



ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)  
<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1501>

## Эластография паренхимы почек у здоровых пациентов (обзор литературы)

© Маджугин М.Л.<sup>1\*</sup>, Болоцков А.С.<sup>1</sup>, Фирсов М.С.<sup>1</sup>, Дадаян А.Р.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ЧУЗ «Клиническая больница «РЖД-Медицина» г. Ростов-на-Дону»; 344011 Ростов-на-Дону, ул. Варфоломеева, д. 92А, Российская Федерация

<sup>2</sup> ГБУ РО «ЦГБ им. Н.А. Семашко в г. Ростов-на-Дону»; 344003 Ростов-на-Дону, Ворошиловский пр., 105, Российская Федерация

**Цель исследования:** анализ литературных источников и сравнительная оценка результатов исследований об эффективности выполнения эластографии почек у практически здоровых пациентов, выработка нормативов жесткости для почек практически здоровых пациентов и разработка стандартной технологии выполнения исследования.

**Материал и методы.** Проведен поиск научных статей, публикаций, клинических рекомендаций, отчетов съездов и научных конгрессов в информационно-аналитических системах ELibrary, Google Scholar и PubMed за 2013–2024 гг. по ключевым словам: эластография почек, оценка жесткости почек, ультразвуковая эластография почек, renal elastography, renal stiffness, ultrasound elastography of the kidneys. Также проведен анализ списков литературы найденных статей по соответствующим критериям.

**Результаты.** По соответствующим ключевым словам было подобрано 288 статей, в том числе публикаций научных конгрессов и конференций, 39 из которых были признаны авторами соответствующими тематике научного обзора. Из списков литературы найденных статей было дополнительно выбрано 8 статей. В результате поиска была выделена группа статей, среди которых проанализирован материал для получения ответов на поставленные вопросы.

**Заключение.** Проведенный анализ данных литературы является одним из этапов систематизации ранее проведенных исследований в области эластичности почек и позволяет отметить важность исключения всех описанных предыдущими авторами факторов, вызывающих значительную вариабельность показателей жесткости неизменной паренхимы почки. В результате обзора авторы показали возможности использования двумерной ультразвуковой эластографии сдвиговой волной в оценке жесткости паренхимы почек неинвазивным методом и необходимость выработки стандартной методологии исследования, сводящую к минимуму погрешность.

**Ключевые слова:** эластография почек; оценка жесткости почек; ультразвуковая эластография почек

**Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.**

**Для цитирования:** Маджугин М.Л., Болоцков А.С., Фирсов М.С., Дадаян А.Р. Эластография паренхимы почек у здоровых пациентов (обзор литературы). *Медицинская визуализация*. 2025; 29 (1): 80–91.  
<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1501>

**Поступила в редакцию:** 06.10.2024. **Принята к печати:** 27.11.2024. **Опубликована online:** 17.01.2025.

## Elastography of renal parenchyma in healthy patients (literature review)

© Mikhail L. Madzhugin<sup>1\*</sup>, Alexander S. Bolotskov<sup>1</sup>, Maxim S. Firsov<sup>1</sup>, Arsen R. Dadayan<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Clinical Hospital “RZD-Medicine” in Rostov-on-Don; 92A, Varfolomeeva str., Rostov-on-Don 344011, Russian Federation

<sup>2</sup> Central City Hospital N.A. Semashko in Rostov-on-Don; 105, Voroshilovsky prosp., Rostov-on-Don 344003, Russian Federation



**Aim:** analysis of literature sources and comparative evaluation of research results on the effectiveness of performing renal elastography in almost healthy patients, development of stiffness standards for kidneys in practically healthy patients and development of a standard technology for performing the study.

**Material and methods.** A search was conducted for scientific articles, publications, clinical recommendations, reports of congresses in the information and analytical systems eLibrary, Google Scholar and PubMed for 2013–2024 by keywords: kidney elastography, assessment of kidney stiffness, ultrasound elastography of the kidneys, renal elastography, renal stiffness. The analysis of the literature lists of the found articles according to the relevant criteria was also carried out.

**Results.** According to the relevant keywords, 288 articles were selected, including publications of scientific congresses and conferences, 39 articles were recognized by the authors as corresponding to the subject of the scientific review. And 8 additional articles were selected from the literature lists of the found articles. As a result of the search, a group of articles was created among which the material was analyzed to get answers to the questions posed.

**Conclusion.** The analysis of the literature data is one of the stages of systematization of previously conducted studies in the field of renal elasticity and allows us to note the importance of excluding all factors described by previous authors that cause significant variability in the stiffness of unchanged renal parenchyma. As a result of the review, the authors showed the possibility of using 2D shear wave ultrasound elastography in assessing the stiffness of the renal parenchyma by a non-invasive method and the need to develop a standard research methodology that minimizes the error.

**Keywords:** renal elastography; renal stiffness; ultrasound elastography of the kidneys

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

**For citation:** Madzhugin M.L., Bolotskov A.S., Firsov M.S., Dadayan A.R. Elastography of renal parenchyma in healthy patients (literature review). *Medical Visualization*. 2025; 29 (1): 80–91. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1501>

**Received:** 06.10.2024.

**Accepted for publication:** 27.11.2024.

**Published online:** 17.01.2025.

## Введение

Длительное время ультразвуковое исследование (УЗИ) является наиболее востребованным методом для визуализации почек. УЗИ можно применять независимо от функции почек, это неинвазивный метод, который можно применять у беременных. Пункционная биопсия почки под ультразвуковым наведением является часто используемой процедурой и применяется в клинической практике как наиболее достоверный, но инвазивный метод диагностики. Отмечено, что заболеваемость различными болезнями почек неуклонно растет [1, 2], в связи с этим необходимо внедрение новых методик неинвазивной диагностики почек.

Метод эластографии сдвиговой волной позволяет получить информацию о жесткости различных тканей [3]. Эта методика уже давно доказала свою ценность в диагностике и оценке тяжести фиброзных изменений в печени. Следует отметить, что в отношении почек здоровых пациентов до недавнего времени не существовало достоверных данных о жесткости.

**Цель исследования:** анализ литературных источников и сравнительная оценка результатов исследований об эффективности выполнения эластографии почек у практически здоровых пациентов, выработка нормативов жесткости для почек практически здоровых пациентов и разработка стандартной технологии выполнения исследования.

## Материал и методы

Проведен поиск научных статей, публикаций, клинических рекомендаций, отчетов съездов и научных конгрессов в информационно-аналитических системах ELibrary, Google Scholar и PubMed за 2013–2024 гг. по ключевым словам: эластография почек, оценка жесткости почек, ультразвуковая эластография почек, renal elastography, renal stiffness, ultrasound elastography of the kidneys. Также проведен анализ списков литературы найденных статей по соответствующим критериям.

**Виды эластометрии и выбор варианта эластометрии для оценки жесткости почек.** При эластометрии используется ультразвук для количественной оценки жесткости ткани. Эта методика позволяет определить точную жесткость различных тканей, в отличие от пальпации, при которой невозможно определить жесткость в каких-либо единицах. Кроме того, эластография значительно превосходит обычное УЗИ, при котором нет возможности получить точную информацию об упругих свойствах ткани, поскольку распространение ультразвука в В-режиме практически равномерно в различных тканях [4].

Главным принципом эластографии является создание напряжения в ткани с последующим измерением деформации, вызванной этим напряжением [5]. Жесткость ткани возможно количественно оценить с помощью модуля Юнга, определяемого как соотношение между приложенным



напряжением и вызванной им деформацией и выражается в единицах давления – паскалях или чаще килопаскалях [6], в некоторых случаях, например при использовании методики ARFI (Acoustic Radiation Force Impulse), жесткость измеряют в скорости распространения ультразвука в м/с. В зависимости от вида внешней силы, которая была применена к ткани, можно выполнить различные виды эластографии.

**При статической или квазистатической эластографии** применяется компрессия тканей к интересующему органу и предоставляется в виде качественной карты с напряжением тканей до и после сжатия. Однако модуль Юнга этим методом не может быть рассчитан, поскольку величина приложенной компрессии неизвестна; изображение такой деформации, обычно называемое эластограммой, отображается в виде цветной карты и затем сравнивается со здоровыми тканями [7, 8].

**Транзиентная эластография** показывает одномерное количественное изображение жесткости исследуемой ткани. Главный принцип заключается в создании временной вибрации кожи с помощью специального устройства, встроенного в датчик, а затем в регистрации при помощи одномерного датчика поперечных волн, которые распространяются внутри исследуемой ткани. Таким образом возможно получение количественной линии жесткости тканей. Также эта методика используется в 2D с получением карты модуля Юнга в исследуемой ткани [6].

**Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI)** – это технология создания сдвиговых волн, использующая радиационное давление (силу) сфокусированного ультразвукового импульса, позволяющая построить качественную карту жесткости исследуемой ткани. ARFI использует сфокусированный луч ультразвука для воздействия локализованной силы излучения на малые объемы исследуемой ткани на короткие временные промежутки [9]; эта сила вызывает переменное смещение ткани, варьирующее в зависимости от жесткости ткани в фокальном пятне [6, 9]. Произведя измерения в разных местах, можно получить двухмерную карту жесткости [9].

**Shear Wave Elasticity Imaging (SWEI), или эластография сдвиговой волной.** В методике SWE внутри тканей генерируется источник попе-

речных сверхзвуковых волн, при этом амплитуда поперечных волн увеличивается при одновременном ограничении акустической мощности. Множественные импульсы лучевого пучка могут последовательно сфокусированы в разных точках тестируемой ткани и вызывают поперечную волну. Импульсы посылаются от датчика на разную глубину со скоростью выше скорости генерируемых поперечных волн; в итоге все поперечные волны концентрируются на малой площади, имеющей форму “конуса Маха”, что увеличивает их амплитуду и дальность распространения. Генерируемые поперечные волны затем количественно картируются с использованием метода сверхбыстрой визуализации [10].

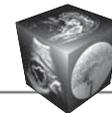
Методика компрессионной эластографии нашла широкое применение при патологии поверхностно расположенных органов [11], таких как щитовидная железа и молочная железа, однако эти методики бесполезны при исследовании глубоко расположенных органов, таких как почка [12], кроме того, разнородность тканей отдельных тканей даже в здоровой почке не позволяет сравнить результаты в разных ее отделах [13].

При транзиентной эластографии объем образца длиной не более 4 см помещается в окно с небольшими отклонениями ниже поверхности кожи (20–60 мм), при этой методике нет ультразвукового контроля для позиционирования образца в почке, которая расположена на различной глубине [13]. Поэтому при исследовании почки могут возникнуть ошибки в интерпретации результатов.

Методики на основе анализа сдвиговой волны и ARFI максимально подходят для оценки жесткости почек, поскольку они позволяют по отдельности оценить различные отделы почки.

### Результаты исследования

В результате исследования 288 статей по соответствующим ключевым словам были выбраны 47 работ полностью или частично соответствующих основной цели статьи. По результатам анализа выяснено, что был проведен ряд исследований на животных и людях с различными результатами (см. таблицу) [13–31]. Однако выявлено, что по результатам исследований возникают многочисленные неопределенности из-за сложности методологии, архитектуры почки или гетерогенных и динамических процессов.



**Таблица.** Сравнительный анализ исследований жесткости почки различными методами эластографии  
**Table.** Comparative analysis of kidney stiffness studies using various elastography methods

<p><b>Источник</b> Количество исследований пациентов или животных Number of patient or animal studies</p>	<p><b>Тип исследования</b> Type of research</p>	<p><b>Метод</b> Method</p>	<p><b>Среднее значение модуля Юнга (кПа) или ССВ (м/с) или SSW(m/s)</b> The average value of Yung's modulus (kPa) or SSW(m/s)</p>	<p><b>Выводы, имеющие статистическую значимость</b> Conclusions of statistical significance</p>
<p>Arda K. et al., 2011 [14] n = 127</p>	<p>Здоровые почки Healthy kidneys</p>	<p>SWEI</p>	<p>Кора: 5,2 ± 2,9 кПа мужчины, 4,9 ± 2,9 кПа женщины Почечная лоханка: 24,7 ± 4,9 кПа мужчины, 23,1 ± 5,5 кПа женщины Cortex: 5.2 ± 2.9 kPa men, 4.9 ± 2.9 kPa women Renal pelvis: 24.7 ± 4.9 kPa men, 23.1 ± 5.5 kPa women</p>	<p>Кора имеет значительно меньшую жесткость в отношении лоханки Отсутствуют данные о жесткости мозгового вещества The cortex has significantly less stiffness in relation to the pelvis. There is no data on the stiffness of the medulla</p>
<p>Genisson J.L. et al., 2012 [15] n = 3</p>	<p>Здоровые почки свиньи Healthy kidneys of pigs</p>	<p>SWEI</p>	<p>Внутренняя кора: 8,1 ± 1,9 кПа Внешняя кора: 6,9 ± 1,4 кПа Inner crust: 8.1 ± 1.9 kPa Outer crust: 6.9 ± 1.4 kPa</p>	<p>Эластичность варьирует в зависимости от анизотропии и от васкуляризации и давления мочи Внутренняя кора имеет более высокую эластичность, чем внешняя кора, обусловлено различиями в перфузии Stiffness varies depending on the anisotropy of vascularization and urine pressure The inner cortex has a higher stiffness than the outer cortex, which is due to differences in blood supply</p>
<p>Grenier H. et al., 2013 [13]</p>	<p>Здоровые почки Healthy kidneys</p>	<p>SWEI</p>	<p>Медулярная жесткость: 10,8 ± 2,7 кПа Кортикальная жесткость: 15,4 ± 2,5 кПа Medullary stiffness: 10.8 ± 2.7 kPa Cortical stiffness: 15.4 ± 2.5 kPa</p>	<p>Эластичность коры выше, чем мозговой слой The values of cortical stiffness were higher than those of the medullar part</p>
<p>Guo L.H. et al., 2013 [16] 327 здоровых, 64 ХБП 327 healthy, 64 chronic kidney disease (CKD)</p>	<p>Здоровые vs ХБП Healthy vs CKD</p>	<p>ARFI</p>	<p>Здоровый контроль: 2,15 ± 0,51 м/с ХБП 1–5-й стадии: 1,81 ± 0,43 м/с, 1,79 ± 0,29 м/с, 1,81 ± 0,44 м/с, 1,64 ± 0,55 м/с, 1,36 ± 0,17 м/с соответственно Пороговое значение для прогнозирования ХБП 1,88 м/с Healthy control: 2.15 ± 0.51 m/s CKD 1–5 stages: 1.81 ± 0.43 m/s, 1.79 ± 0.29 m/s, 1.81 ± 0.44 m/s, 1.64 ± 0.55 m/s, 1.36 ± 0.17 m/s respectively The threshold value for predicting CKD 1.88 m/s</p>	<p>При сравнении стадий ХБП ССВ увеличивается у здоровых ARFI прогнозирует только ХБП 5-й стадии SSW связан только с СКФ, азотом мочевины и креатинином When compared with each stage of CKD, SSW increases in healthy people ARFI predicts only stage 5 of CKD SSW is associated only with GFR, urea nitrogen and creatinine</p>



Таблица (продолжение).  
Table (continuation).

Источник исследования пациентов или животных Number of patient or animal studies	Тип исследования Type of research	Метод Method	Среднее значение модуля Юнга (кПа) или ССВ (м/с) The average value of Yung's modulus (kPa) or SSW(m/s)	Выводы, имеющие статистическую значимость Conclusions of statistical significance
Bruno C. et al (2013) [17] 28 ПМП, 16 здоровых 28 vesicoureteral reflux (VUR), 16 healthy	Здоровые vs пузырно-мочеточниковый рефлюкс Healthy vs VUR	ARFI	ССВ в "пораженных" почках: $5.70 \pm 1.71$ м/с; в контралатеральных: $4.09 \pm 0.97$ м/с; в здоровых почках: $3.13 \pm 0.09$ м/с; ССВ при вторичном ПМП: $6.59 \pm 1.45$ м/с; при первичном ПМП: $5.35 \pm 1.72$ м/с SSW in the "affected" kidneys: $5.70 \pm 1.71$ m/s; in the contralateral: $4.09 \pm 0.97$ m/s; in healthy: $3.13 \pm 0.09$ m/s; SSW at secondary VUR: $6.59 \pm 1.45$ m/s; at primary VUR: $5.35 \pm 1.72$ m/s	ССВ в "пораженных" почках выше, чем ССВ в "контралатеральных" почках, и у "здоровых" Существует разница ССВ в "контралатеральных" и "здоровых" почках Более высокая ССВ при вторичном ПМП по сравнению с первичным ПМП SSW in "affected" kidneys is higher than SSW in both "contralateral" kidneys and in "healthy" A significant difference between SSW in "contralateral" and "healthy" kidneys Higher SSW in secondary VUR compared to primary VUR
Cui G. et al., 2014 [18] n = 76	Здоровые vs ХБП Healthy (biopsy) vs CKD	ARFI	Без фиброза: $1.59 \pm 0.14$ м/с Легкий фиброз: $2.15 \pm 0.38$ м/с Средний фиброз: $2.29 \pm 0.53$ м/с Тяжелый фиброз: $2.24$ м/с Пороговое значение фиброза: $1.67$ м/с No fibrosis: $1.59 \pm 0.14$ m/s Mild fibrosis: $2.15 \pm 0.38$ m/s Average fibrosis: $2.29 \pm 0.53$ m/s Heavy fibrosis: $2.24$ m/s Fibrosis threshold value: $1.67$ m/s	ССВ значительно выше в легкой форме и группы умеренного фиброза при сравнении с группой без фиброза Нет существенной разницы между легкой и среднетяжелой группами SSW values were significantly increased in the mild and average fibrosis groups when compared with the "no fibrosis" group No significant difference between the mild and average groups
Sohn B. et al., 2014 [19] 19 здоровых, 30 гидронефроз 19 healthy, 30 hydronephrosis	Здоровые vs гидронефроз Healthy vs hydronephrosis	ARFI	Высокая степень гидронефроза: $2.02$ м/с Здоровые пациенты: $1.75$ м/с High grade of hydronephrosis: $2.02$ m/s Healthy patients: $1.75$ m/s	Среднее ССВ в почках с гидронефрозом высокой степени выше, чем ССВ в контралатеральной почке, но ниже, чем у здоровых The mean SSW in kidneys with high-grade hydronephrosis was higher than the rate in the contralateral kidney, but lower than in healthy
Bob F. et al., 2014 [20] 68 здоровых, 20 с патологией 68 healthy, 20 renal pathology	Здоровые vs почечная патология Healthy vs renal pathology	ARFI	Нормальные почки: $2.42 \pm 0.70$ м/с (оператор 1), $2.54 \pm 0.83$ м/с (оператор 2) С заболеванием почек: $2.11 \pm 0.79$ м/с (оператор 1), $2.14 \pm 0.84$ м/с (оператор 2) Healthy: $2.42 \pm 0.70$ m/s (operator 1), $2.54 \pm 0.83$ m/s (operator 2), Renal pathology: $2.11 \pm 0.79$ m/s (operator 1), $2.14 \pm 0.84$ m/s (operator 2)	Средние показатели ССВ почек были выше, но статистически незначимы у пациентов без патологии почек по сравнению с заболеваниями почек The average values of renal SSW were higher, but not statistically significant, in patients without renal pathology compared with patients with kidney disease



Таблица (продолжение).  
Table (continuation).

Источник Количество исследований пациентов или животных Number of patient or animal studies	Тип исследования Type of research	Метод Method	Среднее значение модуля Юнга (кПа) или ССВ (м/с) The average value of Yung's modulus (kPa) or SSW(m/s)	Выводы, имеющие статистическую значимость Conclusions of statistical significance
Asano K. et al., 2014 [21] 14 здоровых, 319 ХБП 14 Healthy, 319 CKD	Здоровые vs ХБП Healthy vs CKD	ARFI	ССВ у здоровых: 2,20 м/с в коре, 2,75 м/с в мозговом веществе SSW in healthy: 2.20 m/s in the cortex, 2.75 m/s in the medulla	ССВ в большей степени зависит от снижения кровотока, чем от фиброза Значительная положительная корреляция между ССВ и СКФ SSW depends more on a decrease in blood flow than on the progression of fibrosis A significant positive correlation between SSW and GFR
Hu Q. et al., 2014 [22] 32 здоровых, 163 ХБП 32 healthy, 163 CKD	Здоровые vs ХБП Healthy vs CKD	ARFI	Предельные значения: при легких нарушениях функции почек 2,65 м/с средняя степень: 2,50 м/с тяжелая степень: 2,33 м/с Limit values: with mild renal impairment 2.65 m/s medium grade: 2.50 m/s severe grade: 2.33 m/s	Средняя ССВ с тяжелым нарушением была ниже, чем при легком нарушении, и умеренно значима у группы с нарушениями и контрольной группы У пациентов с ХБП ССВ значимо коррелировала с СКФ и креатинином The average SSW in the kidneys with severe impairment was significantly lower than with mild impairment, and moderately significant in the impaired group and the control group In CKD patients, SSW was significantly correlated with GFR and creatinine
Yu N. et al., 2014 [23] 120 СД 2 типа, 30 здоровых 120 type 2 diabetes, 30 healthy	Здоровые vs СД Healthy vs diabetes	ARFI	Контроль: 2,22 ± 0,47 м/с Нормоальбуминурия: 2,29 ± 0,20 м/с Микроальбуминурия: 2,53 ± 0,16 м/с Макроальбуминурия: 2,98 ± 0,32 м/с Пороговое значение для прогнозирования диабетической нефропатии 2,43 м/с Control: 2.22 ± 0.47 m/s Normalalbuminuria: 2.29 ± 0.20 m/s Microalbuminuria: 2.53 ± 0.16 m/s Macroalbuminuria: 2.98 ± 0.32 m/s The threshold value for predicting diabetic nephropathy is = 2.43 m/s	Нет достоверной разницы между нормоальбуминурией и контрольной группой Значительная разница между микроальбуминурией и контрольной группой Значительная разница между парой СД и контроль group No significant difference between normalalbuminuria and the control group Significant difference between microalbuminuria and the control group Significant difference between a pair of diabetes and control
Tian F. et al., 2014 [24] 259 подагра, 200 здоровые 259 gout, 200 healthy	Здоровые vs подагра Healthy vs gout	ARFI	Паренхима (контрольная группа) 2,73 ± 0,82 м/с Синус (контрольная группа) 3,02 ± 0,45 м/с Паренхима (подагра) 2,73 ± 0,82 м/с Синус (подагра) 3,02 ± 0,45 м/с Renal parenchyma (control group) 2.73 ± 0.82 m/s Renal sinus (control group) 3.02 ± 0.45 m/s Renal parenchyma (gout) 2.73 ± 0.82 m/s Renal sinus (gout) 3.02 ± 0.45 m/s	Паренхиматозная и синусная ССВ значительно выше в подкарической почке, чем контроль β <sub>2</sub> -Микроглобулин мочи положительно коррелирует с ССВ почечной паренхимы при подагрической почке Parenchymal and sinus SSW are significantly higher in the gout than in the control β <sub>2</sub> -Urinary microglobulin positively correlates with SSW of the renal parenchyma in gouty



Таблица (продолжение).  
Table (continuation).

Источник исследований пациентов или животных Number of patient or animal studies	Тип исследования Type of research	Метод Method	Среднее значение модуля Юнга (кПа) или ССВ (м/с) The average value of Yung's modulus (kPa) or SSW(m/s)	Выводы, имеющие статистическую значимость Conclusions of statistical significance
Samir A. E et al (2015) [25] 20 здоровые, 25 ХБП 20 healthy, 25 CKD	Здоровые vs ХБП Healthy vs CKD	SWEI	Здоровые контроль: 4,40 кПа (3,68, 5,70) ХБП: 9,40 кПа (5,55–22,35) Пороговое значение для прогнозирования ХБП 5,3 кПа Healthy controls: 4,40 кПа (3,68, 5,70) CKD: 9,40 кПа (5,55–22,35) Threshold value for predicting CKD 5.3 kPa	ХБП связана с увеличением медианы модуля Юнга и более высокое медианное межпредметное измерение изменчивости модуля Юнга CKD was associated with an increase in the median Young's modul and a higher median intersubject measurement of the variability of Young's Modul was estimated
Göya S. et al., 2015 [26] 281 здоровые, 114 диабетическая нефропатия 281 healthy, 114 diabetic nephropathy	Здоровые vs диабетическая нефропатия Healthy vs diabetic nephropathy	ARFI	Нефропатия стадии 1–5: 2,87; 3,14; 2,95; 2,68; 2,55 м/с Пороговое значение для прогнозирования нефропатии 2,43 м/с здоровые контроль: 2,35 м/с Stages of nephropathy 1–5: 2,87; 3,14; 2,95; 2,68; 2,55 м/с Threshold value for the prediction of nephropathy 2.43 m/s healthy control: 2.35 m/s	ARFI смогла различить разные стадии нефропатии, кроме 5-й стадии У здоровых была статистически значимая корреляция между ССВ возрастом и полом ARFI was able to distinguish between different stages of nephropathy, except for stage 5 Healthy volunteers showed a statistically significant correlation between age and gender
Vota S. et al., 2015 [28] 91 здоровых 91 healthy	Здоровые Healthy	ARFI	Левая почка – 2,36 ± 0,75 м/с Правая почка – 2,49 ± 0,81 м/с The left kidney is – 2.36 ± 0.75 m/s The right kidney is – 2.49 ± 0.81 m/s	ССВ в основном зависит от возраста и пола и в меньшей степени от глубины измерения SSW is mainly influenced by age and gender, and to a lesser extent by the depth of measurement
Göya S. et al., 2015 [26] 88 с ПМР, 20 здоровы 88 VUR, 20 Healthy	Здоровые vs пузырно-мочеточниковый рефлюкс Healthy vs VUR	ARFI	Здоровые 2,39 ± 0,22 м/с Пузырно-мочеточниковый рефлюкс 1,83 ± 0,44 м/с In healthy controls 2.39 ± 0.22 m/s The mean SWW of damaged kidneys 1.83 ± 0.44 m/s	Более высокая ССВ в неповрежденных почках ССВ снижается с повышением степени ПМР, увеличение повреждения почек по данным нефросцинтиграфии и снижение выделительной функции по данным нефросцинтиграфии Significantly higher SSW in intact kidneys SSW decreases with an increase in the degree of VUR, an increase in kidney damage assessed by nephrosцинтиgraphy and a decrease in differential function assessed by nephrosцинтиgraphy
Амосов А.В. и др., 2015 [29] 40 с почечными образованиями 40 with kidney formations	Здоровые vs почечные образования Healthy vs kidney formations	SWEI	Жесткость нормальной паренхимы во всех группах 5–17 кПа The stiffness of the normal parenchyma in all groups is 5–17 kPa	Отсутствует сравнение медианы модуля Юнга слоев почки There is no comparison of the median Young's modulus of layers of the kidney

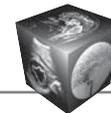


Таблица (окончание).  
Table (end).

Источник Количество исследований пациентов или животных Number of patient or animal studies	Тип исследования Type of research	Метод Method	Среднее значение модуля Юнга (кПа) или ССВ (м/с) The average value of Yung's modulus (kPa) or SSW(m/s)	Выводы, имеющие статистическую значимость Conclusions of statistical significance
Борсужов А.В. и др., 2016 [30] 79 детей 79 children	Метаболический синдром vs ожирение vs здоровые Metabolic Syndrome vs obesity vs healthy	SWEI	Дети с метаболическим синдромом: правая почка 32,81 кПа, левая почка 29,42 кПа Дети с ожирением: правая 14,32 кПа, левая 15,20 кПа. Здоровые дети: правая 7,80 кПа, левая 7,48 кПа Children with metabolic syndrome: a right kidney 32.81 kPa; a left kidney – 29.42 kPa Obese children: right – 14.32 kPa, left – 15.20 kPa. Healthy children: right – 7.80 kPa, left – 7.48 kPa	Более высокое значение медианы модуля Юнга при метаболическом синдроме Ожирение: медиана модуля Юнга ниже, чем при ожирении, но выше, чем у здоровых Significantly higher value of the median Young's modulus in patients with metabolic syndrome Obesity: the median Young's modulus is lower than in obese, but higher than in healthy
Бекезин В.В. и др., 2022 [31] 40 детей 40 children	Артериальная гипертензия (АГ) vs здоровые Arterial hypertension (AH) vs healthy	SWEI	Со стабильной АГ жесткость (правая/левая) 33,46/33,36 кПа С лабильной АГ 20,24/21,14 кПа Здоровые 7,37/7,80 кПа With stable AH stiffness (right/left) 33.46/33.36 kPa With labile AH of 20.24/21.14 kPa Healthy 7.37/7.80 kPa	Более высокая медиана модуля Юнга при стабильной АГ Лабильная АГ: медиана модуля Юнга ниже, чем при стабильной АГ, но выше, чем у здоровых Significantly higher median Young's modulus in patients with stable hypertension Labile hypertension: the median Young's modulus is lower than in stable hypertension, but higher than in healthy

Примечание. ПМР – пузырно-мочеточниковый рефлюкс, СКФ – скорость клубочковой фильтрации, ССВ – скорость сдвиговой волны.

Note. VUR – vesicoureteral reflux, GFR – Glomerular filtration rate, SSW – the speed of the shear wave.



Самой актуальной проблемой является отсутствие нормативов пределов жесткости в почке относительно здоровых пациентов, как это было определено для печени [32–34], щитовидной железы [35] и молочной железы [36]. Параметры, приведенные в статьях, значительно различаются, что свидетельствует о необходимости дальнейшего изучения способов и методики эластографии здоровых почек. Так, из таблицы видно, что значения жесткости коры почки варьируют по разным оценкам от  $15,4 \pm 2,5$  кПа [13] до  $5,0 \pm 2,9$  кПа [14] или даже  $4,40$  ( $3,68$ – $5,70$ ) кПа [24] для модуля Юнга в SSI или SWEI и от  $1,75$  м/с [18] до  $2,54 \pm 0,83$  м/с [21] для скорости поперечной волны при выполнении эластографии по методике ARFI. Углубленное исследование жесткости неизменной паренхимы почек имеет важное значение, так как сообщалось о существенных различиях жесткости между внешней и внутренней корой [15], между медуллярной и кортикальной частью почек [13], а также между корой и лоханкой почки [14], причем на вариабельность результатов могут влиять несколько факторов. В ARFI это мощность силы, приложенной к датчику [13, 37, 38], глубина расположения зоны интереса (ROI) [20, 27, 38]. В большинстве современных аппаратов максимальная глубина составляет 8 см, а также важна частота датчика [7, 38, 39], все это является потенциальными модификаторами скорости поперечной волны. Кроме того, в поздних стадиях хронической болезни почек (ХБП) размещение ROI на коре может быть проблематично ввиду истончения паренхимы.

Еще один феномен – анизотропия, который присутствует во всех отделах почки, особенно в мозговом слое [15, 40–42], что важно учитывать при интерпретации результатов; так, направление луча ультразвука по перпендикулярной оси на эти структуры приведет к повышению значения жесткости, поскольку поперечные волны распространяются быстрее; если луч ультразвука направлен параллельно к высокоанизотропной структуре, значения жесткости будут ниже, поскольку поперечные волны распространяются медленнее и рассеиваются в результате множественных отражений, создаваемых почечными канальцами, стромой и кровеносными сосудами [13, 15]. Следовательно, измерение жесткости в одной и той же части почки (субкапсулярной, корковой и мозгового вещества) целесообразно для получения достоверных и единообразных результатов [20, 27], а также для установления универсальных стандартов методологии выполнения исследования и для получения стабильных и сопоставимых результатов в будущем.

Кровоснабжение также влияет на измеренные значения жесткости почки. В одном исследовании, проведенном на животных J.L. Genisson и соавт., сообщалось о снижении жесткости почек после перевязки почечной артерии и, наоборот, повышении жесткости после перевязки почечной вены [15]. Кроме того, K. Asano и соавт. предположили, что при ХБП повышенная жесткость почки, измеренная при помощи ARFI, может быть вызвана сосудистыми аномалиями при ХБП, чем фиброзом паренхимы почки [21].

Перед выполнением эластографии необходимо исключить обструкцию верхних мочевых путей, поскольку в нескольких исследованиях сообщалось о линейном увеличении жесткости ткани почек, связанном с повышением давления мочи, обусловленном обструкцией верхних мочевых путей [15, 19].

Раса, пол и индекс массы тела (ИМТ), а также возраст [30, 31, 42] могут быть потенциальными модификаторами результатов ультразвуковой эластографии, и многие из перечисленных в таблице исследований выявили значительные различия жесткости почечной паренхимы по этим параметрам.

Обследования необходимо проводить на задержке дыхания, что может быть затруднено, особенно у детей [19, 30, 31].

Различные авторы сообщали о согласии между наблюдателями при разных коэффициентах внутриклассовой корреляции (ИКК) от  $0,71$  [20] до  $0,47$  [43] или даже  $0,31$  [44], что меньше, чем при оценке печеночного фиброза [44–46]. Такие различия объясняются более глубоким расположением почки по сравнению с печенью, разным опытом операторов в области ультразвуковой эластографии почек или могут быть обусловлены типом исследуемой почки: нативной или трансплантированной. Коэффициенты вариации внутри наблюдателя также составляют от  $20\%$  [47] до  $24\%$  [44].

Следует отметить, что отдельные авторы за последние годы пришли к выводу о возможности применения эластографии в диагностике неизменной паренхимы почек и разработали таблицу для стандартной технологии выполнения SWE, сводящую к минимуму погрешность, по аналогии со стандартами технологии эластографии печени, принятой во Всемирной федерации ультразвука в медицине и биологии (WFUMB) [48].

### Заключение

Проведенный анализ данных литературы является этапом систематизации ранее проведенных исследований в области эластографии почек и позволяет отметить важность исключения всех опи-



санных предыдущими авторами факторов, вызывающих значительную вариабельность показателей жесткости неизменной паренхимы почки. В результате обзора авторы показали возможности использования двухмерной ультразвуковой эластографии сдвиговой волной в оценке жесткости паренхимы почек неинвазивным методом и необходимости выработки стандартной методологии исследования, сводящей к минимуму погрешность.

#### Участие авторов

Маджугин М.Л. – проведение исследования, сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, участие в научном дизайне, подготовка, создание опубликованной работы, написание текста, статистическая обработка данных, ответственность за целостность всех частей статьи.

Болощков А.С. – концепция и дизайн исследования, сбор и обработка данных, утверждение окончательного варианта статьи, подготовка, создание опубликованной работы, утверждение окончательной редакции статьи, ответственность за целостность всех частей статьи.

Фирсов М.С. – статистическая обработка данных.

Дадаян А.Р. – обзор публикаций по теме статьи, участие в научном дизайне.

#### Authors' participation

Madzhugin M.L. – conducting research, collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data, participation in scientific design, preparation and creation of the published work, writing text, statistical analysis, responsibility for the integrity of all parts of the article.

Bolotskov A.S. – concept and design of the study, collection and analysis of data, approval of the final version of the article, preparation and creation of the published work, approval of the final version of the article, responsibility for the integrity of all parts of the article.

Firsov M.S. – statistical analysis.

Dadayan A.R. – review of publications, participation in scientific design.

#### Список литературы [References]

- Nie P., Chen R., Luo M. et al. Clinical and Pathological Analysis of 4910 Patients Who Received Renal Biopsies at a Single Center in Northeast China. *Biomed. Res. Int.* 2019; 1: 6869179. <http://doi.org/10.1155/2019/6869179>
- Zhang Q.L., Rothenbacher D. Prevalence of chronic kidney disease in population-based studies: systemic review. *BMC Public Health.* 2008; 8: 117. <http://doi.org/10.1186/1471-2458-8-117>
- Ophir J., Céspedes I., Ponnekanti H. et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason. Imaging.* 1991; 13 (1): 111–134. <http://doi.org/10.1177/016173469101300201>
- Wang L. Acoustic Radiation Force Based Ultrasound Elasticity Imaging for Biomedical Applications. *Sensors (Basel).* 2018; 18 (7): 2252. <http://doi.org/10.3390/s18072252>.
- Sigrist R.M.S., Liao J., Kaffas A.E. et al. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics.* 2017; 7 (5): 1303–1329. <http://doi.org/10.7150/thno.18650>.
- Ozturk A., Grajo J.R., Dhyani M. et al. Principles of ultrasound elastography. *Abdom. Radiol. (NY).* 2018; 43 (4): 773–785. <http://doi.org/10.1007/s00261-018-1475-6>
- Dietrich C.F., Bamber J., Berzigotti A. et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Liver Ultrasound Elastography, Update 2017 (Long Version). *Ultraschall. Med.* 2017; 38 (4): e16–e47. <http://doi.org/10.1055/s-0043-103952>
- European Association for Study of Liver. EASL Clinical Practice Guidelines: management of hepatitis C virus infection. *J. Hepatol.* 2014; 60 (1): 392–420. <http://doi.org/10.1016/j.jhep.2013.11.003>
- Mathew G.G., Gunda K.C., Prakash K.C. et al. Correlation of Acoustic Radiation Force Impulse Imaging with Chronicity Markers in Native Renal Biopsy. *G. Ital. Nefrol.* 2023; 40 (4): 4.
- Demin I.Y., Rykhtik P.I., Spivak A.E., Safonov D.V. A New Criterion for Shear Wave Elastometric Assessment Using Modulus of Stiffness Difference between Object and Environment. *Sovrem. Tekhnologii Med.* 2022; 14 (5): 5–13. <http://doi.org/10.17691/stm2022.14.5.01>
- Cosgrove D., Barr R., Bojunga J. et al. WFUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 4. Thyroid. *Ultrasound Med. Biol.* 2017; 43 (1): 4–26. <http://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2016.06.022>
- Barr R.G., Wilson S.R., Rubens D. et al. Update to the Society of Radiologists in Ultrasound Liver Elastography Consensus Statement. *Radiology.* 2020; 296 (2): 263–274. <http://doi.org/10.1148/radiol.2020192437>
- Grenier N., Gennisson J.L., Cornelis F. et al. Renal ultrasound elastography. *Diagn. Interv. Imaging.* 2013; 94: 545–550. <http://doi.org/10.1016/j.diii.2013.02.003>
- Arda K., Ciledag N., Aktas E. et al. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. *Am. J. Roentgenol.* 2011; 197 (1): 532–536. <http://doi.org/10.2214/AJR.10.5449>
- Gennisson J.L., Grenier N., Combe C., Tanter M. Supersonic shear wave elastography of in vivo pig kidney: influence of blood pressure, urinary pressure and tissue anisotropy. *Ultrasound Med. Biol.* 2012; 38 (1): 1559–1567. <http://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2012.04.013>
- Guo L.H., Xu H.X., Fu H.J. et al. Acoustic radiation force impulse imaging for noninvasive evaluation of renal parenchyma elasticity: preliminary findings. *PLoS One.* 2013; 8 (1): e68925. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0068925>
- Bruno C., Caliri G., Zaffanello M. et al. Acoustic radiation force impulse (ARFI) in the evaluation of the renal parenchymal stiffness in pediatric patients with vesicoureteral reflux: preliminary results. *Eur. Radiol.* 2013; 23 (1): 3477–3484. <http://doi.org/10.1007/s00330-013-2959-y>
- Cui G., Yang Z., Zhang W. et al. Evaluation of acoustic radiation force impulse imaging for the clinicopathological typing of renal fibrosis. *Exp. Ther. Med.* 2014; 7 (1): 233–235. <http://doi.org/10.3892/etm.2013.1377>



19. Sohn B., Kim M.J., Han S.W. et al. Shear wave velocity measurements using acoustic radiation force impulse in young children with normal kidneys versus hydro-nephrotic kidneys. *Ultrasonography*. 2014; 33 (1): 116–121. <http://doi.org/10.14366/usg.14002>
20. Bob F., Bota S., Sporea I. et al. Kidney shear wave speed values in subjects with and without renal pathology and interoperator reproducibility of acoustic radiation force impulse elastography (ARFI) – preliminary results. *PLoS One*. 2014; 9 (1): e113761. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0113761>
21. Asano K., Ogata A., Tanaka K. et al. Acoustic radiation force impulse elastography of the kidneys: is shear wave velocity affected by tissue fibrosis or renal blood flow? *J. Ultrasound Med*. 2014; 33 (1): 793–801. <http://doi.org/10.7863/ultra.33.5.793>
22. Hu Q., Wang X.Y., He H.G. et al. Acoustic radiation force impulse imaging for noninvasive assessment of renal histopathology in chronic kidney disease. *PLoS One*. 2014; 9 (1): e115051. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0115051>
23. Yu N., Zhang Y., Xu Y. Value of virtual touch tissue quantification in stages of diabetic kidney disease. *J. Ultrasound Med*. 2014; 33 (1): 787–792. <http://doi.org/10.7863/ultra.33.5.787>
24. Tian F., Wang Z.B., Meng D.M. et al. Preliminary study on the role of virtual touch tissue quantification combined with a urinary  $\beta$ 2-microglobulin test on the early diagnosis of gouty kidney damage. *Ultrasound Med. Biol*. 2014; 40 (1): 1394–1399. <http://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2014.01.01>
25. Samir A.E., Allegretti A.S., Zhu Q. et al. Shear wave elastography in chronic kidney disease: a pilot experience in native kidneys. *BMC Nephrol*. 2015; 16 (1): 119. <http://doi.org/10.1186/s12882-015-0120-7>
26. Goya C., Kilinc F., Hamidi C. et al. Acoustic radiation force impulse imaging for evaluation of renal parenchyma elasticity in diabetic nephropathy. *Am. J. Roentgenol*. 2015; 204 (1): 324–329. <http://doi.org/10.2214/AJR.14.12493>
27. Sommerer C., Scharf M., Seitz C. et al. Assessment of renal allograft fibrosis by transient elastography. *Transpl. Int*. 2013; 26 (1): 545–551. <http://doi.org/10.1111/tri.12073>
28. Bota S., Bob F., Sporea I. et al. Factors that influence kidney shear wave speed assessed by acoustic radiation force impulse elastography in patients without kidney pathology. *Ultrasound Med. Biol*. 2015; 41 (1): 1–6. <http://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2014.07.023>
29. Амосов А.В., Крупинов Г.Е., Сорокин Н.И., Кубаней-швили И.С., Семендяев Р.И. Ультразвуковая эластография сдвиговой волной в диагностике опухолей почек. *Ультразвуковая и функциональная диагностика*. 2015; 4: 17а. Amosov A.V., Krupinov G.E., Sorokin N.I. et al. Shear wave ultrasound elastography in the diagnosis of kidney tumors. *Ultrasound and Functional Diagnostics*. 2015; 4: 17а. (In Russian)
30. Борсуков А.В., Бекезин В.В., Козлова Е.Ю., Пересецкая О.В. Диагностические возможности ультразвуковой эластографии почек у детей с метаболическим синдромом. *Доктор.Ру*. 2016; 6: 52–56. Borsukov A.V., Bekezin V.V., Kozlova E.Yu., Peresetskaya O.V. Diagnostic possibilities of ultrasound elastography of the kidneys in children with metabolic syndrome. *Doctor.ru*. 2016; 6: 52–56. (In Russian)
31. Бекезин В.В., Борсуков А.В., Козлова Е.Ю. Влияние артериальной гипертензии у подростков с ожирением на состояние почек по данным эластографии сдвиговой волной. *Российский кардиологический журнал*. 2022; 27 (S6): 6. Bekezin V.V., Borsukov A.V., Kozlova E.Yu. The effect of arterial hypertension in obese adolescents on kidney condition according to shear wave elastography. *Russian Journal of Cardiology*. 2022; 27 (S6): 6. (In Russian)
32. Močnik M., Marčun Varda N. Ultrasound Elastography in Children. *Children (Basel)*. 2023; 10 (8): 1296. <http://doi.org/10.3390/children10081296>
33. Zhang Y.Y., Meng Z.J. Definition and classification of acute-on-chronic liver diseases. *Wld J. Clin. Cases*. 2022; 10 (15): 4717–4725. <http://doi.org/10.12998/wjcc.v10.i15.4717>
34. Herrmann E., de Lédinghen V., Cassinotto C. et al. Assessment of biopsy-proven liver fibrosis by two-dimensional shear wave elastography: An individual patient data-based meta-analysis. *Hepatology*. 2018; 67 (1): 260–272. <http://doi.org/10.1002/hep.29179>
35. Magri F., Chytiris S., Chiovato L. The role of elastography in thyroid ultrasonography. *Curr. Opin. Endocrinol. Diabetes Obes*. 2016; 23 (5): 416–422. <http://doi.org/10.1097/MED.0000000000000274>
36. Ricci P., Maggini E., Mancuso E. et al. Clinical application of breast elastography: state of the art. *Eur. J. Radiol*. 2014; 83(3):429–437. <http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2013.05.007>
37. Cui X.W., Li K.N., Yi A.J. et al. Ultrasound elastography. *Endosc. Ultrasound*. 2022; 11 (4): 252–274. <http://doi.org/10.4103/EUS-D-21-00151>
38. Zaffanello M., Bruno C. Clinical perspective on renal elasticity quantification by acoustic radiation force impulse: Where we are and where we are going. *Wld J. Clin. Urol*. 2015; 4 (1): 100–104. <http://doi.org/10.5410/wjcu.v4.i3.100>
39. Rizzo L., L'Abbate L., Attanasio M. et al. Depth effect on point shear wave velocity elastography: Evidence in a chronic hepatitis C patient cohort. *Ultrasound*. 2024; 32 (1): 53–61. <http://doi.org/10.1177/1742271X231183370>
40. Nery F., Szczepankiewicz F., Kerkelä L. et al. In vivo demonstration of microscopic anisotropy in the human kidney using multidimensional diffusion MRI. *Magn. Reson. Med*. 2019; 82 (6): 2160–2168. <http://doi.org/10.1002/mrm.27869>
41. Jiang B., Liu F., Fu H., Mao J. Advances in imaging techniques to assess kidney fibrosis. *Ren. Fail*. 2023; 45 (1): 2171887. <http://doi.org/10.1080/0886022X.2023.2171887>
42. Nishino T., Tomori S., Ono S. et al. Effect of proteinuria at relapse on shear wave velocity assessed using ultrasound elastography in children with idiopathic nephrotic syndrome. *J. Med. Ultrason*. 2024; 1 (1): 4. <http://doi.org/10.1007/s10396-024-01455-7>
43. Gonçalves L.M., Forte G.C., Holz T.G. et al. Shear wave elastography and Doppler ultrasound in kidney transplant recipients. *Radiol. Bras*. 2022; 55 (1): 19–23. <http://doi.org/10.1590/0100-3984.2020.0148>
44. Filipov T., Teutsch B., Szabó A. et al. Investigating the role of ultrasound-based shear wave elastography in kidney transplanted patients: correlation between non-invasive fibrosis detection, kidney dysfunction and biopsy results—a systematic review and meta-analysis. *J. Nephrol*. 2024; 1 (1): 8. <http://doi.org/10.1007/s40620-023-01856-w>



45. Kishimoto R., Kikuchi K., Koyama A. et al. Intra- and inter-operator reproducibility of US point shear-wave elastography in various organs: evaluation in phantoms and healthy volunteers. *Eur. Radiol.* 2019; 29 (11): 5999–6008. <http://doi.org/10.1007/s00330-019-06195-8>
46. Fang C., Konstantatou E., Romanos O. et al. Reproducibility of 2-Dimensional Shear Wave Elastography Assessment of the Liver: A Direct Comparison With Point Shear Wave Elastography in Healthy Volunteers. *J. Ultrasound Med.* 2017; 36 (8): 1563–1569. <http://doi.org/10.7863/ultra.16.07018>
47. Kim T.M., Ahn H., Cho J.Y. et al. Prediction of acute rejection in renal allografts using shear-wave dispersion slope. *Eur. Radiol.* 2023; 1 (1): 12. <http://doi.org/10.1007/s00330-023-10492-8>
48. Маджугин М.Л., Болоцков А.С., Дадаян А.Р., Фирсов М.С. Оценка жесткости паренхимы почек у практически здоровых пациентов методом эластографии сдвиговой волной. *Современные проблемы науки и образования.* 2024; 5: 2024. <https://science-education.ru/article/view?id=33646> <http://doi.org/10.17513/spno.33646>
- Madzhugin M.L., Bolotskov A.S., Dadayan A.R., Firsov M.S. Assessment of renal parenchyma stiffness in almost healthy patients by shear wave elastography. *Modern Problems of Science and Education.* 2024; 5: 2024. <https://science-education.ru/article/view?id=33646> <http://doi.org/10.17513/spno.33646> (In Russian)

**Для корреспонденции\***: Маджугин Михаил Леонидович – e-mail: doctormi1982@gmail.com

**Маджугин Михаил Леонидович** – врач отделения УЗД ЧУЗ “Клиническая больница «РЖД-Медицина» г. Ростов-на-Дону”, Ростов-на-Дону. <https://orcid.org/0009-0003-1961-4141>.

**Болоцков Александр Сергеевич** – заведующий отделением УЗД ЧУЗ “Клиническая больница «РЖД-Медицина» г. Ростов-на-Дону”, Ростов-на-Дону. <https://orcid.org/0000-0002-6765-0724>.

**Фирсов Максим Сергеевич** – врач отделения УЗД ЧУЗ “Клиническая больница «РЖД-Медицина» г. Ростов-на-Дону”, Ростов-на-Дону. <https://orcid.org/0009-0009-3076-5577>.

**Дадаян Арсен Рудольфович** – врач-хирург хирургического отделения ГБУ РО “ЦГБ им. Н.А. Семашко в г. Ростов-на-Дону”, Ростов-на-Дону. <https://orcid.org/0000-0002-1766-305X>.

**Contact\***: Mikhail L. Madzhugin – e-mail: doctormi1982@gmail.com

**Mikhail L. Madzhugin** – doctor, department of Ultrasound Diagnostics, Clinical Hospital “RZD-Medicine” in Rostov-on-Don, Rostov-on-Don. <https://orcid.org/0009-0003-1961-4141>

**Alexander S. Bolotskov** – Head of the Ultrasound Diagnostics Department, Clinical Hospital “RZD-Medicine”, Rostov-on-Don. <https://orcid.org/0000-0002-6765-0724>

**Maxim S. Firsov** – doctor, department of Ultrasound Diagnostics, Clinical Hospital “RZD-Medicine”, Rostov-on-Don. <https://orcid.org/0009-0009-3076-5577>.

**Arsen R. Dadayan** – surgeon, Surgical department, Central City Hospital N.A. Semashko in Rostov-on-Don, Rostov-on-Don. <https://orcid.org/0000-0002-1766-305X>.