actuated by fluidic muscle // CLAWAR 2001-Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines. 2001.

57. Verrelst B., Ham R., Vanderborght B., Daerden F., Lefeber D. The pneumatic biped "lucy" actuated with pleated pneumatic artificial muscles // Autonomous Robots. 2005. Vol. 18. P. 201–213.

58. **Boblan, Schulz A.** A Humanoid Muscle Robot Torso with Biologically Inspired Construction // ISR 2010, 41st International Symposium on Robotics and ROBOTIK 2010, 6th German Conference on Robotics. Munich, Germany, 2010.

59. **Prior S., White A.** Measurements and simulation of a pneumatic muscle actuator for a rehabilitation robot // Simulation Practice Theory. 1995. Vol. 3, N. 2. P. 81–117.

60. **Misuraca J., Mavroidis C.** Limb Human Muscle Enhancer // Proceedings of IMECE01: International Mechanical Engineering Conference and Exposition. 2001.

61. **Tsagarakis N., Caldwell D.** Biomimetic Actuators in Prosthetic and Rehabilitation Applications // Technology and Health Care Journal. 2002. Vol. 10, N. 2. P. 107–120.

62. Wongsiri S., Laksanacharoen S. Design and construction of an artificial limb driven by artificial muscles for amputees // International Conference on Energy and the Environment, Songkla. 2003.

63. Laksanacharoen S. Artificial muscle contsruction using natural rubber latex in Thailand // The 3rd Thailand and Material Science and Technology Conference. Bangkok, 2004.

64. **Kobayashi H., Hiramatsu K.** Development of muscle suit for upper limb // Proceedings of the 2004 IEEE, International Conference on Robotics and Automation. Tokyo, 2004. Vol. 2480, N. 5.

65. He J., Koeneman E., Schultz R., Huang H., Wanberg J., Herring D., Sugar T., Herman R., Koeneman J. Design of a Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy Device // Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, IL, USA. 2005. P. 95–98.

66. Balasubramanian S., Wei R., Perez M., Shepard B., Koeneman E., Koeneman J., He J. RUPERT. An exoskeleton robot for assisting rehabilitation of arm functions // Virtual Rehabilitation. 2008. P 163–167. 67. Vimieiro C., B. G. do N., Nagem D., Pinotti M. Development of a Hip Orthosis using Pneumatic Artificial Muscles // Proceedings of TMSI (Technology meets Surgery International) 2005, Sao Paolo, Spain, 2005.

68. Ferris D., Czerniecki J., Hannaford B. An ankle foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles // J. Appl. Biomec. 2005. Vol. 21. P. 189–197.

69. Ferris D., Gordon K., Sawicki G., Peethambaran A. An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control // Gait and Posture. 2005. Vol. 23, P. 425–428.

70. Gordon K., Sawicki G., Ferris D. Mechanical Performance of Artificial Pneumatic Muscles to Power an Ankle-Foot Orthosis // Journal of Biomechanics. 2006. Vol. 39. P. 1832–1841.

71. **Tsagarakis N., Caldwell D.** Development and control of a physiotherapy and training exercise facility for the upper limb using soft actuators // Proceedings of IEEE International Conference on Advanced Robotics, Coimbra, Portugal, 2003. P. 1092–1097.

72. **Tsagarakis N., Caldwell D.** A Compliant exoskeleton for multi-planar upper limb physiotherapy and training // International Journal of the Robotics Society of Japan, Advanced Robotics. 2007.

73. Caldwell D., Tsagarakis N., Kousidou S., Costa N., Sarakoglou I. "Soft" Exoskeletons for Upper and Lower Body Rehabilitation – Design, Control and Testing // International Journal of Humanoid Robotics. 2007. Vol. 4, N. 3. P. 549–573.

74. Caldwell D., Medrano-Cerda G., Goodwin M. Braided pneumatic actuator control of a multi-jointed manipulator // Systems, Man and Cybernetics. 1993. Vol. 1. P. 423–428.

75. **Pomiers P.** Modular robot arm based on pneumatic artificial rubber muscles (PARM) // Proceedings of CLAWAR 2003. Catania, Italy, 2003.

76. Kawashima K., Sasaki T., Miyata T., Nakamura N., Sekiguchi M., Kagawa T. Development of robot using pneumatic artificial rubber muscles to operate construction machinery // J. Robotics and Mechatronics. 2004. Vol. 16, N. 1. P. 8–15.

77. Damme M. V., Ham R. V., Vanderborght B., Daerden F., Lefeber D. Design of a "soft" 2-DOF planar pneumatic manipulator // Proceedings of CLAWAR 2005: 8th International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines. 2005. P. 559–566.

78. **Damme M. V., Daerden F., Lefeber D.** A pneumatic manipulator used in direct contact with an operator // Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain. 2005. P. 4505–4510.

79. Caldwell D. G., Tsagarakis N. G., Medrano-Cerda G. A., Schofield J., Brown S. Development of a Pneumatic Muscle Actuator driven Manipulator Rig for Nuclear Waste Retrieval Operations // Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics & Automation Detroit, Michigan. 05.1999.

80. Wedler, Denkena D. New Compliant Mc-Kibben Actuator Driven by Pneumatic Actuators as a Hexapod Platform in Robotic Applications // 10th Workshop on Advanced Space Technologies for Robotics and Automation, ASTRA 2008, Noordwijk, The Netherlands, 2008.

81. **Radojicic J., Surdilovic D., Schreck G.** Modular Hybrid Robots for Safe Human-Robot Interaction // World Academy of Science, Engineering and Technology (WCSAT 2009), Bangkok, Thailand, 2009.

82. Ichim. Pneumatic Applied To Logistic Systems // Annals of the Oradea University, Fascicle of Management and Technological Engineering. 2007. Vol. 6, N. 16. P. 2282–2289.

83. Brown G., Haggard R., Almassy R., Benney R., Dellicker S. The Affordable Guided Airdrop System (AGAS) // AIAA paper 99-1742 presented at the 15th CEAS/AIAA Aerodynamic Decelerator Systems Technology Conference, 1999.

84. **Yerkes N., Wereley N.** Pneumatic Artificial Muscle Activation for Trailing Edge Flaps // AIAA paper 2008-1418, 46th AIAA Aerospace Sciences Meeting and Exhibit, Reno, Nevada, 2008.

85. **Pohl M.** A Motion Seat Using Pneumatic Membran Actuators in a Hexapod System Structur // 6th International Workshop on Research and Education in Mechatronics, REM 2005, Annecy, France, 2005.

86. Чернусь П. П., Головкин С. В. Применение силовых оболочковых элементов в виброиспытательных стендах // Военная радиоэлектроника: опыт использования и проблемы, подготовка специалистов: 24-я Межвузовская научнотехническая конф., ВМПИ. 2013. С. 251—262.

87. Шароватов В. Т., Ласточкин А. А., Чернусь П. П. Устройство заграждения. Патент на полезную модель № 127027. Приоритет полезной модели от 20.06.2012 г., опубликован в Бюл. № 11 от 20.04.2013 г.

88. Шароватов В. Т., Ласточкин А. А., Яковенко Н. Г., Чернусь П. П. Устройство запрещения проезда противотаранного типа. Патент на полезную модель № 141880. Приоритет полезной модели от 26.07.2013 г., опубликован в Бюл. № 17 от 20.06.2014 г.

89. Шароватов В. Т., Ласточкин А. А., Чернусь П. П. Устройство запрещения проезда противотаранного типа. Патент на изобретение № 2532675. Приоритет изобретения от 21.11.2012 г., опубликован в Бюл. № 15 от 27.05.2014 г.

90. Шароватов В. Т., Ласточкин А. А., Яковенко Н. Г., Чернусь П. П. Противотаранное устройство запрещения проезда с накладкой. Патент на изобретение № 2538738. Приоритет изобретения от 16.07.2013 г., опубликован в Бюл. № 1 от 10.01.2015 г.

Force Membranate Elements: Historical Information, Geometrical Mathematical Models, Practical Use (Review).

Pavel P. Chernus, pavel.chernus@yandex.ru, V. T. Sharovatov, wtsch1935@yandex.ru, Petr P. Chernus, petr.chernus@yandex.ru, Baltic State Technical University "VOENMEH" named after D. F. Ustinov, 190005, Saint-Petersburg, Russian Federation

> Corresponding author: Sharovatov Vladimir T., Doctor of Sciences, Professor of department "Actuating Systems, Mechatronics and robotics", Baltic State Technical University "VOENMEH" named after D. F. Ustinov, 190005, Saint-Petersburg, Russian Federation, e-mail: wtsch1935@yandex.ru

In this paper is given an overview of history of creation and development of geometrical mathematical models and use of pneumatic artificial muscles (PAM) and bellows. PAMs and bellows as pneumatic actuators are made of flexible membrane which can inflate. Displacement of these membranate elements depends on inner pressure. Direction of the displacement coincide with elements symmetry axis. Process of displacement involve shell form change. Reviewing actuators can be divided into two types: push-type and pull-type. The direction of displacement depends on length and diameter ration of element. PAMs are related to the pull-type actuators, bellows are related to the push-type. Distinguished tendencies and perspectives of developing pneumatic actuators are based on force membranate elements because of their advantages such as small weight, smoothness on low velocities and high strength. True to date exist big amount of different constructive designs of PAMs and bellows. Review contains such designs as braided, pleated and other designs of PAMs. In this paper are given main and often used approaches of creation static geometrical mathematical models of PAMs and bellows. Suggested mathematical models connect such parameters of PAMs and bellows as developed force, element axial length change, inner pressure change, diameter and material characteristics. For PAMs and bellows control is required to control its length or developed force. There are shown some applications of force membranate elements in different fields, such as biorobotics, medical and industrial applications. In conclusion are given possible approaches to improve discussed geometrical mathematical models of PAMs and bellows.

Keywords: forced membranate element, pneumatic muscle, bellow cylinder, static mathematical model, geometric interpretation

For citation:

Chernus Pavel P., Sharovatov V. T., Chernus Petr P. Force Membranate Elements: Historical Information, Geometrical Mathematical Models, Practical Use (Review), *Mekhatronika*, *Avtomatizatsiya*, *Upravlenie*, 2018, vol. 19, no. 10, pp. 642–657.

DOI: 10.17587/mau.19.642-657

References

1. **Marcincin J., Palko A.** Negative pressure artificial muscle — An unconventional drive of robotic and handling systems, *Transactions of the University of Kosice*, pp. 350–354, Riecansky Science Publishing Co, Slovak Republic, 1993.

2. Nickel V., Perry J., Garrett A. Development of useful function in the severely paralyzed hand, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1963, vol. 45-A, no. 5, pp. 933–952.

3. Noritsugu T., Takaiwa M., Sasaki D. Development of Power Assist Wear using Pneumatic Rubber Artificial Muscles, *Proc. of Asia Int. Symposium on Mechatronics*, 2008.

4. Vimieiro C., do Nascimento B. G., Nagem D., Pinotti M. Development of a hip orthosis using pneumatic artificial muscles, *Technology Meets Surgery International*, Sao Paulo, 2005.

5. **Knestel M., Hofer E., KleeBarillas S., Rupp R.** The Artificial Muscle as an Innovative Actuator in Rehabilitation Robotics, *The International Federation of Automatic Control*, 2008.

6. Caldwell D., Medrano-Cerda G., Goodwin M. Braided pneumatic actuator control of a multi-jointed manipulator, in *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, Le Touquet, 1993, pp. 423–428.

7. McMahon T. Muscles, reflexes, and locomotion, *Princeton University Press*, 1984.

8. Schulte H. The characteristics of the McKibben Artificial Muscle, *The Application of External Power in Prosthetics and Orthotics*, Lake Arrowhead, 1961, pp. 94–115.

9. Klute G. K., Hannaford B. Modeling Pneumatic McKibben Artificial Muscle Actuators: Approaches and Experimental Results, *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurements, and Control*, 1999.

 Klute G. K., Hannaford B. Accounting for elastic energy storage in McKibben artificial muscle actuators, *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 2000, pp. 386–388.
Yarlott J. Fluid actuator, *US Patent No. 3 645 173*, 1972. 12. **Caldwell D., Tsagarakis N.** Biomimetic actuators in prosthetic and rehabilitation applications, 2002, *Technology and Health Care*, pp. 107–120.

13. Kukolj M. Axially contractible actuator, US Patent No. 4 733 603, 1988.

14. Immega G. Tension actuator load suspension system, US Patent No. 826 206, 1989.

15. **Paynter H.** Hyperboloid of revolution fluid-driven tension actuators and methods of making, *US Patent No. 4 721 030*, 1988.

16. **Gavrilovic M., Maric M.** Positional servo-mechanism activated by artificial muscles, *Medical and Biological Engineering*, 1969, vol. 7, pp. 77–82.

17. **Inoue K.** Rubbertuators and applications for robotics, *Proceedings of the 4th International Symposium on Robotics Research*, New York, 1987, pp. 57–63.

18. Hannaford B., Winters J., Chou C., Marbot P. The anthroform biorobotic arm: a system for the study of spinal circuits, *Annals of Biomedical Engineering*, 1995, vol. 23, pp. 399–408.

19. Caldwell D., Medrano-Cerda G., Goodwin M. Control of Pneumatic Muscle Actuators, *IEEE Control Systems Magazine*, 1995, vol. 15, no. 1, pp. 40–48.

20. **Daerden F., Lefeber D.** The concept and design of pleated pneymatic artificial muscles, *International Journal of Fluid Power*, 2001, pp. 41–50.

21. Verrelst B., Daerden F., Lefeber D., Van Ham R., Fabri T. Introducing Pleated Pneumatic Artificial Muscles for the actuation of legged robots: a one-dimensional set-up, *Proceedings of the* 3^{rd} International Conference on Climbing and Walking Robots, Madrid, 2000, pp. 583–590.

22. Caldwell D., Razak A., Goodwin M. Braided Pneumatic Muscle Actuators, *Proceedings of the IFAC Conference on Intelligent Autonomous Vehicles*, Southampton, 1993, pp. 507–512.

23. Winters J. Braided Artificial Muscles: mechanical properties and future uses in prosthetics/orthotics, *Proceedings of the RESNA 13th Annual Conference*, Washington DC, 1995, pp. 173–174.

24. Davis S., Tsagarakis N., Canderle J., C. D. G. Enhanced modeling and performance in braided pneumatic muscle actuators, *International Journal of Robotics Research*, 2003, vol. 22, no. 3.

25. Kingsley D., Quinn R. D. Fatigue life and frequency response of braided pneumatic actuators, *IEEE Robotics and Automation Conference*, Washington, 2002.

26. Colbrunn R., Nelson G., Quinn R. Modeling of Braided Pneumatic Actuators for Robotic Control, *Proceedings of IROS*, 2001, vol. 4, pp. 1964–1970. 27. Daerden F. Conception and Realization of Pleated Pneumatic Artificial Muscles and their Use as Compliant Actuation Elements, *PhD thesis. Vrije Universiteit Brussel, Belgium*, 1999.

28. Casi D. V. Development of the production process of PPAM, *PhD Thesis (Universidad Publica de Navarra)*, 2009.

29. **Paynter H. M.** Low-cost pneumatic arthrobots powered by tug-and-twist polymer actuators, *Japan/USA Symposium on Flexible Automation*, 1996, vol. 1.

30. Noritsugu T., Takaiwa M., Sasaki D. Development of Power Assist Wear using Pneumatic Rubber Artificial Muscles, Proc. of Asia Int. Symposium on Mechatronics, 2008.

31. Vimieiro C., do Nascimento B. G., Nagem D., Pinotti M. Development of a hip orthosis using pneumatic artificial muscles, *Technology Meets Surgery International*, Sao Paulo, 2005.

32. **Knestel M., Hofer E., KleeBarillas S., Rupp R.** The Artificial Muscle as an Innovative Actuator in Rehabilitation Robotics, *The International Federation of Automatic Control*, 2008.

33. Van Damme M., Van Ham R., Vanderborght B., Daerden F., Lefeber D. Design of a soft 2-DOF planar pneumatic manipulator, *International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines*, 2005, pp. 559–566.

34. Kingsley D. A., Quinn R. D., Ritzmann R. E. A cockroach inspired robot with artificial muscles, *International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines (AMAM)*, Kyoto, Japan, 2003, pp. 559–566.

35. Scarfe P., Lindsay E. Air muscles actuated low cost humanoid hand, *Int. J. Advanced Robotic Systems*, pp. 139–146, 2006.

36. **Daerden F., Lefeber D.** Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation, *European journal of Mechanical and Environmental Engineering*, 2000, vol. 47, pp. 10–21.

37. **Website** Festo, available at: https://www.festo.com/cat/ru_ru/data/doc_ru/PDF/RU/MAS_RU.PDF

38. **Baldwin H. A.** Realizable models of muscle function, Proceedings of the First Rock Biomechanics Symposium, pp. 139–148, New York, 1969.

39. Vodjanik G., Vodjanik A., Zibizov F. Mehanicheskaya myshtca (Mechanical muscle), useful model patent № 7156, 15.09.1997.

40. Lipatov A., Marti A., Sharovatov V. Issledovanie statiki i dinamiki obolochkovogo gidro-pnevmodvinatelja (Static and dynamic research of membranate hydro-pneumo-actuator), Izvestiya Vys-shikh Uchebnykh Zavedeniy. Priborostroenie, 2002, vol. 4, pp. 36–49.

41. Chernus P., Sharovatov V. Pazpabotka upposhhennyh matematicheskih modelej silovoj chasti silovyh obolochkovyh besshtokovyh pnevmocilindrov (Development of simplified mathematical models of force part of forced membranate rod less pneumatic cylinders), XXXXII Allrussia Symposium, 2012, vol. 3, pp. 69–80.

42. Sharovatov V., Chernus P. Matematicheskaja model' silovoj chasti obolochkovogo pnevmocilindpa odnostoponnego dejstvija tolkajushhego tipa (Mathematical model of force part of one-way acting push type membranate pneumatic cylinder), Mekhatronica, Avtomatizatsiya, Upravlenie, 2014, vol. 9, pp. 30–36.

43. **Chernus P., Sharovatov V.** Dynamic Mathematical Model of Two-way Bellow Actuator, Procedia Engineering, 2015, vol. 100, pp. 1040–1045.

44. **Chernus Pavel, Chernus Petr, Sharovatov V.** Modelling of two-way bellow actuator positioning, 26th DAAAM international symposium on intelligent manufacturing and automation 2016, Austria, Wien, pp. 620–625.

45. **Chernus Pavel, Chernus Petr, Sharovatov V.** Mathematical model of proportional spool valve, 26th DAAAM international symposium on intelligent manufacturing and automation 2016, Austria, Wien, pp. 626–632.

46. Sharovatov V., Loshizkiy P. Matematicheskaja model' silovogo besshtokovogo pnevmocilindra odnostoronnego dejstvija obolochkovogo tipa (Mathematical model of membranate forced rodless one-way pneumatic cilynder), Mekhatronica, Avtomatizatsiya, Upravlenie, 2011, vol. 2, pp. 30–36.

47. Sharovatov V., Loshizkiy P. Matematicheskaja model' silovogo obolochkovogo besshtokovogo pnevmocilindpa odnostoronnego dejstvija s vozvratnoj pruzhinoj (Mathematical model of membranate forced rodless one-way pneumatic cilynder with spring), Mekhatronica, Avtomatizatsiya, Upravlenie, 2012, vol. 11, pp. 45–49.

48. Loshizkiy P. Razrabotka matematicheskih modelej obolochkovyh besshtokovyh pnevmocilindrov s uchetom dinamiki szhatogo gaza i ih primenenie v sistemah privodov (Development of mathematical model of membranate rodless pneumatic cilynder considering compressed gas dynamic): *PhD thesis in Engineering sciences*: 05.02.02, Saint-Petersburg. 2011.

49. Chou C., Hannaford B. Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles, *IEEE Transactions on robotics and automation*, 1996, vol. 12, no. 1, pp. 90–102.

50. Tondu B., Lopez P. Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators, *IEEE Control Systems Magazine*, 2000. vol. 20, no. 2, pp. 15–38.

51. **Daerden F., Verrelst B., Lefeber D., Kool P.** Controlling motion and compliance with Folded Pneumatic Artificial Muscles, *Proceedings of the Second International Conference on Climbing and Walking Robots*, Portsmouth, 1999, pp. 667–677.

52. Zhang J., Yang C., Chen Y., Zhang Y., Dong Y. Modeling and control of a curved pneumatic muscle actuator for wearable elbow exoskeleton, *Mechatronics*, 2008, pp. 448–457.

53. Chou C., Hannaford B. Static and dynamic characteristics of McKibben pneumatic artificial muscles, *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1994, pp. 281–286.

54. **Doumit M. M., Fahim A.** Analytical Modeling and Experimental Validation of the Braided Pneumatic Muscle, *IEEE Transactions on Robotics*, 2009, vol. 25, no. 6, pp. 1282–1291.

55. Andrikopoulos G., Nikolakopoulos G., Manesis S. A survey on applications of pneumatic artificial muscles, *Proceedings 19th Mediterranean Conference on Control and Automation*, 2011, pp. 1439–1446.

56. Berns K., Albiez J., Kepplin V., Hillenbrand C. Airbug—Incectlike machine actuated by fluidic muscle, *CLAWAR* 2001-Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines, 2001.

57. Verrelst B., Ham R., Vanderborght B., Daerden F., Lefeber D. The pneumatic biped "lucy" actuated with pleated pneumatic artificial muscles, *Autonomous Robots*, 2005, vol. 18, pp. 201–213.

58. **Boblan and Schulz A.** A Humanoid Muscle Robot Torso with Biologically Inspired Construction, *ISR 2010, 41st International Symposium on Robotics and ROBOTIK 2010, 6th German Conference on Robotics*, Munich, Germany, 2010.

59. **Prior S., White A.** Measurements and simulation of a pneumatic muscle actuator for a rehabilitation robot, *Simulation Practice Theory*, 1995, vol. 3, no. 2, pp. 81–117.

60. **Misuraca J., Mavroidis C.** Limb Human Muscle Enhancer, *Proceedings of IMECE01: International Mechanical Engineering Conference and Exposition*, 2001.

61. **Tsagarakis N., Caldwell D.** Biomimetic Actuators in Prosthetic and Rehabilitation Applications, *Technology and Health Care Journal*, 2002, vol. 10, no. 2, pp. 107–120.

62. Wongsiri S., Laksanacharoen S. Design and construction of an artificial limb driven by artificial muscles for amputees, International Conference on Energy and the Environment, Songkla, 2003.

63. Laksanacharoen S. Artificial muscle contsruction using natural rubber latex in Thailand, *The 3rd Thailand and Material Science and Technology Conference*, Bangkok, 2004.

64. Kobayashi H., Hiramatsu K. Development of muscle suit for upper limb, *Proceedings of the 2004 IEEE, International Conference on Robotics and Automation*, 2004, vol. 2480, no. 5, Tokyo.

65. He J., Koeneman E., Schultz R., Huang H., Wanberg J., Herring D., Sugar T., Herman R., Koeneman J. Design of a Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy Device, *Proceedings* of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, IL, USA, 2005, pp. 95–98.

66. Balasubramanian S., Wei R., Perez M., Shepard B., Koeneman E., Koeneman J., He J. RUPERT. An exoskeleton robot for assisting rehabilitation of arm functions, *Virtual Rehabilitation 2008*, pp. 163–167, 2008.

67. Vimieiro C., B. G. do N., Nagem D., Pinotti M. Development of a Hip Orthosis using Pneumatic Artificial Muscles, *Proceedings of TMSI (Technology meets Surgery International) 2005*, Sao Paolo, Spain, 2005.

68. Ferris D., Czerniecki J., Hannaford B. An ankle foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles, *J. Appl. Biomec*, 2005, vol. 21, pp. 189–197.

69. Ferris D., Gordon K., Sawicki G., Peethambaran A. An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control, *Gait and Posture*, 2005, vol. 23, pp. 425–428.

70. Gordon K., Sawicki G., Ferris D. Mechanical Performance of Artificial Pneumatic Muscles to Power an Ankle-Foot Orthosis, *Journal of Biomechanics*, 2006, vol. 39, pp. 1832–1841.

71. Tsagarakis N., Caldwell D. Development and control of a physiotherapy and training exercise facility for the upper limb using soft actuators, *Proceedings of IEEE International Conference* on Advanced Robotics, Coimbra, Portugal, 2003, pp. 1092–1097.

72. Tsagarakis N., Caldwell D. A Compliant exoskeleton for multi-planar upper limb physiotherapy and training, *International Journal of the Robotics Society of Japan, Advanced Robotics*, 2007.

73. Caldwell D., Tsagarakis N., Kousidou S., Costa N., Sarakoglou I. "Soft" Exoskeletons for Upper and Lower Body Rehabilitation – Design, Control and Testing, *International Journal of Humanoid Robotics*, 2007, vol. 4, no. 3, pp. 549–573.

74. Caldwell D., Medrano-Cerda G., Goodwin M. Braided pneumatic actuator control of a multi-jointed manipulator, *Systems, Man and Cybernetics*, 1993, vol. 1, pp. 423–428.

75. **Pomiers P.** Modular robot arm based on pneumatic artificial rubber muscles (PARM), *Proceedings of CLAWAR 2003*, Catania, Italy, 2003.

76. Kawashima K., Sasaki T., Miyata T., Nakamura N., Sekiguchi M., Kagawa T. Development of robot using pneumatic artificial rubber muscles to operate construction machinery, *J. Robotics and Mechatronics*, 2004, vol. 16, no. 1, pp. 8–15.

77. Damme M. V., Ham R. V., Vanderborght B., Daerden F., Lefeber D. Design of a "soft" 2-DOF planar pneumatic manipulator, *Proceedings of CLAWAR 2005: 8th International Conference* on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines, 2005, pp. 559–566.

78. Damme M. V., Daerden F., Lefeber D. A pneumatic manipulator used in direct contact with an operator, *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, 2005, pp. 4505–4510.

79. Caldwell D. G., Tsagarakis N. G., Medrano-Cerda G. A., Schofield J., Brown S. Development of a Pneumatic Muscle Actuator driven Manipulator Rig for Nuclear Waste Retrieval Operations, *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics & Automation Detroit, Michigan*, 05.1999.

80. Wedler, Denkena D. New Compliant Mc-Kibben Actuator Driven by Pneumatic Actuators as a Hexapod Platform in Robotic Applications, 10th Workshop on Advanced Space Technologies for Robotics and Automation, ASTRA 2008, Noordwijk, The Netherlands, 2008.

81. Radojicic J., Surdilovic D., Schreck G. Modular Hybrid Robots for Safe Human-Robot Interaction, *World Academy of Science*, *Engineering and Technology (WCSAT 2009)*, Bangkok, Thailand, 2009.

82. Ichim, Pneumatic Applied To Logistic Systems, Annals of the Oradea University, Fascicle of Management and Technological Engineering, 2007, vol. 6, no. 16, pp. 2282–2289.

83. Brown G., Haggard R., Almassy R., Benney R., Dellicker S. The Affordable Guided Airdrop System (AGAS), *AIAA paper* 99-1742 presented at the 15th CEAS/AIAA Aerodynamic Decelerator Systems Technology Conference, 1999.

84. Yerkes N., Wereley N. Pneumatic Artificial Muscle Activation for Trailing Edge Flaps, *AIAA paper 2008-1418, 46th AIAA Aerospace Sciences Meeting and Exhibit*, Reno, Nevada, 2008.

85. Pohl M. A Motion Seat Using Pneumatic Membran Actuators in a Hexapod System Structur, 6th International Workshop on Research and Education in Mechatronics, REM 2005, Annecy, France, 2005.

86. Chernus P., Golovkin S. Primenenie silovyh obolochkovyh jelementov v vibroispytatel'nyh stendah (Approach of forced membranate elements in vibration stands), Voennaja radiojelektronika: opyt ispol'zovanija i problemy, podgotovka specialistov: 24-aja Mezhvuzovskaja nauchno-tehnicheskaja konferencija, VMPI, 2013, pp. 251–262.

87. Sharovatov V., Lastochkin A., Chernus P. Ustrojstvo zagrazhdeniya (Barrier arrangement), useful model patent \mathbb{N} 127027 from 20.06.2012, published vol. 11, 20.04.2013.

88. Sharovatov V., Lastochkin A., Chernus P., Yakovenko N. Ustrojstvo zapreshhenija proezda protivotarannogo tipa (Barrier arrangement forced type), useful model patent $N_{\rm P}$ 141880 from 26.07.2013, published vol. 17, 20.06.2014.

89. Sharovatov V., Lastochkin A., Chernus P. Ustrojstvo zapreshhenija proezda protivotarannogo tipa (Barrier arrangement forced type), Pat. № 2532675 from 21.11.2012, published vol. 15, 27.05.2014.

90. Sharovatov V., Lastochkin A., Chernus P, Yakovenko N. *Protivotarannoe ustrojstvo zapreshhenija proezda s nakladkoj* (Barrier arrangement with shield), Pat. \mathbb{N} 2538738 from 16.07.2013, published vol. 1, 10.01.2015.