

Исследование статической эластографии методом математического моделирования

Аннотация

Предложена модель процесса деформации неоднородности в условиях ультразвуковой статической эластографии, исследовано влияние параметров неоднородности и значения статического давления на процесс деформации, обоснованы возможности количественной оценки значений сдвиговых модулей среды упругих модулей неоднородности.

Введение

В последние годы растет интерес к неинвазивным методам определения патологических состояний мягких тканей, в основе которых лежит исследование их упругих свойств или эластичности ткани с помощью ультразвуковых (УЗ) методов диагностики с опцией «эластография» [1]-[3]. Вследствие неодинаковой упругости неоднородные элементы ткани деформируются по-разному: более упругие – в меньшей степени, менее упругие – в большей. Программное обеспечение ультразвукового сканера обрабатывает принятый отраженный сигнал и отображает на экране в формате цветного картирования изображение, позволяющее дифференцировать ткани по упругим свойствам. Условно все технологии эластографии можно разделить на методы виброэластографии (динамической эластографии) и эластографии с однократной компрессией (статической эластографии) [2], [4]-[6]. Метод статической эластографии получил широкое распространение благодаря простоте реализации, а также более высокой разрешающей способности и чувствительности [4, [6]-[8]. Считается, что метод статической эластографии является многовариантным и получение числовых показателей модулей упругости при его реализации не представляется возможным [4].

Количественная оценка упругих модулей среды в процессе проведения диагностического УЗ-исследования позволяет повысить его информативность, увеличить контрастность изображения и может быть использована в качестве дополнительного способа диагностики патологических образований и определения их биомеханических свойств. В работе [6] предложены методика и устройство для оценки сдвиговых модулей среды за счет определения деформации, возникающей под воздействием внешнего статического воздействия в В-режиме УЗ-сканирования без использования дополнительных опций УЗ-сканера.

Для оценки возможностей определения количественных значений упругих модулей среды в статье предложена модель процесса деформации неоднородности в условиях ультразвуковой статической эластографии и исследовано влияние упругих модулей, глубины залегания, формы и размеров неоднородности и окружающей мягкой ткани и величины приложенного статического давления на величину относительной деформации неоднородности в направлении приложенного давления.

Материалы и методы

Согласно предлагаемой модели, в процессе статической эластографии на исследуемую ткань накладывают дополнительное компрессионное давление, а упругость ткани оценивают по ее продольной деформации в ответ на статическую нагрузку. Степень деформации исследуемой ткани зависит от приложенного статического давления и его упругих модулей, а также от местоположения и формы ткани.

В общем случае для характеристики упругих свойств изотропных сред используют пары упругих модулей: модуль Юнга E и коэффициент Пуассона ν , модуль всестороннего сжатия (объемный модуль упругости) K и модуль сдвига G , между которыми существует однозначная связь:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)}; \quad (1)$$

$$K = \frac{E}{3(1-2\nu)}. \quad (2)$$

Считается [1], [2], что наиболее информативным параметром эластичности мягких тканей является модуль сдвиговой упругости G , интервал значений которого для различных мягких тканей, в том числе и с патологией, на несколько порядков больше, нежели интервал объемного модуля упругости K , который является величиной, ответственной за эхо-контраст в ультразвуковой визуализации.

Анализ приведенных в литературе данных [1], [2] свидетельствует о том, что значения скоростей распространения продольных УЗ-волн C_l и плотности сред ρ в большинстве биологических тканей близки друг другу (среднее значение $C_l \approx 1540$ м/с с вариациями $\pm 6\%$, среднее значение $\rho \approx 1000$ кг/м³ с вариациями $\pm 6\%$), поэтому объемный модуль упругости K , определяемый выражением

$$K = C_l^2 \rho, \quad (3)$$

для большинства биологических тканей можно полагать величиной постоянной.

Схема предлагаемой физической модели процесса плоской деформации неоднородности в мягкой ткани представлена на *рис. 1*. Согласно модели, среда 1, имитирующая мягкую ткань, представлена в виде однородной упругой изотропной области прямоугольной формы с заданными упругими характеристиками (модуль сдвига G_1 , объемный модуль упругости K_1), механически закрепленной на нижнем ребре. Упругая среда 2, имитирующая неоднородность в мягкой ткани, имеет форму круга диаметром x_0 с глубиной залегания h и заданными значениями упругих модулей G_2 и K_2 .

К поверхности упругой среды 1 приложено нормальное давление P , равномерно распределенное в пределах апертуры a датчика УЗ-сканера и создаваемое в процессе компрессии участка тела пациента при УЗ-исследовании. Под действием давления P упругая среда с неоднородностью деформируется, соответствующее изменение размеров неоднородности $\Delta x = x_0 - x_1$ измеряется и служит основой для вычисления относительной деформации сжатия ϵ_{xx} в направлении приложенного давления:

$$\epsilon_{xx} = \Delta x / x_0. \quad (4)$$

Для исследования влияния статического давления и параметров неоднородности на величину ее относительной деформации расчет физической модели произведен методом конечных элементов. Конечно-элементная модель, представленная на *рис. 1б*, состоит из треугольных конечных элементов с шагом дискретизации 5 мм для среды 1, имитирующей мягкую ткань, и 1 мм – для среды 2, имитирующей неоднородность. Таким образом, сетка конечных элементов упругой среды 1 содержит около 8500 узлов, а сетка на неоднородности – 230 узлов.

В качестве примера на *рис. 2* представлен результат визуализации расчета процесса деформирования неоднородности (*рис. 2а*) и зависимости деформации по координате x (*рис. 2б*), полученные с использованием предложенной модели. Здесь и далее в качестве исходных при расчетах приняты следующие параметры: $K_1 = K_2 = 2,25 \cdot 10^9$ Па; $\rho_1 = \rho_2 = 1000$ кг/м³.

Обсуждение результатов

С использованием предложенной модели получены количественные зависимости относительной деформации неоднородности в мягкой ткани под воздействием нескольких факторов: глубины залегания неоднородности h , диаметра неоднородности

родности x_0 , давления компрессии P , модуля сдвига неоднородности G_2 и окружающей среды G_1 .

На рис. 3а представлены зависимости относительной деформации ϵ_{xx} неоднородности от величины прикладываемого статического давления P в диапазоне значений модуля сдвига $G_2 = 10^3 \dots 10^5$ Па. Расчеты приведены для значения $G_1 = 2,4$ кПа (соответствует нормальной печени [4]) при $x_0 = 10$ мм, $h = 10$ мм.

Видно, что при прочих равных условиях с ростом давления P относительная деформация ϵ_{xx} увеличивается линейно и составляет, в частности, при $P = 1$ кПа – 2,5 %, при $P = 10$ кПа – 25 % при модуле упругости неоднородности $G_2 = 10^4$ Па. При заданном давлении компрессии P увеличение модуля сдвиговой упругости неоднородности G_2 приводит к уменьшению ее деформации (рис. 3б), например, с 12,2 до 2,5 % в диапазоне значений $G_2 = 10^3 \dots 10^4$ Па при $P = 10^3$ Па.

На графиках рис. 3 пунктиром нанесены пороговые уровни относительной деформации, соответствующие предельной чувствительности метода статической эластографии для двух размеров неоднородности ($x_0 = 10$ мм и $x_0 = 50$ мм) и ограниченные разрешением УЗ-сканера, позволяющего определять линейные размеры с точностью 0,1 мм. При размерах неоднородности $x_0 = 10$ мм пороговый уровень соответствует значению 1 %, при $x_0 = 50$ мм – 0,2 %. Сравнение рассчитанных значений относительной деформации с пороговым уровнем позволяет определить требования к уровню прикладываемых давлений компрессии для возможности реализации метода статической эластографии. Так, для возможности оценки упругих модулей неоднородности с малыми значениями G_2 (до 10^3 Па) уровень прикладываемых давлений компрессии может быть достаточно низким. Высокие значения упругих мо-

дулей неоднородности ($G_2 = 10^4 \dots 10^5$ Па) требуют приложения больших давлений (свыше 1 кПа). При этом, как видно из рис. 3б, относительная деформация ϵ_{xx} неоднородности связана с модулем сдвиговой упругости G_2 достаточно сильной корреляционной зависимостью. Меньшие размеры неоднородности ухудшают чувствительность метода к выявлению неоднородностей с высокими упругими модулями и требуют выбора более высоких давлений компрессии.

На рис. 4а представлены графики зависимости относительной деформации ϵ_{xx} от глубины залегания h неоднородности диаметром $x_0 = 10$ мм в диапазоне значений модуля сдвига G_2 от 10^3 до 10^5 Па при значении приложенного давления $P = 1$ кПа. При фиксированном значении G_2 наблюдается нелинейное уменьшение относительной деформации ϵ_{xx} с ростом глубины залегания неоднородности h . В частности, при увеличении h от 10 до 100 мм значение ϵ_{xx} уменьшается в 2,5 раза (от 18,3 до 7,3 %). На большей глубине залегания неоднородности эта зависимость менее резкая (при увеличении h от 100 до 200 мм ϵ_{xx} меняется от 7,3 до 3,9 %). Характер зависимости относительной деформации от глубины залегания неоднородности одинаков при любых модулях сдвига G_2 . Увеличение модуля сдвига G_2 при прочих равных условиях приводит к резкому уменьшению относительной деформации ϵ_{xx} . Так, изменение модуля сдвига G_2 на 2 порядка (от 10^3 до 10^5 Па) приводит к уменьшению относительной деформации ϵ_{xx} в 43 раза (от 7,3 до 0,17 %) при $h = 100$ мм.

Сравнение рассчитанных значений относительной деформации с пороговым уровнем (пунктирные линии на рис. 4а, б) показывает, что модули сдвиговой упругости неоднородностей, залегающих на больших глубинах и имеющих высокие

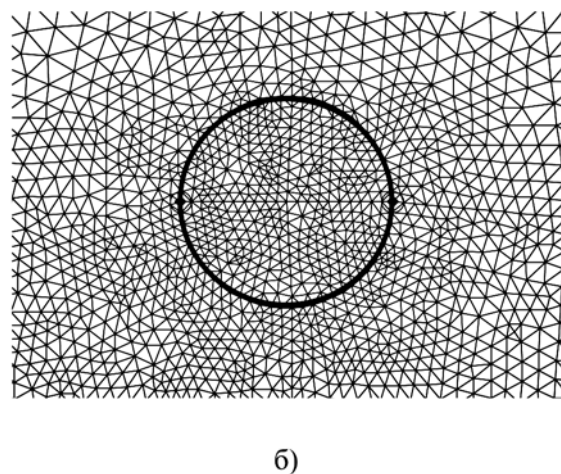
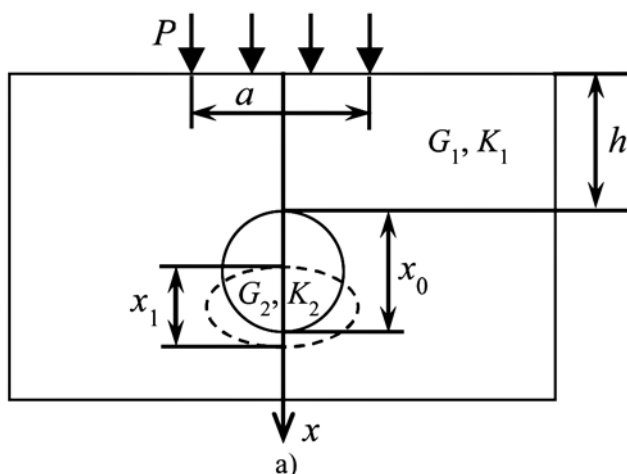


Рис. 1. Физическая модель процесса деформации неоднородности в мягкой ткани (а); конечно-элементная модель (фрагмент с неоднородностью) (б)

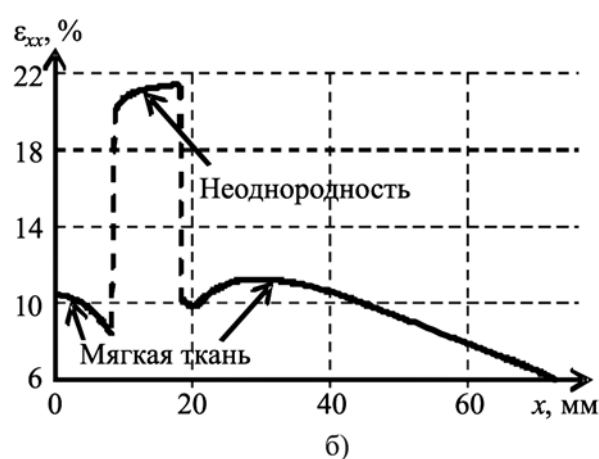
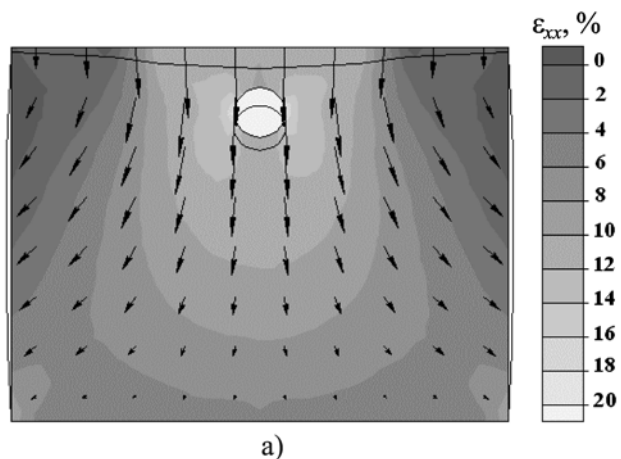


Рис. 2. Результат визуализации процесса деформирования неоднородности (а); зависимости деформации ϵ_{xx} по глубине вдоль оси x (б): $G_1 = 2,4$ кПа; $G_2 = 1$ кПа; $x_0 = 10$ мм; $h = 10$ мм; $P = 1$ кПа

модули сдвиговой упругости, невозможно оценить с использованием метода статической эластографии при заданном уровне давления компрессии $P = 1$ кПа. Так, при уровне чувствительности 1 % неоднородности с $G_2 = 10^5$ Па находятся вне

пределов чувствительности УЗ-сканера на любой глубине, а неоднородности с $G_2 = 10^4$ Па – на глубинах более 150 мм.

Исследования влияния диаметра x_0 неоднородности на характер зависимости ее относительной деформации ε_{xx} от глу-

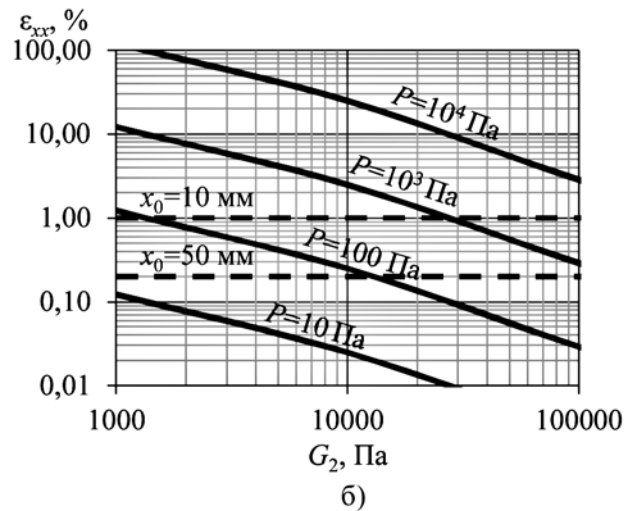
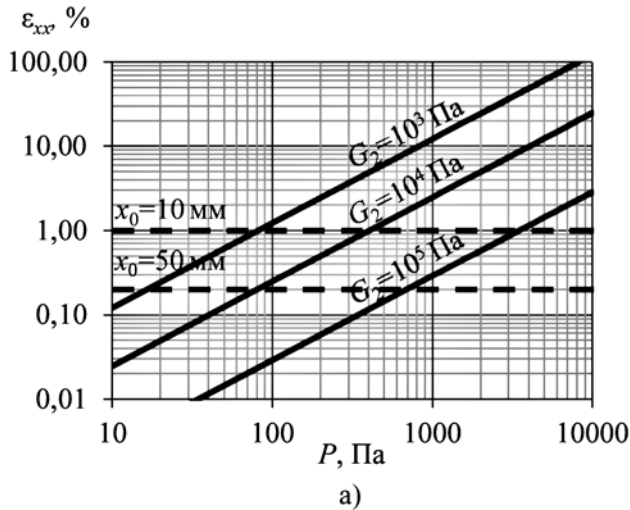


Рис. 3. Зависимости относительной деформации ε_{xx} от давления P при различных значениях модуля сдвиговой упругости G_2 (а), от модуля G_2 при различных значениях давления P (б): $G_1 = 2,4$ кПа; $x_0 = 10$ мм; $h = 50$ мм

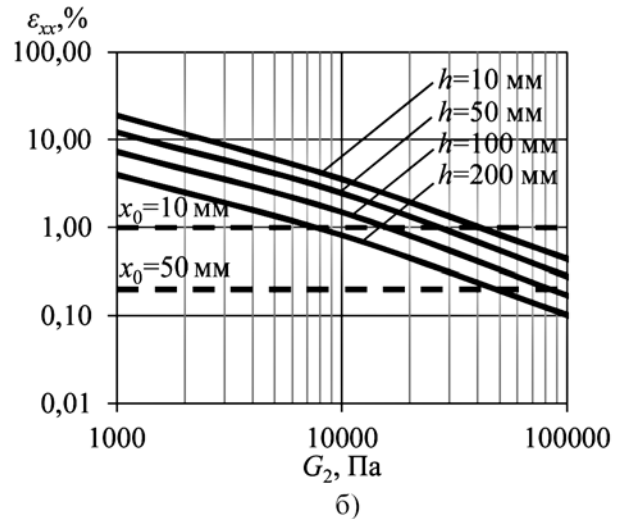
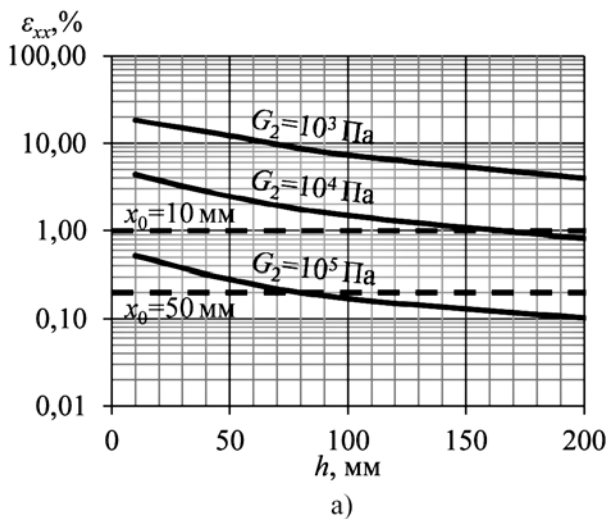


Рис. 4. Зависимости относительной деформации ε_{xx} от глубины залегания h неоднородности при различных значениях модуля сдвиговой упругости G_2 (а), от модуля сдвиговой упругости G_2 при различной глубине залегания h (б): $G_1 = 2,4$ кПа; $x_0 = 10$ мм; $P = 1$ кПа

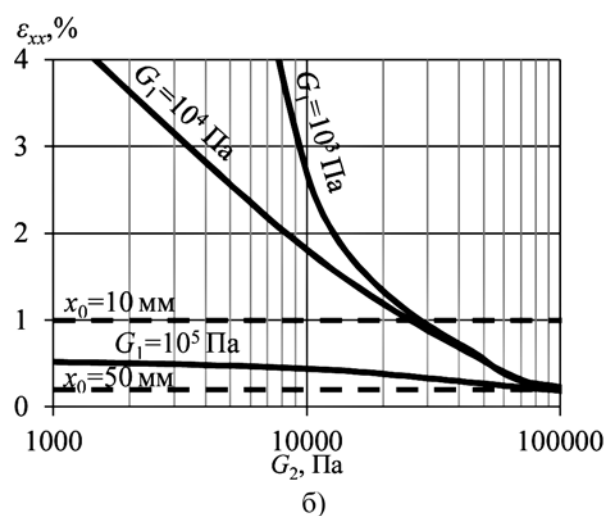
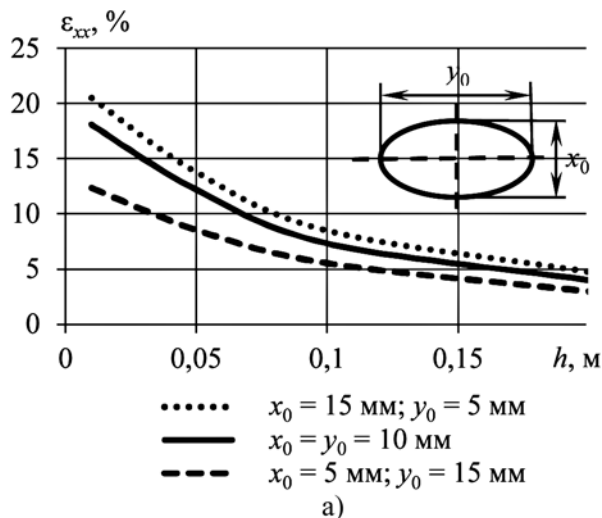


Рис. 5. Зависимости относительной деформации ε_{xx} от глубины залегания h неоднородностей круглой и эллиптической форм (а), от модуля сдвига неоднородности G_2 при различных значениях G_1 : $x_0 = 10$ мм; $h = 50$ мм; $P = 1$ кПа

бины залегания h показали ее инвариантность, что позволяет распространить разрабатываемую методику эластометрии на неоднородности различных размеров.

Форма неоднородности влияет на ее относительную деформацию не столь существенно. На примере неоднородности в форме эллипса с полуосями x_0 и y_0 с соотношением сторон 1/3 (рис. 5а) показано, что неоднородности, вытянутые вдоль приложенного давления, деформируются несколько сильнее, нежели неоднородности, вытянутые перпендикулярно приложенному давлению (относительная деформация в 1,5 раза больше).

Деформация неоднородности в существенной мере зависит от упругих свойств окружающей среды G_1 (рис. 5б). Согласно представленным зависимостям, неоднородности со значениями упругих модулей $G_2 = 10^3 \dots 10^4$ Па поддаются выявлению и оценке при сдвиговых модулях окружающей среды, находящихся в том же диапазоне. В условиях выполнения соотношения $G_1 > G_2$, как правило, имеющего место в условиях УЗ-диагностики мягкой ткани и патологической неоднородности [4], запас по чувствительности увеличивается.

Выводы

Предложенная модель процесса деформации неоднородности в условиях УЗ статической эластографии и результаты исследований влияющих факторов позволили количественно обосновать возможность и требования к реализации метода статической эластографии.

Показано, что чувствительность метода ухудшается при уменьшении давления компрессии, увеличении глубины залегания, увеличении упругих модулей неоднородности и окружающей среды.

Имеется принципиальная возможность оценки сдвиговых модулей неоднородности при реализации методики статической эластографии без использования дополнительных опций УЗ-сканера при условии измерения давления компрессии и определения по изображению УЗ-сканера в В-режиме глубины залегания неоднородности, ее формы и размеров, а также предварительной оценки упругих свойств окружающей среды на основе априорных данных или в процессе УЗ-исследования.

Работа выполнена в рамках проекта по государственному заданию Министерства образования и науки РФ ФГБОУ ВПО «ИжГТУ имени М.Т. Калашиникова» на 2014-2016 гг. в части проведения научно-исследовательских работ.

Список литературы:

1. Хилл К. Ультразвук в медицине. Физические основы применения / Пер. Л.Р. Гаврилова, В.А. Хохловой, О.А. Сапожникова. – М.: Физматлит, 2008. 544 с.

2. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: режимы, методы и технологии. – М.: ООО ПКФ «ИзоМед», 2011. 316 с.
3. Хохлова Е. Эластография – новое направление в ультразвуковой диагностике // Здоровье нации. 2008. № 3. С. 20-21.
4. Диденко В.И. Современные методы определения фиброза печени // Гастроэнтерология. 2013. № 2 (48). С. 28-35.
5. Коробейникова О.В., Кузнецов Е.П., Богдан О.П., Фостик Е.А. Разработка методики визуализации упругих свойств ткани с использованием ультразвуковой доплерографии // Вестник Ижевского государственного технического университета. 2010. № 2 (45). С. 97-100.
6. Муравьева О.В., Кузнецов Е.П., Богдан О.П., Мурашова Д.С. Методика и устройство оценки сдвиговых модулей мягких тканей с использованием статической эластографии // Вестник Ижевского государственного технического университета. 2013. № 4. С. 106-110.
7. Муравьева О.В., Богдан О.П., Овчинникова М.А. Разработка методики эластографии с использованием В-режима ультразвукового диагностирования / Приборостроение в XXI веке – 2011. Интеграция науки, образования и производства. Сб. материалов VII Всероссийской науч.-техн. конф. с междунар. участием. – Ижевск: Изд-во ИжГТУ, 2012. С. 194-197.
8. Богдан О.П., Овчинникова М.А. Сравнительные исследования возможностей методик эластографии в статическом и динамическом режимах / Измерения, контроль и диагностика – 2012. Сб. материалов II Всероссийской науч.-техн. конф. студентов, аспирантов и молодых ученых с между. участием. – Ижевск: А4, 2012. С. 35-39.

Ольга Владимировна Муравьева,
д-р техн. наук, профессор,
гл. научный сотрудник УНИР,
Дарианна Станиславовна Мурашова,
соискатель,
инженер, ОАО «Ижевский радиозавод»,
Сергей Андреевич Мурашов,
канд. техн. наук, доцент,
Ольга Павловна Богдан,
канд. техн. наук, ст. преподаватель,
ведущ. научный сотрудник УНИР,
кафедра «Приборы и методы контроля качества»,
Ижевский государственный технический
университет им. М.Т. Калашиникова,
г. Ижевск,
e-mail: olgak166@mail.ru

Н.Н. Блинов, К.А. Снопина

Проблемы паспортизации и контроль качества кабинетов магнитно-резонансной томографии

Аннотация

Статья посвящена проблемам обеспечения контроля качества (quality assurance, QA) магнитно-резонансных томографов (МРТ). Показаны и обоснованы необходимость и актуальность организации работ по созданию нормативных и методических документов, обеспечивающих безопасность при высокой работоспособности МРТ, а также по разработке методов и средств контроля, в том числе фантомов, для оценки качества работы МРТ.

Благодаря стремительному развитию современной медицины и внедрению новых компьютерных технологий, все большее внимание уделяется не только лечению заболеваний, но также их профилактике и раннему прогнозированию. Сегодня во всем мире, и в России в частности, большое внимание уделяется вопросам развития точных методов диагностики забо-

леваний на ранних стадиях. Одним из наиболее эффективных методов диагностики является магнитно-резонансная томография. Она позволяет не только визуализировать с высоким качеством различные внутренние органы, но и исследовать их функцию, как, например, при диагностике заболеваний нервной системы методом структурно-функционального нейро-