

с имплантированными стентами Magmaris[®], из которых видно, что даже через 36 месяцев стент сохраняет стабильность при уменьшении диаметра проволоки по сравнению с исходным.

Автор рекомендует всем специалистам, планирующим начать исследования и разработки в области магниевых сплавов, ознакомиться с публикациями, на которые сделаны ссылки в данной работе, а также с фундаментальным трудом [17].

Выводы. Магниевые сплавы вследствие комплекса уникальных физико-механических и физико-химических свойств перспективны для изготовления деталей приборов и изделий медицинской техники, включая биодешадируемые имплантаты различного назначения.

Автор благодарит доктора медицинских наук, профессора Бордакова В.Н., инициировавшего одним из первых в Беларуси исследования в области биодешадируемых магниевых сплавов и ортопедических имплантатов из них.

Литература

1. Елкин Ф. М. Актуальные проблемы металлолечения, производства и применения магниевых сплавов // *Технология легких сплавов*. – 2007. – № 1. – С. 5–18.
2. Владимиров Б.В. Микродуговое оксидирование магниевых сплавов (обзор) / Б.В. Владимиров, Б.Л. Крит, В.Б. Людин и др. // *Электронная обработка материалов*. – 2014. – Т. 50. – № 3. – С. 1–38.
3. Кузнецов В.В. *Материаловедение. Цветные металлы и сплавы на их основе. Неметаллические материалы: учеб. пособие* / В.В. Кузнецов, Э.Р. Рубцов, Н.П. Шкуряков // СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2014. – 80 с.
4. ГОСТ 14957-76 Сплавы магниевые деформируемые. Марки.
5. ГОСТ 2856-79 Сплавы магниевые литейные. Марки.
6. Рохлин Л.Л. Перспективы разработки новых конструкционных магниевых сплавов, содержащих редкоземельные металлы / Л.Л. Рохлин, Т.В. Добаткина, Е.А. Лукьянова, И.Е.Тарытина // В кн.: *Институт металлургии материаловедения им. А.А. Байкова*

РАН – 80 лет. Сборник научных трудов. – М.: Интерконтакт Наука. – 2018. – С.171–186.

7. Mark P. Staigera Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review / Mark P. Staigera, Alexis M. Pietaka, Jerawala Huadmaia, George Diasb // *Biomaterials*. – В. 27. – 2006. – P. 1728–1734.

8. Hazibullah Waizy Biodegradable magnesium implants for orthopedic applications / Hazibullah Waizy, Jan-Marten Seitz, Janin Reifenrath and all // *J. Mater. Sci.* DOI: 10.1007/s10853-012-6572-2

9. Киселевский М.В. Биоразлагаемые магниевые сплавы – перспективные материалы медицинского назначения (обзор) / М.В. Киселевский, Н.Ю. Анисимова, Б.Е. Полоцкий и др. // *Современные технологии в медицине*. – 2019. – Том 11. – № 3. – С. 146–157.

10. Pogorielov M. Magnesium-based biodegradable alloys: degradation, application, and alloying elements / Pogorielov M., Husak E., Solodivnik A., Zhdanov S. // *Interventional Medicine & Applied Science*. – 2017. – В.9. – N1. – P. 27–38.

11. Tian P. Surface modification of biodegradable magnesium and its alloys for biomedical applications / Tian P., Liu X. // *Regenerative Biomaterials*. – 2015. – В. 2. – No. 2. – P. 135–151.

12. Zhao N. Endothelial responses of magnesium and other alloying elements in magnesium-based stent materials / Zhao N., Zhu D. // *Metallomics*. – 2015. – В. 7. – No. 1. – P. 118–128.

13. Nene S.S. Biocorrosion and biodegradation behavior of ultralight Mg–4Li–1Ca (LC41) alloy in simulated body fluid for degradable implant applications / Nene S.S., Kashyap B.P., Prabhu N. and all // *J. Mater. Sci.* – 2015. – В. 50. – No. 8. – P. 3041–3050.

14. Kose Ozkan Magnesium (MgYREZr) bioabsorbable screws in orthopedic surgery. A narrative review // <https://military-medicine.com/article/3830-magnesium-mgyrezr-bioabsorbable-screws-in-orthopedic-surgery.html>

15. Bordbar-Khiabani A. Emerging magnesium-based biomaterials for orthopedic implantation / Bordbar-Khiabani A., Yarmand B. and Mozafari M. // *Emerging Materials Research*. – 2019. – В. 8. – No. 3. – P. 305–319.

16. Vascular Intervention. Coronary Resorbable Magnesium Scaffold (RMS) Magmaris[®] // BIOTRONIK AG. – 2019. – 6 p.

17. Yufeng Zheng Magnesium Alloys as Degradable Biomaterials // CRC Press Taylor & Francis Group. London – New York. – 2016. – 600 p.

УДК 616.77, 681.2

КОНТРОЛЬ ПАРАМЕТРОВ ГИБКИХ ВОЛНОВОДОВ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ТРОМБОЛИЗИСА

Савченко А.Л.¹, Минченя В.Т.¹, Стамбровский А.С.¹, Королев А.Ю.², Адзерихо И.Э.³

¹Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

²Научно-технологический парк БНТУ «Политехник»
Минск, Республика Беларусь

³Белорусская медицинская академия последипломного образования
, Минск, Республика Беларусь

Объектом исследования является полая волноводно-катетерная система трубчатого типа для воздействия на сосудистые образования и артериальную стенку.

Ранее проводились исследования волноводных систем для ультразвукового тромболизиса [1], основой для которых послужили новые методики разрушения внутрисосудистых образований [2, 3].

На основе исследований разработаны методики медицинского использования этой методики.

В настоящее время сплошные и полые волноводные системы используются в клинической практике и выпускаются серийно на базе Научно-технологического парка БНТУ «Политехник». Для метрологического обеспечения выпуска и дальнейшего совершенствования конструкций и технологии изготовления волноводных систем требуется соответствующее измерительное оборудование, как серийно выпускаемое, так и специальное.

Используемые измерительные устройства по назначению можно разделить на следующие группы:

- устройства для контроля геометрических размеров волноводов;
- устройства для контроля параметров колебаний волноводных систем;
- устройства для контроля выполнения операций в соответствии с назначением волноводных систем.

Контроль геометрических размеров подразумевает измерение диаметра волноводов, формы и размеры переходов от большего диаметра к меньшему, формы и размеры головки, изгибной жесткости. Необходимость контроля жесткости вызвана также наличием корреляции между жесткостью волновода и его акустическими параметрами. Форма профиля продольного сечения внутрисосудистого волновода определяет эффективность проведения ультразвукового воздействия: усиление амплитуды колебаний, поданных на входной торец волновода; потери энергии в материале; вид колебаний на рабочем конце. Для этих целей была разработана автоматизированная установка [4]. Установка включает привод перемещения контролируемого волновода, на который устанавливаются измерительные приспособления – скоба для контроля размеров и устройство для контроля изгибной жесткости. Все элементы работают под управлением персонального компьютера, имеется возможность задавать режимы измерений и выводит результаты в цифровом и графическом виде. Оборудование позволяет осуществлять выходной и межоперационный контроль волноводов в процессе их производства.

Для получения амплитудно-частотных характеристик волноводов была использована система на основе лазерного интерферометра (рисунок 1) [5].

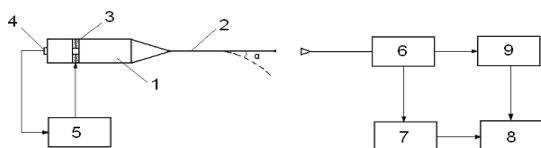


Рисунок 1 – Схема лазерной системы:

- 1 – концентратор; 2 – волновод; 3 – пьезошайбы;
- 4 – датчик вибраций; 5 – блок управления системы вибрационного возбуждения; 6 – лазерный интерферометр; 7 – АЦП; 8 – ПК; 9 – измеритель вибраций

Для контроля амплитуды колебаний на исследуемый участок волновода устанавливалась специальная мишень. Ультразвуковая система с волноводом возбуждалась синусоидальным сигналом с изменяющейся частотой от 15 до 30 кГц, для определения резонансных частот. С помощью переносного оборудования были получены зависимости амплитуды продольных, поперечных и изгибных колебаний от частоты на различных участках волновода и в месте его крепления к преобразователю. АЧХ волноводов обрабатывались с точки зрения установления связи между длиной волновода и его резонансной частотой, при которой продольные колебания имеют максимальную амплитуду, поперечные и изгибные близки к минимуму. Дополнительно для наблюдения за распределением температур по длине волновода использовалась тепловизионная система А20 фирмы «FLIR systems». Оборудование позволяет оценить амплитудно-частотные характеристики системы, на основе чего выполнить сортировку волноводов и проанализировать связь между геометрическими параметрами и резонансными частотами волноводов.

Контроль интенсивности колебаний осуществлялся калориметрическим способом по изменению температуры воды в резервуаре с рабочим концом волновода.

При распространении акустических колебаний в жидкой технологической среде, происходит их поглощение. Также при воздействии УЗ колебаний высокой интенсивности возникает явление кавитации, формируются микро- и макротечения и т.д., что в свою очередь приводит к тому, что энергия упругих колебаний со временем диссипирует в тепловую энергию.

Методика проведения измерений калориметрическим методом заключается в следующем: в сосуд заливается фиксированный объем обрабатываемой жидкости при комнатной температуре (около 20 °С). Далее в сосуд погружается ультразвуковой излучатель и осуществляется УЗ воздействие в течение 20–30 сек. Начальная и конечная температуры внутри калориметрического сосуда замеряются термодатчиками. Интенсивность ультразвука рассчитывается по формуле. Разработана установка, схема которой аналогична описанной, но объем воды сведен к минимуму, а для измерения температуры используется миниатюрная термопара с малой постоянной времени. Оборудование позволяет оценить достаточность интенсивности колебаний как для разрушения тромбов в кровеносных сосудах, так и для создания кавитационной струи через отверстия в волноводах. Кавитационная струя в ходе экспериментов наблюдалась визуально.

Для контроля работы волноводной системы разработан аппаратно-программный комплекс, работающий с фантомом сосуда [6].

Схема аппаратной части комплекса показана на рисунке 2.

Фантом сосуда подвергается внутреннему давлению посредством баллонного катетера. Давление создается приспособлением через распределитель. То же давление через распределитель поступает на датчик давления для его измерения и регистрации посредством электронной схемы и персонального компьютера. При подаче давления измеряется деформация фантома, сигнал от измерителя которого также может обрабатываться персональным компьютером. В процессе измерения на фантом сосуда осуществляется ультразвуковое воздействие.

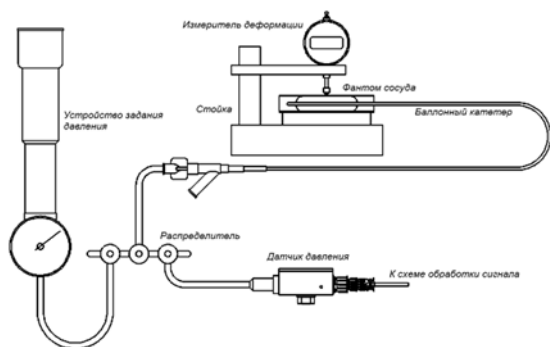


Рисунок 2 – Схема аппаратной части комплекса

Электронная часть аппаратно-программного комплекса состоит из двух узлов – операционной части и интерфейсной части.

Операционная часть предназначена для обработки сигнала индуктивного измерительного преобразователя, в том числе для преобразования его в цифровую форму.

Интерфейсная часть предназначена для передачи измерительной информации на ПЭВМ.

Для опробования был использован фантом сосуда. На фантом в процессе исследований осуществлялось ультразвуковое воздействие полым волноводом, размещаемым внутри фантома в непосредственной близости от баллонного катетера.

При этом в баллоне создавалось давление около 0,4 МПа. Ультразвуковое воздействие осуществлялось в виде пакетов колебаний с частотой следования 0,25 с⁻¹ и скважностью 2. Частота ультразвуковых колебаний в пакете 22 500 Гц.

Результаты опробования свидетельствуют о работоспособности комплекса, который позволяет оценить работу волноводной системы в условиях, приближенных к реальной клинической практике.

Литература

1. Исследование акустических параметров гибких волноводных систем и разработка измерительных устройств на их основе: отчет о НИР (заключительный): ГБ 07-04 / кол. авт. Белорусский национальный технический университет, рук. Минченя В.Т., исполн. Соломахо Д.В., исполн. Савченко А.Л. – Минск, 2007. – 55 с.: ил. – № ГР2007912.
2. Патент 3806 Респ. Беларусь МПК А 61В 17/22, А 61В 17/32. Способ разрушения венозных и артериальных тромбов / Эмилиг Л.А., Мрочек А.Г., Адзериго И.Э. – Оpubл. 30.03.2001.
3. Патент 3808 Респ. Беларусь, МПК А 61В 17/22, А 61В 17/32. Способ разрушения венозных и артериальных тромбоэмболов / Мрочек А.Г., Адзериго И.Э. – Оpubл. 30.03.2001.
4. Измерительный комплекс для контроля параметров гибких волноводов / Г.Г. Маньшин и др. // Проблемы создания информационных технологий. Сб. научных трудов. Вып. 23. – М.: ООО «Техполиграфцентр», 2013. – С. 70–75.
5. А. Bubulis, Ž. Vyšniauskienė, A. Chigarev, V. Minchenya. Investigation of ultrasonic waveguides for medical therapy / ULTRAGARSAS (ULTRASOUND), Vol. 62, No. 4, 2007. – P. 42–44.
6. Савченко А.Л. Аппаратное обеспечение исследования механических свойств кровеносных сосудов / А.Л. Савченко, В.Т. Минченя, А.Ю. Королев, И.Э. Адзериго // Приборостроение–2019. Материалы 12-й междунар. научн.-техн. конф., Минск, 13–15 ноября 2019 г. – Мн.: БНТУ, 2019. – С. 326–327.

УДК 616.77, 681.2

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ УЛЬТРАЗВУКА В ТЕХНОЛОГИЧЕСКОМ ПРОЦЕССЕ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИЗДЕЛИЙ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ ИЗ НИТИНОЛА

Савченко А.Л.¹, Минченя В.Т.¹, Нисс В.С.², Лущик П.Е.²

¹Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

²Научно-технологический парк БНТУ «Политехник»
Минск, Республика Беларусь

Вопросы ультразвуковой обработки никелида титана рассматриваются учеными с конца 90-х годов 20 века. Так как никелид титана в первую очередь интересен проявлением эффекта памяти формы, исследователи уделяют основное внимание проявлению этого эффекта не под действием температурных полей, а при возбуждении в материале механических колебаний ультразвуковой частоты.

С другой стороны, достаточно давно известны способы поверхностного упрочнения материалов методами поверхностного пластического деформирования (ППД) с использованием ультразвука. Эти методы применяют также и к нитинолу.

Таким образом, можно выделить два основных направления в исследованиях ультразвуковой обработки нитинола: