

КЛИНИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ МЕТАЛЛОТРИКОТАЖА ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА НА ОСНОВЕ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ РЕОЛОГИЧЕСКОГО ПОДОБИЯ МЯГКИМ БИОЛОГИЧЕСКИМ ТКАНЯМ

Е.С. Марченко¹✉, Ю.Ф. Ясенчук¹, С.В. Гюнтер¹, А.А. Козулин¹,
А.В. Ветрова¹, А.С. Полонянкин², О.А. Фатюшина², А.Н. Вусик²

¹ Национальный исследовательский Томский государственный университет,
Томск, Российская Федерация

² Сибирский государственный медицинский университет,
Томск, Российская Федерация

Аннотация

Методом одноосного циклического растяжения и растяжения до разрыва исследованы образцы трикотажа, выполненного из никелид-титановой проволоки толщиной 40, 60 и 90 мкм. Обнаружено, что металлотрикотаж при растяжении ведет себя как гиперупругий материал. У никелид-титанового трикотажа выявлено гиперупругое механическое поведение в отличие от сверхэластичной проволоки, из которой он изготовлен. С применением реологических моделей Гента, Нео–Гука, Муни–Ривлина и Бергстрёма–Бойс проведен расчет циклического растяжения трикотажного материала. Показано подобие механического поведения металлотрикотажа и биологических тканей. Предложены критерии количественной оценки биомеханической совместимости трикотажного имплантата для пластики гиперупругих биологических тканей.

Основными критериями реологического подобия металлотрикотажа и мягких тканей можно считать: величину предела прочности; модули упругости и диапазон низкомодульной и высокомодульной упругой деформации при нагрузке и разгрузке; величину остаточной деформации при циклическом растяжении.

Металлотрикотаж из сверхэластичной никелид-титановой проволоки при мягком отнуде циклическом растяжении проявляет резиноподобное поведение, свойственное гиперупругим материалам. При этом в наиболее нагруженных контактных участках сверхэластичной никелид-титановой проволоки мартенситный фазовый переход не оказывал влияния на диаграмму растяжения гиперупругого трикотажа. Остаточная макродеформация при первых двух циклах растяжения обусловлена трением, противодействующим восстановлению упругой деформации при разгрузке. Установлено, что модель Бергстрёма–Бойс наиболее близка по диаграмме напряжение–деформация трикотажной ленте и биологическим тканям. Металлотрикотажные имплантаты из никелид-титановой проволоки применили для пластики мягких тканей и костно-мышечных комплексов. Разработанная методика количественной оценки биосовместимости имплантата и биологической ткани позволила выполнить подбор трикотажа с определенным сечением проволоки, ориентируясь на развиваемые металлотрикотажной лентой усилия и переменный модуль упругости. Металлотрикотажную ленту применяли без дополнительной фиксации, используя упругую самофиксацию петель трикотажа в мягкие ткани.

Ключевые слова: никелид титана, металлотрикотаж, метод подгонки, модель Бергстрёма–Бойс, биосовместимость, пластика тканей.

Конфликт интересов: авторы подтверждают отсутствие явного и потенциального конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

Прозрачность финансовой деятельности: исследование выполнено при поддержке гранта Правительства Российской Федерации (Постановление №220 от 09.04.2010, Соглашение № 075-15-2021-612 от 04.06.2021).

Для цитирования: Марченко Е.С., Ясенчук Ю.Ф., Гюнтер С.В., Козулин А.А., Ветрова А.В., Полонянкин А.С., Фатюшина О.А., Вусик А.Н. Клиническое применение металлотрикотажа из никелида титана на основе количественной оценки реологического подобия мягким биологическим тканям // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. 2022. Т. 25, № 2. С. 68–81. doi 10.52581/1814-1471/81/07

FROM SCIENCE TO THE PRACTICE

CLINICAL APPLICATION OF TITANIUM NICKELIDE KNITWEAR
BASED ON THE QUANTITATIVE ASSESSMENT
OF RHEOLOGICAL SIMILARITY TO SOFT BIOLOGICAL TISSUESE.S. Marchenko¹✉, Yu.F. Yasenchuk¹, S.V. Gunther¹, A.A. Kozulin¹,
A.V. Vetrova¹, A.S. Polonyankin², O.A. Fatyushina², A.N. Vusik²¹ National Research Tomsk State University,
Tomsk, Russian Federation² Siberian State Medical University,
Tomsk, Russian Federation**Abstract**

Samples of metal knitted mesh made of the 40 μm , 60 μm and 90 μm diameter TiNi wires are studied by uniaxial tension to rupture and uniaxial cyclic tension. It was found that the metal knitted TiNi mesh behaves like a hyperelastic material under uniaxial tension in contrast to the superelastic wire from which it is made. Using the rheological models of Gent, Neo-Hookean, Mooney–Rivlin and Bergstrom–Boyce, the calculation of the cyclic tension of the knitted mesh was carried out. The similarity of the mechanical behavior of knitted mesh and biological tissues is shown. Criteria for quantitative assessment of the biomechanical compatibility of a knitted mesh implant for plasty of hyperelastic biological tissues are proposed.

The main criteria for the rheological similarity of knitted mesh and soft tissues are the ultimate tensile strength, elastic modulus and the range of low-modulus and high-modulus elastic strain under loading and unloading; the residual strain value during cyclic tension.

It has been found that knitted mesh made of superelastic TiNi wire exhibits a rubber-like behavior characteristic of hyperelastic materials under soft zero cyclic tension. At the same time, in the most loaded contact areas of the superelastic TiNi wire, the martensitic transition did not affect the tension cycles is due to friction, which counteracts the recovery of elastic strain during unloading. It has been established that the Bergstrom–Boyce model is closest in terms of the stress–strain diagram to the knitted mesh and biological tissues. Knitted mesh implants made of nickelide titanium wire were used for plasty of soft tissues and musculoskeletal complexes. The developed method for quantitative assessment diagram of the hyperelastic knitted mesh. The residual strain during the first two tension of the biocompatibility of the implant and biological tissue make it possible to choose knitted mesh with a certain wire diameter, focusing on the forces developed by the knitted mesh and the variable elasticity modulus. The knitted mesh was applied without additional fixation, using elastic self-fixation of knitted mesh loops into soft tissues.

Keywords: titanium nickelide, knitwear, fitting method, Bergstrom–Beuys model, biocompatibility, fabric plastics

Conflict of interest: authors declare the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this paper.

Financial disclosure: the research was supported by a grant under Decree of the Government of the Russian Federation No. 220 dated April 9, 2010 (Agreement No. 075-15-2021-612 dated June 4, 2021).

For citation: Marchenko E.S., Yasenchuk Yu.F., Gunther S.V., Kozulin A.A., Vetrova A.V., Polonyankin A.S., Fatyushina O.A., Vusik A.N. Clinical application of titanium nickelide knitwear based on the quantitative assessment of rheological similarity to soft biological tissues. *Issues of Reconstructive and Plastic Surgery*. 2022;25(2):68–81. doi 10.52581/1814-1471/81/07

ВВЕДЕНИЕ

Проблема биосовместимости имплантатов является весьма актуальной, так как количество операций с их использованием в различных областях

медицины стремительно растёт. Количество новых материалов для пластики тканей также быстро увеличивается, в то время как разработка теоретических основ отстает от практики применения. В настоящее время проводится много исследова-

ний биомеханического поведения кровеносных сосудов, мышечных и соединительных тканей, кожи, костей и других видов биологических тканей [1, 2]. Активно исследуют такие имплантационные биоматериалы, как полимеры, керамика, металлы и композиционные материалы [3, 4].

Метод одноосного обратимого циклического растяжения остается одним из основных методов исследования гиперупругих материалов и сплавов с памятью формы. Диаграмма напряжение–деформация описывает отклик материала в ответ на внешнюю растягивающую нагрузку.

Большинство низкомолекулярных материалов при одноосном обратимом циклическом растяжении деформируются нелинейно с эффектом ужесточения [5]. В диаграммах деформации гиперупругих материалов, к которым относится большинство биологических тканей, можно выделить три участка: начальный линейный участок с низким модулем упругости; средний нелинейный переходный участок; конечный линейный участок с высоким модулем упругости. Степень нелинейности зависит от скорости и величины деформации.

Интервал физиологической нагрузки обычно не превышает 20% от предела прочности. Интервал физиологической деформации, как правило, занимает 20–50% от максимальной деформации и захватывает участок с низким модулем упругости или часть участка с высоким модулем упругости.

Для гиперупругих материалов также характерны гистерезис напряжений и эффект размягчения при циклической нагрузке, который называют эффектом Маллинза [6–8]. Гистерезис после 1-го цикла существенно уменьшается, поэтому удобно выделить гистерезис 1-го и 2-го циклов. Эти эффекты вызваны потерями от противодействия вязким силам внутреннего трения со стороны упругих сил. Диаграммы такого типа характерны для мягких биологических тканей, а также для наполненных эластомеров и низкомолекулярных резиноподобных материалов.

Особое место среди материалов для имплантации занимают сверхэластичные сплавы никелида титана, которые нашли широкое применение в кардиохирургии, абдоминальной хирургии, стоматологии, травматологии и гинекологии [9–11]. Сверхэластичные имплантаты активно применяют в виде стентов в эндоваскулярной хирургии, ортодонтических дуг – в ортодонтии, металлотрикотажных материалов – в пластике грыж.

Вязкоупругое поведение сплавов никелида титана достаточно хорошо изучено в рамках теории упругости и теории мартенситных превращений [12–17]. Внешняя растягивающая нагрузка, действующая на имплантат из никелида титана, вызывает прямой мартенситный переход

и рост энтропии, что сопровождается большими тепловыми потерями во всем объеме образца из-за внутреннего трения между кристаллами аустенита и мартенсита.

Применение сверхэластичных материалов требует разработки объективных критериев биомеханической совместимости, которые снижают риски применения имплантатов.

Трикотаж, выполненный из сверхэластичной проволоки никелида титана толщиной от 40 до 90 мкм, является перспективным экспериментальным материалом для пластики костных и мягких тканей. Для объективного прогнозирования результатов органосохраняющей пластики мягких биологических тканей сетчатыми имплантатами необходимо разработать объективные критерии оценки биомеханической совместимости. Выработать такие критерии поможет аппроксимация гиперупругого поведения при циклической деформации. При дальнейшем исследовании планируется сопоставить полученные в результате аппроксимации константы с реальными свойствами материала, такими как модули упругости и сдвига, а также геометрические параметры трикотажа.

Принятая в результате аппроксимации математическая модель будет являться инструментом для определения биосовместимости трикотажной сетки и биологической ткани. Наиболее подходящей моделью для моделирования гиперупругого поведения трикотажа является модель Бергстома–Бойс [18].

Цели исследования: установить особенности нелинейного механического поведения металлотрикотажного материала, выполненного из проволоки никелида титана, предназначенного для пластики мягких тканей; определить оптимальную реологическую модель гиперупругой среды для аппроксимации экспериментальных данных и расчета численных значений параметров реологической модели для использования их в моделировании циклического растяжения металлотрикотажного имплантата и мягкой биологической ткани; провести клиническую апробацию предлагаемого способа оценки биомеханической совместимости металлотрикотажных имплантатов при пластике мягких тканей.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Для изучения вязкоупругих свойств трикотажа были изготовили образцы сверхэластичной проволоки никелида титана толщиной 60 мкм и металлотрикотаж, связанный из проволоки толщиной 40, 60, 90 мкм. Образцы металлотрикотажа и одиночной проволоки длиной 30 мм запрессовывали в наконечники с отверстиями для захватов (рис. 1).

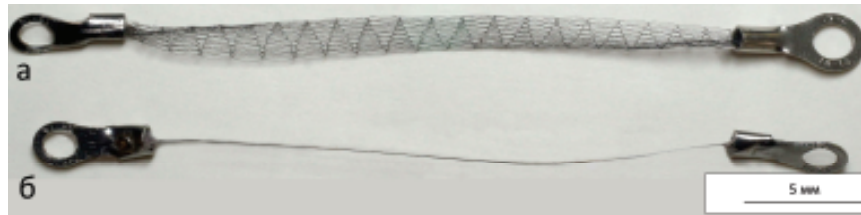


Рис. 1. Металлотрикотаж (а) и сверхэластичная проволока (б) из никелида титана

Fig. 1. Metal knitwear (a) and superelastic wire (b) made of TiNi

Проволока, выполненная из сплава $Ti_{50}Ni_{50}$, под действием мягкого отнудевого циклического растяжения в изотермических условиях проявляет эффект сверхэластичности.

Трикотажную двухслойную ленту получали из проволоки 40, 60 и 90 мкм плетением трубчатого трикотажного полотна по типу кулирная гладь. Трубчатый трикотаж деформировали в двухслойную плоскую ленту и снимали остаточные напряжения при температуре отжига 500 °С. От ленты отрезали образцы длиной 30 мм, концы которых запрессовывали в наконечники.

Деформационные диаграммы растяжения вязкоупругих материалов получали на испытательной машине растяжения Instron Electropuls 1000 с усилием до 10 Н. Растяжение образцов проводили с точностью 3 мкм, фиксируя развиваемое усилие в образцах при нагрузке и разгрузке с точностью 0,004 Н.

Электронную просвечивающую микроскопию образцов проволоки в режиме темного поля проводили методом тонких фольг на просвечивающем электронном микроскопе JEOL JEM-2100 (Япония) при ускоряющем напряжении 200 кВ. Тонкие фольги готовили на установке Fischione Instruments Model 1051 TEM Mill (Япония). Предварительную вышлифовку ямок выполняли на Fischione Instruments Model 200 Dimpling Grinder (Япония).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

При мягком отнудево циклическом растяжении трикотажа из сверхэластичной никелид-титановой проволоки были получены деформационные зависимости типичные для гиперупругих материалов с низкомодульным начальным участком, нелинейным переходным участком и высокомодульным конечным участком. Полученные зависимости анализировали с позиций, принятых для гиперупругих наполненных эластомеров.

Для сравнительного анализа зависимостей полученных на трикотаже из никелида титана получили эталонные диаграммы путем такого же одноосного циклического растяжения той же проволоки, из которой получали трикотаж.

Особенности деформации сверхэластичной проволоки из сплава никелида титана

При растяжении проволоки TiNi толщиной 60 мкм были получены деформационные диаграммы типичные для проволоки из сплава Nitinol.

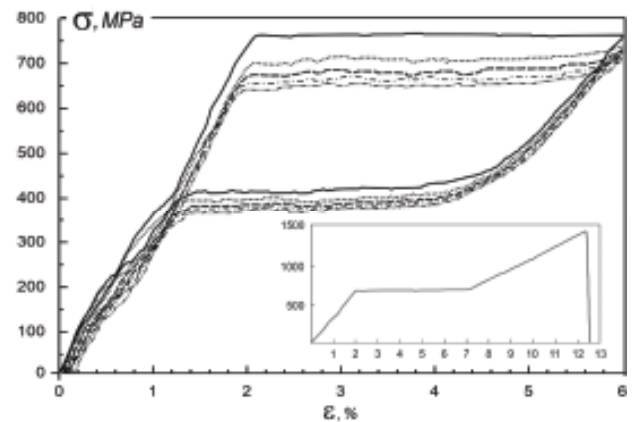


Рис. 2. Деформационная диаграмма циклического (5 циклов) растяжения проволоки TiNi 60 мкм. На вставке показано однократное растяжение до разрыва

Fig. 2. Deformation diagram of cyclic (5 cycles) stretching of TiNi wire 60 μm. The tab shows a single stretch to break

Диаграмма однократного растяжения до разрыва имеет три линейных участка: до 2,0% – участок упругой деформации аустенита B2; участок вязкого течения в интервале деформации 2,0–7,5%, связанный с прямым мартенситным превращением аустенита в мартенсит B2 → B2 + R → B19'; 7,5–13,0% – участок линейного упрочнения, связанный с деформацией мартенсита B19'. Результатом фазового превращения является удлинение образца на 4–5,5%. Предел текучести совпадает с пределом упругости и равен 700 МПа. Предел прочности проволоки равный примерно 1 500 МПа, был достигнут при 13% относительной деформации. Площадь петли гистерезиса соответствует диссипации энергии вызванной внутренним трением при движении межфазных границ раздела аустенит-мартенсит. Отсутствие остаточной деформации при разгрузке обусловлено однородной нанокристаллической структурой проволоки со средним размером зерен фазы TiNi около 20 нм и с малым количеством дислокационных дефектов

(рис. 3). Малый размер зерен не ограничивает сверхэластичное поведение, в отличие от данных, полученных рядом авторов [19–21], в которых сверхэластичность сильно зависит от размера зерна, и при размере зерен менее 50 нм в TiNi мартенситное превращение полностью подавляется.

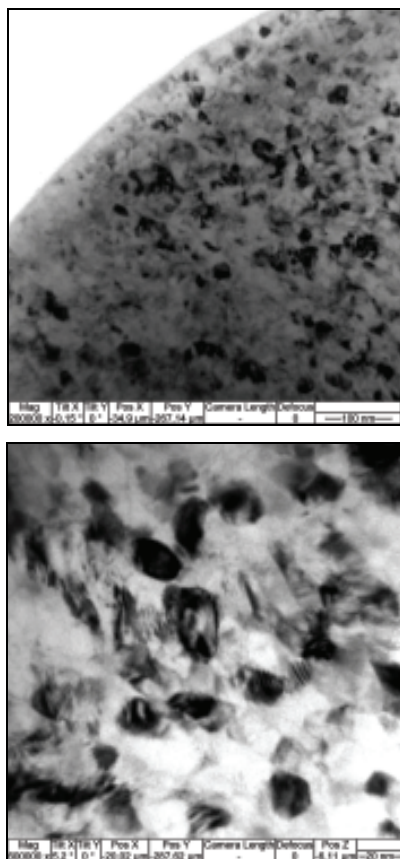


Рис. 3. ТЕМ изображения нанокристаллической структуры никелид-титановой проволоки толщиной 60 мкм

Fig. 3. TEM images of the nanocrystalline structure of TiNi wire 60 μm

Особенности деформации трикотажных лент из проволоки никелида титана

Проведены испытания трикотажных лент из проволоки никелида титана толщиной 40, 60 и 90 мкм путем однократного и циклического растяжения. При однократном растяжении до разрушения на диаграммах не обнаружено участков текучести, вызванных мартенситным переходом, которые были выявлены при растяжении образцов из одиночной проволоки. Данный факт свидетельствует о том, что напряжения в большей части трикотажа при растяжении на 10% не достигают напряжения мартенситного сдвига, и их значения остаются ниже предела упругости.

При однократном растяжении трикотажа толщиной проволоки 60 мкм на начальном участке до 20% трикотаж деформируется упруго и имеет постоянный модуль упругости. На участке 20–40% модуль упругости растет нелинейно, а

на участке 40–50% – снова становится постоянным, намного большим по величине, чем на начальном участке. На завершающем участке деформации в интервале 50–55% деформации модуль снова нелинейно снижается. Подобным образом меняются модули упругости у трикотажа из проволоки толщиной 40 и 90 мкм.

Измеренный кажущийся предел прочности трикотажа оказался значительно ниже истинного предела прочности при разрыве проволоки, так как развиваемые усилия в изогнутых с переменной кривизной петлях трикотажа распределяются неравномерно. При этом локализованные критические напряжения, приводящие к разрушению изогнутой петли, экранированы участками с меньшими развиваемыми усилиями.

Разрушение трикотажной ленты можно отнести к вязко-хрупкому типу, так как на конечном участке деформации шириной не более 5% произошел выход на плато упрочнения, и разрушение произошло по хрупкому типу. Очевидно, что, увеличивая и уменьшая толщину проволоки, можно существенно менять предел прочности трикотажа.

При однократном и циклическом растяжении металлотрикотажа на 10 и 20% получены диаграммы растяжения, характерные для гиперупругих материалов. Во всех случаях после первого цикла нагрузки отмечено уменьшение площади петли гистерезиса и ее стабилизация (рис. 4–6).

Диаграммы циклического растяжения металлотрикотажа носят гиперупругий характер. Все образцы при циклическом растяжении проявляли эффект размягчения и запаздывания. Максимальные развиваемые напряжения, модуль упругости и гистерезис всех образцов стабилизировались к 3–5-му циклу нагрузки. При этом низкомодульный участок диаграммы при разгрузке занимал стабильное положение уже с первых циклов.

На всех диаграммах обнаружены линейные участки с низким и высоким модулем упругости. Особенно хорошо это видно на диаграммах циклического растяжения при толщине проволоки 40 мкм и относительной деформации 20%. Кроме того, в этом случае хорошо заметна остаточная деформация 3%.

При циклировании диаграммы растяжения приобретают нелинейный характер, модуль упругости и развиваемые усилия снижаются. Эффект размягчения (эффект Маллинза) носит более выраженный характер при разгрузке. Он обусловлен конкуренцией упругих сил, приводящих к возврату деформации, и вязких сил внутреннего трения. Площадь петли гистерезиса между ветвями нагрузки и разгрузки отражает тепловые потери на трение.

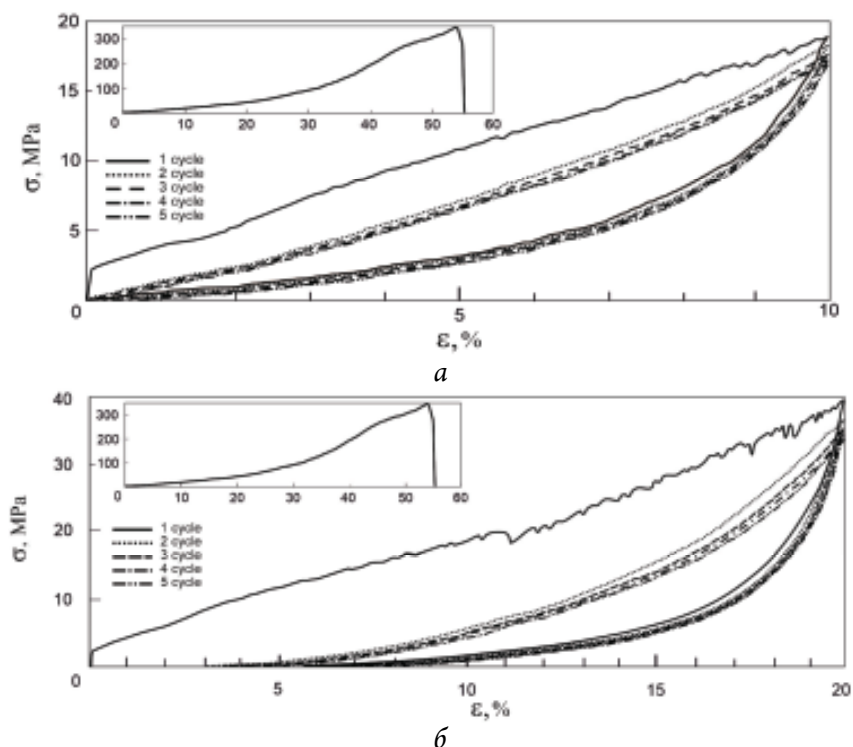


Рис. 4. Деформационная диаграмма при циклическом (5 циклов) растяжении 10% (а) и 20% (б) трикотажной ленты из проволоки 40 мкм. На вставках показано растяжение до разрыва

Fig. 4. Deformation diagram for cyclic (5 cycles) stretching of 10% (a) and 20% (б) of a knitted tape made of 40 μm wire. The insets shows stretching to break

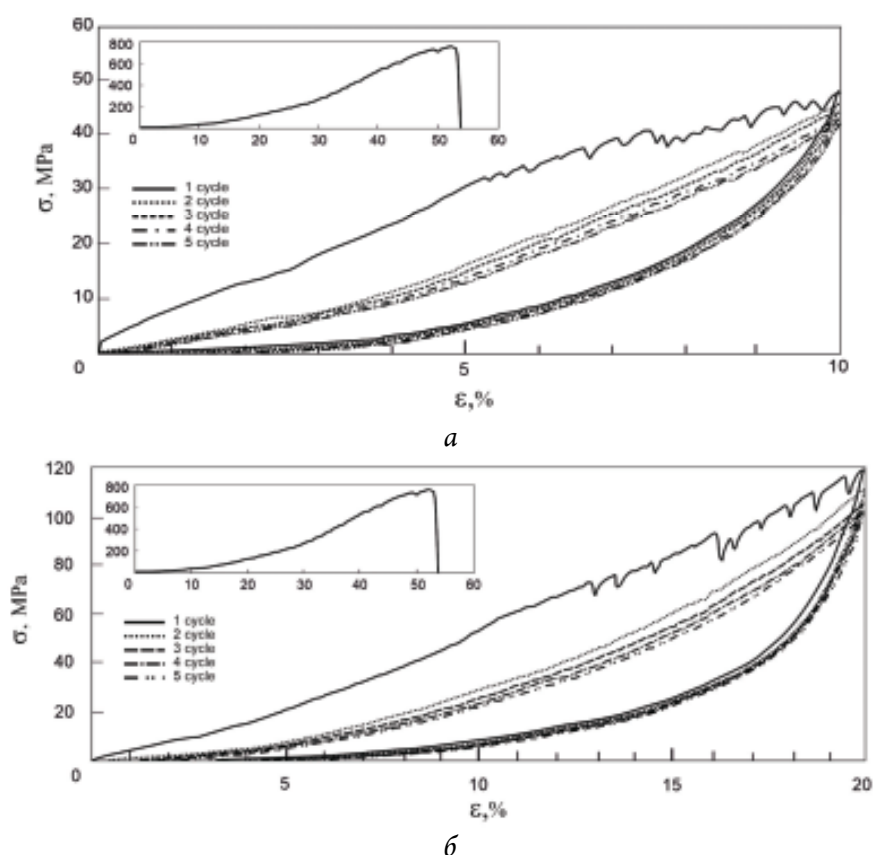


Рис. 5. Деформационная диаграмма при циклическом (5 циклов) растяжении 10% (а) и 20% (б) трикотажной ленты из проволоки 60 мкм. На вставках показано растяжение до разрыва

Fig. 5. Deformation diagram for cyclic (5 cycles) stretching of 10% (a) and 20% (б) of a knitted tape made of 60 μm wire. The insets shows stretching to break

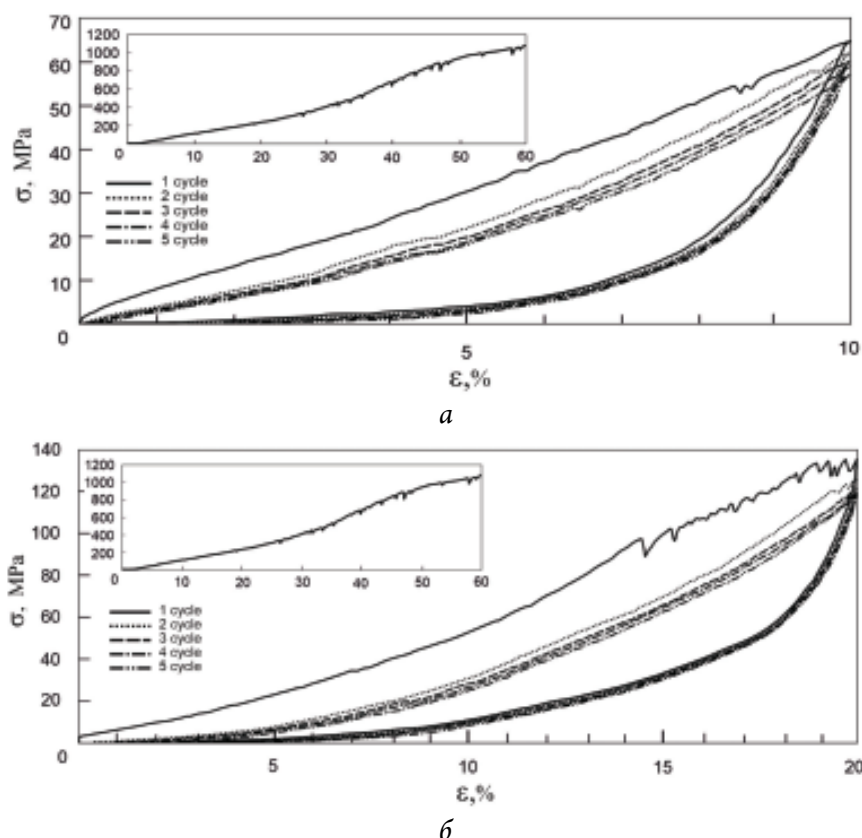


Рис. 6. Деформационная диаграмма при циклическом (5 циклов) растяжении 10% (а) и 20% (б) трикотажной ленты из проволоки 90 мкм. На вставках показано растяжение до разрыва

Fig. 6. Deformation diagram for cyclic (5 cycles) stretching of 10% (a) and 20% (б) of a knitted tape made of 90 μm wire. The insets shows stretching to break

Уже на первом цикле разгрузки трикотажа происходит обособление упругих участков диаграммы, связанных с более и менее жесткими участками трикотажных петель. На этапе возврата деформации участки трикотажной петли с высоким модулем упругости более эффективно преодолевают силы внутреннего трения, чем низко модульные и, таким образом, проявляется эффект запаздывания разгрузки. Вязкие силы трения препятствуют упругим силам, которые стремятся вернуть петлю в первоначальное состояние, и трикотаж приобретает оптимальную стабильную конфигурацию. В разнообразных гиперупругих материалах с различной микромеханикой стабилизация достигается при разном количестве циклов. При испытании крупных кровеносных сосудов диаграмма обычно стабилизируется после 8–10 циклов нагрузки. В нашем случае основные потери произошли после 1-го цикла нагрузки, стабилизация наступила после 5-го цикла.

При 20%-м растяжении трикотажа уменьшение толщины проволоки и снижение упругих сил возврата приводят к более эффективному торможению, в результате которого остаточная деформация трикотажа при толщине проволоки 40 мкм составляет 3%. При этом упругая дефор-

мация растяжения также становится нелинейной для всех толщин от 40 до 90 мкм и приобретает признаки гиперупругого циклического растяжения. При толщине 40 мкм нелинейность заметно проявляется даже на первом цикле растяжения.

В начальный момент первого цикла растяжения трикотажа толщиной 40 и 60 мкм обнаружен скачок напряжения с крайне высоким модулем упругости. Очевидно, это связано с диссипативными процессами преодоления трения покоя между петлями. При толщине проволоки 40 мкм этот эффект выражен сильнее, чем при 60 и 90 мкм.

В петлях металлотрикотажа напряжения распределены крайне неравномерно, а на некоторых контактных участках петель напряжения достигают предела прочности, что приводит к разрыву трикотажа. При циклическом растяжении до 20% признаков пластической деформации на контактных участках петель не обнаружено. На остальных изогнутых участках петель напряжения не достигают напряжения мартенситного сдвига и предела текучести, поэтому зависимость растяжения сохраняет линейность без остаточной деформации при 10%-м растяжении и приобретает небольшую нелинейность

и 3%-ю остаточную деформацию при 20%-м растяжении.

Диссипация энергии, связанная с поверхностным трением между петлями трикотажа. В результате неравномерного распределения напряжений в петлях трикотажа некоторые контактные участки испытывают накапливают пластическую деформацию, в то время как остальные участки деформируются упруго, а трикотаж в целом ведет себя как вязко-гиперупругий материал [22, 23].

Учитывая, что при циклическом растяжении трикотажа наблюдалась переменная остаточная деформация, зависящая от толщины проволоки и гистерезис напряжения, можно предположить, что потери связаны с трением на контактных участках при проскальзывании петель. Известно, что эффект Маллинза характерен для напряженно-связанных структур [24], резиноподобных материалов [25], клеточных мембран [26] и конструкций из прессованной проволоки с эффектом памяти формы [27].

Аппроксимация экспериментальных данных с использованием расчетной модели

Для оценки биомеханической совместимости импланта и тканевого ложа нами предлагается сравнение диаграмм деформации при испытаниях одноосным растяжением и в отдаленные послеоперационные сроки. Сравнение экспериментальных диаграмм деформации имплантата и биологической ткани предлагается проводить, используя аппроксимационные кривые полученные с применением реологических моделей. При этом определяют параметры реологических моделей, которые затем используют, моделируя деформационное поведение имплантата и тканевого ложа при циклической нагрузке. Путем моделирования определяют распределение напряжений и деформаций в результате действия десятков миллионов циклов растягивающей нагрузки, которая меняет реологические свойства и имплантата и биологической ткани, а также рассчитывают отклонения развиваемых усилий и деформаций имплантата и тканевого ложа.

Для получения аппроксимационных кривых использовали несколько моделей гиперупругих материалов из библиотек ANSYS, Altair Radioss и Polyumod, доступных в программном приложении MCalibration.

Получили аппроксимационные кривые при 5 циклах растяжения для трикотажной ленты из никелид-титановой проволоки толщиной 60 мкм при относительной деформации 20% (рис. 7).

При аппроксимации с помощью программы McCalibration наилучших результатов достигли с применением модели Бергстрома-Бойса, с учетом эффекта Маллинза из библиотеки Altair Radioss. Эта вариация модели также содержит

11 калибрующихся параметров, которые являются численными параметрами гиперупругой среды. Значения параметров представлены в таблице.

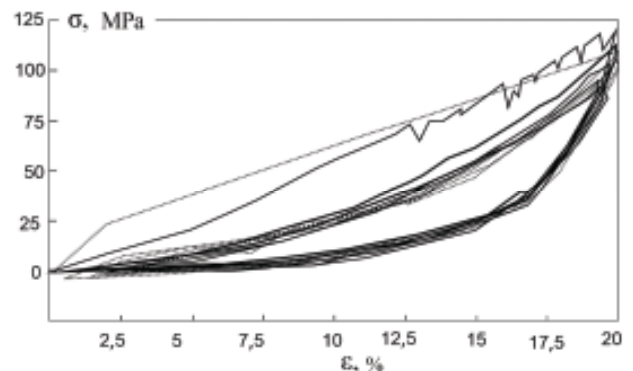


Рис. 7. Аппроксимационная кривая деформационной диаграммы при 5 циклах растяжения

Fig. 7. Approximation curve of the deformation diagram at 5 cycles of stretching

Значения параметров расчетной модели Бергстрома-Бойса при 5-ти циклах растяжения на 10 и 20% трикотажной ленты из проволоки 60 мкм

Обозначение и физический смысл параметров		Численные значения параметров при растяжении трикотажной ленты	
		10%	20%
muA	Модуль сдвига сети А	117,06	3,96855
NA	Предел растяжения цепи сети А	8,3983	1,00029
muB	Модуль сдвига сети В	5634,5	391,125
NB	Предел растяжения цепи сети В	29,0629	3,04756
fac	Предварительный коэффициент скорости потока для сети В	2,7277e-12	3,55524e-11
C	Показатель мощности для зависимости потока от деформации (для сети В)	0,41008	0,434236
m	Показатель мощности для зависимости потока от напряжения (для сети В)	14,1155	7,24325
D	Объемный коэффициент (1/объемный модуль)	2,72572e-07	0,000104658
r	Коэффициент Маллинза r	1,00025	1,15589
m	Коэффициент Маллинза m	3,02731	7,26112
beta	Коэффициент Маллинза beta	0,0258327	0,155895

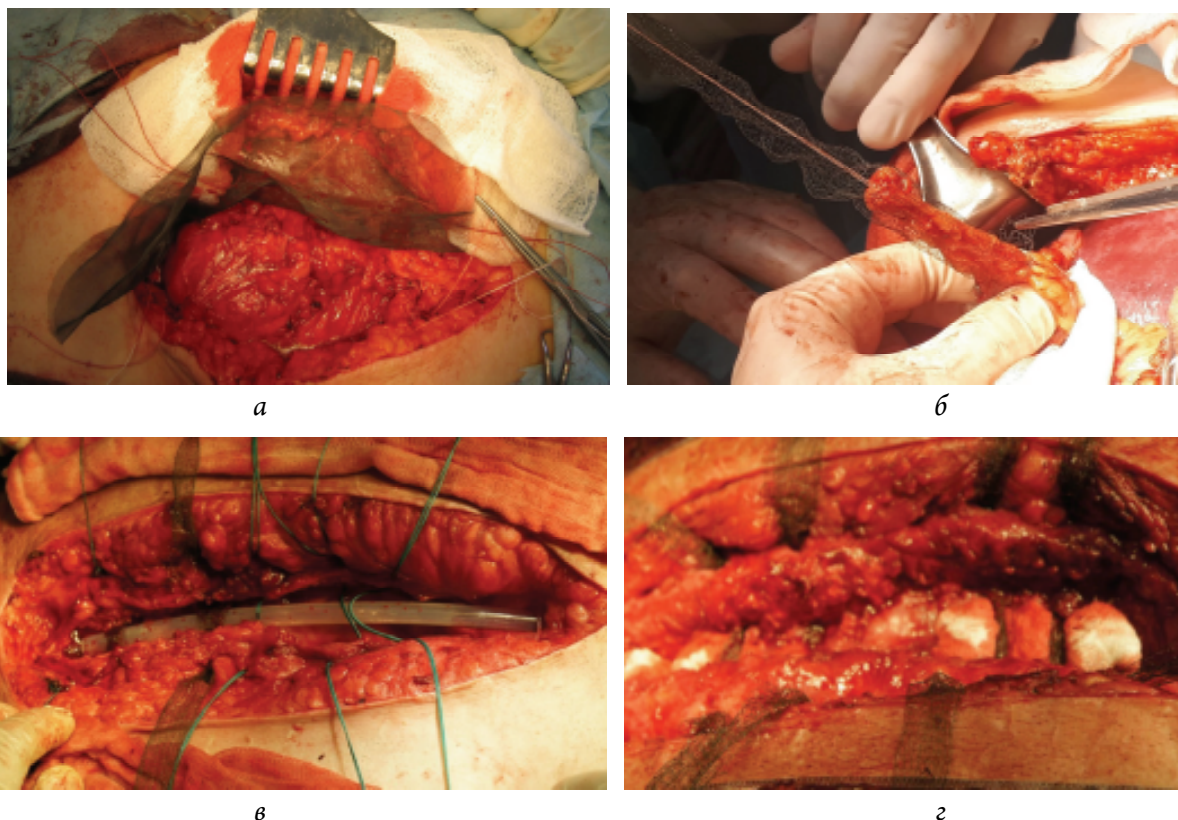


Рис. 8. Пластика мягких тканей с использованием имплантатов из никелида титана: а – герниопластика с применением металлоткани без натяжения; б – формирование круглой связки печени с использованием самозатягивающегося трикотажного шнура; в, з – пластика грудины с использованием трикотажного шнура

Fig. 8. Soft tissue plasty using titanium nickeliide implants: а – hernioplasty using metal fabric without tension; б - formation of the round ligament of the liver using a self-tightening knitted cord; в, з – plastic surgery of the sternum using a knitted cord

Применение имплантатов в виде полотна и трикотажа из никелид-титановой проволоки для пластики мягких тканей

Имплантаты из никелид-титановой проволоки в виде полотна и трикотажной ленты использовали для пластики мягких тканей и косо-мышечных комплексов. Подбор материала по толщине проволоки, развиваемым усилиям и переменному модулю упругости проводили, используя разработанную методику оценки биосовместимости имплантата и биологической ткани. Металлотрикотаж применяли для герниопластики, укладывая без натяжения с фиксацией шовным материалом (рис. 8, а). Металлотрикотажную ленту применяли без дополнительной фиксации шовным материалом, используя упругое усилие, с которым витки трикотажа самофиксировались к мягким тканям (рис. 8, б–з).

Особенности применения металлотрикотажных имплантатов для пластики косто-мышечных комплексов тканей

Для пластики мышечных комплексов тканей были определены пять основных особенностей применения металлотрикотажных имплантатов.

1. Сближение фрагментов грудины достигается за счет дозированного натяжения лент, которое определяется индивидуально с учетом анатомических особенностей пациента. Дозированное усилие обеспечивается остаточным натяжением лент после перевязывания концов.

2. Характер плетения металлотрикотажной ленты обеспечивает плавное распределение усилия натяжения по всей длине и поперечному сечению ленты. Выбор размеров ленты и сечения проволоки позволяет создать требуемое усилие, не превышающее физиологически допустимую контактную нагрузку на мягкие и костные ткани, и тем самым предотвратить прорезывание мягких тканей и костей грудины.

3. Гиперупругие свойства трикотажной ленты позволяют сохранить физиологическую подвижность грудины в соответствии с дыхательными экскурсиями грудной клетки, предохранить фрагменты грудины от травматизации при натяжении ленты, уменьшить болевой синдром в послеоперационном периоде.

4. Низкий модуль упругости трикотажной ленты при малых нагрузках позволяет помещать его в трубчатый проводник, который проводят

через операционный канал, обеспечивая малую травматичность заявляемого способа.

5. Кулирный тип плетения металлтрикотажа обеспечивает радиальное сжатие просвета ленты и самозатягивание при одноосном растяжении ленты. Такой эффект позволяет захватывать и упруго удерживать фрагменты мягких тканей без дополнительной фиксации шовной нитью до полной интеграции металлтрикотажа в мягкие ткани в ранние послеоперационные сроки.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Сравнение диаграмм растяжения проволоки толщиной 60 мкм и трикотажа, сделанного из нее, позволяет уверенно утверждать, что напряженно-связанная конструкция трикотажа ограничивает проявление эффекта сверхэластичности, свойственного проволоке.

Металлотрикотаж из сверхэластичной никелид-титановой проволоки при одноосном растяжения проявляет резиноподобное поведение, свойственное гиперупругим материалам.

Обнаружен эффект размягчения трикотажа после первых двух циклов нагрузки-разгрузки и запаздывания упругой разгрузки, которые обусловлены неоднородным распределением напряжений в петлях и трением между петлями, которое противодействует восстановлению упругой деформации при разгрузке.

Кажущийся предел прочности трикотажа при циклическом растяжении оказался ниже истинного предела прочности проволоки, из которой он изготовлен. Хрупкое разрушение трикотажа происходит на участках локализованного упрочнения, где критические напряжения достигают истинного предела прочности. Критические напряжения не могут быть измерены, но могут быть рассчитаны с применением математической модели.

Установлено, что модель Бергстрёма-Бойса более других моделей соответствует экспериментальной деформационной диаграмме циклического растяжения трикотажной ленты. Предлагаемые 11 констант модели Бергстрёма-Бойса могут быть применены для моделирования распределения деформации и напряжений в биологической ткани, и трикотаже из никелида титана.

Аппроксимация экспериментальных диаграмм деформации необходима для оценки биомеханической совместимости имплантата и тканевого ложа. Расчеты распределения напряжений и деформации с применением математической модели необходимы для прогнозирования в отдаленные послеоперационные сроки механического поведения имплантата, интегрированного в биологическую ткань, когда после десятков миллионов циклов нагрузки, структура и микромеханика тканей меняется. При этом существенно меняется нагрузка на имплантированный металлтрикотаж.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Maccabi A., Shin A., Namiri N., et al. Quantitative characterization of viscoelastic behavior in tissue-mimicking phantoms and *ex vivo* animal tissues // PLoS ONE. 2018. Vol. 13, No. 1. P. e0191919. DOI:10.1371/journal.pone.0191919
2. Lattore M., Romero X., Montans F. The relevance of transverse deformation effects in modeling soft biological tissues // International Journal of Solids and Structures. 2016. Vol. 99. P. 57–70. DOI:10.1016/j.ijsolstr.2016.08.006
3. Victor S., Muthu J. Polymer Ceramic Composite Materials for Orthopedic Applications-Relevance and Need for Mechanical Match and Bone Regeneration // Journal of Mechatronics. 2014. No. 2(1). DOI: 10.1166/jom.2014.1030
4. Yadav S., Ganswar S. An Overview on Recent progresses and future perspective of biomaterials // Materials Science and Engineering. 2018. No. 4(11). P. 3809–3817. DOI:10.1088/1757-899X/404/1/012013
5. Ramo N.L., Puttlitz C.M., Troyer K.L. The development and validation of a numerical integration method for non-linear viscoelastic modeling // PLoS One. 2018. Vol. 13(1). P. e0190137.
6. Diani J., Fayolle B., Gilormini P. A review on the Mullins effect. European Polymer Journal. 2009. No. 45. P. 601–612.
7. Cantournet S., Desmorat R., Besson J. Mullins effect and cyclic stress softening of filled elastomers by internal sliding and friction thermodynamics model // International Journal of Solids and Structures. 2009. No. 46. P. 2255–2264.
8. Beatty M.F. The Mullins Effect in a Pure Shear // Journal of Elasticity. 2000. No. 59. P. 369–392.
9. Andre'a M., Wriggers P. Thermo-mechanical behaviour of rubber materials during vulcanization // International Journal of Solids and Structures. 2005. No. 42. P. 4758–4778.
10. Matin Z., Moghimi Zand M., Salmani Tehrani M., et al. A visco-hyperelastic constitutive model of short- and long-term viscous effects on isotropic soft tissues. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers // Journal of Mechanical Engineering Science. 2020. Vol. 234, No. 1. P. 3–17. doi:10.1177/0954406219875771

11. Khajehsaeid H., Arghavani J., Naghdabadi R., Sohrabpour S. A visco-hyperelastic constitutive model for rubber-like materials: A rate-dependent relaxation time scheme // *International Journal of Engineering Science*. 2014. Vol. 79. P. 44–58.
12. Чернышова А., Коломиец Л., Чекалкин Т. и др. Щадящая хирургия с использованием трикотажных сетчатых имплантатов TiNi и сторожевых лимфатических узлов: 10-летний опыт // *Журнал следственной хирургии*. 2020.
13. Гюнтер В., Радкевич А., Кан С.Б. и др. Исследование вязаного сетчатого трансплантата TiNi в модели краниопластики кролика // *Экспресс по биомедицинской физике и технике*. 2019. № 5 (2). С. 027005.
14. Штин В., Новиков В., Чекалкин Т. и др. Восстановление дефектов орбитальной посттравматической стенки с помощью изготовленных на заказ эндотрансплантатов из сетки TiNi // *Журнал функциональных биоматериалов*. 2019. Т. 10, № 3. С. 27.
15. Otsuka K. and Miyazaki S. SPEY 14. Reports of Special Project Research on Energy. The Scientific Research of the Ministry of Education. 1985. 51 с.
16. Yahia L., Ryhänen J. Shape Memory Implants. New York: Springer, Berlin, Heidelberg, 2000. С. 3–23. https://doi.org/10.1007/978-3-642-59768-8_1
17. Deepak Kapoor. Nitinol for Medical Applications: A Brief Introduction to the Properties and Processing of Nickel Titanium Shape Memory Alloys and their Use in Stents // *Johnson Matthey Technol*. 2017. Vol. 61, No. 1. P. 66–76 <http://dx.doi.org/10.1595/205651317X694524>
18. Bergström J.S., Boyce M.C. Constitutive modelling of the large strain time-dependent behavior of elastomers // *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 1998. Vol. 46, No. 5. P. 931–954. [https://doi.org/10.1016/S0022-5096\(97\)00075-6](https://doi.org/10.1016/S0022-5096(97)00075-6)
19. Гюнтер В.Е., Марченко Е.С., Гюнтер С.В., Байгонакова Г.А. Влияние поверхностного слоя на сочетание свойств тонких проволок из сплава TiNi // *Письма по технической физике*. 2018. Т. 44, № 9. С. 811–813.
20. Elibol C., Wagner M.F.-X. Strain rate effects on the localization of the stress-induced martensitic transformation in pseudoelastic NiTi under uniaxial tension, compression and compression–shear // *Materials Science and Engineering*. 2015. Vol. 643. P. 194–202. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2015.07.039>
21. Chen I.W., Chiao Y.H. Statistics of martensitic nucleation // *Acta Metall*. 1985. No. 33. P. 1827.
22. Saburi T., Nenno S., Tamura I. Proceedings of the International Conference on Martensitic Transformations. Nara: The Japan Inst Metals, 1986. 671 p.
23. Waitz T., Kazykhanov V., Karnthaler H.P. Martensitic phase transformations in nanocrystalline TiNi studied by TEM // *Acta Materialia*. 2004. No. 52(1). P. 137–147 <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2003.08.036>
24. Waitz T. The self-accommodated morphology of martensite in nanocrystalline TiNi shape memory alloys // *Acta Materialia*. 2005. No. 53(8). P. 2273–2283. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2005.01.033>
25. Yu Chao, Kang Guozheng, Xie Xi, Rao Wei. A micromechanical model for the grain size dependent super-elasticity degeneration of TiNi shape memory alloys // *Mechanics of Materials*. 2018. No. 125. P. 35–51. <https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2018.07.008>
26. Kshitiz Upadhyay, Ghatu Subhash, Douglas Spearot. Visco-hyperelastic constitutive modeling of strain rate sensitive soft materials // *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 2020. No. 135. P. 103777
27. Zahra Matin Ghahfarokhi, Mahdi Moghimi Zand, Mehdi Salmani Tehrani, Brianna Regina Wendland, Roozbeh Dargazany. A visco-hyperelastic constitutive model of short- and long-term viscous effects on isotropic soft tissues. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers // *Journal of Mechanical Engineering Science*. – 2020. – No. 234(1). – P. 3–17. doi:10.1177/0954406219875771

REFERENCES

1. Maccabi A., Shin A., Namiri N., et. al. Quantitative characterization of viscoelastic behavior in tissue-mimicking phantoms and *ex vivo* animal tissues. *PLoS ONE*. 2018;13(1):e0191919. DOI.org/10.1371/journal.pone.0191919
2. Lattore M., Romero X., Montans F. The relevance of transverse deformation effects in modeling soft biological tissues // *International Journal of Solids and Structures*. 2016;99:57–70. DOI.org/10.1016/j.ijsolstr.2016.08.006
3. Lattore M., Romero X., Montans F. The relevance of transverse deformation effects in modeling soft biological tissues. *International Journal of Solids and Structures*. 2016;99:57–70. DOI.org/10.1016/j.ijsolstr.2016.08.006
4. Yadav S., Ganswar S. An Overview on Recent progresses and future perspective of biomaterials. *Materials Science and Engineering*. 2018;4(11):3809–3817. DOI:10.1088/1757-899X/404/1/012013
5. Ramo N.L., Puttlitz C.M., Troyer K.L. The development and validation of a numerical integration method for non-linear viscoelastic modeling. *PLoS One*. 2018;13(1):e0190137.
6. Diani J., Fayolle B., Gilormini P. A review on the Mullins effect. *European Polymer Journal*. 2009;45:601–612.
7. Cantournet S., Desmorat R., Besson J. Mullins effect and cyclic stress softening of filled elastomers by internal sliding and friction thermodynamics model. *International Journal of Solids and Structures*. 2009;46:2255–2264.

8. Beatty M.F. The Mullins Effect in a Pure Shear. *Journal of Elasticity*. 2000; 59:369-392.
9. Andre 'a M., Wriggers P. Thermo-mechanical behaviour of rubber materials during vulcanization. *International Journal of Solids and Structures*. 2005;42:4758-4778.
10. Matin Z., Moghimi Zand M., Salmani Tehrani M., et al. A visco-hyperelastic constitutive model of short- and long-term viscous effects on isotropic soft tissues. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. *Journal of Mechanical Engineering Science*. 2020;234(1):3-17. doi:10.1177/0954406219875771
11. Khajehsaeid H., Arghavani J., Naghdabadi R., Sohrabpour S. A visco-hyperelastic constitutive model for rubber-like materials: A rate-dependent relaxation time scheme. *International Journal of Engineering Science*. 2014;79: 44-58.
12. Chernyshova A., Kolomiets L., Chekalkin T., et al. Shchadyashchaya hirurgiya s ispol'zovaniyem trikotazhnyh setchatykh implantatov TiNi i storozhevyh limfaticeskikh uzlov: 10-letniy opyt [Sparing surgery with TiNi knitted mesh implants and sentinel lymph nodes: 10 years of experience]. *Zhurnal sledstvennoy khirurgii – Journal of Investigative Surgery*. 2020 (In Russ.).
13. Gyunter V., Radkevich A., Kan S.B., et al. Issledovaniye vyazanogo setchatogo transplantata TiNi v modeli kranioplastiki krolika [Study of a TiNi knitted mesh graft in a rabbit cranioplasty model]. *Ekspress po biomedicalitsinskoj fizike i tekhnike – Express on Biomedical Physics and Technology*. 2019;5(2):027005 (In Russ.).
14. Shtin V., Novikov V., Chekalkin T., et al. Vosstanovleniye defektov orbital'noy posttravmaticheskoy stenki s pomoshch'yu izgotovlennykh na zakaz endotransplantatov iz setki TiNi [Repair of post-traumatic orbital wall defects with custom-made tiny mesh endografts]. *Zhurnal funktsional'nykh biomaterialov – Journal of Functional Biomaterials*. 2019;10(3):27 (In Russ.).
15. Otsuka K. and Miyazaki S. SPEY 14. Reports of Special Project Research on Energy. The Scientific Research of the Ministry of Education. 1985: 51.
16. Yahia L., Ryhänen J. Shape Memory Implants. New York: Springer, Berlin, Heidelberg, 2000:3-23. https://doi.org/10.1007/978-3-642-59768-8_1
17. Deepak Kapoor. Nitinol for Medical Applications: A Brief Introduction to the Properties and Processing of Nickel Titanium Shape Memory Alloys and their Use in Stents. *Johnson Matthey Technol.* 2017;61(1):66-76 <http://dx.doi.org/10.1595/205651317X694524>
18. Bergström J.S., Boyce M.C. Constitutive modelling of the large strain time-dependent behavior of elastomers. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 1998;46(5):931-954.
19. Gunther V.E., Marchenko E.S., Gunther S.V., Baygonakova G.A. Vliyaniye poverhnostnogo sloya na sochetaniye svoystv tonkih provolok iz splava TiNi [Influence of the surface layer on the combination of properties of thin wires from the TiNi alloy]. *Letters on Technical Physics*. 2018;44(9):811-813 (In Russ.).
20. Elibol C., Wagner M.F.-X. Strain rate effects on the localization of the stress-induced martensitic transformation in pseudoelastic NiTi under uniaxial tension, compression and compression-shear. *Materials Science and Engineering*. 2015;643:194-202. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2015.07.039>
21. Chen I.W., Chiao Y.H. Statistics of martensitic nucleation. *Acta Metall.* 1985;33:1827.
22. Saburi T., Nenno S., Tamura I. Proceedings of the International Conference on Martensitic Transformations. Nara: The Japan Inst Metals, 1986. 671 p.
23. Waitz T., Kazykhanov V., Karnthaler H.P. Martensitic phase transformations in nanocrystalline TiNi studied by TEM. *Acta Materialia*. 2004;52(1):137-147. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2003.08.036>
24. Waitz T. The self-accommodated morphology of martensite in nanocrystalline TiNi shape memory alloys. *Acta Materialia*. 2005;53(8):2273-2283. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2005.01.033>
25. Yu Chao, Kang Guozheng, Xie Xi, Rao Wei. A micromechanical model for the grain size dependent superelasticity degeneration of TiNi shape memory alloys. *Mechanics of Materials*. 2018;125:35-51 <https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2018.07.008>
26. Kshitiz Upadhyay, Ghatu Subhash, Douglas Spearot. Visco-hyperelastic constitutive modeling of strain rate sensitive soft materials. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 2020;135:103777.
27. Zahra Matin Ghahfarokhi, Mahdi Moghimi Zand, Mehdi Salmani Tehrani, Brianna Regina Wendland, Roozbeh Dargazany. A visco-hyperelastic constitutive model of short- and long-term viscous effects on isotropic soft tissues. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. *Journal of Mechanical Engineering Science*. 2020;234(1):3-17. doi:10.1177/0954406219875771

Сведения об авторах

Марченко Екатерина Сергеевна  – канд. физ.-мат. наук, зав. лабораторией сверхэластичных биоинтерфейсов ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский государственный университет» (Россия, 634050, г. Томск, пр. Ленина, д. 36).

<https://orcid.org/0000-0003-4615-5270>

e-mail: 89138641814@mail.ru

Ясенчук Юрий Феодосович – канд. физ.-мат. наук, ст. научн. сотрудник лаборатории сверхэластичных биоинтерфейсов ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский государственный университет» (Россия, 634050, г. Томск, пр. Ленина, д. 36).

<https://orcid.org/0000-0003-1364-6559>

e-mail: yasenchuk.yuri@gmail.com.

Гюнтер Сергей Викторович – канд. техн. наук, ст. научн. сотрудник лаборатории сверхэластичных биоинтерфейсов ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский государственный университет» (Россия, 634050, г. Томск, пр. Ленина, д. 36).

<https://orcid.org/0000-0001-6963-2047>

e-mail: guntersv@inbox.ru

Козулин Александр Анатольевич – канд. физ.-мат. наук, доцент кафедры механики деформируемого твердого тела ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский государственный университет» (Россия, 634050, г. Томск, пр. Ленина, д. 36).

<https://orcid.org/0000-0001-6711-3577>

e-mail: kzl2015@yandex.ru

Ветрова Анна Викторовна – аспирант ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский государственный университет» (Россия, 634050, г. Томск, пр. Ленина, д. 36); инженер-исследователь лаборатории сверхэластичных биоинтерфейсов ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский государственный университет» (Россия, 634050, г. Томск, пр. Ленина, д. 36).

<https://orcid.org/0000-0002-7605-6735>

e-mail: aniuta-vetrova@mail.ru

Полонянкин Александр Сергеевич – врач-хирург клиники госпитальной хирургии им. акад. А.Г. Савиных ФГБОУ ВО «Сибирский государственный медицинский университет» Минздрава России (Россия, 634050, г. Томск, ул. Московский тракт, д. 2).

<https://orcid.org/0000-0002-9414-6283>

e-mail: anaximandr1417@mail.ru

Фатюшина Оксана Александровна – канд. мед. наук, доцент кафедры госпитальной хирургии с курсом сердечно-сосудистой хирургии ФГБОУ ВО «Сибирский государственный медицинский университет» Минздрава России (Россия, 634050, г. Томск, ул. Московский тракт, д. 2).

<https://orcid.org/0000-0002-3675-7158>

e-mail: Oksanafat.tomsk@gmail.com

Вусик Александр Николаевич – д-р мед. наук, профессор кафедры госпитальной хирургии с курсом сердечно-сосудистой хирургии ФГБОУ ВО «Сибирский государственный медицинский университет» Минздрава России (Россия, 634050, г. Томск, ул. Московский тракт, д. 2).

<https://orcid.org/0000-0002-6573-4940>

e-mail: kaf.gosp.hirurg@ssmu.ru

Information about the authors

Ekaterina S. Marchenko , Cand. Phys.-Math. sci., head of the Laboratory of Superelastic Biointerfaces, National Research Tomsk State University (30, Lenin Ave., Tomsk, 634050, Russia).

<https://orcid.org/0000-0003-4615-5270>

e-mail: 89138641814@mail.ru

Yury F. Yasenchuk, Cand. Phys.-Math. sci., Senior Researcher, the Laboratory of Superelastic Biointerfaces, National Research Tomsk State University (30, Lenin Ave., Tomsk, 634050, Russia).

<https://orcid.org/0000-0003-1364-6559>

e-mail: yasenchuk.yuri@gmail.com

Sergey V. Gunther, Cand. Techn. sci., Senior Researcher, the Laboratory of Superelastic Biointerfaces, National Research Tomsk State University (30, Lenin Ave., Tomsk, 634050, Russia).

<https://orcid.org/0000-0001-6963-2047>

e-mail: guntersv@inbox.ru

Alexander A. Kozulin, Cand. Phys.-Math. sci., Associate Professor, the Department of Deformable Solid Mechanics, National Research Tomsk State University (30, Lenin Ave., Tomsk, 634050, Russia).

<https://orcid.org/0000-0001-6711-3577>

e-mail: kzl2015@yandex.ru

Anna V. Vetrova, postgraduate student, National Research Tomsk State University (30, Lenin Ave., Tomsk, 634050, Russia); research engineer, the Laboratory of Superelastic Biointerfaces, National Research Tomsk State University (30, Lenin Ave., Tomsk, 634050, Russia).

<https://orcid.org/0000-0002-7605-6735>

e-mail: aniuta-vetrova@mail.ru

Alexander S. Polonyankin, surgeon, the Hospital Surgical Clinic named after Acad. A.G. Savinykh, Siberian State Medical University (2, Moskovskiy tract st., 634050, Tomsk, Russia).

<https://orcid.org/0000-0002-9414-6283>

e-mail: anaximandr1417@mail.ru

Oksana A. Fatyushina, Cand. Med. sci., Associate Professor, the Department of Hospital Surgery with a Course of Cardiovascular Surgery, Siberian State Medical University (2, Moskovskiy tract st., 634050, Tomsk, Russia).

<https://orcid.org/0000-0002-3675-7158>

e-mail: Oksanafat.tomsk@gmail.com

Alexander N. Vusik, Dr. Med. sci., Professor, the Department of Hospital Surgery with a Course of Cardiovascular Surgery, Siberian State Medical University (2, Moskovskiy tract st., 634050, Tomsk, Russia).

<https://orcid.org/0000-0002-6573-4940>

e-mail: kaf.gosp.hirurg@ssmu.ru

Поступила в редакцию 20.12.2021; одобрена после рецензирования 22.01.2022; принята к публикации 25.02.2022

The paper was submitted 20.12.2021; approved after reviewing 22.01.2022; accepted for publication 25.02.2022