

СРЕДСТВА ИЗМЕРЕНИЙ

ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ГИБКИХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛНОВОДНЫХ СИСТЕМ В МЕДИЦИНЕ И ТЕХНИКЕ

Минченя В. Т., Степаненко Д. А.

Белорусский национальный технический университет, Минск, Республика Беларусь

Представлен всесторонний обзор современных и возможных будущих применений гибких ультразвуковых волноводов в медицине и технике. Рассмотрены проблемы расчета, моделирования и производства гибких волноводов. Также представлены некоторые результаты авторов в этой области, в частности методики моделирования, разработанные для расчета гибких волноводов, и ультразвуковые технологии и оборудование для ультразвуковой тромбэктомии, разогрева замерзшего топлива и ультразвукового сверления хрупких материалов. Описана оригинальная технология производства гибких волноводов, основанная на электролитно-плазменной обработке.

Введение

В основе многих современных способов обработки материалов и воздействия на вещества, а также медицинских технологий лежит использование различных видов колебаний и волн, таких как лазерное излучение, ультразвуковые колебания и т.п. При этом в ряде случаев возникает необходимость воздействия на вещества и материалы, включая биологические ткани, в условиях ограниченного доступа к ним. Такая задача, в частности, возникает при проведении минимально-инвазивных (эндоскопических) терапевтических процедур в медицине, а также в технике и технологии при необходимости введения колебаний и волн в труднодоступные отверстия и каналы, в особенности имеющие сложную криволинейную форму и большое отношение длины к диаметру. Одним из способов решения этой задачи является использование гибких волноводных систем (ГВС), которые за счет упругой деформации могут вводиться в глубокие отверстия и каналы сложной геометрической формы. В случае лазерного излучения в качестве таких систем могут использоваться оптические волокна. Более сложной является передача ультразвуковых колебаний, так как в этом случае волновод испытывает периодическое силовое воздействие и

должен обладать высокой усталостной прочностью при минимальных механических потерях. Кроме того, распространение ультразвуковых колебаний в волноводах с большим отношением длины к диаметру сопровождается трансформацией и взаимодействием мод, что может отрицательно сказываться на прочности волновода и эффективности передачи колебаний через него. В частности, продольные колебания волновода могут в результате динамической потери устойчивости и параметрического резонанса преобразовываться в изгибные колебания значительной амплитуды, приводящие к разрушению волновода. Кроме того, возникновение изгибных колебаний приводит к снижению амплитуды продольных колебаний, которые представляют наибольший интерес для большинства практических применений ультразвука. С учетом сказанного проектирование ультразвуковых ГВС представляет собой сложную инженерную и научную проблему, которая в последние годы вызывает значительный интерес исследователей, что может быть объяснено широким спектром практических применений таких систем. Данная статья посвящена анализу современного состояния этой проблемы и рассматривает наиболее перспективные направления использования ГВС в медицине, технике и технологии, включая ориги-

нальные разработки авторов в этой области. Прежде чем перейти к основной части статьи, следует отметить, что помимо гибких волноводов во многих практических применениях используются нежесткие волноводы, при проектировании которых также возникают описанные выше проблемы. Области использования таких волноводов также рассматриваются в данной статье.

Достижения и проблемы в проектировании ГВС

Выбор материалов

Одним из важных этапов проектирования ГВС является выбор материала. Как было отмечено во введении, материал волновода должен обладать высокой усталостной прочностью в сочетании с минимальными механическими потерями. Материалы, удовлетворяющие этим требованиям, можно разделить на две большие группы: металлические и оптоволоконные. Использование оптоволоконных материалов представляет интерес прежде всего в медицинских применениях, так как позволяет производить комбинированное терапевтическое воздействие (лазерно-ультразвуковая терапия, laser-ultrasound surgical therapy (LUST) [1–4]) и получать с помощью волновода диагностическую информацию, например, путем передачи через него оптического изображения области воздействия [5]. Волновод также может использоваться для внутрисполостной эхоскопии путем передачи через него высокочастотных ультразвуковых импульсов малой мощности и эхо-импульсов, возникающих в результате отражения и рассеяния падающей волны исследуемыми тканями [6]. Для комбинированной передачи лазерного излучения и ультразвука могут использоваться так называемые ZBLAN-волокна, то есть оптические волокна на основе фторидов циркония (Zr), бария (Ba), лантана (La), алюминия (Al) и натрия (Na) [7], а также кварцевое стекло [1–4]. Акустические свойства различных видов оптических волокон приводятся в работе [3]. Для металлических материалов вследствие их кристаллического строения характерны сравнительно высокие механические потери, обусловленные внутренним трением на границах раздела зерен, механическим гистерезисом и рэлеевским рассеянием волн [1, 8, 9]. Внутреннее трение приводит к сильному нагреву волновода в узлах колебательных смещений. Оптоволо-

конные материалы (стекла) вследствие аморфного строения проявляют очень малые механические потери. В качестве металлических материалов для изготовления ГВС могут использоваться хромисто-никелевые стали, титан и его сплавы [10], а также никелид титана (нитинол) [11].

Для некоторых практических применений могут представлять интерес характерные для нитинола эффекты памяти формы (ЭПФ) и сверхупругости, которые могут индуцироваться с помощью ультразвуковых колебаний [12].

Особенности конструкции

Конструктивно ГВС могут выполняться в виде стержней постоянного сечения и стержней переменного сечения (волноводов-концентраторов). Первая схема характерна для ГВС из оптоволоконных материалов, а также для некоторых металлических ГВС. Вторая схема обладает по сравнению с первой рядом преимуществ, а именно обеспечивает усиление колебаний по амплитуде и позволяет придавать дистальной рабочей части волновода достаточно малый диаметр при сохранении устойчивости системы в целом за счет наличия более жесткой проксимальной части. ГВС переменного сечения состоят из двух или трех участков постоянного сечения (ступеней), различающихся площадью поперечного сечения и связанных между собой переходными участками с плавно изменяющейся площадью поперечного сечения (рисунок 1).

Переходные участки могут иметь коническую [11] или криволинейную [13] форму. Дистальная ступень волновода может снабжаться рабочими окончаниями с излучающей поверхностью различной формы (сферическая, плоская, обратная конусная и т.п.). При этом форма излучающей поверхности оказывает существенное влияние на конфигурацию кавитационной зоны, возникающей при взаимодействии волновода с жидкостью и имеющей большое значение для ряда применений, в частности ультразвуковой абляции биологических тканей [14].

Технология изготовления

Для изготовления металлических ГВС могут использоваться технологии обработки металлов давлением, например, волочение через фильеры с последующим отжигом [15], а также

Средства измерений

электрофизические методы обработки, например, электролитно-плазменная обработка (ЭПО) [16]. Научно-технологический парк БНТУ «Политехник» использует для изготовления ГВС технологию ЭПО, сущность которой иллюстрируется рисунком 2.

Заготовка 2 погружается в ванну 4 с электролитом 3, после чего на заготовку подается от источника питания 1 положительный потенциал, а на ванну – отрицательный.

При увеличении разности потенциалов до 60–70 В и плотности тока до 10–16 А/см² вокруг заготовки периодически образуется парогазовая оболочка 5 (коммутационный режим, соответствующий участку АВ вольт-амперной характеристики (ВАХ)), а при разности потенциалов от 150 до 360–380 В вокруг изделия возникает стабильная парогазовая оболочка (режим ЭПО, соответствующий участку ВС

ВАХ). Так как поверхность заготовки-анода имеет меньшую площадь по сравнению с поверхностью ванны (катода), то удельная плотность мощности вблизи заготовки оказывается достаточной для локального пленочного вскипания электролита, что является причиной образования парогазовой оболочки. При этом значительно увеличивается электрическое сопротивление цепи «катод-электролит-анод» и снижается сила тока. Разность потенциалов практически полностью прикладывается к парогазовой оболочке, что приводит к образованию электрического поля с высокой напряженностью и ионизационному пробое парогазовой оболочки, который происходит преимущественно на участках, соответствующих микронеровностям обрабатываемой поверхности.

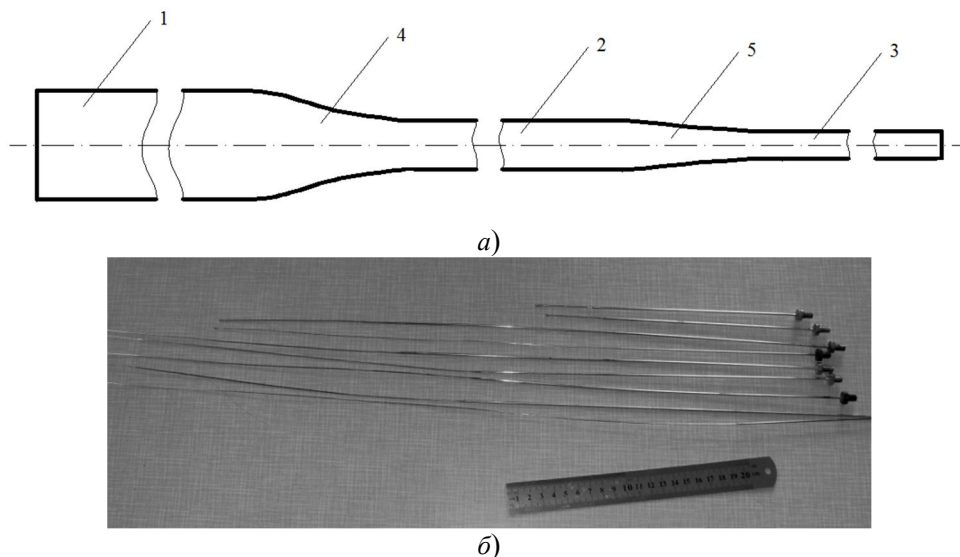


Рисунок 1 – Металлические ГВС переменного сечения: а) схема конструкции; б) фотография внешнего вида; 1–3 – ступени; 4,5 – переходные участки

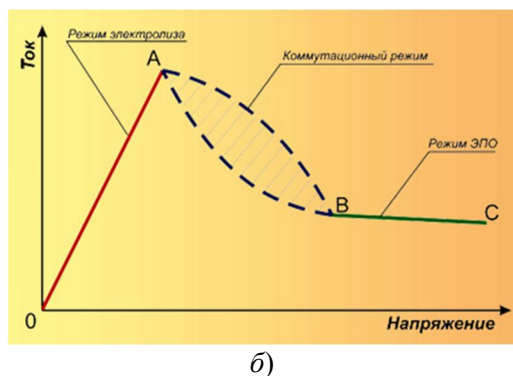
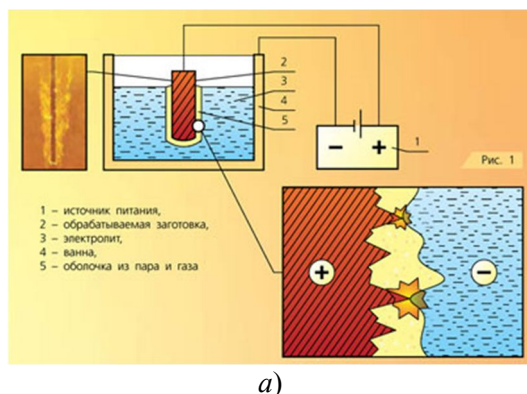


Рисунок 2 – Электролитно-плазменная обработка ГВС: а) схема процесса; б) вольт-амперная характеристика (пояснения в тексте)

Для формирования переходных участков между ступенями волновода на заготовке устанавливают подвижную экранирующую втулку, которая управляемым образом перемещается относительно заготовки, постепенно обнажая защищенный участок ее поверхности.

Вопросы моделирования и расчета

Как отмечалось в разделе 1, колебания ГВС имеют сложный характер и должны рассматриваться как связанные продольно-изгибные колебания. Совместные продольно-изгибные колебания ультразвуковых систем ранее рассматривались в работах [17, 18], где исследовалась колебательная система, состоящая из полуволнового (по отношению к продольной моде колебаний) концентратора и связанного с ним преобразователя, содержащего две группы пьезоэлектрических элементов для создания продольных и изгибных колебаний. Изгибные колебания концентратора с непрерывным изменением площади поперечного сечения по длине рассчитываются путем его разбиения на элементарные участки малой длины, в пределах которых площадь поперечного сечения можно считать постоянной, с последующим перемножением передаточных матриц элементарных участков, позволяющим определить общую передаточную матрицу концентратора. Изгибные колебания гибкого волновода с постоянной площадью поперечного сечения рассматривались в работе [19]. Однако представленная в этой работе модель не имеет значительной практической ценности, так как основывается на известной теории Эйлера-Бернулли и рассматривает тривиальный случай ГВС с постоянной площадью поперечного сечения. Проблема моделирования ГВС также рассматривается в работах [11, 20], где исследована конечно-элементная модель волновода, погруженного в жидкость.

Несмотря на то, что данная модель позволяет исследовать волноводы с произвольно сложным законом изменения площади поперечного сечения по длине, она основана на некоторых допущениях, снижающих ее практическую ценность. В частности, колебания волновода считаются осесимметричными, что позволяет исследовать лишь продольные колебания. Следует также отметить работы в области моделирования процесса взаимодействия ГВС с биологическими материалами, выполненные в

Дублинском университете технологии и Дублинском городском университете (г. Дублин, Ирландия) [14]. В этих работах с помощью конечно-элементного моделирования исследован процесс излучения ультразвуковых волн головкой волновода в жидкую биологическую среду и влияние формы головки на величину создаваемого в жидкости акустического давления, определяющую возможность возникновения кавитации.

Таким образом, в настоящее время отсутствуют хорошо разработанные методики моделирования и расчета ГВС, пригодные для использования в инженерной практике. Ряд результатов в области разработки подобных методик получен авторами данной статьи [21–25]. В частности, решены следующие задачи:

1. Разработан комбинированный численно-аналитический метод исследования условий резонанса волновода, основанный на использовании аналитических решений уравнения колебаний для ступеней волновода и численном решении уравнения колебаний для переходных участков, которое позволяет определить передаточные матрицы (матрицы связи) переходных участков, связывающие значения решения в сечениях ступеней, связанных между собой рассматриваемыми переходными участками.

2. Построены резонансные кривые для двухступенчатых волноводов, представляющие собой совокупность точек на плоскости (L_1, L_2) , соответствующих значениям длин L_1 и L_2 ступеней волновода, при которых наблюдается резонанс при заданной частоте колебаний f . Эти кривые позволяют решать задачу синтеза волновода с заданной резонансной частотой. Резонансные кривые могут быть построены как линии уровня (контурные графики) функции $\text{sgn}(\det \mathbf{A}(L_1, L_2))$, вдоль которых обращается в нуль резонансная функция $\det \mathbf{A}(L_1, L_2)$, зависящая от геометрических параметров волновода, механических свойств его материала, граничных условий на концах волновода и частоты колебаний.

3. Установлено, что при исследовании изгибных колебаний теория Тимошенко дает более точные результаты по сравнению с теорией Эйлера-Бернулли, причем последняя может давать существенную погрешность при определении резонансных значений геометрических параметров.

4. Построены резонансные поверхности для трехступенчатых волноводов, представляющие собой совокупность точек в пространстве (L_1, L_2, L_3) , соответствующих значениям длин L_1 , L_2 и L_3 ступеней волновода, при которых наблюдается резонанс при заданной частоте колебаний f .

5. Разработана методика полуавтоматического моделирования собственных колебаний гибких волноводов с использованием метода конечных элементов (МКЭ) (программа ANSYS) и языка программирования APDL (ANSYS Parametric Design Language). Результаты моделирования подтверждают правильность разработанного численно-аналитического метода исследования условий резонанса.

6. Разработана методика исследования условий резонанса волновода, основанная на использовании метода передаточных матриц и позволяющая сократить объем вычислений и упростить вид условий резонанса. Эффективность и корректность разработанной методики подтверждена результатами моделирования с помощью МКЭ и экспериментальными данными.

Применения ГВС в медицине

В медицине ГВС могут использоваться в сосудистой хирургии, урологии и нейрохирургии. Кроме того, нежесткие ультразвуковые инструменты могут использоваться в стоматологии и оториноларингологии.

В сосудистой хирургии ультразвук применяется для выполнения эндартерэктомии и тромбозектомии, которые могут быть объединены общим термином «ангиопластика», подразумевающим хирургическое восстановление перфузии (кровотока) через закупоренные (окклюзированные) кровеносные сосуды.

Под эндартерэктомией понимают иссечение внутреннего слоя артериальной стенки (эндартериума, или интимы), пораженного атеросклерозом. Причиной атеросклероза является накопление в стенке сосуда жироподобных веществ (липидов), в частности холестерина, приводящее к разрастанию соединительной ткани и сужению просвета сосуда. В атеросклеротических бляшках может откладываться известь, что приводит к снижению эластичности сосудистой стенки. Кроме того, наличие неровностей сосудистой стенки может приводить к

образованию тромбов. В совокупности это приводит к нарушению кровоснабжения органа, питаемого пораженными сосудами. Различают открытую и полуоткрытую эндартерэктомию. В первом случае выполняется продольный надрез сосуда (продольная артериотомия) по всей длине пораженного участка и через этот надрез производится удаление интимы с помощью инструмента типа лопатки (лопатка Петровского). При полуоткрытой эндартерэктомии используется инструмент с рабочим окончанием в виде кольца, который вводится в сосуд через малый продольный надрез и, перемещаясь внутри сосуда, производит расслоение нормального и пораженного атеросклерозом слоев стенки сосуда. Иссеченный слой извлекается через второй надрез в конце пораженного участка. Очевидно, что данный способ требует применения гибкого инструмента, способного перемещаться по искривленному анатомическому руслу сосуда.

Тромбы состоят преимущественно из белка фибрина, образующегося в результате свертывания крови, и также приводят к нарушению кровоснабжения. Отрыв тромбов может приводить к полной закупорке (тромбоэмболии) более мелких кровеносных сосудов. Процедуру хирургического удаления тромбов (тромбозектомии) называют тромбозектомией. Применительно к ультразвуковому диспергированию тромбов часто используют термин «тромболизис», что является не совсем верным, так как под тромболизисом понимают процесс химического растворения фибрина с помощью тромболитических медикаментозных препаратов.

О возможности применения ультразвука для эндартерэктомии впервые сообщили австрийские ученые в 1974 году [26, 27]. Они выполняли открытую эндартерэктомию с помощью инструмента, совершающего ультразвуковые колебания, и пришли к выводу, что использование ультразвука снижает риск перфорации артериальной стенки, позволяет снизить усилие иссечения и без труда выделять даже кальцинированные бляшки. При этом не требуется поиск плоскости иссечения, так как выделение происходит по границе раздела тканей с различающимися упругими свойствами. Гистологические исследования с помощью оптической и электронной микроскопии не выявили отрицательных эффектов от воздействия ультразвука на артериальную стенку. В СССР исследования в области ультразвуковой эндартерэктомии бы-

ли начаты в 1974–1975 годах в Московском высшем техническом училище (МВТУ) им. Н.Э. Баумана [28]. В результате был создан набор ультразвуковых инструментов для сосудистой хирургии, включающий инструмент типа лопатки Петровского, а также инструменты с рабочей частью в виде колец, ложек и бужей. Применение ультразвука позволило снизить усилие иссечения в 2,5–3,5 раза и удалять атеросклеротические очаги длиной до 450 мм через малые надрезы в артерии. Были разработаны волноводы, позволяющие получать амплитуду не менее 30 мкм на расстоянии до 500 мм при достаточной гибкости и сохранении динамической устойчивости.

Для повышения устойчивости волновода он может выполняться состоящим из полуволновых секций с эллипсообразными сечениями, большие полуоси которых повернуты друг относительно друга [29]. Устойчивость также может повышаться путем выполнения на волноводе поперечных канавок, расстояние между которыми равно половине длины волны и которые повернуты друг относительно друга [30]. Положительные результаты также получены итальянскими хирургами, которые выполняли ультразвуковую эндартерэктомию сонной артерии с помощью инструментов в виде лопатки и кольца [31].

Возможность применения ультразвука для тромбэктомии по-видимому впервые описана в патенте США № 3352303 в 1967 году [32]. В этом патенте приводится описание операций по удалению тромбов сонной артерии, коронарных артерий, аорты, бедренной и плечевой артерий. В качестве инструмента предлагается использовать сплошной или полый волновод из нержавеющей стали или монель-металла (коррозионно стойкий медно-никелевый сплав). Волновод согласно патенту имеет диаметр 2,7 мм во входном сечении, присоединяемом к концентратору колебаний, и плавно сужается до диаметра 1,6 мм на расстоянии 50 мм от входного сечения. Частота колебаний волновода составляет от 10 до 30 кГц. Введение волновода в сосуд осуществляется через надрез, выполняемый путем поперечной артериотомии.

С 1974 года исследования возможности применения ГВС для ультразвуковой тромбэктомии выполнялись в Лаборатории ультразвука Рейн-Вестфальской высшей технической школы (RWTH) г. Ахен (ФРГ) [33–36]. Для разрушения тромбов и аспирации продуктов

разрушения использовался полый волновод с наружным диаметром 2 мм и внутренним диаметром 1,4 мм, который имел на дистальном конце входное отверстие диаметром от 0,2 до 0,5 мм. Такая конструкция позволяет избежать окклюзии внутреннего канала волновода, так как в него попадают лишь фрагменты тромба, способные пройти через входное отверстие.

Волновод имел длину 210 мм и совершал продольные колебания с амплитудой 25 мкм и частотой 26,8 кГц. Волновод размещался внутри катетера, через который подавался физиологический раствор. Через катетер также могло вводиться рентгеноконтрастное вещество для получения ангиограммы – рентгеновского изображения, позволяющего выявить положение окклюзии сосуда и определить эффективность выполнения тромбэктомии по восстановлению перфузии.

В настоящее время, несмотря на активные исследования в данной области, имеется лишь малое число коммерчески доступных приборов для ультразвуковой тромбэктомии. Фирма Omnisonics Medical Technologies, Inc. (США) производила прибор Resolution Endovascular System с волноводом длиной 600 мм, имеющим три участка с диаметрами 0,64 мм, 0,46 мм и 0,23 мм [37]. Резонансная частота колебаний волновода составляла 20 кГц. Принцип действия прибора был основан на изгибных колебаниях дистальной части волновода длиной 87,5 мм. По мнению разработчиков использование изгибных колебаний позволяет расширить активную зону, в которой происходит разрушение тромба, от рабочего окончания волновода до полной длины дистальной части.

Прибор Resolution Endovascular System был одобрен FDA (Управлением по контролю за продуктами и лекарствами США) для разрушения тромбов в синтетических гемодиализных шунтах (трубка, используемая для соединения артерии с веной при гемодиализе – очистке крови при почечной недостаточности). Однако сведения о применении данного прибора в настоящее время отсутствуют в связи с самоликвидацией его производителя по причине банкротства в 2009 г.

Научно-технологическим парком БНТУ «Политехник» выпускается установка акустоиндуцированного внутрисосудистого тромболитика с волноводами длиной 350, 560 и 980 мм, амплитудой продольных колебаний рабочего окончания волновода до 50 мкм и выход-

ной удельной акустической мощностью 19,2 Вт/см² (рисунок 3).



Рисунок 3 – Установка акустоиндуцированного внутрисосудистого тромболитика

Установка внедрена в клиническую практику в РНПЦ «Кардиология», Республиканской больницы управления делами Президента РБ и Минской областной клинической больнице. Планируется широкое использование установки с выполнением до 400 операций в год.

В урологии ГВС применяются для ультразвуковой контактной литотрипсии, то есть разрушения камней в почках и мочеточниках.

Различают трансуретральную литотрипсию, при которой волновод вводится через мочеиспускательный канал (уретру), и перкутанную литотрипсию (нефролитотомию), при которой волновод вводится через жесткий нефроскоп (эндоскоп для исследования почек) через прокол в теле пациента [38].

При перкутанной литотрипсии обычно используется полый волновод, через который аспирируются фрагменты разрушенного камня. Контактная литотрипсия применяется в случаях, когда камень невозможно разрушить с помощью экстракорпоральной литотрипсии, то есть путем фокусировки ударных волн в теле пациента, или когда существуют медицинские противопоказания для применения ударно-волнового метода. В настоящее время созданы высокоэффективные приборы для перкутанной литотрипсии, основанные на комбинированном воздействии ультразвука и низкочастотных колебаний. В частности, в приборе LithoClast Ultra фирмы EMS Electro Medical Systems (Швейцария) ультразвуковое воздействие сочетается с ударным воздействием, создаваемым с помощью пневмопривода, подобного используемому в пневматическом перфораторе. В литотрипторе Cyberwand фирмы Cybersonics (США) ультразвуковой волновод находится внутри полой трубки, которая выполнена с возможностью перемещения относительно волновода и благодаря виброударному взаимодействию с концентратором колебаний совершает низкоча-

стотные колебания с частотой около 1 кГц [39]. ГВС для трансуретральной литотрипсии вводятся в организм через гибкий эндоскоп, что позволяет наблюдать за процедурой с помощью волоконной оптики. Волновод для выполнения этой процедуры может состоять из множества соединенных между собой проволок из нержавеющей стали диаметром 0,3–0,5 мм с внутренними каналами диаметром 0,1–0,3 мм для подачи охлаждающей жидкости [40].

В нейрохирургии ГВС, а также нежесткие волноводы используются для вентрикулостомии, трансфеноидального доступа к основанию черепа и очистки вентрикулярных катетеров. Вентрикулостомия состоит в перфорации третьего желудочка мозга и используется для лечения окклюзионной гидроцефалии – заболевания, выражающегося в нарушении оттока спинномозговой жидкости из желудочков мозга и повышении внутричерепного давления. Для удаления опухолей основания черепа, в частности, опухолей гипофиза, применяют нежесткие волноводы, вводимые через клиновидную пазуху носа (трансфеноидальный доступ) [41–43]. Опухоль диспергируется с помощью ультразвуковых колебаний и аспирируется через канал в волноводе. Рабочая часть волновода может снабжаться насечкой для соскабливания твердых тканей, например, твердой мозговой оболочки. Вентрикулярные катетеры используются для отвода спинномозговой жидкости из желудочков мозга при гидроцефалии. Отверстия катетера, через которые происходит отток жидкости, могут окклюдироваться в результате врастания тканей хороидного сплетения (сосудистая мембрана, выдающаяся в желудочки мозга) или глиальной ткани (соединительная ткань, которая окружает и поддерживает нервные клетки). Окклюдированные катетеры обычно подлежат хирургической замене. Одним из способов минимально-инвазивной реканализации вентрикулярных катетеров является использование ультразвуковой кавитации, которая приводит к диспергированию врастших в отверстия тканей [44, 45]. В качестве инструмента используется нежесткий волновод из сплава Ti-Al-V с экспоненциальным сужением, имеющий длину 157 мм и диаметр рабочей части 0,8 мм.

ГВС из оптоволоконных материалов могут использоваться для лечения пролапса межпозвоночных дисков – заболевания, при котором пульпозное ядро диска выходит через окружа-

ющее его фиброзное кольцо и оказывает давление на спинной мозг и выходящие из него нервные волокна [8]. Волновод вводится через отверстие в крестце (*Hiatus sacralis*) и доставляется к месту операции через щелевидное пространство между оболочкой спинного мозга и костной стенкой. Гибкость волновода должна обеспечивать возможность его прохождения через изгибы позвоночника. Рабочее окончание волновода имеет пилообразную форму и может изготавливаться из фотоструктурируемых стекол методом травления. Пилообразное окончание используется для рассечения фиброзного кольца с целью аспирации пульпозного ядра.

В лазерно-ультразвуковой терапии, предложенной учеными Свободного университета Берлина (ФРГ) и Московского государственного технического университета (МГТУ) им. Н.Э. Баумана, [1–4] используется аппликатор в виде оптического волокна из кварцевого стекла с экспоненциальным сужением. Аппликатор обеспечивает амплитуду колебаний до 70 мкм при длине волокна до 1300 мм и механически крепится к титановому концентратору, через отверстие в центре которого проходит волокно от источника лазерного излучения. Лазерное излучение передается между волокнами через воздушный зазор, что обеспечивает акустическую развязку волокна, связанного с источником лазерного излучения. При этом для повышения эффективности передачи входной торец аппликатора выполняют выпуклой формы. Применение ультразвука обеспечивает селективное разрушение тканей, то есть разрушаются лишь паренхиматозные или кальцинированные ткани, а структуры, содержащие коллаген, (сосуды, мышцы и нервы) остаются интактными (неповрежденными). Лазерное излучение используется для коагуляции тканей. Глубина коагуляции может контролироваться с помощью высокочастотного ультразвука малой интенсивности, передаваемого через пучок оптических волокон, окружающий терапевтический аппликатор [2].

Применения ГВС в технике

В технике ГВС могут использоваться для разогрева дизельного топлива, ультразвуковой прошивки отверстий и очистки каналов от загрязнений.

Увеличение вязкости дизельного топлива при низких температурах с образованием в нем

кристаллов парафина является серьезной проблемой при эксплуатации автомобилей с дизельным двигателем, так как приводит к закупорке фильтров и топливопроводов, затрудняя подачу топлива к двигателю. Электрические нагреватели не могут обеспечить разогрев всей топливной системы и производят лишь локальный разогрев ее отдельных участков. В связи с этим было предложено использовать нагреватели дизельного топлива на основе ГВС [46, 47]. Принцип их работы основан на нагреве металлических ГВС в результате внутреннего трения. Нагревание волновода приводит к образованию вокруг него кольцевого микроканала с жидким топливом, в котором может возникнуть кавитация, интенсифицирующая разрушение кристаллизованной фазы топлива. Эффективность применения ГВС для разогрева топлива экспериментально доказана на топливопроводе автомобиля МАЗ. В качестве нагревателя использовался волновод длиной 3 м и диаметром 0,6 мм из коррозионно-стойкой стали Х19Н10. Эксперименты показали, что при охлаждении топлива до температуры $-36\text{ }^{\circ}\text{C}$ для восстановления проходимости топливопровода требуется не более 30 с при электрической мощности, потребляемой ультразвуковым преобразователем, 80-130 Вт. Температура волновода не превышает при этом $60\text{ }^{\circ}\text{C}$, что соответствует требованиям взрыво- и пожаро-безопасности.

Ультразвуковая очистка с применением ГВС эффективна при удалении загрязнений из каналов и отверстий с большим отношением длины к диаметру, особенно каналов криволинейной формы. Одним из примеров являются каналы медицинского инструмента, например, эндоскопов [48]. Очистка таких каналов традиционными методами, например с помощью струй жидкости или длинных щеток, весьма трудоемка и малоэффективна. Очистка в ультразвуковых ваннах также малоэффективна, так как ультразвуковые колебания не могут проникать через стенку изделия в находящуюся в канале жидкость и вызывать в ней кавитацию. Использование ГВС позволяет вводить ультразвуковые колебания непосредственно в заполняющую канал жидкость и создавать в ней физические эффекты, необходимые для эффективного протекания процесса очистки, в частности кавитацию и акустические течения. В качестве материалов для изготовления ГВС, применяемых для ультразвуковой очистки ка-

налов, предлагается использовать никель-кобальт-хром-молибденовые сплавы [48]: Elgiloy (15,5 % Ni, 40 % Co, 20 % Cr, 7 % Mo, 2 % Mn, 0,15 % C, остальное – железо) и MP35N (33–37 % Ni, 19–21 % Cr, 9–10,5 % Mo, не более 0,15 % Mn, не более 0,03 % C, не более 1 % Fe, не более 1 % Ti, не более 0,015 % P, не более 0,15 % Si, 0,01 % B, не более 0,01 % S, остальное – кобальт). Волновод может иметь защитное покрытие, например, из нитрида титана, предохраняющее его от кавитационной эрозии. Характерный диаметр ГВС составляет от 0,254 до 2,54 мм. Очевидно, что возможности ультразвуковой очистки с помощью ГВС не ограничиваются описанным выше применением и данный процесс может представлять практический интерес для других приложений.

При ультразвуковой прошивке отверстий в труднодоступных местах может использоваться инструмент, связанный с концентратором посредством гибкой связи в виде проволочного волновода, длина которого кратна полуволне [49, с. 37]. Кроме того, ГВС могут быть использованы для прошивки криволинейных отверстий в изделиях из хрупких материалов. Авторами предложен способ выполнения этой операции, основанный на управляемой деформации волновода-инструмента. В частном случае волновод-инструмент может выполняться из сплава с ЭПФ, а в качестве управляющего воздействия может использоваться внешнее магнитное или тепловое поле. Ультразвуковая прошивка криволинейных отверстий в изделиях из поделочных камней с помощью гибкого проволочного инструмента используется в ювелирном деле. Прошивка отверстий в горных породах с помощью гибкого волновода-инструмента также исследовалась специалистами Национального аэрокосмического агентства США (NASA) при разработке устройства для взятия проб горных пород при исследовании геологического строения других планет [50]. Однако, несмотря на известность идеи применения ГВС для ультразвуковой прошивки, возможность управления этим процессом ранее не рассматривалась, поэтому исследования в данном направлении имеют большой практический интерес.

Выводы

Как следует из приведенного анализа литературных данных по вопросу применения

ГВС в технике и медицине, а также из результатов собственных исследований авторов, использование гибких и нежестких волноводов-инструментов для передачи ультразвуковой энергии имеет значительные перспективы в ряде практических приложений. Вместе с тем, несмотря на перспективность этого направления ультразвуковой техники и технологии, существует ряд нерешенных проблем в области проектирования, расчета и экспериментального исследования ГВС, что свидетельствует о необходимости и целесообразности проведения дальнейших опытно-конструкторских и научно-исследовательских работ в этой области.

Авторы выражают благодарность профессору Герхарду Мюллеру (Лазерно-медицинский центр Свободного университета Берлина, ФРГ) за любезно предоставленную информацию о методе лазерно-ультразвуковой терапии и распространении ультразвука в оптоволоконных ГВС.

Список цитируемых источников

1. *Tschepe, J.* Transmission of laser radiation and acoustical waves via optical fibers for surgical therapy / J. Tschepe, K. Desinger, J. Helfmann [and others] // Proc. SPIE. – Vol. 2131. – 1994. – P. 155–166.
2. *Tschepe, J.* The transmission of high frequency ultrasound in optical fibers / J. Tschepe, K. Desinger, G. Müller [and others] // German-Canadian Workshop „Laser Research & Laser Technology“. – 1995. – P. 157–161.
3. *Ngambia Mbamou, D.* Übertragung und Wechselwirkung von Laserstrahlung und Ultraschall in Glasfasern: Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades Doktor-Ingenieur / D. Ngambia Mbamou // Technische Universität Berlin. – 2001. – 245 P.
4. International application published under PCT WO 94/02074, IPC A61B 17/22, 17/36. Verfahren und Vorrichtung zur invasiven bzw. endoskopischen Therapie mittels Ultraschall und Laser / G. Müller, J. Tschepe. – International application number PCT/EP93/01808; international filing date 10.07.93; international publication date 03.02.94; priority 20.07.92 DE P 42 24 256.8.
5. Патент РБ ВУ 3806 C1, МПК А61В 17/22, 17/32. Способ разрушения венозных и артериальных тромбов / Л. А. Эмилиит, А. Г. Мрочек, И. Э. Адзерихо. – № а19980138; заявл. 12.02.98; опубл. 30.03.2001; приоритет 12.02.98.
6. *Moiya, T.* Development of flexible transmission line for intravascular ultrasonography / T. Moiya, Z. Hu, Y. Tanahashi // Proc. of the IEEE Ultra-

- sonics Symposium. – Vol. 2. – 2000. – P. 1227–1230.
7. *Gudra, T.* Some problems of ultrasonic and laser cutting of biological structures / T. Gudra, S. Muc // The European Physical Journal. Special Topics. – Vol. 154. – 2008. – P. 85–88.
 8. *Qiao, F.* Biologisch inspirierte mikrotechnische Werkzeuge für die Mikromontage und die Minimal-Invasive Chirurgie: Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades Doktor-Ingenieur / F. Qiao // Technische Universität Ilmenau. – 2002. – 120 S.
 9. *Абакумов, В. Г.* О проектировании акустических концентраторов с учетом внутреннего рассеяния энергии / В. Г. Абакумов, К. А. Трапезон // Акустичний вісник. – Т. 10. – № 1. – 2007. – С. 3–16.
 10. *Štimac, A.* Assessment of the high-power ultrasound point source for the minimally invasive surgery / A. Štimac // World Congress on Ultrasonics. – Paris. – 2003. – P. 217–219.
 11. *Gavin, G.P.* Experimental and numerical investigation of therapeutic ultrasound angioplasty: PhD thesis / G.P. Gavin // Dublin City University – 2005. – 188 p.
 12. Патент РБ ВУ 2413 С1, МПК С21D 8/00, С22F 3/00. Способ иницирования эффекта памяти формы / В.В. Клубович и др. – № 960348; заявл. 05.07.96; опубл. 30.09.98; приоритет 05.07.96.
 13. Евразийский патент ЕА 005704 В1, МПК А61В 17/22, 17/32, С25F 3/16. Волновод для внутрисосудистой тромбэктомии тромбов и тромбоземболов и способ его изготовления / А.Г. Мрочек и др. – № 200300259; заявл. 11.02.2003; опубл. 28.04.2005; приоритет 24.01.2003 ВУ 20030052.
 14. *Wylie, M. P.* A linear finite element acoustic fluid-structure model of ultrasonic angioplasty *in vivo* / M.P. Wylie, G.B. McGuinness, G.P. Gavin // International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. – 2010. doi: 10.1002/cnm.1383.
 15. International application published under PCT WO 02/070158, IPC B21C 1/18, 9/00. Apparatus and method for manufacturing small diameter medical devices / R. A. Rabiner, B. A. Hare, J. S. Prasad. – International application number PCT/US02/07135; international filing date 06.03.2002; international publication date 12.09.2002; priority 07.03.2001 US 60/274037.
 16. <http://epo.metolite.by/ru/dir/index.php/1537>
 17. *Zhou, G.* The complex-mode vibration of ultrasonic vibration systems / G. Zhou, Y. Zhang, B. Zhang // Ultrasonics. – Vol. 40. – 2002. – P. 907–911.
 18. *Zhou, G.* The performance and design of ultrasonic vibration system for flexural mode / G. Zhou // Ultrasonics. – Vol. 38. – 2000. – P. 979–984.
 19. *Bansevečius, R.* Investigation of ultrasonic probe for medical purposes / R. Bansevečius // Ultragarasas. – No. 2 (55). – 2005. – P. 44–46.
 20. *Gavin, G. P.* Performance characteristics of a therapeutic ultrasound wire waveguide apparatus / G. P. Gavin // International Journal of Mechanical Sciences. – Vol. 49. – 2007. – P. 298–305.
 21. *Минченя, В. Т.* Линейные колебания двухступенчатого волновода-концентратора для ультразвукового тромбоземболизиса / В. Т. Минченя, Д. А. Степаненко // Доклады НАН Беларуси. – Т. 53. – № 6. – 2009. – С. 114–119.
 22. *Stepanenko, D. A.* Modeling of flexible waveguides for ultrasonic vibrations transmission: Longitudinal and flexural vibrations of non-deformed waveguide / D.A. Stepanenko, V.T. Minchenya // Ultrasonics. – Vol. 50. – 2010. – P. 424–430.
 23. *Минченя, В. Т.* Анализ резонансных явлений в гибких волноводных системах с применением теорий Эйлера-Бернулли и Тимошенко / В. Т. Минченя, Д. А. Степаненко, Е. Н. Юрчик // Материалы МНТК «Приборостроение-2009». – Минск, 2009. – С. 247–248.
 24. *Bubulis, A.* Semi-automatic modal analysis of flexible ultrasonic waveguides in ANSYS / A. Bubulis, V. T. Minchenya, D. A. Stepanenko // Материалы МНТК «Приборостроение-2009». – Минск, 2009. – С. 145–146.
 25. *Степаненко, Д. А.* Собственные колебания ультразвуковых волноводов для минимально-инвазивной хирургии / Д. А. Степаненко, В. Т. Минченя, А. В. Чигарев // Теоретическая и прикладная механика. – Вып. 25. – 2010. – С. 276–281.
 26. *Redtenbacher, M.* Endarterektomie mit Ultraschall / M. Redtenbacher, H. Karobath, I. Walde // Acta Chirurgica Austriaca. – Н. 5. – 1974. – P. 114–115.
 27. *Redtenbacher, M.* Über die Einwirkung des Ultraschalles auf die Gefäßwand / M. Redtenbacher, H. Karobath, G. Syré // Acta Chirurgica Austriaca. – Н. 6. – 1975. – P. 125.
 28. *Николаев, Г. А.* Ультразвуковая технология в хирургии / Г. А. Николаев, В.И. Лоцилов. – М., 1980. – 272 с.
 29. А.с. 680734 СССР, МПК А61В 17/32. Ультразвуковой хирургический инструмент / В. И. Петров, М. Д. Князев, В. И. Лоцилов, О. С. Белорусов, Г. В. Саврасов, А. В. Гавриленко. – № 2491413/28-13; заявл. 01.06.77; опубл. 25.08.79; приоритет 01.06.77.
 30. А.с. 680734 СССР, МПК А61В 17/32. Ультразвуковой хирургический инструмент для эндартерэктомии / Г. В. Саврасов, В. И. Лоцилов, Е. И. Данилин, С. Е. Квашин, И. И. Затевахин,

- Л.Б. Шалаев. – № 3303200/28-13; заявл. 09.07.81; опубл. 28.02.83; приоритет 09.07.81.
31. *La Rosa, A.* Ultrasonic endarterectomy: experimental and initial clinical results in carotid stenosis / A. La Rosa [and others] // *Journal of Endovascular Surgery*. – Vol. 1. – 1994. – P. 25–30.
 32. United States Patent 3352303, Cl. 128-24. Method for blood clot lysis / L.J. Delaney. – Ser. No. 475337; filed 28.07.65; patented 14.11.67.
 33. *Sobbe, A.* Die Ultraschall-Auflösung von Thromben / A. Sobbe [and others] // *Klinische Wochenschrift*. – B. 52. – 1974. – P. 1117–1121.
 34. *Trübstein, G.* Die Emboliegefahr bei der Ultraschall-Thrombolysie / G. Trübstein [and others] // *Langenbecks Archiv für Chirurgie*. – B. 340. – 1976. – S. 199–205.
 35. Offenlegungsschrift DT 24 38 648 A1, Int. Cl. A 61 B 17-22. Verfahren zum Entfernen von Thromben / R. Pohlman, U. Stumpff. – Aktenzeichen P 24 38 648.9; Anmeldetag 12.08.74; Offenlegungstag 26.02.76.
 36. *Stumpff, U.* Die Erzeugung und Übertragung von Ultraschalldehnwellen hoher Energiedichte in flexiblen Wellenleitern im 20 kHz-Bereich für therapeutische Anwendungen: Dissertation, RWTH Aachen, 1978.
 37. *Hallisey, M. J.* Ultrasonic energy treatment of deep vein thrombosis / M. J. Hallisey // *Endovascular Today*. – April 2006. – P. 80–82.
 38. Netter Medical Images – Urinary Calculi: Percutaneous Ultrasonic Lithotripsy. Online: <http://www.netterimages.com/image/26654.htm>.
 39. Cyberwand – Dual probe ultrasonic lithotripter system. Online: <http://www.cyberonics-inc.com/documents/Cyberwand.pdf>.
 40. Offenlegungsschrift DE 3726210 A1, Int. Cl. A 61 B 17/22. Steinzertrümmerungsvorrichtung / K. Saito, T. Ootawara. – Aktenzeichen – P 37 26 210.6; Anmeldetag 06.08.87; Offenlegungstag 18.02.88; Unionspriorität 08.08.86 JP P 187100/86.
 41. *Yamasaki, T.* A new, miniature ultrasonic surgical aspirator with a handpiece designed for transsphe-
 - noidal surgery / T. Yamasaki [and others] // *Journal of Neurosurgery*. – 2003. – P. 177–179.
 42. *Cotter, D. J.* 36 kHz ultrasonic surgical horns for endoscopic-nasal approaches to brain tumors. / D. J. Cotter [and others] – Online: http://www.ultrasonics.org/Proceedings_2007_UIA/Cotter_2007_UIA.pdf.
 43. United States Patent Application 20060235305 A1, IPC A61B 8/14. Bone abrading ultrasonic horns / D.J. Cotter, M. Benson, M. Shinopoulos, J.P. O'Connor. – Serial No. 404981; filed 14.04.2006; published 19.10.2006; priority 14.04.2006.
 44. *Ginsberg, H. J.* Recanalization of obstructed cerebrospinal fluid ventricular catheters using ultrasonic cavitation / H.J. Ginsberg [and others] // *Neurosurgery*. – Vol. 59. – 2006. – P. ONS-403-ONS-412.
 45. *Ginsberg, H. J.* Recanalization of obstructed cerebrospinal fluid ventricular catheters with ultrasonic cavitation: PhD thesis, University of Toronto, 2001.
 46. *Пурец, М. Я.* Снижение вязкости замерзшего дизельного топлива под действием ультразвука / М.Я. Пурец [и др.] // *Химия и технология топлив и масел*. – № 6. – 2003. – С. 25–27.
 47. Евразийский патент ЕА 002460 В1, МПК F02M 31/16, 27/08. Способ и устройство для разогрева дизельного топлива при низких температурах / В.Т. Минченя и др. – № 200100200; заявл. 16.01.2001; опубл. 25.04.2002; приоритет 26.12.2000 BY 20001154.
 48. United States Patent 5830127, IPC A61B 1/12. Method and apparatus for cleaning endoscopes and the like / E.A. DeCastro. – Serial No. 689014; filed 05.08.96; published 03.11.98; priority 05.08.96.
 49. *Вероман, В.Ю.* Ультразвуковая обработка материалов / В.Ю. Вероман, А.Б. Аренков. – Л., 1971. – 167 с.
 50. *Bar-Cohen, Y.* Ultrasonic drilling and coring. Online: <http://ndea.jpl.nasa.gov/nasa-nde/usdc/Drill-coring-review.pdf>.

Minchenya V. T., Stepanenko D. A.

Prospects for application of flexible ultrasonic waveguide systems in medicine and engineering

The article presents comprehensive review of current and possible future applications of flexible ultrasonic waveguides in medicine and engineering. Issues of design, modelling and manufacturing of flexible waveguides are considered. The article also presents some results of the authors in this field, particularly modelling techniques developed for the design of flexible waveguides and ultrasonic technologies and equipment for ultrasonic thromboectomy, heating of frozen fuel and ultrasonic drilling of brittle materials. Novel technology for manufacturing flexible waveguides based on electrolytic-plasma machining is also described. *Поступила в редакцию 01.04.2010.*