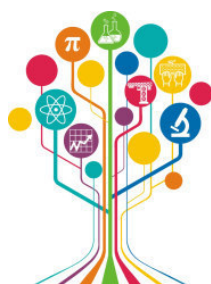


МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ



ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ НАУК

Том 1. Физика

Сборник научных трудов
XVIII Международной конференции студентов, аспирантов
и молодых ученых
27–30 апреля 2021 г.

PROSPECTS OF FUNDAMENTAL SCIENCES DEVELOPMENT

Volume 1. Physics

Abstracts

XVIII International Conference of students, graduate students
and young scientists
April 27–30, 2021



Национальный
исследовательский
Томский
государственный
университет



Томск 2021

УДК 538.9

**ВЯЗКОУПРУГОЕ ПОВЕДЕНИЕ СВЕРХЭЛАСТИЧНОЙ ПРОВОЛОКИ
И МЕТАЛЛОТРИКОТАЖА ИЗ СПЛАВА НИКЕЛИДА ТИТАНА**М.А. Ковалёва, А.А.Шишелова, А.С. Гарин

Научный руководитель: к.ф.-м.н. Г.А. Байгонакова

Национальный исследовательский Томский государственный университет,

Россия, г. Томск, пр. Ленина, 36, 634050

E-mail: marina.kovalyova.16@gmail.com**VISCOELASTIC BEHAVIOR OF SUPERELASTIC WIRE AND METAL KNITTED MESH
FROM TITANIUM NICKELIDE ALLOY**M.A. Kovalyova, A.A. Shishelova, A.S. Garin

Scientific Supervisor: Ph.D.G.A. Baigonakova

Tomsk State University, Russia, Tomsk, Lenin str., 36, 634050

E-mail: marina.kovalyova.16@gmail.com

Abstract. *In this work, the viscoelastic behavior of TiNi wire with a thickness of 60 micrometers and a knitted TiNi mesh was assessed using the uniaxial tension method in order to develop general biomechanical criteria for the selection of superelastic implants. When comparing the obtained deformation diagrams for superelastic wire and knitted TiNi mesh, it was established that the tensely-coupled construction of knitted TiNi mesh limits the manifestation of the superelasticity, inherent in the wire. The knitted TiNi mesh made of superelastic wire exhibits rubber-like behavior inherent in hyperelastic materials and soft biological tissues.*

Введение. Особое место среди материалов для имплантации занимают сверхэластичные TiNi сплавы, которые нашли широкое применение в кардиохирургии, абдоминальной хирургии, стоматологии, травматологии и гинекологии в виде стентов, ортодонтических дуг, металлтрикотажных материалов [1, 2]. В настоящее время тонкие сверхэластичные проволоки толщиной от 100 – 40 мкм на основе никелида титана и металлтрикотаж, изготовленный из таких проволок, успешно применяются в медицине для пластики костных и мягких тканей. Несмотря на то, что вязкоупругое поведение сплавов никелида титана относительно хорошо изучено в рамках теории упругости и теории мартенситных превращений [3], металлтрикотаж отличается особой сложностью деформационных характеристик, проявление которых в интерфейсе имплантат – биоткань трудно прогнозировать. Для описания поведения сверхэластичного имплантата в интерфейсе с биотканью необходимо разработать более общие биомеханические критерии подбора сверхэластичных конструкций, а именно анализ деформационного поведения имплантата и биологической ткани, расчет напряжений мартенситного сдвига, которые должны находиться в пределах физиологических нагрузок определенной биологической ткани, с которой контактирует имплантат. Цель данной работы: оценить с использованием метода одноосного растяжения вязкоупругое поведение образцов TiNi в виде проволоки толщиной 60 мкм и металлтрикотаж при комнатной температуре.

Материалы и методы исследования. Для исследования были приготовлены образцы сверхэластичной TiNi проволоки толщиной 60 мкм и металлтрикотаж, связанный из проволоки. Проволоку получали из слитков 240 мм x 20мм термомеханической обработкой с промежуточными отжигами в 4 этапа: 1. Ручьевого прокат слитка диаметром 20 мм до прутка толщиной 7 мм (20 циклов); 2. Ротационная ковка прутка от толщины 7 мм до 3,5 мм (7 циклов); 3. Холодное волочение проволоки от 3,5 мм до 500 мкм (25 циклов). 4. Горячее волочение проволоки от 500 мкм до 90–40 мкм (50–70 циклов). Металлотрикотаж шириной 50 петель получали из проволоки 60 мкм, отжигали и деформировали прокаткой в двойную ленту при температуре 500 С. Деформационные диаграммы получали методом одноосного растяжения при помощи программноуправляемого электромеханического комплекса для механобиологии. Концы образцов обматывали вокруг цилиндрической части захватов машины растяжения и неподвижно фиксировали крепежными винтами.

Результаты и обсуждение. Получены деформационные диаграммы сверхэластичной TiNi проволоки 60 мкм и металлтрикотажа из проволоки методом одноосного растяжения до разрыва и в цикле нагрузка-разгрузка (Рис. 1–4). Диаграмма «напряжение – деформация» TiNi проволоки существенно отличается от диаграммы для трикотажной ленты. Это происходит, потому что металлтрикотаж представляет собой напряженно – связанную конструкцию из многочисленных контактов между витками. Деформационная диаграмма однократного растяжения проволоки до разрыва имеет три линейных участка: участок упругой деформации аустенита B2; участок вязкого течения, связанный с прямым мартенситным превращением; участок линейного упрочнения, связанный с деформацией мартенсита (рис. 1).

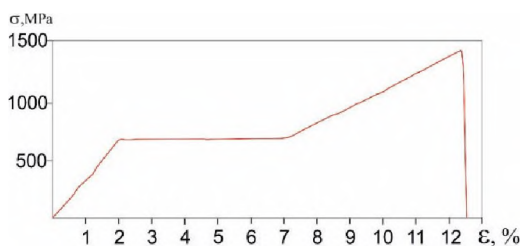


Рис 1. Деформационная диаграмма одноосного растяжения проволоки TiNi 60 мкм до разрыва

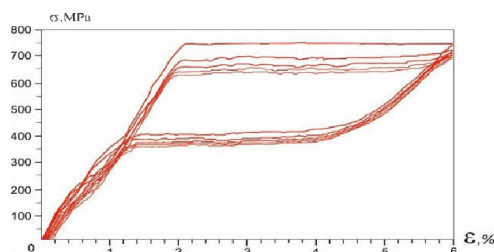


Рис 2. Деформационная диаграмма циклического растяжения проволоки TiNi 60 мкм (5 циклов)

Деформация проволоки в цикле «нагрузка-разгрузка» характеризуется сверхэластичным поведением (рис. 2). На деформационной диаграмме первого цикла растяжения значение критического напряжения мартенситного сдвига прямого МП σ_t составляет 780 МПа. В процессе растяжения 4% неупругой мартенситной деформации ϵ_M с запаздыванием полностью возвращается при разгрузке, образуя механический гистерезис $\Delta\sigma$ величиной 360 МПа. Площадь кривой сверхэластичного гистерезиса соответствует рассеянной механической энергии за счет внутреннего трения при движении межфазных границ раздела аустенит-мартенсит.

При одноосном растяжении металлтрикотажа из сверхэластичной TiNi проволоки до разрыва на диаграммах не обнаружено участков текучести, вызванных мартенситным переходом, которые были обнаружены при растяжении образцов из одиночной проволоки. Это свидетельствует о том, что напряжения в большей части трикотажа при растяжении на 10% не достигают напряжения мартенситного сдвига и остаются ниже предела упругости.

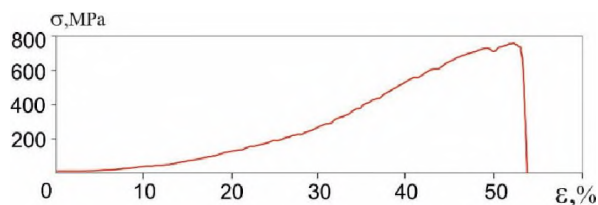


Рис 3. Деформационная диаграмма растяжения трикотажной ленты 60 мкм до разрыва

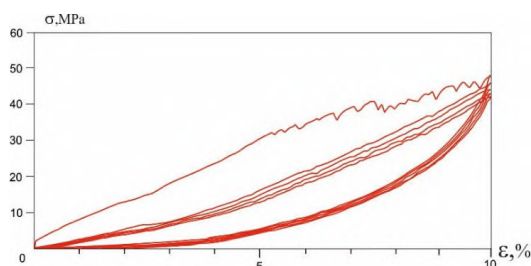


Рис 4. Деформационная диаграмма растяжения трикотажной ленты 60 мкм, циклическое растяжение, 5 циклов

При циклическом растяжении были получены деформационные зависимости с небольшим эффектом размягчения, типичные для класса вязко-гиперупругих материалов (рис. 4). На диаграммах обнаружены линейные участки с низким и высоким модулем упругости. Площадь петли гистерезиса при первом цикле значительно превосходит площадь петель при следующих циклах.

Выводы. При сравнении диаграмм растяжения проволоки 60 мкм и металлтрикотажа, можно уверенно утверждать, что напряженно-связанная конструкция трикотажа ограничивает проявление эффекта сверхэластичности, свойственного проволоке никелида титана. TiNi проволока в условиях многоциклового нагружения способна выдерживать без разрушения до 6% относительного удлинения. Металлтрикотаж из сверхэластичной проволоки TiNi при одноосном растяжении проявляет резиноподобное поведение, свойственное гиперупругим материалам и мягким биологическим тканям.

Работа выполнена при финансовой поддержке Правительства Российской Федерации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Chernyshova A., Kolomiets L., Chekalkin T., Chernov V., Sinilkin I., Gunther V., Marchenko E., Baigonakova G., Kang J.H. Fertility-Sparing Surgery Using Knitted TiNi Mesh Implants and Sentinel Lymph Nodes: A 10-Year Experience // Journal of Investigative Surgery, 2020
2. Gunther V., Radkevich A., Kang S.B., Chang M.J., Kang J.H. Study of the knitted TiNi mesh graft in a rabbit cranioplasty model // Biomedical Physics and Engineering Express. – 2019. – V. 5(2). – P. 027005.
3. Kapoor D. 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. Rev. – 2017. – V. 61, (1). – P. 66–76.