

10.5

Ультразвуковая диагностика состояния поверхностных тканей пациента

© И.А. Швецов¹, Н.А. Швецова¹, Н.А. Колпачева², А.Н. Рыбьянец¹¹ Южный федеральный университет, Ростов-на-Дону, Россия² Донской государственный технический университет, Ростов-на-Дону, Россия

E-mail: arbyuanets@gmail.com

Поступило в Редакцию 17 февраля 2022 г.

В окончательной редакции 29 августа 2022 г.

Принято к публикации 29 августа 2022 г.

Предложен новый метод ультразвукового исследования поверхностных тканей пациента *in vivo*. Разработана конструкция ультразвукового измерительного модуля для комплексной неинвазивной диагностики состояния и физиологических процессов в поверхностных тканях пациента. Прецизионные измерения скорости и затухания ультразвуковых волн выполнены с использованием эхо-импульсного и трансмиссионного методов. Проведена экспериментальная проверка разработанного ультразвукового метода на эталонных растворах и поверхностных тканях пациента *in vivo*. Предложена физико-биологическая интерпретация полученных результатов.

Ключевые слова: ультразвуковая диагностика, эхо-импульсный метод, поверхностные ткани, ультразвуковой диагностический модуль, скорость звука, коэффициент затухания.

DOI: 10.21883/PJTF.2022.20.53689.19172

Использование ультразвука в качестве ценного диагностического и терапевтического средства в некоторых областях клинической медицины в настоящее время настолько хорошо апробировано, что его можно считать обязательным условием качественного медицинского обслуживания пациентов [1–3]. До недавнего времени основная цель измерения скорости звука в биологических тканях в плане медицинских приложений сводилась к получению данных, позволяющих провести градуировку эхографических систем визуализации. В настоящее время многие исследователи пришли к выводу, что скорость звука сама по себе является весьма информативной специфической характеристикой ткани [1]. Анализ акустических характеристик биологических тканей посвящены прекрасные обзорные работы [4–7].

Затухание, т.е. полные потери акустической энергии в биологических тканях, определяется суммарным действием рефракции, отражения, рассеяния и поглощения ультразвука. В практических приложениях данные об изменении скорости, акустического импеданса, поглощения, рассеяния и затухания в объеме ткани используются для получения информации об ее структуре. Следует отметить, что исследования затухания ультразвуковых волн в различных биологических средах и тканях представляются чрезвычайно сложными. Таким образом, можно констатировать, что скорость звука больше подходит на роль фундаментальной характеристики биологических тканей, нежели коэффициент затухания, который в определенной степени зависит от вариаций скорости звука. В то же время относительные измерения коэффициента затухания весьма информативны в отношении изменений структуры и состава биологической

ткани, происходящих под влиянием физиологических и патофизиологических факторов, а также терапевтической обработки.

Ввиду отсутствия общепринятого стандарта проверки погрешности измерительной системы можно осуществить, выполняя ультразвуковые измерения на материалах, параметры которых уже исследованы и результаты измерений для которых хорошо воспроизводятся. Наиболее широко для контрольных измерений скорости звука используется дистиллированная вода и растворы этилового спирта в воде.

К настоящему времени разработано много различных методов измерения скорости звука, хотя зачастую эти методы трудно применить к биологическим тканям. По существу, методы измерений на различных тканях *in vivo* только начинают развиваться [8–10]. Ультразвуковые измерения отдельных сегментов и локальных участков тела с использованием стандартных ультразвуковых методов и преобразователей затруднены вследствие деформации и изменения размера измеряемой мягкой ткани [9]. Таким образом, можно констатировать, что существует потребность в новых ультразвуковых методах диагностики состояния и физиологических процессов в биологических тканях пациента, происходящих в процессе терапевтической обработки.

В настоящей работе предложены новый метод и универсальная конструкция ультразвукового диагностического модуля для неинвазивной диагностики состояния и физиологических процессов в поверхностных тканях (кожа, подкожная жировая ткань) на произвольном участке тела пациента *in vivo*.

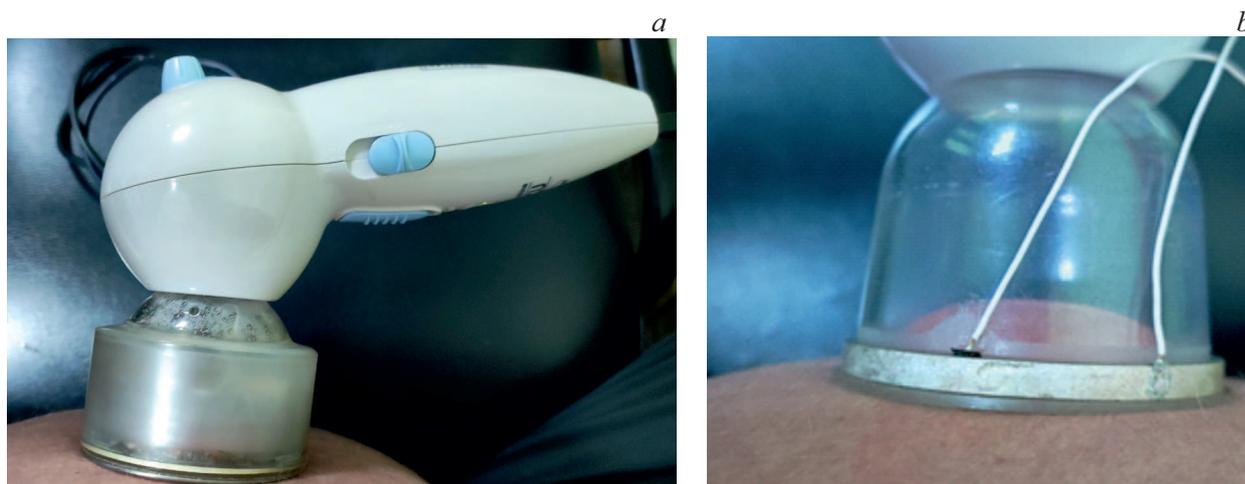


Рис. 1. Ультразвуковой диагностический модуль для исследования и контроля состояния поверхностных тканей (а) и иллюстрация вакуумной фиксации ткани внутри цилиндрического ультразвукового преобразователя (b) при измерении скорости и затухания ультразвука *in vivo*.

Измерительный стенд включал в себя цифровой осциллограф LeCroy Wave Surfer 422, импульсный генератор/приемник Panametrics (Olympus) 5077 PR и разработанный ультразвуковой диагностический модуль. Конструкция ультразвукового диагностического модуля предусматривала временную фиксацию исследуемой поверхностной ткани посредством вакуумного всасывания и одновременное измерение скорости и затухания ультразвуковых волн. Диагностический модуль представлял собой соединенную с вакуумной системой пластиковую чашку, в корпусе которой был смонтирован цилиндрический ультразвуковой преобразователь, представляющий собой пьезокерамический цилиндр с внешним диаметром $D = 64 \text{ mm}$, толщиной стенки 2 mm и высотой 5 mm , изготовленный из пьезокерамики ЦТС-19 состава $\text{Pb}_{0.95}\text{Sr}_{0.05}(\text{Zr}_{0.53}\text{Ti}_{0.47})\text{O}_3 + 1\% \text{ Nb}_2\text{O}_5$ [11,12], и соединительные кабели (рис. 1). Ультразвуковой преобразователь подключался к входным разъемам импульсного генератора/приемника и осциллографа.

Цилиндрический ультразвуковой преобразователь использовался как для излучения ультразвуковой волны, так и для ее приема. Измерение скорости распространения ультразвуковых волн в эталонных растворах и поверхностных тканях проводилось с использованием трансмиссионного и эхо-импульсного ультразвуковых методов посредством измерения времени распространения зондирующего ультразвукового импульса через исследуемую среду. Аналогично измерительным схемам с известным фиксированным расстоянием между двумя данными плоскостями в разработанной конструкции преобразователя измерялось как время однократного прохождения (трансмиссионный режим), так и суммарное время многократно переотраженных от внутренней поверхности цилиндрического преобразователя ультразвуковых импульсов (эхо-импульсный режим).

Импульсные измерения времени распространения сигнала по временной задержке на осциллографе позволяют обеспечить погрешность не более 0.5% [1].

Для повышения точности измерения нами дополнительно был использован метод относительных измерений с применением эталонных растворов для калибровки ультразвукового преобразователя. Погрешность измерения скорости звука в данном случае при использовании дистиллированной воды в качестве эталона не превышала 0.03% [1,2].

Результирующие точность и погрешность определения скорости звука в образцах биологических тканей в существенной степени зависят от правильности определения длины акустического пути в исследуемом образце. Довольно часто при использовании методов относительных измерений определение длины пути вызывает значительные трудности. Разработанная конструкция диагностического модуля предусматривает вакуумную фиксацию биологической ткани внутри цилиндрического ультразвукового преобразователя заданного диаметра D и обеспечивает точное определение акустического пути и скорости ультразвука $V = nD/t_n$, где t_n — время прохождения n -кратно переотраженных ультразвуковых импульсов.

Перед проведением измерений на поверхностных тканях пациента *in vivo* выполнялась калибровка диагностического преобразователя на эталонном растворе (дистиллированная вода). Для этого диагностический преобразователь помещался в нагреваемый химический сосуд, наполненный дистиллированной водой и снабженный терпарой для контроля температуры. Возбуждающий импульс с длительностью, равной полупериоду резонансной частоты 1 MHz , подавался с импульсного генератора/приемника на цилиндрический пьезопреобразователь, а трансмиссионный и последовательные эхо-

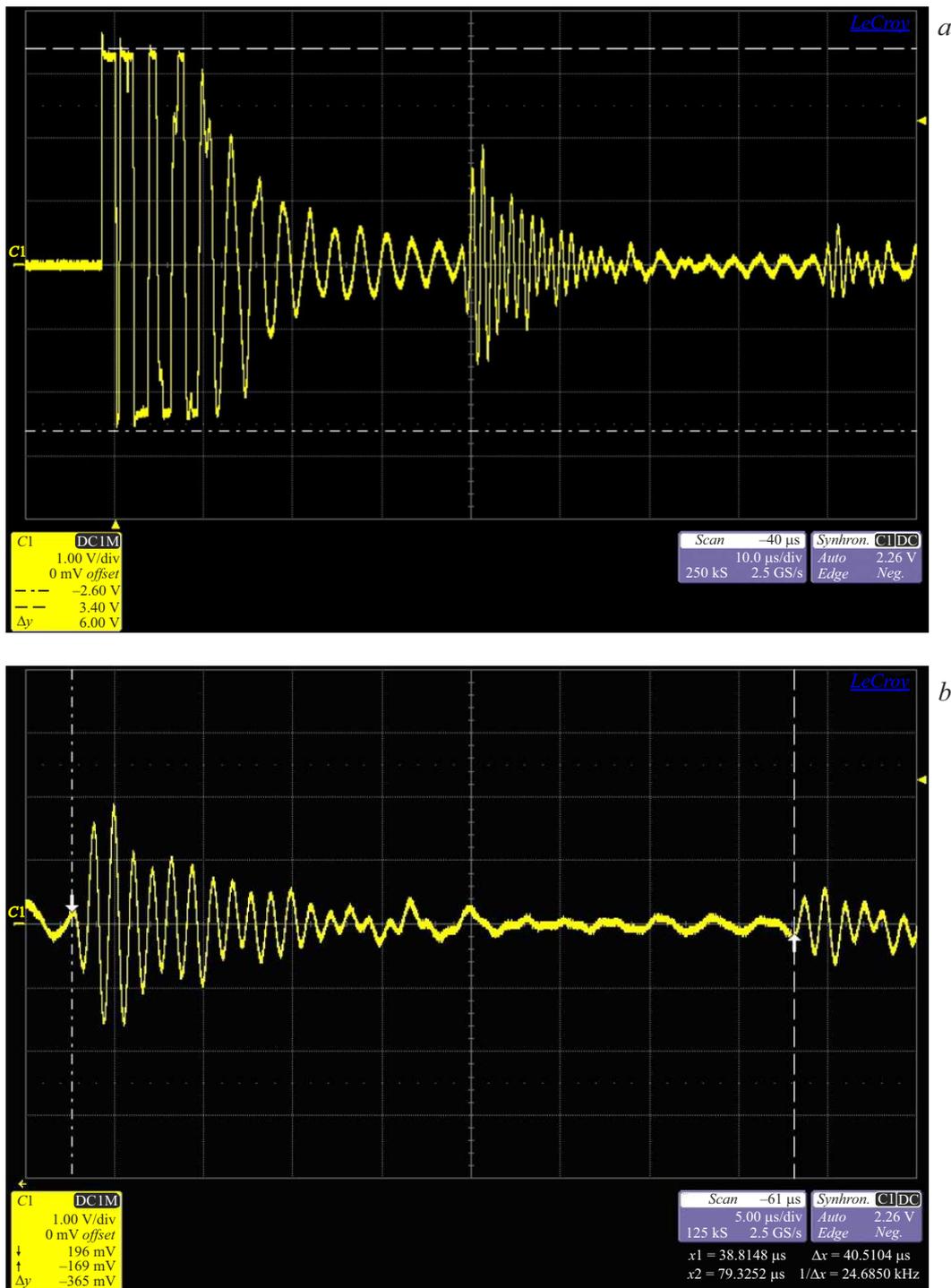


Рис. 2. Осциллограммы возбуждающего, трансмиссионного и эхо-импульсов при измерении затухания (a) и скорости звука (b), полученные в дистиллированной воде на частоте 1 MHz при комнатной температуре.

сигналы, принимаемые этим же преобразователем, регистрировались цифровым осциллографом.

Примеры осциллограмм, полученных при измерении скорости звука и затухания трансмиссионным и эхо-импульсным методами на частоте 1 MHz в дистиллированной воде, приведены на рис. 2.

Измеренные значения скорости звука в дистиллированной воде при различных температурах приведены в табл. 1. Полученные результаты хорошо согласуются с литературными данными [2,4].

Измерения скорости звука и затухания ультразвуковых волн в поверхностных тканях *in vivo* выполнялись

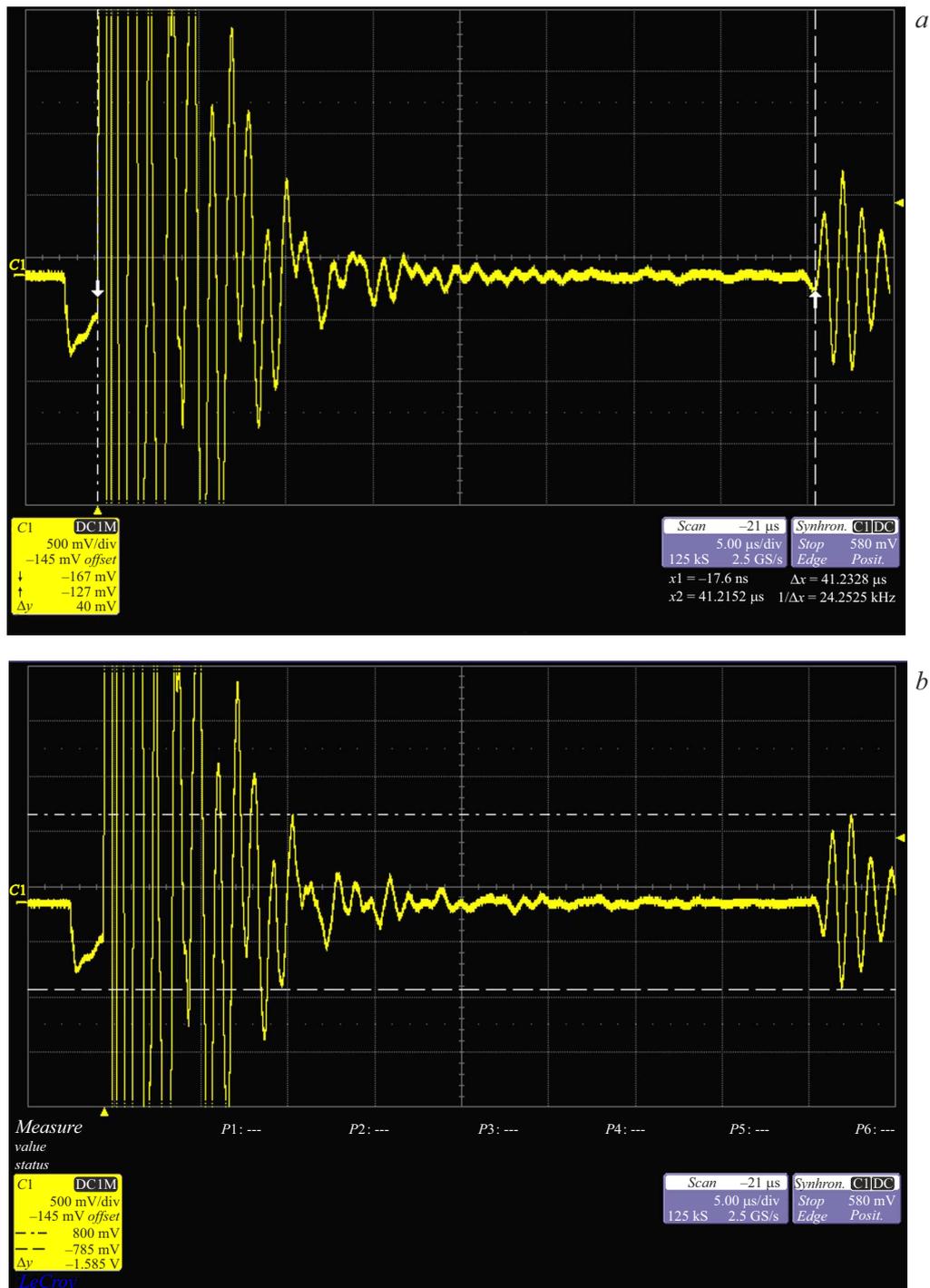


Рис. 3. Осциллограммы возбуждающего и трансмиссионного импульса, полученные при измерении скорости звука (а) и затухания (b) на частоте 1 МГц в абдоминальной области тела пациента *in vivo*.

на различных участках тела пациента с использованием предварительно калиброванного диагностического преобразователя. Примеры осциллограмм, полученных при измерениях скорости звука и затухания в абдоминальной области тела пациента, представлены на рис. 3.

Измеренные значения скорости звука в поверхностных тканях пациента при различных температурах при-

ведены в табл. 2. Измерения повторялись не менее трех раз для каждой температуры со временем повторения 5 min для восстановления поверхностной ткани после вакуумного всасывания. Воспроизводимость результатов не превышала погрешности измерения.

Нагревание тела осуществлялось через прозрачную чашку преобразователя инфракрасным нагревателем.

Таблица 1. Скорость звука в дистиллированной воде, измеренная при различных температурах

Температура воды, °C	Скорость звука, m/s
50	1564.5
45	1555.2
40	1509.4
35	1500.0
20	1474.9

Таблица 2. Скорость звука в поверхностных тканях пациента, измеренная на различных участках тела при двух фиксированных температурах

Температура тела, °C	Скорость звука, m/s	
	Абдоминальная область	Бедро
36	1447.9	1449.6
40	1438.0	1439.7

Температура поверхности тела контролировалась встроенной термодарой. Следует отметить, что в используемой конфигурации диагностического преобразователя ультразвуковая волна полностью локализована в поверхностном слое толщиной 10 мм, т.е. в коже и подкожной жировой ткани. Скорость звука в жировой ткани имеет меньшее значение, чем в воде, и характеризуется отрицательным температурным коэффициентом, что хорошо согласуется с литературными данными [1,2].

Измерение абсолютного значения затухания с использованием разработанного диагностического модуля не представляется возможным, поскольку в данной конфигурации основной вклад в измеренное затухание (1.46 dB/cm) вносит расхождение акустического пучка и переотражения в корпусе преобразователя, а не затухание в среде (0.002 dB/cm для воды на частоте 1 MHz). Однако любые изменения температуры тела, а также состояния его структурных компонентов приводят к регистрируемым изменениям скорости звука и относительного затухания ультразвуковой волны. Кроме того, скорость и затухание ультразвука в биологической ткани кардинально изменяются при терапевтической обработке, отражая физиологические процессы и модификацию структуры и состава ткани (лизис жировой ткани, дегидратация, некроз, коагуляция, кровенаполнение) [2,3].

Это позволяет использовать разработанный метод и ультразвуковой диагностический модуль для неинвазивной диагностики и контроля состояния поверхностных тканей пациента при различных заболеваниях, а также контролировать и оценивать эффективность физиотерапии и других лечебных воздействий.

Финансирование работы

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 22-22-00710 (<https://rscf.ru/project/22-22-00710/>) в Южном федеральном университете.

Соблюдение этических стандартов

Все процедуры, выполненные в исследовании с участием людей, соответствуют этическим стандартам институционального и национального комитета по исследовательской этике и Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующим изменениям или сопоставимым нормам этики. От каждого из включенных в исследование участников было получено информированное добровольное согласие.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] К. Хилл, Дж. Бамбер, Г. Тер Хаар, *Ультразвук в медицине. Физические основы применения* (Физматлит, М., 2008), с. 539. [C. Hill, J. Bamber, G. ter Haar, *Ultrasound in medicine. Physical bases and application* (Wiley, N.Y., 2002).].
- [2] G.R. ter Haar, *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, **93**, 111 (2007). DOI: 10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.005
- [3] A.N. Rybyanets, in *Piezoelectrics and related materials: investigations and applications*, ed. by I.A. Parinov (Nova Science Publ., Inc., N.Y., 2012), ch. 5, p. 143–187.
- [4] E.I. Carstensen, in *Ultrasonic tissue characterization II*, ed. by M. Linzer, NBS Special Publication 525 (National Bureau of Standards, Washington, 1979), p. 29–40.
- [5] F. Dunn, W.D. O'Brien, in *Ultrasound: its application in medicine and biology*, ed. by F.J. Fry (Elsevier, Amsterdam, 1978), ch. 3, p. 393.
- [6] R.L. Johnston, S.A. Goss, V. Maynard, J.K. Brady, L.A. Frizzell, W.D. O'Brien, Jr., F. Dunn, in *Ultrasonic tissue characterization*, ed. by M. Linzer, NBS Special Publication 525 (National Bureau of Standards, Washington, 1979), p. 19–27.
- [7] F.A. Duck, *Physical properties of tissue* (Academic Press, London, 1990), p. 346.
- [8] G.A. Cortela, W.A.C. Pereira, C. Negreira, in *IEEE 2019 Global Medical Engineering Physics Exchanges/ Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)* (IEEE, 2019), p. 1. DOI: 10.1109/GMEPE-PAHCE.2019.8717326
- [9] A. Leydier, J. Mathieu, G. Despau, *Measurement Sci. Technol.*, **20**, 095801 (2009). DOI: 10.1088/0957-0233/20/9/095801

- [10] R. Martinez-Valdez, V.H. Contreras, M.A. Vera, L. Leija, *Phys. Procedia*, **70**, 1260 (2015).
DOI: 10.1016/j.phpro.2015.08.280
- [11] A.N. Rybyanets, in *Advanced materials: manufacturing, physics, mechanics and applications*, ed. by I.A. Parinov, S.-H. Chang, V.Yu. Topolov. Springer Proceedings in Physics (Springer, Cham, 2016), vol. 175, ch. 15, p. 211–228.
DOI: 10.1007/978-3-319-26324-3
- [12] S.A. Shcherbinin, I.A. Shvetsov, A.V. Nasedkin, N.A. Shvetsova, A.N. Rybyanets, *Ferroelectrics*, **539**, 117 (2019). DOI: 10.1080/00150193.2019.1570020