

УДК 534.61 : 615.837

ОЦЕНКА СТЕПЕНИ РАЗРУШАЮЩЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ УЛЬТРАЗВУКА ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРОЦЕДУР

В.М. БОНДАРИК, С.К. ДИК, П.В. КАМЛЯЧ, Е.И. ЛЕЩЕВИЧ, И.И. РЕВИНСКАЯ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
(г. Минск, Республика Беларусь)*

Аннотация. Предложено для оценки степени разрушающего воздействия ультразвука использовать результаты решения уравнения Нолтинга–Непайраса в среде MATLAB. Предложена методика моделирования поведения кавитирующих полостей в жидких средах и определены пороги кавитации для физиологического раствора.

Ключевые слова: ультразвук, моделирование, порог кавитации.

ASSESSMENT DEGREE OF DESTRUCTIVE EFFECT ULTRASOUND DURING THERAPEUTIC PROCEDURES

VASILI M. BANDARYK, SERGEY K. DZIK, PAVEL V. KAMLACH,
YAUHEN I. LIASHCHEVICH, INA I. REVINSKAYA

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics
(Minsk, Belarus)*

Abstract. It is proposed to use the results of solving the Nolting–Nepayras equation in MATLAB to assess the degree destructive effect ultrasound. A technique for modeling the behavior of cavitating cavities in liquid media is proposed and cavitation thresholds for saline solution are determined.

Keywords: ultrasound, modeling, cavitation threshold.

Введение

Сегодня в медицине используют большой спектр лечебных физических факторов, отличающихся природой, проникающей способностью, методиками и техникой применения, механизмом действия и терапевтической эффективностью. Развитие медицинской техники базируется как на фундаментальных знаниях биологической и медицинской науки, так и на широком использовании достижений физики, химии, информационных технологий и новых материалов [1].

Учет кавитационных процессов играет большую роль при практическом использовании ультразвука (УЗ) в медицине. Под явлением кавитации, относящимся к жидкости, понимается образование в ней полостей с последующим их захлопыванием. В УЗ волне, создающей периодические разрежения, кавитация наблюдается при достаточной интенсивности волны. В момент захлопывания кавитирующих пузырьков давление и температура газа внутри полости достигают значительных величин, что приводит к порождению в окружающей жидкости вторичной ударной сферической волны, быстро затухающей в пространстве. Вторичная волна обладает значительной энергией, превосходящей энергию, вызвавших ее УЗ колебаний. Эта волна может вызвать значительные повреждения близлежащих структурных элементов.

При терапевтическом воздействии на биологические объекты УЗ колебаниями достаточно большой интенсивности существует опасность разрушения белков вследствие явления кавитации. В момент захлопывания давление и температура растворенного в жидкости газа достигает значительных величин [2]. Для предотвращения поражения биологических тканей при воздействии УЗ на биологические объекты важно оценить максимально возможные значения интенсивности ультразвука, а также динамику кавитационных процессов. Полученные закономерности

необходимо учитывать при проектировании и использовании медицинских аппаратов и систем, использующих энергию ультразвука.

Результаты и их обсуждение

Всякая реальная жидкость содержит различные растворенные вещества, в том числе растворенный газ, благодаря чему в жидкой среде существуют парогазовые пузырьки, которые ослабляют ее локальную прочность и являются зародышами кавитации. В реальных жидкостях имеет место распределение зародышей по начальному радиусу. Концентрация зародышей возрастает с уменьшением их радиуса.

Верхний порог размеров зародышей размыт близи значений 1-10 мкм, что соответствует критическому давлению возникновения кавитации в 1 атм. Зародыши меньшего радиуса более устойчивы [3].

В настоящее время используются различные критерии начала кавитации. Одним из них может служить расширение кавитирующей жидкости вследствие образования в ней больших парогазовых пузырьков. В качестве критерия начала кавитации может использоваться «кавитационный шум», возникающий при захлопывании кавитирующих полостей, а также «сонолюминисценция», кавитационная эрозия твердых тел и другие эффекты. Однако применение в медицине всех этих критериев оценки ультразвуковой кавитации малоприменимы, т.к. они определены только после начала процесса кавитации. Для безопасного применения медицинских ультразвуковых систем важно определить пороги начала кавитации.

В работе предложен способ определения порогов кавитации на основе анализа производных от радиуса пузырьков (скоростей пульсаций радиуса). Было проведено моделирование поведения кавитирующих полостей для определения пороговых значений амплитуды УЗ колебаний на терапевтической частоте 880 кГц.

Для оценки динамики кавитационной полости в жидких средах использовано уравнение Нолтинга–Непайраса, которое является нелинейным дифференциальным уравнением и решается методами численного интегрирования [4]:

$$R = \frac{d^2 R}{dt^2} + \frac{3}{2} \left(\frac{dR}{dt} \right)^2 + \frac{1}{\rho_0} \left[P_0 - P_n - p_{max} \sin \omega t + \frac{2\sigma}{R} - \left(P_0 - P_n + \frac{2\sigma}{R_0} \right) \left(\frac{R_0}{R} \right)^{3n} \right] = 0, \quad (1)$$

где R – текущий радиус пузырька, t – время, ρ_0 – плотность жидкости, P_0 – внешнее давление, P_n – давление насыщенного пара в зародыше, p_{max} – амплитудное давление в волне, σ – поверхностное натяжение, n – адиабатический коэффициент.

В среде *MatLab* разработана программа моделирования динамики поведения кавитирующих полостей в жидких средах при УЗ воздействии. Расчеты проводились для кавитационных полостей диаметром 10 мкм при нормальных условиях для 0,9 % раствора хлорида натрия (физиологического раствора).

Результаты моделирования в виде зависимостей нормированных радиусов газовых пузырьков (верхний график) и скорости их изменения во времени (нижний график) при различных амплитудах УЗ колебаний представлены на рис. 1.

При воздействии УЗ колебаний незначительной интенсивности жидкая среда стабильна (рис. 1, *a*) и кавитации не наблюдается. При увеличении интенсивности УЗ воздействия колебание радиуса пузырьков уже нестабильно, наступает предкавитационное состояние (рис. 1, *b, c*). При достижении амплитуды УЗ колебаний 0,84 мкм возникает кавитация, которая фиксируется по разрыву производной от радиуса пузырька (рис. 1, *d*) примерно через 0,9 мкс после начала процесса. Чем интенсивнее кавитация, тем выше всплески производной.

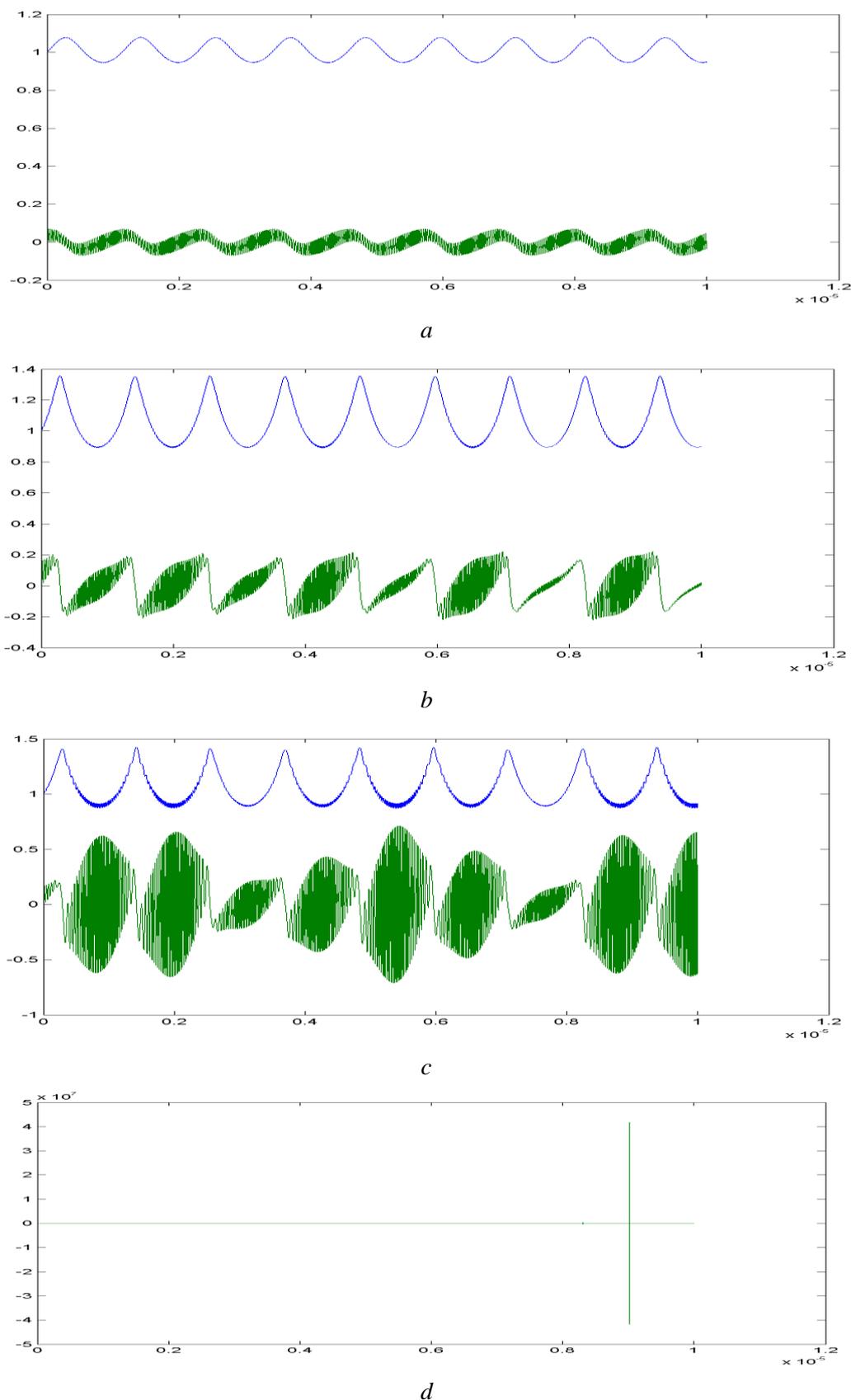


Рис. 1. Динамика поведения кавитирующих полостей в физиологическом растворе при воздействии ультразвуковых колебаний с амплитудами: *a* – 0,35 мкм; *b* – 0,80 мкм; *c* – 0,82 мкм; *d* – 0,84 мкм

На представленных рисунках газовые пузырьки схлопываются после нескольких периодов колебаний. Дальнейшее увеличение интенсивности УЗ приведет к их схлопыванию в более ранние сроки вплоть до первого периода колебаний УЗ волны. Такую кавитацию обычно и принято определять в качестве порогового значения.

Заключение

Проведенное моделирование позволило оценить интенсивности УЗ колебаний, при которых возникают первые зародыши кавитации, а также начинается процесс кавитации. Используемыми на сегодняшний день методами оценки кавитации затруднительно достичь аналогичных результатов.

Предложенная методика моделирования поведения кавитирующих полостей в жидких средах позволяет вводить новые критерии выявления порогов кавитации. Анализ порогов кавитации дает возможность более точной оценки степени разрушающего воздействия УЗ энергии при проведении терапевтических процедур в медицине.

Список литературы

1. Улащик В. С. Физиотерапия. Новейшие методы и технологии. — Справочное пособие. — Мн. : Книжный дом, 2013. — 448 с.
2. Применение ультразвука в медицине : Физические основы. — Пер. с англ. / Под ред. К. Хилла. — М. : Мир, 1989. — 568 с.
3. Основы физики и техники ультразвука / Б. А. Агранат [и др.]. — М. : Высш. шк., 1987. — 352 с.
4. Ланин, В. Л. Моделирование процессов формирования соединений материалов в ультразвуковых полях / В. Л. Ланин // Доклады БГУИР. — 2004. — № 4 (8). — С. 73 - 78.