

Методика расчета электрического адмиттанса ультразвуковой колебательной системы при взаимодействии с биотканями в COMSOL Multiphysics

05, май 2013

DOI: 10.7463/0513.0566872

Карпухин В. А., Вишнева Н. В.

УДК 617-7

Россия, МГТУ им. Н.Э. Баумана

vak@mx.bmstu.ru

wjlatan@ya.ru

Введение

Широкое применение низкочастотных ультразвуковых методов в стоматологии началось в 90-х годах двадцатого века, когда были показаны их морфологическая и гистологическая эффективности при лечении заболеваний пародонта различной степени тяжести, таких как гнойные периоститы лицевой челюсти, перикоронариты, альвеолиты, радикулярные и ретенционные кисты, а так же пародонтите различных форм [1-3]. Эффективность лечебного низкочастотного ультразвукового воздействия определяет акустическая мощность, поглощаемая обрабатываемыми биотканями (БТ) [4-7]. К характеристикам, определяющим степень поглощения, относят акустический импеданс БТ, методика расчета которого основана на представлении систем взаимодействия низкочастотных ультразвуковых колебательных систем (НЧ УЗКС) с БТ как набора элементов с сосредоточенными параметрами – массой, гибкостью и механическим сопротивлением, что не позволяет учесть геометрию, акустические характеристики и морфологические особенности системы в целом и БТ в частности [8].

Для оценки значений акустического импеданса был предложен метод многочастотного анализа активной электрической мощности, потребляемой пьезокерамическим электроакустическим преобразователем (ПЭАП) [9-10]. Данный метод предполагает вычисление разности значений электрического адмиттанса системы в нагруженном и ненагруженном состояниях, которая соответствует значениям электрических трансформант акустических характеристик БТ, определяющих акустический импеданс.

Целью данной работы является разработка методики расчета значений электрического адмиттанса НЧ УЗКС ПЭАП при взаимодействии с БТ с учетом геометрии и акустических характеристик в среде COMSOL Multiphysics.

1 Материалы и методы

Предлагаемая методика расчета значений электрического адмиттанса системы взаимодействия НЧ УЗКС ПЭАП с БТ состоит из следующих основных этапов:

- выбор модуля для разработки модели взаимодействия;
- разработка геометрии модели;
- задание параметров материалов элементов модели;
- задание начальных и граничных условий;
- расчет значений собственных резонансных частот продольных колебаний;
- расчет на вынужденные колебания с учетом значений собственных резонансных частот продольных колебаний;
- расчет электрического адмиттанса системы.

Для апробации предлагаемой методики расчета значений электрического адмиттанса системы был проведен вычислительный эксперимент.

В качестве модели апробации методики принята НЧ УЗКС, созданная Квашниным С.Е. (МГТУ им. Н.Э. Баумана) в рамках разработки многофункционального ультразвукового аппарата для стоматологии. В основе модели, реализуемой в среде COMSOL Multiphysics, лежит представление УЗКС как геометрически простых элементов из изотропных линейно-упругих материалов, БТ – как изотропных линейно-упругих и вязкоупругих. В качестве расчетных соотношений приняты уравнения колебаний, квазиэлектростатики и пьезоэффекта.

В соответствие с методикой в основном окне программной среды COMSOL Multiphysics выберут модуль для трехмерного пространства.

На основе встроенных геометрических элементов (цилиндров, конусов и так далее) реализуют НЧ УЗКС, принятую в качестве модели (рисунок 1).

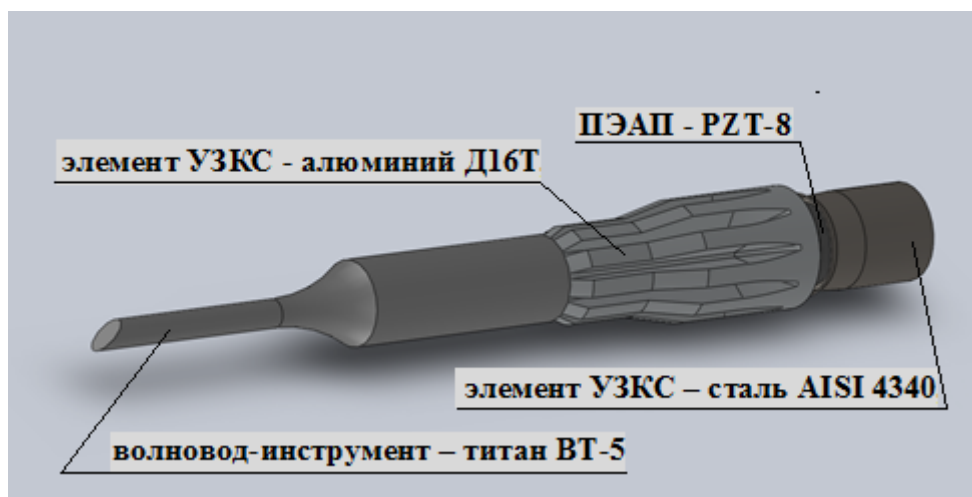


Рисунок 1 – НЧ УЗКС, принятая в качестве модели и реализованная в среде COMSOL Multiphysics

Для создания упрощенной геометрии моделируемой НЧ УЗКС и БТ производят расчет параметров элементов модели с учетом сохранения длин и объемов каждого из элементов системы.

Для материалов УЗКС принимают допущение изотропии и линейной упругости материалов, что описывается уравнением Duhamel-Hooke, которое связывает тензор напряжений с тензором деформации [11]

$$S = S_0 + C : (\varepsilon - \varepsilon_0 - \varepsilon_{th}),$$

где C – тензор упругости 4-ого порядка; «:» - двойное скалярное умножение тензоров; S_0 - начальное усилие; ε_0 - начальное напряжение; ε_{th} - тепловое напряжение (отношение теплового потока, проходящего сквозь тепловоспринимающую поверхность, к площади этой поверхности).

Для материалов БТ рассмотрены два случая: приняты допущения как изотропии и линейной упругости, так и изотропии и вязкой упругости материалов. Вязко-упругая модель соответствует модели Максвелла при малых деформациях (нелинейные эффекты не учитываются):

$$\begin{aligned} \frac{\sigma}{E} &= \varepsilon_1, \\ \frac{\sigma}{\eta} &= \frac{d\varepsilon_2}{dt}, \\ \frac{1}{E_{yn}} \cdot \frac{d\tau}{dt} + \frac{\sigma}{\eta} &= \frac{d\varepsilon}{dt}, \\ \frac{d\sigma}{dt} + \frac{E_{yn}}{\eta} \sigma &= E_{yn} \frac{d\varepsilon}{dt}. \end{aligned}$$

Здесь $E_{\text{уп}}$ – модуль Юнга (модуль упругости); σ – тензор упругих напряжений; ε – тензор деформаций; ε_1 – деформация по оси x ; ε_2 – деформация по оси y ; η – коэффициент вязкости; τ – время релаксации; t – период воздействия.

Во временной области для описания вязкого трения вводят добавку Релея, в которой матрица, описывающая трение, пропорциональна матрице масс и жесткости и имеет вид

$$C = \alpha d_M M + \beta d_K K,$$

где M – масса; K – жесткость; αd_M – параметр затухания по массе; βd_K – параметр затухания по жесткости.

В частотной области вязкое трение можно задать также, как и во временной – через матрицу Релея, либо введением коэффициента потерь.

Принимая допущения о гексагональности ПЭАП и одномерности процесса, взаимосвязь между деформацией ε , электрическим полем E , упругим напряжением σ и электрической индукцией D описывают линейными уравнениями

$$D = e \varepsilon - \varepsilon_0 \varepsilon_r E,$$

$$\sigma = c_E \varepsilon - \varepsilon^T E,$$

где $E = -\partial\varphi/\partial z$ – связь напряженности электрического поля с потенциалом; z – ось, совпадающая с направлением поляризации (продольная координата); c_E – упругая постоянная; e – пьезоэлектрическая постоянная; ε_0 – диэлектрическая проницаемость в вакууме; ε_r – относительная диэлектрическая проницаемость.

Проводимость рассчитывают на основе электростатического уравнения

$$-\nabla((\sigma_e(j\omega))^{-1} + \varepsilon_0 \varepsilon_r) \nabla V = \rho_v,$$

где ρ_v – объемная плотность заряда; σ_e – электрическая проводимость материала; $j\omega$ – оператор Лапласа; V – объем; ∇ – оператор Набла.

Процесс распространения волн описывают системой уравнений

$$\left\{ \begin{array}{l} \rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} = \nabla \cdot \left(-p \mathbf{I} + \mu (\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T) - \left(\frac{2\mu}{3} - K_{dv} \right) (\nabla \cdot \mathbf{u}) \mathbf{I} \right) + \mathbf{F} \\ \frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) = 0, \end{array} \right.$$

где ρ – плотность; t – время; p – давление; μ – динамическая вязкость; K_{dv} – объемная вязкость; $\mathbf{u}$ – поле скоростей; $\mathbf{F}$ – поле сил; $\mathbf{I}$ – матрица идентичности.

Далее устанавливают начальные и граничные условия и осуществляют расчет значений собственных резонансных частот продольных колебаний (рисунок 2), расчет на вынужденные колебания и расчет значения адмиттанса системы с учетом значения первой моды собственной резонансной частоты продольных колебаний (рисунок 3).

Результаты анализа представлены в программной среде как в табличной форме, так и в виде графических зависимостей. Гармоническая составляющая представлена амплитудой F и фазой F_{ph} и приводится в таблице как сумма двух компонент, в графической форме - как вещественная часть:

$$F_{\text{freq}} = F(\omega) \cos(\omega t + F_{ph}(\omega)).$$

Здесь ω – угловая частота возбуждения; F_{freq} – частота колебаний.

Смещение во временной области представлено амплитудой U_{amp} и фазой U_{phase} . Фактическое смещение в любой момент времени – вещественная часть решения:

$$U_{\text{sm}} = U_{\text{amp}} \cos(\omega t + U_{\text{phase}}).$$

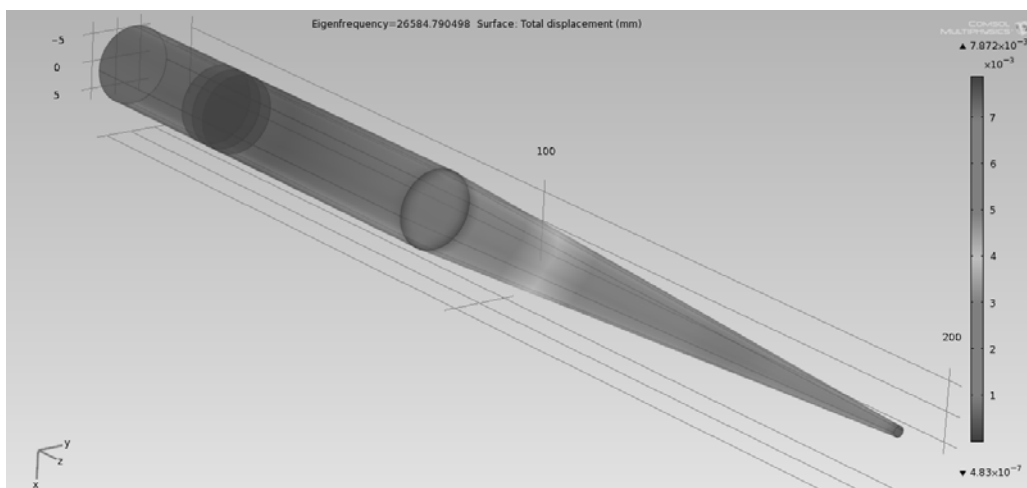
Электрический адмиттанс рассчитывают по формуле

$$Y = \frac{\iint \rho_1 dS}{U},$$

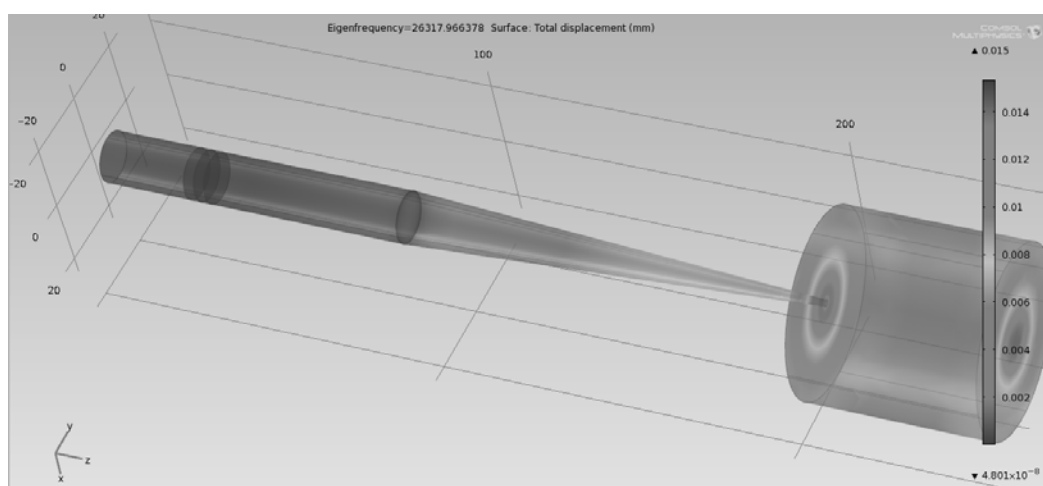
где U – напряжение, приложенное к ПЭАП; ρ_1 – плотность тока на внешних торцах ПЭАП; S – площадь поверхности торца ПЭАП.

2 Результаты

В среде COMSOL Multiphysics проведено компьютерное моделирование взаимодействия НЧ УЗКС и БТ (рисунок 2). Согласно методики рассчитаны значения собственных резонансных частот продольных колебаний и электрического адмиттанса системы. Построены зависимости электрического адмиттанса системы взаимодействия НЧ УЗКС и БТ от частоты воздействующего сигнала напряжения, приложенного к ПЭАП (рисунок 3). Показаны наличие зависимости значений собственных резонансных частот продольных колебаний и электрического адмиттанса системы взаимодействия УЗКС и БТ от геометрии и акустических характеристик системы и возможность количественного определения электрического адмиттанса непосредственно БТ с учетом геометрии и акустических характеристик, что позволяет согласно алгоритму многочастотного анализа [12] динамически контролировать акустическую мощность.



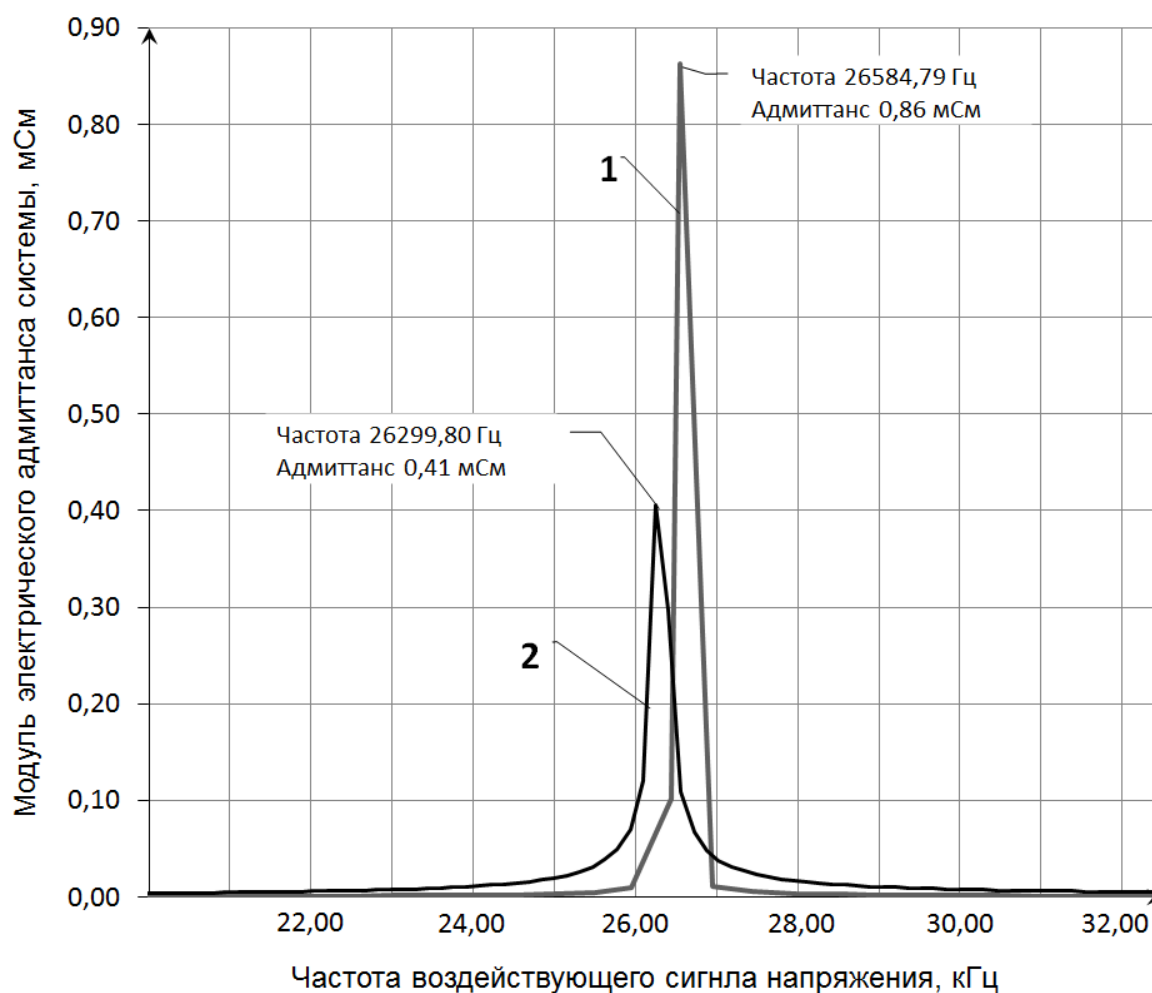
а)



б)

а) расчет значения первой моды собственной резонансной частоты продольных колебаний для системы в ненагруженном состоянии; б) расчет значения первой моды собственной резонансной частоты продольных колебаний для системы в нагруженном состоянии – слой глицерина толщиной 50 мм, радиусом 25 мм

Рисунок 2 – Модель системы НЧ УЗКС ПЭАП - БТ в среде COMSOL Multiphysics



1 – модель НЧ УЗКС в ненагруженном состоянии; 2 – модель НЧ УЗКС – БТ (линейно-упругая модель БТ, радиус 25 мм, толщина 30 мм)

Рисунок 3 – Зависимость электрического адмиттанса системы от частоты

Заключение

Разработана методика расчета значений электрического адмиттанса НЧ УЗКС ПЭАП при взаимодействии с БТ с учетом геометрии и акустических характеристик. Обоснованы возможности использования предложенной методики расчета и модели с упрощенной геометрией и допущением об изотропности элементов для расчета значений первых мод собственных резонансных частот продольных колебаний и электрического адмиттанса системы.

Список литературы

1. Володарская С.И. Валеологические аспекты стоматологии // Российская научно-техническая конференция «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Москва, 26 сентября – 2 октября 1999 г.): сб. трудов. 1999. Ч. 1. С. 86-88.

2. Грудянов А.И., Стариков Н.А. Лекарственные средства, применяемые при заболеваниях пародонта // Пародонтология. Минск, 1998. № 2. С. 6-10.
3. Lyper N., Gamonal J., Martinez B. Repeated metronidazole and amoxicillin treatment of periodontitis // J. Periodontol. 2000. Vol. 71, no. 1. P. 77-79.
4. Николаев Г.А., Лоцилов В.И. Ультразвуковая технология в хирургии. М.: Медицина, 1980. 272 с.
5. Лоцилов В.И. Ультразвуковые технологии в онкохирургии / МГТУ им. Н.Э. Баумана. Отд-ние "Биотехнические системы и образование"; Академия медико-техн. наук РФ. М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2000. 114 с.
6. Пупышев М.Л. Применение низкочастотного ультразвука в лечении больных деструктивными формами диабетической стопы // Тезисы докладов Всероссийской конференции «Актуальные вопросы гнойных осложнений и заболеваний в хирургической практике». Новосибирск, 1999. С. 217-218.
7. Рисман Б.В., Зубарев П.Н., Щеголев А.И. Некоторые физические методы лечения у больных с гнойно-некротическими осложнениями синдрома диабетической стопы // Материалы 2-го Международного симпозиума «Диабетическая стопа: хирургия, терапия, реабилитация». СПб., 2008. С. 141-142.
8. Нестеров А.В. Определение акустического импеданса биологических тканей // Всесоюзное совещание «Новые ультразвуковые методы и приборы для применения в биологии и медицине» : тез. докл. Великий Устюг, 1989. С. 22-23.
9. Карпухин В.А., Петренко О.В. Метод определения механических характеристик биологических тканей при ультразвуковом воздействии // Акустический журнал. 1995. Т. 41, № 3. С. 511-512.
10. Карпухин В.А., Петренко О.В., Колгушкин Д.М. Некоторые аспекты синтеза биоуправляемой ультразвуковой аппаратуры силового воздействия // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Приборостроение. 1993. № 4. С. 72-73.
11. Structural Mechanics Module: The software described COPYRIGHT 2007–2010 by COMSOL AB. Switzerland: FEMLAB GmbH, 2010. 486 p.
12. Карпухин В.А., Вишнева Н.В., Косоруков А.Е. Алгоритм многочастотного анализа электрической мощности пьезопреобразователя при ультразвуковой обработке биологических тканей // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 10. С. 15-20.

Method of calculation of electrical admittance of an ultrasonic oscillatory system with biological tissues in COMSOL Multiphysics

05, May 2013

DOI: 10.7463/0513.0566872

Karpuhin V.A., Vishneva N.V.

Bauman Moscow State Technical University, 105005, Moscow, Russian Federation

vak@mx.bmstu.ru

wjlatan@ya.ru

The article describes a method of calculation of electrical admittance values of a low-frequency ultrasonic oscillatory system with a piezoceramic electro-acoustic transducer in interaction with biological tissues with an allowance for geometry and acoustic characteristics in COMSOL Multiphysics. Using this method, values of natural resonance frequencies of longitudinal oscillations and electrical admittance of the system at various geometry of loading were calculated. Possibilities of using the proposed method and a model with simplified geometry under the assumption of isotropy of the elements materials for calculation of natural resonance frequencies of longitudinal oscillations and electrical admittance of the system were also shown.

Publications with keywords: [ultrasound](#), [oscillating system](#), [biological tissues](#), [electric admittance](#)

Publications with words: [ultrasound](#), [oscillating system](#), [biological tissues](#), [electric admittance](#)

References

1. Volodarskaia S.I. Valeologicheskie aspekty stomatologii [Valeological aspects of dentistry]. *Rossiiskaia nauchno-tekhnicheskaya konferentsiia «Mediko-tekhnicheskie tekhnologii na strazhe zdorov'ia» : sb. trudov* [Russian scientific and technical conference «Medical-technical technologies on the guard of health»: collect. of papers]. Moscow, 26 September – 2 October, 1999, Pt. 1, pp. 86-88.
2. Grudianov A.I., Starikov N.A. Lekarstvennye sredstva, primeniaemye pri zabolevaniiax parodonta [Medicines used in diseases of parodontium]. *Parodontologiya*. Minsk, 1998, no. 2, pp. 6-10.
3. Lyper N., Gamonal J., Martinez B. Repeated metronidazole and amoxicillin treatment of periodontitis. *J. Periodontol*, 2000, vol. 71, no. 1, pp. 77-79.
4. Nikolaev G.A., Loshchilov V.I. *Ul'trazvukovaia tekhnologiya v khirurgii* [Ultrasonic technology in surgery]. Moscow, Meditsina, 1980. 272 p.
5. Loshchilov V.I. *Ul'trazvukovye tekhnologii v onkokhirurgii* [Ultrasonic technology in surgical oncology]. Moscow, Bauman MSTU Publ., 2000. 114 p.

6. Pupyshev M.L. Primenenie nizkochastotnogo ul'trazvuka v lechenii bol'nykh destruktivnymi formami diabeticheskoi stopy [Application of low-frequency ultrasound in the treatment of patients with destructive forms of diabetic foot]. *Tezisy dokladov Vserossiiskoi konferentsii «Aktual'nye voprosy gnoinykh oslozhnenii i zabolevanii v khirurgicheskoi praktike»* [Abstracts of the All-Russian conference "Actual problems of suppurative complications and diseases in surgical practice."]. Novosibirsk, 1999, pp. 217-218.
7. Risman B.V., Zubarev P.N., Shchegolev A.I. Nekotorye fizicheskie metody lecheniia u bol'nykh s gnoino-nekroticheskimi oslozhneniiami sindroma diabeticheskoi stopy [Some physical methods of treatment in patients with purulent-necrotic complications of diabetic foot]. *Materialy 2-go Mezhdunarodnogo simpoziuma «Diabeticheskaiia stopa: khirurgiia, terapiia, reabilitatsiia»* [Materials of the 2-nd International Symposium «Diabetic foot: surgery, therapy, rehabilitation»]. St. Petersburg, 2008, pp. 141-142.
8. Nesterov A.V. Opredelenie akusticheskogo impedansa biologicheskikh tkanei [Determination of the acoustic impedance of biological tissues]. *Vsesoiuznoe soveshchanie «Novye ul'trazvukovyie metody i pribory dlia primeneniia v biologii i meditsine» : tez. dokl.* [Determination of the acoustic impedance of biological tissues]. Velikii Ustiug, 1989, pp. 22-23.
9. Karpukhin V.A., Petrenko O.V. Metod opredeleniia mekhanicheskikh kharakteristik biologicheskikh tkanei pri ul'trazvukovom vozdeistvii [Method of determination of mechanical characteristics of biological tissues at ultrasonic influence]. *Akusticheskii zhurnal*, 1995, vol. 41, no. 3, pp. 511-512.
10. Karpukhin V.A., Petrenko O.V., Kolgushkin D.M. Nekotorye aspekty sinteza bioupravliaemoi ul'trazvukovoi apparatury silovogo vozdeistviia [Some aspects of synthesis of bio-controlled ultrasonic equipment of the power influence]. *Vestnik MGTU im. N.E. Baumana. Ser. Priborostroenie* [Herald of the Bauman MSTU. Ser. Instrument Engineering], 1993, no. 4, pp. 72-73.
11. *Structural Mechanics Module: The software described COPYRIGHT 2007–2010 by COMSOL AB.* Switzerland: FEMLAB GmbH, 2010. 486 p.
12. Karpukhin V.A., Vishneva N.V., Kosorukov A.E. Algoritm mnogochastotnogo analiza elektricheskoi moshchnosti p'ezopreobrazovatel'ia pri ul'trazvukovoi obrabotke biologicheskikh tkanei [Multifrequency analysis algorithm of piezotransducer electric power at ultrasonic processing of biological tissues]. *Biomeditsinskaia radioelektronika*, 2011, no. 10, pp. 15-20.