

DOI: <https://doi.org/10.26896/1028-6861-2019-85-11-62-68>

УСТАНОВКА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ УСТАЛОСТНОЙ ДОЛГОВЕЧНОСТИ ВНУТРИСОСУДИСТЫХ СТЕНТОВ

© Олег Александрович Кашин, Константин Витальевич Круковский*,
Дмитрий Иванович Бобров, Александр Иванович Лотков

Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, Россия, 634055, г. Томск, просп. Академический, 2/4;

*e-mail: kvk@ispms.tsc.ru

*Статья поступила 17 июля 2018 г. Поступила после доработки 27 декабря 2018 г.
Принята к публикации 25 января 2019 г.*

Для восстановления просвета стенозированных кровеносных сосудов используют металлические стенты, которые после имплантации пожизненно остаются в организме человека. Необходимые условия успешного использования таких имплантатов — высокие значения их усталостной прочности и долговечности. Устройства по определению усталостной долговечности стентов чаще всего основаны на использовании изменения диаметра полимерной трубки, имитирующей кровеносный сосуд, в которую помещен стент соответствующего диаметра. Установки по определению усталостной долговечности стентов в основном представлены зарубежными фирмами и имеют высокую стоимость. Авторами разработана сравнительно простая и недорогая исследовательская установка, в которой циклическое нагружение реализуется по схеме «изгиб с вращением». Для проведения испытаний стент помещают внутрь силиконовой трубки, диаметр которой соответствует диаметру кровеносного сосуда, в котором будет установлен данный стент. Концы трубки закрепляют на вращающихся валах, расположенных в подшипниках. Перемещая один из подшипников, можно менять радиус изгиба трубки R и, соответственно, степень деформации элементов стента. Платформу со стентом размещают в резервуаре, заполненном физиологическим раствором. Внутри резервуара посредством радиатора поддерживают постоянную температуру. Частоту вращения варьируют до 60 Гц, одновременно можно испытывать пять стентов. В процессе испытаний реализуется циклическое нагружение с коэффициентом асимметрии цикла, равным -1 . На изготовленной установке проведены контрольные испытания саморасширяющихся стентов из сплава на основе никелида титана двух типоразмеров: первый — диаметром 8 и длиной 60 мм, второй — диаметром 4 мм и длиной 30 мм. Температура физиологического раствора — $(37 \pm 2)^\circ\text{C}$, частота вращения вала — 50 Гц. Радиус изгиба $R \approx 250$ мм. Испытания показали, что разработанное устройство может быть эффективно использовано для проведения ускоренных усталостных испытаний стентов.

Ключевые слова: внутрисосудистый стент; циклическое нагружение; усталостная долговечность; кровеносный сосуд.

DEVICE FOR DETERMINATION OF THE FATIGUE DURABILITY OF INTRAVASCULAR STENTS

© Oleg A. Kashin, Konstantin V. Krukovskii*, Dmitriy I. Bobrov, Aleksandr I. Lotkov

Institute of Strength Physics and Materials Science SB RAS, pr. Akademicheskoy, 2/4, Tomsk, 634055, Russia;

e-mail: kvk@ispms.tsc.ru

Received July 17, 2018. Revised December 27, 2018. Accepted January 25, 2018.

Metal stents used to restore the lumen of stenotic blood vessels remain in the human body for life after their implantation. Their high fatigue strength and durability are necessary conditions for the successful use of the implants. Devices intended for testing the fatigue durability of stents are most often based on using a polymer tube of changeable diameter which imitates the blood vessel into which the stent of the corresponding size is placed. The devices are often foreign made and rather expensive. The authors developed a relatively simple and not expensive research facility in which cyclic loading is realized by “rotating bending” scheme. A stent is placed inside the silicone tube having the diameter corresponding to that of the blood vessel in which the stent will be installed. The ends of the tube are fixed on the rotating shafts, which in turn are located in the bearings. Moving one of the bearings changes the bending radius of the tube R and, accordingly, the degree of deformation of the stent elements. The platform with the stent is located in the tank filled with saline solution. A radiator maintains a constant temperature inside the tank. The rotation frequency can be varied up to 60 Hz, five stents can be tested simultaneously. Cyclic loading is realized with a stress ratio equal to 1. We have tested two typical sizes of self-expanding stents made of

the alloy based on titanium nickelide: the first being 8 mm in diameter and 60 mm in length, and the second one — 4 mm in diameter and 30 mm in length. The temperature of the saline solution was $(37 \pm 2)^\circ\text{C}$, the rotation frequency of the shaft — 50 Hz. The bending radius was $R \approx 250$ mm. Tests showed that the developed device can be effectively used for accelerated fatigue tests of stents.

Keywords: intravascular stent; cyclic loading; fatigue durability; blood vessel.

Введение

При заболеваниях атеросклерозом частым осложнением является сужение просвета кровеносных сосудов в результате образования бляшек. Для восстановления просвета сосудов используют металлические стенты, которые представляют собой цилиндрическую сетчатую конструкцию, имеющую различные диаметр и длину в зависимости от диаметра сосуда и длины суженного сегмента. В настоящее время стент устанавливают в сосуд путем эндоваскулярной операции [1]. Стенты после имплантации пожизненно остаются в организме человека. В кровеносных сосудах стенты постоянно испытывают циклические нагрузки, связанные как с изменением диаметра сосуда при изменении артериального давления, так и с деформацией в результате естественных движений человека. Поэтому одним из необходимых условий успешного использования таких имплантатов является их высокая усталостная долговечность. В России для получения разрешения Росздравнадзора на производство и применение внутрисосудистых стентов их усталостная долговечность должна соответствовать требованиям ГОСТ Р ИСО 25539-2-2012 [2], который идентичен международному стандарту ISO 25539-2:2008 [3]. В этих стандартах установлено нормативное количество циклов нагружения ($400 \cdot 10^6$), которое не должно приводить к нарушению целостности стентов. Это количество циклов рассчитано из предположения 10-летней работы имплантата в организме человека при частоте пульса 70 ударов в минуту. Почти такое же количество циклов ($380 \cdot 10^6$) указано и в американском стандарте ASTM F2477-07 [4].

В этих же стандартах регламентировано, что оценка усталостной долговечности стентов должна быть выполнена при ожидаемых физиологических условиях. В настоящее время не стандартизированы методы испытания для оценки влияния физиологических видов нагрузки, кроме радиальной силы. Поэтому в качестве основной рекомендована схема испытаний на усталостную прочность стентов в условиях циклической радиальной нагрузки (Pulsatile Durability Testing of Vascular Stents), которая заключается в следующем. Испытуемый стент помещают в эластичную трубку (из латекса или силикона) диаметром, соответствующим кровеносному сосуду. В трубку под давлением подается жидкость (как правило, физиологический раствор). Под воздей-

ствием давления жидкости трубка увеличивается в диаметре, имитируя увеличение диаметра сосуда при повышении кровяного давления. Поскольку [1] диаметр стента в раскрытом состоянии должен быть больше внутреннего диаметра сосуда, как правило, на 1 или 2 мм, то вместе с увеличением диаметра трубки соответственно увеличивается и диаметр стента. Изменение давления выбирается исходя из физиологических значений систолического и диастолического давления в имитируемом кровеносном сосуде. В частности, для коронарного стента предлагаемый диапазон давления составляет от 80 до 160 мм рт.ст. [4]. При выборе частоты изменения давления исходят из компромисса между сокращением времени испытаний до регламентного значения количества циклов и минимизацией влияния частоты нагружения на усталостные характеристики стента. Усталостные испытания стентов по описанной схеме проводят на установках зарубежных фирм. Например, фирма TA Instruments проводит систему исследования стентов DuraPulse SGT, фирма Dynatek Labs изготавливает систему SVP-24 Stent Tester. В России установки подобного типа не производят.

В большинстве публикаций приводятся сведения об использовании частоты нагружения от 30 [5] до 50 – 60 Гц [6 – 8]. Но даже при частоте 50 Гц для набора $400 \cdot 10^6$ циклов требуется непрерывная работа испытательного оборудования в течение 90 суток. Поэтому на стадии разработки дизайна и технологии изготовления стентов для оценки их усталостных свойств используют моделирование методом конечных элементов [9 – 17]. Тем не менее для верификации стентов, разработанных с применением методов компьютерного моделирования, необходимо проведение экспериментальных исследований. При этом усталостные испытания стентов могут быть проведены при отличных от компьютерных моделей схемах их нагружения и при меньших значениях количества циклов.

В стандарте ASTM [18] приведены схемы усталостных испытаний стентов при осевом нагружении, изгибе и кручении, которые использованы в ряде исследований [19]. В данной работе для определения усталостных характеристик внутрисосудистых стентов предложено использовать схему нагружения «изгиб с вращением». Такая схема широко используется для исследования усталости цилиндрических образцов и изде-



Рис. 1. Установка по определению усталостной долговечности стентов

Fig. 1. Device for determination of the fatigue durability of stents

лий. Одним из вариантов испытаний по данной схеме является способ испытания тонких проволок [20]. Однако для испытания внутрисосудистых стентов, имеющих достаточно сложную форму, существующие установки не пригодны.

Установка для испытания стентов

В ИФПМ СО РАН разработана сравнительно простая исследовательская установка, в которой циклическое нагружение реализуется по схеме «изгиб с вращением». Фотография разработанной установки приведена на рис. 1. Основой установки является резервуар, который изготовлен из прозрачного поликарбоната толщиной 10 мм. При испытаниях этот резервуар в соответствии с требованиями ГОСТ Р ИСО 25539-2-2012 запол-

няется физиологическим раствором таким образом, чтобы при испытаниях стенты полностью находились в растворе. Внутри резервуара вблизи дна расположен радиатор из медной трубки, по которому постоянно прогоняется жидкий теплоноситель (пропиленгликоль) с постоянной температурой, которая в автоматическом режиме поддерживается с помощью термостата LAUDA Ecoline Staredition RE 106. Температура теплоносителя подбирается таким образом, чтобы физиологический раствор в процессе испытаний имел температуру $(37 \pm 2)^\circ\text{C}$, т.е. температуру человеческого организма. Для контроля используется термометр электронный лабораторный ЛТ-300.

Для проведения испытаний по схеме «изгиб с вращением» стент так же, как и при схеме испытаний «пульсирующее радиальное нагружение», помещается внутрь силиконовой или латексной трубки. Внутренний диаметр данной трубки соответствует внутреннему диаметру кровеносного сосуда, для которого предназначен данный стент (рис. 2). На концах валов, на которых крепятся полимерные трубки с расположенным внутри стентом, предусмотрена возможность изменения их диаметра с помощью резьбового соединения с валом дополнительных трубок из нержавеющей стали соответствующего диаметра. На рис. 2 видны концы верхнего и нижнего валов с посадочными местами для полимерных трубок с внутренними диаметрами 4 и 8 мм.

В валах, размещенных на подшипниках, имеются отверстия, чтобы физиологический раствор циркулировал внутри трубки и омывал стент во время испытаний. Конец вала, расположенного в верхней части, соединен мягкой муфтой с электромотором. Верхний и нижний подшипни-

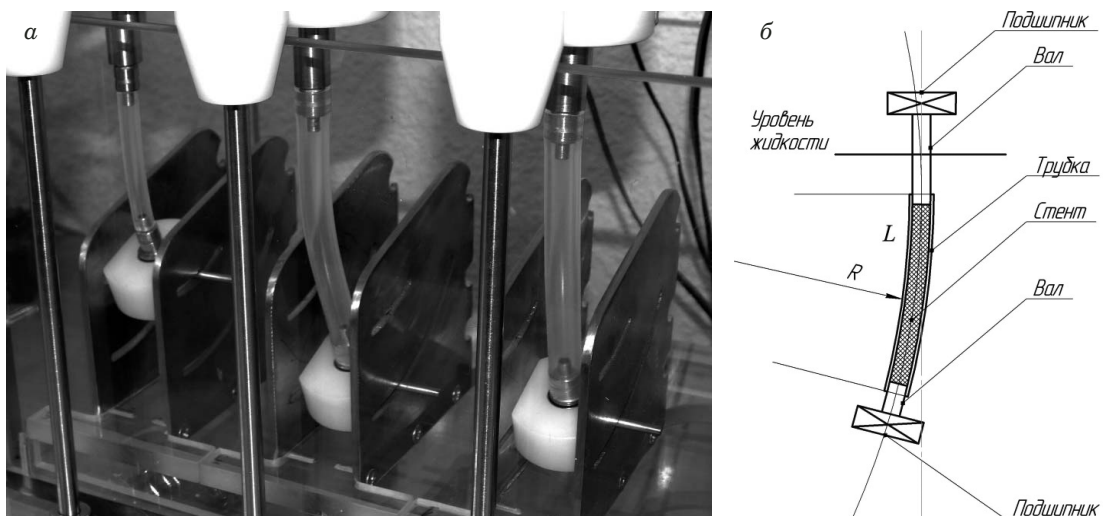


Рис. 2. Фото фрагмента узла размещения стентов в полимерных трубках на установке (а) и схема размещения стента (б)

Fig. 2. Photo of the fragment of the stent placement unit in the polymer tube on the device (a) and the stent placement scheme (b)

ки, в свою очередь, с небольшим натягом размещены в отверстиях специально изготовленных оправок из капролона. Эти оправки могут перемещаться между двумя параллельными пластинами по сделанным в них прорезам, обеспечивая необходимый радиус изгиба полимерной трубки со стентом.

Верхний вал с подшипником на оправке жестко закреплен на платформе. На этой же платформе установлен электромотор постоянного тока, ось которого полимерной трубкой соединена с выступающим концом верхнего вала. Электропитание мотора осуществляется от источника постоянного тока Mastech HY10010E. На такой установке одновременно можно испытывать пять стентов как одного типоразмера с одинаковым или различным радиусом изгиба полимерной трубки, так и разных типоразмеров. Максимальная частота вращения — 60 Гц, частота нагружения контролируется частотомером Testo 465.

Проведенный на первом этапе проектирования установки анализ литературных данных показал, что при сопоставимом изменении длины стента при схемах «пульсирующее нагружение в радиальном направлении» и «чистый изгиб» максимальные напряжения и деформации в элементах стента заметно выше во втором случае [11].

Основными конструктивными элементами стента являются короны из V-образных элементов, каждый из которых образован стратами, короны соединены мостами (рис. 3, а). При испытаниях пульсирующим нагружением в радиальном направлении диаметр стента увеличивается вследствие подачи максимального давления жидкости в трубки, в которых размещены стенты, концы V-образных элементов стента расходятся и угол между ними становится больше — длина стента уменьшается. При сбросе давления до минимальной величины угол раскрытия V-образных элементов стента возвращается к исходной величине. При испытании стента по схеме «изгиб с вращением» длина L_1 стороны стента, которая обращена внутрь окружности, по дуге которой изгибается стент, уменьшается, а длина L_2 его стороны, которая обращена наружу, увеличивается (рис. 3, б). Таким образом, можно предполагать, что деформация стента при обеих схемах испытаний будет подобной.

Радиус окружности, по дуге которой изгибается стент, рассчитывали следующим образом. Страты в структуре стента образуют V-образный элемент, или равнобедренный треугольник, сторонами которого они являются, основание этого треугольника P — это часть длины окружности стента $L_{\text{окр}}$ (см. рис. 3, а). При испытаниях пуль-

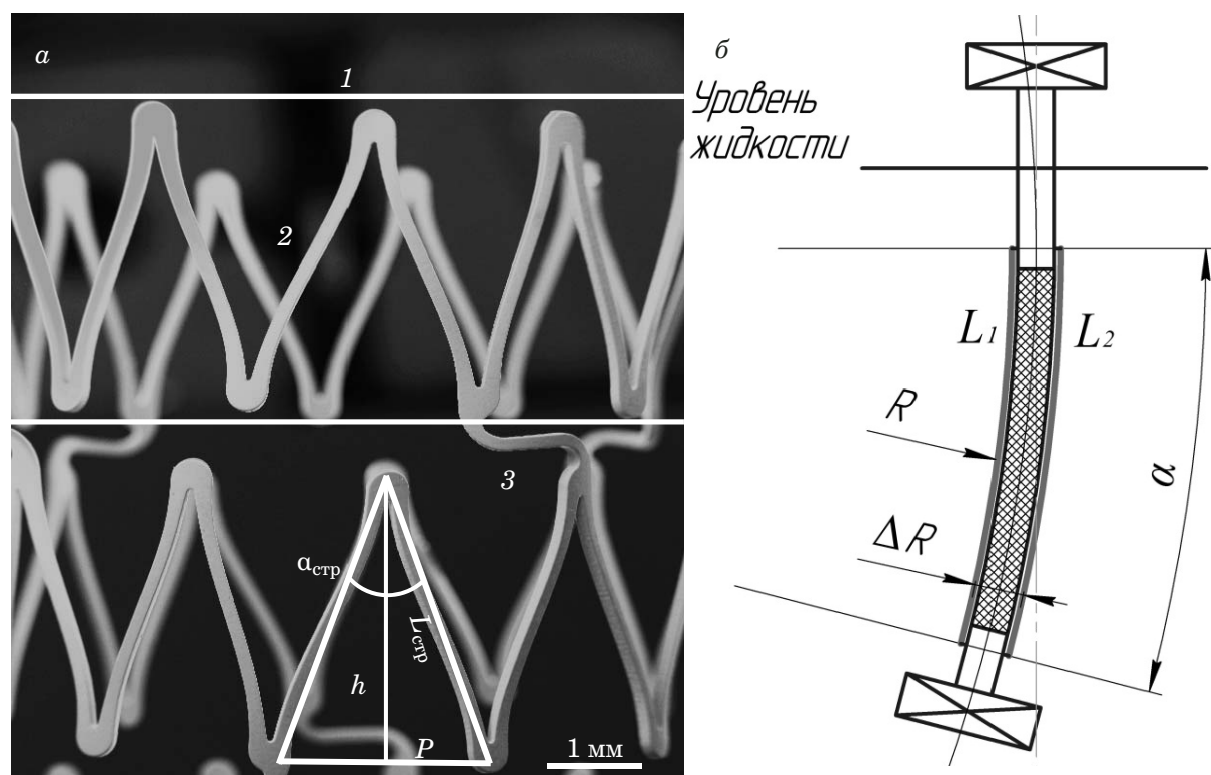


Рис. 3. Элементы структуры внутрисосудистого стента (а) и схема размещения внутрисосудистого стента (б): 1 — корона; 2 — страта; 3 — мост

Fig. 3. Elements of the intravascular stent structure (а) and the stent placement scheme (б): 1 — crown; 2 — strut; 3 — bridge

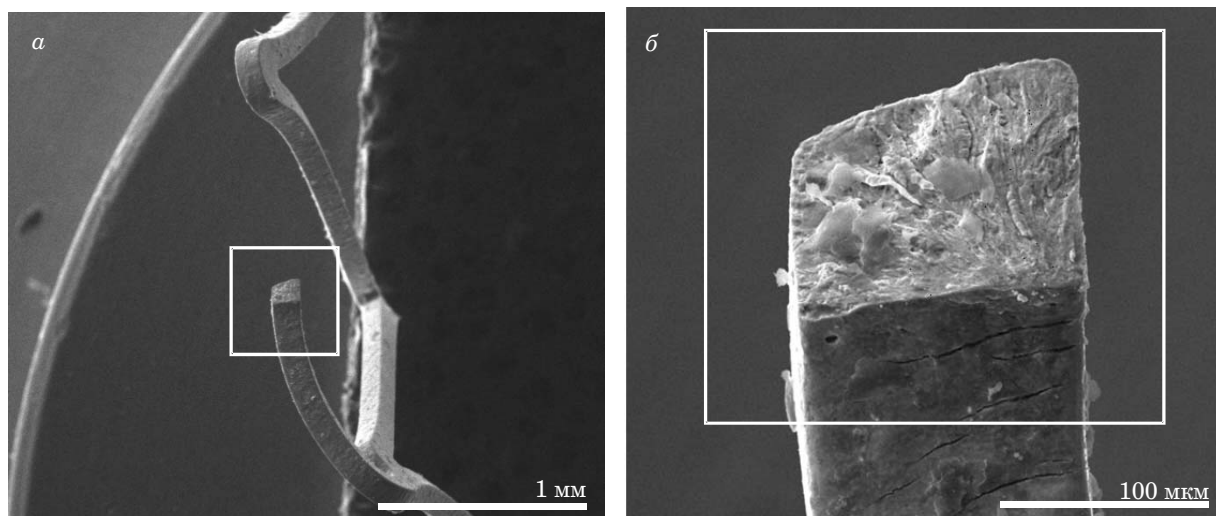


Рис. 4. Разрушение элемента конструкции стента (а) и поверхность разрушения (б)

Fig. 4. Destruction of the stent element (a), fracture surface (b)

сирующим нагружением в радиальном направлении [5 – 8] происходит изменение диаметра стента на 5 – 10 %. Таким образом, зная величину изменения диаметра стента, можно найти изменение длины его окружности $L_{\text{окр}}$. Зная изменение $L_{\text{окр}}$, определяем основание треугольника P и, соответственно, угол раскрытия между стратами $\alpha_{\text{стр}}$. При увеличении длины окружности увеличивается основание равнобедренного треугольника и, следовательно, уменьшается его высота h , поскольку длина страт (боковых сторон треугольника) не изменяется. Так как высота треугольника уменьшается с увеличением диаметра, сокращается и длина стента (высота образованного треугольника — это высота короны, от которой зависит длина стента). Зная P , $L_{\text{окр}}$ и $\alpha_{\text{стр}}$, находим высоту треугольника h , которая будет разная для стента в исходном состоянии и при увеличении диаметра на 10 %. Зная изменение высоты h , получим изменение длины стента:

$$(h_{\text{исх}} - h_{\text{деф}})N_{\text{к}} = \Delta L_{\text{с}}, \quad (1)$$

где $h_{\text{исх}}$ — высота короны стента в исходном состоянии; $h_{\text{деф}}$ — высота короны стента при увеличении его диаметра на 10 %; $N_{\text{к}}$ — количество коронок в стенте; $\Delta L_{\text{с}}$ — длина стента при увеличении его диаметра на 10 %.

Для соответствия деформаций стента при испытании по схеме «изгиб с вращением» и при испытании по схеме «пульсирующее нагружение в радиальном направлении» получаем, что длина L_1 стороны стента, которая обращена внутрь окружности, по дуге которой изгибается стент, должна уменьшаться на $\Delta L_{\text{с}}$ и соответствовать длине стента при увеличении его диаметра на 10 %. Зная длину дуги по оси стента (длина стента

та в исходном состоянии) и длины дуг по внутренней и наружной его поверхностям (L_1 и L_2), а также изменение радиуса окружности, по которой будет изгибаться стент,

$$\Delta R = \frac{180^\circ \cdot L_1}{\pi \alpha} - \frac{180^\circ \cdot L_2}{\pi \alpha} \quad (2)$$

(ΔR равно диаметру стента), можно вычислить центральный угол α , образующий дугу данной окружности.

Из (2) следует

$$\alpha = \frac{180^\circ (L_1 - L_2)}{\Delta R \pi}. \quad (3)$$

Тогда радиус окружности, по дуге которой изгибается стент, составит

$$R = \frac{180^\circ \cdot L_2}{\pi \alpha}. \quad (4)$$

При испытании по схеме «изгиб с вращением» элементы стента испытывают деформации, схожие с деформациями при испытании по схеме «пульсирующее нагружение в радиальном направлении» (концы V-образных элементов стента расходятся и сходятся и угол между ними увеличивается и уменьшается из-за изменения длины стента). В процессе испытаний дополнительно реализуется циклическое нагружение изгибом всех элементов стента (включая мосты, соединяющие короны). Нагружение всех элементов стента при реализации схемы испытаний «изгиб с вращением» происходит с коэффициентом асимметрии амплитуды деформации цикла, равным -1 [21], что обеспечивает более жесткий ре-

жим испытаний, чем при стандартных схемах испытаний.

Баллонорасширяемые стенты, изготовленные из нержавеющей стали или кобальтохромовых сплавов, размещают в установке для испытаний с помощью системы доставки. Нераскрытый стент на сжатом баллоне вводят в полимерную трубку, затем в баллон под давлением нагнетают жидкость, в результате чего стент раскрывается до требуемого диаметра. Для саморасширяющихся стентов на основе никелида титана необходимость использования системы доставки отсутствует. Раскрытый стент достаточно охладить до температуры, равной примерно 0 °С, после чего можно сжать до диаметра, при котором он свободно поместится в полимерной трубке. При нагреве до температуры испытаний стент принимает заданную исходную форму. Концы полимерной трубки, в которой размещен стент, с натягом закрепляют на валах, изготовленных из нержавеющей стали. Как показали предварительные испытания, при правильном подборе диаметра силиконовой трубки и диаметра валов необходимость дополнительного закрепления трубки на валах во избежание проскальзывания не возникает.

Для определения усталостной долговечности стентов следует определить, при каком числе циклов происходит разрушение какого-либо элемента или образование усталостной трещины. Опыт испытаний показал, что внутри полимерной трубки практически невозможно определить (визуально или с помощью какого-либо оптического прибора) разрушение элемента стента. Поэтому каждый стент после определенного числа циклов приходится снимать с установки и извлекать из трубки, разрезая ее. Прежде необходимо ослабить винт в держателе, фиксирующий верхнюю платформу, и вынуть из резервуара платформу с закрепленной на ней трубкой со стентом. Стент, извлеченный из трубки, осматривают визуально или с использованием оптического или сканирующего электронного микроскопа. Если разрушения какого-либо элемента стента не обнаружено, то стент размещают в новой трубке и продолжают испытание. Для регламентированного (ГОСТ Р ИСО 25539-2-2012) для сосудистых стентов количества циклов ($4 \cdot 10^8$ циклов), по-видимому, осмотр целесообразно проводить не чаще, чем через $5 \cdot 10^7$ циклов.

На разработанной установке были проведены контрольные испытания одновременно пяти саморасширяющихся стентов из сплава на основе никелида титана двух типоразмеров: первый — диаметром 8 и длиной 60 мм, второй — диаметром 4 и длиной 30 мм. Испытания проводили при частоте вращения вала 30 Гц до набора $5 \cdot 10^7$ циклов. Соответствующие радиусы изгиба R

были выбраны из условия подобию деформации элементов стента при увеличении его диаметра на 10 % при испытаниях по схеме «пульсирующее нагружение» в радиальном направлении. Некоторые стенты разрушились до окончания испытаний. На рис. 4, а показано разрушение элемента стента, которое произошло после $12 \cdot 10^6$ циклов. Поверхность усталостного разрушения представлена на рис. 4, б. Разрушение элементов стента произошло в наиболее нагруженных участках (вершины страт, мосты), которые для испытанных стентов были рассчитаны с помощью метода подвижных клеточных автоматов [22].

Заключение

Схема испытаний «изгиб с вращением» не является эквивалентной стандартным схемам, таким как испытания пульсирующим нагружением в радиальном направлении или циклические испытания на изгиб, и не исключает их применение. Данная схема и разработанная установка по определению усталостных характеристик внутрисосудистых стентов могут быть эффективно использованы для ускоренных усталостных испытаний стентов на стадии их разработки.

Конструкция установки проста в изготовлении и обслуживании. Ее преимуществами являются невысокая стоимость, отсутствие дорогостоящих и дефицитных комплектующих и материалов; большинство деталей можно изготовить в экспериментальных мастерских на обычном оборудовании.

Финансирование работы

Работа выполнена в рамках Программы фундаментальных научных исследований государственных академий наук на 2013 – 2020 годы, направление III.23.

ЛИТЕРАТУРА (REFERENCES)

1. Haimovici H. Haimovici's vascular surgery / Enrico Ascher. 5th ed. — Hoboken: Blackwell Publishing, 2004. — 1221 p.
2. GOST R ISO 25539-2-2012. Cardiovascular implants. Endovascular devices. Part 2. Vascular stents. — Moscow: Standartinform, 2014 [in Russian].
3. ISO 25539-2:2008 "Cardiovascular implants — Endovascular devices. Part 2: Vascular stents".
4. ASTM F2477-07 (Reapproved 2013). Standard Test Methods for in vitro Pulsatile Durability Testing of Vascular Stents.
5. Pelton A. R., Schroeder V., Mitchell M. R., Gong Xiao-Yan, Barney M., Robertson S. W. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2008. P. 153 – 164.
6. Kapnisis K., Halwani D. O., Brott B., Anderson P., Lemons J., Anayiotos A. Stent overlapping and geometric curvature influence the structural integrity and surface characteristics of coronary nitinol stents / Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2013. P. 227 – 236.

7. **Kapnis K., Constantinides G., Georgiou H., Cristea D., Gabor C., Munteanu D., Brott B., Anderson P., Lemons J., Anayiotos A.** Multi-scale mechanical investigation of stainless steel and cobalt-chromium stents / *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014. P. 240 – 251.
8. **Farhatnia Ya., Jun Hon Pang, Darbyshire A., Dee R., Tan A., Seifalian A. M.** Next generation covered stents made from nanocomposite materials: A complete assessment of uniformity, integrity and biomechanical properties / *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*. 2016. Vol. 12. Issue 1. January. P. 1 – 12.
9. ASTM F2514–08. Standard Guide for Finite Element Analysis (FEA) of Metallic Vascular Stents Subjected to Uniform Radial Loading.
10. **Morlacchi S., Pennati G., Petrini L., Dubini G., Migliavacca F.** Influence of plaque calcifications on coronary stent fracture: A numerical fatigue life analysis including cardiac wall movement / *Journal of Biomechanics*. 2014. P. 899 – 907.
11. **Auricchio F., Constantinescu A., Conti M., Scalet G.** A computational approach for the lifetime prediction of cardiovascular balloon-expandable stents / *International Journal of Fatigue*. 2015. P. 69 – 79.
12. **Hao-Ming Hsiao, Li-Wei Wu, Ming-Ting Yin, Cheng-Han Lin, Hsin Chen.** Quintupling fatigue resistance of intravascular stents via a simple design concept / *Computational Materials Science*. 2014. P. 57 – 63.
13. **Argente dos Santos H. A. F., Auricchio F., Conti M.** Fatigue life assessment of cardiovascular balloon-expandable stents: A two-scale plasticity-damage model approach / *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2012. P. 78 – 92.
14. **Frischkorn J., Reese S.** Solid-beam finite element analysis of Nitinol stents / *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* 2015. P. 42 – 63.
15. **Hao-Ming Hsiao, Yi-Hsiang Chiu, Kuang-Huei Lee, Chien-Han Lin.** Computational modeling of effects of intravascular stent design on key mechanical and hemodynamic behavior / *Computer-Aided Design*. 2012. P. 757 – 765.
16. **Dordoni E., Meoli A., Wu W., Dubini G., Migliavacca F., Pennati G., Petrini L.** Fatigue behaviour of Nitinol peripheral stents: The role of plaque shape studied with computational structural analyses / *Medical Engineering & Physics*. 2014. P. 842 – 849.
17. **Sweeney C. A., O'Brien B., McHugh P. E., Leen S. B.** Experimental characterization for micromechanical modelling of CoCr stent fatigue / *Biomaterials*. 2014. P. 36 – 48.
18. ASTM F2942–13. Standard Guide for in vitro Axial, Bending, and Torsional Durability Testing of Vascular Stents.
19. **Nikanorov A., Smouse H. B., Osman K., Bialas M., Shrivastava S., Schwartz L. B.** Fracture of self-expanding nitinol stents stressed in vitro under simulated intravascular conditions / *Journal of vascular surgery*. 2008. P. 435 – 440.
20. **Pelton A. R., Fino-Decker J., Vien L., Bonsignore C., Saffari P., Launey M., Mitchell M. R.** Rotary-bending fatigue characteristics of medical-grade Nitinol wire / *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013. P. 19 – 32.
21. *Strength of materials* / A. F. Smirnov, N. I. Monakhov, D. V. Parfonov, eds. — Moscow: Vysshaya shkola, 2000. — 497 p. [in Russian].
22. **Eremina G. M., Smolin A. Yu., Krukovskii K. V., Lotkov A. I., Kashin O. A., Kudryashov A. N.** Mechanical behavior of deformed intravascular NiTi stents differing in design. Numerical simulation / *AIP Conf. Proc.* Vol. 1909. 020044-1-020044-4.2017.