

## ИССЛЕДОВАНИЕ РАБОЧИХ ХАРАКТЕРИСТИК УЛЬТРАЗВУКОВЫХ КОЛЕБАТЕЛЬНЫХ СИСТЕМ И ИХ ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ

И.Д. Кашкаров

kashkarovid@student.bmstu.ru

Е.С. Ли

lies1@student.bmstu.ru

Е.Д. Скалеух

skaleukhed@student.bmstu.ru

А.М. Тарасовская

tarasovskayaam@student.bmstu.ru

Е.А. Толстой

tolstoyea@student.bmstu.ru

*МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация*

Методы ультразвуковой хирургии имеют широкое применение в современной медицине. Одним из важных параметров ультразвуковых колебаний является их амплитуда, измерение которой представляет собой актуальную задачу. Существует несколько методов измерения ультразвуковых колебаний, которые можно подразделить на контактные и бесконтактные. Контактные методы позволяют измерить амплитуду при разработке, проектировании и создании ультразвуковой колебательной системы, а бесконтактные — при ее использовании. Среди бесконтактных методов был выделен оптический — для его реализации необходимы только микроскоп, штатив и компьютер, что делает метод доступным и простым в реализации. Измерение амплитуды проводили при разных мощностях генератора. По результатам проведенного эксперимента было подтверждено, что с увеличением мощности генерации колебаний амплитуда колебаний рабочего окончания ультразвуковой колебательной системы также увеличивается. Также было проведено исследование, позволяющее оценить влияние мощности и, соответственно, амплитуды ультразвуковых колебаний на протекание явления фонофореза. Теоретическим обоснованием влияния ультразвуковых колебаний на увеличение проницаемости мембран клеток биоткани является явление кавитации. Проведенный эксперимент подтвердил, что применение ультразвуковых колебаний усиливает проницаемость биоткани, что может быть применено в операциях с введением лекарственных веществ в ткани.

**Ключевые слова:** колебания, ультразвуковая колебательная система, амплитуда ультразвуковых колебаний, кавитация, фонофорез, микроскоп, проницаемость биоткани, ультразвуковые технологии

**Введение.** В России 56 % случаев смертей вызваны сердечно-сосудистыми заболеваниями (ССЗ) [1]. Одним из новых методов лечения таких сердечно-сосудистых заболеваний, как атеросклероз, рестеноз, варикозная болезнь, служит ультразвуковая хирургия [2–7]. Разрабатываемые хирургические ультразвуковые колебательные системы для реализации этих технологий обычно работают на частоте в диапазоне от 25 до 50 кГц [4].

Важнейшим параметром, обеспечивающим эффективность использования ультразвуковых методов лечения, является амплитуда механических колебаний. Поэтому контроль и измерение амплитуды колебаний излучающих поверхностей необходимы при практическом применении ультразвуковых аппаратов [8, 9].

Цель данного исследования — экспериментальное определение зависимости параметров процесса фонофореза в модели биологической ткани (клубне картофеля) от рабочих характеристик ультразвуковых колебательных систем, применяемых в хирургии, и условий воздействия.

Несмотря на широкую распространенность ультразвуковых технологий, на сегодняшний день нет универсальной методики и оборудования для измерения амплитуды ультразвуковых колебаний [10]. Для выбора наиболее подходящего метода измерения амплитуды ультразвуковых колебаний был проведен анализ существующих методов.

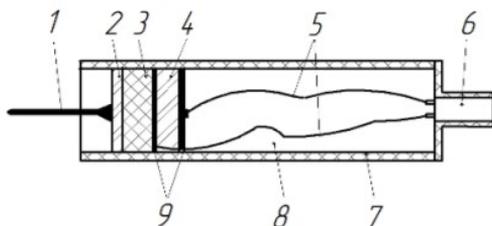
**Контактные методы.** Контактные методы позволяют контролировать амплитуду ультразвуковых колебаний при разработке, проектировании и создании ультразвуковой колебательной системы (УЗКС). Преимущество контактных методов заключается в более высокой скорости обработки информации при условии откалиброванного измерительного стенда.

**Измерение амплитуды колебаний с использованием пьезоэлектрического элемента.** В разработке пьезоэлектрического приемного преобразователя (рис. 1) [11] металлический стержень 1, припаянный к металлической пластине 2, касается колеблющейся поверхности рабочего окончания УЗКС. Воспринимаемые механические колебания передаются на аттенуатор 3, где происходит их затухание и ослабление. Передаваемые колебания возбуждают пьезоэлектрический элемент 4, изготовленный из пьезокерамики марки ЦТС-19, на электродах 9 которого возникает электрическое напряжение, пропорциональное амплитуде механических колебаний излучающей поверхности рабочего окончания ультразвуковой колебательной системы. Разъем 6 предназначен для подключения пьезоэлектрического приемного преобразователя к измерительному прибору с целью измерения параметров возникающего напряжения — амплитуды и частоты. Демпфер 8, выполненный из эпоксидной смолы ЭД-20 с отвердителем полиэтиленополиамидом, способствует затуханию возникающих колебаний [11].

Для проведения измерений данным способом необходимо выполнить калибровку созданного пьезоэлектрического приемного преобразователя.

Принцип работы измерительного стенда заключается в следующем: пьезоэлектрический преобразователь прижимается к излучающей поверхности рабочего окончания УЗКС технологического аппарата «Алена». Измерения

проводятся многократно, анализируется форма выходного сигнала (она должна быть синусоидальной без значительных искажений) и находится среднее значение выходного сигнала в вольтах.

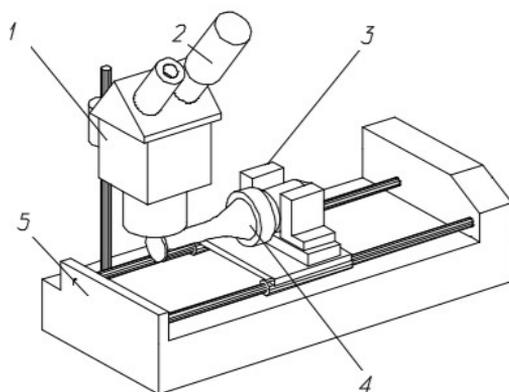


**Рис. 1.** Конструкция пьезоэлектрического приемного преобразователя:

- 1 — металлический стержень; 2 — металлическая пластина; 3 — полиуретановый эластомер; 4 — пьезоэлектрический элемент; 5 — провода;
- 6 — электрический разъем; 7 — корпус; 8 — демпфер (эпоксидный компаунд); 9 — медные электроды

Данный пьезоэлектрический приемный преобразователь позволяет контролировать амплитуду ультразвуковых колебаний и ее распределение по колеблющейся излучающей поверхности в диапазоне 0...30 мкм.

**Бесконтактные методы.** Самое широкое распространение в настоящее время получили оптические методы, основанные на измерении амплитуды колебаний с помощью микроскопа. Схема установки оптического метода представлена на рис. 2.



**Рис. 2.** Схема установки:

- 1 — оптический микроскоп; 2 — фотоэлектрический преобразователь;
- 3 — подвижный держатель; 4 — УЗКС; 5 — основание

В основе метода лежит наблюдение за боковой поверхностью УЗКС, совершающей колебания в продольном направлении, через микроскоп, оптическая ось которого перпендикулярна оси системы. Наблюдения ведут в отраженном свете, причем в окуляр вставляют сетку или шкалу с известной ценой деления. Заметив на исследуемой поверхности до включения колебаний характерную четкую точку или штрих, перпендикулярный оси системы, наблюдают их «размытие» [10]. Размер пятна наблюдаемого размытия соответствует размаху колебаний, что, по определению, равно удвоенной амплитуде.

Недостаток метода обусловлен особенностями человеческого зрения. Если в поле зрения человека находятся два объекта: четкий и нечеткий, то зрительный центр подсознательно концентрирует внимание на объекте с четкими границами. В процессе измерения амплитуды измерительная шкала и неподвижные элементы УЗКС являются четкими, а измеряемые элементы, видимые границы УЗКС, являются нечеткими, поэтому человеку приходится сознательно концентрироваться на них внимание, что приводит к повышенному зрительному утомлению.

**Стробоскопический метод.** Описанный выше недостаток удалось устранить с помощью применения стробоскопического освещения, в котором формирование импульса синхронизируется с необходимой фазой колебаний [10].

Этот метод основан на других особенностях человеческого зрения: инерционности и адаптивности. Человеческий глаз воспринимает изменения с частотой в диапазоне 30...40 Гц как непрерывный процесс, а в течение времени в диапазоне 10...20 мс после исчезновения раздражителя зрительные клетки вырабатывают сигнал о наличии раздражителя. Адаптивность заключается в том, что при увеличении освещенности чувствительность глаза уменьшается.

Преимущество метода заключается в том, что для измерений не требуется калибровка аппарата, нужно знать только кратность микроскопа.

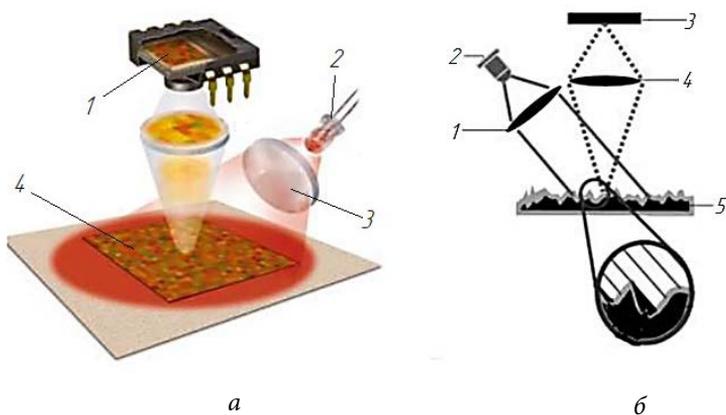
Недостаток данного метода состоит в синхронизации источника света с фазой колебаний, что позволяет освещать УЗКС каждый раз в одном и том же крайнем положении. Противоположное крайнее положение УЗКС необходимо измерять отдельно, проведя калибровку стенда, что приводит к снижению точности и скорости измерений.

В качестве решения предложено использовать два источника, каждый из которых создает цилиндрический пучок света определенной длины волны, позволяющий различать крайние положения колебаний. Таким образом, от одного источника получается изображение УЗКС в одном крайнем положении, а от другого источника — в противоположном положении. Поскольку

длины волн двух источников различаются, удастся различить границы каждого из изображений.

**Оптический метод.** Суть метода заключается в том, что с помощью светодиода или лазера и системы фокусирующих линз, подсвечивается участок поверхности. Отраженный от поверхности свет собирается другой линзой и попадает на приемник оптического сигнала, который делает снимки поверхности с частотой до 7 кГц и обрабатывает их. Оптический сенсор состоит из двух частей: системы получения изображения и интегрированного DSP-процессора (цифровой сигнальный процессор) обработки снимков. На основании анализа череды последовательных снимков (представляющих собой квадратную матрицу из пикселей разной яркости) интегрированный DSP-процессор высчитывает результирующие показатели, свидетельствующие о направлении перемещения поверхности вдоль осей  $X$  и  $Y$ , и передает результаты своей работы другим устройствам.

Схема работы измерителя перемещения представлена на рис. 3 [8].



**Рис. 3.** Измеритель перемещения:

*a* — изометрический вид установки (1 — сенсор, 2 — оптическое излучение, 3 — линза, 4 — излучаемая поверхность); *б* — схема работы: измерителя перемещения (1 — линза, 2 — оптический излучатель, 3 — процессор обработки снимков, 4 — линза, 5 — измеряемая поверхность)

Одним из преимуществ данного метода является возможность измерения амплитуды колебаний протяженных излучателей, определение амплитуды которых возможно только контактными способами [10].

**Использование емкостных датчиков.** Еще одним методом измерения амплитуды ультразвуковых колебаний является емкостной метод. Наибольшей чувствительностью обладают емкостные датчики, принцип работы кото-

рых основан на измерении емкости переменного зазора между поверхностью волновода и измерительной поверхностью датчика. Создан бесконтактный виброметр [12], в котором изменение емкости переменного зазора под действием ультразвуковых колебаний инструмента преобразуется в частотно-модулированный сигнал, который обрабатывается с помощью электронной схемы и регистрируется измерительным прибором. Схема работы емкостного метода представлена на рис. 4 [13].

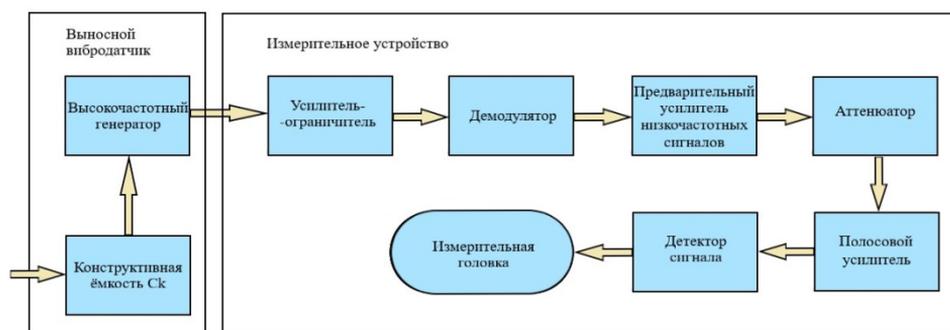


Рис. 4. Схема бесконтактного измерителя вибраций

Бесконтактный виброметр включает выносной вибродатчик и измерительное устройство. В состав вибродатчика входят высокочастотный генератор, конструктивная емкость  $C_K$ ; в состав измерительного устройства — усилитель-ограничитель, демодулятор, предварительный усилитель низкочастотных сигналов, аттенуатор, полосовой усилитель, детектор сигнала, измерительная головка [12].

Контактные методы характеризуются серьезными рисками разрушения установки при больших амплитудах и высоких частотах ультразвуковых колебаний. Для выбора используемой методики было проанализировано назначение исследуемого колебательного инструмента. Поскольку используется прибор хирургического ультразвука, характеризующийся высокой интенсивностью колебаний, предпочтение отдается оптическому методу измерения амплитуды ультразвуковых колебаний. Этот метод также наиболее доступен, поскольку для его реализации требуется микроскоп и ЭВМ, что можно найти практически в каждой лаборатории.

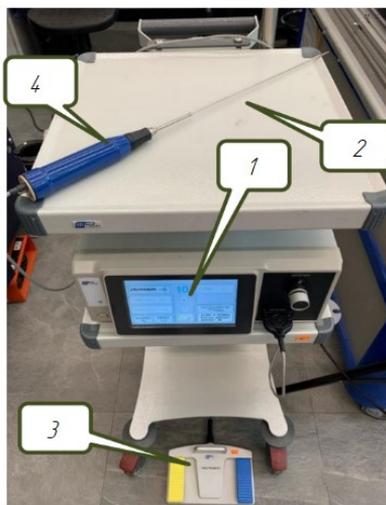
К задачам исследования относятся применение оптического метода для оценки ультразвуковых колебаний, оценка воздействия ультразвукового хирургического инструмента на рассекаемую ткань посредством измерения глу-

бины проникновения ионов йода, а также измерение амплитуды колебаний рабочего окончания и анализ полученных экспериментальных данных.

**Материалы и методы.** Данная работа включает в себя два экспериментальных исследования: определение зависимости амплитуды ультразвуковых хирургических колебаний от параметров мощности ультразвукового хирургического аппарата «ФОТЕК» (ООО «ФОТЕК», г. Екатеринбург, Россия) и оценку зависимости наблюдаемых при фонофорезе явлений от условий и параметров ультразвукового воздействия.

Экспериментальные исследования проводили в лабораторных условиях. Было использовано следующее оборудование и программное обеспечение:

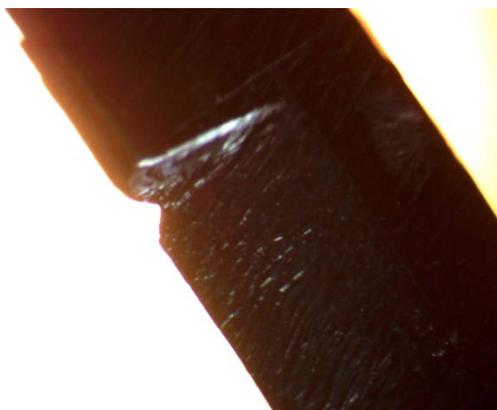
- 1) ультразвуковой хирургический аппарат (УЗХА) «ФОТЕК» (рис. 5);
- 2) техническая документация УЗХА «ФОТЕК»;
- 3) электроакустический преобразователь, с набором сменных инструментов;
- 4) цифровой микроскоп Bresser Advance ICD 10<sup>x</sup>–160<sup>x</sup> с цифровой камерой Levenhuk M1400 PLUS;
- 5) объект-микрометр;
- 6) шумомер-анализатор спектра 1-го класса точности «Экофизика110А»;
- 7) модель биологической ткани (клубень картофеля);
- 8) раствор йодида калия и раствор пероксида водорода;
- 9) штатив.



**Рис. 5.** Ультразвуковой хирургический аппарат «ФОТЕК»: 1 — ультразвуковой генератор; 2 — ультразвуковой инструмент ультразвукового генератора; 3 — педаль включения; 4 — электроакустический преобразователь

**Исследование амплитудных параметров ультразвукового хирургического воздействия.** Исследование амплитудных параметров ультразвукового хирургического воздействия проводили поэтапно в соответствии со следующим порядком действий.

Подготовительный этап включал в себя установку и подключение к сети питания УЗХА и цифрового микроскопа Bresser Advance ICD 10<sup>x</sup>-160<sup>x</sup> с цифровой камерой Levenhuk M1400 PLUS. Также перед началом исследований корпус электроакустического преобразователя (см. рис. 5, позиция 4) ультразвукового аппарата был неподвижно зафиксирован в штативе для исключения самопроизвольного перемещения так, чтобы рабочее окончание ультразвукового инструмента (см. рис. 5, позиция 2) располагалось в поле зрения микроскопа (рис. 6).

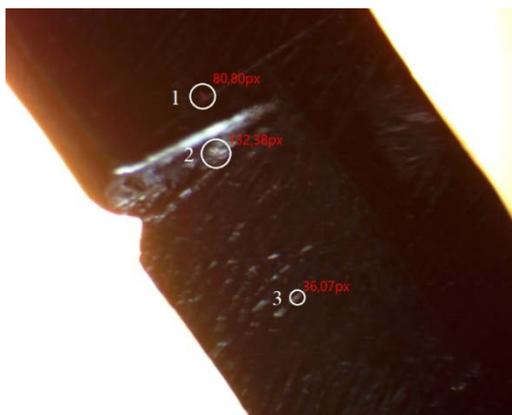


**Рис. 6.** Фотография рабочего окончания ультразвукового инструмента в состоянии покоя

Экспериментальный этап проводился следующим образом: задавая конкретное значение мощности на сенсорном дисплее ультразвукового генератора (см. рис. 5, позиция 1) и нажимая на педаль включения (см. рис. 5, позиция 3) ультразвуковой инструмент (см. рис. 5, позиция 2) начинал колебаться продольно оси симметрии, после чего цифровая камера делала фотографию стержня. Варьирование мощности излучения происходило в диапазоне 10...100 % с шагом 10 %, соответственно, для каждого значения мощности была получена одна фотография ультразвукового инструмента.

Следующий этап предполагал обработку полученных изображений в программном пакете Levenhuk TourView. Для обработки на изображении

ультразвукового инструмента в покое были отмечены три характерные точки (1, 2, 3), после чего на изображениях, полученных для конкретных значений мощности, в программе измерялась ширина размытия (рис. 7) отмеченных точек (1, 2, 3).



**Рис. 7.** Определение ширины размытия характерных точек

Измерения ширины размытия в программе осуществляются в пикселях. Для перевода размерности из пикселей в микрометры была использована микрометрическая калибровочная линейка: в программе измерялось известное расстояние между двумя рисками на калибровочной линейке в пикселях, что позволило перевести значения расстояний из пикселей в микрометры.

После определения в программе ширины размытия для каждого значения мощности были рассчитаны значения размаха ультразвуковых колебаний, как разность ширины размытия и ширины характерной точки в покое. Значения размаха колебаний были записаны в виде

$$R = R_s \pm \sigma,$$

где  $R$  — размах ультразвукового колебания при данном значении мощности;

$R_s = \frac{R_1 + R_2 + R_3}{3}$  — среднее арифметическое значение размаха ультразвукового колебания при данном значении мощности;  $R_1, R_2, R_3$  — величина ширины размытия каждой точки соответственно;  $\sigma = \sqrt{\frac{1}{3} \sum_{i=1}^n (R_i - R_s)^2}$  — средне-

квадратическое отклонение.

Зная размах ультразвукового колебания, определим амплитудные значения ультразвуковых колебаний для каждого значения мощности по формуле

$$A = \frac{R}{2}.$$

В результате обработки экспериментальных данных получим массив из 10 точек со среднеквадратичным отклонением.

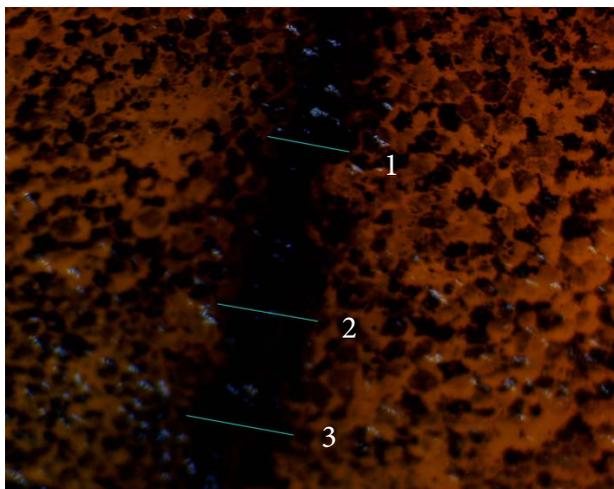
**Оценка зависимости наблюдаемых при фонофорезе явлений от условий и параметров ультразвукового воздействия.** Параметры процесса фонофореза удобно исследовать на моделях биологической ткани, например, на ткани клубня картофеля. Данное исследование также проводилось в несколько этапов. Подготовительный этап, как и в предыдущем исследовании, включал в себя установку и подключение к сети питания УЗХА и цифрового микроскопа Bresser Advance ICD 10<sup>x</sup>-160<sup>x</sup> цифровой камерой Levenhuk M1400 PLUS. Также был подготовлен картофель, который предварительно был разрезан на пластины толщиной 10 мм.

Для эксперимента был подготовлен 2%-ный раствор йодида калия. В клетках (и только в клетках) клубня картофеля содержится крахмал, который можно использовать как естественный внутриклеточный индикатор реакции на йод. Однако при исследовании влияния ультразвука на ионную проницаемость в клетку могут попасть лишь ионы йода, которые не дают в комплексе с крахмалом характерной сине-фиолетовой окраски. Окрашивание наступает при «проявлении» образцов в (0,5...2,0)%-ном растворе водород пероксида. Механизм проявления сводится к тому, что ионы йода, окисляясь, переходят в молекулярный йод, который при взаимодействии с крахмалом, находящимся в пластидах внутри клеток, дает характерную яркую сине-фиолетовую окраску.

Экспериментальный этап включал в себя три парных измерения. В начале каждой пары измерений клубень разрезали без ультразвукового воздействия, после чего в область разреза вводили раствор йодида калия. Затем образцы помещали в раствор пероксида водорода на 3...10 с.

Далее клубень картофеля разрезали с ультразвуковым воздействием, варьируя мощность данного значения осуществлялось для трех значений мощности: 50, 70 и 100 %. Получившийся в результате разрез также окрашивали йодидом калия для лучшей видимости области разреза и помещали в раствор пероксида водорода. По результатам экспериментальной части при помощи микроскопа было получено 6 изображений разрезов в картофеле (3 без использования ультразвука (при мощности генератора, равной нулю) и 3 при использовании ультразвука определенной мощности).

Следующий этап предполагал обработку полученных изображений в программе Levenhuk TopView. Обработка осуществлялась следующим образом: на изображениях в местах разреза были измерены значения ширины окрашенных раствором йодида калия областей в трех характерных местах (1, 2, 3) (рис. 8).



**Рис. 8.** Определение ширины полосы проникновения ионов йода в клетки картофеля

После определения в программе ширины полосы проникновения ионов йода в клетки картофеля, для каждого значения мощности были рассчитаны значения относительной ширины полосы, которые были записаны в виде

$$\delta_s = \delta_{s_{cp}} \pm \sigma.$$

Здесь  $\delta_{s_{cp}} = \frac{\delta_{s1} + \delta_{s2} + \delta_{s3}}{3}$  — среднее арифметическое значение относительной ширины полосы проникновения ионов йода в клетки картофеля при данном значении мощности, где  $\delta_{s1} = \frac{S_i - S_0}{S_0}$  — относительная ширина полосы проникновения ионов йода в клетки картофеля при данном значении мощности, вычисляемое как отношение разности ширины проникновения ионов йода в клетки картофеля при данной мощности и среднего значения ширины проникновения ионов йода без использования ультразвука к среднему значению ширины проникновения ионов йода в клетки картофеля без

использования ультразвука;  $\sigma = \sqrt{\frac{1}{3} \sum_{i=1}^n (\delta_{Si} - \delta_{S_{cp}})^2}$  — среднеквадратическое отклонение.

Таким образом были получены три пары значений: ширина окрашивания данного ломтика картофеля ионами йода при разрезе без использования ультразвукового воздействия и при разрезе с использованием ультразвукового воздействия.

**Результаты.** В ходе работы были проведены два экспериментальных исследования: определение зависимости амплитуды ультразвуковых хирургических колебаний от параметров мощности ультразвукового хирургического аппарата и оценка зависимости наблюдаемых при фонофорезе явлений от условий и параметров ультразвукового воздействия.

Результатом определения зависимости амплитуды ультразвуковых хирургических колебаний от параметров мощности ультразвукового хирургического аппарата является массив из 10 точек, изображенный на рис. 9. Данные точки были аппроксимированы полиномом 3-го порядка, в результате чего была получена зависимость амплитуды ультразвуковых колебаний от мощности генерируемых колебаний.

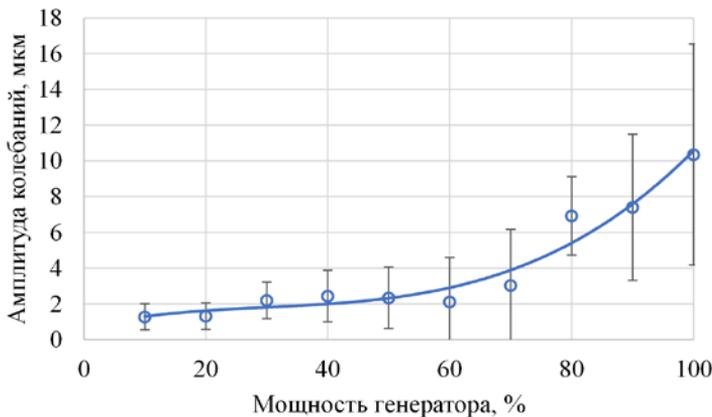
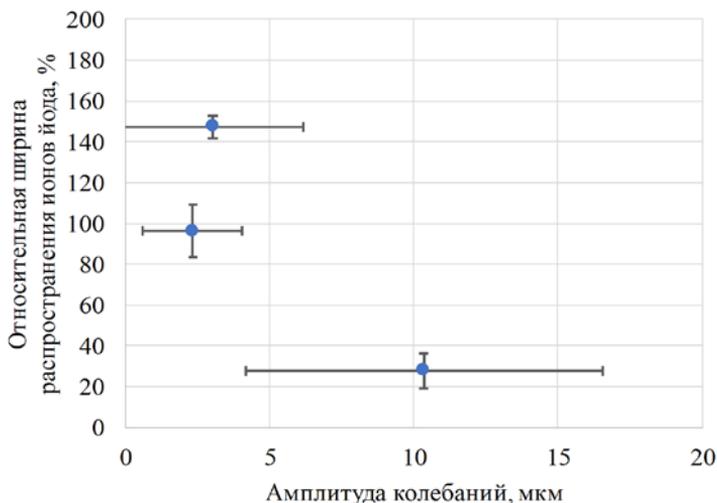


Рис. 9. Зависимость амплитуды колебаний от мощности генератора

Результатом оценки зависимости наблюдаемых при фонофорезе явлений от условий и параметров ультразвукового воздействия стал массив из трех точек, показывающих, насколько ширина проникновения ионов йода в клетки картофеля при воздействии ультразвука определенной амплитуды больше, чем без воздействия (рис. 10).



**Рис. 10.** Зависимость относительной ширины распространения ионов йода от амплитуды колебаний

**Заключение.** Для расширения спектра применения ультразвуковой хирургии при лечении различных заболеваний необходимо обеспечить измерение амплитуды колебаний ультразвукового колебательного инструмента. Каждый из существующих методов измерения амплитуды имеет ряд преимуществ и недостатков. Для проведения экспериментальной части в ходе данной работы был выбран оптический метод, отличающийся точностью и простотой реализации. Измерение амплитуды колебаний ультразвукового инструмента показало, что с увеличением мощности генерации амплитуда генерируемых колебаний также возрастает.

Зависимость наблюдаемых при фонофорезе явлений от условий и параметров ультразвукового воздействия была оценена экспериментально.

Выполняя ультразвуковым ножом надрезы на пластинках из ткани клубня картофеля, можно увидеть, что толщина слоя ткани с повышенной проницаемостью клеточных мембран увеличивается с воздействием ультразвукового инструмента. Аналогично растет и скорость диффузии антибиотиков, цианакрилата и других веществ в костную и мягкие ткани.

**Литература**

[1] Shalnova S., Deev A., Oganov R. Factors influencing mortality from cardiovascular diseases in the Russian population. *Cardiovascular therapy and prevention*, 2005, vol. 4 (1), pp. 4–9.

- [2] Reznikov I., Fedorova V., Faustov E., Zubarev A., Demidova A. *Physical basis of the use of ultrasound in medicine*. Moscow, Pirogov Russian National Research Medical University, 2015.
- [3] Gouskov A., Grigoryev Y., Pyae P. Torsional waveguide modeling of an ultrasonic medical instrument. *Journal of Physics: Conference Series*, IOP Publishing, 2012, 1902.1, art. 012009. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1902/1/012009>
- [4] Борде А. С. *Биотехническая система для ультразвуковой облитерации подкожных вен нижних конечностей*. Дис. ... канд. техн. наук. Москва, 2021, 197 с.
- [5] Хайдукова И.В. *Биотехническая система для роботизированной ультразвуковой хирургии респектеноза магистральных артерий*. Дис. ... канд. техн. наук. Москва, 2020. 224 с.
- [6] Беликов Н.В. *Биотехническая система для роботизированной малоинвазивной ультразвуковой ангиохирургии*. Дис. ... канд. техн. наук. Москва, 2019, 184 с.
- [7] Borde A., Savrasov G., Belikov N., Khaydukova I., Borde B. Numerical modeling of the impact on the vascular wall during endovenousultrasound treatment. *Medical Engineering & Physics*, 2022, vol. 100, art. 103745. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2021.103745>
- [8] Казанцев И.В., Лебедев А.Н., Абраменко Д.С. *Способ измерения амплитуды колебаний. Лаборатория акустических процессов и аппаратов БТИ АлтГТУ Центр ультразвуковых технологий*. URL: <https://ultrasonic.ru/upload/iblock/e10/e1076a35e30be7757bf90f46dfeae8cc.pdf> (дата обращения 15.04.2024).
- [9] Хмелев В.Н., Цыганок С.Н., Левин С.В. и др. Разработка и исследование пьезопреобразователя для контроля амплитуды ультразвуковых колебаний излучающих поверхностей. *Ползуновский вестник*, 2014, № 2, с. 88–91.
- [10] Хмелев В.Н., Абраменко Д.С., Савин И.И. Способ измерения амплитуды колебаний излучающей поверхности ультразвуковой колебательной системы. *Измерения, автоматизация и моделирование в промышленности и научных исследованиях. V Юбилейная Всерос. науч.-техн. конф.: межвуз. сб.* Бийск, АлтГТУ, 2004, с. 230–235.
- [11] Хмелев В.Н., Абраменко Д.С., Цыганок С.Н. и др. Пьезоэлектрический приемный преобразователь для измерения амплитуды колебаний ультразвуковой колебательной системы. *Южно-сибирский научный вестник*, 2013, № 2, с. 64–67.
- [12] Sizgoric S., Gundjian A.A. An optical homodyne technique for measurement of amplitude and phase of subangstrom ultrasonic vibrations. *Proceedings of the IEEE*, 1969, vol. 57, no. 7, pp. 1313–1314. <https://doi.org/10.1109/PROC.1969.7248>
- [13] Ланин В.Л., Петухов И. Измерение амплитуды вибраций в технологических системах. *Технологии в электронной промышленности*, 2015, № 4, с. 78–83.

**Поступила в редакцию 25.05.2024**

**Кашкаров Иван Дмитриевич** — студент кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

**Ли Екатерина Сентхеевна** — студентка кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

**Скалеух Елизавета Денисовна** — студентка кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

**Тарасовская Александра Максимовна** — студентка кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

**Толстой Егор Александрович** — студент кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

**Научный руководитель** — Борде Анна Сергеевна, канд. техн. наук, старший преподаватель кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация. E-mail: borde@bmstu.ru; SPIN-код: 1122-8632.

**Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:**

Кашкаров И.Д., Ли Е.С., Скалеух Е.Д., Тарасовская А.М., Толстой Е.А. Исследование рабочих характеристик ультразвуковых колебательных систем и их воздействия на биологические ткани. *Политехнический молодежный журнал*, 2024, № 03 (92). URL: <https://ptsj.bmstu.ru/catalog/medsci/meed/982.html>

## STUDYING OPERATION CHARACTERISTICS OF THE ULTRASONIC OSCILLATORY SYSTEMS AND THEIR EFFECT ON THE BIOLOGICAL TISSUE

**I.D. Kashkarov**

kashkarovid@student.bmstu.ru

**E.S. Lee**

lies1@student.bmstu.ru

**E.D. Skaleukh**

skaleukhed@student.bmstu.ru

**A.M. Tarasovskaya**

tarasovskayaam@student.bmstu.ru

**E.A. Tolstoy**

tolstoyea@student.bmstu.ru

*Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation*

Ultrasonic surgery methods are widely used in modern medicine. One of the important parameters of ultrasonic oscillations is their amplitude, which measurement appears to be an urgent task. There are several methods in the ultrasonic oscillations measurement; they could be divided into those contact and contactless. Contact methods are making it possible to measure the amplitude in design, development, and creation of the ultrasonic oscillatory system, while the contactless could be introduced during its operation. The optical method is distinguished among those contactless methods. Its implementation requires only microscope, tripod and computer making the method accessible and easy to operate. Amplitude is measured at different generator power. Results of the experiment confirm that an increase in the oscillation generation power causes the increase in the working end oscillation amplitude of the ultrasonic oscillatory system also. Besides, a study was conducted to assess the effect of power and, accordingly, of the ultrasonic oscillations amplitude on the course of phonophoresis. Cavitation phenomenon is the theoretical basis for the ultrasonic oscillations effect on an increase in the biotissue cell membranes permeability. The conducted experiment confirmed that ultrasonic oscillations use increased the biotissue permeability, which could be applied in operations with medicinal substances introduction into the tissues.

**Keywords:** oscillations, ultrasonic oscillatory system, ultrasonic oscillations amplitude, cavitation, phonophoresis, microscope, biotissue permeability, ultrasound technologies

*Received 25.05.2024*

**Kashkarov I.D.** — Student, Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

**Lee E.S.** — Student, Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

**Skaleukh E.D.** — Student, Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

**Tarasovskaya A.M.** — Student, Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

---

**Tolstoy E.A.** — Student, Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

**Scientific advisor** — Borde A.S., Ph. D. (Eng.), Senior Lecturer, Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

**Please cite this article in English as:**

Kashkarov I.D., Lee E.S., Skaleukh E.D., Tarasovskaya A.M., Tolstoy E.A. Studying operation characteristics of the ultrasonic oscillatory systems and their effect on the biological tissue. *Politekhnicheskij molodezhnyy zhurnal*, 2024, no. 03 (92). (In Russ.). URL: <https://ptsj.bmstu.ru/catalog/medsci/meed/982.html>