

УДК 615.47

Исследования нелинейности процесса распространения поперечных акустических волн для целей акустической эластографии

Лагута Маргарита Владимировна^()*laguta@sfedu.ru
SPIN-код: 5114-4307*Кравчук Денис Александрович*kravchukda@sfedu.ru
SPIN-код: 2826-3107

ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Таганрог, Россия

Аннотация. Статья посвящена исследованию процесса распространения низкочастотных поперечных акустических волн в биотканях с учетом нелинейных эффектов, возникающих в процессе их взаимодействия. Анализ нелинейности этих процессов в совокупности с изменением вязкоупругих свойств биотканей позволит повысить качество диагностики заболеваний, сопровождающихся их структурными изменениями. В статье представлены результаты математического моделирования изменения параметра N , отражающего соотношение между смещением в волне основной частоты и третьей гармоникой, образование которой является проявлением нелинейных эффектов.

Ключевые слова: акустическая эластография, нелинейный параметр, биоткани

Research of nonlinearity of the process of propagation of transverse acoustic waves for the purposes of acoustic elastography

Laguta Margarita Vladimirovna^()*laguta@sfedu.ru
SPIN-code: 5114-4307*Kravchuk Denis Aleksandrovith*kravchukda@sfedu.ru
SPIN-code: 2826-3107

FSAEI HE "Southern Federal University", Taganrog, Russia

Abstract. This article examines the propagation of low-frequency transverse acoustic waves in biological tissues, taking into account the nonlinear effects arising during their interaction. Research the nonlinearity of these processes, coupled with changes in the viscoelastic properties of biological tissues, will improve the diagnostics of diseases associated with structural changes. The article presents the results of mathematical modeling of changes in the parameter N , which reflects the relationship between the shift in the fundamental frequency wave and the third harmonic, the formation of which is a manifestation of nonlinear effects.

Keywords: acoustic elastography, nonlinear parameter, biological tissue

Введение. Многие заболевания, протекающие в организме человека, сопровождаются не только функциональными нарушениями работы органов, но также их структурными изменениями. На сегодняшний день «золотым

стандартом» оценки состава тканей остается пункционная биопсия. При этом данный метод остается опасным из-за инвазивности и возникающих последствий. Также биопсия часто является малоинформативным методом при исследованиях крупных органов, так как объем изымаемой пробы много меньше, чем сам орган и дает мало информации об изменениях в целом. К органам, наиболее подверженным замещению клеток можно отнести печень, поджелудочную, молочную и щитовидную железы [1,2]. Основная опасность заключается в том, что временем структурные изменения могут приобретать злокачественный характер, например, Фиброаденома молочной железы возникает примерно у 35 % женщин до 35 лет, а рак молочной железы входит в тройку самых распространенных типов рака [2,3].

Анализ существующих на сегодняшний день неинвазивных методов диагностики показал, что наиболее безопасными для организма человека, а значит позволяющими исследовать динамику протекающих заболеваний, являются методы акустической диагностики. Главным их недостатком является то, что они основаны на принципах линейной акустики и потому обладают низкой информативностью на ранних стадиях заболеваний [3,4]. При этом стоит отметить, что биоткани обладают довольно высокой степенью нелинейности относительно процессов распространения акустических волн в них, что позволяет использовать акустический нелинейный параметр как дополнительную информационную характеристику. Наиболее распространенным методом акустической диагностики, направленным на анализ структурных изменений органов и тканей, является эластография. Она основана на анализе изменения скорости распространения поперечной акустической волны в биотканях за счет изменения их вязкоупругих свойств. Процесс образования гармонических составляющих волны, которые возникают в процессе ее распространения, будет определяться нелинейными свойствами биотканей [5, 6].

Методы и материалы. В ходе исследования был проведен анализ существующих физико-математических моделей, отражающих вязкоупругие процессы в вязкоупругих средах. Для целей эластографии органов и тканей человека наиболее удобной стала модель Кельвина-Фойгта [7]. Однако данная модель в своем первоначальном виде не позволяет учитывать нелинейность процессов изменения амплитуды деформации при изменении величины воздействующей силы. Для решения данной проблемы была разработана модель, схема которой приведена на рис. 1.

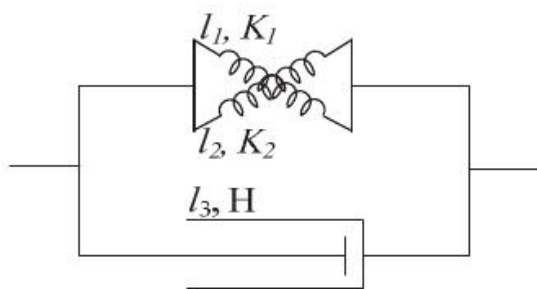


Рис. 1. Вязкоупругая модель с учетом геометрической и физической нелинейности

Каждый из элементов вязкоупругой модели характеризуется определенным набором параметров. Так пружины имеют длину l_1 и l_2 и жесткость K_1 и K_2 соответственно, а поршень — длину l_3 и параметр вязкости H . Длины l_1 — l_3 в большинстве случаев равны и записываются как l . Тогда сила, приложенная вдоль оси деформации, описывается выражением:

$$\begin{aligned} F_k &= (K_1 \cos^2(\alpha_1) + K_2 \cos^2(\alpha_2))((l - l_0) - \Gamma(l - l_0)^2) + H \frac{dl}{dt} = \\ &= (k_1 \cos^2(\alpha_1) + k_2 \cos^2(\alpha_2))(\varepsilon - \Gamma\varepsilon^2) + \eta \frac{d\varepsilon}{dt}, \end{aligned} \quad (1)$$

где l — длина элементов при воздействии силы; l_0 — начальная длина элементов; $\varepsilon = \Delta l/l_0$ — относительное изменение размера; η — вязкость, α_1 и α_2 — углы, под которыми соединены первая и вторая пружины соответственно; $K\Gamma(l - l_0)^2$ — член, отражающий физическую нелинейность деформации упругого элемента, $(k_1 \cos^2(\alpha_1) + k_2 \cos^2(\alpha_2))$ — член, отражающий геометрическую нелинейность деформации упругого элемента, Γ — нелинейный коэффициент, отражающий связь вязкоупругих и нелинейных свойств.

Параметр, отражающий взаимосвязь между упругостью среды и нелинейным коэффициентом с учетом физической и геометрической нелинейностью определяется согласно выражению:

$$\Gamma^* = \frac{\beta}{2\mu^*}, \quad (2)$$

где $\mu^* = (\mu_1 \cos^2(\alpha_1) + \mu_2 \cos^2(\alpha_2))$ — коэффициент упругости среды с учетом геометрической нелинейности, β — коэффициент нелинейности среды; μ — коэффициент упругости среды, β — коэффициент нелинейности среды.

Анализ искажения профиля волны будем проводить на основе уравнения Бюргерса, согласно которому искажение волнового профиля поперечной волны с расстоянием будет происходить вплоть до расстояния разрыва. В нашем случае около 20 см, что соответствует средним значениям толщины тканей при абдоминальных исследованиях. С учетом нелинейного характера деформации (выражение (1)), уравнение Бюргерса в этом случае примет вид [8, 9]:

$$U(Z, \tau) = \sum_{n=1}^{\infty} U_n(Z) \sin(2\pi f_0 n\tau), \quad (3)$$

где $U_n(Z)$ — n -я гармоника, которая может быть выражена функцией Бесселя n -го порядка 1-го рода, Z — продольная координата, соответствующая направлению распространения волны:

$$U_n(Z) = \frac{2J_n(nZ)}{nZ}. \quad (3)$$

При $Z \ll 1$ функция Бесселя (6) имеет вид [20]

$$J_n(nZ) \approx \left(\frac{nZ}{2}\right)^n / n!. \quad (4)$$

На таких расстояниях амплитуда n -й гармоники поперечного смещения определяется выражением [10]:

$$A_n(Z) = \frac{U_n(Z)A_0}{2\pi f_0 n} = \frac{J_n(nZ)A_0}{\pi f_0 n^2 Z}. \quad (5)$$

Для оценки нелинейности среды введем параметр N , который будет выражаться соотношением:

$$N = \frac{A_3}{A_1}, \quad (6)$$

где A_1 и A_3 — амплитуда первой и третьей гармоники, полученные согласно выражению (5).

Результаты. Проведено математическое моделирование изменения N (выражение (6)) с расстоянием при различных стадиях замещения функциональных тканей печени соединительной (фиброз) и жировой тканями (гепатоз).

Результат моделирования представлен на рис. 2 и 3.

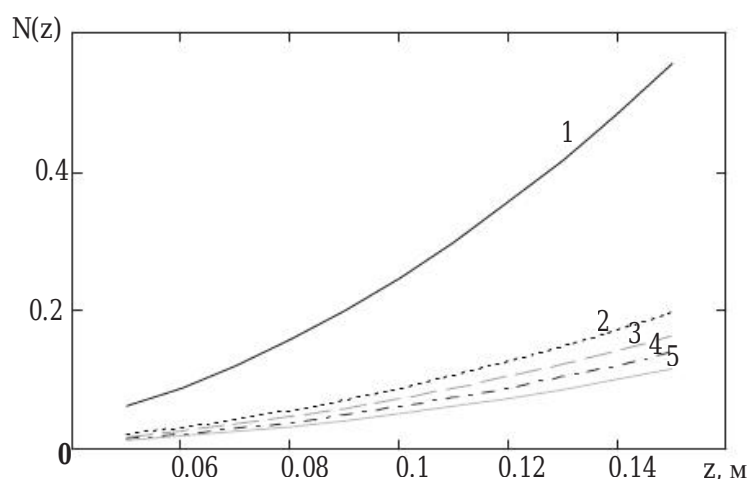


Рис. 2. Изменение N с расстоянием при фиброзе:

1 — F0, 2 — F1, 3 — F2, 4 — F3, 5 — F4.

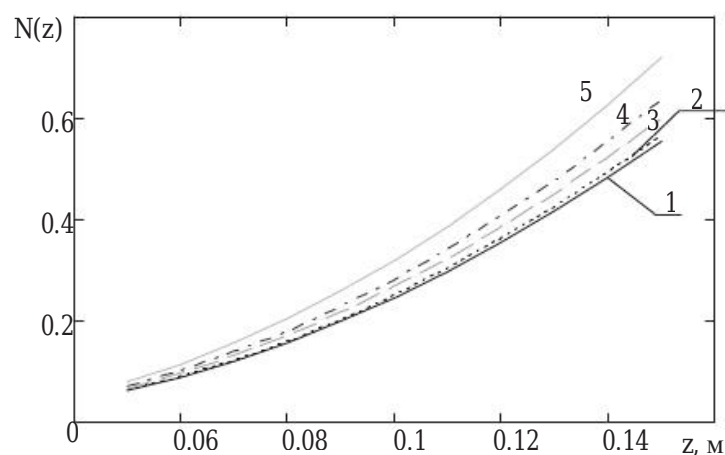


Рис. 3. Изменения значения N при изменении размеров новообразования:

1 — S0, 2 — S1, 3 — S2, 4 — S3, 5 — S4

Оценка N проводилась на расстоянии от 0,5 до 15 см при начальных амплитуда смещения в основной волне 150 мкм, и частоте 150 Гц.

Обсуждение. Результаты расчетов показали, что изменение параметра N для стадий физброза F1 и F2 составляет 26 %, для стадий F2 и F3 — 23 % при этом диапазоны значений модуля Юнга для этих стадий в некоторых случаях могут пересекаться. Анализ результатов при жировом гепатозе показал, что различие величины параметра N между стадиями S2 и S3 составляет около 20 %.

Заключение. Проведенное математическое моделирование показало, что на процесс распространения и образования гармонических составляющих поперечной волны оказывает влияние как изменение нелинейного параметра, так и жесткости тканей, что учитывалось при проведении расчетов. Учет изменения как линейных, так и нелинейных характеристик позволит повысить точность диагностики и дифференцировать стадии заболеваний, в частности стадии F1, F2 и F3, а также S1 и S2 которые обычно сложно определить с помощью стандартных линейных методов.

Список источников

- [1] Секачева М.А. Современные подходы к диагностике и лечению первичного рака печени. *Эффективная фармакотерапия. Онкология, Гематология и Радиология*, 2009, № 1.
- [2] Кравчук Д.А., Чернов Н.Н., Михралиева А.И. Аналитическое моделирование эластографии молочной железы. Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение, 2024, т. 14, № 1, с. 104–113.
<https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-1-104-113>
- [3] ВОЗ. Информационный бюллетень. *Социальные аспекты здоровья населения*, 2024. URL: <http://vestnik.mednet.ru/content/view/1576/30/lang,ru/> (дата обращения 14.02.2025).
- [4] Краева Т.В., Демина А.С., Носкова Л.Р., Шакирова Г.Х. Эластография в ультразвуковой диагностике и возможности ее использования при заболеваниях на примере данных работы отделения ультразвуковых методов диагностики БУ «Окружная клиническая больница». *Здравоохранение Югры: опыт и инновации*, 2023, № 1 (34).
- [5] Park S.Y., Kang B.J. Combination of shear-wave elastography with ultrasonography for detection of breast cancer and reduction of unnecessary biopsies: a systematic review and meta-analysis. *Ultrasonography*, 2021, vol. 40, no. 3, pp. 318–332.
- [6] Чернов Н.Н., Вареникова А.Ю., Лагута М.В. Использование относительного нелинейного параметра для создания систем ультразвуковой визуализации биотканей. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*, 2022, т. 10, № 1 (36). <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2022.36.1.021>
- [7] Браун Д.А., Красняков И.В., Браун А.Д. Биомеханические модели живой ткани. *Российский журнал биомеханики*, 2023, № 4.
<https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2023.4.04>
- [8] Демин И.Ю., Прончатов-Рубцов Н.В. *Эластография сдвиговых характеристик мягких биологических тканей*. Нижний Новгород, Нижегородский госуниверситет, 2014, 114 с.

- [9] Шамаев А.С., Шумилова В.В. Усреднение уравнений движения среды, состоящей из упругого материала и несжимаемой жидкости Кельвина — Фойгта. *Уфимск. матем. журн.*, 2024, т 16, № 1, с. 100–111.
- [10] Лагута М.В., Кравчук Д.А., Чернов Н.Н. Исследование нелинейного взаимодействия акустической волны с биотканями для целей акустической эластографии. *Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение*, 2025, т. 15, № 1, с. 131–143.